



Programa de Doctorado Investigació en Ciències de la Salut

**LA FÓRMULA METATARSAL Y SU VALOR PREDICTIVO EN LOS
TRASTORNOS DE LA MARCHA**

Tesis Doctoral

Antonio Oller Asensio

Directores de tesis

Profesor Dr. Celestino Barastegui Almagro Profesor Dr. Leocadio Rodríguez Álvarez

L'Hospitalet de Llobregat, Diciembre de 2006



UNIVERSITAT DE BARCELONA



CAMPUS DE BELLVITGE

**LA FORMULA METATARSAL Y SU VALOR PREDICTIVO
EN LOS TRASTORNOS DE LA MARCHA**

Memoria presentada D. Antonio Oller Asensio, Licenciado en Podología (Universidad de Oporto), Licenciado en Antropología Social y Cultural (Universidad de San Antonio Murcia) y en Antropología de la Salud (Título propio de la Universidad de San Antonio Murcia) para optar al grado de Doctor en *Investigación en Ciencias de la Salud* por la Universidad de Barcelona, bajo la codirección de los Doctores Celestino Barastegui Almagro y Leocadio Rodríguez Álvarez.

Antonio Oller Asensio

L'Hospitalet de Llobregat, Diciembre 2006

VºBº

Codirector de la Tesis doctoral

Dr. Celestino Barastegui

Prof. de Anatomía y Embriología Humana

Facultad de Medicina

Universidad de Barcelona

VºBº

Codirector de la Tesis doctoral

Dr. Leocadio Rodríguez Alavarez

Prof. de Farmacología

Facultad de Medicina

Universidad de Barcelona



UNIVERSITAT DE BARCELONA



Unitat d'Anatomia i Embriologia Humana
Dept. Patologia i Terapèutica Experimental
Campus de Bellvitge
Pavelló Central, 5a planta
C. Feixa Llarga s/n
08907 L'Hospitalet de Llobregat (Barcelona)
Tel. 93 4021902 – 93 4021904 – 93 4024261 – 93 4035890
Fax 93 402 90 82

Celestino BARASTEGUI ALMAGRO, Profesor Titular de Universidad, con docencia e investigación en la Unidad de Anatomía y Embriología Humana en el Campus de Bellvitge de la Universidad de Barcelona,

CERTIFICA:

Que la Memoria presentada con el título “LA FORMULA METATARSAL Y SU VALOR PREDICTIVO EN LOS TRASTORNOS DE LA MARCHA”, realizada por D. Antonio OLLER ASENSIO, para optar al grado de Doctor en el *Programa de Investigació en Ciències de la Salut*, ha sido co-dirigida por mi, y está en condiciones de ser defendida como Tesis en la próxima convocatoria ante el Tribunal correspondiente.

Fdo.: Celestino Barastegui Almagro

L'Hospitalet de Llobregat, Diciembre de 2006.



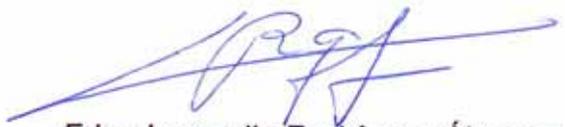
UNIVERSITAT DE BARCELONA



Leocadio RODRIGUEZ ALVAREZ, Doctor en Ciencias Químicas

CERTIFICA:

Que la Memoria presentada bajo el título LA FORMULA METATARSAL Y SU VALOR PREDICTIVO EN LOS TRASTORNOS DE LA MARCHA, realizada por D. Antonio OLLER ASENSIO, para optar al grado de Doctor en el *Programa de Investigació en Ciències de la Salut*, ha sido co-dirigida por mi, y está en condiciones de ser defendida como Tesis en la próxima convocatoria ante el Tribunal correspondiente.



Fdo.: Leocadio Rodríguez Álvarez

L'Hospitalet de Llobregat, Diciembre de 2006.



UNIVERSITAT DE BARCELONA



Este trabajo, que se ha sido realizado en la **Clínica Podológica de la Escuela de Podología** de la Universidad de Barcelona, ha sido dirigido por los doctores Celestino Barastegui Almagro, y Leocadio Rodríguez Álvarez de la Universidad Barcelona.



UNIVERSITAT DE BARCELONA



“Cuando se puede medir aquello de lo que se está discutiendo y expresarlo en números, se tiene cierto conocimiento acerca de ello; pero cuando no se puede medir, cuando no se puede valorar numéricamente, el conocimiento que tenemos de ello es escaso e insatisfactorio; puede tratarse de un conocimiento preliminar; pero apenas permite el pensamiento avanzar hasta la fase de ciencia”.

W.Thomson, Lord Kelvin (1.891-1.894)

Conferencias y discursos divulgativos.

AGRADECIMIENTOS

A Blanca, mi esposa, por el apoyo que en todo momento he recibido de ella y en quien siempre he fundamentado mis ilusiones y proyectos.

Una vez finalizado este trabajo, me gustaría expresar mi agradecimiento a todas las personas que de una manera u otra han hecho posible la realización de esta Tesis Doctoral. Gracias a todos y especialmente:

Al Profesor Dr. Celestino Barastegui Almagro, mi agradecimiento por creer en mí a la hora de realizar esta Tesis Doctoral. El estímulo y entusiasmo demostrados en la investigación, no sólo ha logrado transmitirme su ilusión y potenciar mi curiosidad en pro de las nuevas tendencias de la metodologías docentes, sino que, además, me ha demostrado su amistad.

Asimismo, mi respeto y gratitud al Dr. Leocadio Rodríguez Álvarez, Profesor de Farmacología y Química Terapéutica de la Facultad de Medicina de la Universidad de Barcelona, por su rigor científico a la hora de procesar los datos, así como a su noble espíritu universitario.

Al Dr. Antoni Arcas Pons por su sus consejos y el apoyo recibido han sido fundamentales por su colaboración y sugerencias estadísticas en cada una de las fases de la elaboración de esta Tesis Doctoral.

Al Dr. Miquel Viñas Ciordia por su impulso inicial y por su apoyo incondicional recibido desde el primer día. Por sus enseñanzas y críticas, sin las cuales habría sido muy difícil si no imposible la realización de este trabajo.

Gracias también a todos mis compañeros y amigos que me has apoyado durante la realización de la Tesis y especialmente a José M^a Albiol Ferrer y Montse Marugán de los Bueis, con quienes he compartido grandes momentos durante estos años, y que me han recordado que las alegrías y las penas, compartidas pasan mejor.

Mi consideración al Director del Departamento de Podología, Profesor Enrique Giralt de Veciana, por su colaboración y entrega. Igualmente a los profesores Miguel Ángel Baños y Carmen Moliné Reglá, por su apoyo y por hacer que el día a día sea más agradable.

Finalmente, mi más sincero reconocimiento a la Profesora Virginia Novel Martí, Directora de la Escuela de Podología de Barcelona y Directora de la Clínica Podológica por su estímulo, motivación por el apoyo que en todo momento he recibido de ella.

Especial mención quiero dedicar a mi familia, lo más importante que me ha sucedido en la vida, por el soporte que me ha brindado en todo momento, por apoyarme con sus consejos y por quererme tal como soy.

A Blanca la mejor colaboradora para mis proyectos.

A mis hijos por su comprensión y ayuda en los momentos de desmotivación.

A mis padres por formarme como persona.

A la memoria de mi padre, por haber podido realizar mi sueño.

A mis hermanos y en especial a mi hermana por su motivación y constante estímulo.

ÍNDICE

ÍNDICE

1.- Abreviaturas	1
2.- Introducción.....	4
2.1. Motivación personal.....	5
2.2. Fórmula metatarsal y ángulo de rodación.....	6
2.3. Eje fémoro-tibial.....	8
2.4. Historia del bipedalismo.....	11
2.5. Biomecánica y biometrías plantares: Antecedentes.....	15
2.6. Estado de la cuestión.....	22
3.- Hipótesis de trabajo y Objetivos.....	28
4. Material y métodos	
4.1. Población estudiada.....	30
4.2. Medidas biométrica de la huella plantar	32
4.3. Tipómetros para la medición y cuantificación de las rotaciones torsiones e inclinaciones.....	37
4.4. Exploración articular y muscular del pie.....	38
4.5. Metodología de la exploración podoscópica.....	39
4.6. Programario y protocolo estadístico.....	40
5. Resultados de la muestra.....	44
5.1 Resultados del goniómetro multiuso y tipometro.....	45
5.2. Resultados de de la fórmula metatarsal.....	49
5.3. Resultados de la huella plantar.....	51
5.4. Resultados del ángulo de rodación según las técnicas de obtención.....	52
5.5. Resultados del eje anatómico.....	53
5.6. Resultados de la línea de Helbing y el retropié.....	54
5.7. Resultados del tipómetro rotacional.....	56
5.8. Resultados del ángulo de rodación de la huella plantar.....	58

5.9. Resultados de la radiografía dorso plantar.....	61
5.10. Resultados de los sistemas opticométrico.....	62
5.11. Resultados de los centros de empuje.....	65
5.12. Resultados de la plataforma de fuerzas.....	69
6. Discusión.....	90
7. Conclusiones.....	98
9. Bibliografía.....	100

1.- ABREVIATURAS

1.- ABREVIATURAS

ANOVA	Programa estadístico de Análisis de la varianza para medidas repetitivas.
CR	Coronilla – Rabadilla. Medida vértex-cóccix del embrión.
E11	Centro de empuje de la huella plantar podográfica del sistema óptico-métrico. Pie izquierdo.
E12	Centro de empuje de la huella podográfica de la plataforma de presiones. Pie izquierdo.
E21	Centro de empuje de la huella plantar podográfica del sistema óptico métrico. Pie derecho.
E22	Centro de empuje de la huella plantar podográfica de la plataforma presiones. Pie derecho.
ED	Edad del sujeto estudiado.
EFT1	Eje fémoro-tibial pierna izquierda 1) Fisiológico 2) Valgo, 3) Varo
EFT2	Eje fémoro-tibial pierna derecha 1) Fisiológico 2) Valgo, 3) Varo
F	Género femenino.
Fexp	Factor significativo o no significativo.
FOTODER	Fotopodograma Pie derecho.
FOTOIZQ	Fotopodograma Pie izquierdo
G1	Huella plantar podoscópica: grados del ángulo de rodación transmetatarsal. Pie izquierdo.
G2	Huella plantar podoscópica: grados del ángulo de rodación transmetatarsal. Pie derecho.
G3	Pedigrafía plantar: grados del ángulo de rodación transmetatarsal. Pie izquierdo.
G4	Pedigrafía plantar: grados del ángulo de rodación transmetatarsal. Pie derecho.
G5	Fotopodograma plantar: grados del ángulo de rodación transmetatarsal. Pie izquierdo.
G6	Fotopodograma plantar: grados del ángulo de rodación transmetatarsal. Pie derecho.
G7	Radiológico dorso plantar: grados del ángulo transmetatarsal. Pie izquierdo.

G8	Radiológico dorso plantar: grados del ángulo transmetatarsal. Pie derecho.
G9	Baropodografía óptico métrica plantar: grados del ángulo de rodación. Pie izquierdo.
G10	Baropodografía óptico métrica plantar: grados del ángulo de rodación. Pie derecho.
GR1	Desviación del retropié (línea de Helbing) para el Pie izquierdo.
GR2	Desviación del retropié (línea de Helbing) para el Pie derecho.
HP1	Tipo de huella plantar pie izquierdo. 1) Estándar
HP2	Tipo de huella plantar pie derecho.2) Cavo valgo 3) Plano valgo 4) Cavo varo5) Supinado.
M	Género masculino.
MAR1	Tipo de marcha pie izquierdo. 1) Fisiológica 2) Abducida 3) Aducida.
MAR2	Tipo de marcha pie derecho. 1) Fisiológica 2) Abducida 3) Aducida.
MET1	Fórmula metatarsal pie izquierdo 1) Índice plus minus 2) Índice minus 3) Índice plus.
MET2	Fórmula metatarsal pie derecho 1) Índice plus minus 2) Índice minus 3) Índice plus.
N.S	No significativo.
OPTDER	Baropodografía opticométrica. Pie derecho.
OPTIZQ	Baropodografía opticométrica . Pie izquierdo
P	Valor.
PE	Peso de del sujeto estudiado.
PEDIDER	Pedigrafía Pie derecho.
PEDIIZQ	Pedigrafía Pie izquierdo.
PODODER	Huella podoscópica. Pie derecho.
PODOIZQ	Huella podoscópica. Pie izquierdo.
RADIODER	Radiografía dorso plantar en carga. Pie derecho.
RADIOIZQ	Radiografía dorso plantar en carga. Pie izquierdo.
S11	Superficie de la huella plantar podográfica del sistema óptico métrico del Pie izquierdo.
S12	Superficie de la huella plantar podográfica de la plataforma de presiones del Pie izquierdo.

S21	Superficie de la huella plantar podográfica del sistema óptico métrico del Pie derecho.
S22	Superficie de la huella plantar podográfica de la plataforma de presiones del Pie derecho.
TAL	Talla Altura del sujeto estudiado.
TALODER	Desviación del retropié. Pie derecho.
TALOIZQ	Desviación del retropié. Pie izquierdo.
\bar{x}	Media aritmética.
χ^2	Chi-cuadrado.
SE	Error típico de la media.

2- INTRODUCCIÓN

2. Introducción

2.1. Presentación

La deambulación es un proceso de complejidad notable característico del ser humano. Este proceso se ha generado a lo largo de la evolución y está condicionado por parámetros morfológicos, estructurales y como toda capacidad biológica sometido a condicionantes de diversa naturaleza entre los que destaca la genética (Oller 1989). La comprensión de la funcionalidad de la deambulación debe incluir factores culturales junto con conocimientos biomecánicos, la utilización de ambos permite explicar las diferentes etapas del proceso de la marcha humana, así como sus aspectos ergonómicos. Finalmente, este conocimiento permite fundamentar los argumentos que en la práctica clínica se utilizan en el análisis de los trastornos patológicos que afectan tanto a la marcha como a alteraciones esqueléticas.

En cualquier caso está claro que a pesar de que algunas características deben contemplarse a nivel de la especie, la marcha es, finalmente, una actividad individual, así podemos, en algunos casos reconocer a un individuo en la distancia por su forma de caminar, y esto es aún más aparente si se da alguna patología.

A pesar de que tanto la bipedestación como la armonía de la marcha son caracteres evolutivamente fijados, la aún parcial adaptación a la postura erecta hace que el esqueleto humano soporte fuerzas considerables. El pie es una estructura fundamental en la compensación de parte de estas tensiones. Sus 26 huesos, 30 músculos y la enorme cantidad de ligamentos, tendones y complejos articulares aseguran su funcionalidad (Villani, 1995)

Sobre la marcha humana influyen una serie de factores intrínsecos (sexo, edad, caracteres antropométricos: talla, peso, etc.) y una serie de factores extrínsecos (tales como el calzado que se usa, los caracteres de la superficie sobre la que se deambula, etc.). Desde su inicio la investigación morfológica del pie se centró, con más o menos rigor científico, en las diferencias anatómicas. Llama poderosamente la atención que las primeras descripciones de las diferencias anatómicas digitales y metatarsales fueran hechas por artistas, particularmente escultores, antes que por los propios anatomistas (Viladot, 1989).

La necesidad de normalizar la descripción anatómica del pie hizo preciso definir algunas formas de expresarla que permitieran comparaciones. Ya desde los inicios los propios anatomistas definieron las fórmulas metatarsal y digital para describir el pie. Así, en lo que respecta a los dedos, se define el pie egipcio como aquel que caracteriza por presentar mayor longitud del primer dedo con respecto al segundo; pie griego caracterizado por presentar el primer dedo más corto y entre ambos el pie cuadrado cuando ambos dedos son de igual longitud. Por otra parte se define también una fórmula denominada metatarsal, en la cual describimos tres tipos de pie: *index minus* o pies en los que el primer metatarsiano es más corto que el segundo, *index plus minus* en el que ambos son iguales y, finalmente *index plus* en el que el segundo es de mayor longitud que el primero (Viladot 1989).

Es un hecho conocido que las alteraciones de la marcha tienen consecuencias clínicas de diversa gravedad que en ocasiones se manifiestan en etapas avanzadas de la vida (artrosis degenerativas, etc.). Es también un hecho bien conocido que en los últimos años todas las especialidades médicas se han visto favorecidas con la incorporación de nuevas tecnologías de uso particularmente significativo en el diagnóstico. La podología no es una excepción.

2.1 Motivación.

La nuestra es una actividad clínica desarrollada con dedicación total durante 25 años en la clínica podológica de la Universidad de Barcelona y en los estudios de Podología de la misma Universidad. No hay muchos trabajos acerca de los parámetros morfológicos y funcionales que constituyan una buena base para el análisis riguroso y normalizado de las alteraciones en la marcha. Asimismo son escasos los criterios que permiten establecer predicciones (pronósticos) y valorar la variabilidad, y subsiguientemente los límites de la “normalidad”.

Este trabajo de doctorado, que se ha realizado dentro del programa “Investigació en Ciències de la Salut” pretende hacer una aportación justamente en este campo.

2.2 Definiciones básicas.

Fórmula metatarsal.

Denominamos fórmula metatarsal a un criterio (en realidad no es una fórmula) que nos permite, como hemos indicado anteriormente clasificar todos los pies en tres categorías en función de la longitud del primero y segundo **metatarsiano** (Viladot 1989).

<i>Index Minus</i>	El primero más corto que el segundo. Tercero, cuarto y quinto de longitud decreciente
<i>Index Plus Minus</i>	Primero y segundo iguales. Tercero, cuarto y quinto de longitud decreciente
<i>Index Plus</i>	El primero más largo que el segundo. Tercero, cuarto y quinto de longitud decreciente



Figura 2.1 Index minus - Index plus minus - Index plus

Fórmula digital

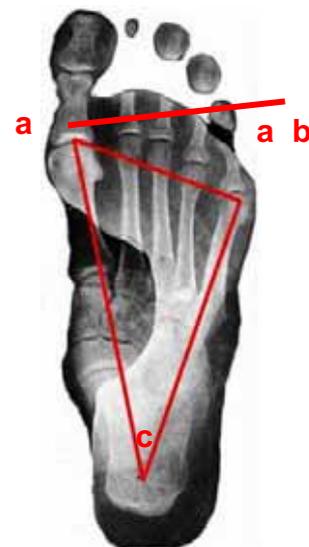
Al igual que en el caso anterior es más un criterio que nos permite clasificar los pies en función de la longitud de los dedos

Pie griego	El primero más corto que el segundo. Tercero, cuarto y quinto de longitud decreciente
Pie cuadrado	Primero y segundo iguales. Tercero, cuarto y quinto de longitud decreciente
Pie egipcio	El primero más largo que el segundo. Tercero, cuarto y quinto de longitud decreciente

Ángulo de rodación

Es un ángulo virtual que se define como sigue: Se traza la línea que une el centro de la articulación metatarso-falange del primer radio con el centro teórico del talón (a); por otra parte se traza la línea que une el centro de la articulación metatarso-falange del quinto radio con el mismo centro teórico del talón (b) y, finalmente se unen los centros de ambas articulaciones de modo que el trazo final es un triángulo (c). Finalmente se traza una línea perpendicular a \underline{ac} en el extremo a. El ángulo formado entre dicha línea con la línea \underline{ab} es el ángulo de rodación. (Figura 2.2)

Fig. 2.2 Ángulo de rodación trazado en el radiofotopodograma. Se muestran los puntos de referencia para el estudio de la huella plantar, la biometría y la cuantificación de los grados del ángulo de rodación



2.3 “Eje” fémoro-tibial

Es el ángulo formado por el eje anatómico del fémur y el eje anatómico de la tibia. El eje anatómico del fémur es una línea recta que pasa longitudinalmente por el centro de la diáfisis femoral. El eje anatómico de la tibia es la recta que pasa longitudinalmente por el centro de la diáfisis tibial desde el centro de la articulación de la rodilla hasta el cuello del astrágalo (Kapandji 2001).

El ángulo entre los ejes femoral y tibial, también llamado “eje” anatómico o “eje” de Mikuliz, es en sus valores normales de $175^\circ \pm 2,5^\circ$ en valgo (se dirige hacia el eje medio del cuerpo), aunque subsisten variaciones fisiológicas dependiendo de la edad, del sexo, y de alteraciones patológicas individuales. (Rueda 2004). Cuando el ángulo de los ejes fémoro-tibiales se invierten hasta valores de $-175^\circ \pm 2,5^\circ$ aparece el eje fémoro-tibial en varo (que se dirige en sentido contrario al eje medio del cuerpo).

A lo largo de la vida debe señalarse que en los niños hasta los dos años y medio suele darse un ángulo mayor del eje fémoro-tibial en varo. Después de esa edad este ángulo se va modificando de modo que se suele invertir formándose un eje fémoro-tibial en valgo (Fig. 2.3). Aproximadamente entre los 7 y los 9 años el ángulo tiende a “normalizarse” por cuanto se acerca a los valores considerados normales en el estado adulto, alcanzándose valores de $175^\circ \pm 2,5^\circ$. Si persiste el aumento del ángulo del eje fémoro-tibial en valgo o en varo después de los 9 años de edad, podremos asumir que el paciente, dado el exceso en la angulación del eje fémoro-tibial, será muy posiblemente un candidato a sufrir con posterioridad artralgiás, gonalgias y coxalgias, y frecuentemente candidato a ser sometido a tratamientos quirúrgicos reparadores.

Eje mecánico fémoro-tibial

Es el formado por el eje mecánico femoral y el eje mecánico tibial.

El eje mecánico femoral es aquel que pasa por el centro de la cabeza femoral hasta el cuello del astrágalo. Definimos la normalidad como aquella situación en la cual el eje mecánico de la tibia pasa por la articulación de la rodilla y el cuello del astrágalo (figura 2.3)

Las situaciones en las que este parámetro presenta valores patológicos se pueden definir como: **eje fémoro-tibial en valgo**: que se daría cuando el ángulo formado por el eje fémoro-tibial, es inferior a los $172,5^\circ$.

En esta situación el eje mecánico pasa vertical y externamente por los cóndilos femorales. La rótula tiende al estrabismo convergente (se dirigen hacia el eje medio del cuerpo). El extremo opuesto vendría definido por el **eje fémoro-tibial en varo** en el cual el ángulo formado por el eje fémoro-tibial se invierte y se hace inferior a $-177,5^\circ$. El eje mecánico pasa, en estas circunstancias, vertical e internamente por los cóndilos femorales. Las rótulas tienden al estrabismo divergente (se dirigen en sentido contrario al eje medio del cuerpo). (Tardáguilla 2005)

Eje de gravedad

Es aquel que pasa verticalmente por el centro de gravedad del cuerpo humano, dividiendo en dos mitades simétricas, cabeza, raquis, sínfisis púbica, proyectándose en el centro de ambos maleolos internos y dirigiéndose hacia el centro de la tierra.



Fig 2.3 Valgo Fisiológico Varo

- **Línea verde:** eje mecánico
- **Línea roja:** eje fémoro tibial
- **Línea negra:** eje de gravedad

Polígono de sustentación

Es la base de la sustentación. Es el cuadrilátero limitado por los bordes externos de ambos pies, en realidad se define como el polígono formado por las líneas que unen la porción posterior de ambos talones y la anterior de ambos antepiés.

En posición estática y erecta, el cuerpo se hallará en equilibrio estable únicamente si el eje de gravedad se proyecta en el centro del plano sagital del polígono. Por otra parte esta proyección deberá coincidir con la línea que une las articulaciones de Chopart. El ángulo de abertura bipodal en condiciones de “normalidad” debe ser de aproximadamente 15° . (Viladot, 1989)

Ángulo de fick en dinámica

Se define como ángulo de Fick el formado por el eje del segundo metatarsiano (línea de Meyer) con la línea de progresión en la incidencia de la marcha (siguiendo el plano sagital del cuerpo en línea recta). En condiciones de normalidad, la divergencia llega a unos 15°. Se acepta que en los sujetos que presentan un ángulo de Fick de 12° a 15°, el patrón cinético de la marcha estará dentro de la normalidad. Por el contrario los individuos que presentan un ángulo de Fick menor de 12° tendrán una predisposición a la marcha en aducción. Finalmente, individuos que presentan un ángulo mayor de 15° tendrán una predisposición a la marcha en abducción. (Plas y Viel 2002)

Línea (o ángulo) de Helbing

Es la unión de dos líneas que se unen en el centro de la articulación posterior calcáneo-astragalina. Una línea imaginaria que va desde el centro del hueco poplíteo hasta la inserción del tendón de Aquiles, y una segunda línea que divide el talón en dos mitades simétricas, obteniendo los grados de desviación del talón.

Se dan tres situaciones distintas

Talón neutro o fisiológico, cuando ambas líneas definen una recta (el eje entre las dos líneas es vertical (0°)).

Talón valgo o pronado, cuando el vértice del ángulo entre las dos líneas se dirige hacia el lado interno del cuerpo. (más de 5°).

Talón varo o supinado, cuando el vértice del ángulo entre las dos líneas se dirige hacia el lado externo del cuerpo. (valores negativos)

2.4.- Historia del bipedalismo

Explicar muchas de las características del ser humano (tales como la posición erecta) impone necesariamente apoyarse en las ideas evolucionistas. La relación filogenética establecida entre los grandes primates africanos (Chimpancé y Gorila principalmente) que son parcialmente bipodales y el hombre (totalmente bipodal) permite teorizar acerca de la emergencia de la posición erecta (de Sarre. 2001).

Se conocen fósiles de seres semejantes al hombre pertenecientes con seguridad a los homínidos con datación aproximada de un millón de años (de Sarre. 2001). Estos hallazgos han confirmado que la deambulación en el hombre es diferente de la de cualquier otro antropomorfo, no tan sólo porque el cuerpo está completamente erguido, sino también por lo complejo del equilibrio sobre las dos extremidades inferiores, durante el proceso de la marcha.

La posibilidad de registrar una serie de parámetros en la marcha, como las variaciones del centro de gravedad, el ritmo, la distribución de las presiones etc. Han permitido entender el papel fundamental del mediopié en el proceso de la marcha. El registro de las variaciones de la marcha en función de la fórmula metatarsal permite establecer patrones de “normalidad” y de “disfunción”.

Para algunos especialistas la evolución del pie ha condicionado no solo aspectos relativos a la posición y a la marcha sino también la capacidad de evolucionar en otros aspectos aparentemente independientes de la sustentación. Desde el *Australopitecus*; pasando por el *Homo habilis*; el *Homo erectus*; el *Homo antecesor*; el *Homo neanderthalensis*; hasta el *Homo sapiens* se ha sugerido que ha sido el pie una de las claves del proceso de hominización (Gonçal. 2002)

Entre los antropólogos hay un acuerdo generalizado acerca de la importancia del bipedalismo como paso crucial de la historia de la humanidad, un paso que hizo todo lo subsiguiente posible (de Sarre. 2001). La posición bípeda, liberando las manos de las funciones motrices, permitiendo la ampliación del campo visual y el perfeccionamiento de sus habilidades de manipulación, como la fabricación de herramientas de piedra, permitieron a su vez especializarse en la caza lo que amplió la variedad de la dieta con la introducción de carne en la ingesta.

De igual modo, empezó a formar estructuras sociales más complejas, con el incremento de inteligencia y de capacidad simbólica que hizo posible el lenguaje articulado.

En el siglo XIX, en plena revolución industrial, se desarrollaron algunos estudios de somatometría del pie (Auger. 1976) con finalidades estadísticas, y con el propósito de definir las proporciones Índice plus minus del pie de cara a la confección del calzado industrial. En estos estudios se llegó a la conclusión de que por cada 6'6 mm. de incremento de la longitud, el perímetro metatarsal aumentaba en 5 mm.

A estos estudios incipientes les siguieron otros de mayor profundidad; a algunos de los cuales nos referiremos posteriormente. De este modo podemos afirmar que en la actualidad se dan las condiciones para establecer parámetros que permiten valorar las características de la extremidad inferior y sus trastornos, la relación que hay entre estos, la posición bípeda y la marcha.

Es de señalar que los trastornos de la marcha deben ser considerados en relación a su efecto sobre la misma y al hecho de generar marcha en *abducción* o en *aducción*. También las desviaciones del eje fémoro-tibial en *varo* o en *valgo* se relacionan fuertemente con los parámetros estudiados en la parte experimental de esta memoria. Cabe pensar que la observación y el estudio de la huella plantar y el proceso de la marcha es tan antiguo como el hombre mismo.

Los primeros humanos, que eran nómadas y básicamente cazadores, estaban condicionados por todo aquello que afectara a la marcha, y de hecho cualquier alteración tendría consecuencias inmediatas (posiblemente dramáticas) para el individuo afecto.

Posteriormente, las sociedades primitivas, más o menos estructuradas, antes de conocer la escritura, dependían de sus conocimientos empíricos. Así, la observación e identificación de las huellas era de utilidad para sus actividades cinegéticas.

En cuanto a las huellas plantares humanas más antiguas de las que se tiene noticia (más de 3.800.000 años, según los especialistas de la comunidad científica internacional), son las huellas fosilizadas de Laetoli, un conjunto de pisadas de unos pocos metros de longitud conservadas en la lava volcánica. (Valle de Laetoli en África Oriental. Tanzania). (de Sarre. 2001). Se trata de huellas que dejaron impresos los pasos de tres individuos; un hombre, una mujer y un niño. En algunas de las huellas del hombre también aparecen incluidas las del niño impresas en el lodo, y luego recubiertas con cenizas volcánicas, que la erosión acabó por destapar. Es en la actualidad la prueba más antigua del bipedalismo explícitamente reconocida por la comunidad científica (de Sarre. 2001)

La primera cuestión a resolver a la hora de iniciar estudios sobre la huella plantar es la definición de normalidad. Esta dificultad que es compartida con la mayoría de los estudios biológicos es en este caso especialmente manifiesta. (Oller 1995a). Si bien no existe un prototipo morfológico que podamos denominar pie normal, parecería adecuado aceptar que, desde el punto de vista funcional, debe considerarse como pie normal aquel que cumple con sus funciones primordiales en la estática y en la marcha sin provocar dolor.

A partir de este concepto de “normalidad”, el estudio de las huellas plantares impresas podría servir como patrón de normalidad (Albiol 1995). Sin embargo, debe tenerse en cuenta que a lo largo de la vida de un individuo, la huella plantar se modifica. De modo que dos huellas plantares idénticas aún siendo del mismo individuo solo se encontrarían a en momentos muy próximos. Asimismo las huellas derecha e izquierda difieren de manera notable. Por tanto los estudios sobre la huella plantar deben tener en cuenta que la forma de la huella plantar del sujeto es variable a lo largo del tiempo. Además debe tenerse en cuenta que ciertas patologías podológicas pueden afectar de modo transitorio a la huella plantar al mantener posiciones forzadas y que una vez desaparecida la patología retornaran al estado habitual del individuo.

En los neonatos la planta del pie tiene desarrollados todos sus dermatoglifos (de hecho la huella plantar se utiliza en muchos centros sanitarios como el mejor identificador de recién nacidos).

Los pies de neonatos presentan una suave prominencia en la base de la cabeza del primer metatarsiano, y unos pliegues dérmicos transversales en su zona central (Albiol. 1995).

Como consecuencia de la posición fetal mantenida en la gestación, en la primera etapa, se observa una ligera flexión plantar del pie. Las impresiones digitales del 2º al 5º dedo son esféricas, redondeadas, separadas entre sí y también del resto de la huella plantar. El pulpejo del primer dedo está exageradamente separado del segundo dedo dando una imagen de dedo atávico o de dedo oponente semejante al modelo de pie ancestral antropoideo (pie prensil de los primates superiores). La amplitud de la huella plantar decrece progresivamente desde la zona de las cabezas metatarsales hasta el talón, de forma que, si a la amplitud de las cabezas metatarsales le aplicamos el valor relativo 1 hacia la mitad de la huella, medirá entre $2/3$ y $1/2$, y en el talón obtendremos unos valores entre $1/2$ y $1/3$. Esta morfología en el recién nacido se corresponde, en cierto modo, a un pie ancestral. Ello sugiere que en realidad el pie del adulto es el resultado de un proceso en el que intervienen factores de tipo filogénico y ontogénico. Al mismo tiempo, la bóveda plantar en los recién nacidos está poco desarrollada, dando una imagen de falso pie plano aparente. De nuevo, esta disposición es también característica del pie primitivo.

Esta morfología del pie se mantiene con pocas variaciones hasta el inicio de la deambulación. De hecho, cuando el individuo empieza a caminar, la huella del pie se modifica de modo que va asemejándose progresivamente al modelo adulto. Así pues, esta evolución está ligada al desarrollo ontogénico que, en mayor o menor medida, condiciona las variaciones a lo largo de toda vida.

Una vez alcanzadas las proporciones morfológicas propias del adulto, el funcionamiento del pie tendrá aún cierta variabilidad entre individuos por lo que puede hablarse de una biomecánica personalizada.

Durante toda la etapa adulta es previsible que, salvo alteraciones patológicas de entidad, se mantengan constantes ciertos parámetros. Sin embargo, en el transcurso de los años la bóveda plantar tiende a aplanarse progresivamente y al acercarse a la senectud. De este modo, el aplanamiento de la escotadura central se reduce con respecto a la anchura metatarsal, sobre esta cuestión volveremos posteriormente (Oller A.1995a).

2.5.- Biomecánica y Biometrías plantares: antecedentes

En 1680 Borelli publicó el que se considera el primer libro de biomecánica del cuerpo humano, titulado "*De motu animalium*". El texto trata de la estática del cuerpo humano y en él se describe la marcha como un proceso de caída interrumpida. Aborda el movimiento en muchas de sus formas. (Citado en Ducroquet 1972).

El desarrollo de las técnicas fotográficas y, posteriormente del cinematógrafo, permitió registrar el movimiento. En lo que respecta a este trabajo, la posibilidad de registrar el movimiento animal y del hombre permite disponer de instrumentos de estudios de indudable capacidad. Marey en 1873 desarrolló un sistema de fotografía en el que colocando la cámara en un ferrocarril podía tomar imágenes durante un cierto número de pasos, en lo que en cinematografía se conoce con el nombre de *Travelling*. Más tarde Braune y Fischer (1889-1905), proponen un nuevo sistema denominado de la "ciclo fotografía" o exposición múltiple de un sujeto en una sola placa fotográfica en momentos sucesivos. En 1877 Muybrigde obtuvo la primera colección de imágenes en movimiento de la marcha humana, mediante la ciclo fotografía a 12 imágenes/segundo. El trabajo de Saussez (citado por Ducroquet en 1972), vino a complementar estos métodos. Se basaba en las "curvas luminosas" originadas por puntos luminosos fijados a distintas partes anatómicas de sujetos en movimiento. Consiguientemente es factible realizar un estudio de su impresión, esto constituye posiblemente uno de los estudios más afortunados en el desarrollo del estudio de la marcha.

Como hemos citado al inicio de este capítulo, a finales del siglo XIX y a principios del siglo XX comienza a utilizarse el estudio de las huellas plantares primero con fines industriales y, posteriormente con fines asistenciales (Ducroquet 1972).

Queda pues establecido que el estudio de la huella plantar constituye una herramienta indudablemente poderosa para abordar el estudio de la marcha. En la actualidad se dispone de diversas metodologías para analizar esta cuestión que describiremos brevemente.

En un principio las huellas plantares se obtuvieron mediante métodos muy sencillos basados en la utilización de colorantes aplicados directamente sobre la planta de los pies y que eran utilizados inmediatamente para su impresión en papel. En este sentido se utilizaron como colorantes diversas sustancias (Verleysen, 1977). Freiberg pincelaba el pie con taninos, y a continuación lo aplicaba sobre un papel que, finalmente, se revelaba con percloruro de hierro. Monkemoller y Kaplan calzaban al paciente con unos finos escaipines que impregnaban con percloruro de hierro al 1%, que tras aplicar el pie sobre un papel, trazaban luego su perímetro. Schulze empleaba el método de pintar la planta del pie con tinta roja, que a continuación imprimía sobre una hoja de papel blanco.

