



UNIVERSIDAD DE GRANADA
DEPARTAMENTO DE ENFERMERÍA

TESIS DOCTORAL

***“INFLUENCIA DE LA CIRUGÍA
PERCUTÁNEA EN HALLUX VALGUS SOBRE
LAS PRESIONES PLANTARES EN DINÁMICA”***

DIRECTOR:

DR. DON RAFAEL GUISADO BARRILAO

VICTOR UROZ ALONSO

GRANADA 2008

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: Víctor Uroz Alonso
D.L.: GR. 2830-2008
ISBN: 978-84-691-8354-0



UNIVERSIDAD DE GRANADA
ESCUELA UNIVERSITARIA DE CIENCIAS DE LA SALUD
DEPARTAMENTO DE ENFERMERÍA

***“INFLUENCIA DE LA CIRUGÍA
PERCUTÁNEA EN HALLUX VALGUS SOBRE
LAS PRESIONES PLANTARES EN DINÁMICA”***

Tesis presentada por D. Víctor Uroz Alonso, para optar al grado de Doctor en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte por la Universidad de Granada y dirigida por el Dr. D. Rafael Guisado Barrilao.

Granada a diez de Octubre de Dos mil ocho

El Director

El Doctorando

Dr. D Rafael Guisado Barrilao

D. Víctor Uroz Alonso



Dpto. de Enfermería

Dr. D. Rafael Guisado Barrilao, Catedrático de Escuela Universitaria adscrito al departamento de Enfermería de la Universidad de Granada,

HACE CONSTAR:

Que D. Víctor Uroz Alonso, ha realizado bajo su dirección y coordinación, la tesis titulada: **“Influencia de la cirugía percutánea en Hallux Valgus, sobre la distribución de presiones plantares en dinámica”**, para optar al grado de Doctor en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte por la Universidad de Granada, y que dicho trabajo reúne las condiciones necesarias para ser sometido a la lectura y discusión ante el tribunal.

Granada a uno de Octubre de Dos mil ocho.

El director,

Dr. D. Rafael Guisado Barrilao

*A mis padres,
por la educación y el amor
que he recibido de ellos
desde niño. Gracias por
haber creído siempre en mí.*

*A mis abuelos Paco y Antonio
y a mis abuelas Maria Luisa,
Encarna y Dolores.*

Y a ti, Gloria

AGRADECIMIENTOS.

Mi más sincero y eterno agradecimiento al Dr. D. Rafael Guisado Barrilao, ejemplo como docente y como persona, sin el cual hubiera sido imposible realizar este trabajo. Gracias por tus buenos consejos, por tu ayuda y por la confianza que has depositado siempre en mí.

A la Dra. Dña Lucía Martín Romero, por haberme facilitado el acceso a sus pacientes, de manera totalmente desinteresada. Gracias Lucia, por el cariño y la gran profesionalidad que atesoras.

A mi hermano Antonio, con el que he compartido estos años los sacrificios en nuestra formación y en nuestra nueva andadura profesional.

A la “Fundación Hospital Clínico”, del Hospital Universitario San Cecilio de Granada, en el que además desempeño mi labor como Enfermero desde hace catorce años, por haberme facilitado desde el principio la realización de esta Tesis Doctoral.

A los Departamentos de Enfermería y Fisioterapia de la Universidad de Granada, por haberme dotado de los recursos materiales necesarios para la realización de esta tesis, y en especial para los profesores D. Bernabé Esteban Moreno y D. Antonio Manuel Fernández Pérez del departamento de Fisioterapia.

ÍNDICE.

ÍNDICE:

1. INTRODUCCIÓN.

1.1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.	12
1.2. JUSTIFICACIÓN.	13

2. MARCO TEÓRICO.

2.1.- EL PIE.	16
2.2.- EL PIÉ COMO ESTRUCTURA.	18
2.3.- EL PIE ÓSEO.	19
2.4.- ARTROLOGÍA DE PIE Y TOBILLO.	21
2.5.- BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA.	30
2.6. HALLUX VALGUS: PATOLOGÍA Y BIOMECÁNICA.	77
2.7.- METATARSALGIAS.	97
2.8.- CIRUGÍA PERCUTANEA DEL PIE.	99

3.- OBJETIVOS E HIPÓTESIS.

3.1.- OBJETIVOS.	110
3.2.- HIPÓTESIS.	111

4.- MATERIAL Y MÉTODOS.

4.1.- TIPO DE DISEÑO.	114
4.2.- VARIABLES DEL ESTUDIO.	115
4.3.- CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA.	117
4.4.- SELECCIÓN DE LOS INDIVIDUOS DE LA MUESTRA.	118
4.5. CRITERIOS DE INCLUSIÓN EN LOS DISTINTOS GRUPOS DEL ESTUDIO.	119
4.6.- INSTRUMENTOS DE MEDIDA.	120
4.7.- ANÁLISIS ESTADÍSTICO.	130

5.- RESULTADOS.

5.1.- DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA.	132
5.2. ANÁLISIS DE LA VARIABLE PICO MÁXIMO DE PRESIÓN PLANTAR.	136
5.3.- ANÁLISIS DE LA VARIABLE ÁNGULO HALLUX VALGUS.	156
5.4.- ANÁLISIS DE LA VARIABLE “SATISFACCIÓN DEL PACIENTE”.	164

6.- DISCUSIÓN.

6.1.- EDAD Y SEXO.	172
6.2. PRESIONES PLANTARES EN DINÁMICA ANTES DE LA CIRUGÍA.	173
6.3. PRESIONES PLANTARES EN DINÁMICA DESPUÉS DE LA CIRUGÍA.	176
6.4.- CORRECCIÓN DEL ANGULO HAV.	184
6.5.- RELACIÓN DEL ANGULO HAV CON LA EDAD.	186
6.6.- NIVEL DE SATISFACCIÓN DEL PACIENTE CON HAV ANTES Y DESPUÉS DE LA CIRUGÍA.	187

7.- CONCLUSIONES.

8.- BIBLIOGRAFÍA.

9.- ANEXOS.

9.1.- ANEXO I. PETICIÓN AL COMITÉ DE ÉTICA.	202
9.2. ANEXO II. CONSENTIMIENTO INFORMADO.	205
9.3. ANEXO III. ABREVIATURAS.	208

1.- INTRODUCCIÓN.

1.- INTRODUCCIÓN.

1.1.- PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.

El empleo de nuevas tecnologías tiene una gran importancia en el estudio del movimiento, tanto en sujetos normales como en personas que sufran diversas patologías o traumatismos y sus capacidades motrices se vean modificadas.

La introducción de técnicas cada vez más sofisticadas y el diseño de programas informáticos que permiten el análisis de los datos obtenidos ha significado un gran progreso en el estudio de la deambulación y ha hecho posible llevar a cabo investigaciones muy precisas sobre cada una de las fases del ciclo de la marcha, tanto en sujetos sanos como en personas con distintas patologías o lesiones (*Collado S, 2002*).

La marcha humana es una actividad compleja, que requiere de un balance estricto, donde toda la extremidad inferior actúa de manera conjunta para realizar el movimiento y donde el pie es la única parte que actúa sobre el suelo. Por lo tanto, la posibilidad de estudiar sus repercusiones en las presiones plantares abre un nuevo enfoque para el clínico. La baropodometría puede ser utilizada como una herramienta diagnóstica, terapéutica, para estudios biomecánicos de la marcha (científicas) y junto con la elaboración de plantillas podemos dar tratamiento o prevenir lesiones. Permite un seguimiento y monitoreo preciso de la evolución de la patología. Es un método que es repetible, cuantificable, objetivo y confiable. Cada día se desarrollan nuevos proyectos de investigación, utilizando esta tecnología, asociando los efectos a las causas. Es, sin duda, una herramienta más al alcance del especialista del pie. No suple a la valoración clínica, la complementa y permite una mejor atención a los problemas de los pacientes.

El HAV es una patología que afecta al primer segmento metatarso – digital, desviándose el primer dedo en abducción y el metatarsiano en adducción, existiendo en su formación, una serie de factores extrínsecos (calzado, sexo, enfermedades sistémicas...). Así mismo, para esta y otras patologías del antepié se viene desarrollando con mayor frecuencia en los hospitales, la cirugía percutánea caracterizada por la utilización de técnicas mini invasivas o percutáneas que resuelven o minimizan algunos

de los problemas planteados con la cirugía abierta, disminuyendo las posibles complicaciones y mejorando y acortando los procesos de recuperación postquirúrgicos (De Prado y cols, 2005).

1.2. JUSTIFICACIÓN.

Nuestro trabajo se justifica, debido a que consideramos que supone una buena oportunidad de poder relacionar la biomecánica de la marcha humana con la cirugía percutánea del Hallux Valgus, para de esta manera comparar nuestros resultados obtenidos con cirugía abierta, con los ya existentes sobre cirugía cerrada, en referencia a las variables presiones plantares y satisfacción del paciente tras la intervención quirúrgica (IQ). De igual modo, nuestro estudio, también se justifica por la escasísima bibliografía encontrada que haga referencia a la medición de las variables descritas anteriormente tras la realización de cirugía abierta.

Así mismo, encontramos positivo, que nuestro principal método de medición (Plantillas sensorizadas), tenga las características de no ser invasivo ni cruento para el sujeto, objeto de estudio.

2.- MARCO TEÓRICO.

2. MARCO TEÓRICO.

2.1.- EL PIE.

Se puede definir al pie como: “Una estructura tridimensional variable, esencial para la posición bípeda humana, base del servomecanismo antigraavitatorio y pieza fundamental para la marcha humana” (*Viladot A, 2007*).

2.1.1.- Estructura tridimensional:

El pie tiene una morfología especial formada esencialmente por la bóveda plantar (pie estático) complementada por el triángulo anterior, compuesto por el apoyo metatarsiano y los dedos (pie dinámico). Al ser una estructura tridimensional abovedada, contiene en su interior varias figuras bidimensionales, como pueden ser los arcos del pie que clásicamente se diferencian en longitudinales y transversales. En conjunto, la estructura del pie actúa como si fuera un gran amortiguador que absorbe las potentes fuerzas intrínsecas y extrínsecas que se dan en la posición bipodal durante la marcha, la carrera y el salto. Otra característica del pie es su adaptabilidad. Pensemos que fue creado, no para transitar sobre superficies lisas, sino para moverse por terrenos irregulares. En este sentido el pie puede acomodarse a todas las desviaciones y a los diversos tipos de pisos.

2.1.2.- Esencial para la posición bípeda:

En el proceso de evolución humana se ve el largo camino que tuvo que recorrer la especie hasta llegar al hombre inteligente; pues bien, la fase previa de ésta es precisamente el Homo Erectus. Primero el hombre empezó a confeccionar instrumentos “*Homo Hábilis*”; después se puso en pie, y finalmente empezó a pensar.

“Toda la metamorfosis hominizante se concreta en una cuestión de mejor cerebro. Si el ser del cual emergió el hombre no hubiera sido bípedo, sus manos no se hubieran encontrado libres para descargar las mandíbulas de su función prensil y como consecuencia el tupido haz de músculos maxilares que aprisionaban el cráneo no se

hubiera relajado. Gracias al bipedismo que liberó las manos, el cerebro pudo crecer”
(*Chardin T, 1964*).

2.1.3.- Base del servomecanismo antigravitatorio:

Desde el punto de vista biomecánico, tres elementos de nuestro aparato locomotor son necesarios para el mantenimiento de la postura erecta: las curvaturas vertebrales, la pelvis y glúteos y especialmente el pié.

El mantenimiento de la postura humana es un mecanismo cibernético antigravitatorio que impide que durante el largo tiempo que permanecemos en pie nos caigamos. Este mecanismo posee unas puertas de entrada extrínsecas que nos suministran información del exterior, como son la visión y los órganos de orientación y equilibrio del oído interno. Y unos receptores intrínsecos, como la propioceptividad, que nos informan de la posición y del estado de reposo o movimiento de nuestros músculos y articulaciones. El pie es pieza fundamental en este mecanismo que nos suministra una información exterior mediante la sensibilidad plantar y una propioceptiva según la situación de las articulaciones.

2.1.4.- Pieza fundamental para la marcha humana:

La marcha bipodal es la forma mas característica de desplazamiento del ser humano. El primer libro importante publicado sobre el tema fue obra del hijo de un soldado Español de la corte de Carlos III, desplazado en Nápoles (*Borelli GA, 1970*). Su magnífica obra *De motu animallium*, enriquecida con extraordinarias ilustraciones, tiene hoy plena vigencia.

2.2.- EL PIÉ COMO ESTRUCTURA.

El conjunto mecánico al cual llamamos pie, está estructurado para efectuar sin dolor una serie de actividades físicas cuyos fundamentos son la carga del peso y la marcha.

La arquitectura normal del pie y del tobillo es la condición necesaria para el apoyo correcto durante el ortostatismo y la marcha. La correlación entre la deformidad y la disfunción son muy estrechas, siendo frecuente la asociación de distintas deformidades en un mismo individuo.

La aparición del dolor se debe a las alteraciones de la estática relacionadas con el uso de calzado inadecuado y la debilidad de la musculatura intrínseca, e incluso a la sobrecarga de los pies biomecánicamente deficientes (*Viladot, 2002*). Según afirma este autor la bóveda plantar es un elemento arquitectónico semiesférico (fig. 1), capaz de distribuir las cargas que recibe en todas las direcciones; hace apoyo posterior a través del calcáneo, permitiendo así la estación bípeda de la marcha. El calcáneo forma respecto al plano frontal un ángulo entre 5° y 15° y un desvío interno respecto al plano sagital con ángulo de 45° . La alteración del ángulo frontal conlleva una deformidad en pronación o supinación. El mantenimiento del ángulo frontal se debe al maléolo peroneo, el sustentaculum tali, ligamento deltoideo, ligamento astrágalo-calcáneo de la articulación subastragalina, tendón del tibial posterior y flexores común y propio del primer dedo.

La alteración de la rotación normal de la tibia lleva a una dislocación posterior del maléolo peroneo (calcáneo valgo). El mantenimiento del ángulo sagital se debe al ligamento interóseo subastragalino y al sistema calcáneo-aquíleo plantar (tendón del tríceps sural, epífisis posterior del calcáneo, tendón del flexor corto y abductor del primer dedo). La integridad de este sistema desempeña varios papeles fisiológicos:

- 1.- Recibe el peso del cuerpo.
- 2.- Amortigua los impactos del pie durante la deambulación.
- 3.- Participa de la adaptación del pie al suelo.
- 4.- Constituye las palancas del empuje en la marcha (*Bienfait, 1989*).

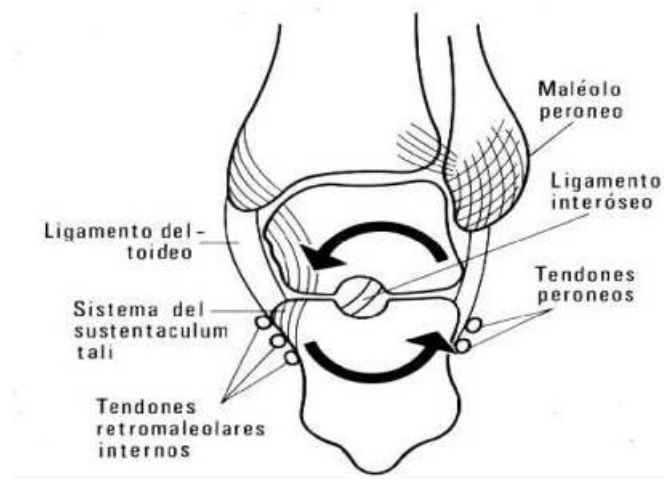


Figura 1. Mantenimiento de la posición del calcáneo y del astrágalo. Vista frontal (*Viladot, 2002*).

2.3.- EL PIE ÓSEO.

El pie tiene 26 huesos, a los que se añaden una cantidad variable de huesos sesamoideos y accesorios. Unidos entre sí por medio de ligamentos constituirán articulaciones variables en su configuración y grados de movilidad. Son 14 las piezas óseas que constituyen los dedos, y 3 de ellas, denominadas 1ª, 2ª y 3ª falanges, contribuyen a la construcción de los cuatro dedos laterales. El dedo gordo o Hallux consta únicamente de dos falanges. De los 12 huesos restantes, 7 constituyen el tarso y 5 el metatarso (*Michaud TC, 1993*).

* El tarso lo forman:

- El astrágalo.
- El calcáneo.
- El escafoides.
- El cuboides.
- Las tres cuñas.

* El metatarso lo forman:

- 5 huesos largos, denominados metatarsianos que se designan con los números ordinales, del primero al quinto considerados de medial a lateral. El pie, desde una visión superior en el plano horizontal, aparece con sus elementos óseos posteriores agrupados en dos columnas superpuestas formadas por el astrágalo y el calcáneo. De ellas emergen dos hileras óseas contiguas, que divergen progresivamente en sentido ventral: una interna formada de atrás hacia delante por el astrágalo, el escafoides, las 3 cuñas y los 3 primeros metatarsianos; otra externa, formada por el calcáneo, el cuboide por el calcáneo el cuboide y los dos últimos metatarsianos. Estas dos hileras se sitúan una al lado de otra en la porción media y anterior del pie (pie astragalino y pie calcáneo), y superpuestas, como se ha dicho anteriormente, en la posterior.

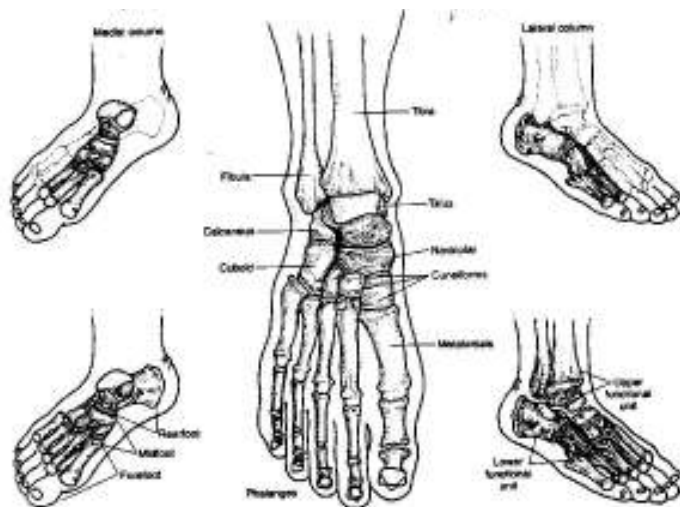


Figura 2. Anatomía ósea.

Solamente un hueso del pié (el astrágalo) se articula con los huesos de la pierna, hecho, que unido a la disposición descrita, explica que la cara inferior del pie, no sea plana, sino cóncava de delante hacia atrás. Asimismo los metatarsianos y cuñas tampoco forman un apoyo plano en sentido transversal, sino cóncavo. Esta concavidad que presenta el pie en ambos sentidos es la llamada “bóveda plantar”.



Figura 3. Visión medial del pie donde se aprecia la bóveda o arco plantar.

2.4.- ARTROLOGÍA DE PIE Y TOBILLO.

La disposición que presentan los huesos del pie muestra que el astrágalo está situado entre los huesos de la pierna y los del pie, y como consecuencia, interviene de una forma decisiva en los movimientos de éste, mediante una articulación compleja que se denomina articulación del tobillo o tibio-peroneo-astragalina (TPA). En ella coexisten 2 articulaciones: una supraastragalina, mediante la cual el astrágalo se articula con los huesos de la pierna, y otra subastragalina, mediante la cual se articula con los restantes huesos del tarso.

Existen otras articulaciones entre los restantes huesos del pie cuya intervención en los movimientos de éste es muy escasa, desempeñando en cambio un papel muy importante en sus mecanismos de resistencia y elasticidad.

Por último, la bóveda plantar se basa en la existencia de una infraestructura o armazón óseo “en mosaico”, agrupado en una serie de unidades funcionales articulares o *complejo articular periastragalino*. Dicho complejo lo forman las articulaciones tibio-peroneo-astragalina, subastragalina y mediotarsiana (Llanos M y cols, 2007).

2.4.1.- Planos y ejes de movimiento del pié:

La mayoría de las articulaciones del miembro inferior *teóricamente simulan* su movimiento en torno a un eje de movimiento, el cual es perpendicular al plano de movimiento sobre el que permite movimiento.

2.4.1.1.- Definición de eje:

- Línea alrededor de la cual tiene lugar el movimiento de un objeto.
- La línea es la intersección de 2 planos establecida por un punto.
- Cuando un objeto se mueve sobre un plano, es que lo hace alrededor del eje que resulta de la intersección de los otros dos planos (*Michaud TC, 1993*).

2.4.1.2.- Planos y movimientos del pie:

* Movimientos en el plano sagital: Estos movimientos se realizan sobre el eje de la intersección de los planos frontal y transversal.

- Eje transversal o latero-lateral.
- Movimientos de *Flexión dorsal* y *Flexión plantar*.

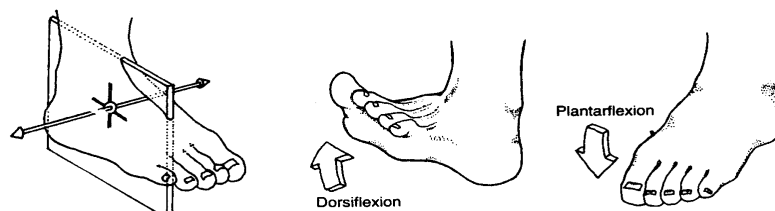


Figura 4. Plano Sagital.

* Movimientos en el plano frontal: Estos movimientos se realizan sobre el eje de la intersección de los planos sagital y transverso.

- Eje Antero-Posterior.
- Movimiento de Abducción - Adducción.

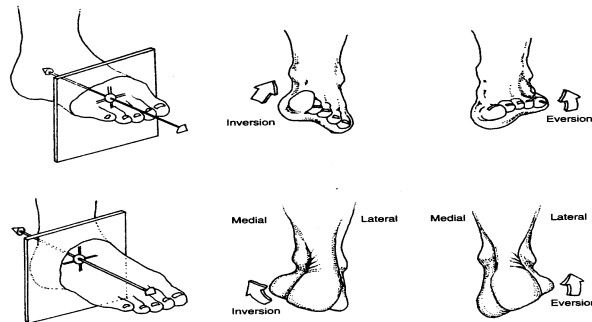


Figura 5. Plano Frontal.

* Movimientos en el plano transverso: Estos movimientos se realizan sobre el eje de intersección de los planos frontal y sagital.

- El eje se llama sagital o vertical.
- Movimiento de Rotación interna - Rotación externa.

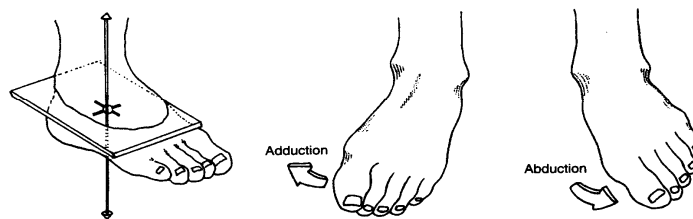


Figura 6. Plano transverso.

Una vez definidos los distintos ejes de movimiento del pie, pasamos a definir las articulaciones existentes en el mismo (*Michaud TC, 1993*):

2.4.2.- Articulación del tobillo (TPA):

La articulación tibioperoneoastragalina de la garganta del pie o del tobillo comprende una trocleartrosis y una sindesmosis. La articulación del tobillo, también talocrural, está formada por la tróclea astragalina y la región distal de la tibia y el peroné:

- Un único eje de movimiento.
- Movimiento Uniplanar.
- Movimientos de Flexión Dorsal y Flexión Plantar.



Figura 7. Visión radiológica posterior de la articulación del tobillo, donde se aprecia la mortaja que tibia y peroné establecen con el astrágalo.

2.4.3.- Articulación subastragalina:

Constituida por la unión entre astrágalo y calcáneo. Es una articulación de tipo trocoide. Al superponerse el astrágalo sobre el calcáneo se enfrentan entre sí las ranuras astragalina y calcánea, quedando así constituido el seno del tarso que separa ambas cámaras articulares.



Figura 8. Visión dorsal de la articulación subastragalina en la que astrágalo y calcáneo encajan y se hallan unidos por el ligamento interóseo situado en el seno del tarso.

- Un único eje de movimiento (Eje de Henke).
- Movimiento Triplanar.
- Movimientos de:
 - Eversión (Abducción + F. Plantar + Pronación) e
 - Inversión (Adducción + F. Dorsal + Supinación).



Figura 9. Movimientos de inversión y eversión realizados por la Articulación Subastragalina en Cadena Cinética Abierta.

2.4.4.- Articulación Mediotarsiana o de Chopart:

Término mas quirúrgico que morfológico, define la interlinea articular formada por la doble unión que constituyen las articulaciones de los huesos de la primera fila del tarso con los de la segunda. Formada por las articulaciones:

- Astragaloescafoidea.
- Calcaneocuboidea.



Figura 10. Disección que muestra las carillas articulares de la articulación de Chopart.

* Dos ejes de movimiento (oblicuo y longitudinal).

- Movimientos sobre el eje oblicuo:

- Flexión dorsal + Abd.
- Flexión plantar + Add.

- Movimientos sobre el eje longitudinal:

- Pronación.
- Supinación

2.4.5.- Articulación Tarsometatarsiana o de Lisfranc:

Es la que se establece entre la extremidad proximal de los metatarsianos y la distal del tarso, es decir con el cuboides y las tres cuñas. El primer metatarsiano se articula con la primera cuña.

El segundo metatarsiano se introduce entre los huesos del tarso, de manera que se articula proximalmente con la segunda cuña y lateralmente con la primera y tercera cuñas.

El tercer metatarsiano se articula también con la tercera cuña. Los metatarsianos cuarto y quinto se articulan con el cuboides. De esta manera existe entre el tarso y el metatarso un auténtico engranamiento.



Figura 11. Obsérvese la línea que separa los metatarsianos del tarso posterior. A la derecha, la disposición anatómica de las tres cuñas.

2.4.6.- Articulaciones Metatarsofalángicas:

Representa la unión entre las cabezas de los metatarsianos y sus respectivas falanges proximales. Cada una de estas articulaciones presenta dos ejes separados y distintos de movimiento que permiten movimientos puros:

- En el plano sagital (FD/FP)
- En el plano transverso (ABD/ADD).

Es decir:

- El movimiento es puro en un eje.
- Es un movimiento uniplanar (monoplanar) en dos planos diferentes pues hay 2 ejes.
- Los movimientos son en todos los planos excepto en el plano frontal (no hay Inversión/Eversión, o no prona ni supina). Si aparece este movimiento es patológico, como en el Hallux Valgus. En el Hallux valgus, los sesamoideos se luxan, los ligamentos mediales se distienden y los laterales se acortan. Mientras tengamos ligamentos no se permiten movimientos en plano frontal.

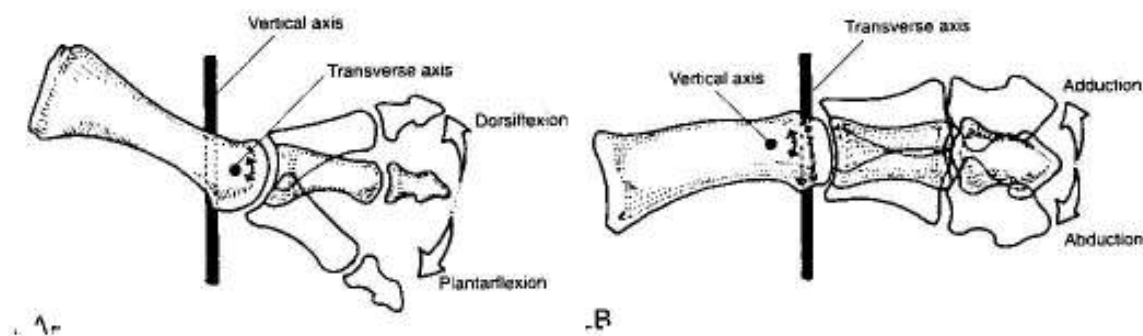


Figura 12. Los ejes de la articulación metatarsofalángica. (A) La visión lateral muestra el movimiento en el plano sagital sobre un eje transverso. (B) La visión dorsal muestra el movimiento en el plano transverso sobre un eje vertical.

Debido a la localización de estos ejes, no es posible el movimiento en el plano frontal, y cualquier intento en supinar o pronar un dedo normal puede conducir a la subluxación de la articulación metatarsofalángica. Además, aunque el movimiento de la articulación metatarsofalángica es extremadamente importante para la locomoción normal, el rango de movimiento en el plano transverso es relativamente pequeño y sin significado funcional durante la marcha. Además, en relación al movimiento en el plano transverso de la articulación metatarsofalángica, históricamente había sido mucho más controvertido el empleo de terminología diferenciando abducción de adducción.