También se han utilizado el óxido de manganeso que imprimía la huella en negro sobre el fondo blanco de papel, óxidos de hierro que daban una coloración roja, o el simple polvo de talco utilizado sobre un fondo de un papel negro, se trata como puede verse de métodos primitivos pero económicos.

Sin embargo se han desarrollado recientemente nuevos sistemas (Radiofoto-Podograma de Viladot; Radiofoto-Podograma compuesto de Cuevas; Cinepodografía de Marey; Foto podoscópica *Polaroid* de Farreras; *Podografías* en relieves de Orly; Fotopodo-adherencias de Torres; Sistemas informatizados; Digitalización de la huella plantar en segundo y tercer dedo, mediante escáner incluida en un podoscopio de Oller etc) .

Mckenzie en 1910 fue probablemente el primero en recomendar el estudio de la huella plantar para seguir el proceso evolutivo del pie plano. Schwart en 1928 fue el primero en realizar una biometría podográfica. Clarke en 1933 trazó una línea uniendo la cabeza metatarsal con el talón y una segunda línea por la curva retroglenoidal el ángulo determinado por ambos trazos era (en el pie “normal”) de 42,08 °. Por su parte Irwin 1937 trazó una línea que unía la quinta cabeza metatarsal con el talón, La distancia menor entre dicha línea y el límite de la escotadura, constituye otro índice que ha permitido comparar la huella de niños de diferentes edades.

Chippaux en 1947 trazó una línea que une los puntos más salientes del borde externo de la huella plantar la primera de ellas entre las cabezas metatarsales primera y quinta, la segunda es el eje transmaleolar, es decir la línea que une el maelolo tibial con el peroneal con ellas se pueden establecer patrones de normalidad del ancho metatarsal, del medio pie y del talón. Por su parte Jung en 1962 describe otro índice, que posteriormente y de forma más sencilla es también utilizado por Bednarki y cols en 1987 y Cavanagh y cols 1987. En él se describe la huella de forma planimétrica, se obtienen el índice del arco y se calcula la relación existente entre el área del medio pie y la superficie total de la huella plantar; Staheli y cols. en 1987 estudian la relación que existe entre la zona más estrecha del istmo y la más ancha del talón; San Gil y cols. (1996) dividen la huella plantar en seis partes. En cada una de las seis áreas estudian el pie calzado y descalzo; la distribución de la trayectoria del centro de presiones del pie ya sea descalzo, con calzado deportivo, o con zapatos convencionales. La trayectoria del centro de presiones se desplaza por la hemi-huella lateral y termina en el área distal medial.

En 1977 Scranton instaló una cámara fotográfica que registraba imágenes de la huella plantar del pie obtenidas en los sucesivos instantes de pruebas, que luego analizaba con la ayuda de procedimientos informáticos. El hecho de que estas podografías fueran procesadas ulteriormente permitía reconstruir un mapa de presiones de las huellas plantares.

El matemático Braune describe por vez primera correlaciones entre estructura y función en el pie (correlación anatomo-funcional) ayudado por un anatomista Fischer. Entre ambos abordaron el estudio de las cuestiones relativas a la marcha en base a datos obtenidos mediante la disección de cadáveres. Para ello determinaban las longitudes de los distintos segmentos de las extremidades inferiores, calculando los centros de masas y los radios de giro de las extremidades, e identificaban los ejes de rotación de las articulaciones. De las representaciones obtenidas de estos datos, se infirieron casi todos los datos necesarios para definir las características del movimiento de cada uno de los segmentos y del movimiento en su conjunto. Sin embargo este estudio carecía de datos referentes a las fuerzas reactivas desarrolladas entre el pie y suelo. En realidad este método generó una considerable cantidad de literatura crítica con el sistema vigente hasta entonces (Meijer y Vagenar 1998).

Recientemente, el espectacular desarrollo de los métodos informáticos, los microprocesadores, las “baropodografías” etc. han puesto a disposición de la podología clínica recursos técnicos difíciles de imaginar incluso en tiempos relativamente recientes. A ellos nos vamos a referir en la presente memoria.

Aún cuando desde el punto de vista técnico son mucho más sofisticados, estos modernos sistemas siguen adoleciendo de algunas limitaciones. De hecho, algunas de las imágenes que se obtienen, no logran definir con nitidez el contorno del mapa de presiones de las huellas plantar y digital del pie. Tampoco permiten distinguir detalles morfológicos a partir de las imágenes obtenidas de las zonas de contacto metatarso digital de la superficie plantar.

Muchas de estas herramientas se utilizan de forma integrada en los baropodómetros electrónicos para el estudio de la bipedestación y la dinámica. Mediante sensores basados en propiedades distintas: baro-sensibles, piezoeléctricos, capacitativos, resistivos, extensiométricos etc. Dichos sensores son utilizados para registrar el paso y, en consecuencia la evolución de los puntos en los que se ejerce la presión y el valor propio de las presiones. En todos los casos se trata pues de conocer las presiones plantares, las superficies plantares y los mapas de presiones, así como los movimientos de rotación de la planta del pie. El conjunto de datos obtenidos mediante los sistemas más o menos informatizados genera una notable cantidad de información que abre un amplio abanico de posibilidades de gran interés clínico.

Paralelamente, se desarrollaron diversos dispositivos para medir las fuerzas que el pie ejerce sobre el plano de apoyo durante la marcha, la carrera o el salto. Las más conocidas son las plataformas de fuerza. Su diseño ha ido modificándose a lo largo del tiempo y en la actualidad su uso está muy extendido. Ramey M. R. 1975; Mataka T. 1976; Cohen 1980; Gola 1980; Watanabe H, Shimadaa et al 1998; Yoshitaka Tanaka. 1998; Tomokazu Hattori. 1998; Mickelborough J. 2000.

En España en el Instituto Biomecánico de Valencia (IBV) y en 1981, se desarrolló una plataforma dinamométrica pensada para el registro y el análisis de las fuerzas de acción-reacción en el sistema pie/suelo. Esta plataforma captura fuerzas en las tres dimensiones espaciales mediante dispositivos fundamentados en captadores extensiométricos cuya señal se analiza por herramientas informáticas. Es decir combina la señal suministrada por sensores capaces de medir no solo las fuerzas en sentido vertical si no también fuerzas oblicuas. De esta manera se obtiene información acerca de las fuerzas verticales, antero posteriores medio laterales. Ello ha permitido el estudio de la marcha humana y la medición en dinámica del ángulo de incidencia de la marcha así como el análisis biomecánico de la postura fina o equilibrio postural. Ello ha propiciado la emergencia de una disciplina médica o paramédica a la que ha venido en denominarse “estabilometría” o “posturología”.

Poco tiempo antes Spolek (1976), había experimentado con zapatos instrumentalizados, mediante sensores incluidos dentro del calzado. Calzaba al paciente con plantillas instrumentalizadas y realizaba un estudio dinámico de la marcha a través de la huella plantar. Era el análisis biomecánico corporal.

Posteriormente, surge un podómetro electrónico autónomo. Se trataba de un sistema basado en la cuantificación de la carga por medio de sensores de resistividad piezoeléctrica, dispuestos en una plantilla para cada pie. Las señales son transmitidas, mediante radiofrecuencia, hasta un receptor que las envía a un ordenador, donde son procesadas y visualizadas en tiempo real. Ello mejora las prestaciones de los sistemas anteriores, al obviar la conexión física entre sensor-ordenador.

De esta forma se permitía un análisis de la marcha en tiempo real, sin limitación de espacio-tiempo en cuanto al registro, al tiempo que se tenía acceso al comportamiento biomecánico y a la distribución de la carga del cuerpo durante la marcha. Ello contribuyó enormemente al diagnóstico de los trastornos del apoyo plantar y de la marcha.

Con la aparición de nuevos materiales en la industria electrónica se posibilitó el estudio pormenorizado de las presiones, adquiriendo medidas cada vez más diferenciadas y más exactas. Ello dio lugar a sistemas baropodográficos que fueron utilizados en la práctica clínica para conocer el patrón de la distribución de las presiones plantares para el estudio estático y dinámico. Y sin embargo, su aplicación en los estudios dinámicos de la marcha quedaba condicionada a la colocación en el suelo del equipo de registro, al igual que en el caso de las plataformas de fuerza.

El Podómetro electrónico estático y dinámico es, en realidad, un receptor de presiones que son remitidas al ordenador y transformadas en imágenes mediante los equipos informáticos adecuados. El hecho de que dicho instrumento esté constituido por 1024 captosres barosensibles plantares de un diámetro de 1 cm², y que su sensibilidad oscila desde 30 a 10 kg /cm², da idea de la precisión que puede alcanzarse (Podómetro electrónico Pel 38) .

Otra de las tecnologías es la que se conoce con el nombre de métodos opticométricos, o también como “podometrías microprocesadas”. Se trata de un pasillo de marcha o pasarela donde se ubican una serie de cámaras de vídeo estratégicamente situadas, debajo del podoscopio y otras en los laterales, lo cual permite el estudio dinámico desde prácticamente todos los ángulos. Llegamos así a un sistema de análisis biomecánico video-podo-computerizado, que permite realizar el estudio del mapa de presiones plantares.

2.6.- ESTADO DE LA CUESTIÓN

Hacia el final de la cuarta semana de gestación, las extremidades superiores e inferiores se desarrollan a partir de los esbozos mesodérmicos recubiertos por una capa de ectodermo (cresta ectodérmica apical). A la observación, los miembros comienzan a aparecer bajo la forma de pequeñas elevaciones a cada lado del tronco del embrión. Los primeros en aparecer son los miembros superiores, a finales de la 4^a semana, los miembros inferiores. (England M.A. 1994, Gasser, R.F 1975). En el período que va desde la quinta a la octava semana del desarrollo embrionario los miembros no sólo crecen sino que se van distinguiendo, los brazos de las piernas, las manos y los pies con sus respectivos dedos que se separan por la aparición de hendiduras interdigitales.

De igual modo, el pie se continúa longitudinalmente con la pierna, pero progresivamente, coincidiendo con los cambios de posición de algunos de los huesos del pie (astrágalo calcáneo), el antepié experimenta un proceso de dorsiflexión posterior hasta formar con la pierna el ángulo típico del pie. Si este proceso se detiene pueden producirse ciertas malformaciones del pie (Fisas, 1975). En esta etapa no es infrecuente la luxación congénita de la cadera. A la observación, las piernas y los brazos son de igual longitud, hasta llegar a los dos años de edad. Posteriormente, el aumento de la longitud de las piernas, es una característica manifiesta del desarrollo de la extremidad inferior. En 1975 Fisas, en su Tesis doctoral estudió las "Variaciones de forma y posición de los huesos del tarso posterior durante el desarrollo embrionario". Y su interés en el estudio de la etiopatogenia del pie equino varo congénito". El número de pies estudiados por Fisas fue de 34 muestras, representativas de los distintos períodos por los que atraviesa el desarrollo del esqueleto cartilaginoso del pie.

Al principio, señala, la configuración externa de la extremidad es tubular con el relieve del talón ligeramente insinuado. La rotación de la extremidad aún no ha tenido lugar. El pie sigue exactamente el eje de la pierna, por lo que podemos decir que existe un equinismo extremo de 90°, y que no hay ni varismo, ni aducción de antepié.

Es a partir de la mitad del tercer mes de vida intrauterina, señala el autor que desaparece el equinismo, la supinación y la aducción del pie, y éste adquiere su posición normal y definitiva. Es ahora cuando la bóveda transversal del pie empieza a remodelarse, a partir del tercer mes de vida intrauterina. El pie pasa, durante su desarrollo prenatal, por dos fases sucesivas: una primera, en que presenta todas las características de la formación del pie, tanto por su morfología externa, como por la forma y la posición de los huesos de su esqueleto y una segunda fase, después del tercer mes de vida intrauterina, en la que el pie no sufre más modificaciones en su conformación, que es la definitiva, semejante a la del recién nacido.

Conforme tenía lugar el desarrollo embrionario y fetal se da una acomodación al espacio intrauterino, adaptando las extremidades a la posición más adecuada como respuesta a las progresivas compresiones intraútero. De esta manera es lógico pensar que el feto, a partir de la octava semana de vida intrauterina, irá flexionando sus caderas para adoptar una posición de flexión, abducción y rotación externa femoral de ambas caderas.

Al mismo tiempo tiene lugar la flexión de ambas rodillas forzando así la rotación interna tibial y supinación, y también la aducción de ambos pies.

Probablemente la posición fetal favorezca que el ángulo de anteversión femoral esté aumentado, este ángulo oscila entre los 35° y los 52°, debido a la situación fetal dentro del claustro materno, al igual que la cifosis que presenta la columna vertebral en el neonato. Sabemos que el niño recién nacido no presenta las curvaturas fisiológicas de la columna cervical ni las de la columna lumbar.

A partir del nacimiento, el niño al intentar ampliar su campo de visión, elevando la cabeza, al gatear, estimula la musculatura dorso cervical extendiendo la cabeza. Posiblemente es entonces cuando se inicia la formación de la curvatura de la columna cervical. De esta manera, cuando el niño estimula la posición bípeda e inicia la deambulación va conformando la curvatura fisiológica de su columna lumbar, el niño empieza a sostenerse en posición bípeda, con ayuda de sus manos, e inicia el aprendizaje de la marcha.

Es posteriormente que las extremidades inferiores, a través del estímulo de la bipedestación y de la marcha, sufren cambios a lo largo de su osificación, así como adaptaciones mediante las rotaciones, torsiones, e incurvaciones. En este proceso de osificación es cuando pueden modificarse y adquirir características patológicas.

Con respecto a la anteversión fisiológica de la cadera del recién nacido está fluctúa entre los 35° y los 52° grados. Posteriormente, este ángulo se modificará de forma progresiva a partir del primer año de vida, coincidiendo con la bipedestación y de manera más marcada entre el primer y el segundo año de vida. Así, ya en la pubertad este ángulo se irá modificando y disminuyendo hasta los 15° al cumplir los 16 años y adquieren los parámetros de normalidad. En determinados casos los niños, con sus marchas características al finalizar el período de osificación, tendrán más de 15° fisiológicos del ángulo de anteversión, y en otros casos será inferior a los 15° de normalidad.

El molde óseo mesenquimatoso, que se forma durante el período embrionario, puede dirigirse a la osificación directa o puede ser reemplazado por un modelo cartilaginoso densamente celular, que más tarde se osifica por osificación intracartilaginosa o formación ósea endocondral. Simplemente el hueso reemplaza a la membrana o al cartílago. El proceso de osificación es similar en cada caso y la estructura histológica final del hueso es idéntica. (Weir J. 2005).

La osificación desde los centros primarios casi llega a los extremos del modelo cartilaginoso del hueso largo. Los centros secundarios de osificación de los huesos en la rodilla, fémur, y tibia superior son los primeros en aparecer. Durante el crecimiento se observa una placa de cartílago conocida como placa de crecimiento o cartílago epifisario.

Se dan cambios notables en la morfología de los huesos y de sus relaciones espaciales, que ocurren como un proceso ontogénico normal durante el desarrollo embrionario y las fases postnatal y juvenil hasta llegar a la formación del pie adulto. Desde el nacimiento hasta los 8 años, mientras el pie crece y se adapta a las funciones de la postura erecta, van a producirse cambios notables en los huesos: astrágalo, calcáneo, escafoides, cuboides y las cuñas.

Si bien a los 8 años no se ha completado el crecimiento, en general se acepta que el contorno y la posición de los huesos largos están a esa edad ya definida (Albiol, 1995). La osteogénesis tiene lugar a partir de uno o dos centros de osificación denominados primario y secundario. El centro primario de osificación se forma por depósito de un disco transversal en la matriz cartilaginosa, aproximadamente a nivel del centro de la diáfisis embrionaria.

El centro de esta zona calcificada es absorbido casi inmediatamente y se transforma en el conducto medular. La anchura del canal medular aumenta al mismo tiempo que lo hace el calibre de la diáfisis. El centro secundario de osificación suele aparecer después del parto. La banda cartilaginosa interpuesta entre la diáfisis y el centro de osificación disminuye progresivamente su grosor hasta que desaparece por completo al término del crecimiento, momento en el que se unen la epífisis y la diáfisis para constituir un hueso adulto.

Todos los huesos del pie se forman a partir del mismo centro primario de osificación. Las falanges, los metatarsianos y el calcáneo proceden además de un centro secundario. El punto de osificación del astrágalo aparece entre el sexto y el séptimo mes de vida intrauterina. El punto primario de osificación del calcáneo aparece en el centro del “hueso” durante en el quinto mes de desarrollo fetal. Cuboides, que al principio es como un esbozo cúbico aparece durante el desarrollo fetal, mientras que el Escafoides aparece entre los 2 y los 4 años. Una anomalía peculiar que se ha podido observar en las radiografías dorso plantares es el escafoides doble o bipartito que presenta una forma alargada en forma de cuña. (Weir 2005).

Para la exposición biomecánica de los ejes fémoro-tibiales se ha utilizado el símil arquitectónico en comparación con la estructura del hueso. Se sabe que en el aparato locomotor y en tan sólo 24 horas, una o más trabéculas óseas pueden variar su orientación, con el fin de adaptarse a los cambios de presión, tensión, torsión, rotación, e incurvación, acomodándose en las mejores condiciones a sus centros de gravitatorios. Algunos autores lo consideran como la capacidad de la deformación del esqueleto para adaptarse, en las mejores condiciones físicas, a sus centros gravitatorios.

La asimetría del ángulo cervico-diafisario, la coxa valga, coxa vara, eje fémoro-tibial en valgo o en varo, el antecurvatum y el recurvatum , el talón valgo o en varo, la marcha en abducción o en aducción asimétricas, provocarán una marcha “disarmónica”.

Para el estudio de estos cambios del aparato locomotor se han aplicado diferentes instrumentos biométricos que permiten cuantificar la simetría de ambas extremidades inferiores, de ambos pies, la rotación y torsión tibial, la simetría femoral, la columna vertebral y la cintura escapular.

En la fase de aceleración del proceso de la marcha, cuando el individuo levanta el talón del suelo, se observa que el peso del cuerpo se distribuye entre todas las cabezas metatarsales. El pie al apoyarse sobre las cabezas metatarsales se compensa con una ligera supinación del talón, el surco oblicuo metatarso-falángico constituye una evidencia de que estos movimientos ocurren en cada paso, o en el momento de abandonar el suelo durante la marcha.

En el estudio y análisis del calzado se puede observar, después de usar los zapatos durante un tiempo, la aparición de un surco oblicuo en el área suprayacente de la articulación metatarso falángica. En 1969 Isman e Inman habían demostrado que el ángulo entre el surco metatarso-falángico y el eje longitudinal del pie puede variar de 50° a 70°. Obviamente cuanto más oblicuo es el surco metatarso-falángico, mayor es el grado de supinación y la desviación lateral que debe sufrir el pie.

Meschan (1970) describió el ángulo formado por las líneas que pasan por las articulaciones de la primera y la segunda cabeza metatarsal, y la línea que pasa por las articulaciones de la segunda a la quinta cabeza metatarsal. Los valores normales para este ángulo son de 140°-142°. Cuando el ángulo de Meschan, llega a ser inferior a 135° aparece el acortamiento del primer metatarsiano, la biomecánica del pie se ven afectados, y por consiguiente el *Hallux Valgus*. (Montagne 1984) (Tardáguilla 2005)

Considerar que la región metatarsal es clave en la dinámica de la marcha, no tendría más valor que constatar la evidencia. Sin embargo, existen pocos estudios sobre los parámetros morfológicos y funcionales que permitan valorar los datos con rigor de normalización y son escasos los criterios que permitan establecer su valor predictivo en el control de su variabilidad.

El bipedalismo es una adquisición postural exclusiva del ser humano. La locomoción bípeda queda claro que es uno de los principales motores de la evolución. Según sus exigencias biomecánicas, la bipedestación y la marcha moldean la morfología no ya sólo del pie sino de todo el eje locomotor.

Esta actividad consta de una serie de movimientos simultáneos de las extremidades inferiores, durante los cuales, el cuerpo está avanzando paso a paso su centro de gravedad en una línea de progresión sinusoidal. El cuerpo se balancea persiguiendo su centro gravitatorio sin perder el control, y la descoordinación provocaría la pérdida del equilibrio, durante el movimiento de avance.

La inclinación del cuerpo sitúa el centro de gravedad por delante del polígono de sustentación del apoyo plantar, al deslizarse hacia adelante sobre una de las dos piernas iniciándose la deambulación.

La extremidad más adelantada establece contacto con el suelo, ampliándose así el área del polígono de sustentación o de apoyo de ambos pies. La pelvis desempeña un característico papel en esta acción: su grado de rotación determina que los músculos de la pierna que avanza le ayuden a mantener el equilibrio del peso corporal mientras la pierna está progresando.

La escasa base de sustentación del pie en la posición bípeda ofrece, sin embargo, en la superficie de la huella plantar elementos suficientes para la estabilidad y el equilibrio, aún limitándose todavía más la superficie del polígono de apoyo y la estabilidad en el desplazamiento bípedo.

Todo ello es posible gracias a complejos procesos relacionados con la fisiología del sistema nervioso que a través de la propioceptividad generan circuitos para la adaptabilidad de la marcha. Ello permite que el desplazamiento por superficies irregulares y adquirir la resistencia necesaria para recorrer grandes distancias, así como modificar la velocidad y la aceleración para la carrera y el salto. Y todo ello con el mínimo gasto energético ya sea en la actividad cotidiana y en la actividad deportiva.

Por otra parte, es sabido que se producen cambios en los pacientes subsidiarios de artroplastia total de rodilla tras la intervención quirúrgica, lo cual se constata en el seguimiento postoperatorio con un promedio de 2 años debido a que la cirugía de la extremidad afecta presenta un patrón de apoyo plantar antiálgico, con disminución de la superficie de apoyo y carga total soportada, y aumento del porcentaje de carga soportada por el antepié debido en muchas ocasiones al flexo de rodilla existente.

Se constata que tras la intervención quirúrgica se produce una redistribución de las cargas metatarsales con aumento de la presión soportada por los metatarsianos 1, 2 y 3 y disminución de la carga soportada por los metatarsianos 4 y 5. de forma progresiva a lo largo del postoperatorio la distribución de cargas en el grupo patológico tiende a igualarse a la del grupo control.

Son muchos los autores que han querido investigar la posible influencia sobre el apoyo metatarsal de los pacientes de diversas variables como la fórmula metatarsal, huella plantar, sexo, alineación de la extremidad etc. además, se pretende comparar las características biomecánicas del apoyo metatarsal antes y después de la intervención con las de sujetos sanos de características antropométricas similares

La presente memoria doctoral se ha centrado en el estudio de los métodos de registro podográfico con el fin de comparar distintos procedimientos. La importancia clínica de este estudio descansa en el hecho de que una buena practica diagnostica en las primeras etapas de la vida, redundará muy posiblemente en una reducción de problemas clínicos de índole traumatológica en las etapas avanzadas de la vida. En poblaciones como la europea, en que la edad media de la población aumenta de forma continua, la prevención de las lesiones crónicas de cadera, rodilla etc. constituirán posiblemente una de las zonas de acción más importantes de la medicina preventiva. Esta idea viene además reforzada por los criterios de coste económico; particularmente si se tiene en cuenta el valor de las prótesis, y el costo de las hospitalizaciones y la práctica quirúrgica necesarias para asegurar la calidad de vida en una proporción considerable de las personas de edad en las sociedades avanzadas.

3.- HIPÓTESIS DE TRABAJO y OBJETIVOS

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS.

Esta Tesis Doctoral tiene como finalidad principal estudiar la fórmula metatarsal de la huella plantar; aquella que se deriva del análisis radiológico dorso plantar y, finalmente la determinación del ángulo de rodación transmitatarsal.

Investigar la repercusión biomecánica de dichos parámetros y el posible valor predictivo de cara a la eventual presentación de alteraciones en las marchas aducción y/o en abducción, sus causas y sus consecuencias. Por tanto, también a la prevención y predicción.

HIPÓTESIS DE TRABAJO:

La hipótesis que se plantea en este trabajo de investigación consiste en la idea de que la secuencia y empuje de apoyo metatarsal influyen en factores estructurales y funcionales que hacen más complejo el desarrollo del tipo de marcha a nivel individual. Se pueden definir prácticamente tantas representaciones de secuencias en la rodación como individuos se estudien. La fórmula metatarsal y su interrelación con la pelvis y el raquis forma parte de la base de conocimiento de cara a establecer categorías con interés biomecánico y ergonómico.

Este planteamiento de carácter general cristaliza en una serie de objetivos parciales:

OBJETIVOS:

1. Describir, de forma ordenada desde el punto de vista biomecánico, el estudio de la marcha, mediante una plataforma de fuerzas.
2. Interpretar las fuerzas verticales, medio laterales y póstero-anteriores durante el proceso de la marcha.
3. Estudiar las alteraciones del ángulo de progresión de la marcha (ángulo de Fick), mediante el uso de la plataforma de fuerzas.

HIPÓTESIS DE TRABAJO y OBJETIVOS

4. Determinar a su vez las causas de las alteraciones estructurales. de la deambulaci3n con los pies tanto en aducci3n o en abducci3n.
5. Averiguar las actividades f3sicas y/o deportivas que pueden contribuir a corregir estos tipos de marcha.
6. Explorar la eventual relaci3n causa-efecto entre las marchas en aducci3n o en abducci3n reeducando el proceso de aprendizaje de la marcha en la primera infancia.
7. Todo ello confluye en una comparaci3n de los distintos m3todos empleados en podolog3a cl3nica con el fin de determinar los par3metros a los que nos hemos referido.

4.- MATERIAL Y MÉTODOS

4. MATERIAL Y MÉTODOS.**4.1. Población estudiada**

La población estudiada consistió en un total de 242 individuos. Entre ellos 132 hombres y 110 mujeres. La edad de los individuos estudiados osciló entre los 6 y los 27 años. Se trata por tanto de una población que incluye niños, adolescentes y jóvenes. La tabla 4.1 muestra la distribución de edades y sexo de la población estudiada.

Edad	Sexo	Número de Individuos
6 – 8 años	masculino	13
	femenino	14
9-12 años	masculino	9
	femenino	5
13-16 años	masculino	14
	femenino	12
17-27 años	masculino	19
	femenino	14

Tabla 4.1. Distribución de individuos por sexo y grupo de edad en la población estudiada en este trabajo.

Los individuos estudiados habían acudido a la consulta podológica por motivos diversos que se resumen en la tabla 4.1.b.

Motivo de la consulta	Número de pacientes	Porcentaje
Estudio de la marcha	65	26%
Alteración de la huella plantar	36	15%
Hallux valgus	23	10%
Onicoanomalias	19	8%
Metatarsalgias	27	11%
Queratopatías plantares	28	12%
Alteraciones digitales	18	7%
Alteraciones del eje fémoro-tibial	26	11%
	242	100%

Por lo que respecta a las razas o etnias a los que pertenecieron los individuos estudiados cabe señalar que, a pesar de que hemos detectado las diversas morfologías del pie (Índex Minus, Índex Plus Minus, e Índex Plus) definidas como pie egipcio, griego etc., todos los individuos estudiados étnicamente pertenecieron a la raza caucasiana todos ellos blancos nacionales.

Relación de la muestra estudiada por grupos de edad en años.

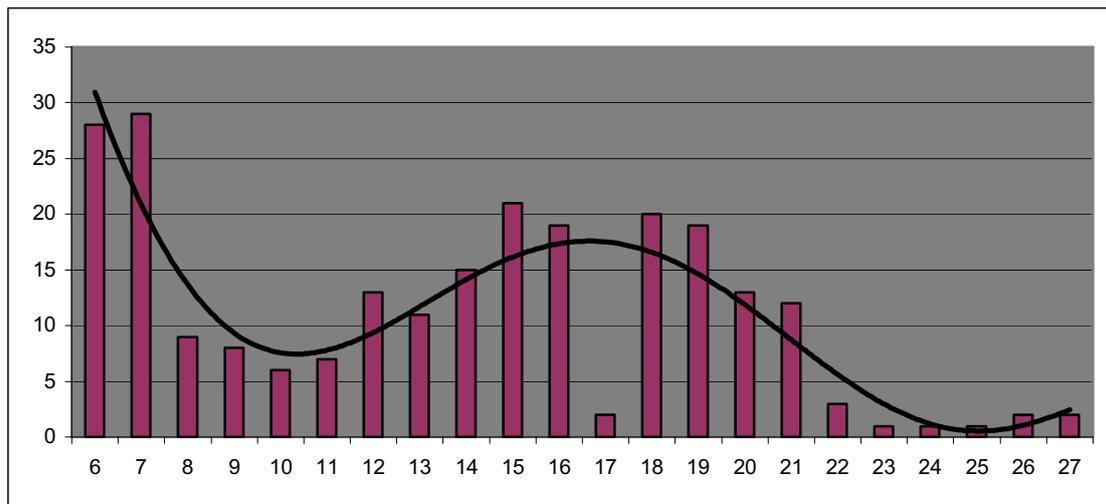


Figura 4.1.a.- Distribución de las frecuencias absolutas por grupos de edad en años comprendida entre los 6 años y los 27 años, el promedio ha sido de 16,5, años, siendo más frecuente el grupo de los 7 años.

Relación de la muestra estudiada por grupos de talla de altura.

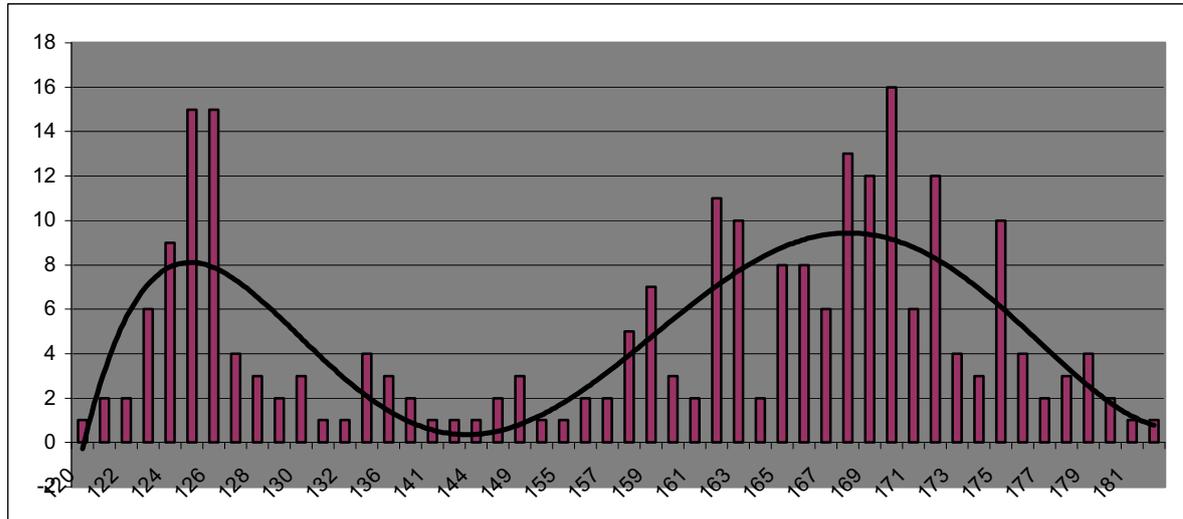


Figura 4.1.b.- Distribución de las frecuencias absolutas de los grupos por la talla en centímetros comprendida entre el 1.20 mts. Y el 1.82 mts. el promedio ha sido de 153 mts. Siendo más frecuente el grupo de 1.70 mts.

Relación de la muestra estudiada por grupos de peso en kilos.

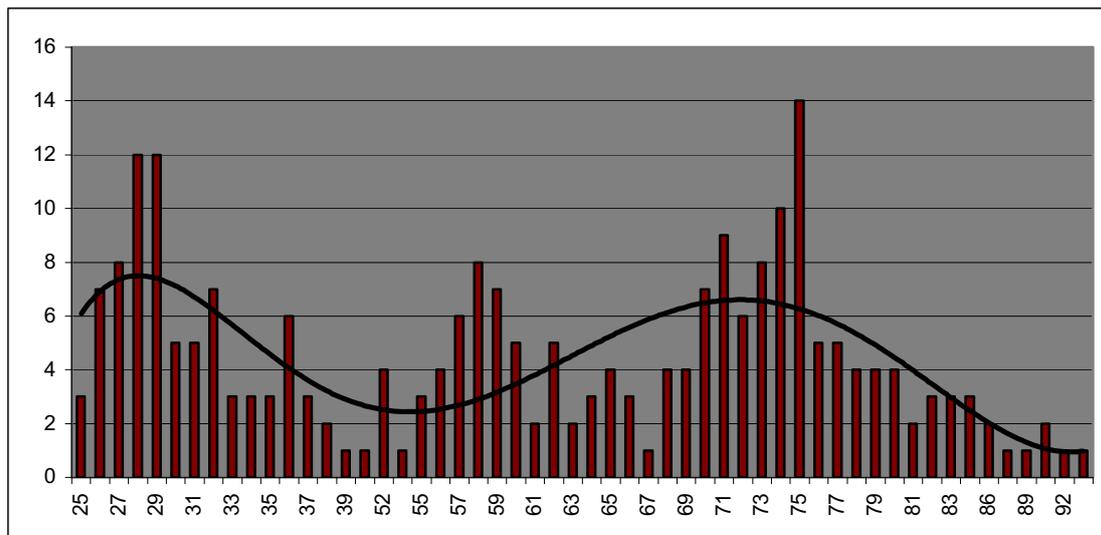


Figura 4.1.c.- Distribución de las frecuencias absolutas por grupos de peso en kilos comprendido entre los 25 Kg. y los 94 Kg. El promedio ha sido de 60 Kg. Siendo más frecuente el grupo de 75 Kg.

En la definición de la población estudiada no se han tenido en cuenta criterios de inclusión ni de exclusión. Se han tomado pacientes de la clínica podológica de la Universidad, comprendidos entre las edades indicadas mas arriba y se han recogido datos de los mismos parámetros para todos ellos. Se trata de una población formada por ciudadanos españoles de origen exclusivamente. El nivel socio-económico pertenece a la clase trabajadora acomodada y en la población se distingue un número apreciable de ciudadanos de primera generación en Cataluña procedentes de otras zonas de España.

4.2 Factores de desviación en la colección de datos.

Todos los parámetros fueron recogidos y almacenados siguiendo los protocolos que se señalaran más adelante por el autor de esta memoria doctoral con el fin de prevenir al máximo factores subjetivos que pudieran distorsionar los resultados finales. La muestra analizada lo ha sido en el periodo de tiempo comprendido entre enero de 1995 y diciembre de 1999.

4.3 Medidas Biométricas

Las medidas biométricas realizadas a la población estudiada se han basado en el uso del siguiente equipo:

4.3.1 **Podoscopios y bancos de marcha** instrumentos destinados al estudio de la huella plantar, de acuerdo con el protocolo ha sido la siguiente: se ha situado al sujeto en posición bípeda sobre el podoscopio, se ha realizado y diagnosticado la huella plantar, el ángulo de Fick, la fórmula metatarsal, la fórmula digital, la desviación del talón, el eje fémoro-tibial, las basculaciones pélvicas, cintura escapular, desviaciones de la columna vertebral y las disimetría podo-pélvica de los a los 242 sujetos, posición de ha estudiado.

El Podoscopio es un dispositivo de forma paralelepípeda y de cristal, está montado con luz fluorescente y unos espejos oblicuos a la superficie superior. En el espejo se pueden observar reflejadas las plantas de los pies del paciente que se encuentra sobre la superficie del instrumento. De este modo se reflejan las zonas de la presión, la morfología de la huella plantar y se puede establecer la fórmula metatarsal; índice minus, índice plus minus, índice plus así como explorar eventuales correlaciones anatómicas.



Figura 4.3.1 Imagen en la que se observa la huella plantar de un individuo mediante el uso del podoscopio utilizado en este trabajo.

Figura 4.3.2 Imagen de la exploración en posición bípeda sobre el podoscopio, realizándose la biometría a través del plano frontal (posición antero-posterior y pósterio-anterior) y en plano sagital (vista de perfil), como se ha utilizado en este trabajo.



Figura 4.3.3 Biometría del eje fémoro-tibial. Proyección del eje de gravedad con la plomada



Figura 4.3.4. Estudio de la marcha

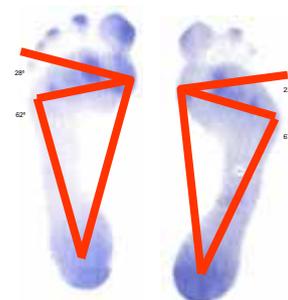


Figura 4.3.16 Biometría del la línea de Helbing con la reglilla de Perthes y el goniómetro multiuso.



4.3.2 **Pedígrafo** utilizado para la obtención y análisis de la pedigrafía de la huella plantar. Es un dispositivo más simple que el anterior que permite obtener una huella impresa en soporte papel.

Figura 4.3.2 Imagen en la que se observa la huella plantar mediante el uso del pedígrafo tal y como se ha utilizado en este trabajo.



Consiste en un chasis con una lámina de goma de látex. Una de las caras se impregna con tinta la otra es pisada por el paciente, imprimiendo posteriormente la superficie de la huella plantar en una hoja de papel en blanco. Con esta sencilla técnica se ha obtenido la huella plantar impresa de los individuos estudiados en bipedestación y en dinámica. La pedigrafía es el documento a partir del cual se han llevado a cabo las determinaciones podobiométricas del triángulo de apoyo y del ángulo de rodación transmetatarsal que hemos definido en la introducción.

Asimismo se obtuvieron las pedigrafías en la posición sedente, la superposición de las tres: sedente, bípeda y dinámica permite revelar la modificación de la amortiguación, la distensión y la elongación de la huella plantar en las tres posiciones.

4.3.3 Material fotográfico para realizar el fotopodograma de la huella plantar. El procedimiento aquí empleado consiste en obtener una imagen nítida fotopodográfica de la huella plantar basada en la utilización de papel fotográfico y material de revelado tras la impresión del pie del individuo a estudiar, A todos los individuos estudiados se les ha realizado un fotopodograma de ambos pies en posición bípeda. El material obtenido de esta forma es extremadamente útil para el registro de los siguientes datos: perímetros de la huella plantar, conformación de la huella cutánea plantar, pliegues dérmicos cutáneos, análisis de las hiperpresiones plantares, valoración de los dermatoglifos, podobiometría, así como la cuantificación del triángulo de apoyo y del ángulo de rodación transmetatarsal (Salthouse, 2000).

Figura 4.3.3 Imagen en la que se observa el fotopodograma tal y como se ha utilizado en este trabajo.



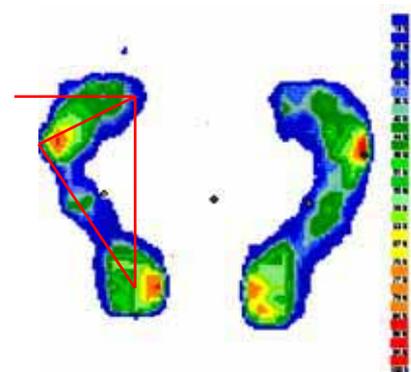
4.3.4 Imágenes radiográficas dorso plantares en carga de ambos pies. Obtenidas mediante la utilización de un instrumento de rayos X especialmente útil en podología y que se encuentra en la clínica podológica (). El aparato se encuentra ubicado en una habitación protegida a base de plomo. Las radiografías se observaron cuidadosamente en un negatoscopio y a partir de esta observación se definieron los parámetros biométricos radiológicos así como el ángulo de rodación.

Figura 4.3.4 Radiografía bilateral dorso-plantar en bipedestación tal y como se ha utilizado en este trabajo.



4.3.5 Sistema opticométrico (*podocomputer*). Se trata de un dispositivo capaz de registrar imágenes de video e informatizarlas para el posterior análisis de las podografías de presión o baropodografías.

Figura 4.3.5 Huella baropodográfica opticométrica de ambos pies en bipedestación.



4.3.6. Plataforma de presiones: podómetro electrónico “Pel 38”

La plataforma es un detector de presiones dotado de 1024 captores. El aparato empleado es el conocido como Meditel Pel38. Si bien cabe señalar que recientemente se han desarrollado algunos otros podómetros de segunda generación como el diseñado por investigadores de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de la Universidad de Zaragoza y el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Miguel Servet de Zaragoza denominado PDS 93 (con un total de 2048 sensores) En cualquier caso ambos sistemas proporcionan un mapa de presiones plantares que corresponden a la carga ejercida en cada punto del pie, en estática y en dinámica. Su principal aportación es mostrar la representación gráfica de la carga correspondiente a cada cabeza metatarsal, en la sección practicada a través de las mismas.

Figura 4.3.6 Imagen de la huella baropodográfica en la plataforma de presiones de ambos pies en bipedestación. Análisis del centro de gravedad y de la fuerza ejercida por cada uno de los pies.



4.3.7. Plataforma de fuerzas

La plataforma de fuerzas es un sistema de medida diseñado para medir, registrar y analizar las fuerzas de acción-reacción del peso del cuerpo en dinámica, sobre la superficie de la plataforma de fuerzas al contacto del pie-suelo. La plataforma dinamométrica trabaja junto con una aplicación informática para el análisis de las fuerzas generadas al pisar sobre la plataforma. Analiza las fuerzas actuantes sobre la plataforma en las tres direcciones del espacio: La fuerza vertical, las fuerzas póstero-antérieures y las fuerzas medio-laterales.

El estudio de la marcha humana, nos permite estudiar el ángulo de Fick o ángulo de incidencia de la marcha.

- a. Periodo de tiempo de apoyo
- b. Peso corporal del individuo
- c. Fuerzas de choque verticales (talón)
- d. Fuerza de valle o de levitación.
- e. Fuerzas verticales de aceleración o de despegue.
- f. Fuerzas medio laterales
- g. Fuerzas póstero anterior

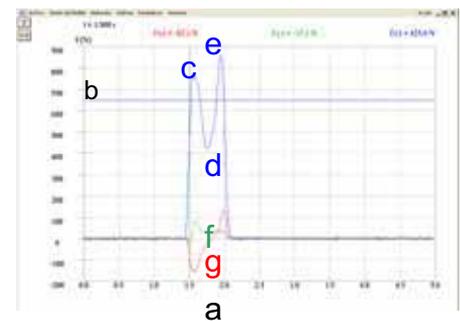


Figura 4.3.7 Imagen en la que se observa la gráfica obtenida mediante la plataforma de fuerzas en dinámica. Detección de fuerzas verticales, medios laterales y póstero anteriores.

4.3.8 Adicionalmente, en algunas ocasiones se ha estudiado la denominada “**Estabilometría**” en la cual la plataforma de fuerzas se emplea para detectar o visualizar los desplazamientos del centro de gravedad. Es evidente que de estos desplazamientos depende el grado de “equilibrio” de la postura. Sin embargo, y aunque el número de individuos estudiados no nos va a permitir incluir los resultados en este estudio, mostramos a continuación, a modo de ejemplo, uno de estos gráficos.

Figura 4.3.8 Imagen en la que se observa la gráfica obtenida mediante la plataforma de fuerzas del desplazamiento del centro de gravedad. La gráfica del color rojo indica el desplazamiento gravitatorio tal y como se ha medido en este trabajo.



4.3.9. Goniómetro gravitatorio y rotacional. El dispositivo fue construido en este trabajo como un tipómetro para la medición de las rotaciones, torsiones e inclinaciones.

Mediante un instrumento original de diseño propio (figura 4.3.9) se midieron los valores de rotación verticales y horizontales.

Figura 4.3.9 Imagen en la que se observa el tipómetro para las mediciones mediante el goniómetro gravitatorio y una brújula.



4.3.10 Goniómetro multiuso. Se trata de un goniómetro comercial empleado en podología para medir los diferentes ángulos de flexión de las articulaciones para la biometría osteo-articular con el goniómetro multiuso se ha realizado la biometría, que es idéntico al utilizado en el resto de las especialidades médicas.

Figura 4.3.10 Imagen en la que se observa el goniómetro multiuso, para la medición, de los ángulos de flexión dorsal, plantar, pronación y supinación del antepié.



4.3.11 Exploración articular y muscular del pie.

Articulaciones del pie; exploración de la articulación tibio-peronea-astragalina, subastragalina, Chopart, Lisfranc, metatarso falángicas e interfalángicas digitales

Figura 4.3.11 Imagen en la que se observa la técnica de exploración y análisis cualitativo de la articulación de Chopart valorando la calidad y el recorrido de los movimientos en la pronación, supinación, flexión plantar y dorsal, abducción y aducción.



4.3.12 Balance de la musculatura extrínseca: Exploración del balance de la musculatura extrínseca del pie, particularmente de los músculos tibial anterior, extensor propio largo del primer dedo, extensor largo común de los dedos, peroneo anterior, peroneo lateral corto, peroneo lateral largo, tríceps sural, flexor largo propio del primer dedo, flexor largo común de los dedos y tibial posterior.

Figura 4.3.12 Imagen en la que se observa la técnica de exploración y análisis cualitativo de la musculatura extrínseca del pie, valoración y gradación del músculo tibial anterior. Paciente en decúbito supino, valoramos los movimientos de: Flexión dorsal, supinación y aducción del pie, tal y como se ha utilizado en este trabajo.



4.4. Proceso de los datos.

4.4.1 Programario:

Los resultados obtenidos de las exploraciones por los distintos métodos descritos en los apartados inmediatamente anteriores fueron tratados mediante programas de estadística contenidos en el paquete SPSS 11.5 (Statistical Package for the Social Sciences); aunque concebido inicialmente como un paquete informático para el análisis y la toma de decisiones en los campos de las ciencias sociales, SPSS demostró inmediatamente ser extremadamente útil también en Biomedicina y se ha confirmado como uno de los grandes instrumentos de estudio estadístico. En realidad el papel de SPSS es simplemente el de ofrecer una amplia variedad de *tests* estadísticos de (relativamente) fácil manejo. A parte de ello se han empleado los programas de ofimática de Microsoft tales como Microsoft Word, el entorno gráfico, con el programa Power Point, y el programa Adobe Photoshop, 7.0 para Windows.

Los resultados obtenidos se han agrupado por grupos de edad, género, talla, peso y fórmula metatarsal.

Los distintos resultados obtenidos de cada uno de los sistemas de observación/análisis aplicados, se han relacionado entre si con el fin de dilucidar el grado de acuerdo (o desacuerdo) entre los criterios que se obtendrían con cada uno de los sistemas. Así se han relacionado el tipo de huella de la plantar sobre el podoscopio y/o el banco de marcha, la imagen pedigráfica, el fotopodograma, la radiografía dorso plantar en carga y los valores obtenidos mediante sistemas opticométricos, el baropodómetro y las plataformas de Fuerzas. El estudio de las presiones plantares, de los centros de empuje, de las presiones y de las superficies plantares, los grados de desviación del retropié y del eje fémoro-tibial, y el estudio de la marcha se han relacionado asimismo.

4.4.2 El protocolo estadístico que se ha seguido ha sido:

- 4.4.2.1. En primer lugar se realizaron los análisis descriptivos para cada grupo y variable calculando la media aritmética, la desviación típica, así como los valores extremos.
- 4.4.2.2. Posteriormente se llevo a cabo el cálculo de los intervalos de confianza para las medias poblacionales con un valor mínimo del 95%.

4.4.2.3. Se representaron gráficamente las medias con los errores.

4.4.2.4. Test ANOVA (análisis de la varianza entre grupos; *ANalysis Of VAriance between groups*).

En caso de encontrar diferencias, se interpretará que la distribución de la variable para cada uno de los grupos que presenten las mismas, es diferente y por tanto, quedaría estadísticamente probada la influencia de la variable en el tipo de pie.

4.4.3. Los individuos estudiados se han agrupado en función de los resultados obtenidos atendiendo a cinco criterios distintos:

4.4.3.1. Por el valor del ángulo de rodación.

Originándose tres grupos: el primero denominado *index plus/minus* cuyo ángulo de rodación está comprendido entre 62° y 66°; el segundo grupo, *index plus*, cuyo ángulo de rodación es inferior a 62° y finalmente, el tercer grupo *index/minus* cuyo ángulo de rodación es superior a 66°.

4.4.3.2. Tipo de marcha.

Mediante este criterio se formaron también tres grupos a saber: individuos cuya marcha puede denominarse marcha fisiológica, el segundo grupo, denominado de marcha en abducción y finalmente, el tercer grupo marcha en aducción.

4.4.3.3. Tipo de huella plantar.

Mediante este criterio se formaron cinco grupos a saber: el primero denominado huella plantar de pie estándar, el segundo grupo, huella plantar de pie cavo, el tercer grupo, huella plantar de pie plano valgo, el cuarto grupo huella plantar de pie cavo varo y finalmente, el quinto grupo, huella plantar de pie supinado.

4.4.3.4. Eje anatómico fémoro-tibial (o de Mikulic)

Mediante este criterio se formaron también tres grupos a saber: el primero denominado eje fémoro-tibial fisiológico, el segundo grupo, eje fémoro-tibial en valgo y finalmente, el tercer grupo eje fémoro-tibial en varo.

4.4.3.5. Correlación de la fórmula metatarsal con el tipo de la marcha.

Mediante este criterio se formaron también tres grupos a saber: el grupo A caracterizado por presentar una marcha fisiológica y una fórmula metatarsal *index plus-minus*, el segundo grupo que presenta marcha en abducción y una fórmula metatarsal *index minus* y finalmente, el tercer grupo marcha en aducción e *index plus*.

5.- RESULTADOS

5. RESULTADOS

Los resultados de este trabajo se presentan en dos apartados bien diferenciados. En primer lugar expondremos los datos obtenidos del análisis de los parámetros podológicos de la población estudiada mediante los distintos sistemas utilizados a lo largo de la fase experimental. El propósito general de esta parte es la comparación de los métodos, así como la detección de diferencias entre ellos. Al no ser ninguno de ellos el método de elección universal, de modo que cada profesional prefiere uno o unos pocos entre ellos, resulta difícil establecer un criterio universal, por lo que se presentan los resultados en forma de distribución de frecuencias absolutas y posteriormente en la discusión se realzan las diferencias entre ellos.

5.1 Datos recogidos con el podoscopio y banco de marcha.

El valor del ángulo de rodación en la población estudiada fue para el pie izquierdo de 64° cuando se determinó con la ayuda del podoscopio. El valor máximo fue de 79° mientras el mínimo fue de 58°. Por su parte los valores para el pie derecho fueron de 66 con valores extremos de 58° y 79°. En ambos casos la desviación estándar.

Goniómetro multiuso. Se trata de un goniómetro comercial empleado en podología para medir los diferentes ángulos de flexión de las articulaciones para la biometría oteo-articular con el goniómetro multiuso se ha realizado la biometría, que es idéntico al utilizado en el resto de las especialidades médicas.

Tipómetro gravitatorio y rotacional. El dispositivo fue construido en este trabajo como un tipómetro para la medición de las rotaciones, angulaciones, torsiones e inclinaciones. Mediante un instrumento original de diseño propio se midieron los valores de rotación vertical y horizontal.

5.2.- En la exploración sedente se ha realizado la exploración analítica y cualitativa muscular de los músculos: Tibial anterior. Extensor propio del primer dedo. Extensor común largo de los dedos. Peroneo anterior. Peroneo lateral corto. Peroneo lateral largo. Tríceps sural. Flexor largo propio del primer dedo. Flexor largo común de los dedos. Y Tibial posterior. Los valores son subjetivos y no están cuantificados estadísticamente.

5.3.- Goniómetro multiuso. Se trata de un goniómetro comercial empleado en podología para medir los diferentes ángulos de flexión y de extensión de las articulaciones para la biometría ósteo-articular con el goniómetro multiuso se ha realizado la biometría, que es idéntico al utilizado en el resto de las especialidades médicas.

Con el goniómetro multiuso y el tipómetro se ha realizado la medición y la cuantificación del arco de movilidad funcional articular del pie: arco de movilidad funcional del pie, cuantificación de la flexión dorsal y flexión plantar del pie, Pronación del antepié y la supinación del medio pie, abducción y aducción del antepié.

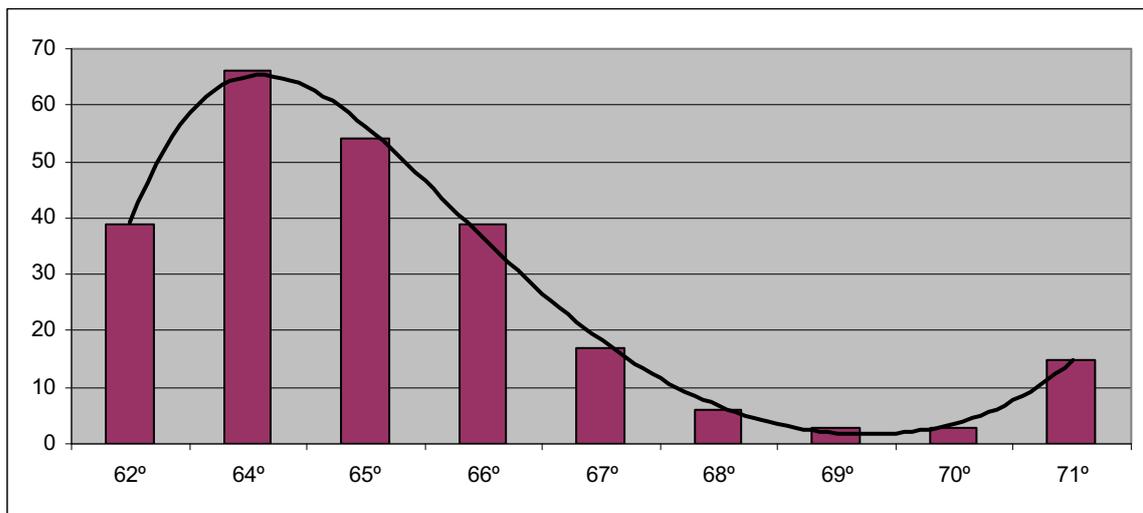


Figura 5.1.a.- Distribución de las frecuencias absolutas de los valores en grados del coeficiente del ángulo de movilidad funcional, valor de la amplitud del recorrido articular tibio-peroneo-astragalina. Se han medido los grados de la flexión dorsal del pie y la flexión plantar del pie: la amplitud del recorrido articular ha oscilado entre los 62° de la mínima amplitud del recorrido articular y los 71° de la máxima amplitud. El promedio del recorrido articular ha sido de 67°, siendo más frecuente el grupo de los 64°.

Goniómetro multiuso y el tipómetro se ha realizado la medición y la cuantificación del arco de movilidad funcional articular del pie: arco de movilidad funcional del pie, cuantificación de la flexión dorsal y flexión plantar del pie, Pronación del antepié y la supinación del medio pie, abducción y aducción del antepié.

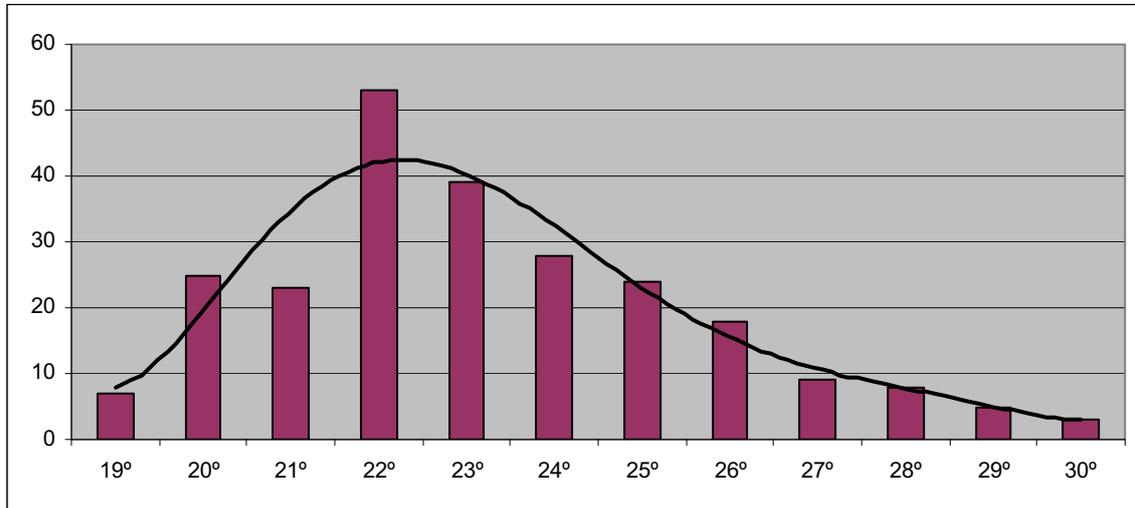


Figura 5.1.b.- Distribución de la frecuencia absoluta de los valores de la máxima flexión dorsal del pie. Se han medido los grados de la flexión dorsal del pie: la amplitud del recorrido articular ha oscilado entre los 25° de la mínima amplitud y los 30° de la máxima amplitud. El promedio ha sido de 28°, siendo la más frecuente el grupo de los 25°.

Goniómetro multiuso y el tipómetro se ha realizado la medición y la cuantificación del arco de movilidad funcional articular del pie: Arco de movilidad funcional del pie, flexión plantar del pie.

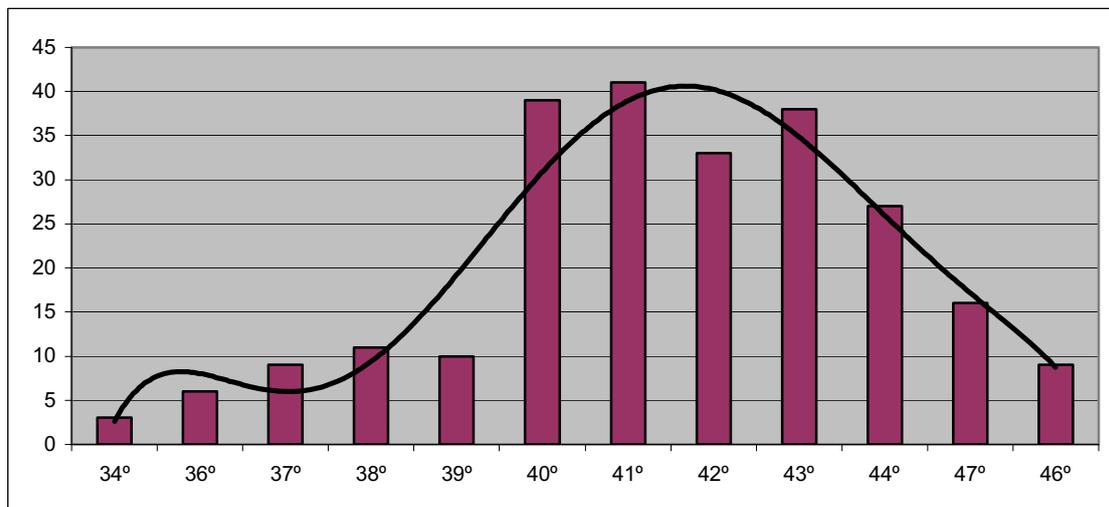


Figura 5.1.c.- Distribución de la frecuencia absoluta de los valores de la máxima flexión plantar del pie. Se han medido los grados de la flexión plantar del pie: la amplitud del recorrido articular ha oscilado entre los 34° de la mínima amplitud y los 46° de la máxima amplitud. El promedio ha sido de 41°, siendo la más frecuente el grupo de los 41°.

Goniómetro multiuso y el tipómetro se ha realizado la medición y la cuantificación del arco de movilidad funcional articular del pie: Arco de movilidad funcional del pie de la pronación del antepié.

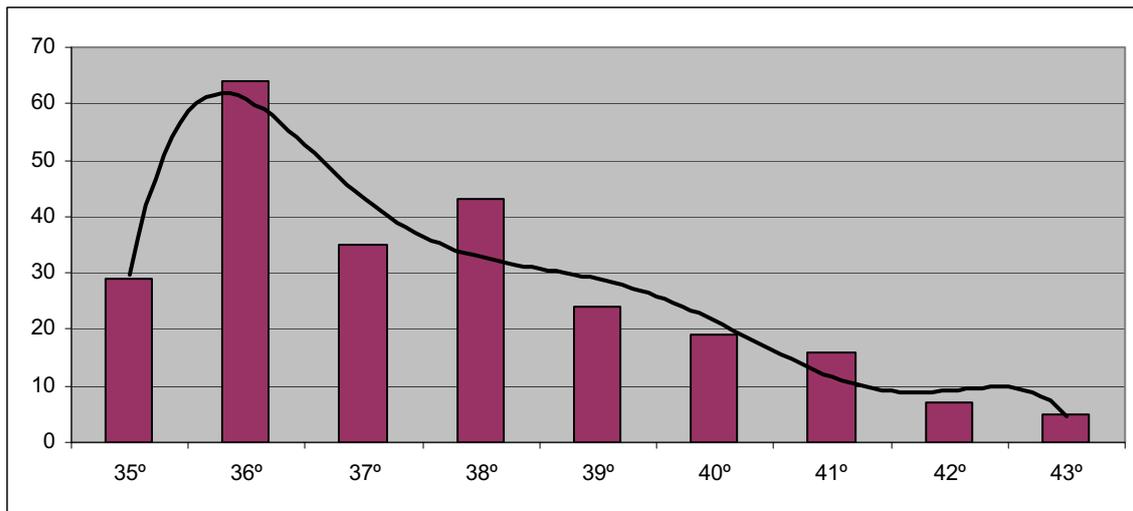


Figura 5.1.d.- Distribución de la frecuencia absoluta de los valores medidos en grados de la pronación del pie: la amplitud del recorrido articular ha oscilado entre los 32° de la mínima amplitud y los 43° de la máxima amplitud. El promedio ha sido de 38°, siendo la más frecuente el grupo de los 36°.

Goniómetro multiuso y el tipómetro se ha realizado la medición en grados y la cuantificación del arco de movilidad funcional articular del pie: Arco de movilidad funcional del pie de la supinación del antepié

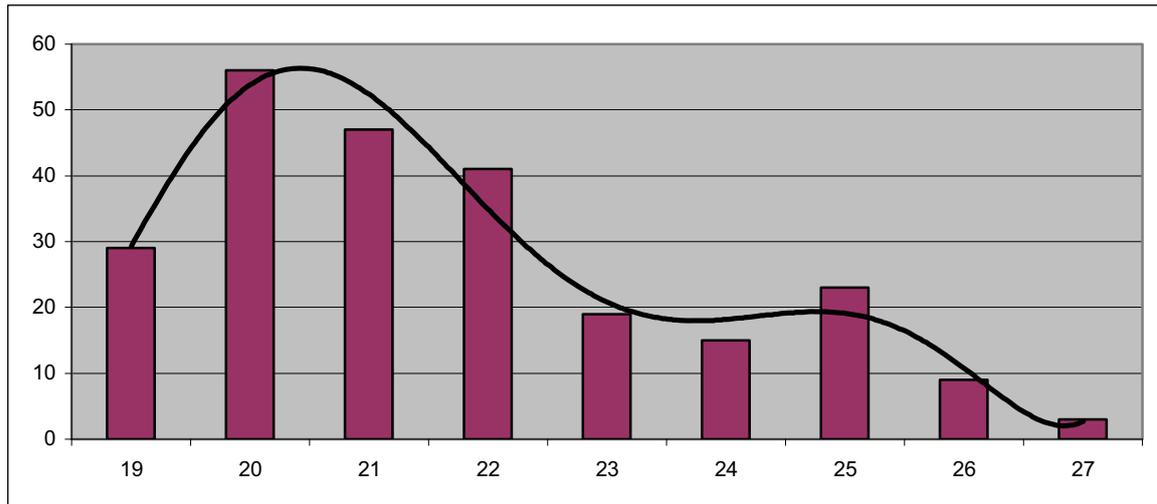


Figura 5.1.e.- Distribución de la frecuencia absoluta de los valores en grados de la máxima supinación del pie: la amplitud del recorrido articular ha oscilado entre los 19° de la mínima amplitud y los 27° de la máxima amplitud. El promedio ha sido de 20°, siendo la más frecuente el grupo de los 23°.

Goniómetro multiuso y el tipómetro se ha realizado la medición y la cuantificación medida en grados del arco de movilidad funcional articular del pie: Arco de movilidad funcional del pie de la abducción del antepié.

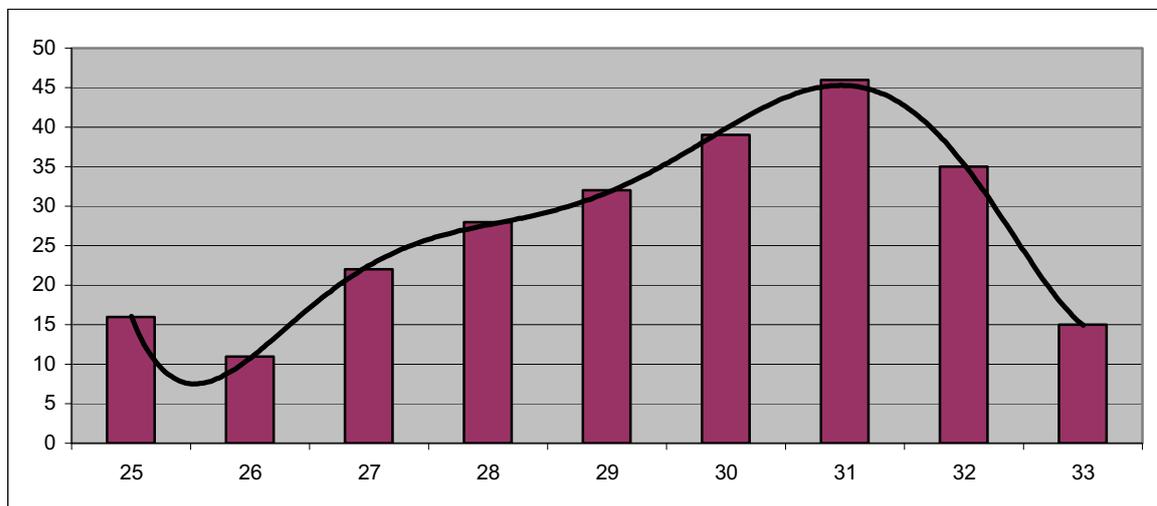


Figura 5.1.f.- Distribución de las frecuencias absolutas de los valores medidos en grados de la máxima abducción del antepié: la amplitud del recorrido articular ha oscilado entre los 25° de la mínima amplitud y los 33° de la máxima amplitud. El promedio ha sido de 28°, siendo la más frecuente el grupo de los 31°.

Goniómetro multiuso y el tipómetro se ha realizado la medición y la cuantificación en grados del arco de movilidad funcional articular del pie: Arco de movilidad funcional del pie de la aducción del antepié.

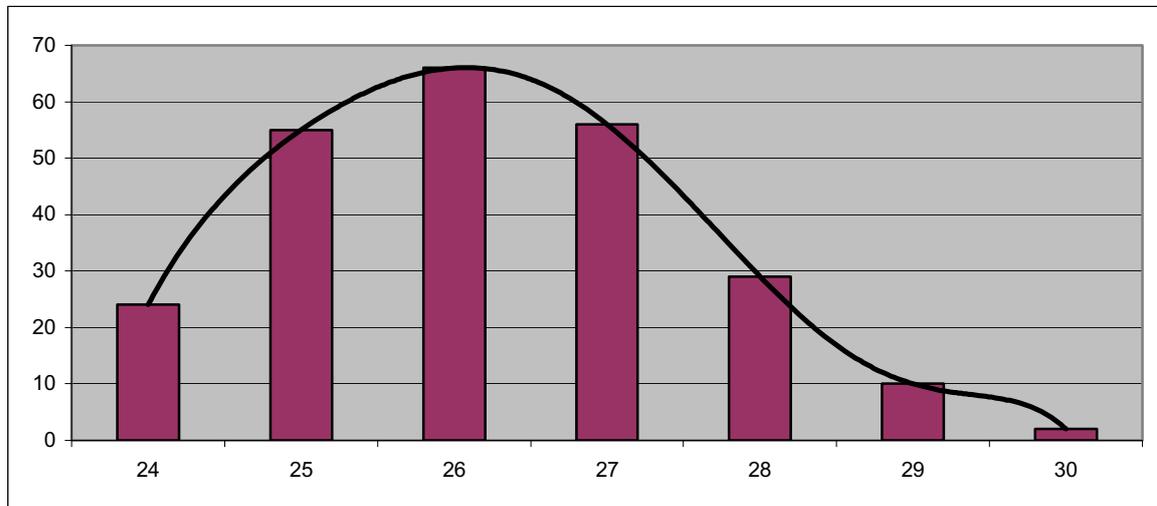


Figura 5.1.g.- Distribución de las frecuencias absolutas de los valores medidos en grados de la máxima aducción del antepié: la amplitud del recorrido articular ha oscilado entre los 21° de la mínima amplitud y los 30° de la máxima amplitud. El promedio ha sido de 26°, siendo la más frecuente el grupo de los 26°.

5.2.- Fórmula metatarsal como se ha señalado en el capítulo de material y métodos se han estudiado tres grupos: el primero denominado índice plus minus, el segundo grupo, pie índice minus y finalmente, el tercer grupo pie índice plus relacionadas con el tipo de marcha.

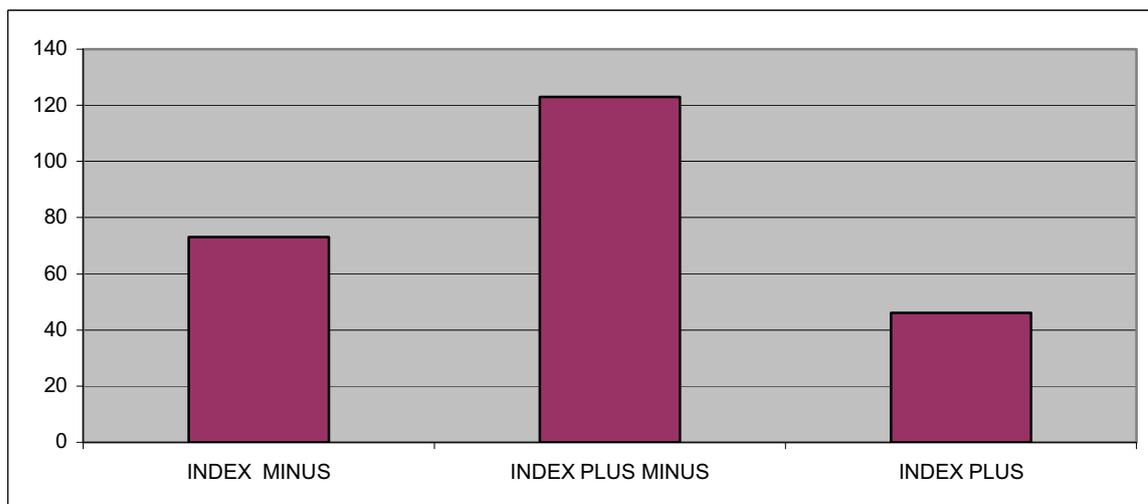


Figura 5.2.a- Distribución de frecuencias absolutas del tipo de la fórmula metatarsal: índice plus minus, índice minus e índice plus, del pie izquierdo, determinado mediante podoscopio: un primer grupo de 73 personas que presentaban una fórmula metatarsal de pie índice plus minus, y un tipo de marcha abducida, un segundo grupo de 123 personas que presentaban una fórmula metatarsal de pie índice plus minus, y un tipo de marcha fisiológica, y finalmente un tercer grupo de 45 personas que presentaban una fórmula metatarsal de pie índice plus y un tipo de marcha aducida.