Por ejemplo, los anatomistas pioneros responsables de nombrar los músculos se refieren a la abducción de la articulación metatarsofalángica como el movimiento de un dedo en dirección contraria a una línea axial de referencia que discurre distalmente a través del segundo metatarsiano y la adducción representa el movimiento de aproximación a esa línea. Contrariamente a esto la literatura ortopédica y podiátrica más reciente se refiere a la abducción como el movimiento de un dedo alejándose del plano sagital del cuerpo, y la adducción como la aproximación del dedo a este plano. De acuerdo con la literatura más frecuente en este libro nos referiremos a los movimientos de la articulación metatarsofalángica en relación al plano sagital del cuerpo.

2.4.7.- Articulaciones Interfalángicas:

Cada una de las articulaciones interfalángicas poseen un eje de movimiento transversal que permite movimientos puros en el plano sagital.

La articulación interfalángica del primer dedo es una charnela, en la que la superficie troclear de la cabeza de la falange proximal se articula con superficies recíprocamente curvas en la base de la falange distal. La cápsula articular es delgada por su zona dorsal, donde recibe el refuerzo del tendón del extensor propio del primer dedo. La superficie plantar de la cápsula es una placa fibrosa engrosada, como los ligamentos plantares metatarsofalángicos, y se suele denominar ligamento interfalángico plantar (*Soames RW, 1998*). Los ligamentos colaterales interfalángicos discurren desde los tubérculos medial y lateral de la cabeza de la falange proximal hasta la base de la falange distal.

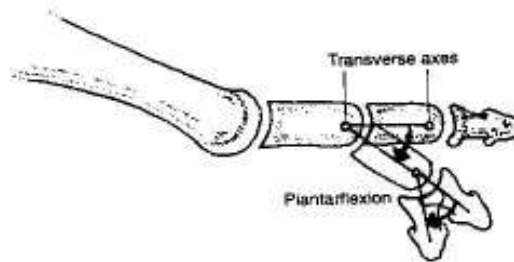


Figura 13. Visión lateral de la articulación, mostrándose movimientos puros en el plano sagital sobre un eje transversal de la articulación interfalángica

2.5.- BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA.

2.5.1.- Introducción:

El empleo de nuevas tecnologías tiene una gran importancia en el estudio del movimiento, tanto en sujetos normales como en personas que sufran diversas patologías o traumatismos y sus capacidades motrices se vean modificadas.

El estudio de la marcha ha interesado desde tiempos remotos y los métodos para su evaluación han avanzado mucho, se han perfeccionado y simplificado las técnicas para su análisis y se han desarrollado nuevos métodos (análisis tridimensional mediante filmación con cámara de vídeo, estudio de las fuerzas con plataformas dinamométricas y plantillas instrumentadas, electromiografía para conocer la acción muscular durante las distintas fases del ciclo de la marcha o espirometría para calcular el gasto de energía) que permiten valorar los distintos parámetros de la marcha de forma objetiva y eficaz, apreciar los factores que pueden modificarla, diagnosticar alteraciones del patrón de marcha en diversas patologías y lesiones traumáticas, y realizar un control y seguimiento de pacientes para observar la evolución de los mismos, valorar la efectividad del tratamiento, recuperación tras una intervención quirúrgica, necesidad de ayudas técnicas, etc. (*Sánchez – Lacuesta J, 1993*).

2.5.2.- Concepto de marcha:

La marcha es el resultado de una sucesión de pasos (*Viladot A, 2002*), siendo el paso el conjunto de fenómenos que se producen entre el apoyo de un talón y el apoyo sucesivo del talón contralateral, mientras que el ciclo de la marcha es el conjunto de acciones realizadas y fenómenos producidos desde el contacto del talón con el suelo hasta el siguiente contacto del mismo talón con dicho plano de apoyo (*San Gil MA, 1991*).

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano en posición erguida se mueve hacia delante y su peso es soportado alternativamente por ambas piernas. El ser humano necesita conseguir una postura estable en bipedestación

antes de iniciar la marcha. En la posición bípeda la estabilidad mecánica se basa en el soporte músculo esquelético que se mantiene gracias a los reflejos posturales y a la integración de los estímulos aferentes visuales, vestibulares y propioceptivos. Las respuestas posturales son contracciones sinérgicas y coordinadas de los músculos del tronco y de las extremidades que corrigen y controlan el balanceo corporal y permiten el mantenimiento de la postura vertical del cuerpo.

Conseguido este equilibrio puede iniciarse la locomoción o capacidad para mantener un paso rítmico y estable (*Lasserson D, 1998*). Mientras el cuerpo se desplaza sobre la pierna de soporte, la otra pierna se balancea hacia delante como preparación para el apoyo siguiente. Uno de los pies se encuentra siempre sobre el suelo y en el período de transferencia del peso del cuerpo de la pierna retrasada a la adelantada existe un breve intervalo de tiempo durante el cual ambos pies descansan sobre el suelo; es el período de doble apoyo (*Núñez Samper M et al, 2007*).

El pie es un elemento fundamental para la comprensión de los mecanismos del paso. Por su localización está destinado a recibir toda la carga del cuerpo. Sirve de soporte al peso corporal durante el apoyo estático o en la fase de apoyo de la marcha. No se trata únicamente de una plataforma de apoyo estable y sólida, sino que también se adapta a la forma y relieve de la superficie. Cuando se aumenta la velocidad de la marcha los períodos de apoyo bipodal se van reduciendo y al correr son reemplazados por breves intervalos de tiempo en los que los dos pies se encuentran en el aire (Fase de oscilación). (*Núñez Samper M y cols, 2007*).

El sujeto cuando camina se desplaza de un punto a otro y durante esta acción el cuerpo puede asimilarse a una masa sometida a traslaciones que imprimen los miembros inferiores y que sufre la acción de la gravedad, la inercia y la aceleración. Durante el desplazamiento han de vencerse resistencias y esto ocasiona un gasto de energía (*Plas F, 1996*).

2.5.3.- Historia de los procedimientos de análisis de la marcha:

Las técnicas de análisis de la marcha han experimentado un gran avance, sobre todo en el último siglo y principalmente desde la introducción de sistemas de análisis informático que han proporcionado grandes mejoras en el estudio del movimiento y de la marcha pues ofrecen datos gráficos y numéricos objetivos sobre aspectos cinéticos y cinemáticos de la marcha, acción muscular o consumo de energía, tanto en sujetos sanos como en enfermos y tienen múltiples aplicaciones en estudios biomecánicos, neurología, rehabilitación, fabricación de calzado o campo deportivo.

2.5.3.1. Grecia y Roma:

Desde la antigüedad ha existido gran interés por el estudio del movimiento y de la marcha. Cuando el hombre comenzó a practicar la Medicina observó los movimientos de los enfermos y los utilizó como ayuda en el diagnóstico de las enfermedades y en el campo terapéutico. Son los griegos en el período helenístico los que ofrecen los orígenes de las leyes de funcionamiento que rigen el ejercicio físico (*López Chicharro y cols, 2001*)

Aristóteles (384-322 a. C.), Hipócrates (460-377 a. C.) y Galeno (129-201) dieron gran importancia al estudio del movimiento y en particular al estudio de la marcha. Aristóteles describió por primera vez las acciones de los músculos y el proceso de la marcha: “El animal que se mueve hace su cambio de posición presionando lo que está por debajo de él”. Concedió gran importancia al centro de gravedad y a las leyes del movimiento y de las palancas. Es considerado precursor de las leyes del movimiento newtonianas. Afirmaba que el hombre era el único en poder caminar porque su naturaleza y su ser eran divinos.

Hipócrates demuestra un profundo conocimiento de la relación entre el movimiento y el músculo, al que él denomina carne, y recomienda el movimiento en el tratamiento de enfermedades, en concreto largas caminatas para evitar la atrofia y combatir la obesidad. (*López Piñero JM, 2000*).

El romano Galeno, que trabajó como médico de gladiadores, en su ensayo “De Motu Musculorum” estableció la diferencia entre nervios motores y sensitivos y músculos agonistas y antagonistas. También describió el tono muscular. Expuso la Anatomía conjuntamente con la Fisiología pues deseaba describir el cuerpo humano en pleno funcionamiento.

2.5.3.2. Edad Media:

Con la caída del Imperio Romano se olvidan en cierta medida las enseñanzas de griegos y romanos y en esta época no hay avances notables en el estudio del movimiento y la marcha. Únicamente los árabes son transmisores de la sabiduría clásica, entre ellos se puede destacar a Avicena, estudioso de la Filosofía Aristotélica que escribió “Canon de Medicina”, obra traducida al latín en el S. XII y a Averroes, muy interesado en las obras de Aristóteles, Hipócrates y Galeno. En su obra “Kulliyat” recoge conocimientos fisiológicos, patológicos, de higiene y terapéutica de Hipócrates y Galeno (*Collado S, 2002*).

2.5.3.3. Edad Moderna:

Desde los estudios de Galeno, los conocimientos de Fisiología del ejercicio no avanzaron hasta que Leonardo da Vinci se interesó por el movimiento humano, el centro de gravedad y la marcha. Leonardo Da Vinci (1452-1519), hombre polifacético, destacó en el campo de las Artes pero también dedicó gran parte de su vida a realizar investigaciones científicas en los campos de la Estática, la Dinámica, Física, Geometría, Ingeniería Industrial, Botánica, Geología, Anatomía, etc. El pintor florentino escribió: “La Ciencia de la Mecánica es la más útil y generosa de todas las ciencias pues todos los cuerpos vivos que tienen movimiento actúan bajo sus leyes”. Verrocchio, maestro de Da Vinci, instruyó a su discípulo en la disección de cadáveres para que sus dibujos de figuras humanas fueran anatómicamente correctos y bien proporcionados (*Buchholz M, 2000*).

Leonardo Da Vinci representa mediante grabados las fases de la marcha humana. Estudia la Anatomía humana, la capacidad del hombre para generar movimiento, y la relación del centro de gravedad con el mantenimiento del equilibrio, describe la mecánica del cuerpo en bipedestación, durante la marcha y el salto y estudia el mecanismo de contracción muscular y de la mecánica articular.

Es a partir del siglo XVII cuando, gracias a los estudios de Galileo Galilei e Isaac Newton, se puede ya realizar una aproximación científica al análisis mecánico de los seres vivos (*Sánchez - Lacuesta J, 2003*).

Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679), discípulo de Galileo y una de las grandes figuras de la Accademia del Cimento de Florencia, estudia el movimiento en todas sus formas con una metodología científica y plasma los resultados de este estudio en su obra: “De Motu animalium”, publicada después de su muerte en 1680 (10,12-14). Aplica a la Medicina el método fisico-matemático de su maestro Galileo Galilei y concibe el organismo de una forma radicalmente mecanicista. Para el estudio del movimiento humano y el animal aplica sistemáticamente el principio de la palanca, considera las relaciones entre sistema muscular y sistema óseo y refiere las variaciones que se producen en el músculo en movimiento; variaciones tanto de longitud como de volumen. Parte del movimiento aislado de un músculo para, posteriormente, hacer referencia al movimiento de todo el cuerpo. No estudia únicamente los movimientos del ser humano, también se ocupa del estudio del movimiento de pájaros, peces, mamíferos e insectos. Actualmente es considerado el padre de la Biomecánica. Borelli fue el impulsor de la Yatrofísica o Yatromecánica cuyo principio fundamental es que: “todo puede ser explicado mecánicamente” (*Paul JP, 1998*).

Niels Stensen establece en 1664 las bases de la mecánica muscular y describe el músculo como un conglomerado de fibras motoras cuya parte central difiere de los extremos y que es la única que se contrae (*López Chicharro J, 1999*).

2.5.3.4.- Era Contemporánea:

Esta época comprende los siglos XIX, XX y XXI, caracterizados por la Revolución Industrial y grandes avances tecnológicos. Las nuevas técnicas y la instrumentación cada vez más sofisticada han permitido grandes avances en el estudio de la marcha normal y la marcha patológica. Anteriormente los estudios de la marcha se habían basado en la observación que había permitido describir las fases del ciclo de la marcha, velocidad y otros parámetros cualitativos (*San Gil MA, 1991*).

En 1836 los hermanos Weber llevan a cabo el primer análisis mecánico del paso humano. En su obra: “*Mechanik der Menschlichen Gehwerkzeuge. Gottingen*”, describen las fases de la marcha humana, movimientos del centro de gravedad y alteraciones de la marcha.

El principio básico de la película fotográfica fue descubierto por el alemán Johann Heinrich Schultze, que se dio cuenta de que el cloruro de plata ennegrecía al ser expuesto a la luz, pero la imagen no pudo fijarse hasta 1826, cuando Joseph Nicéphore Niepce (1765-1833), un oficial jubilado del ejército francés, consiguió enfocar un haz de luz en una lámina de estaño con un asfalto sensible a la luz. Precisó ocho horas de exposición. En 1850 la placa húmeda hizo posible que se tomaran fotografías con mayor rapidez y menor coste. En 1871 el proceso se simplificó gracias a las placas secas (*Graham I, 1996*). Poco después esta técnica, aún incipiente, sería utilizada para el estudio de la marcha.

El fotógrafo inglés Eadweard Muybridge (1830-1904) ideó la forma de hacer rápidamente numerosas fotografías seguidas. Colocó varias cámaras que enfocaban un objeto en movimiento, sujetó todas las cuerdas de las cámaras y tiró de ellas, una tras otra, para disparar las cámaras fotográficas a un intervalo de tiempo determinado. Obtuvo como resultado una sucesión de fotografías tomadas con una diferencia de una fracción de segundo.

A este sistema se le llamó fotografía secuencial y permitió observar detalles del movimiento que antes no habían podido ser apreciados, pues consiguió congelar distintos momentos de un movimiento rápido que podía estudiarse con todo detalle (*Medina F, 1984*).

Muybridge utilizó este sistema en abril de 1873, a instancias de Leland Stanford, exgobernador de California, en el Hipódromo Race Park de Sacramento para estudiar mediante imágenes secuenciadas el galope de un caballo de carreras y resolver la duda de si el caballo, al galopar a gran velocidad, separaba las cuatro patas del suelo en algún momento. Estas fotografías fueron publicadas en la revista *Scientific American* en 1887. Posteriormente realizó numerosos experimentos que le permitieron, cuando trabajaba en la Universidad de Pennsylvania, tomar más de 100.000 exposiciones de personas y animales en movimiento. Para obtener esas imágenes empleó 24 cámaras electrofotográficas accionadas secuencialmente. Muybridge en "*Animal Locomotion*" describe las técnicas de fotografía seriada aplicadas al análisis de la marcha humana (*Ramos M, 2000*).

Etienne Jules Marey (1830-1904), médico, fisiólogo e inventor francés aplicó técnicas de fotografía cronocíclica, ciclofotografía o cronofotografía para analizar la marcha humana y la marcha animal. Se inspiró en los estudios del astrónomo Jansen, que en 1878 realizó fotografías seriadas del planeta Venus. Utilizó un carrito de locomoción para seguir la trayectoria de un sujeto en movimiento y en el que, a continuación, se podía llevar a cabo el procesado fotográfico necesario. El "travelling" o "ferrocarril fotográfico" era una cámara oscura sobre raíles que se deslizaba paralelamente al sujeto, que destaca sobre una pantalla negra. Con esta técnica obtuvo diagramas que reflejaban las trayectorias de la cabeza, el hombro, la cadera, la rodilla y el tobillo en el plano sagital (1885).

Solía vestir a las personas con trajes negros ajustados y sobre ellos marcaba unas líneas blancas para seguir mejor los movimientos de las distintas partes del cuerpo en cada fase del ciclo de la marcha (*Ducroquet R, 1972*).

En 1873 empleó un sistema para el estudio de la marcha, registrando las reacciones de apoyo y la duración del contacto del pie en el suelo mediante métodos neumáticos. Marey recoge puntos de presión dinámicos sobre el pie durante el paso, situando dos células manométricas en la suela de una sandalia exploratoria. Emplea un zapato provisto de una cámara de aire dinamométrica unida a un cilindro registrador para conocer las presiones ejercidas sobre el suelo durante la marcha o carrera. Posteriormente otros autores como Amar, Carlet, de Demeny, etc. llevarán a cabo estudios de la marcha con técnicas similares (*Lavigne A, 1994*).

Marey escribe “La máquina animal” (1873), obra que recoge sus investigaciones sobre el movimiento y que se acerca mucho al tratado de Borelli. En 1894 describió una plataforma dinamométrica. Carlet, que desarrolló su trabajo de investigación en el laboratorio de Marey, llevó a cabo mediciones de la longitud y duración del paso, fases de oscilación y apoyo e inclinación lateral del cuerpo durante la marcha. En 1887, Beely midió las presiones bajo el pie haciendo caminar al sujeto sobre una fina capa de escayola y observando la profundidad de la huella plantar. En 1892 diseñó una plataforma dinamométrica (*Comin M, 1999*).

En 1895 Braune y Fischer calcularon las velocidades y aceleraciones de algunos segmentos corporales durante la marcha. Realizaron un estudio tomando como muestra soldados de la infantería alemana, para analizar la forma más adecuada de transportar cargas de distintas magnitudes. Desde 1900, Charles Ducroquet se interesó por el estudio del movimiento en la marcha normal y en las marchas patológicas. En el Hospital de San Juan de Dios de París mandó construir un pasillo de espejos, que le permitía un estudio tridimensional y la observación de todos los segmentos corporales en movimiento. Describió los cambios que se producen en la marcha a causa de distintos factores y cómo se desarrolla la marcha desde su inicio en la infancia hasta la senectud.

Las sombras chinescas, las linternas mágicas de los siglos XVIII y XIX e inventos como el praxinoscopio de Émile Reynaud, que proyectaba imágenes desde un tambor giratorio, fueron los primeros procedimientos para crear la ilusión de

movimiento mediante la proyección en una pantalla de imágenes ampliadas. La invención del rollo de película de celuloide creado por George Eastman permitió en 1891 a Dickson, del laboratorio de Thomas Alva Edison, filmar imágenes con un cinetógrafo y proyectarlas en un Kinetoscopio. Ducroquet fue el primero que aplicó esta nueva técnica cinematográfica al estudio de la marcha normal y patológica.

En 1916 Amar diseñó una pista dinamométrica que registraba fuerzas en cuatro direcciones: vertical, horizontal, lateral externa y lateral interna. Forstall en 1925 desarrolló un sistema para medir las presiones estáticas a través del tintado de la planta del pie (*Comin M, 1999*).

Para determinar el papel de los músculos en la marcha, Scherb emplea la palpación de los músculos de sujetos a los que hacía caminar por una cinta sin fin. Posteriormente sus hallazgos fueron corroborados y perfeccionados gracias a la introducción de la electromiografía. En 1927 Atzler y Herbst estudiaron la marcha desde el punto de vista metabólico, midiendo el consumo de oxígeno durante la deambulación. En este mismo año Basler midió la frecuencia de vibración que se producía en unos alambres tensos por el caminar de un sujeto. Abrahanson y cols estudiaron la muesca de la huella plantar sobre una plataforma de peso especial.

En 1932 en Rusia Bernstein amplía los estudios que había llevado a cabo Fischer, analizando una muestra mucho más amplia en la que incluye niños. En 1934 Elftman realizó un análisis dinámico del paso mediante técnicas ópticas y electromecánicas. Empleó una superficie de goma con la cara superior lisa y la inferior con proyecciones piramidales en contacto con una plataforma de cristal para calcular la carga soportada por el pie en las distintas fases del ciclo de la marcha (*Comin M, 1999*). Elftman analizó también el movimiento de las extremidades superiores, inverso al de los miembros inferiores. Comparó el braceo al movimiento de un péndulo (*Plas F, 1996*).

En 1935 Morton describió el Kinetógrafo, método de estudio semi-cuantitativo que consiste en una lámina de goma, de forma ondulada con sección triangular, superpuesta a una tela entintada y a una hoja de papel) La amplitud de la deformación de estas ondulaciones proporcionaba una medida del máximo peso soportado. Posteriormente Harris y Beath y Grieve y Rashdi desarrollaron la técnica de Morton para diseñar instrumentos de medida de presión más complejos y precisos (*Comin M, 1999*). En 1938, Rabischong aplicó técnicas electromecánicas para la medición de los componentes verticales y horizontales de la fuerza durante el ciclo de la marcha normal.

A finales de la II Guerra Mundial surgieron los primeros laboratorios de Biomecánica y análisis del movimiento humano, principalmente en Estados Unidos lo que supuso un impulso en el conocimiento de la locomoción humana. Se llevan a cabo numerosos estudios en veteranos de guerra, principalmente en amputados (*Paul JP, 1998*).

En 1944 en la Universidad de California destacan Eberhast e Inman por sus investigaciones electromiográficas. En 1945 crearon un laboratorio de análisis de marcha humana. Describieron los parámetros cinemáticos de la marcha. Aportaron datos sobre rotación e inclinación de la pelvis y el tronco mediante la utilización de un equipo de cinematografía con el que grababan a los sujetos caminando de frente y de perfil.

En 1945, Scherb y Arienti colocaron contactos eléctricos en las suelas de los zapatos, en concreto en el talón y en primer y quinto metatarsianos (*Ramos M, 2000*). En 1947, Schwartz empleó registros neumáticos para cuantificar la presión en el talón y en las cabezas del primer y quinto metatarsianos (*Comin M, 1999*).

En 1952, Cunningham y Brown fabricaron una plataforma dinamométrica en cuyo diseño se han basado muchos sistemas posteriores de análisis de fuerzas. En 1953 Holden y Muncey introdujeron transductores capacitivos de presión en zapatos

fabricados especialmente para ese fin y mediante un osciloscopio registraron la carga y el tiempo.

En 1954 Barnett estudia las fases de la marcha humana mediante un **pedógrafo**, bloque grueso de gomaespuma con 640 varillas ordenadas para formar un bloque de 6 X15 pulgadas. Se registraba fotográficamente el desplazamiento de cada varilla cuando el sujeto caminaba sobre ellas (*Ramos M, 2000*).

En 1960, Chodera desarrolla el pedobarógrafo para la investigación de las **presiones plantares** (*Merriman M, 1995*). En 1963, Bauman y Brand colocaron transductores de presión en la planta del pie e indicaron que, aun pudiendo alterar la marcha, son útiles para medir las cargas bajo el pie y presentan ventajas frente a otros sistemas.

En 1965, Viladot Pericé y Viladot Voegli construyeron en el Hospital de San Rafael un pasillo de marcha al estilo del de Ducroquet, donde llevaron a cabo estudios con diversas técnicas como fotografía, cinematografía y vídeo, sobre las modificaciones de la marcha en deformidades del pie, en sujetos con endoprótesis (*Viladot A y cols, 1990*).

En 1966, Rabischong y sus colaboradores idearon un nuevo método electropodográfico, utilizando para los registros estáticos cuatro captadores de presión y para los dinámicos ocho, que montaban en una plantilla o en un tapiz dinamométrico que contenía los captadores magnéticos (*Viladot A y cols, 1990*). Murray, Ryker y Radcliffe determinaron los valores angulares en las articulaciones de los miembros inferiores en las distintas fases de la marcha. Blievernicht diseñó en 1967 un dispositivo rotatorio en forma de cono para la sincronización de tres cámaras en los tres planos.

En 1971 Martorell empleó un **baropodómetro** con cinco dobles cilindros situados verticalmente sobre una plataforma (*Viladot A y cols, 1990*). En 1974 Miura y colaboradores incorporaron la densitometría de color al sistema ideado por Elftman y llevaron a cabo estudios de la marcha, la carrera y el salto (*San Gil MA, 1991*).

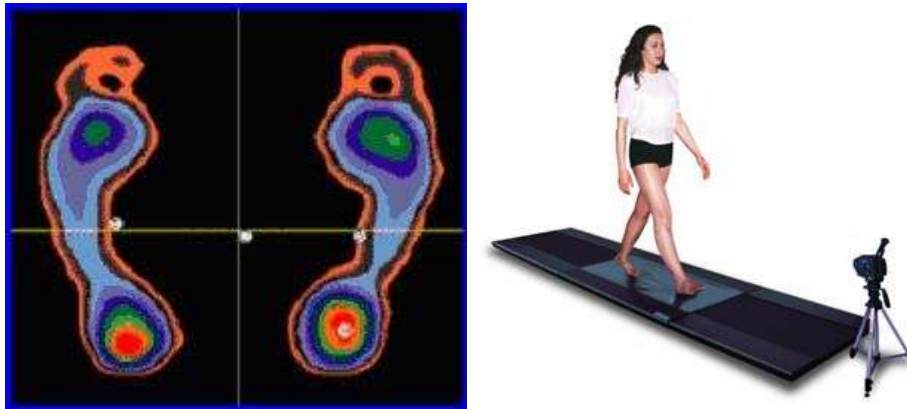


Figura 14. Baropodómetro electrónico con impresión de las presiones plantares, utilizando la técnica de la colorimetría

En 1976, Scranton & McMaster utilizaron cristal líquido para realizar estimaciones analíticas de la distribución de presiones bajo el pie. En este sistema una cámara fotográfica registra imágenes captadas en sucesivos instantes. Las imágenes procesadas posteriormente permiten reconstruir el mapa de presiones en la planta del pie en cada instante. Este mismo año Arcan y Bull prepararon un sistema óptico utilizando una capa flexible compuesta en una de sus superficies por semiesferas que al ser comprimidas se deforman y generan una huella circular cuyo diámetro se halla en una relación conocida con la presión aplicada. Se obtienen unas imágenes que son susceptibles, mediante un equipo de vídeo o de forma directa, de tratamiento posterior con lo que queda determinado el mapa de presiones en la planta del pie (*Comin M, 1991*).

En 1978, Dhanendran describió un equipo constituido por 128 captadores de fuerza de naturaleza extensiométrica (*Paul JP, 1998*). En este mismo año Nicol y Henning describieron una técnica directa para medir la presión en puntos separados de la planta del pie utilizando una matriz de diodos que emiten luz y cuyo brillo depende de la presión aplicada.

En 1980, Betts observó las variaciones de presión en términos de intensidad de luz reflejada en una interfase cristalina y desarrolló un método de proceso de imagen computerizada. Simkin y Stokes desarrollaron en este año un programa computerizado para analizar la dinámica plantar y mostrar la distribución de fuerzas bajo el pie. Leduc cuantificó el reparto de presiones dentro de la huella empleando un fotoelastopodoscopio que consiste en una alfombra de esférulas que se coloca entre el pie y un material birrefringente y calibra la deformación causada por el peso. La fuerza se expresa en porcentaje y se obtiene una gráfica por cada huella. La resultante de las curvas da una imagen del reparto de presiones. Draganich desarrolla un transductor con matriz de 7168 elementos combinados con una plataforma de fuerzas que mide las coordenadas horizontales del centro de presión y el componente instantáneo del momento de fuerza. (*San Gil MA, 1991*).

En 1981, Inmann recopiló los conocimientos más actuales y novedosos sobre la marcha en ese momento en su libro: *“Human Walking”* (*Inmann VT, 1981*). En 1982 Cavanagh y Henning desarrollaron una nueva técnica que consistía en una plantilla con 499 sensores de 5mm^2 , basados en principios piezoeléctricos (*Comin M, 1999*). En ese mismo año Duckworth inició el análisis automático de la marcha y Stokes desarrolló un programa computerizado para llevar a cabo un análisis de la dinámica plantar y mostrar la distribución de fuerzas bajo el pie (*San Gil MA, 1991*).

En 1983, Katoh utilizó plataformas de fuerza para medir las fuerzas de reacción dinámica del suelo en sentido vertical, anteroposterior y mediolateral, expresado como porcentaje del peso del cuerpo, así como el centro de presiones bajo el pie. En este mismo año, Peruchón crea unas plantillas flexibles con 256 electrodos circulares sobre una plataforma constituida por un elastómero conductor (*Comin M, 1999*).

En 1984, Pedotti y colaboradores aplicaron las propiedades piezoeléctricas en un nuevo modelo de registro de presiones. A finales de la década de los 80, aparecieron sistemas informáticos que permitieron importantes mejoras de los registros y análisis de los datos. Se desarrollan sistemas de baropodometría óptica y electrónica.

A partir de 1986 se comercializó un sistema de baropodometría electrónica: **EMED System®** (Comin M, 1999). Libotte comienza a utilizar esta plataforma de medida a partir de 1989 para el análisis de la presión metatarsal en pacientes con metatarsalgias, Hallux Valgus, Hallux Rígido, deformidades postraumáticas del pie, estudio de pies con alteraciones de origen neurológico (polio, neuropatía diabética, etc.) (Libotte M, 1992). Esta técnica también ha sido empleada por otros autores (Henning EM, 1992) para la medición de presiones plantares en niños y adultos, otros estudios dinámicos de la marcha (Hughes J y cols, 1991) y Phillipson (análisis del efecto de la cirugía sobre la distribución de las presiones metatarsales en pacientes con artritis reumatoide a los que se les había realizado una resección de la cabeza de los metatarsianos) (Phillipson A y cols, 1994).