Fórmula metatarsal como se ha señalado en el capítulo de material y métodos se han estudiado tres grupos: el primero denominado índice plus minus, el segundo grupo, pie índice minus y finalmente, el tercer grupo pie índice plus relacionadas con el tipo de marcha.

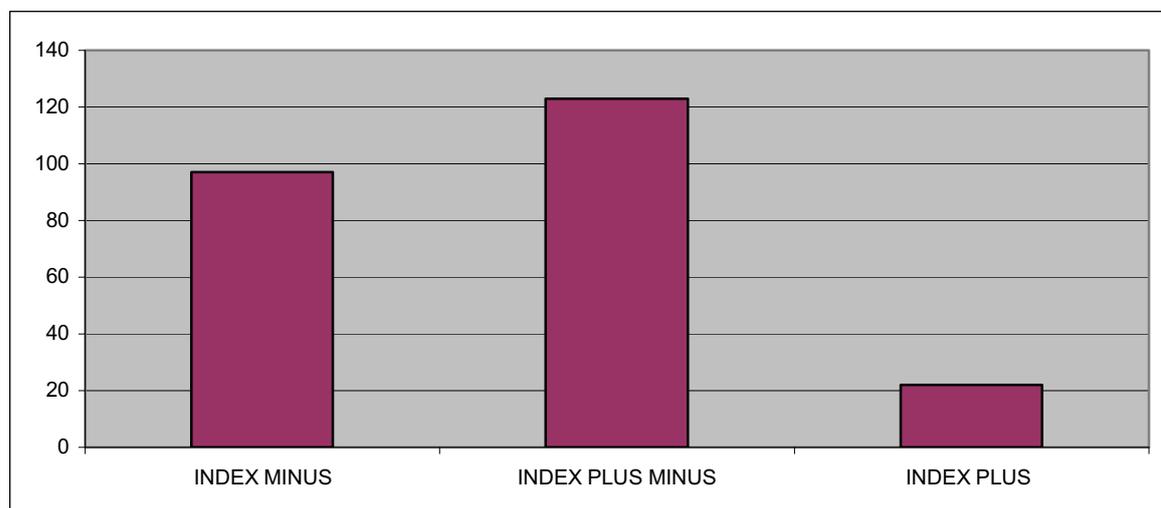


Figura 5.2.b- Distribución de frecuencias absolutas del tipo de la fórmula metatarsal: índice plus minus, índice minus e índice plus del pie derecho determinado mediante podoscopio y tipo de deambulación: un primer grupo de 97 personas que presentaban una fórmula metatarsal de pie índice minus, y un tipo de marcha abducida, un segundo grupo de 123 personas que presentaban una fórmula metatarsal de pie índice plus minus, y un tipo de marcha fisiológica, y finalmente un tercer grupo de 22 personas que presentaban una fórmula metatarsal de pie índice plus y un tipo de marcha aducida.

5.3.- Huella plantar

La distribución de la muestra estudiada en general, las diferencias han sido en el mismo sentido: Huella plantar de pie fisiológico, huella de pie cavo, huella de pie valgo, huella de pie plano valgo, huella de pie varo y finalmente huella de pie supinado del pie izquierdo.

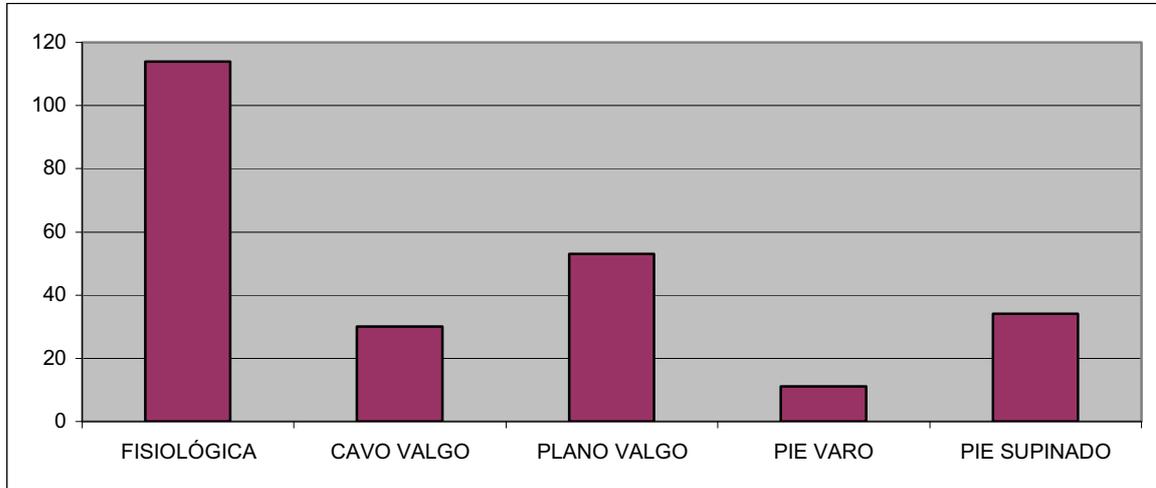


Figura 5.3.a- Distribución de las frecuencia absolutas del los tipos del las huellas plantares del pie izquierdo. Huella de pie fisiológica, la muestra ha sido de 114 y el porcentaje de (47%) huella de pie cavo valgo, 30 (12%) huella de pie plano valgo, 53 (22%) huella de pie varo, 11 (5%) y huella de pie supinado, 34 (14%)

Huella plantar

Huella plantar de pie fisiológico, huella de pie cavo, huella de pie valgo, huella de pie plano valgo, huella de pie varo y finalmente huella de pie supinado del pie derecho.

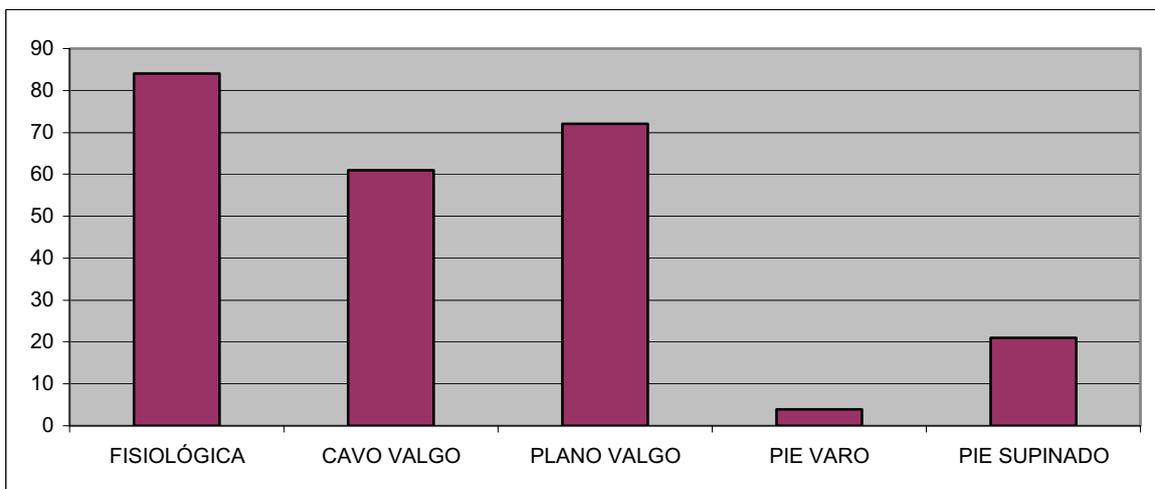


Figura 5.3.b.- Distribución de las frecuencia absolutas del los tipos de las huellas plantares del pie derecho. Huella de pie fisiológica, 84 (34%) Huella de pie cavo valgo, 61 (25%) huella de pie plano valgo, 72 (30%) huella de pie varo, 4 (2 %) y huella de pie supinado, 21 (9 %).

5.4.- Datos recogidos con el podoscopio y banco de marcha.

El valor del ángulo de rodación en la población estudiada con la ayuda del podoscopio del pie izquierdo.

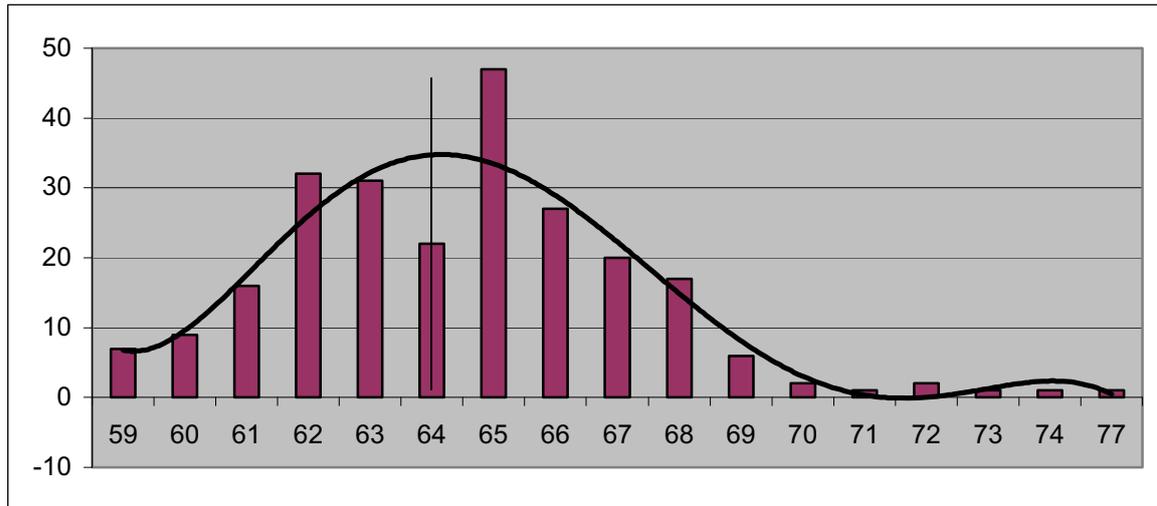


Figura 5.4.a.- Distribución de frecuencias absolutas de valores del ángulo de rodación del pie izquierdo determinado mediante podoscopio. Abscisas: valor del ángulo de rodación; Ordenadas. Frecuencia. Los grados del ángulo de rodación de la huella plantar podoscópica ha oscilado entre los 59° de la mínima angulación y los 77° de la máxima angulación. El promedio ha sido de 67°, siendo la más frecuente el grupo de los 65°.

Datos recogidos con el podoscopio y banco de marcha.

El valor del ángulo de rodación en la población estudiada con la ayuda del podoscopio del pie derecho.

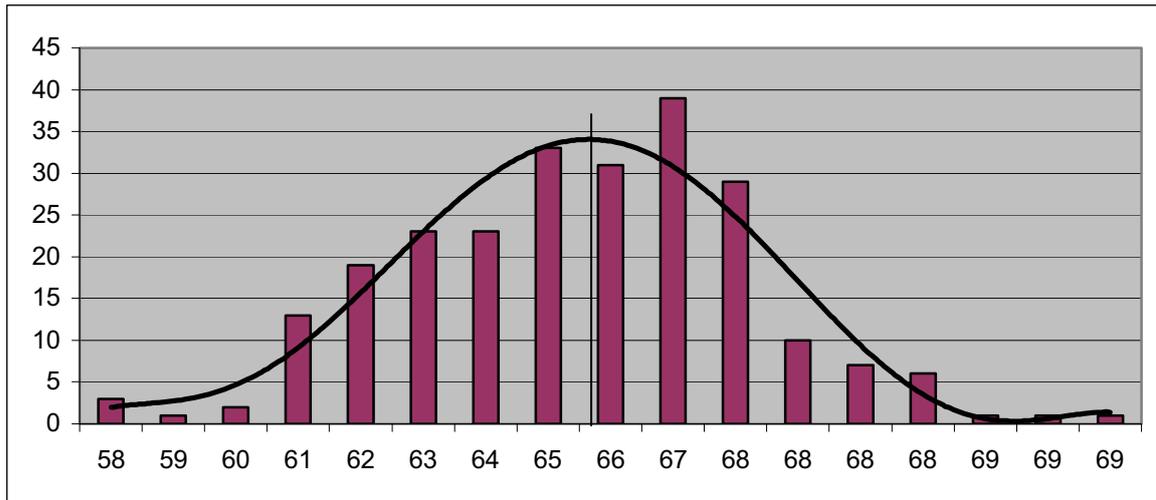


Figura 5.4.b.- Distribución de frecuencias absolutas de valores del ángulo de rodación del pie derecho determinado mediante podoscopio. Abscisas: valor del ángulo de rodación; Ordenadas. Frecuencia. valor del ángulo de rodación; Ordenadas. Frecuencia. Los grados del ángulo de rodación de la huella plantar podoscópica ha oscilado entre los 58° de la mínima angulación y los 69° de la máxima angulación. El promedio ha sido de 65°, siendo la más frecuente el grupo de los 67 °.

5.5.- Eje anatómico o eje fémoro-tibial. Mediante este criterio se formaron también tres grupos a saber: el primero denominado eje fémoro-tibial fisiológico, el segundo grupo, eje fémoro-tibial en valgo y finalmente, el tercer grupo eje fémoro-tibial en varo de la extremidad izquierda.

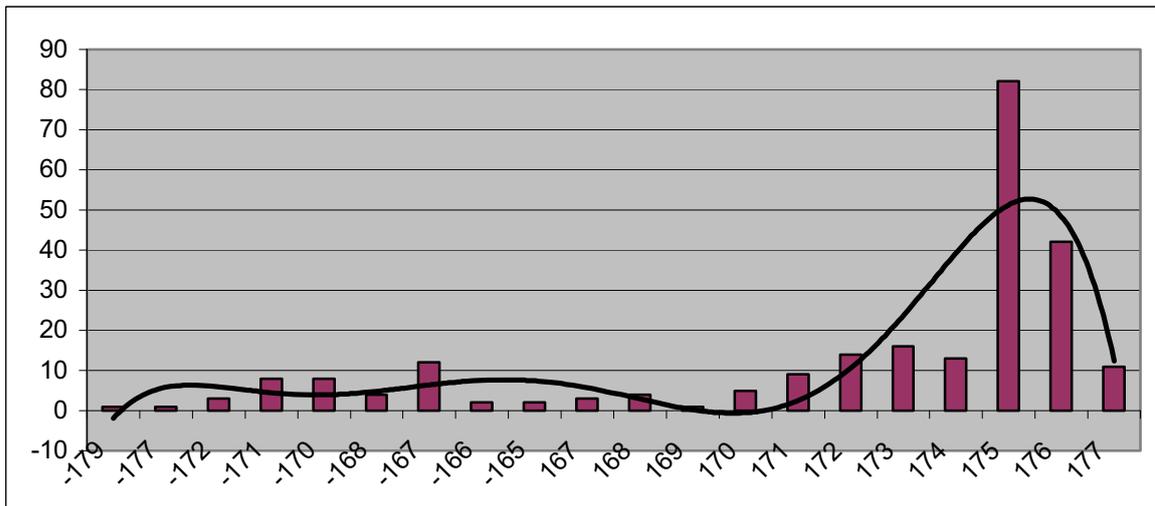


Figura 5.5.a- Distribución de frecuencias absolutas de los sujetos estudiados teniendo en cuenta el tipo de eje fémoro-tibial de la pierna izquierda. Valor medidos en grados del ángulo de rodación; Ordenadas. Frecuencia. Los grados del eje fémoro-tibial ha oscilado entre los -179° de la mínima angulación y los 177° de la máxima angulación, siendo la más frecuente el grupo de los 175 °.

Eje anatómico o eje fémoro-tibial. Mediante este criterio se formaron también tres grupos a saber: el primero denominado eje fémoro-tibial fisiológico, el segundo grupo, eje fémoro-tibial en valgo y finalmente, el tercer grupo eje fémoro-tibial en varo de las extremidad derecha.

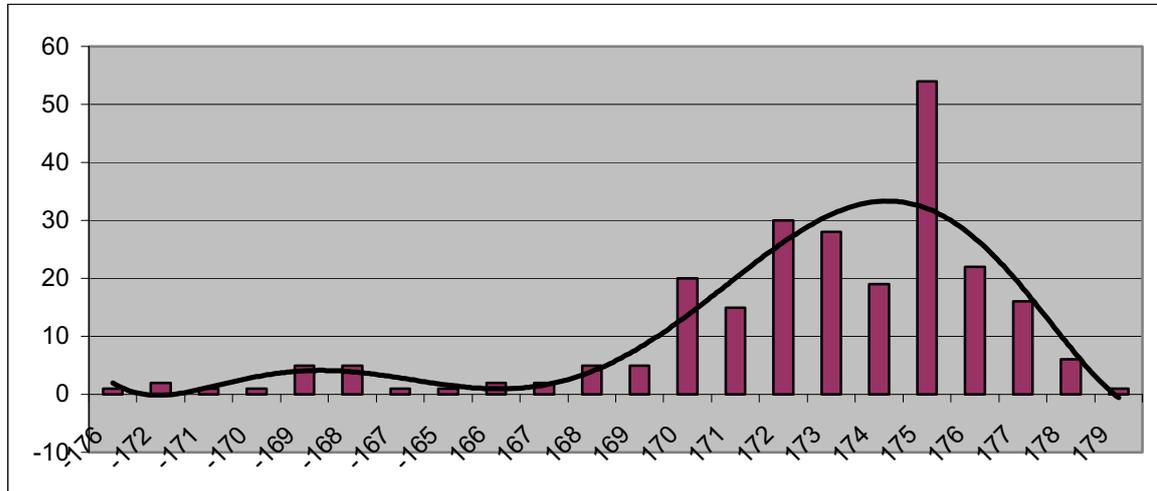


Figura 5.5.b- Distribución de frecuencias absolutas de los sujetos estudiados teniendo en cuenta el tipo de eje fémoro-tibial de la pierna derecha. valor medidos en grados del ángulo de rodación; Ordenadas. Frecuencia. Los grados del eje fémoro-tibial ha oscilado entre los -176° de la mínima angulación y los 179° de la máxima angulación, siendo la más frecuente el grupo de los 175° .

5.6.- Línea de Helbing

Como se ha comentado anteriormente en el apartado de material y métodos la línea de Helbing. Una línea imaginaria que va desde el centro del hueco poplíteo hasta el suelo, y una segunda línea que divide el talón en dos mitades simétricas, obteniendo los grados de desviación del talón: talón fisiológico, talón valgo o pronado, talón varo o supinado del talón izquierdo.

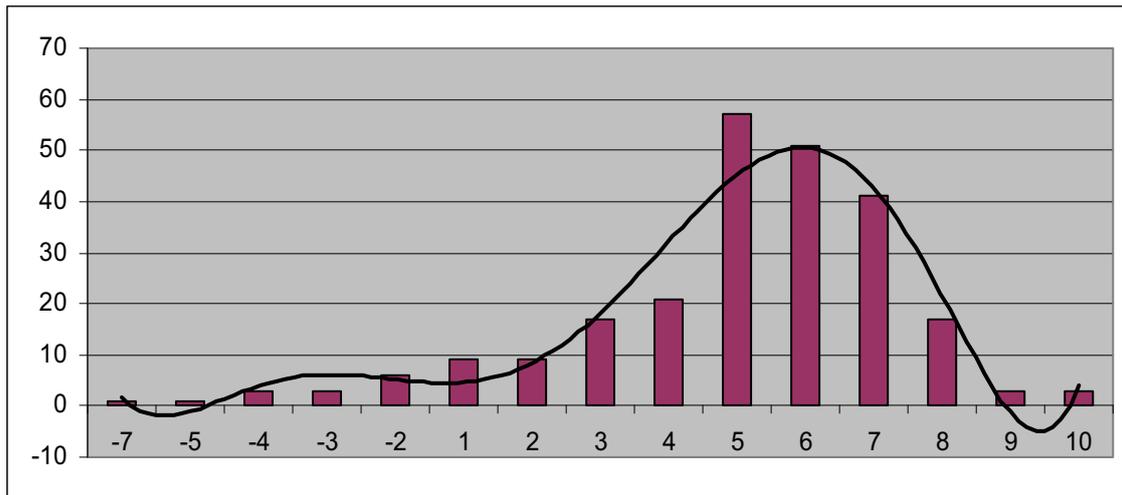


Figura 5.6.a- Distribución de frecuencias absolutas de los de los grados de desviación del ángulo de los sujetos estudiados teniendo en cuenta el tipo de la línea de Helbing del retropié izquierdo medidos en grados. Ordenadas. Frecuencia. Los grados del retropié han oscilado entre los - 6° de la mínima angulación y los 10° de la máxima angulación, siendo más frecuente el grupo de los 5°.

Línea de Helbing. Una línea imaginaria que va desde el centro del hueso poplíteo hasta el suelo, y una segunda línea que divide el talón en dos mitades simétricas, obteniendo los grados de desviación del talón: talón fisiológico, talón valgo o pronado, talón varo o supinado.

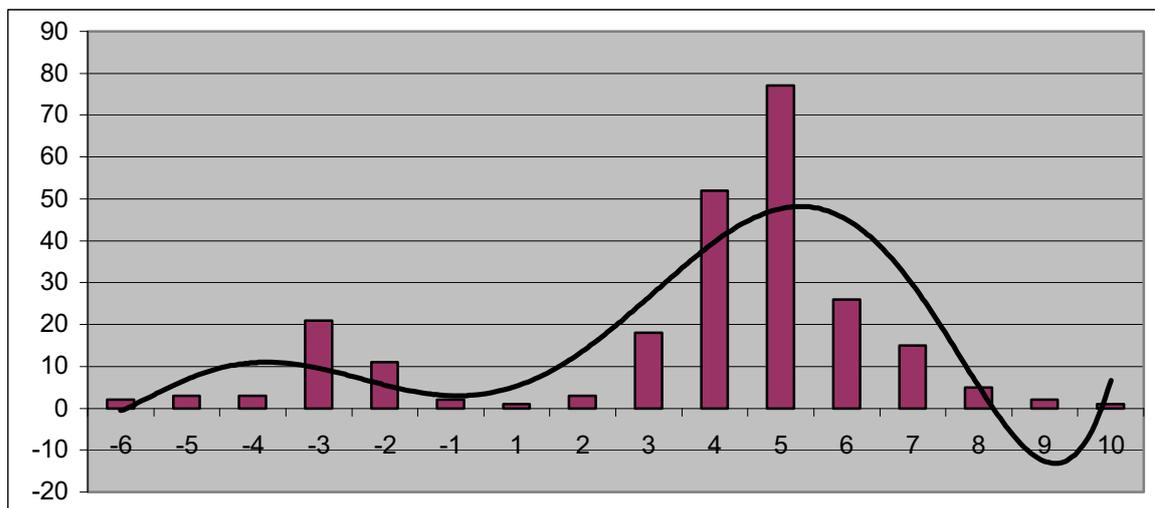


Figura 5.6.b- Distribución de frecuencias absolutas de los grados de desviación del ángulo de los sujetos estudiados teniendo en cuenta el tipo de la línea de Helbing del retropié derecho.

Ordenadas. Frecuencia. Los grados del retropié han oscilado entre los - 7° de la mínima angulación y los 10° de la máxima angulación, siendo la más frecuente el grupo de los 5°.

Figura 5.7- Tipómetro gravitatorio y rotacional. Con este dispositivo se ha medido los grados la inclinación del eje bímaleolar que forman un ángulo de declinación. También se han medido los grados de rotación externa tibial transmaleolar. También se han medido las rotaciones verticales y las rotaciones horizontales transmaleolares del tobillo izquierdo.

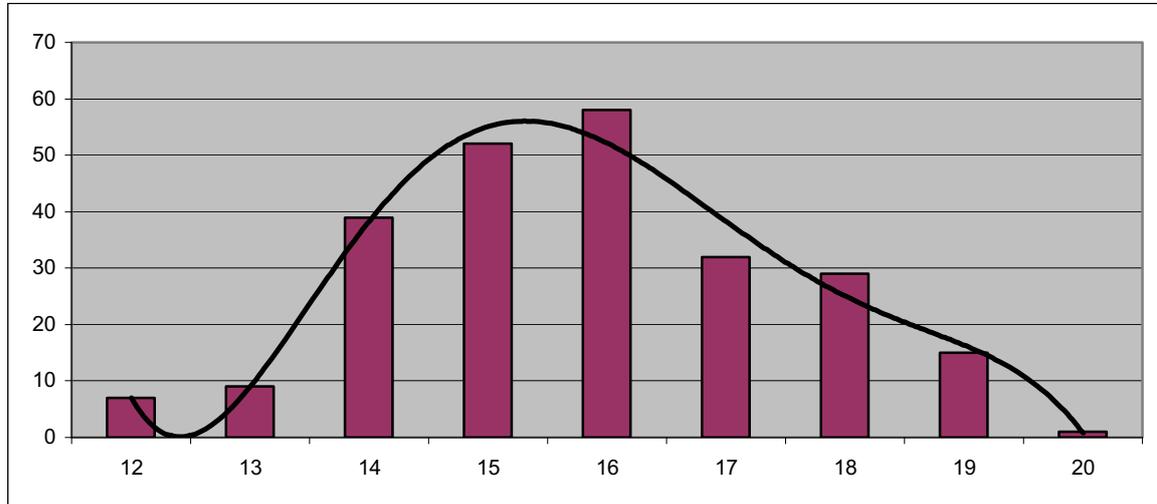


Figura 5.7.a- Distribución de frecuencias absolutas de los valores medidos en grados el ángulo de inclinación transmaleolar del pie izquierdo, determinadas mediante el tipómetro gravitatorio, paciente en posición bípeda sobre el podoscopio. Los grados del transmaleolar ha oscilado entre los 12° de la mínima angulación y los 20° de la máxima angulación, siendo la más frecuente el grupo de los 16°.

Tipómetro gravitatorio y rotacional. Con este dispositivo se ha medido la inclinación del eje bímaleolar que forman un ángulo de declinación del tobillo del pie derecho.

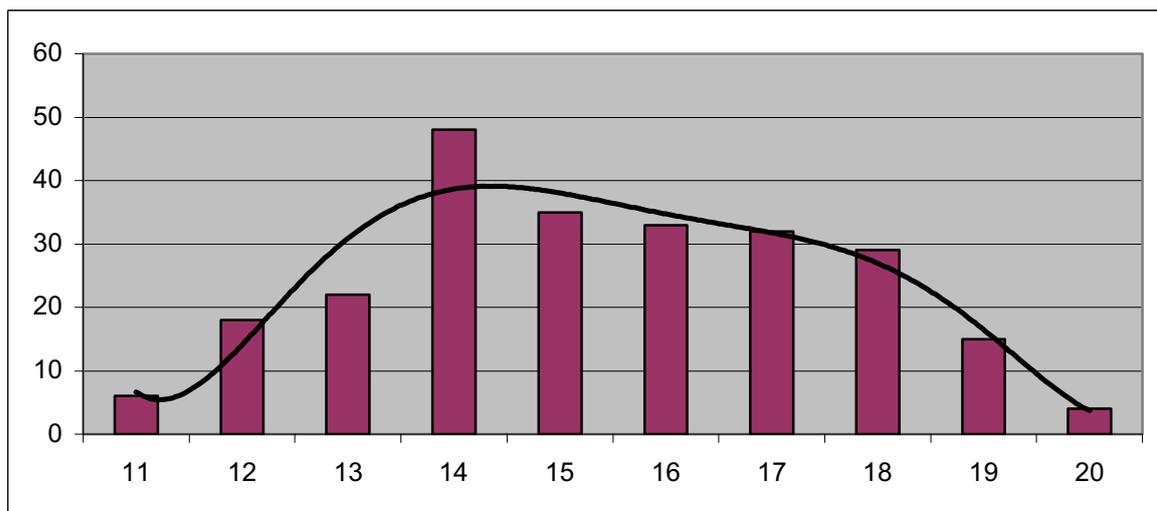


Figura 5.7.b.- Distribución de frecuencias absolutas de los valores del ángulo de inclinación transmaleolar del pie derecho determinadas mediante el tipómetro gravitatorio, paciente en posición

bípeda sobre el podoscopio. Los grados del eje transmoleolar ha oscilado entre los 11° de la mínima angulación y los 20° de la máxima angulación, siendo la más frecuente el grupo de los 14 °.

Tipómetro gravitatorio y rotacional. Con este dispositivo se ha medido la rotación externa tibial del pie izquierdo.

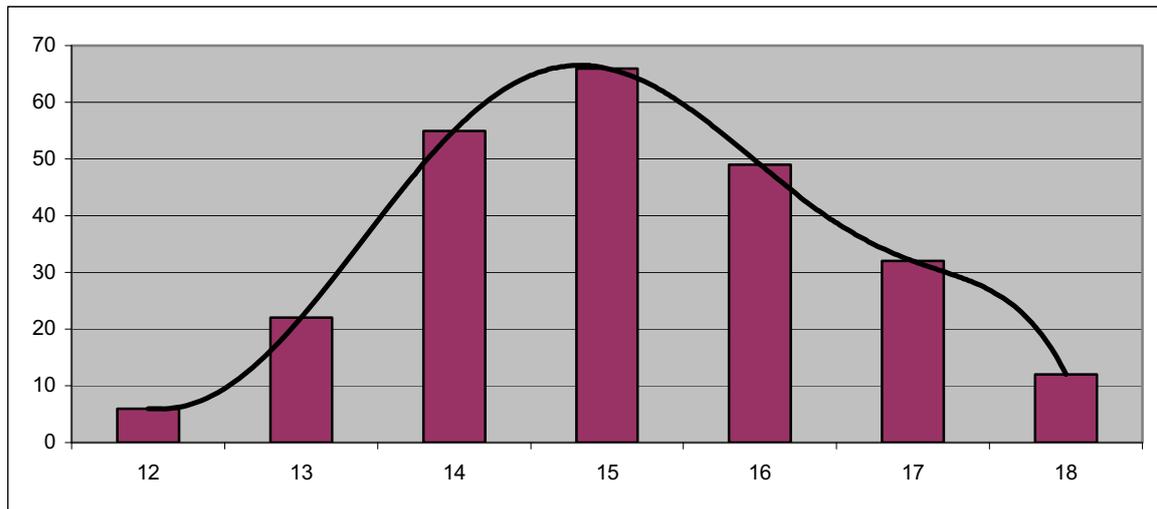


Figura 5.7.c- Distribución de frecuencias absolutas de los valores medidos en grados de la rotación bímoleolar del pie izquierdo determinadas mediante el tipómetro gravitatorio, paciente en posición bípeda sobre el podoscopio. Los grados de rotación bímoleolar ha oscilado entre los 12° de la mínima angulación y los 18° de la máxima angulación, siendo la más frecuente el grupo de los 15 °.

Tipómetro gravitatorio y rotacional. Con este dispositivo se ha medido la rotación externa tibial del pie derecho.

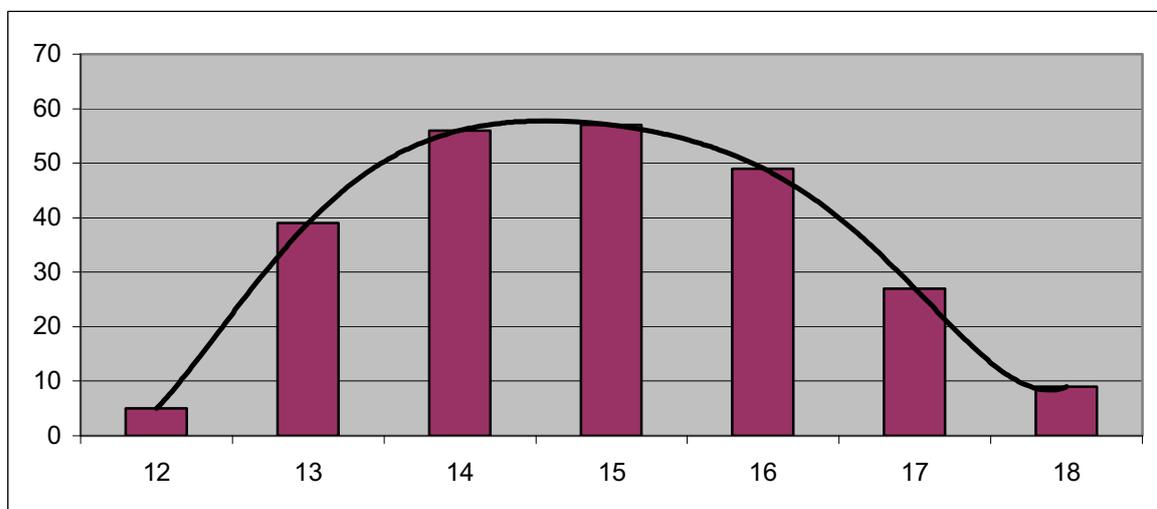


Figura 5.7.d- Distribución de frecuencias absolutas de los valores de la rotación bímaleolar del pie derecho determinadas mediante el tipómetro gravitatorio, paciente en posición bípeda sobre el podoscopio. Los grados de rotación bímaleolar han oscilado entre los 12° de la mínima angulación y los 18° de la máxima angulación, siendo la más frecuente el grupo de los 14° y 15°.

5.8.- Pedigrafía de tinta.

Como se ha comentado en el apartado de material y métodos la pedigrafía es una técnica considerablemente más simple y ancestral que la podoscopia. Los valores medidos en grados determinados mediante esta metodología se presentan gráficamente en la figura 5.8.a, para los pies izquierdos.

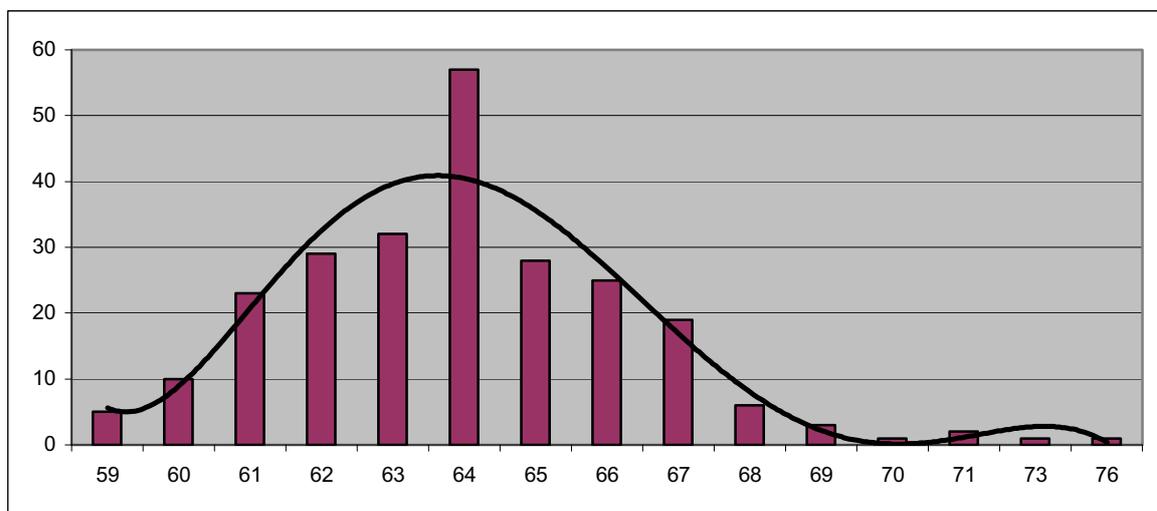


Figura 5.8.a.- Distribución de frecuencias absolutas de valores medidos en grados del ángulo de rodación en el pie izquierdo determinado mediante pedígrafo. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los grados del ángulo de rodación de la pedigrafía ha oscilado entre los 59° de la mínima angulación y los 76° de la máxima angulación. El promedio ha sido de 66°, siendo la más frecuente el grupo de los 64°.