En 1990 se desarrolló en Italia el **PODYNAMIC® System** que es una plataforma con presocaptadores protegidos por una capa de caucho. En 1992 Rose empleó el sistema denominado **F-SCAN®** que es una plantilla de 960 sensores resistivos. Mediante esta técnica se detecta, visualiza y graba la presión plantar durante la marcha (Ferrandis R y cols, 1997). En este mismo año, Nevill describió el sistema **GAITSCAN®** que es empleado por Akhlaghi en 1994. Emplea 8 transductores en cada plantilla formados por una lámina de discreta piezoelectricidad. Se obtienen buenos resultados, pero el inconveniente es que hay que fabricar una plantilla para cada individuo lo que limita mucho su uso clínico (Comin M, 1999).

En 1993 se desarrolló una plataforma compuesta por sensores piezorresistivos que permitió medir las presiones plantares con una alta resolución y se desarrolla el **PODOTRACK®**, sistema sencillo para detectar anomalías de los apoyos plantares. En la actualidad son numerosos los sistemas utilizados para el análisis de la marcha, tanto para la realización de análisis cinético, cinemático, estudios electromiográficos o del consumo de energía a través de espirometría.

En el análisis cinético se emplean, por ejemplo, plataformas dinamométricas piezoeléctricas **Kistler**[®] que analizan las fuerzas en los tres ejes (fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales). También es desarrollado el sistema **DINASCAN/IBV**[®] de plataformas instrumentadas mediante cuatro captadores extensiométricos, que permiten análisis de la marcha y el equilibrio. También se utilizan plantillas instrumentadas con sistemas de telemetría como el **Sistema Biofoot/IBV 2001**[®], con múltiples aplicaciones en Rehabilitación, Neurología, deporte, diseño de calzado, etc. (*Brizuela G y cols, 1991*).

La fotografía seriada utilizada por Mudbrag y Marey, o las primitivas técnicas cinematográficas que se emplearon en el análisis del movimiento, y más concretamente de la marcha, se han sustituido por sistemas que analizan el proceso de deambulación mediante la utilización de cámaras de vídeo, como el sistema **Kinescan/IBV 2001**[®], sistema de análisis del movimiento que se basa en el registro digital de imágenes, pudiéndose realizar los análisis en dos o en tres dimensiones.

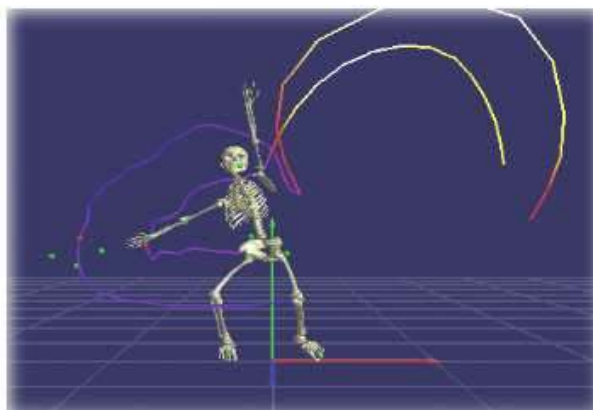


Figura 15. El análisis del movimiento posee aplicaciones tanto a nivel terapéutico, como en el alto rendimiento deportivo

El sistema **Peak Motus**[®] se emplea para análisis del movimiento; mediante cámara de vídeo se realiza estudio tridimensional (parámetros biomecánicos, velocidades, aceleraciones, centro de masas, etc.), asimismo se combina este análisis con plataformas de fuerza, sensores de presión y electromiografía.



Figura 16. La exploración en dinámica es mucho más útil que los tradicionales estudios en estática

La introducción de técnicas cada vez más sofisticadas y el diseño de programas informáticos que permiten el análisis de los datos obtenidos ha significado un gran progreso en el estudio de la deambulación y ha hecho posible llevar a cabo investigaciones muy precisas sobre cada una de las fases del ciclo de la marcha, tanto en sujetos sanos como en personas con distintas patologías o lesiones (*Collado S, 2002*).

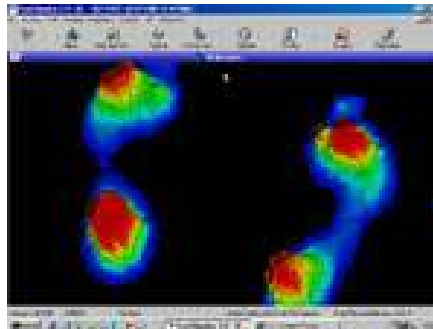


Figura 17. En la actualidad existen diversos tipos de plataformas que miden las presiones plantares en dinámica.

2.5.4.- Factores que modifican la marcha:

La marcha bipodal es una forma de desplazamiento característica del hombre, que le diferencia del resto de especies animales. Cada individuo tiene una forma peculiar de caminar y correr e incluso se puede llegar a identificar a una persona por su manera de andar o por el sonido de sus pasos. (*Viladot R, 1991*). Por lo que son muchos los factores que pueden modificar el esquema general de la marcha, tanto factores extrínsecos como intrínsecos.

2.5.4.1.- Factores extrínsecos:

2.5.4.1.1. Naturaleza del suelo:

El ser humano camina de forma distinta según el tipo de terreno sobre el que se desplace; parquet, alfombra, una calle empedrada, arena, subida y bajada de pendientes, etc. Caminar descalzo sobre la arena de la playa, subir unas rocas o andar por el monte es beneficioso para la bóveda plantar pues le permite ejercer su capacidad de adaptación a las irregularidades del terreno (*Kapandji IA, 1993*).

Se ha observado que los impactos del pie sobre el suelo aumentan cuando se camina sobre pavimentos duros como asfalto o terrazo, mientras que se suavizan cuando el sujeto camina sobre suelos naturales como madera, hierba o arena (*Comin M, 1999*).

2.5.4.1.2. Calzado:

Cuando los hombres primitivos se lesionaron los pies con piedras e irregularidades del terreno o sintieron frío o los efectos de la humedad empezaron a cubrir sus pies con hojas de plantas trenzadas, cortezas de árboles y pieles de animales. El calzado adquirió, pues un significado funcional y protector. A esta función protectora se añadió después la moda, se convirtieron en signo de dignidad (los esclavos iban descalzos). Con la evolución del vestido y los usos y costumbres se empezaron a poner de moda los zapatos de tacón alto, las mujeres venecianas, por ejemplo, sólo podían andar apoyándose en sus sirvientas pues utilizaban tacones de más de 20 cm (*Cintora P, 1988*).

La población de los países desarrollados utiliza habitualmente calzado para la deambulación para proteger el pie contra heridas, golpes, humedad y frío.

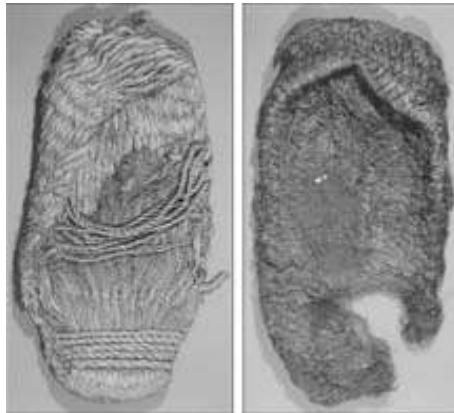


Figura 18. Sandalias con una antigüedad de 8 mil años que fueron encontradas en una cueva en Missouri, cerca de Colorado, Estados Unidos. En las fotos se pueden apreciar dos *zapatos* de 30 centímetros de largo con cuerdas entrelazadas y punta redondeada.

El calzado ideal ha de amortiguar los impactos durante la marcha o la carrera, controlar los movimientos del pie, proporcionar una adecuada sujeción del pie y al mismo tiempo permitir movimientos de los dedos y optimizar la relación pie-suelo (adaptación, adhesividad), cuando el sujeto camina o cuando lleva a cabo una actividad deportiva (Ramiro J, 1996).

Las características del calzado que más influyen en la marcha son:

a. Tacón:

La presencia de tacón y la altura y anchura del mismo influyen en el proceso de marcha. Las mujeres son las que presentan más alteraciones y patologías asociadas al hecho de utilizar calzado, principalmente por el empleo de zapatos de tacón alto. El calzado femenino viene definido por una serie de normas sociales y estéticas, y las repercusiones que este calzado pueda tener sobre la salud de la mujer siempre han quedado en un segundo plano (Núñez Samper M, 2007).

El tacón alto, puntera estrecha y puntiaguda, base de apoyo del pie y en especial del retropié estrecha y escaso control del retropié son causa frecuente de diversas alteraciones podálicas. El tacón modifica la posición del pie y del resto del cuerpo, lo que produce una alteración postural en posición estática y una modificación de la distribución de cargas y presiones plantares en el pie, relacionadas con alteraciones en el patrón de marcha y en la forma de contacto con el suelo (*Comin M, 1999*). En bipedestación el uso de tacones altos provoca un aumento de la flexión plantar del pie y modificaciones posturales, con un desplazamiento hacia delante del centro de masas y tendencia a caerse en esa dirección, así como aumento de la lordosis lumbar y frecuentes lumbalgias (*Lelièvre J, 1997*).

Los tacones altos también influyen en la marcha; disminuyen la longitud del paso y la velocidad, aunque no se observa modificación de la cadencia. La fase de apoyo es menor con el pie descalzo que con el pie calzado y esa duración aumenta cuanto mayor es el tacón; se pretende conseguir una mayor estabilidad en la marcha que resulta más insegura cuanto más alto es el tacón. Las mujeres que utilizan tacones altos mantienen las rodillas flexionadas y avanzan mediante sucesivas torsiones lumbares. La pequeña superficie del tacón constituye un apoyo muy inestable. El paso está acortado (*Sánchez-Lacuesta J, 1993*).



Figura 19. El tacón no debe exceder de mas de 4 centímetros por las posibles patologías que se pudieran derivar de este.

b. Capacidad de amortiguación:

Durante la marcha bipodal las extremidades inferiores están sometidas a una serie de cargas derivadas de su interacción con el suelo. En el contacto inicial esas cargas son más bruscas e incluso se habla de impactos. Los pies tienen sistemas de amortiguación, pero las características del calzado, también influyen en la amortiguación de los impactos. Leonardo Da Vinci calificaba los pies como “obra maestra de ingeniería”; los huesos, ligamentos y músculos le proporcionan la resistencia, elasticidad y fortaleza que necesita para mantener la posición bípeda, caminar, correr, saltar, etc. (*Vinyes F, 2000*).

La elasticidad de los pies permite soportar hasta unos 200 Kg. de peso y que se amortigüen los golpes sin que repercuta negativamente sobre la columna vertebral. Por término medio a lo largo de la vida los pies golpean el suelo unos diez millones de veces. Si cada mes se recorren unos 90 Km. (3Km/día), al cabo de un año se habrán recorrido más de 1000Km. Si cada kilómetro equivale aproximadamente a 2500 pasos, en un año se habrán dado unos dos millones y medio de pasos, lo cual es posible gracias a la resistencia, elasticidad y capacidad de amortiguación. (*Vinyes F, 2000*).

Al caminar los impactos del pie sobre el suelo son, aproximadamente, del orden del peso del cuerpo, pero al correr, saltar o practicar diversos deportes, esas fuerzas pueden duplicarse, y hasta multiplicarse por diez, dependiendo de la modalidad atlética practicada (*Ramiro J, 1995*).

El ser humano posee unos mecanismos de amortiguación como las acciones del tibial anterior y del cuádriceps, o la eversión subastragalina durante la fase inicial de apoyo. Los tendones y ligamentos del pie también absorben parte de la energía de choque, si bien el primer elemento que ejerce su acción amortiguadora es la almohadilla del talón, masa flexible de tejido adiposo que tiene un espesor de unos 18 milímetros y que se encuentra entre el calcáneo y la piel. Esta almohadilla posee una gran capacidad de absorción de los impactos (*Sánchez-Lacuesta J, 1993*). La intensidad de choque depende de la capacidad del aparato locomotor para absorber los impactos pero también de diversos factores extrínsecos como la forma de contacto con la superficie de apoyo,

la velocidad de la marcha, el tipo de terreno y el calzado. De todos ellos el que despierta un mayor interés es el calzado pues según su diseño puede modificarse su capacidad de Amortiguación (material de la suela y plantilla, forma, rigidez, altura del tacón, etc.). (*Polo MC, 1997*).

c. Peso del calzado:

Caminar con un calzado pesado conduce a marchas más lentas y a caminar con una oscilación lateral compensadora, consecuencia de lo insuficiente que resulta el glúteo mediano para levantar la carga que constituye cada bota pesada. Si se emplea habitualmente ese tipo de calzado de gran peso esas oscilaciones laterales no sólo se observarán cuando emplee esas botas o calzado pesado, sino en cualquier situación, pues habrán pasado a formar parte de su patrón de marcha (*Ducroquet R, 1972*).

d. Material:

El material con que está fabricado el calzado tiene también gran importancia, tanto en la marcha como en la práctica deportiva. En el campo del deporte la piel y la lycra son los materiales más empleados. En cuanto a la suela del calzado ésta ha de mitigar el impacto contra el suelo (*Ramiro J, 1999*).

En deportes como el fútbol debe facilitar movimientos como la flexión dorsal y el control y golpe de balón de forma adecuada para evitar lesiones, por ello se han de emplear en la fabricación de las suelas materiales ligeros y con gran capacidad de absorción (*Polo MC, 1997*).

e. Control de movimientos:

Es preciso que el pie pueda moverse dentro del zapato pero que a la vez esté sujeto. El calzado ha de ajustarse bien al pie excepto en la zona de la puntera, donde los dedos no han de quedar comprimidos y han de poder moverse. Suelen emplearse contrafuertes que permiten cierto control y sujeción del tobillo y parte trasera del pie.³⁶ En el caso de los futbolistas estos contrafuertes, son de gran importancia en la amortiguación, flexibilidad y facilidad del control del balón.

Los cordones de los zapatos son otro elemento que sirve para ajustar el calzado y la lengüeta sirve para proteger el pie de una tensión excesiva de los cordones y proporcionar un ajuste adecuado del calzado (*Polo MC, 1997*).

f. Tamaño:

Longitud y anchura adecuadas para que el pie quede sujeto pero no comprimido. Es importante que la puntera sea amplia para permitir los movimientos de los dedos.

g. Otros factores:

También influyen en la marcha la rigidez del calzado (zapatos muy rígidos pueden provocar dolor), distribución de las presiones, aspectos de rozamiento, etc (*Ramiro J, 1995*).

2.5.4.1.3.- Vestido:

Las características de la ropa pueden condicionar el patrón de marcha normal; el peso de la ropa, la comodidad o incomodidad de la misma, que sea más o menos amplia y permita o no realizar los movimientos adecuadamente. Por ejemplo, un abrigo muy pesado hace que el sujeto camine encorvado hacia delante o una falda muy estrecha obliga a caminar a pequeños pasos.

2.5.4.1.4.- Profesión:

La realización de ciertas actividades de forma habitual, con repetición de una serie de gestos y movimientos o mantenimiento frecuente de ciertas posturas, por ejemplo durante el desempeño de determinadas profesiones o la práctica de deportes, danza, etc. pueden introducir modificaciones en la marcha. Algunos profesionales como los militares, modelos, etc. son entrenados para que caminen de una determinada manera. En todos los ejércitos del mundo el paso cadencioso a un ritmo más o menos rápido es parte integrante de la disciplina militar.

Un ejemplo de la influencia de la profesión en la marcha es el caso del marino o del pescador que, acostumbrados a los movimientos del barco para mantenerse en equilibrio separan las piernas y de este modo aumentan su base de sustentación. Además mantienen las rodillas y caderas flexionadas. Cuando están en tierra esto se traduce en importantes movimientos de lateralidad (*Lelièvre J, 1993*).

Las bailarinas de ballet clásico caminan de forma grácil y ligera, los jóvenes deportistas se desplazan con agilidad y flexibilidad y con el tronco erguido. Los jardineros caminan con paso lento por el transporte de la carretilla. El espeleólogo después de un tiempo prolongado en una cueva puede experimentar momentáneamente trastornos del equilibrio al salir del subterráneo, tanto en bipedestación como durante la deambulación. Este mismo hecho puede observarse en mineros. Las películas del Oeste han hecho familiar la figura del “cow-boy” o vaquero y su forma de caminar con las piernas arqueadas o varo de rodilla, por montar a caballo. Las personas que permanecen en sedestación durante muchas horas al día (trabajos de oficina, taxistas, camioneros, etc.) permanecen con rodillas en flexión y pueden presentar una limitación de la extensión necesaria para la marcha (*Ducroquet, 1977*)



Figura 20. Pies de bailarina

Las actividades profesionales y deportivas, movimientos realizados y posturas que se adoptan con frecuencia en la realización de dichas actividades pueden modificar el patrón de marcha pero también hay que tener en cuenta la ropa y calzado que se emplean en el desempeño de dichas actividades y otros factores personales o influencias medioambientales.

2.5.4.1.5.- Consumo de sustancias tóxicas:

El consumo de ciertos medicamentos, alcohol y drogas de abuso puede producir variaciones de la marcha por alteración de la percepción sensorial y la función mental del sujeto, con variaciones de las características del paso (*Kottke R, 1986*), velocidad y cadencia de la marcha, inseguridad durante el desplazamiento, caídas frecuentes, etc. (*Gisbert JA, 1992*).

El consumo de alcohol provoca alteraciones de la percepción sensorial, del equilibrio, la coordinación y la realización de movimientos finos, lo que se traduce en alteraciones de la marcha y de los movimientos más precisos. El estado de embriaguez modifica la forma de andar del sujeto, su capacidad para realizar cambios posturales, mantener posturas o girar sobre sí mismo, por alteraciones de la coordinación y equilibrio. Drogas de abuso como la marihuana, anfetaminas, opioides, drogas de síntesis, etc. pueden producir alteraciones de la marcha por trastornos de coordinación y equilibrio, alucinaciones, alteraciones de la percepción, aparición de euforia y en otros casos aparición de apatía, torpeza, deterioro del juicio, concentración y memoria (*Marruecos L, 1993*).

2.5.4.1.6.- Transporte de carga:

La persona que transporta paquetes suele caminar con las rodillas flexionadas y el busto inclinado hacia delante. Aborda el suelo con toda la planta en lugar de hacerlo únicamente con el talón. Las variaciones que el transporte de carga imprime en la marcha van a depender no sólo del mayor o menor peso de dicha carga, sino también de la distribución de la misma y la forma de transporte. La persona que lleva a la espalda una mochila de peso medio guarda la movilidad de los miembros superiores, usa del paso pelviano y de la compensación escapular. Cuando la carga es mayor la persona se inclina hacia delante y en esa posición, al no encontrarse verticales los ejes del movimiento de rotación, la compensación escapular se ve comprometida, así como el paso pelviano. En este caso el sujeto suele ayudarse de un movimiento de traslación lateral del torso sin movimiento giratorio (*Ducroquet R, 1972*).

2.5.4.2.- Factores intrínsecos:

2.5.4.2.1.- Género:

La lordosis lumbar suele ser mayor en la mujer que en el varón debido al peso de los senos y al empleo de tacones altos que desplazan hacia delante el centro de gravedad. Diferencias en distintos parámetros del ciclo de la marcha entre hombres y mujeres podrían deberse a factores como la altura, el peso, calzado, etc., y no únicamente a la diferencia sexual (*Comin M, 1999*).

2.5.4.2.2.- Raza:

La raza o más probablemente las costumbres culturales y la clase social pueden modificar el patrón de marcha normal. En Japón, por ejemplo, se enseñaba a las geishas a andar sobre papel mojado sin desgarrarlo para conseguir que caminaran con gracilidad y a pequeños pasos. En China, Confucio (511-479 a JC) impuso a las mujeres la reducción de las dimensiones de los pies a un tercio de su tamaño natural, vendando y atando los pies hasta que quedaban deformados para proporcionar a las mujeres una marcha supuestamente más elegante y sensual (*Cintora P, 1988*).

2.5.4.2.3. Fatiga:

La fatiga también introduce modificaciones en el esquema habitual de marcha pues obliga a la persona a caminar de forma que el gasto de energía sea mínimo; inclinado hacia delante, arrastrando los pies, con marcha vacilante. Los enfermos convalecientes que han estado mucho tiempo encamados separan más las piernas al estar en bipedestación o al caminar pues se sienten inseguros, no logran apoyarse sobre un solo miembro inferior por fatiga muscular, problemas circulatorios, etc. y caminan lentamente, arrastrando los pies, con inseguridad y falta de equilibrio.

2.5.4.2.4. Edad:

Existen diferencias notables en la forma de caminar según avanza la edad:

a. Marcha del niño:

El niño camina de manera inestable y torpe, se inclina hacia atrás o hacia delante y se cae con frecuencia por su falta de equilibrio. Consigue una mayor base de apoyo gracias a la separación de extremidades inferiores. (15-20 centímetros de separación). Prácticamente no presenta braceo pues camina con los miembros superiores separados del tronco para equilibrarse mejor y tampoco aborda el suelo con el talón, sino con el pie completo. La longitud del paso del niño es pequeña al igual que la velocidad de la marcha, cuando aumenta esta velocidad se cae con frecuencia (*Sánchez-Lacuesta, 1993*).

Según se va produciendo el desarrollo y maduración del niño éste va mejorando su equilibrio, coordinación y va afianzando su posición bípeda, por tanto va ganando seguridad durante el proceso de deambulación. Se considera que hacia los 5-7 años el patrón de marcha del niño puede asemejarse al de un adulto, aunque algunos parámetros se modificarán en los años posteriores debido al aumento de talla e incremento de peso.

Las presiones plantares en el niño son menores que las del adulto, por su menor peso, y proporcionalmente es mayor la presión sobre la cabeza del primer metatarsiano por el valgo de rodilla presente con frecuencia, que conduce a una mayor pronación del pie (*Comin M, 1999*). A los 6 años, aproximadamente la distribución de las presiones es como en el adulto pues a esta edad la bóveda plantar ya se encuentra configurada.

b. Marcha del adolescente y el adulto joven:

Camina con ligereza, flexibilidad y agilidad, cualidades que van disminuyendo con la edad.

c. Marcha del anciano:

En el anciano pueden observarse diversos cambios en la marcha, algunos debidos al propio envejecimiento y otros a patologías subyacentes más frecuentes en personas de edad avanzada. (Tabla 1).

<u>CAMBIOS EN EL ENVEJECIMIENTO</u>
- Disminución de los componentes horizontal y vertical.
- Disminución de los movimientos de balanceo y rotaciones.
- Anomalías posturales.
- Anomalías posturales.
- Hipertonía muscular, sobre todo en cinturas escapular y pélvica.
- Distanciamiento del primer dedo del suelo.
- Disminución de la velocidad y cadencia de la marcha.
- Disminución de la longitud del paso.
- Aumento de la anchura del paso.

Tabla 1. Cambios en la marcha producidos por el envejecimiento.

Con el envejecimiento la marcha se hace más rígida, envarada y menos flexible. Disminuyen la longitud del paso y la velocidad, circunstancias que hacen que el anciano tenga una marcha más segura pero al mismo tiempo son factores causantes de un aumento del consumo de energía durante la deambulación (Ducroquet R, 1972).

Cuando se observa la marcha de un anciano se aprecia con frecuencia pérdida de fuerza muscular, atrofia de fibras musculares, disminución de movimientos articulares (Ribera JM, 1991), bradicinesia, aumento de la base de sustentación en posición bípeda o durante la marcha, incapacidad para realizar la marcha en tándem, disminución del braceo, reducción de la flexión plantar del tobillo en el despegue y de la flexión dorsal en la fase de choque de talón, lo que condiciona una disminución de la fuerza de

reacción vertical y de los picos de presión durante el apoyo, así como aparición de cifosis y adopción de postura encorvada con flexión de rodillas (Pérez A, 2000). El motivo de que el anciano adopte esta posición en flexión, es la disminución de la elasticidad y flexibilidad de ligamentos y tendones, que da lugar a la flexión de las articulaciones.

También son frecuentes las alteraciones del equilibrio y las caídas, por ello el anciano adopta una marcha cauta (Comin M, 1999). Todos estos cambios se deben a distintos factores como disfunciones sensoriales (disminución de visión y audición, alteraciones de la propiocepción), alteraciones cognitivas (demencias), alteraciones neurológicas, patología articular, etc. (Pérez A, 2000).

<u>CAUSAS DE LAS ALTERACIONES</u>
- Alteraciones sensoriales y cognitivas (disminución visual y auditiva, cuadros demenciales).
- Alteraciones neuromusculares.
- Miopatías.
- Alteraciones neurológicas.
- Patología articular.
- Alteraciones iatrogénicas (fármacos relajantes, cirugía, etc.).

Tabla 2. Causas de las alteraciones de la marcha del anciano (Collado S, 2000).

2.5.4.2.5.- Peso:

El peso influye en las fuerzas que se ejercen sobre el suelo durante la marcha.³ La persona obesa y la mujer embarazada tienen su centro de gravedad desplazado hacia delante y presentan hiperlordosis lumbar. Ese mayor peso les lleva a evitar los desplazamientos laterales y limita su paso pelviano. El obeso no ataca el suelo con el talón, sino con toda la planta. El sobrepeso puede influir en el desarrollo de

deformidades en las extremidades inferiores y dichas deformidades van a modificar también el patrón de marcha normal.

La persona subalimentada camina calculando el menor esfuerzo, por ello suele caminar encorvado, con la cabeza inclinada y avanza lentamente arrastrando los pies (*Lelièvre J, 1993*).

2.5.4.2.6.- Talla:

La talla, y fundamentalmente la longitud de los miembros inferiores, modifica el patrón de marcha. Las personas de menor estatura, para poder dar pasos más amplios, por ejemplo cuando caminan al lado de personas de gran altura, tendrán que emplear el máximo de la oblicuidad pelviana y compensarán esa oblicuidad mediante una rotación inversa de los hombros (*Ducroquet R, 1972*).

2.5.4.2.7.- Personalidad:

El niño durante su período de crecimiento irá adoptando una forma de caminar que se estabilizará en la adolescencia. En la estabilización de esta forma de andar, la influencia de factores medioambientales tiene una gran importancia. El sujeto normal aprende a caminar y su manera de andar, adquirida entre los 14-20 años, se integra a su personalidad; es su forma de andar. Se han descrito numerosas formas de caminar, como por ejemplo: andar altivo, noble, tímido, marcha que impone respeto, marcha lenta que parece afectada, etc. (*Ducroquet R, 1972*)

Ya Balzac en su “*Teoría de la forma de andar*” intenta realizar una especie de estudio analítico de los gestos de sujetos variados caminando, parándose, marchando de nuevo, y concluye después con la observación de las formas de andar y la posibilidad de determinar el carácter.

Por ejemplo, la persona segura de sí misma camina erguida, con paso enérgico, firme y decidido, mientras que los pasos lentos, sosegados, la postura relajada pueden estar indicando tranquilidad, pereza, apatía, desinterés; o los pasos cortos, precipitados,

inseguros y a trompicones muestran una personalidad nerviosa, intranquila e irritable (*Rückle H, 2.000*).

2.5.4.2.8.- Estado de ánimo:

El estado de ánimo provoca modificaciones en la marcha y, en general, en todos los movimientos, gestos y mímica facial del sujeto. Un claro ejemplo es el enfermo depresivo en el que se observa un enlentecimiento de sus movimientos. En lo que respecta a la marcha caminan despacio, algo encorvados, arrastrando los pies, como si el desplazamiento les costara un gran esfuerzo, al iniciar la marcha lo hacen de forma titubeante y con lentitud. Lo contrario ocurre en personas alegres, en sujetos seguros de sí mismos (*Vallejo Nágera JA, 1964*).

2.5.4.3.- Factores patológicos:

La marcha puede verse modificada por alteraciones transitorias o permanentes, locales o generales, de origen traumático, infeccioso, tumoral, neurológico, genético, etc (*Merriman M, 1995*). Se describen patrones de marcha que son característicos en determinadas patologías, como por ejemplo la marcha del segador del hemipléjico, la marcha a pequeños pasos del parkinsoniano, la marcha en tijeras de la parálisis cerebral dipléjica, la marcha en estrella del atáxico, la marcha del saltarín del atetósico, etc.

El dolor puede llevar al sujeto a adoptar posturas antiálgicas, a evitar o reducir el apoyo de zonas dolorosas, y hace que se modifiquen las características del ciclo de la marcha; velocidad, cadencia, longitud, anchura del paso, etc. (*Lafuente R, 1999*). Además existen enfermedades que producen un debilitamiento general: cáncer, leucemia, anemias, patologías respiratorias, etc. y pueden verse pacientes con una marcha lenta y cansina y con un enlentecimiento general de movimientos. Al debilitamiento general con frecuencia se suman cuadros depresivos (*Vallejo J, 1992*), dificultad de aceptación de la enfermedad, miedo a la muerte, lo que se manifiesta en el empobrecimiento gestual y de su motricidad general.

2.5.5.- Ciclo de la marcha.

Se define a la marcha humana como: “*Modo de locomoción bípeda con actividad alternante de los miembros inferiores y mantenimiento del equilibrio dinámico*” (Michaud TC, 1993).