Los valores determinados mediante esta metodología se presentan gráficamente en la figura 5.8.b, para los pies derechos.

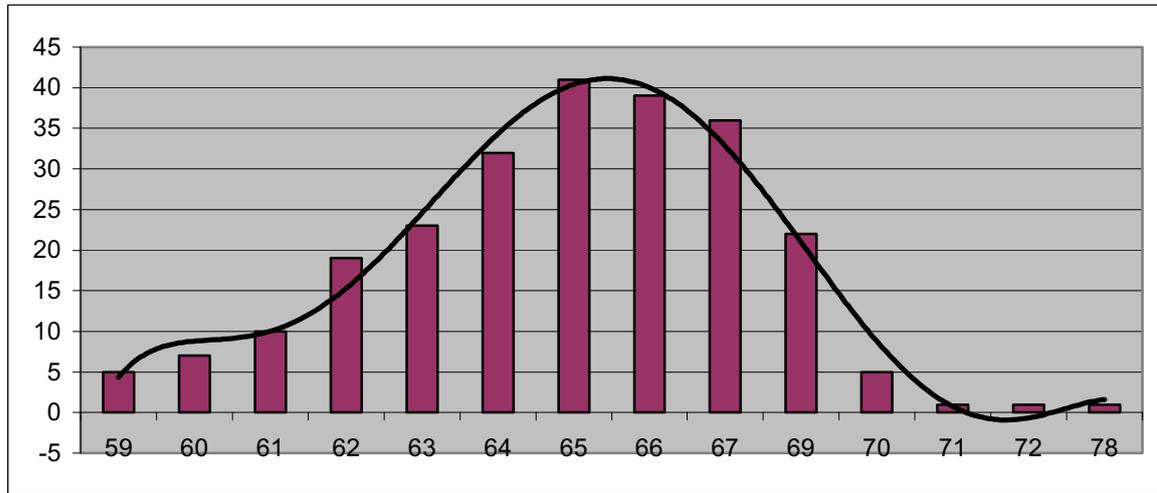


Figura 5.8.b.- Distribución de frecuencias absolutas de valores del ángulo de rodación en el pie derecho determinado mediante pedígrafo. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los grados del ángulo de rodación de la pedigrafía han oscilado entre los 59° de la mínima angulación y los 78° de la máxima angulación. El promedio ha sido de 66°, siendo la más frecuente el grupo de los 65°.

5.9.- Fotopodograma

Fotopodograma de la huella plantar basada en la utilización de papel fotográfico y material de revelado tras la impresión del pie izquierdo de los individuos estudiados.

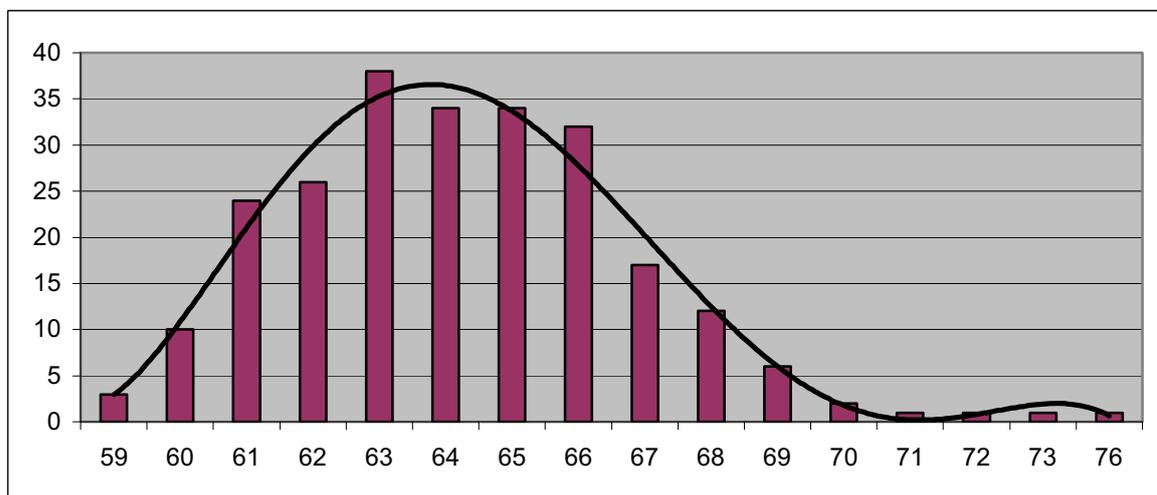


Figura 5.9.a.- Distribución de frecuencias absolutas de valores del ángulo de rodación en el pie izquierdo determinado mediante el fotopodograma. Abscisas: valor medidos en grados del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los grados del ángulo de rodación del fotopodograma ha oscilado entre los 59° de la mínima angulación y los 76° de la máxima angulación. El promedio ha sido de 67°, siendo la más frecuente el grupo de los 63°.

Fotopodograma de la huella plantar basada en la utilización de papel fotográfico y material de revelado tras la impresión del pie derecho de los individuos estudiados.

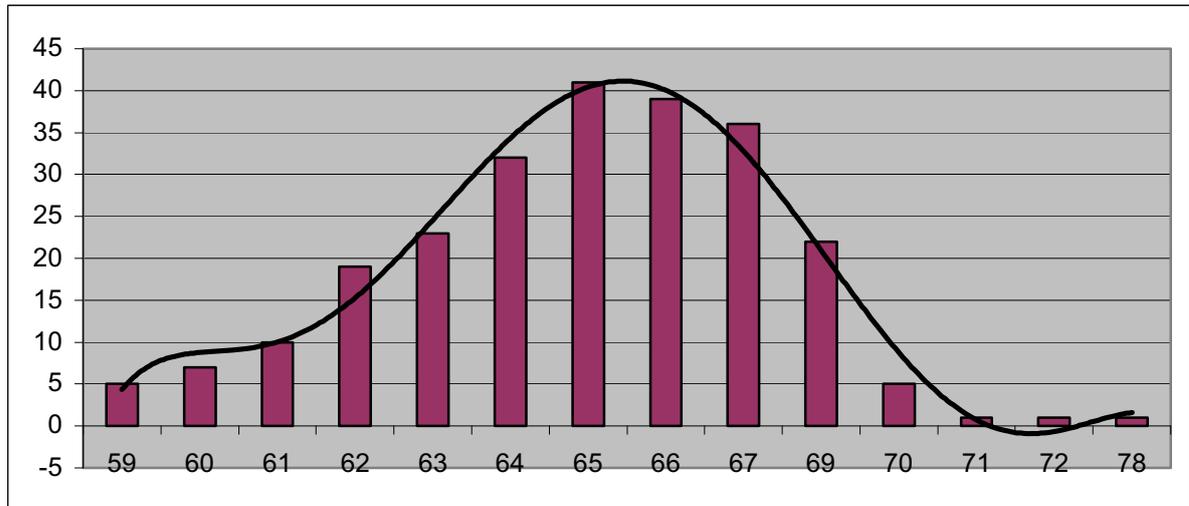


Figura 5.9.b.- Distribución de frecuencias absolutas de valores medidos en grados del ángulo de rodación en el pie derecho determinado mediante el fotopodograma. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los grados del ángulo de rodación del fotopodograma ha oscilado entre los 59° de la mínima angulación y los 78° de la máxima angulación. El promedio ha sido de 66°, siendo la más frecuente el grupo de los 65°.

5.10.- Radiografía dorso plantar

Imágenes radiográficas dorso plantares en carga de ambos pies. Obtenidas mediante la utilización de un instrumento de rayos X especialmente útil en podología y que se encuentra en la clínica. Las radiografías se observaron cuidadosamente en un negatoscopio y a partir de esta observación se definieron los parámetros biométricos radiológicos así como el ángulo de rodación del pie izquierdo.

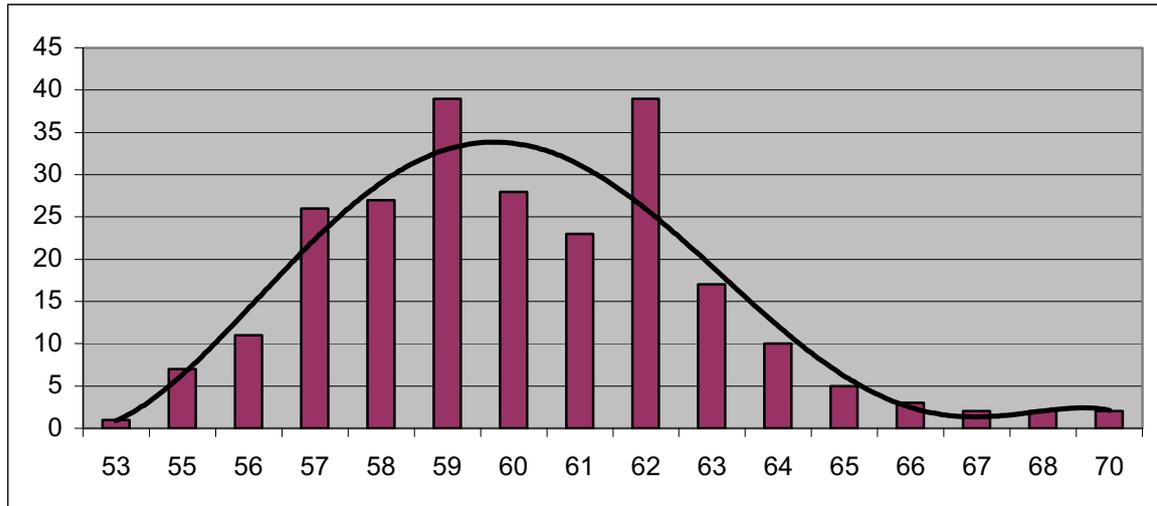


Figura 5.10.a.- Distribución de frecuencias absolutas de valores medidos en grados del ángulo de transmetatarsal de rodación en el pie izquierdo determinado mediante la radiografía. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los grados del ángulo de rodación radiográfico han oscilado entre los 53° de la mínima angulación y los 70° de la máxima angulación. El promedio ha sido de 60°, siendo la más frecuente el grupo de los 59° y los 62°.

Imágenes radiográficas dorso plantares en carga de ambos pies. Obtenidas mediante la utilización de un instrumento de rayos X especialmente útil en podología y que se encuentra en la clínica. Las radiografías se observaron cuidadosamente en un negatoscopio y a partir de esta observación se definieron los parámetros biométricos radiológicos así como el ángulo de rodación del pie derecho.

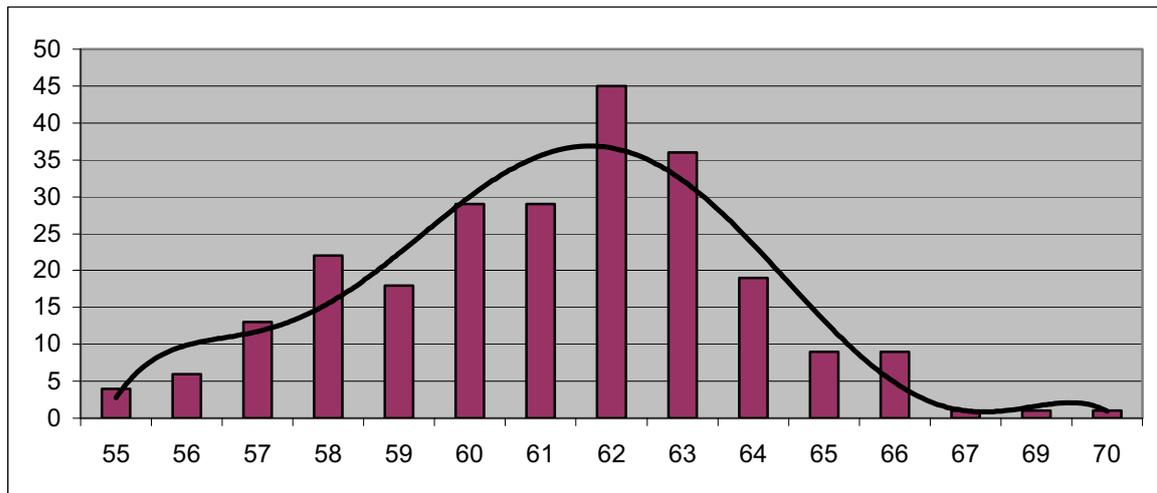


Figura 5.10.b.- Distribución de frecuencias absolutas de valores medidos en grados del ángulo de transmetatarsal de rodación en el pie derecho determinado mediante la radiografía. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los grados del ángulo de rodación radiográfico ha oscilado entre los 55° de la mínima angulación y los 70° de la máxima angulación. El promedio ha sido de 62°, siendo la más frecuente el grupo de los 62°.

5.11.- Sistema opticométrico (*podocomputer*). Se trata de un dispositivo capaz de registrar imágenes de video e informatizarlas para el posterior análisis de las podografías de presión o baropodografías del pie izquierdo.

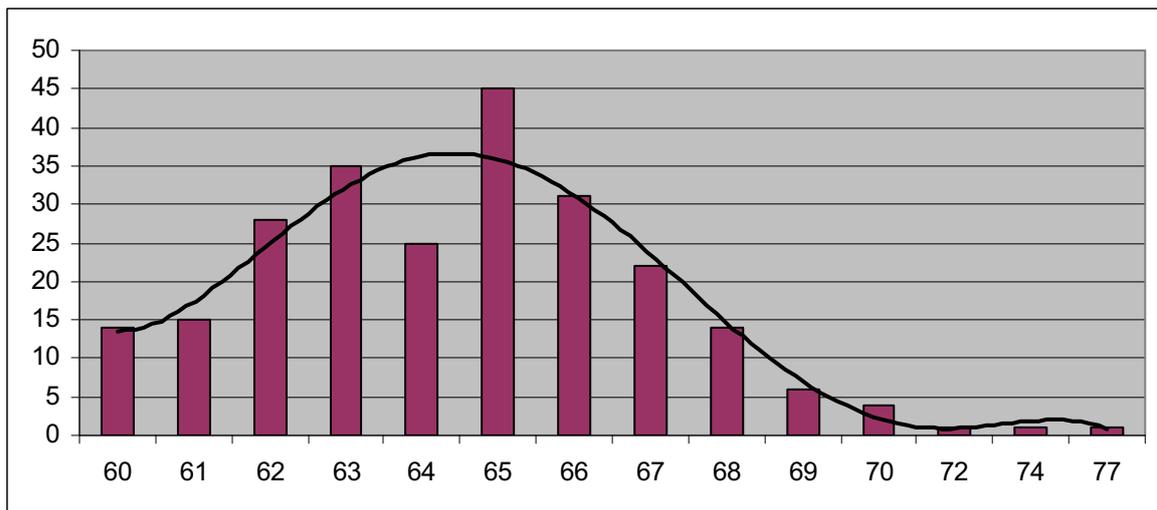


Figura 5.11.a.- Distribución de frecuencias absolutas de valores medidos en grados del ángulo de rodación en el pie izquierdo determinado mediante la baropodografía opticométrica. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los grados del ángulo de rodación de la

baropodografía opticométrica ha oscilado entre los 60° de la mínima angulación y los 77° de la máxima angulación. El promedio ha sido de 67°, siendo la más frecuente el grupo de los 65°.

Sistema opticométrico (*podocomputer*). Se trata de un dispositivo capaz de registrar imágenes de video e informatizarlas para el posterior análisis de las podografías de presión o baropodografías del pie derecho.

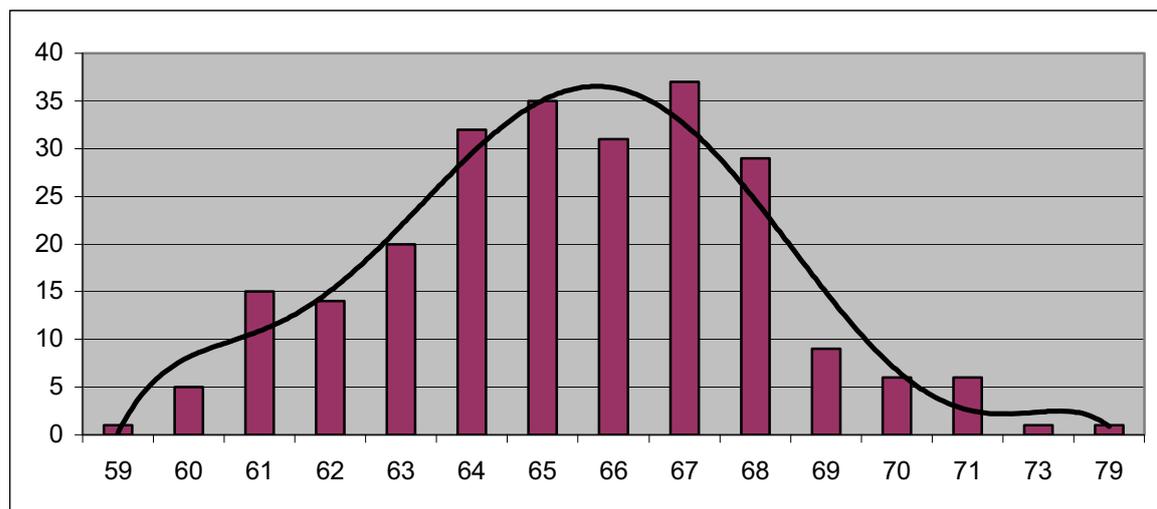
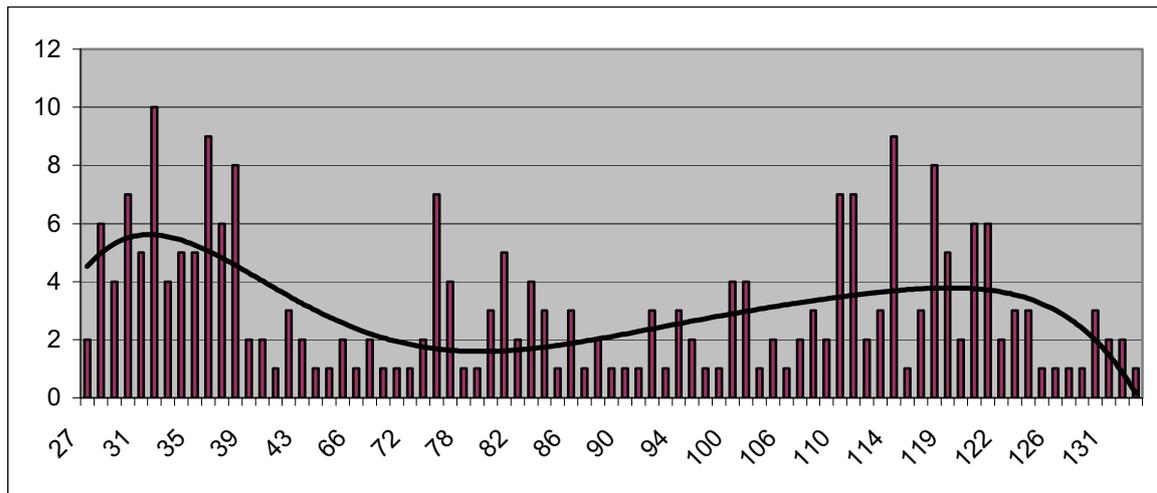


Figura 5.11.b.- Distribución de frecuencias absolutas de valores medidos en grados del ángulo de rodación en el pie derecho determinado mediante la baropodografía opticométrica. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los grados del ángulo de rodación de la baropodografía opticométrica ha oscilado entre los 59° de la mínima angulación y los 79° de la máxima angulación. El promedio ha sido de 66°, siendo la más frecuente el grupo de los 67°.

Sistema opticométrico (*Podocomputer*).

Como se ha descrito en el capítulo de material y métodos, este sistema, en realidad, nos suministra una medida de superficie total de contacto entre el pie y la superficie sobre la cual el individuo se encuentra. En la figura 5.11.c.- se muestra la distribución de frecuencias absolutas de la superficie de apoyo del pie izquierdo, mientras que en la figura 5.11.d. se muestra la distribución de los mismos valores para el pie derecho.



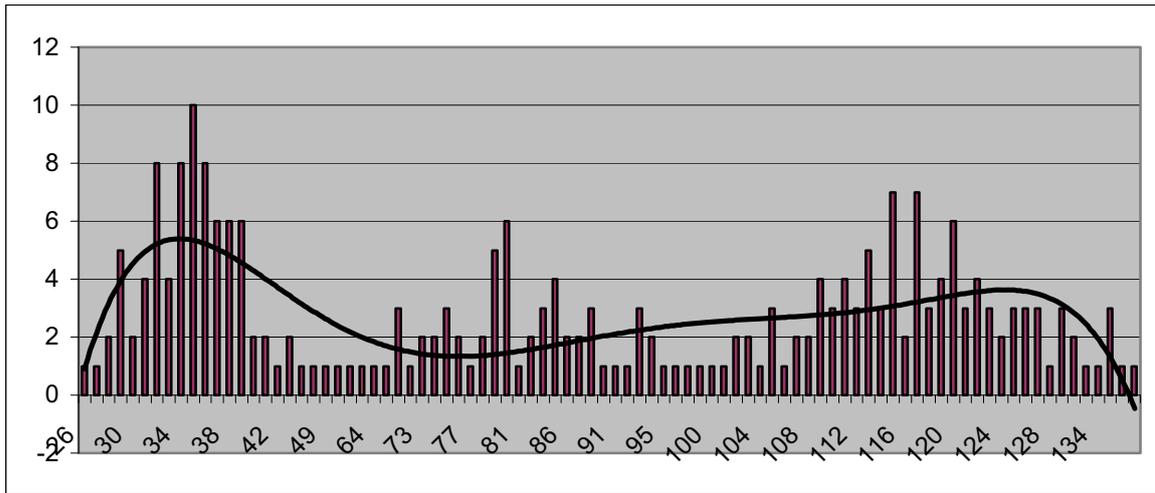


Figura 5.11.d.- Distribución de la superficie de apoyo plantar (en cm²) del pie derecho. Los valores de la medición la superficie plantar en centímetros de la baropodografía opticométrica ha oscilado entre los 26 cm² de la superficie mínima y los 138 cm² de la superficie máxima. El promedio ha sido de 85 cm².

Centros de empuje del sistema opticométrico El estudio de las presiones plantares, de los centros de empuje, de las presiones y de las superficies plantares del pie izquierdo.

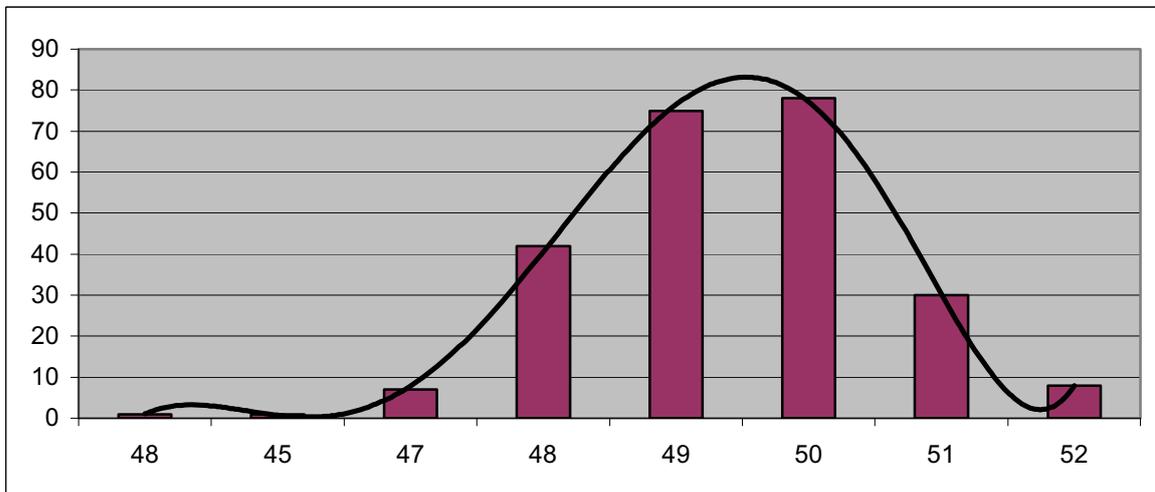


Figura 5.11.e.- Distribución de frecuencias absolutas de valores de los centros de empuje de la superficie plantar del pie izquierdo determinado mediante la baropodografía opticométrica. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los valores de los centros de empuje ha oscilado entre el 48% de la fuerza mínima y el 52% de la fuerza máxima. El promedio ha sido de 48.8%. Siendo la más frecuente el grupo del 50%

Centros de empuje del sistema opticométrico El estudio de las presiones plantares, de los centros de empuje, de las presiones y de las superficies plantares del pie derecho,

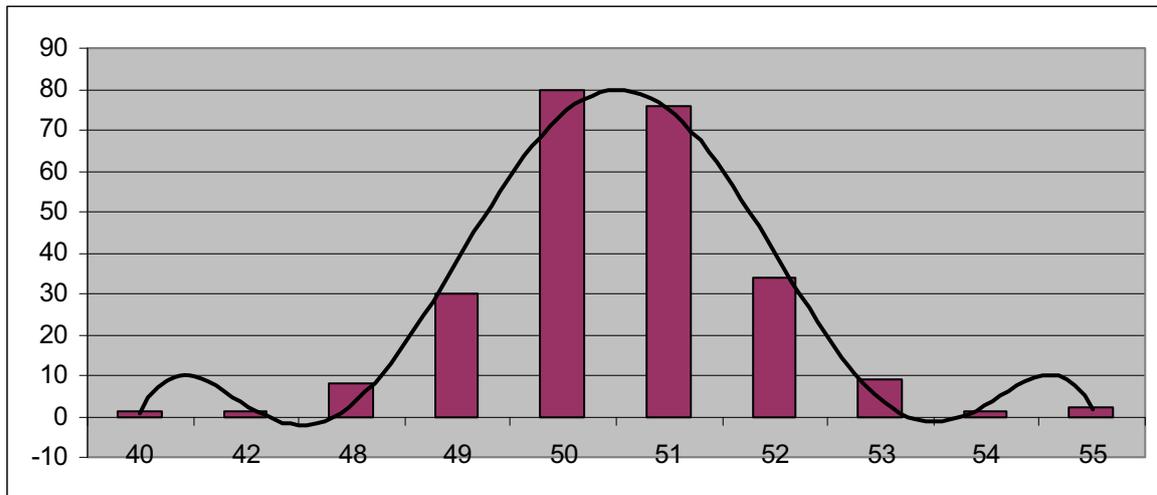


Figura 5.11.f.- Distribución de frecuencias absolutas de valores de los centros de empuje de la superficie plantar del pie derecho determinado mediante la baropodografía opticométrica. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los valores de los centros de empuje ha oscilado entre el 40% de la fuerza mínima y el 55% de la fuerza máxima. El promedio ha sido de 49.4%. Siendo la más frecuente el grupo del 50%.

5.12.- Podómetro electrónico “Pel 38”.

Plataforma de presiones: podómetro electrónico “Pel 38”. Como se ha señalado en el capítulo de material y métodos, este sistema, en realidad, nos suministra una medida de superficie total de contacto entre el pie y la superficie sobre la cual el individuo se encuentra. En la figura 5.12.a se muestra la distribución de frecuencias absolutas de superficie de apoyo del pie izquierdo, mientras que en la figura 5.12.b. se muestra la distribución de los mismos valores para el pie derecho.

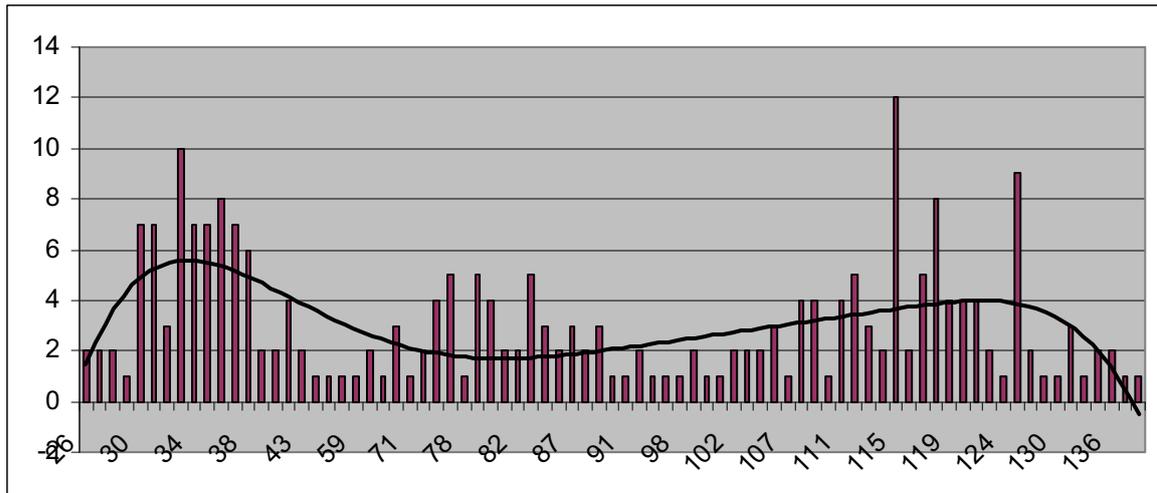


Figura 5.12.a.- Distribución de frecuencias absolutas de valores de la superficie de la huella plantar (en cm^2) del pie izquierdo determinado mediante la baropodografía de la plataforma de presiones. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los valores de la superficie plantar ha oscilado entre los 26 cm^2 de la superficie mínima y los 140 cm^2 de la superficie máxima. El promedio ha sido de 86 cm^2 .

En la figura 5.12.a se muestra la distribución de frecuencias absolutas de superficie de apoyo del pie izquierdo, mientras que en la figura 5.12.b. se muestra la distribución de los mismos valores para el pie derecho.

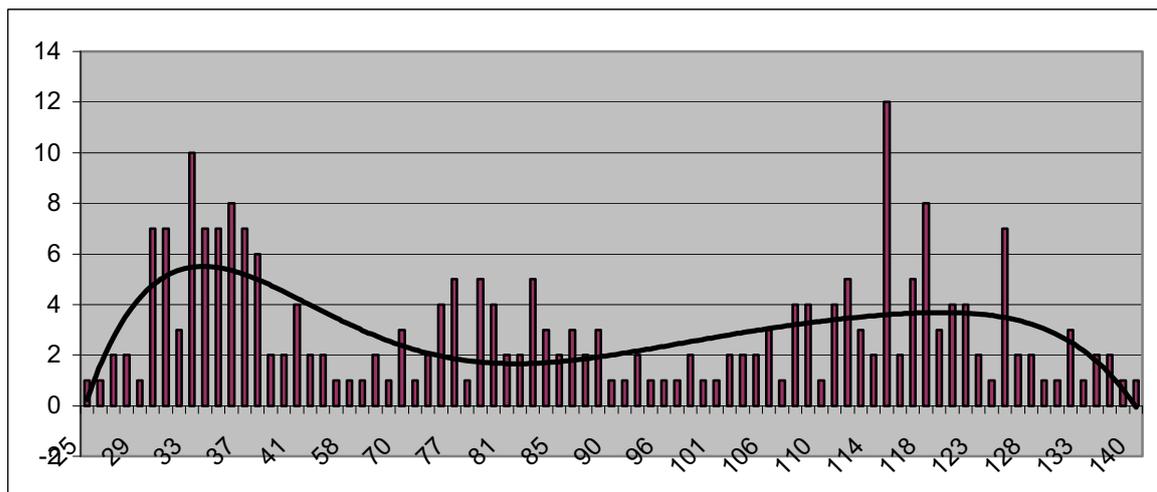


Figura 5.12.b.- Distribución de frecuencias absolutas de valores de la superficie de la huella plantar del pie derecho determinado mediante la baropodografía de la plataforma de presiones. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias.

Los valores de la superficie plantar ha oscilado entre los 25 cm² de la superficie mínima y los 140 cm² de la superficie máxima. El promedio ha sido de 85 cm².

Centro de empuje de la Plataforma de presiones: podómetro electrónico “Pel 38”. El estudio de las presiones plantares, de los centros de empuje, de las presiones y de las superficies plantares.

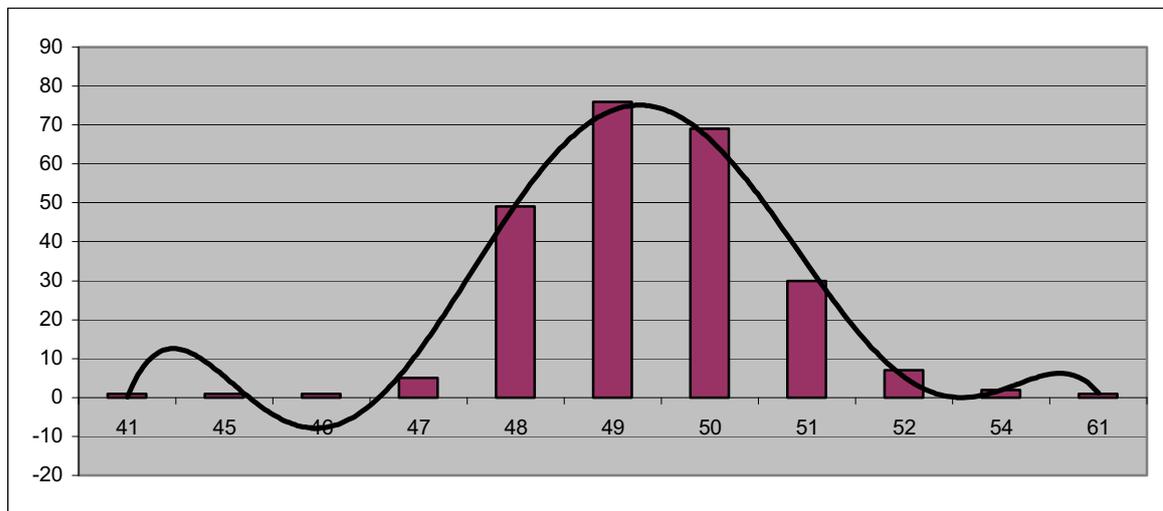


Figura 5.12.c.- Distribución de frecuencias absolutas de valores de los centros de empuje de la superficie plantar del pie izquierdo determinado mediante la baropodografía del podómetro electrónico. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los valores de los centros de empuje han oscilado entre el 41% de la fuerza mínima y el 61% de la fuerza máxima. El promedio ha sido de 49.5%. Siendo la más frecuente el grupo del 49%.

Centro de empuje Plataforma de presiones: podómetro electrónico “Pel 38”. El estudio de las presiones plantares, de los centros de empuje, de las presiones y de las superficies plantares.

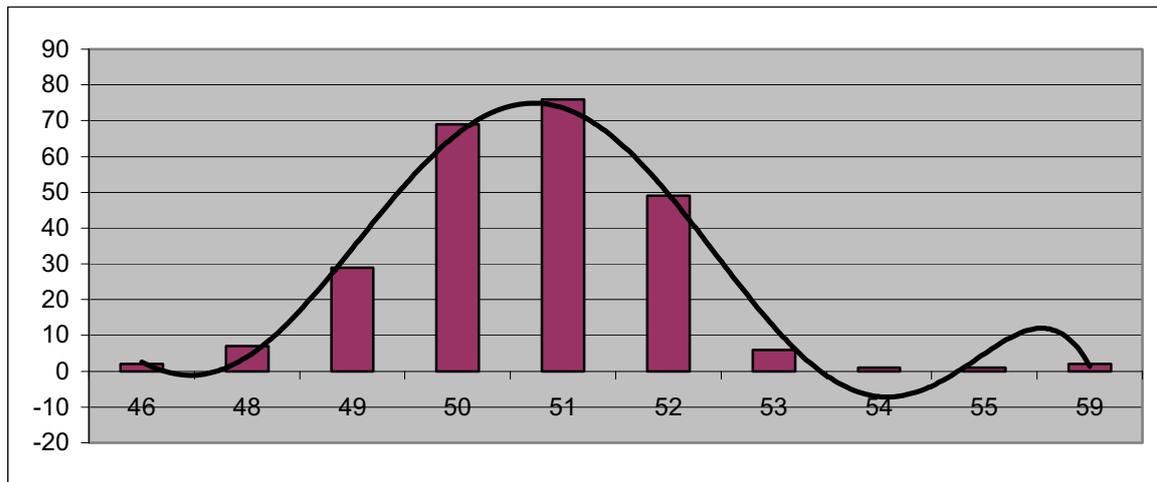


Figura 5.12.d.- Distribución de frecuencias absolutas de valores de los centros de empuje de la superficie plantar del pie derecho determinado mediante la baropodografía del podómetro electrónico. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los valores de los centros de empuje han oscilado entre el 46% de la fuerza mínima y el 59% de la fuerza máxima. El promedio ha sido de 51.7%. Siendo la más frecuente el grupo del 51%

5.13.- Plataforma de fuerzas.