2.5.5.1.- Movimientos ideales durante el ciclo de la marcha:

El ciclo de la marcha es la referencia básica en la descripción de la locomoción humana. Un ciclo completo consiste en el periodo de tiempo comprendido entre dos contactos laterales del mismo talón; comienza cuando el talón contacta con el suelo y finaliza en el momento en el que el mismo talón contacta en el paso siguiente. En la figura 21 se divide el ciclo de la marcha en fase de Apoyo y fase de Balanceo, que típicamente ocupan un 62% y 38% del ciclo de la marcha respectivamente. La fase de apoyo comienza con el contacto de talón y finaliza cuando el dedo gordo se levanta del suelo. La fase de balanceo continúa hasta el nuevo contacto de talón en el suelo. La anchura del ciclo, que se refiere a la distancia entre dos contactos sucesivos del mismo pie, es aproximadamente 0,8 veces la altura del individuo y la cadencia media es de 115 pasos por minuto (menor para el hombre y mayor para la mujer). Además hay que señalar que existen muchas variaciones en la longitud y la cadencia; cada persona adopta el patrón de marcha que le es metabólicamente más eficaz (Sánchez - Lacuesta J, 1993).

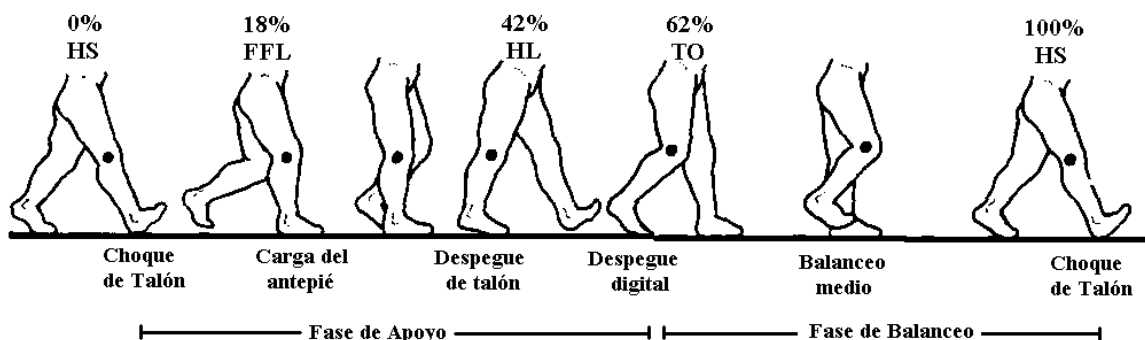


Figura 21. Ciclo de la marcha del miembro derecho.

Cuando una persona está caminando, el ciclo de la marcha dura aproximadamente un segundo, por lo que la fase de apoyo ocurre en 0,6 sg y la fase de balanceo en 0,4 sg. Como durante la fase de apoyo la parte distal de la cadena cinética está fijada por las fuerzas reactivas del suelo, los movimientos durante esta fase se refieren a movimientos en cadena cinética cerrada. Por otro lado, los movimientos en la fase de balanceo corresponden a cadena cinética abierta, ya que la parte distal de la cadena cinética está completamente móvil (*Michaud TC, 1993*).

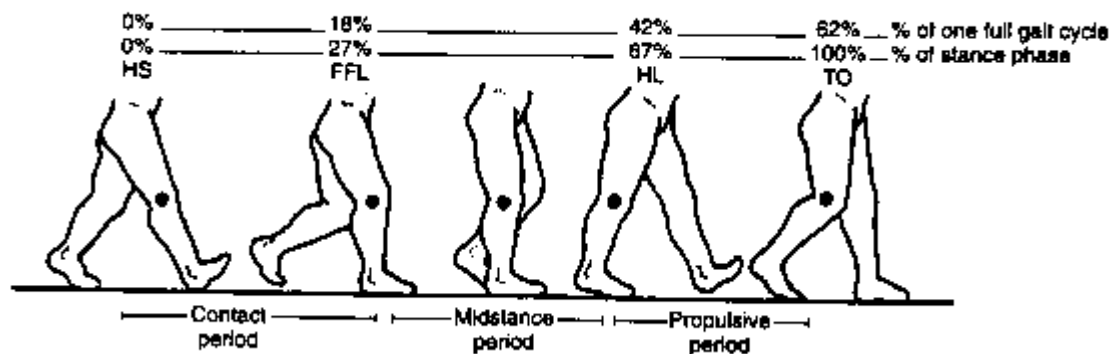


Figura 22. Distintos periodos de la fase de apoyo. HS: contacto de talón; FFL: apoyo completo de antepié; HL: Despegue de talón; TO: despegue digital.

2.5.5.2.- Fases de la marcha:

2.5.5.2.1 Fase de apoyo:

2.5.5.2.1.1.- Periodo de contacto:

El periodo de contacto comienza con el apoyo de talón y finaliza con el apoyo completo del antepié. Como se ve en la figura 22, el periodo de contacto se produce durante el primer 27% de la fase de apoyo (o el 18% de un ciclo completo) y dura entre 0,1 y 0,15 segundos (*Sánchez - Lacuesta J, 1993*).

En el momento en el que contacta el talón, la cadera está idealmente en flexión de 30°, la rodilla está casi extendida; la ASA está ligeramente invertida y la articulación mediotarsiana está completamente evertida (abducción y flexión dorsal) sobre su eje oblicuo e invertida respecto a su eje longitudinal.

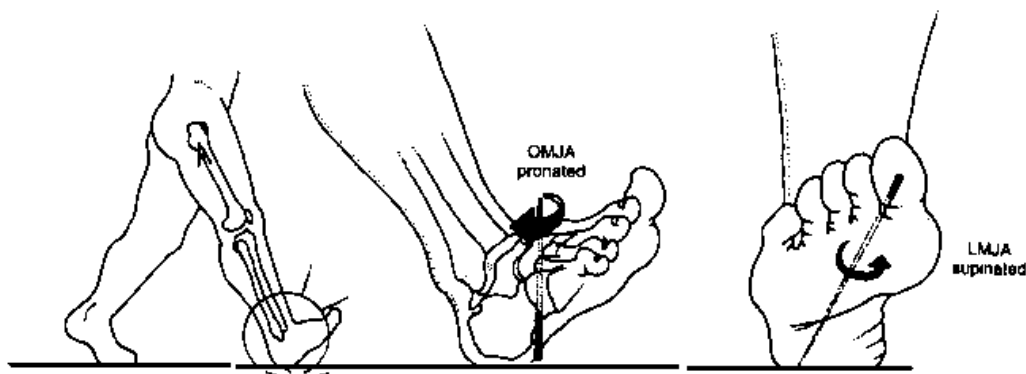


Figura 23. Posiciones ideales en el contacto de talón. OMJA: Eje oblicuo de la articulación mediotarsiana. LMJA: Eje longitudinal de la articulación mediotarsiana.

Durante el periodo de contacto, la flexión plantar del tobillo es resistida por la contracción excéntrica de la musculatura del compartimento anterior. Estos músculos juegan un importante papel en la absorción del choque, suavizando el descenso del antepié sobre el suelo y minimizando así el trauma en los tejidos blandos plantares.

El tobillo continúa plantarflexionándose a lo largo del primer 70% del periodo de contacto, llegando a una posición de plantarflexión máxima de 10°. Al mismo tiempo, las fuerzas reactivas del suelo aplicadas sobre el antepié, hacen que el tobillo se dorsiflexione ligeramente (el tobillo se encuentra aún en una flexión plantar próxima a los 5°, al final del periodo de contacto). El periodo de contacto finaliza con el apoyo completo del antepié, que ocurre cuando la pierna contraria se encuentra en la fase de balanceo, transmitiendo todo el peso corporal a la pierna que se encuentra en la fase de apoyo (*Root ML, 1991*).

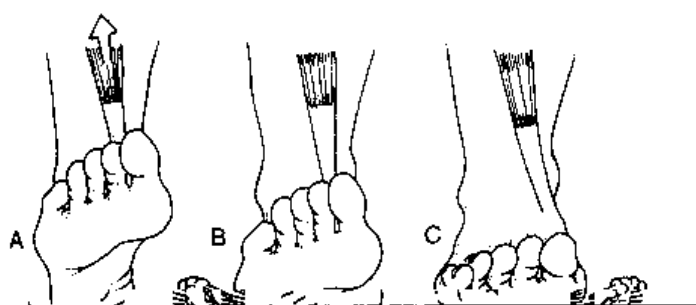


Figura 24. Flexión plantar del tobillo durante el apoyo temprano y medio del contacto, resistida por la contracción excéntrica de la musculatura del compartimento anterior (flecha A).

2.5.5.2.1.2.- Periodo de apoyo medio:

El periodo de apoyo medio comienza con el apoyo completo del antepié, y finaliza cuando se levanta el talón. Es el periodo más largo ocupando un 40% de la fase de apoyo y dura aproximadamente 0,24 segundos. Durante este periodo el pie intenta convertirse, partiendo de un adaptador móvil necesario para el periodo de contacto, en una palanca rígida necesaria para el periodo propulsivo. Este trabajo se encuentra parcialmente acompañado de la ventaja del momento hacia delante de la extremidad inferior contralateral: el momento hacia delante de la fase de balanceo de la pierna, la pelvis del miembro que está en apoyo, rota externamente (figura 25) dando lugar a la rotación externa de la pierna que se encuentra en la fase de apoyo. Puesto que la pierna y el astrágalo se encuentran en cadena cinética cerrada durante el apoyo medio, la rotación externa de la pierna que está cargando el peso produce una abducción del astrágalo, lo que hace que se invierta la ASA. Este movimiento ayuda a estabilizar el tarso al disminuir el paralelismo de los ejes de la articulación mediotarsiana (*Root ML, 1991*).

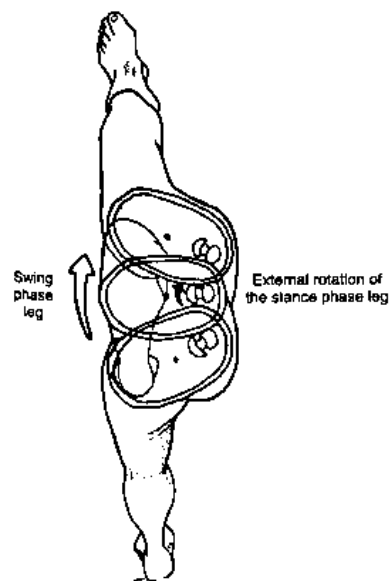


Figura 25. Movimiento hacia delante de la pierna en la fase de balanceo y rotación externa de la pierna en apoyo, que a su vez invierte la articulación subtalar.

Al final de la fase de apoyo medio, el tobillo se flexiona dorsalmente 10° (el momento del cuerpo hacia delante va acompañado de una extensión simultánea de la rodilla durante todo el apoyo medio, permitiendo que las fuerzas reactivas del suelo aplicadas por debajo del antepié, dorsiflexionen el tobillo), la ASA está bloqueada en una posición neutra y la articulación mediotarsiana está completamente evertida sobre su OMJA durante todo el apoyo medio aunque su rango de movimiento realizado en eversión haya disminuido considerablemente debido a la inversión de la ASA. Ya que la flexión dorsal del tobillo desplaza en sentido ascendente la superficie anterior del astrágalo, la sindesmosis tibioperonea distal puede hacer una aumentar como mucho de 1,5 milímetros y el maleolo peroneo ascenderá y rotará externamente (figura 26).

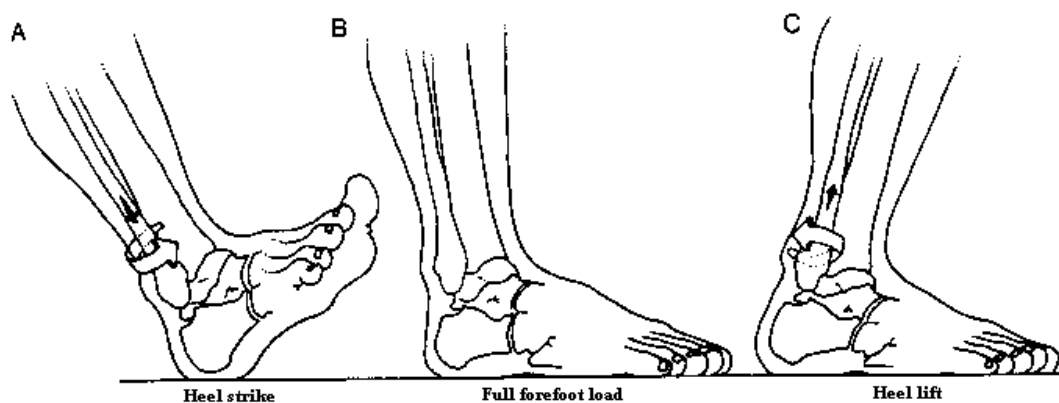


Figura 26. Acción del tobillo durante la fase de apoyo.

Como el tobillo se plantarflexiona durante el periodo de contacto (A y B), el maleolo peroneo se moverá hacia abajo y rotará internamente. Para acomodar la anchura anterior del cuerpo de la polea astragalina, la parte distal del peroné rotará externamente y ascenderá cuando el tobillo realice la flexión dorsal durante la fase de apoyo medio (Michaud TC, 1993).

2.5.5.2.1.3.- Periodo propulsivo:

El periodo propulsivo comienza en el momento en el que el talón se levanta y termina con el despegue digital. Ocupa el último 33% de la fase de apoyo y dura aproximadamente 0,2 segundos. Aunque parece ser un proceso simple, son numerosas las acciones responsables de producir el despegue de talón. Primeramente el momento hacia delante del tronco, desplaza el centro de masa directamente sobre el antepié, minimizando de este modo las fuerzas verticales responsables de mantener el talón en contacto con el suelo (figura 27A).

En segundo lugar, la contracción continua del soleo y de la musculatura del compartimento posterior profundo actúa limitando el rango de flexión dorsal del tobillo y el momento hacia delante de la tibia. Esta acción permite que el momento hacia delante del centro de masas se aplique directamente para que se levante el talón (figura 27B). Finalmente el músculo gastrocnemio juega un papel particularmente importante para flexionar la rodilla mientras plantarflexiona el tobillo. Estas acciones combinadas sirven para levantar la rodilla hacia arriba y hacia delante (lo que concede un inmejorable rango de "levantamiento del tobillo") a la vez que también se encuentra asistido por la flexión de la cadera (figura 27C). Por todo esto, el músculo gastrocnemio permite indirectamente un aumento del espacio respecto al suelo durante la fase de balanceo (*Sánchez - Lacuesta, 1993*).