Los valores promedio determinados en la plataforma de fuerzas con el fin de caracterizar las propiedades principales de la marcha de los individuos estudiados fue la que se expresa en las tablas 5.1.

Plataforma de fuerzas Tiempo	Global
Periodo de tiempo de apoyo del pie	0.7
Fuerzas en Choque talón	107.6
Fuerzas en Valle	78.3
Fuerzas en Despegue	107.1

Tabla 5.1.- Tiempo de apoyo del pie sobre la plataforma de fuerzas expresado en segundos, choque de talón, fase de valle y de despegue. La fuerza relativa en el choque de talón alcanzó un valor mínimo de 91.1%, y un máximo de 132.8%, con un promedio de 107,6%.

La fuerza del valle el promedio 78.3%, oscilando de 54.8% mínimo a 91.4% máximo. Finalmente la fuerza de despegue es de 107.1% de promedio, con un mínimo de 82.7 % y máximo de 129.3 %. Las fuerzas en el choque de talón y despegue son prácticamente iguales. El estudio fue realizado a 85 pasos /minuto.

Con los valores que acabamos de presentar tenemos por lo tanto definidos esencialmente los parámetros de la marcha sobre la plataforma de fuerzas. Así hemos aplicado una serie de metodologías para cuantificar la fórmula metatarsal (o los ángulos de rodación) y otras para definir las características esenciales de la marcha.

Valores del ángulo de Fick.

El ángulo de Fick, que hemos definido en la introducción se ha medido en tres situaciones distintas, a saber: con los pies descalzos, con los pies calzados y finalmente, en los casos que fue necesario, con los pies calzados con la aplicación de los tratamientos correctores indicados en cada caso.

Por lo que respecta a las fuerzas de choque de talón la distribución de las frecuencias absolutas puede verse en la figura 5.13.b. En ella se representa en las frecuencias absolutas de las fuerzas de choque es igual a su peso corporal. Valores superiores al 100% indican que los individuos experimentan una fuerza de choque superior a su peso corporal y, por tanto los valores inferiores significan fuerzas de choque inferiores al peso corporal.

Figura 5.13.a.- Frecuencias absolutas de los tiempos de apoyo del pie sobre la plataforma de fuerzas.

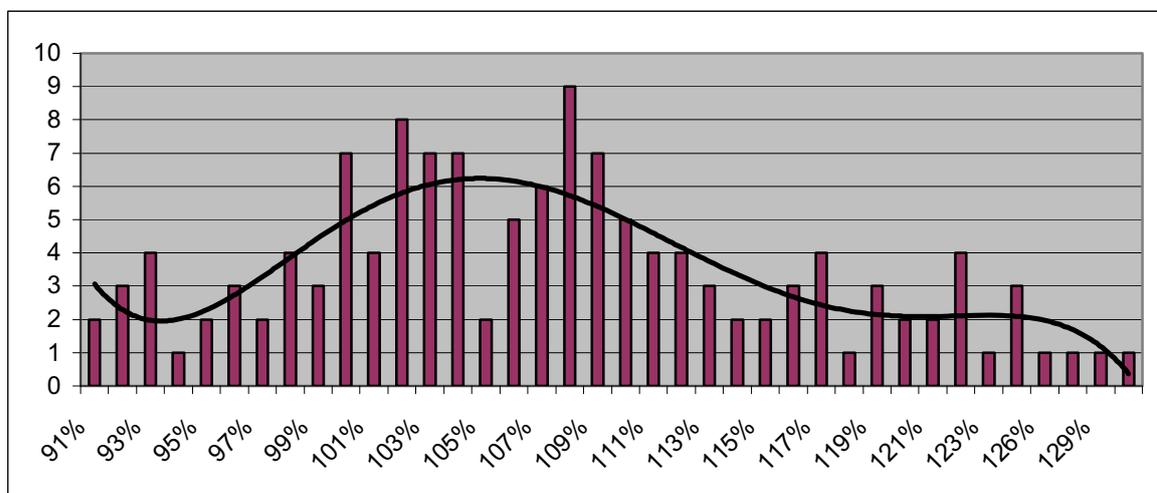


Figura 5.13.a.- Frecuencias absolutas encontradas en la población estudiada en términos de porcentaje de las fuerzas de choque de talón con respecto al peso corporal de cada individuo. Los valores de los porcentajes de las fuerza en el choque de talón de ambos pies han oscilado entre el 91% de la fuerza mínima y el 129% de la fuerza máxima. El promedio ha sido de 122%. Siendo la más frecuente el grupo del 108%. Adicionalmente este método mide también las que las hemos denominado **fuerzas de valle**, es decir la fuerza ejercida sobre la plataforma cuando la pierna contraria se levanta para cometer el paso siguiente. En estas condiciones la fuerza como es obvio, disminuye. En este caso los valores se expresan también en forma de porcentajes con respecto al peso corporal.

La figura 5.13.b. Representa las frecuencias absolutas de las fuerzas de valle de la población estudiada.

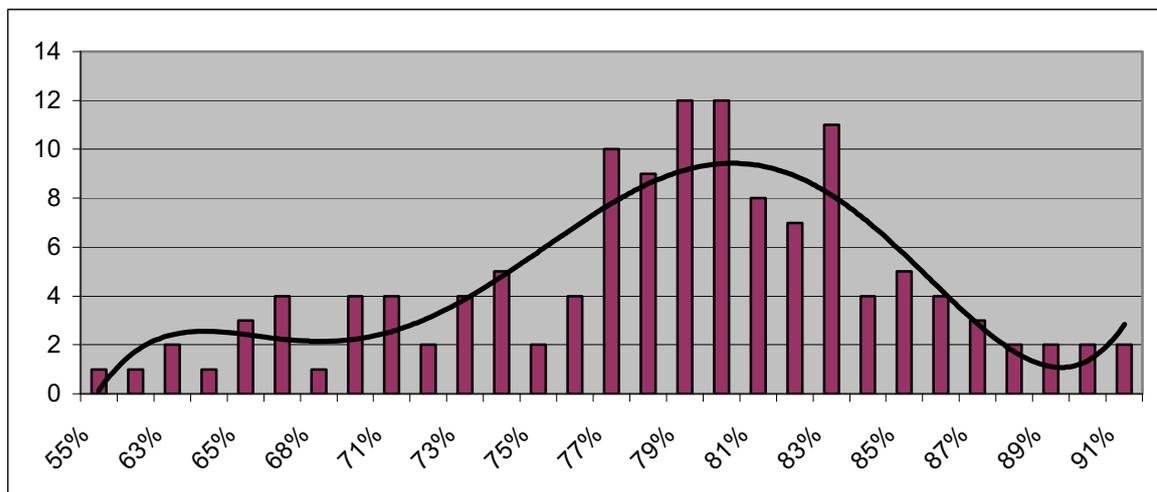


Figura 5.13.b.- Frecuencias absolutas de las fuerzas en el valle ejercidas. Los valores de los porcentajes de las fuerza en el valle de ambos pies han oscilado entre el 55% de la fuerza mínima y el 91% de la fuerza máxima. El promedio ha sido de 77%. Siendo la más frecuente el grupo del 79% y el 80%.

Finalmente la aplicación de la plataforma de fuerzas nos permite estudiar las **fuerzas de despegue**. Se trata de cuantificar la fuerza ejercida sobre la plataforma en el momento del impulso del paso. Los resultados en cuanto las frecuencias absolutas se indican en la figura 5.13.c. Los valores se indican una vez más en términos de porcentaje con respecto del peso corporal.

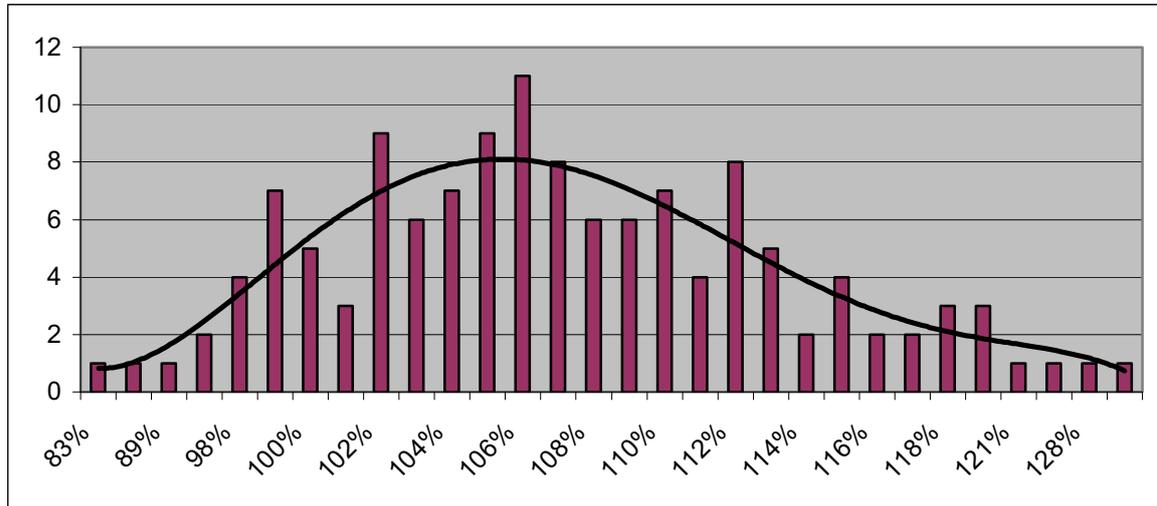


Figura 5.13.c.- Frecuencias absolutas de fuerza de despegue en la población estudiada. Los valores de los porcentajes de la fuerza en el valle de ambos pies han oscilado entre el 83% de la fuerza mínima y el 129% de la fuerza máxima. El promedio ha sido de 107%. Siendo la más frecuente el grupo del 106%.

5.14.- Ángulo de Fick pie izquierdo

La plataforma de fuerzas es un sistema de medida diseñado para medir, registrar y analizar el estudio de la marcha humana, nos permite estudiar el ángulo de Fick o ángulo de incidencia de la marcha.

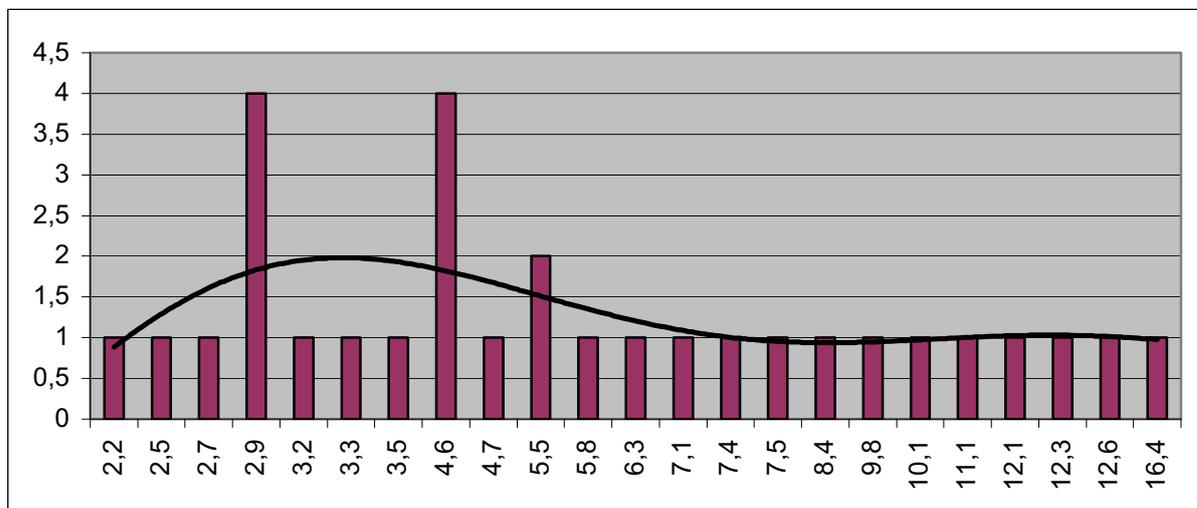


Figura 5.14.a.- Frecuencias de los valores del ángulo de Fick en los pies descalzos izquierdos. Los valores del ángulo de Fick han oscilado entre el 2.2° el ángulo mínimo y los 16.4° del ángulo máximo. El promedio ha sido de 7°. Siendo la más frecuente el grupo del 2.9° y el grupo de 4.6°.

La plataforma de fuerzas es un sistema de medida diseñado para medir, registrar y analizar el estudio de la marcha humana, nos permite estudiar el ángulo de Fick o ángulo de incidencia de la marcha.

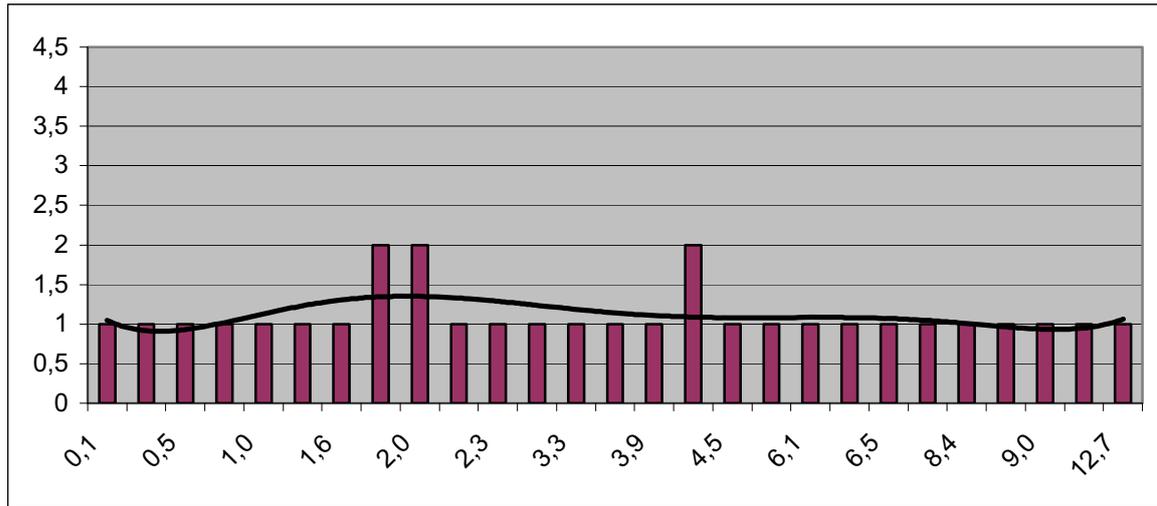


Figura 5.14.b.- Frecuencias de los valores del ángulo de Fick en los pies calzados izquierdos. Los valores del ángulo de Fick han oscilado entre el 0.1° el ángulo mínimo y los 12.7° del ángulo máximo. El promedio ha sido de 4.4°. Siendo la más frecuente el grupo del 4.3°.

La plataforma de fuerzas es un sistema de medida diseñado para medir, registrar y analizar el estudio de la marcha humana, nos permite estudiar el ángulo de Fick o ángulo de incidencia de la marcha.

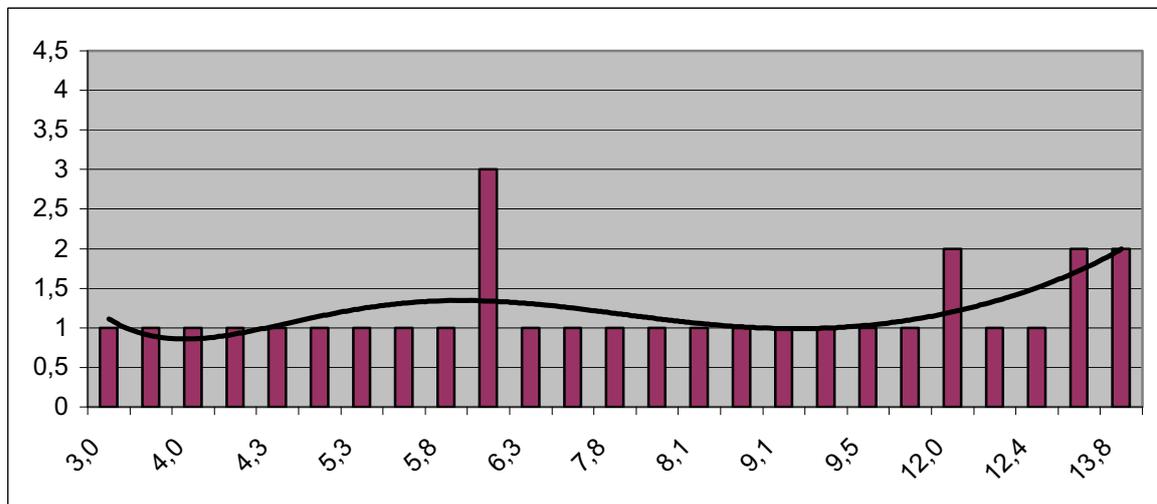


Figura 5.14.c.- Frecuencias de los valores del ángulo de Fick en los pies calzados izquierdos sometidos a tratamiento corrector. Los valores del ángulo de Fick han oscilado entre el 3.0° el ángulo mínimo y los 13.8° del ángulo máximo. El promedio ha sido de 7.7°. Siendo la más frecuente el grupo de 6°.

5.15.- Ángulo de Fick pie derecho

La plataforma de fuerzas es un sistema de medida diseñado para medir, registrar y analizar el estudio de la marcha humana, nos permite estudiar el ángulo de Fick o ángulo de incidencia de la marcha.

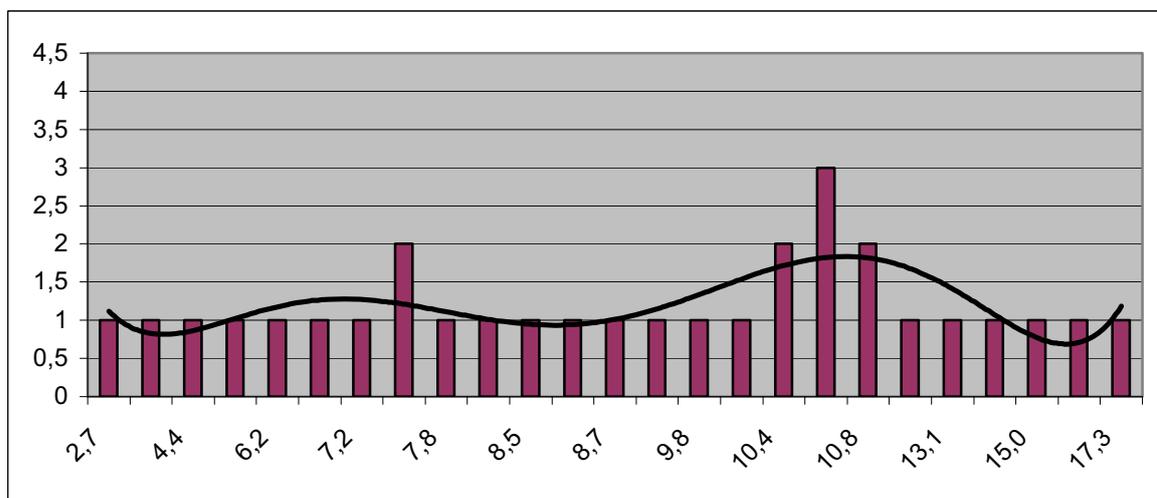


Figura 5.15.a.- Frecuencias de los valores del ángulo de Fick en los pies descalzos derechos. Los valores del ángulo de Fick han oscilado entre el 2.7° el ángulo mínimo y los 17.3° del ángulo máximo. El promedio ha sido de 9.4°. Siendo la más frecuente el grupo de 10.6°.

La plataforma de fuerzas es un sistema de medida diseñado para medir, registrar y analizar el estudio de la marcha humana, nos permite estudiar el ángulo de Fick o ángulo de incidencia de la marcha.

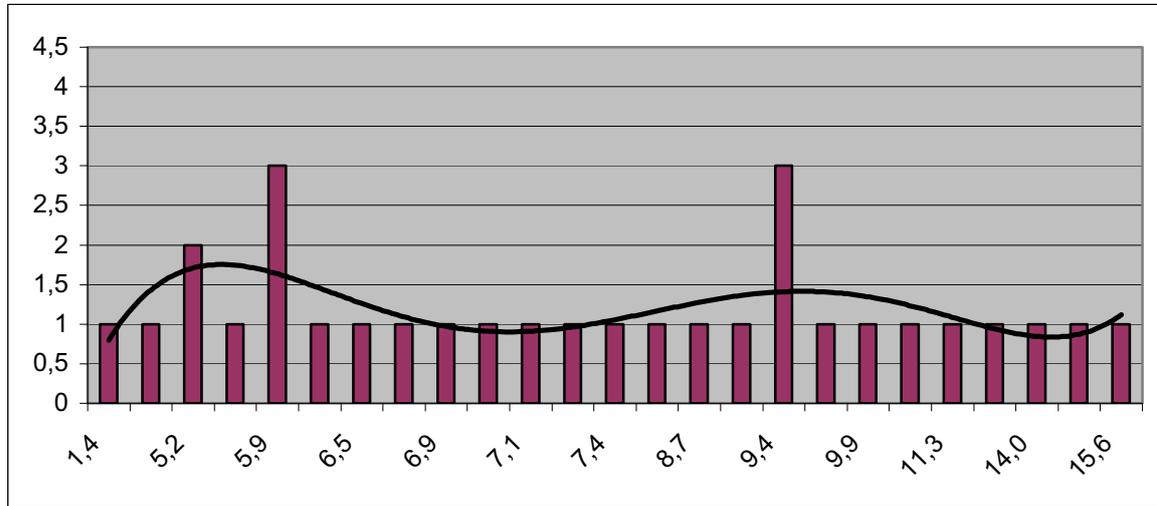


Figura 5.15.b.- Frecuencias de los valores del ángulo de Fick en los pies calzados derecho. Los valores del ángulo de Fick han oscilado entre el 1.4° el ángulo mínimo y los 15.6° del ángulo máximo. El promedio ha sido de 8.6°. Siendo la más frecuente el grupo de 5.9° y el grupo de 9.4°.

La plataforma de fuerzas es un sistema de medida diseñado para medir, registrar y analizar el estudio de la marcha humana, nos permite estudiar el ángulo de Fick o ángulo de incidencia de la marcha.

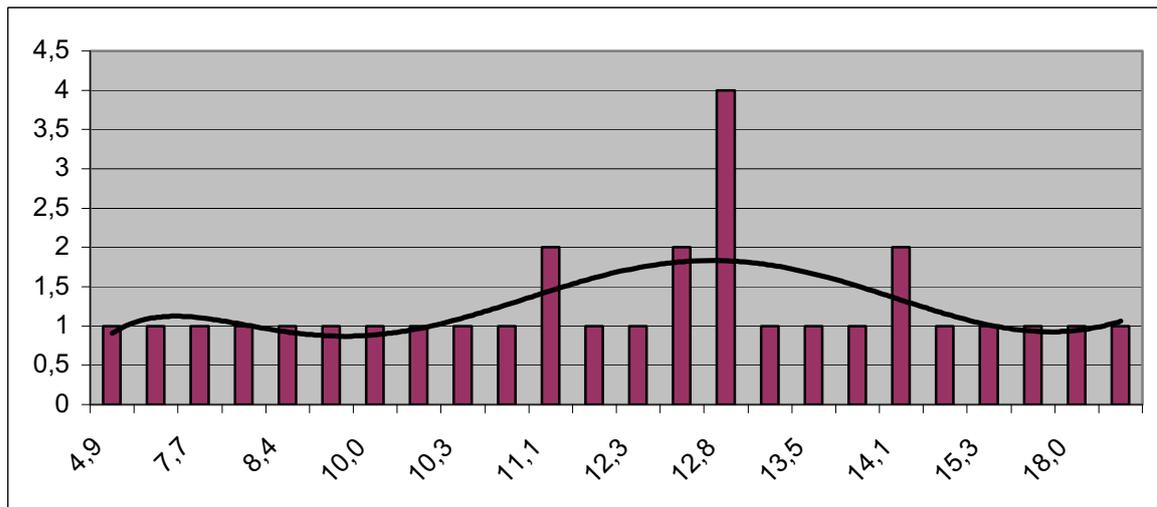


Figura 5.15.c.- Frecuencias de los valores del ángulo de Fick en los pies calzados derecho sometidos a tratamiento corrector. Los valores del ángulo de Fick han oscilado entre el 4.9° el ángulo mínimo y los 18° del ángulo máximo. El promedio ha sido de 12.1°. Siendo la más frecuente el grupo de 12.8°.

5.16 Fórmula metatarsal y tipo de marcha.

Distribución de frecuencias absolutas del tipo de la fórmula metatarsal: índice plus minus, índice minus e índice plus, del pie izquierdo, determinado mediante la plataforma de fuerzas que presentaban un tipo de marcha abducida, un segundo grupo de de marcha fisiológica, y finalmente un tercer grupo de que presentaban un tipo de marcha aducida.

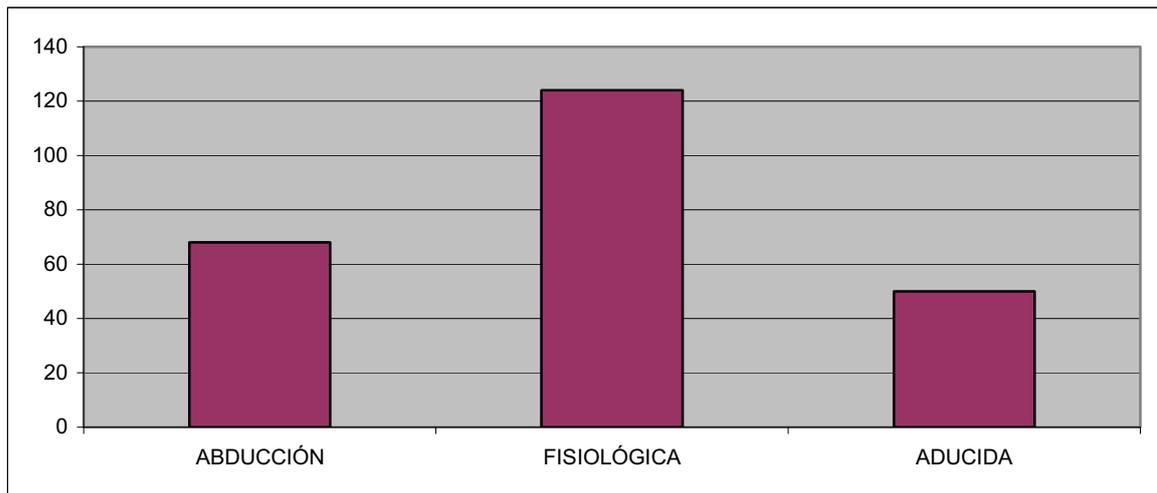


Figura 5.16.a.- Distribución de frecuencias absolutas de valores del ángulo del tipo de marcha del pie izquierdo determinado mediante la plataforma de fuerzas con la medición del ángulo de Fick. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los valores del ángulo de Fick 68 personas con la marcha en abducción 124 personas con la marcha fisiológica y finalmente 50 personas con la marcha en aducción.

Distribución de frecuencias absolutas del tipo de la fórmula metatarsal: índice plus minus, índice minus e índice plus, del pie derecho, determinado mediante la plataforma de fuerzas que presentaban un tipo de marcha abducida, un segundo grupo de de marcha fisiológica, y finalmente un tercer grupo de que presentaban un tipo de marcha aducida.

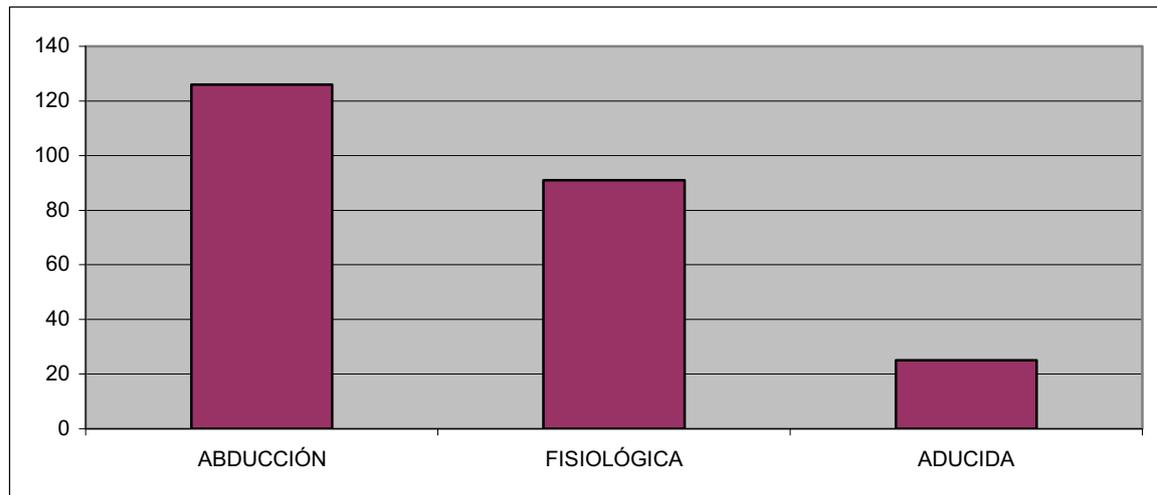


Figura 5.16.b.- Distribución de frecuencias absolutas de valores del ángulo del tipo de marcha del pie derecho determinado mediante la plataforma de fuerzas con la medición del ángulo de Fick. Abscisas: valor del ángulo de rodación; ordenadas: frecuencias. Los valores del ángulo de Fick 126 personas con la marcha en abducción 91 personas con la marcha fisiológica y finalmente 25 personas con la marcha en aducción.

5.17.- Resultados estadísticos:

En la tabla 5.17.1. se expresan los valores cuantitativos del ángulo de rodación, de la huella plantar sobre el podoscopio, de la pedigrafía, del fotopodograma, del estudio radiológico, de la baropodometrías optimétricas y las baropodometrías de la plataforma de presiones de los individuos estudiados con expresión de las desviaciones estándar.

Técnica de medición del ángulo de rodación	Pie	Índex plus	Índex plus minus	Índex minus
Huella plantar podoscopio	Izquierdo	61.4±0.3(50)	64.2±0.2(123)	67.1 ±0.3(69)
	Derecho	61.2±0.3(25)	64.9 ±0.2(124)	67.5 ±0.3(93)
Pedigrafía plantar	Izquierdo	61.5±0.2(50)	63.7 ±0.2(123)	66.2 ±0.3(69)
	Derecho	61.2±0.3(25)	64.4±0.1(6124)	66.7±0.3(93)
Fotopodograma	Izquierdo	61.5±0.2(50)	64.0 ±0.2(123)	66.7 ±0.3(69)
	Derecho	60.0±1.4(25)	64.6±0.1(124)	66.9±0.3(93)
Estudio radiológico	Izquierdo	56.9±0.3(50)	59.6±0.1(123)	63.4 ±0.2(69)
	Derecho	56.8±0.3(25)	60.3±0.1(124)	63.6 ±0.2(93)
Baropodometrías opticométricas	Izquierdo	62.6±0.3(50)	64.2±0.2(123)	66.4±0.3(69)
	Derecho	63.3±0.6(25)	65.1 ±0.2(124)	66.5 ±0.3(93)

TABLA 5.17.1.- Los valores se expresan como media de los grados sexagesimales, así como el error estándar. Entre paréntesis se indica n.

Por lo que respecta a la superficie de apoyo plantar del pie índex plus minus, índex minus e index plus, tal y como se ha medido con los sistemas alternativos el tratamiento estadístico de los datos se presenta en la tabla 5.17.2.

Técnica de obtención del ángulo de rodación con la superficie plantar		Pie Índex plus minus	Pie Índex minus	Pie Índex plus
	Tipo de pie	$\bar{x} \pm se(N)$	$\bar{x} \pm se(N)$	$\bar{x} \pm se(N)$
Baropodometrías opticométricas	izquierdo	86.1±0.4(72)	75.6±3.2(124)	78.7±5.6(46)
	derecho	80.7±3.6(97)	81.5±3.4(121)	77.6±7.9(24)
Baropodometrías plataforma de presiones	izquierdo	85.9±4.0(72)	75.4±3.2(124)	78.5±5.7(46)
	derecho	80.3±3.6(97)	81.4±3.4(121)	77.1±7.8(24)

Tabla 5.17.2 Como puede observarse no se obtuvieron diferencias estadísticas significativas entre ambos métodos. Tampoco se observaron al relacionarlas con la edad, la talla, el sexo y el peso.

En la tabla 5.17.3. se expresan los valores cuantitativos del ángulo de rodación, de la huella plantar sobre el podoscopio, pedigrafía, fotopodograma, del estudio radiológico, de la baropodometrías optimétricas y las baropodometrías de la plataforma de presiones relacionándolos con el tipo de la huella plantar, huella de pie normal, pie cavo valgo, pie plano pie varo y huella de pie supinado, con los distintos métodos de medición, ha proporcionado datos cuantitativos, referente al valor del ángulo de rodación transmetatarsal para el pie izquierdo y el pie derecho de los individuos estudiados con expresión de las desviaciones estándar.

Técnica de obtención del ángulo de rodación	Morfología de la huella plantar					
	Tipo de huella	Normal	Cavo valgo	Plano valgo	Pie varo	Pie supinado
Técnica de medición	Pie	$\bar{x} \pm se(N)$				
Huella plantar podoscopio	izquierdo	64.3±0.2(114)	65.9±0.5(31)	66.7±0.4(53)	60.6±0.7(11)	61.3±0.2(33)
	derecho	65.1±0.3(84)	66.4±0.3(61)	66.7±0.3(72)	60.5±1.0(4)	61.3±0.4(21)
Pedigrafía plantar	izquierdo	63.8±0.2(114)	65.1±0.4(31)	65.8±0.3(53)	61.1±0.5(11)	61.4±0.2(33)
	derecho	64.6±0.3(84)	65.8±0.3(61)	66.0±0.3(72)	61.0±1.1(4)	61.5±0.4(21)
Fotopodograma	izquierdo	64.1±0.2(114)	65.5±0.4(31)	66.3±0.3(53)	61.1±0.7(11)	61.3±0.2(33)
	derecho	64.7±0.3(84)	66.0±0.3(61)	66.3±0.3(72)	61.3±0.9(4)	59.7±1.7(21)
Estudio radiológico	izquierdo	59.7±0.1(114)	62.2±0.3(31)	62.9±0.4(53)	55.9±0.6(11)	56.7±0.1(33)
	derecho	60.3±0.2(84)	62.3±0.2(61)	62.7±0.3(72)	55.8±0.5(4)	57.1±0.4(21)
Baropodometrías opticométricas	izquierdo	64.2±0.2(114)	65.9±0.4(31)	66.0±0.4(53)	63.8±0.9(11)	62.1±0.3(33)
	derecho	65.2±0.3(84)	65.7±0.3(61)	66.2±0.3(72)	64.3±1.2(4)	63.5±0.7(21)

Tabla 5.17.3 En general, las diferencias han sido en el mismo sentido: La huella del pie varo y los del pie supinado no se diferencian. El pie cavo valgo y el pie plano valgo tampoco se diferencian. El pie varo y el pie supinado quedan por debajo del pie normal y éste, por debajo del pie cavo valgo y del plano valgo.

5.18 Resultados estadístico relacionados con la fórmula metatarsal y los centros de empuje de la huella plantar.

Resultados de la fórmula metatarsal del pie índice plus minus, pie índice minus e índice plus, con los sistemas opticométricos y las plataformas de presiones, relacionándolos con los centros de empuje. Los valores expresan el % del peso corporal sobre la huella plantar para el pie izquierdo y el pie derecho.

Técnica de obtención De los centros de presiones		Pie Índice plus minus	Pie Índice minus	Pie Índice plus
	Tipo de pie	$\bar{x} \pm se(N)$	$\bar{x} \pm se(N)$	$\bar{x} \pm se(N)$
Baropodometrías Opticométricas	izquierdo	49.4±0.1(72)	44.9±0.1(124)	49.5±0.2(46)
	derecho	50.3±0.2(97)	50.6±0.1(121)	50.6±0.3(24)
Baropodometrías plataforma de presiones	izquierdo	49.2±0.2(72)	49.5±0.1(124)	49.5±0.2(46)
	derecho	50.6±0.1(97)	50.8±0.1(121)	50.6±0.2(24)

Tabla 5.18.1 Se han obtenido algunas diferencias significativas para las variables que miden los centros de empuje entre el pie izquierdo y el pie derecho. Se observa una mayor distribución de los centros de empuje en el pie derecho. Sin embargo en el tipo de pie índice minus es más significativa se diferencia en el pie derecho, sin tener relación con la talla, el peso, ni en el sexo.

5.19.- Resultados de la fórmula metatarsal relacionados con la superficie de la huella plantar.

Relación entre la fórmula metatarsal del pie índice plus minus, pie índice minus e índice plus, y la técnica de obtención: superficie de la huella plantar de la baropodometría opticométrica y la plataforma de presiones, para el pie izquierdo y el pie derecho.

Técnica de obtención fórmula metatarsal		Fórmula metatarsal		
Técnica	Pie	Índice plus minus	Índice minus	Índice plus
Superficie opticométricas	Pie izquierdo	86.1±0.4(72)	75,6±3.2(124)	78,7±5.6(24)
	Pie derecho	80,7±3.6(97)	81,5±3.4(121)	77,6±7.9(46)
Superficie plataforma. presiones	Pie izquierdo	85,9±4.0(72)	75,4±3.2(124)	78,5±5.6(24)
	Pie derecho	80,3±3.6(97)	81,4±3.4(121)	77.1±7.8(46)
Centro de empuje opticométricas	Pie izquierdo	49,4±0,1(72)	49,4 ±0,1(124)	49,5±0,2(24)
	Pie derecho	50,3±0,2(97)	50,6 ±0,1(121)	50,6 ±3.6(46)
Centro de empuje plataforma. presiones	Pie izquierdo	49,2±0,2(72)	49,5±0,1 (124)	49,5 ±0,2(24)
	Pie derecho	50,6±3.6(97)	50,8 ±0,1(121)	50,6 ±0,2(46)
Grados desviación del retropié	Pie izquierdo	6,0±0,2(72)	4,4 ±0,2(124)	-2,3 ±3.6(24)
	Pie derecho	6,5±0,2(97)	4,6 ±0,2(121)	0,0 ±0,8(46)

Tabla 5.19.1 No se ha obtenido diferencias estadísticas significativas para las variables que miden las superficies plantares para el pie izquierdo y el pie derecho. Se han obtenido diferencias en los tres grupos de la fórmula metatarsal.

5.20.- Resultados de la fórmula metatarsal relacionada con la marcha Relación entre la fórmula metatarsal del pie índice plus minus, pie índice minus e índice plus y la técnica de obtención de los grados del ángulo de rodación de la huella plantar podoscópica, pedigrafía, fotopodograma, radiología y baropodografía opticométrica del pie izquierdo y del pie derecho.

Técnica de obtención del ángulo de rodación	Fórmula metatarsal relacionada con la marcha			
Tipo de huella		Índice plus minus	Índice minus	Índice plus
Técnica de medición	Pie	$\bar{x} \pm se(N)$	$\bar{x} \pm se(N)$	$\bar{x} \pm se(N)$
Huella plantar podoscopio	izquierdo	64.2±0.2(123)	67.1±0.3(69)	61.4±0.3(50)
	derecho	64.9±0.2(124)	67.5±0.3(93)	61.2±0.3(25)
Pedigrafía plantar	izquierdo	63.7±0.2(123)	66.2±0.3(69)	61.5±0.2(50)
	derecho	64.4±0.1(124)	66.7±0.3(93)	61.2±0.3(25)
Fotopodograma	izquierdo	64.0±0.2(123)	66.7±0.3(69)	61.5±0.2(50)
	derecho	64.6±0.1(124)	66.9±0.3(93)	60.0±1.4(25)
Estudio radiológico	izquierdo	59.6±0.1(123)	63.4±0.2(69)	56.9±0.3(50)
	derecho	60.3±0.1(124)	63.6±0.2(93)	56.8±0.3(25)
Baropodometrías opticométricas	izquierdo	64.2±0.2(123)	66.4±0.3(69)	62.6±0.3(50)
	derecho	65.6±0.2(124)	66.5±0.3(93)	63.3±0.6(25)

Tabla 5.20.1 Se han obtenido diferencias estadísticas significativas para las variables de las de la fórmula metatarsal índice plus minus, índice minus, índice plus para el pie izquierdo y el pie derecho.

5.21.- Relación entre la fórmula metatarsal y la técnica de obtención de los centros de empuje con los sistemas de baropodometría opticométrica, plataforma de presiones relacionando los grados de desviación del retropié izquierdo.

		Centro de empuje opticométrico		Centro de empuje p. de presiones		Desviación retropié	
Fórmula metatarsal	Error típico	Media	Error típico	Media	Error típico	Media	Error típico
Índice plus minus	3,2	49,4	0,1	49,5	0,1	4,4	0,1
Índice minus	4,2	49,5	0,1	49,2	0,2	6,0	0,2
Índice plus	5,5	49,4	0,2	49,5	0,2	-1,7	0,4
Total	2,3	49,4	0,1	49,4	0,1	3,6	0,2

Tabla 5.21.1 Se han obtenido diferencias estadísticas significativas para las variables que miden en los tres grupos para la variable que mide los grados del retropié,

Tabla 5.21.2 Resultados de la fórmula metatarsal y la técnica de obtención de los centros de empuje con los sistemas de baropodometría opticométrica, plataforma de presiones y de los grados de desviación del retropié derecho.

	Centro de empuje opticométrico		Centro de empuje p. de presiones		Desviación retropié	
Fórmula metatarsal	Media	Error típico	Media	Error típico	Media	Error típico
Índex plus minus	50,6	0,1	50,8	1,5	4,7	0,2
Índex minus	50,4	0,2	50,7	1,4	6,5	0,1
Índex plus	50,4	0,3	50,6	1,2	-0,1	0,8
Total	50,5	0,1	50,7	1,4	4,9	0,2

Tabla 5.21.2 Se han obtenido diferencias estadísticas significativas para las variables que miden en los tres grupos para la variable que mide los centros de empuje. Se observan diferencias estadísticas significativas para los grados que miden el retropié.

5.22. Resultados estadísticos del eje fémoro-tibial relacionados con la huella plantar.

Resultados del eje fémoro-tibial del pie izquierdo relacionado con el tipo de la huella plantar podoscópica, pedigrafía, fotopodograma, radiología y la baropodografía opticométrica del pie izquierdo

		Huella plantar		Pedí grafía		Foto Podo grama		Radio logia		Óptico métrica	
Eje fémoro-tibial	N	Media	Error típico	Media	Error típico	Media	Error típico	Media	Error típico	Media	Error típico
1. Fisiológico	95	63,8	0,2	63,4	0,2	63,6	0,2	59,4	0,1	64,0	0,2
2. Valgo	101	66,6	0,2	65,7	0,2	66,2	0,2	62,5	0,2	65,9	0,3
3. Varo.	46	61,2	0,2	61,3	0,2	61,4	0,2	56,5	0,2	62,6	0,3
Total	242	64,5	0,2	64,0	0,2	64,2	0,2	60,1	0,2	64,5	0,2

Tabla 5.22.1. Se han obtenido diferencias estadísticas significativas entre los tres grupos para las variables que miden el ángulo de rodación de la huella plantar podoscópica, pedigrafía, fotopodograma, radiología y la baropodografía opticométrica para el pie izquierdo y del pie derecho. Por lo tanto los grados de rodación transmetatarsal se pueden asociar al eje fémoro-tibial.

Los valores del ángulo de rodación obtenidos mediante el método radiológico son inferiores con significación estadísticamente muy significativos a los demás métodos.

Resultados relacionados entre el eje fémoro-tibial y la técnica de obtención de la superficie de la huella plantar con los sistemas de la baropodometría opticométrica y la plataforma de presiones para el pie izquierdo.

		Superficie opticométrico		Plataforma presiones	
Eje fémoro-tibial	N	Media	Error típico	Media	Error típico
1. Fisiológico	95	77,4	3,8	77,3	3,8
2. Valgo	101	80,1	3,3	79,9	3,4
3. Varo.	46	81,6	5,5	81,3	5,6
Total	242	79,3	2,3	79,1	2,3

Tabla 5.22.2 No se ha obtenido diferencias estadísticas significativas para las variables que miden las superficies plantares entre ambos ejes fémoro-tibiales.

5.23.- Resultados relacionados con el eje fémoro-tibial y la técnica de obtención de los centros de empuje con los sistemas de baropodometría opticométrica, plataforma de presiones y de los grados de desviación del retropié del pie derecho.

	Centro de empuje opticométrico		Centro de empuje p. de presiones		Desviación retropié	
Eje fémoro-tibial	Media	Error típico	Media	Error típico	Media	Error típico
1. Fisiológico	50,9	0,1	51,1	0,2	4,4	0,1
2. Valgo	50,4	0,1	50,6	0,1	6,7	0,1
3. Varo.	50,1	0,3	50,3	0,2	-0,3	0,5
Total	50,5	0,1	50,7	0,1	4,9	0,2

Tabla 5.23.1 Se han obtenido diferencias estadísticas significativas para las variables que miden en los tres grupos para la variable que mide los grados del retropié, no se han obtenido diferencias en los centros de empuje.

5.24.- Resultados de la exploración y gradación del análisis de la musculatura de las extremidades inferiores en las alteraciones del eje fémoro-tibial

Eje fémoro-tibial en valgo

En la exploración muscular del eje fémoro-tibial en valgo la musculatura de la muestra estudiada los resultados obtenidos han sido los siguientes.

Extremidad izquierda: eje fémoro-tibial fisiológico 95 pacientes, eje fémoro-tibial en valgo 101 y eje fémoro-tibial en varo 46

Extremidad derecha: eje fémoro-tibial fisiológico 81 pacientes, eje fémoro-tibial en valgo 126 y eje fémoro-tibial en varo 35

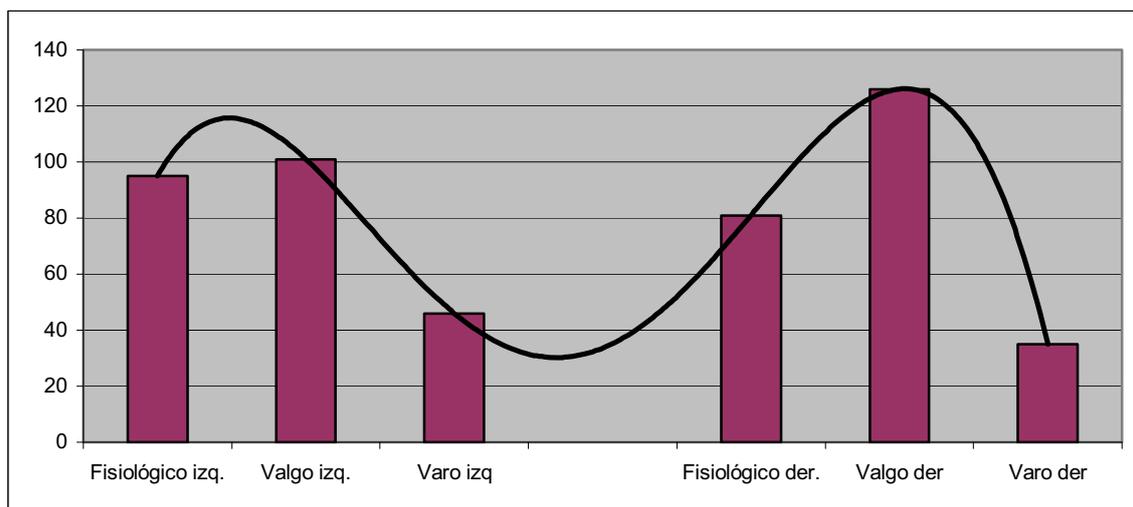


TABLA 5.24.1 Se han obtenido diferencias analíticas significativas para los grupos musculares en las alteraciones del eje fémoro-tibial en valgo para los músculos aductores, menor, mayor y largo, recto interno y semitendinos, con una ligera contractura o acortamiento y por el contrario una ligera debilidad o elongación para los músculos glúteo menor, mediano y tensor de la fascia lata.

Línea de Helbing.

En la exploración muscular de la desviación de la línea de Helbing, desviación retropie del talón valgo la musculatura de la muestra estudiada los resultados obtenidos han sido los siguientes.

Desviación del retropié izquierdo: retropié fisiológico 123 pacientes, retropié en valgo 69 y retropié en varo 50

Desviación del retropié derecho: retropié fisiológico 124 pacientes, retropié en valgo 93 y retropié en varo 25

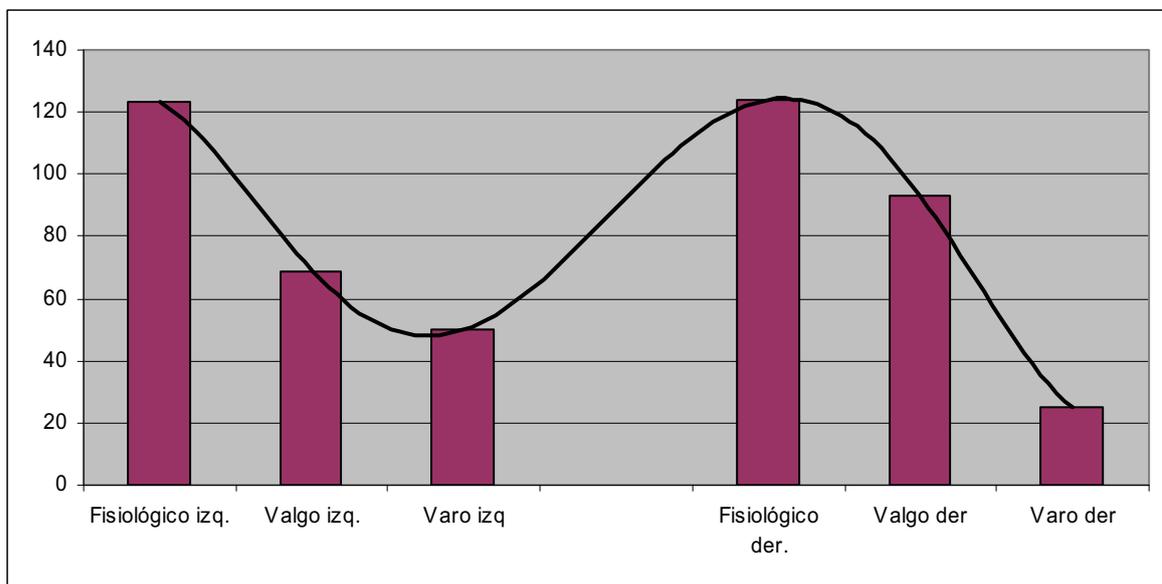


TABLA 5.24.2 Se han obtenido diferencias analíticas significativas para los grupos musculares en las alteraciones de la línea de Helbing, retropié del talón en valgo para los músculos peroneo lateral largo, peroneo lateral corto y tríceps sural con una ligera contractura o acortamiento y por el contrario una ligera debilidad o elongación para los músculos tibial posterior, flexor largo propio del primer dedo, flexor largo común de los dedos, tibial anterior.

Eje fémoro-tibial en varo

En la exploración muscular del eje fémoro-tibial en varo en la musculatura de la muestra estudiada los resultados obtenidos han sido los siguientes.

Extremidad izquierda: eje fémoro-tibial fisiológico 95 pacientes, eje fémoro-tibial en valgo 101 y eje fémoro-tibial en varo 46

Extremidad derecha: eje fémoro-tibial fisiológico 81 pacientes, eje fémoro-tibial en valgo 126 y eje fémoro-tibial en varo 35

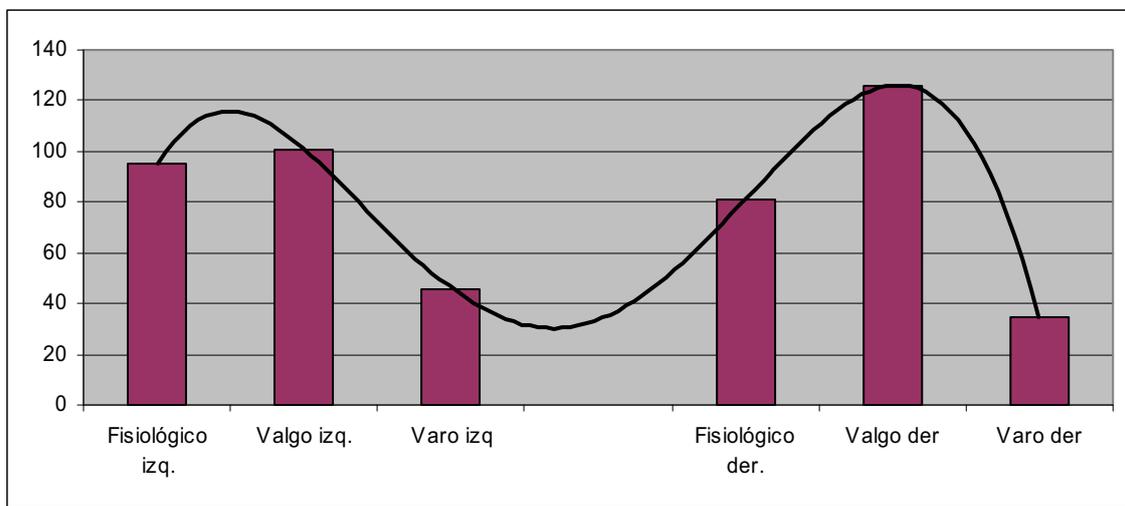


TABLA 5.24.3 Se han obtenido diferencias analíticas significativas para los grupos musculares en las alteraciones del eje fémoro-tibial en varo para los músculos glúteo menor, glúteo mediano y tensor de la fascia lata presentan una ligera contractura o acortamiento y por el contrario una ligera debilidad o elongación para los músculos aductores mayor, mediano y largo, recto interno, semitendinoso y la porción larga del bíceps femoral.

Línea de Helbing.

En la exploración muscular de la desviación de la línea de Helbing, desviación retropié del talón valgo la musculatura de la muestra estudiada los resultados obtenidos han sido los siguientes.

Desviación del retropié izquierdo: retropié fisiológico 123 pacientes, retropié en valgo 69 y retropié en varo 50

Desviación del retropié derecho: retropié fisiológico 124 pacientes, retropié en valgo 93 y retropié en varo 25

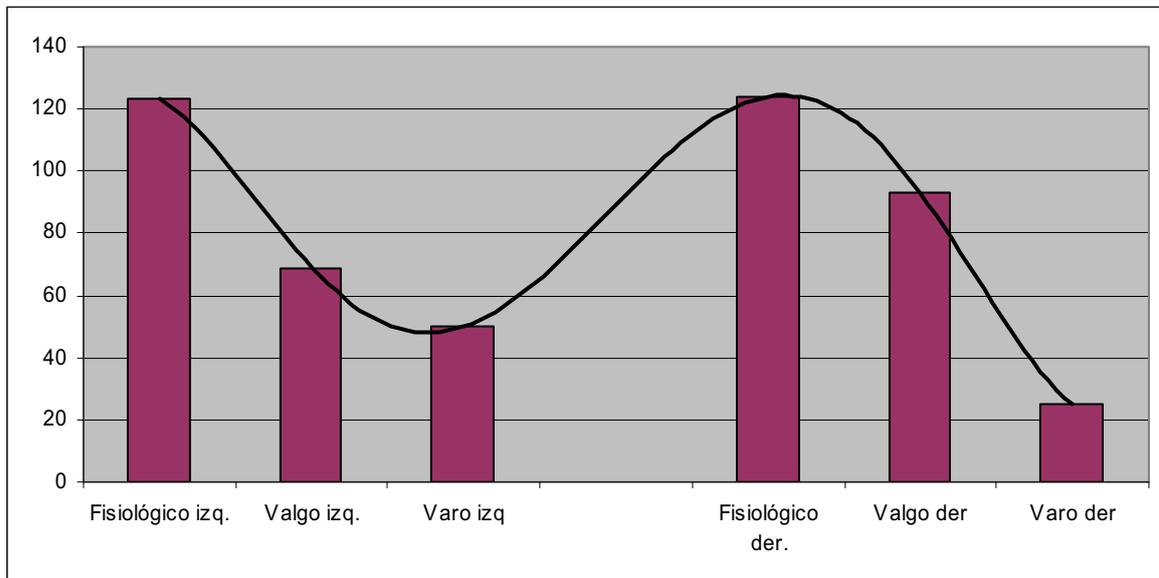


TABLA 5.24.4 Se han obtenido diferencias analíticas significativas para los grupos musculares en las alteraciones de la línea de Helbing, retropié del talón en varo para los músculos tibial posterior y tibial anterior con una ligera contractura o acortamiento y por el contrario presentan una ligera debilidad o elongación para los músculos peroneo lateral largo, peroneo lateral corto y tríceps sural.

Eje fémoro-tibial antecurvatum

En la exploración muscular del eje fémoro-tibial antecurvatum en la musculatura de la muestra estudiada los resultados obtenidos han sido los siguientes.

Extremidad izquierda: eje fémoro-tibial fisiológico 174 pacientes, eje fémoro-tibial en recurvatum 41 y eje fémoro-tibial en antecurvatum 27

Extremidad derecha: eje fémoro-tibial fisiológico 167 pacientes, eje fémoro-tibial en recurvatum 46 y eje fémoro-tibial en antecurvatum 29

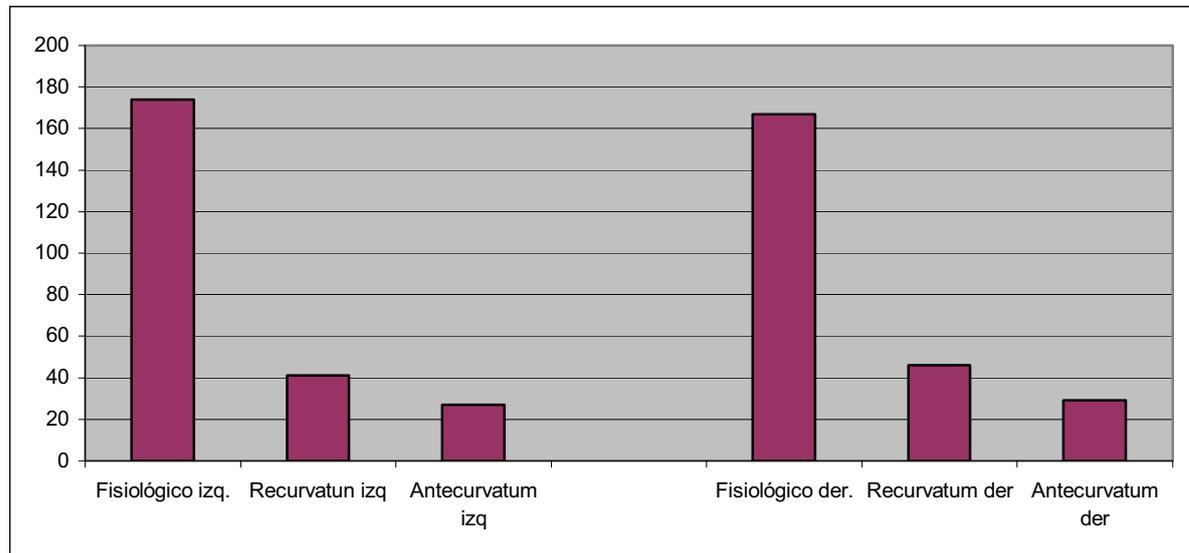


TABLA 5.24.5 Se han obtenido diferencias analíticas significativas para los grupos musculares en las alteraciones del eje fémoro-tibial antecurvatum para el músculos psoas ilíaco presenta una ligera contractura o acortamiento y por el contrario una ligera debilidad o elongación para los músculos glúteo mayor, semimembranoso, semitendinoso y bíceps femoral.

En la exploración muscular del eje fémoro-tibial recurvatum en la musculatura de la muestra estudiada los resultados obtenidos han sido los siguientes.

En la TABLA 5.24.5. Se han obtenido diferencias analíticas significativas para los grupos musculares en las alteraciones del eje fémoro-tibial recurvatum para lo músculos glúteo mayor, semimembranoso, semitendinoso y bíceps femoral presenta una ligera contractura o acortamiento y por el contrario una ligera debilidad o elongación para los músculos psoas iliaco, poplíteo, recto anterior, vasto externo, vasto intermedio y vasto interno.

6.- DISCUSIÓN

6. DISCUSIÓN

El bipedalismo es una adquisición exclusiva del ser humano. La locomoción bípeda es uno de los principales motores de la evolución. Las solicitaciones biomecánicas de la bipedestación y de la marcha moldean la morfología, no sólo del pie sino también de todo el aparato locomotor. (Villani C 1995).

La actividad de los mecanismos de la marcha, establece una serie de movimientos simultáneos de las extremidades inferiores, durante las cuales, el cuerpo paso a paso está avanzando, desplazando su centro de gravedad en la proyección de su línea de progresión sinusoidal de la marcha, el cuerpo del individuo se balancea persiguiendo su centro gravitatorio sin perder el control, la descoordinación le podría provocar la pérdida del equilibrio durante el movimiento de avance en la marcha. La inclinación y la rotación del cuerpo sitúa el centro de gravedad corporal, por delante del polígono de sustentación del apoyo plantar, el cuerpo se desliza hacia delante de forma alternativa hacia la pierna iniciándose el proceso de la deambulación. (Napier J. 1967).

Son muchos autores los que han investigado las influencias de los apoyos plantares, relacionando las diversas variables de la fórmula metatarsal, el tipo de huella plantar, el sexo, y el eje fémoro-tibial. Además, se pretenden comparar las características biomecánicas del apoyo plantar y de características antropométricas similares. (Comín M. 1999).

Nuestro objetivo ha sido correlacionar de forma pre-establecida, los datos de las exploraciones físicas de los individuos, y extraer, los valores predictivos a través del ángulo de rodación de la fórmula metatarsal y de las alteraciones de la marcha.

La marcha, y los patrones cinéticos que la determinan individualmente, son el resultado de una serie de estructuras y capacidades influenciadas por las diferentes variables personales como son: el sexo, la edad, el peso, la talla, la morfología metatarsal del pie, el centro gravitatorio, la longitud de las extremidades inferiores, la morfología de eje fémoro-tibial, el tipo de la fórmula metatarsal, y de algunos factores más extrínsecos como el tipo de calzado y las características de la superficie de apoyo.

El grado de influencia de cada uno de los factores es variable para cada individuo y para cada etapa de la vida, de modo que se hace preciso seleccionar uno o unos pocos que puedan ser más o menos representativos de todos ellos. La fórmula metatarsal es un posible candidato y, en este trabajo se ha partido de la hipótesis de que dicha fórmula es un buen indicador para el diagnóstico y para la predicción de posibles patologías futuras que afecten a la marcha. Sin embargo podemos establecer criterios que distinguen entre diferentes parámetros. (Oller 1995)

En un principio la confección de esta memoria doctoral se enfocó hacia la utilización de datos clínicos recogidos tras 25 años de ejercicio profesional ininterrumpido. Posteriormente, el número de datos acumulado hizo necesario centrarse en solo algunos de los aspectos que se habían registrado a lo largo de la experiencia clínica. Básicamente nos centramos en la aplicación de los distintos métodos de estudio de la huella plantar y de las presiones que juegan un papel en el mantenimiento de la postura y la determinación del tipo de la marcha, así como su comparación que han constituido, al final, el tronco central de esta memoria doctoral.

En esta parte, aunque sin solución de continuidad, iremos discutiendo los resultados obtenidos siguiendo el mismo orden con el que se han presentado las soluciones. Sin embargo omitimos dividir la discusión en sectores, pues se hace necesario frecuentemente, conectar los datos obtenidos por diversas metodologías.

Cuando se determinó el valor del ángulo de rodación con la ayuda del podoscopio, se obtuvo una distribución normal; la media, como se ha indicado, fue de 66°. Sin embargo el valor más frecuente fue de 67, mientras que el valor “normal” debiera situarse en 65,5°. Ello muestra que, en realidad, los valores encontrados en la población estudiada se asemejan considerablemente a los esperados. En general la medida de distintos ángulos anatómicos del pie se ha utilizado para el diagnóstico y para la evaluación de los resultados tras la intervención de diversas anomalías tales como el *hallux valgus*, *hallux rigidus*, etc. (Greve et al., 1994).

Con este trabajo de investigación se ha pretendido confirmar cómo varía, de un individuo a otro, las distribuciones de las presiones plantares cuando el pie está en el máximo apoyo plantar y en el máximo apoyo metatarsal, y cómo se distribuyen estas presiones plantares, puesto que pueden condicionar la dinámica de la marcha toda vez que al utilizar diferentes técnicas de medición en una misma persona estos factores suelen variar.

El estudio de la huella plantar ha evolucionado a lo largo de la historia, buscando siempre el establecimiento de parámetros de normalidad mediante el estudio y la somatometría de la impronta. Nosotros hemos incluido en este estudio el ángulo de rodación determinado a través del triángulo de apoyo plantar metatarso-digital. Este ángulo nos informa y ayuda a predecir los eventuales trastornos futuros de la marcha, así como al diagnóstico de alteraciones actuales.

Sin embargo su uso, tal y como se ha empleado en el presente trabajo, con finalidades de estudio de una población no limitada por una determinada patología, y con finalidades de diagnóstico, pero principalmente, de prevención de anomalías que hipotéticamente podrán aparecer en el futuro en los grupos de individuos que presenten unas determinadas características, es de hecho uno de los aspectos originales de esta memoria.

El pie considerado una zona sensible cuya inervación y control nervioso es similar, en términos cuantitativos, a la mano, es además un componente fundamental del movimiento del cuerpo humano. (Oller 2005).

En la medida de los grados de flexión dorsal y plantar la distribución de frecuencias absolutas que ha oscilado entre los 62° y los 71° con un promedio de 67° y una moda de 64°. Estos valores son en realidad muy semejantes considerablemente a los esperados. (Russe 1972). En lo que respecta a los valores de la máxima flexión dorsal del pie, la amplitud del recorrido articular osciló entre los 25° y los 30° como se ha señalado en el capítulo de resultados. Asimismo, los valores de la máxima flexión plantar que se sitúan entre 34 y 46° certifican que la flexión plantar es mayor que la flexión dorsal.

Por lo que respecta a los valores de pronación del pie y de la supinación los valores se acercan considerablemente a los señalados en los diversos textos de podología.

Cuando nos centramos en la fórmula metatarsal, que es la parte central de este trabajo, y de acuerdo a los distintos métodos que hemos empleado en su determinación descritos en capítulos anteriores, se obtiene como se ha señalado que centrados en el pie izquierdo, 73 individuos presentaban una fórmula metatarsal índice minus y, subsiguientemente, un tipo de marcha abducida, mientras que 123 presentaban una fórmula metatarsal índice plus minus y un tipo de marcha fisiológica (que podríamos considerar normal o standard), Finalmente 45 personas presentaban una fórmula metatarsal índice plus y un tipo de marcha aducida.

En contraste con estos resultados si atendemos a los resultados del pie derecho 97 casos presentaban una fórmula metatarsal índice minus y un tipo de marcha abducida, 123 una fórmula índice plus minus y un tipo de marcha fisiológica y 22 personas presentaban una fórmula índice plus y un tipo de marcha aducida.

En individuos con la fórmula metatarsal “índice plus minus” se han encontrado 24 casos con asimetría; ningún caso de asimetría en la fórmula metatarsal “índice minus”, y un total de 23 pies asimétricos en el pie izquierdo con la fórmula metatarsal “índice plus”. Se han obtenido diferencias estadísticas significativas para las variables de las frecuencias absolutas de la fórmula metatarsal índice plus minus, índice minus, índice plus.

Desde el punto de vista metodológico es de señalar aquí que los distintos métodos empleados para la determinación de los parámetros analizados, no mostraron diferencias dignas de mención, con lo que en realidad la elección del método debería basarse en preferencias, criterios ergonómicos o comodidad de uso por parte del facultativo puesto que en lo que respecta a la capacidad diagnóstica y a su utilidad ninguno se muestra significativamente superior a los demás.

Son muchos los autores que han querido investigar la posible influencia sobre el apoyo metatarsal, y de las diversas variables de la fórmula metatarsal. Lelievre, en 1993 describió tres tipos de pie en función de esta relación: Index Plus Minus (28%) Index Minus (56%) Índice Plus (16%). El canon ideal, el que podríamos denominar fisiológico sería el Index Plus Minus.

Existe una relación entre ángulo de incidencia y descarga del peso del cuerpo descrita por Lelievre según la cual a mayor ángulo, mayor descarga, lo que está de acuerdo con el modelo del paralelogramo de las fuerzas y las leyes físicas de descomposición de vectores. (Lelievre 1993).

La fórmula metatarsal index plus minus y el tipo marcha fisiológica de ambos pies presentan el mismo porcentaje (51%). Sin embargo encontramos diferencias en la fórmula metatarsal index minus y tipo de marcha abducida; en el pie izquierdo 73 (30%) personas y en el pie derecho de 97 (40%); finalmente en el tipo de fórmula metatarsal de index plus y tipo de marcha aducida, también encontramos diferencias, 45 personas el (20%) y 22 (9%) personas para el pie derecho.

Por lo que respecta a los grados del ángulo de rodación, los valores comprendidos entre 64° y 66° corresponden a individuos con una tendencia a la marcha fisiológica. Por el contrario los que oscilan entre los 67° y los 78° son aquellos pacientes con una tendencia a la marcha en abducción y por debajo de estos 58° y los 63°, son aquellos pacientes con una tendencia a la marcha en aducción. Así la determinación del ángulo de rodación nos informara acerca del tipo de marcha (patológica o no) y también acerca de la patología (abducción o aducción)

Finalmente, el eje anatómico o eje fémoro-tibial y la distribución de frecuencias absolutas de los sujetos estudiados teniendo en cuenta el tipo de eje fémoro-tibial de la **pierna izquierda**. Los valores encontrados ha oscilado entre los -179° para la mínima angulación y los 177° para la máxima angulación, siendo la más frecuente el grupo de los 175° , lo que está de acuerdo (Viladot 1994).

Hemos detectado asimetría entre ambos ejes fémoro-tibiales, estadísticamente los resultados han sido altamente significativos, presentan una asimetría entre el eje fémoro-tibial fisiológico y el eje fémoro tibial en valgo y una simetría en el eje fémoro-tibial en varo: Eje fémoro-tibial fisiológico: 42% izquierda y el 54% derecha. Eje fémoro-tibial valgo: 34% derecho, 22% izquierdo. Eje fémoro-tibial varo simétrico 24% izquierdo 24% derecho.

En relación a la línea de Helbing, en el retropié izquierdo, los grados de desviación de la línea de Helbing talar han oscilado entre los -6° para la mínima angulación y los 10° para la máxima angulación, siendo la más frecuente el grupo de los 5° .

Los individuos que presentan una angulación que oscila entre -7° y 0° se consideran retropié varo, mientras que un segundo grupo que oscila entre 2° y 5° , se consideran retropié fisiológico y finalmente entre los 5° y 10° se consideran como retropiés valgos. (Mcrae 1980)

Los valores del ángulo de inclinación transmaleolar en el pie izquierdo, como se ha señalado han oscilado entre 12° y 20° y moda de 16° . (Oller 1998). La inclinación del eje transmaleolar del pie derecho, entre 11° y 20° , siendo la más frecuente el grupo de los 14° . En este caso los valores fisiológicos están comprendidos entre los 15° y los 16° ; por debajo de los 14° se pueden considerar como pies varos y por encima de los 17° como valgos.

Con el mismo tipómetro se determinó la rotación externa tibial del eje transmaleolar en el pie izquierdo, los grados de rotación bimaleolar oscilaron entre 12° y 18° , siendo la más frecuente los 15° . Los grados de rotación bimaleolar del pie derecho determinadas mediante el tipómetro ha oscilado entre los 12° para la mínima rotación, y los 18° para la máxima rotación, siendo el grupo más frecuente el los valores que oscilan entre los 14° y 15° . Los valores fisiológicos están comprendidos alrededor de los 15° por debajo de los 14°

se pueden considerar como pies varos y por encima de los 16° , como pies valgos. Los rangos de inclinación del eje transmalleolar o bimalleolar (Duvis/ Inman. 1.987) descritos son de 15° para el eje de inclinación y también 15° para el eje de rotación. Ello muestra que en realidad los valores encontrados en la población estudiada mantienen cierta similitud y se asemejan considerablemente a los esperados atendiendo a los datos de la bibliografía.

La diferencia entre los valores de los centros de empuje de los pies derecho e izquierdo de la huella plantar estadísticamente no ha sido significativa. Tampoco se modificaron con el peso, la talla, el sexo ni la edad.

Finalmente la aplicación de la plataforma de fuerzas se ha mostrado útil para estudiar las fuerzas de despegue. Se trata de cuantificar la fuerza ejercida sobre la plataforma en el momento del impulso del paso. Los resultados en cuanto las frecuencias absolutas que se indican en la figura 5.13.c. muestran una vez una relación con respecto al peso corporal.

Es de particular interés el estudio realizado bajo las tres circunstancias de pie descalzo, de pie calzado y pie calzado con tratamiento ortopodológico: En el pie derecho calzado disminuye el ángulo de Fick $1,4^\circ$ con relación al pie descalzo. En el pie calzado con tratamiento ortopodológico aumenta $2,4^\circ$ con relación al pie descalzo y $3,9^\circ$ con relación al pie calzado. Por su parte en el pie izquierdo calzado disminuye el ángulo de Fick $2,1^\circ$ con relación al pie descalzo. El pie calzado con tratamiento ortopodológico, aumenta $1,7^\circ$ con relación al pie descalzo, y $3,8^\circ$ con relación al pie calzado.

En el pie derecho el ángulo de rodación está más aumentado y abduce más que el pie izquierdo y recibe sobre él mayor peso tanto en las fuerzas verticales como las horizontales durante la marcha. En el estudio realizado mediante la plataforma de fuerzas, este ángulo varía ostensiblemente dependiendo del tipo de adquisición de pie: descalzo, calzado o calzado con tratamiento. En la marcha con los pies aducidos no hay diferencias entre el pie derecho y el pie izquierdo. Sin embargo hay una tendencia mayor en el pie derecho para realizar la marcha fisiológica que la marcha abducida y viceversa con el pie izquierdo.

Los sujetos estudiados según la valoración del ángulo de Fick con el fin de relacionar el tipo de marcha del pie izquierdo determinado mediante la plataforma de fuerzas con la medición del ángulo de Fick: 68 personas presentaron marcha con la tendencia a la abducción, mientras que 124 presentaron una marcha fisiológica y finalmente 50 con tendencia a la aducción. Por lo que respecta al pie derecho 126 personas presentaron una marcha con tendencia a la abducción 91 personas con la marcha fisiológica y finalmente 25 personas con la marcha con tendencia a la aducción. Se han obtenido algunas diferencias significativas lo que nos indica una asociación altamente significativa, con la fórmula metatarsal.

7.- CONCLUSIONES

7. RESUMEN Y CONCLUSIONES

A modo de resumen se han estudiado un total de 242 pacientes para los parámetros podológicos. Entre ellos 132 hombres y 110 mujeres. Las edades comprendidas entre los 6 y los 27 años

1. Los distintos sistemas de determinación de la huella plantar presentan utilidad muy similar, los datos obtenidos por las distintas metodologías son en general superponibles.
2. En la determinación de los distintos parámetros observados se aprecia, en la población estudiada, una considerable asimetría.
3. Las asimetrías observadas no se circunscriben a los casos que “*a priori*” pudieran considerarse patológicos sino que se extienden a los individuos considerados normales o estándar.
4. Se dan diferencias estadísticas significativas entre los tres grupos para las variables que miden el ángulo de rodación de la huella plantar, de la pedigrafía, del fotopodograma, y de la baropodometría para el pie izquierdo y para el pie derecho. Por lo tanto los grados de rodación transmetatarsal se pueden asociar al tipo de marcha.
5. El análisis de la huella plantar, la determinación de la fórmula metatarsal y del ángulo de rodación constituyen elementos básicos en el diagnóstico y el diagnóstico precoz de anomalías de la marcha.

8.- BIBLIOGRAFÍA

8. BIBLIOGRAFIA

ABBOUD, R J; ROWLEY, D Y: "Foot pressure Measurement". In: Surgery of Disorders of the Foot and ankle. London: Martin Dunitz Limited, 1996: 123-138

ALBIOL FERRER J.M. – Estudio evolutivo de las improntas plantares. Barcelona Revista. El Peu Col·legi de Podòlegs (78-84) N° 60 gener-febren-març, 1995

ALBIOL FERRER J.M.- Memoria para la obtención del Diploma de Estudios Avanzados. 2004.

ALEXANDER, I J; CHAO, E; JOHNSON, K: "The assessment of dynamic foot to ground contact forces and plantar pressure distribution: a review of the evolution of current techniques and clinical applications". Foot Ankle, 1990; 11, 3: 152-167.

ARCAN, M. BRULL, M.A. – A fundamental characteristic of the human body and foot. The foot-ground pressure pattern. Journal. Biomechanics, vol.9, nº 7. Pag.453-459 1976

ARSUAGA J. L, MARTÍNEZ I. - La especie elegida la larga marcha de la evolución humana. Barcelona. Temas de hoy 11 Ed. 1998

AUGER R. Tecnología. Cursos profesionales. Zapatería. Tomos 1, II y III Madrid. Ed. Paraninfo 1976

BISACCIA, P; COUVERCHEL, L; PASSUTI, N: "Apport de la podometrie electronique dans le cadre du suivi post-opératoire des pieds opérés de double arthrodesse,. Acta Ortop Belg, 1994; 60, 2: 173-183.

BORELLI, G.A. On the movement of animals. Berlín Springer 1989

BROWN, M; RUDICEL, S; ESQUENAZI, A: Measurement of dynamic pressures at the shoe-foot interface during normal walking with various foot orthoses using the F-Scan system". Foot Ankle, 1996; 17, 3: 1-52-156.

BUCKUP K. - Pruebas clínicas para patología ósea, articular y muscular. Exploración, signos y síntomas. Barcelona. Masson . 2003

BURUTARAN JM, Burutaran Baropodometría: estudio y aplicaciones, XVI Congreso Nacional de la Asociación Española de Medicina y Cirugía del Pie. Abstract: 42, Oviedo, 1994.

BUSQUET L. - Las cadenas musculares miembros inferiores. Barcelona. Ed. Paidotribo, 2.001

CAÑADELL, J. - Lesiones del cartílago de crecimiento. Barcelona. Edit. Salvat. 1988.

- CAVANAGH, P; RODGERS, M; LIBOSHI, A:** "Pressure distribution under symptom - free feet during baseboot standing,,". Foot Ankle, 1987; 7, 5: 262-276.
- CAVANAGH, P R; MICHİYOSHI, A:** ,A technique for the display, of pressure distributions beneath the foot". / Biomech, 1980; 13: 69-75.
- CERVERA, J, ARSUAGA J. L, BERMUDEZ DE CASTRO, J.M , CARBONELL,E** Atapuerca. Un millón de años de historia. Plot E Diciones .Madrid . 1998
- COHEN A, ORIN D E, MARSOLAIS E B.** The gait laboratory force plate at the Cleveland V A Medical Center. Bull Prosthet Rev.10 (33): 90-97. 1980 Op. Cit.
- COLL MD, PASARIN A.** Valoración de la marcha del niño mediante baropodometría electrónica. XVI Congreso Nacional de la Asociación Española de Medicina y Cirugía del Pie. Abstract: 41, Oviedo, 1994
- COMÍN COMÍN M, PÉREZ GARCÍA J M, VILLARROYA APARICIO A, ET AL.** Factores que influyen en las presiones plantares. Medicina de Rehabilitación 1999; XII (3): 31-39.
- CONEJERO C. JA, LÓPEZ DE M. M. L, FLORES G. MT. ET AL.** TRATAMIENTO. - Ortopédico Lyonés. La escoliosis idiopática del adolescente. Madrid. Rehabilitación Págs. 25: 17-22. 1991
- CORTES, V, VERA. H, JV.** - Técnicas biomecánicas de análisis de la marcha humana. Valencia. archivos de medicina del deporte. Vol. IX N° 33 Págs. 27-31 1992
- CUEVAS GÓMEZ R.** - Radiofotopograma compuesto. Madrid. Revista Española de Podología Vol.1, nº 11 Diciembre 1.990,
- DAZA J.** - Test de movilidad articular y examen muscular de las extremidades. 1º edición Médica. Buenos Aires Madrid. Panamericana. 1997
- DINAMARCA V. Y COLS.** - Estudio radiológico de anteversión femoral. Departamento de Radiología, Facultad de Medicina, Pontificia Universidad Católica de Chile. Rev Chil Radiol. Págs. 102-104.2001; 7:
- DINASCAN/IBV.** Manual del usuario. - versión 8.1 Valencia Instituto de biomecánica de Valencia 1999
- DOMINGO CEBOLLADA L.** Estudio de los cambios biomecánicos en el apoyo metatarsal en pacientes portadores de prótesis total de rodilla. Tesis Doctoral Universidad de Zaragoza; 1997.
- DOMINGO, J; HERRERA, A; MARTÍNEZ, A; OLAVARRÍA, 1; PÉREZ GARCÍA, J M:** "Contribución y límites de la baropodometría electrónica". Rev. Ortop. Traumat. 1998; 42:189-192.

DOMINGO, J: Estudio de los cambios biomecánicos en el apoyo metatarsal en pacientes portadores de prótesis total de rodilla". Tesis Doctoral, Universidad de Zaragoza, 1998.

DUCROQUET R. ,J. y P. Y COL. - Marcha normal y patológica. Barcelona. Toray Masson Abril 1.972

DUFOUR M. - Anatomía del aparato locomotor : osteología, artrología, miología, aparato fibroso, neurología, angiología. Paris. Ed. Masson, 2003.

DUFOUR M. - La anatomía más funcional tomo 1 miembro inferior. Barcelona Ed. Masson, 2003.

DUVRIS / INMAN. - Cirugía del pie. Mann. Buenos Aires. Ed. Panamericana 1.987

ENGLAND M. A. - Gran atlas de la vida antes de nacer. Barcelona. Ed. Océano / Centrum 1994

FACEY, 0 E; HANNAH, 1 D; ROSEN D. "Analysis of the reproducibility and individuality of dynamic pedobarograph images". 1 Med Eng Technol, 1993; 17,1: 9-15.

FENEIS H. , CONTINUADA POR WOLFGANG DAUBER. - Nomenclatura anatómica ilustrada. Barcelona. Ed. Masson 2000

FICK R. - Handbuch des anatomie und mechanik . Alemania Iéna Gelenk 1911

FISAS GRAUPERA J. - Tesis Doctoral. Barcelona. Universidad de Barcelona 1975

F-SCAN TEKSCAN'S. - Manual de funcionamiento. Barcelona. Aparatos de Medicina Física 1999

FUCCI S. , BENIGNI M., FORNASARI V.- Biomecánica del aparato locomotor aplicada al acondicionamiento muscular. 4ª edición Madrid. Elsevier 2003

GALLIFA OLGA. - Estudio cinemático de la marcha mediante la pista de marcha Asepeyo. Barcelona. Revista Avances, Volumen 17 Fascículo 3 Págs. 135 a 140. 1987

GARCÍA BARBERO, LÓPEZ LASERNA J, MÁRQUEZ LÓPEZ, ET AL . Baropodometría estática y dinámica. Nuestra casuística. XVI Congreso de la Asociación Española de Medicina y Cirugía del Pie. Abstract: 36, Oviedo, 1994.

GARCÍA RAIMUNDO, M. - Generación de patrones anatomofuncionales de la marcha humana normal, basada en el empleo de técnicas estroboscópicas y plataformas dinamométricas. Valencia. Editado por el Instituto de biomecánica de Valencia 1987.

- GASSER, R.F** –Atlas of Human Embryos Harper & Row, Pub. London. 1975
- GIANNISTRAS N.J.** - Trastornos del pie. Barcelona. Ed.. Salvat 1979
- GOLA M.M.** Mechanical design, constructional details and calibration of a new force plate. Journal of Biomedical Eng. 13: 113-128. 1980.
- GÓMEZ PELLICO, L; LLANOS ALCÁZAR, L F:** "Los factores activos de la bóveda plantar. Análisis electromiográficos". Rev Ortop Traumatol, 1973; 17 IB,1: 101.
- GONZÁLEZ DE LA RUBIA HEREDIA A.** Lesiones podológicas del corredor de fondo El Peu 2004;24 (2):105-109
- GONZÁLEZ USTES, J. Y COL.** Tractament quirúrgic percutani de les metatarsàlgies mecàniques. Revista de Cirugía Ortopèdica i Traumatologia. Volumen III (1) 2006).
- GRAF, P:** "THE EMED system of foot pressure analysis". Clin Podiatr Med Surg, 1993; 10, 3: 445 454.
- GRAF PM.** The EMED System of foot pressure analysis. Clin Pediatr Med Surg 1993; 10, 3: 445-454.
- GREVE JM, LEIVA TP, IMAMURA M, CARVALHO JUNIOR AE, FERNANDES TD, SALOMAO O.** Podometry: a critical evaluation of its use in Hansen's disease. Sao Paulo Med J. 1994 112:500-503.
- HENNING E, STAATS A, ROSEMBAUM D.** Plantar pressure distribution pattenms of young school children in comparison to adults. Foot Ankle 1994; 15, 1: 35-40.
- HOLMES, G B; TIMMERMAN, L; WILLITIS, N:** "Practical considerations for the use of the pedobarograph". Foot Ankle, 1991; 12, 2:105-108. 24. Hughes, J: ,The clinical use of pedobarography". Acta Ortlip Belg, 1993; 59,1: 10-15.
- HOPPENFIELD S.** - Exploración física de la columna vertebral y las extremidades. México. Ed. Manual moderno. 1979
- HOJOS JV, LAFUENTE R, SANCHEZ-LACUESTA J, PRAT J, SOLER-GRACIA C.** El laboratorio de análisis de la marcha humana. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia: Generalitat Valenciana; 1993
- HUGHES J.**The clinical use of pedobarography.Acta Orthop Belg 1993; 59,1: 10-15.
- HUGHES J, PRATT L, LINGE K, CLARK P, KLENERMAN L.** Reliability of pressure measurement: the EMED F system. Clin Biomech 1991; 61: 14-18.

ICART ISERN M. TERESA, FUENTESANZ GALLEGO C, PULPON SEGURA. A. M. - Elaboración y presentación de un proyecto de investigación y una tesina. Barcelona. Ed. de la Universidad de Barcelona 1ª Edición 2000

INFOFEET. - Manual de Funcionamiento. Barcelona. Tarrasa 2001

INMAN SAUNDERS, Y EBERHART, H. D. 1953. - Los mecanismos de la marcha normal y patológica. Madrid, Baltimore Ed. 2000 .

JONES, St, MARTIN, R, PILBEAM, D. – The Cambridge Enciclopedia of Human Evolution. Cambridge University Press. London 1992. pp. 325

KAPANDJI AL. - Fisiología articular. Miembro inferior. 5º edición Médica Madrid. Panamericana, 2001

KEATS TE, SISTROM C. Atlas of radiologic measurement, 7ª ed. Sant Louis: Mosby, 2001.

KENDALL FP, KENDALL E, GEISE P. - Músculos, pruebas, funciones y dolor postural. Madrid. 4º de. Marban, 2000.

LAMBERT, D – Guia de Cambridge del Hombre prehistórico. EDAF S.A Madrid .1988

LELIEVRE J. Patología del pie. Barcelona: Toray Masson; 1982. .

LELIEVRE J. - Patología del pie. Barcelona. 4ª edición Ed. Toray-Masson, 1993

LIBOTTE M, ZYGAS P, GIUDICI S, NOEL B, Podometrie electronique, deux: annees d'experience: rapport preliminaire. Acta Orthop Belg 1992; 58, 4: 448-452.

LÓPEZ LASERNA, J: "Baropodometría estática y dinámica en el diagnóstico del síndrome del canal tarsiano,." XVI Congreso Nacional de la Asociación Española de Medicina y Cirugía del Pie. Oviedo, junio 1994, 40.

LÓPEZ, J E; ORRITE, C; PÉREZ GARCÍA, J M': "Método electrónico para la obtención de presiones plantares, de utilidad en el estudio biomecánico del pie. @>. Bit) iilecdnica, 1995; 111, 5:117-120.

LÓPEZ JE, PÉREZ GARCÍA JM, ORRITE C. Redistribution orthoses for metatarsalgia treatment: design based og high resolution podobarography. Med Biol Eng Comput 1996; 34 (1): 333-334.

MANN ROGER A. Biomecánica del pie y tobillo

MAREY, E.J. - La machine animale. París, Germer Baillièrre, 1873

MAREY, E.J. - Le mouvement. París, G. Masson 1894

MÁRQUEZ NAVARRO J, FERNÁNDEZ TORRICO JM, MARTÍNEZ LLANOS R. - Tratamiento de la enfermedad luxante de la cadera con el arnés de Pavlik. Madrid. Rehabilitación 2000; 34: Págs. 164-170.

MATAKE T. The new force plate study. Biomechanics 426-432. 1976

MARTÍNEZ COLMENA, R. SERRA NAVARRO, L. evolución morfológica de lñs extremidades inferiores en la etapa de crecimiento. Revista Española de Podología Madrid. Vol. V, nº 41 Págs. 64-169 Mayo-Junio 1994

MCMINN , HUTCHINGS R. - Gran atlas de anatomía humana. 2º edición Barcelona Ed. Océano / centrum, 1991.

MCRAE RONALD Examen Ortopédico Clínico Slvat Editores Barcelona 1980

MESCHAN I. Radiology of the normal foot. Seminars in Roentgenol., 1970, 5 (4), 327-341

MEIJER OG, WAGENAAR RC. Bernstein's rejection of Braune and fischer: studies on the physiology and pathology of movements (1936). Motor Control. 1998 Apr;2(2):95-100.

MOE JH, WINTER RB, BRADFORD DS, LONSTEIN JE. - Deformaciones de la columna vertebral. Barcelona. Ed. Salvat. 1982.

MONTAGNE J. CHEVROT A. GALMICHE J.M. Atlas de radiología del pie Barcelona. Masson, 1984.

NAPIER JOHN La historia del caminar humano Abril 1967

MOORE. - Anatomía con orientación clínica". 2º edición. Madrid. Buenos Aires Ed. Médica Panamericana cop. 2003

MUÑOZ GUTIERREZ J. Atlas de mediciones radiográficas en ortopedia y traumatología. Mexico: McGraw-Hill Interamericana, 1999

NETTER, FRANK H. - Sistema músculos esqueléticos: Trastornos del desarrollo. Barcelona. Masson, 2001

NILSSON LENNART. - Nacer la gran aventura. Barcelona, Ed. Salvat 1990

NÚÑEZ SAMPER M, LLANOS ALCÁZAR, L F. Biomecánica, Medicina y Cirugía del pie. Barcelona: Masson; 1997.

OLLER ASENSIO A.- Biomecánica del pie. Revista Española de Podología Madrid. Vol. V, nº 1 Págs. 17-27 Enero-Febrero 1.994.

OLLER ASENSIO A. - El pie valgo. Revista Española de Podología Madrid 2ª Época. Vol III, nº 5 Págs. 225-232 Julio-Agosto 1.992,

OLLER ASENSIO A. - Estudio del proceso evolutivo de la huella plantar. Madrid Revista Española de Podología Págs. 173-186 . Mayo Junio 1.995

OLLER ASENSIO A. - Influencia del ángulo de "A.O.A" con el ángulo de anteversión. Barcelona Revista El Peu Asociación Catalana de Podólogos N° 37 Págs. 73-81 Abril, mayo, junio de 1.989

OLLER ASENSIO A. - Influencia del pie en el sistema rotacional del eje fémoro-tibial. Madrid. Revista Española de Podología 2ª Época / Vol VI n° 8 Págs. 418-431 Noviembre-Diciembre 1.995

OLLER ASENSIO A. - Interrelación de las escoliosis con las extremidades inferiores. Barcelona. Revista El Peu N° 10 Págs. 4-8 Abril, Marzo Abril de 1.984

OLLER ASENSIO A. - Interrelación de la escoliosis con la extremidad inferior, Asimetría, Heterometría, Dismetría. Madrid. Revista del Colegio de Podólogos de la Comunidad de Madrid 3ª Época Vol. I N° 6 2º Trimestre Págs. 9 – 16 1999 .

OLLER ASENSIO A. Tipómetros para biometrías. Madrid. Revista del Colegio de Podólogos de la Comunidad de Madrid 3ª Época Vol. I N° 1 1er Trimestre Págs. 3 – 7 1998

OLLER ASENSIO A. - Tratamiento integrado en las alteraciones estructurales del pié. Revista Barcelona. El Peu Col-legi de Podòlegs N° 73 Págs. 425-432) Abril-Maig-Juny, 1998

ORRIT VILANOVA I. - Biomecánica de las antetorsiones del cuello femoral aumentadas. Barcelona. Revista de la Associacio Catalana de Podologia. N° 56 Época III Gener/Febrer/Marzo 1.994.

PEREZ GARCIA JM. Podobarometría. En LF Llanos Alcázar y JC Acebes Cachafeiro, editores. El pié. Monografías médico-quirúrgicas del aparato locomotor. Barcelona: Masson; 1997.

PÉREZ GARCÍA JM, LÓPEZ SOLER JE, MARTÍNEZ VILLA J, ET AL Podómetro electrónico PDS 93. Contribución a la baropodometría electrónica. Rev Med Cir Pie, 1995; IX, 2: 51-59

PÉREZ GARCÍA, J M'; LÓPEZ, J E; MARTÍNEZ, J; ORRITE, C; MARTÍNEZ, A; HERRERA, A: Podómetro electrónico PDS93. Contribución a la baropodometría electrónicas. Rev; Med Cir Pie, 1995; IX, 2: 51-59.

PÉREZ GARCÍA, J M; LÓPEZ SOLER, J E; MARTÍNEZ VILLA, J; ORRITE, C; PÉREZ SERRANO, L; MARTÍNEZ TURBE, A; HERRERA, A: Utilización de sensores piezoresistivos para el cálculo de presiones plantares". Rev Med Cir Pie 1993; VII, 1: 103-106.

- PÉREZ-GARCÍA JM, MARTÍNEZ A, MARTINEZ J, LÓPEZ JE, ET AL** Plantillas de reequilibrio o de compensación. Aportación de la plataforma PDS 93 de alta resolución. Rev Ortop Traumatol 1996; 40, 4: 332-335.
- PEREZ JM, TABUENCA A, LOPEZ JE, ORRITE C, MARTINEZ J, HERRERA A.** Estudio del apoyo metatarsal en bipedestación mediante podoscopio electrónico de alta resolución. Revista de Medicina y Cirugía del Pie 1996
- PISANI G.** Biodinámica dell'avampiede. Min Ortop Traum 1975
- PLAS F., VIEL E., BLANC Y. -** La marcha humana, la carrera y el salto. Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones. Barcelona. Ed. Masson 2002
- PODOMETRO ELECTRÓNICO PEA 254. - Manual de Funcionamiento.** France Midi Captures 1989
- PODOMETRO ELECTRÓNICO PEL 38. - Manual de Funcionamiento.** France Midi Captures 1988
- PODOMETRO ELECTRÓNICO WIN-POD. - Manual de Funcionamiento.** France Midi Captures 2001
- POMÉS J Y TOMÁS X. -** Protocolos de TC en músculo – esquelético. Barcelona. Hospital Clínic i Provincial de Barcelona Mayo 2002
- POSEL P, SCHULTE E. “SOBOTTA MINI. -** Esquemas de anatomía. Madrid Ed. Marban cop. 2000
- PUTZ R. Y PABST R.-** Atlas de anatomía humana Sobotta, tomo 2. Madrid Editorial médica Panamericana, 21 edición., 2000
- RAMEY M. R.** Force Plate designs and applications. Exercise Sport Science 3: 303-319. 1975.
- RAMIRO J.** Adaptación del calzado a la biomecánica del pie. Jano 1995
- RAMIRO J.** Guía de recomendaciones para el diseño de calzado. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia; 1995.
- RAMIRO J.** Guía de recomendaciones para el diseño, selección y uso de calzado para personas mayores. Madrid: Ministerio de trabajo y Asuntos Sociales; 1998.
- RAMOS CRISTÓBAL, J A: "El arco transversal del pie".** Tec Ortop, 1977; 77.
- RASCH PHILIP J. BURQUE ROGER K.. -** Kinesiología Y anatomía aplicada. Sexta edición Buenos Aires. El ataneo 1,985
- RUBIO SÁNCHEZ V. –** Dos desconocidos: Clarke e índice Chippaux. Madrid 2ª Época / Vol. VII / nº 4 / Págs. 204-208 mayo – junio 1996

RUSSE, GERHARDT, KING. An atlas of examination, Standard Measurements and Diagnosis in Orthopedics and traumatology. Hans Huber, Publisher, Bern Printed in Switzerland by Benteli ltd., Bern-Bümpliz. 1972

RUEDA MARTÍN S. - Los desequilibrios del pie. Barcelona. Paidotribo, 2004

SALTER R.B. - Trastornos y lesiones del sistema músculo esquelético. Barcelona, Ed. Salvat 1971

SALTHOUSE R. Photographic recording of the plantar pressure points and indentation in footwear. J Audiov Media Med. 2000 23: 119-123.

SANCHEZ-LACUESTA J. Biomecánica de la marcha humana normal. En: Sánchez-Lacuesta J, Prat J, Hoyos J, Viosca, Soler-García C, Comín M el al, editores. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia: Generalitat Valenciana; 1993

SÁNCHEZ LACUESTA J Y COLABORADORES. - Miembro inferior y marcha humana. Valencia Ed. Ibv Instituto de Biomecánica de Valencia 1.994

SAN GIL SORBET A., GÓMEZ PELLICO L., FORRIOL CAMPOS Y COL. Análisis dinámico de la marcha: Estudio de la influencia del calzado en los centros de presión sobre la huella plantar. Barcelona Revista. El Peu Col·legi de Podòlegs Págs. 156-162 N° 60 gener-febren-març, 1996

SAN GIL SORBET A, FORRIOL CAMPOS F, GOMEZ PELLICO L. Análisis de la distribución de los centros de presión sobre la huella plantar. Revista de Medicina y Cirugía del Pie 1989;

SCRANTON PE JR, MCDERMOTT JE. Pathologic anatomic variations in subtalar anatomy. Foot Ankle Int. 1997 Aug;18(8):471-6.

SEIBEL MICHAEL O. Función del pie. Texto programado. Ortocen editore S.A España 1994

SEIDEL. H., BALL. J., DAINS J. Y COL. - Exploración física. 2ª Edición. Barcelona. Mosby/Doyma 1996

SPOLEK G. A.; LIPPERT F.G. - Instrumented shoe as portable force measuring device. Journal of biomechanics, vol. 9, nº 12. Pág. 779-785 1976

TABUENCA, A; DOMINGO J; LÓPEZ JE; PÉREZ GARCÍA; ORRITE; CALVO, A; MARTÍNEZ VILLA, J: Estudio de la cara y apoyo metatarsal mediante podoscopio electrónico. Rev Med Cir Pie, X1996

TACHDJIAN MO. - Ortopedia clínica pediátrica. Diagnóstico y tratamiento. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 1999.

TARDÁGUILLA. DEL CURA Monografía Seran. Radiología ortopédica y radiología dental: una guía práctica. Ed. Panamericana, 2005.

TIXA S. - Atlas de anatomía palpatoria de la extremidad inferior. Investigación manual de superficie. Barcelona Masson, 2001.

TOMOKAZU HATTORI. Body up-down acceleration in kinematic gait análisis in comparison with the vertical ground reaction force. Bio-Medical Materials and Engineering 8 (1998) 145-154.

VERA P. HOYOS, J. NIETO . - Biomecánica del aparato locomotor. fundamentos. Estudio de los movimientos humanos. Valencia Instituto de Biomecánica de Valencia 1985

VERA P., RAMIRO J., HOLLOS J.V. - El calzado para carrera urbana, criterios biomecánicos de diseño. Capítulo de las bases fisiológicas y biomecánicas del aparato locomotor. Valencia. Editado por el Instituto de Biomecánica de Valencia. 1.990

VERLEYSSEN JULES. - Compendio de podología. Madrid Ed. Paraninfo 1977

VICENÇ BORDES GONÇAL Los Homínido Humanos Introducción y principios generales <http://club.telepolis.com/gvb/hominidos.htm>

VILADOT PERICE A, VILADOT VOEGELI A. La marcha humana. Revista Ortopédica de Traumatología 1990

VILADOT VOEGELI A. - Lecciones básicas del aparato locomotor. Barcelona Springer, 2004

VILADOT A., y Col. - Quince lecciones del pie. Barcelona Editorial Masson 1.989

VILADOT A ET AL. Quince lecciones sobre patología del pie. 2ª Ed. Barcelona: Springer-Verlag Ibérica; 2000.

VILADOT PERICE R., COHÍ RIAMBAU O, CLAVELL PALOMA S. - Ortesis y prótesis del aparato locomotor. Columna Vertebral. Barcelona Editorial Masson 1994

VILADOT R., COHI O., CLAVELL S. - Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1. Extremidad inferior. Barcelona Masson 1.994

VILADOT, A. - Patología del antepié. Barcelona. 4a ed. Springer, 2001

VILLANI C. PIGNATA A. FORMICA A TUCCI G. NERI M. Valutazioe funzionale del piede cavo con baropodometria electrónica computarizzata. Progr. Med. Chir Piede. 1994;4:85-95

WATANABE H, SHIMADAA Y, SATO K, ET AL. Gait Análisis before or after varus osteotomy of the fémur for hip osteoarthritis. Bio-Medical Materials and Engineering 8 (1998) 177-186.

WEIR J. - Atlas de Anatomía Humana. Madrid Ed Mosby 2005

WERSSELLS N K.. - Vertebrados estructura y función . Selecciones de Scientific American. Traducido por: García Álvarez F. Madrid. Ediciones H. Blume Páginas 52-62 1.974

WIENER NORBERT. - Cibernética o el control y comunicación en animales y maquinas. Barcelona Tusquet editores 1.985

WOODBURN, J; HELLIWELL, P S: "Observations on the F-Scan in shoe pressure measuring system". Clin Bioinech, 1996; 11, 5: 301-304.

WOODLE AS. The PEL-38 Electronic Podometer for static and dynamic analysis of foot biomechanics. Clin Podiatr Med Surg 1993; 10, 3: 417-429.

YOSHITAKA TANAKA. Gait Analylisis of patients with osteoarthritis of the hip and the those with total hip arthroplasty. Bio-Medical Materials and Engineering 8 (1998) 187-196.

YOUNG, CH "THE F - Scan System of foot presure analysis". Clin Podiatr Med Surg, 1993; 10, 3: 455- 461.

YOUNG J.Z. - La Vida de los vertebrados. Barcelona Ediciones Omega 1.980 Páginas 509-532

ARTICULOS DEL TEMARIO DE PODOLOGÍA

PAU GOLANO Articulaciones de los huesos del tarso Grupo de estudio tobillo y pie.

PAU GOLANO Aparato extensor de los dedos trifalángicos Grupo de estudio tobillo y pie.

PAU GOLANO The antomy of the navicular and periarticular structures

PAU GOLANO Esquelético del pie Grupo de estudio tobillo y pie.

PAU GOLANO Hueso astrágalo / Os Talus Grupo de estudio tobillo y pie.

PAU GOLANO Introducción a la anatomía Grupo de estudio tobillo y pie.

PAU GOLANO Miología. Generalidades Grupo de estudio tobillo y pie.

MORGENSTERN R. PARREÑO JL. Aplicaciones informáticas en la biomecánica clínica

AGUADO JODAR, X. ALEGRE DURÁN, L. Presiones plantares en la marcha. Prácticas de Biomecánica de las técnicas deportivas. Universidad Castilla la Mancha

AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEO. Intoing.

BOJSEN-MOLLER calcsneocuboid Joint and satability of the longitudinal arch of the foot at high and gear push off. J Anat 1979 Aug. 129 (pt 1): 165-76

BORDES GONÇAL V. - La Vellea Verda Los homínidos
<http://homens.iespana.es/indexevol.htm>

CENTRO MÉDICO DE DARTMOUTH – HITCHCOCK. Intoing.

CHILDRENS HOSPITAL BOSTON. Anormalidades del paso.

COLLADO VÁZQUEZ S. Plataformas Dinamométricas. Aplicaciones. Universidad de Alfonso X el Sabio

FAMYLI MEDICAL CARE. Intoing

GONZÁLEZ DE LA RUBIA HEREDIA A. Biomecánica Corriculari Aepode

GONZÁLEZ DE LA RUBIA HEREDIA A. Dime como pisas

JIMÉNEZ LEAL, R. Estudio articular del miembro inferior durante el ciclo de la marcha.

KELVIN, J ROY. Forefoot Supinatus. Journal of the American Podiatric Medical Association.

MORGAN STANLEY. Deformidades rotatorias. Children's Hospital of NewYork-presbyterian.

PÉREZ J.M. Medición de la presión plantar durante la marcha. Aplicación del sistema electrónico portátil PDM 2 en medicina pericial y forense.

PÉREZ GARCÍA Y COLABORADORES. Contribución a la Baropodometría Electrónica.

POMONA.N.Y Baropodometría Computerizzata.

SARRE FRANÇOIS D. - La teoría de la bipedación inicial. Nice C.E.R.B.I. à, le 29 Novembre 2001 http://www.ldi5.com/e/paleo/e_bi.php

SARRE. FRANÇOIS D - "L'Homme a-t-il été le contemporain des dinosaures ?", (¿ Ha sido el hombre el contemporáneo de los dinosaurios ?) , Tau Ceti N° 49. http://www.ldi5.com/e/paleo/e_prints2.php

STEPHEN SUNDBERG, M. D. Intoeing y outteing: preocupaciones de la niñez.