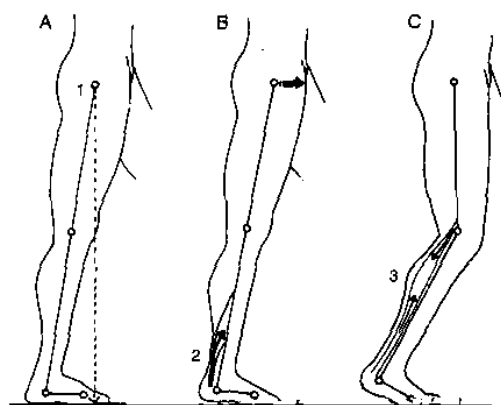


Figura 27. El despegue del talón es el resultado de las acciones combinadas del adelantamiento del centro de masas del cuerpo (1), deceleración muscular de la dorsiflexión del tobillo (2), y una flexión activa de la rodilla producida por la contracción del gastrocnemio (3). Apuntar que el panel B es sólo una propuesta de demostración de que la elevación del talón debería ocurrir normalmente con la flexión de la rodilla por el gastrocnemio.

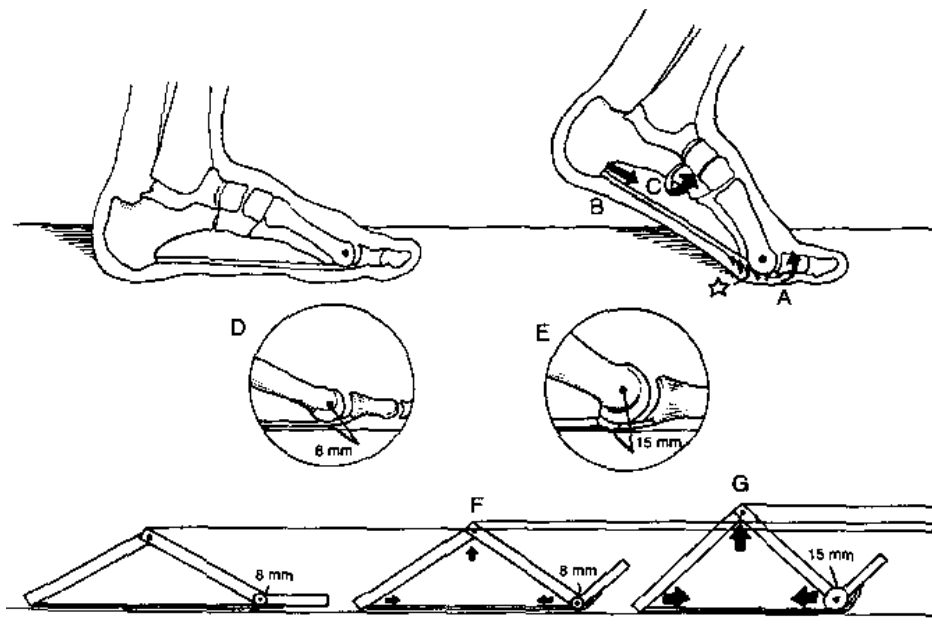


Figura 28. Mecanismo de Windlass de la fascia plantar.

Durante el periodo propulsivo, las fuerzas de reacción del suelo están dorsiflexionando los dedos, lo que actúan arrastrando la fascia plantar alrededor de las cabezas metatarsales (A). Esta acción conduce a la aproximación de retropié y antepié (B) y permite aumentar la altura del arco lo necesario para la estabilidad (C). La cantidad de tracción generada por la fascia plantar está directamente relacionada con la distancia entre el eje transversal de las articulaciones metatarsofalángicas y el trayecto de la fascia plantar: el aumento de la distancia, aumenta la tracción de la fascia plantar cuando los dedos se dorsiflexionan. Por ejemplo, los metatarsianos menores tienen un promedio de 8 mm entre su eje transversal y el trayecto de la fascia plantar (D) mientras que el primer metatarsiano, que tiene una cabeza mas larga y la presencia de los sesamoideos (que la fascia plantar cubre) tiene una distancia de aproximadamente 15 milímetros entre su eje transversal y la fascia plantar (E). Como resultado, la dorsiflexión del primer dedo produce mucho mayor efecto de tracción sobre la fascia plantar que cualquiera de los metatarsianos menores (Comparar F y G). En orden a resistir las grandes tensiones de la carga, la fascia plantar presenta una fuerte inserción a nivel distal de la primera cabeza metatarsal. La fascia plantar además presenta fuertes inserciones en la piel debajo de las cabezas metatarsales (estrella), que previenen los deslizamientos en la piel cuando se aplican las fuerzas durante el periodo propulsivo (Donatelli RA, 1996).

La posición de ventaja del peroneo lateral largo para funcionar como plantarflexor del primer radio es extremadamente importante durante el periodo propulsivo, ya que el aumento del ALI, junto con la curva parabólica normal de las cabezas metatarsales (es decir, el primer metatarsiano es generalmente más corto que el segundo), necesita que el primer radio se plantarflexione activamente para mantener el contacto con el suelo (*Seibel MO, 1994*).

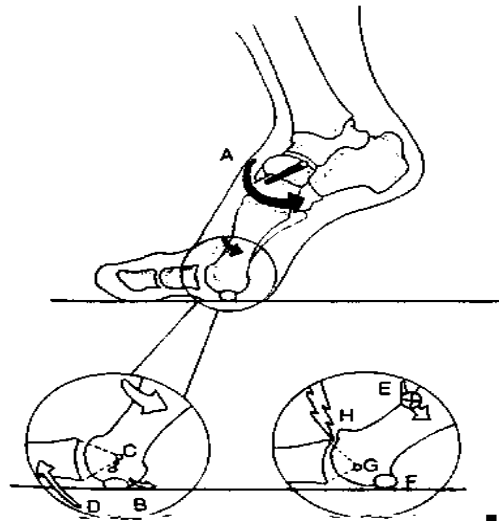


Figura 29. Como el primer metatarsiano es normalmente más corto que el segundo, debe realizar una activa plantarflexión para mantener el contacto con el suelo durante el periodo propulsivo (A).

Además de la importancia obvia de mantener el contacto con el suelo para resistir las fuerzas reactivas de éste, la flexión plantar activa del primer radio facilita el desplazamiento dorsal y transverso del eje de la primera articulación metatarsofalángica (MTF) que es necesario para que el hallux alcance el rango de flexión dorsal requerido de 65° (figura 29).

Cuando el primer metatarsiano se plantarflexiona, la cabeza metatarsal se desliza posteriormente a lo largo de los sesamoideos (B), que permiten el traslado dorsal-posterior del eje transverso de la primera articulación MTF (C). Este nuevo eje permite una liberación del rango de la dorsiflexión del hallux (D).

Los fallos de la plantarflexión del primer metatarsiano durante la propulsión (E) impiden el deslizamiento posterior de la cabeza metatarsal sobre los sesamoideos (F), lo que evita el desplazamiento dorsal-posterior del eje transversal. En este momento el hallux es forzado a la flexión dorsal sobre el eje original (G). Este hecho conduce a una "compresión" del cartílago dorsal (H) con la característica resorción del hueso subcondral y la superficie dorsal de la cabeza del primer metatarsiano. El aumento del rango de dorsiflexión del hallux asociado con la plantarflexión del primer metatarsiano se puede demostrar con la pronación de nuestro antepié (en descarga) y apreciar el rango de dorsiflexión del hallux. Repetir la medición con el antepié completamente supinado (que dorsiflexiona el primer metatarsiano) y apreciar la marcada disminución del movimiento (*Plas F, 1996*).

2.5.5.2.2.- Fase de Balanceo:

La fase de balanceo que empieza en el despegue digital y termina en el contacto de talón, ocupa el 38% del ciclo de la marcha y aproximadamente los últimos 0,4 segundos. La función primaria del pie y del tobillo durante esta fase es la de permitir la suficiente dorsiflexión al antepié para superar el suelo durante el balanceo medio y colocar las articulaciones para que la musculatura de sostén puedan amortiguar de forma más efectiva las fuerzas de impacto cuando se produzca el próximo contacto de talón.

Durante la fase temprana de balanceo, la superación del suelo por parte del antepié se produce por la vigorosa contracción del músculo que flexiona la rodilla y la cadera y por la contracción concéntrica de la musculatura del compartimento anterior (que, como mencionamos, empieza a contraerse durante la propulsión tardía para prepararse para la fase de balanceo).

Desde que el tobillo alcanza su máxima plantarflexión poco después del despegue digital, la musculatura del compartimento anterior tiene menos de 0,2 segundos para superar las fuerzas inerciales y dorsiflexionar el antepié para alcanzar una posición segura en el balanceo medio (*Michaud TC, 1993*).

Aproximadamente después de la contracción de los músculos extensor largo común de los dedos y peroneo anterior, empiezan a contraerse el tibial anterior y el extensor largo del hallux, y así aumentar marcadamente el movimiento de dorsiflexión producido en el tobillo. Root y cols mantienen que el extensor largo del hallux es el dorsiflexor de tobillo más fuerte durante la fase temprana de balanceo. El tibial anterior, en virtud de sus inserciones en el primer metatarsiano y en la primera cuña, también actúa favoreciendo el despeje del suelo a través de la dorsiflexión del primer radio durante la fase temprana de balanceo (figura 30). En esta imagen, se puede observar como el antepié se mantiene en una posición pronada sobre el LMJA durante la fase temprana del balanceo por la continua contracción de los músculos extensor largo común de los dedos y el peroneo anterior. El movimiento de dorsiflexión del primer radio, además de participar en la separación del antepié del suelo, también sirve para reforzar la eficacia del extensor largo del hallux en un tobillo dorsiflexionado, como

resultado de un cambio de posición anterior/inferior del eje transverso de la primera articulación MTF (*Plas F, 1996*).

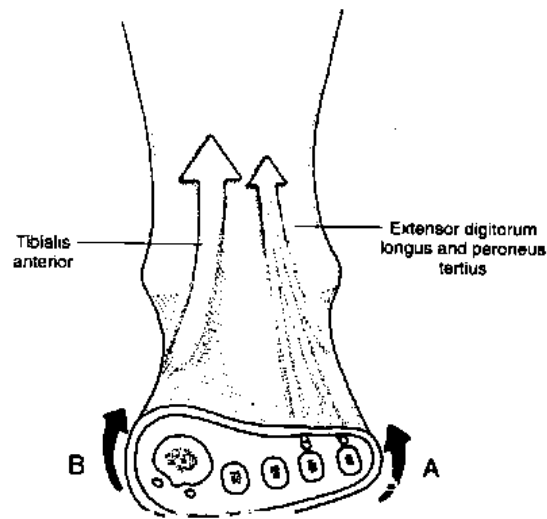


Figura 30. Durante la fase temprana de balanceo, las ramas laterales del extensor largo común de los dedos y del peroneo anterior evierten activamente el antepié (A) mientras el tibial anterior, además de a la dorsiflexión del tobillo, dorsiflexiona y supina activamente el primer radio (B), facilitando así el despeje del suelo.

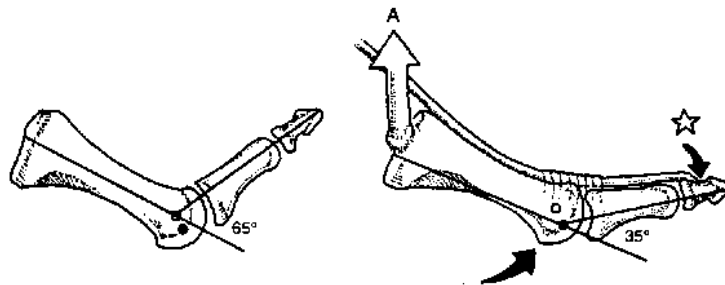


Figura 31. La dorsiflexión del primer radio por el tibial anterior (A) desplaza el eje transverso de la primera articulación MTF detrás de su posición original (punto negro), limitando así el posible rango de dorsiflexión, es decir, el nuevo eje solamente permite 35° de dorsiflexión.

El movimiento de plantarflexión del hallux favorece la eficacia del extensor largo del hallux cuando el tobillo se dorsiflexiona por la estabilización de su inserción a nivel de la falange distal (estrella).

Durante el tiempo en el que se produce la fase media del balanceo, el tobillo se dorsiflexiona hasta una posición próxima a la neutra; las articulaciones subtalar y

mediotarsiana están evertidas (la articulación mediotarsiana se encuentra evertida respecto a los dos ejes); y el primer radio está dorsiflexionado y supinando. Estas acciones combinadas, cuando se acoplan con la flexión de la rodilla y de la cadera, permiten la máxima separación del suelo.

Poco después de que el antepié ha superado el suelo, los músculos de la pierna en balanceo tienen un relativo periodo de tranquilidad donde el movimiento se mantiene por las fuerzas inerciales generadas durante la propulsión y el balanceo temprano. Justo antes del contacto de talón, los músculos del compartimento anterior se contraen simultáneamente en anticipación a la amortiguación de las fuerzas de impacto asociadas con el periodo de contacto.

A causa de sus relaciones con los distintos ejes, el tibial anterior y el extensor largo de los dedos producen una moderada dorsiflexión de tobillo, con el tibial anterior se supina de forma marcada el antepié mientras que el extensor largo común de los dedos y el peroneo anterior ayudan con la dorsiflexión de tobillo y la eversión del antepié sobre el OMJA. Hay que apuntar, que Basmajian y Deluca mantenían que el tibial anterior actúa como un dorsiflexor de tobillo durante la fase temprana de balanceo y como un supinador de antepié durante la fase tardía del balanceo. Por la posición del pie con el tobillo dorsiflexionado, el antepié supinado, y la ASA ligeramente invertida, los músculos pretensados del pie y de la pierna se preparan ahora para la amortiguación efectiva de las fuerzas reactivas del suelo asociadas con la fase de apoyo. Es interesante observar que con la carrera en "sprint" y en la anticipación de las caídas, otros músculos que absorben choque (gastrocnemio, vasto lateral, glúteo mayor, etc.) se vuelven hiperactivos antes del contacto de talón cuando se pretensan en un esfuerzo por amortiguar con más efectividad al percibir el aumento de las fuerzas reactivas del suelo (*Michaud TC, 1993*).

2.5.6.- Aplicaciones prácticas de los métodos de estudio de la marcha:

Son múltiples las aplicaciones de las técnicas de análisis de la marcha; en Rehabilitación, Geriatría, Traumatología, Neurología, Medicina Deportiva, etc. para conocer las características de la marcha normal y los trastornos específicos y poder establecer el plan de reeducación más adecuado en cada caso (*Ramos M, 2000*).

2.5.6.1.- Estudios de marcha normal:

Los estudios de marcha en sujetos normales empleando distintas técnicas tienen gran importancia para la obtención de poblaciones de referencia y para el conocimiento de la influencia de diversos factores individuales como edad, sexo, peso, altura, raza, etc. sobre la deambulación (*Ramos M, 2000*).

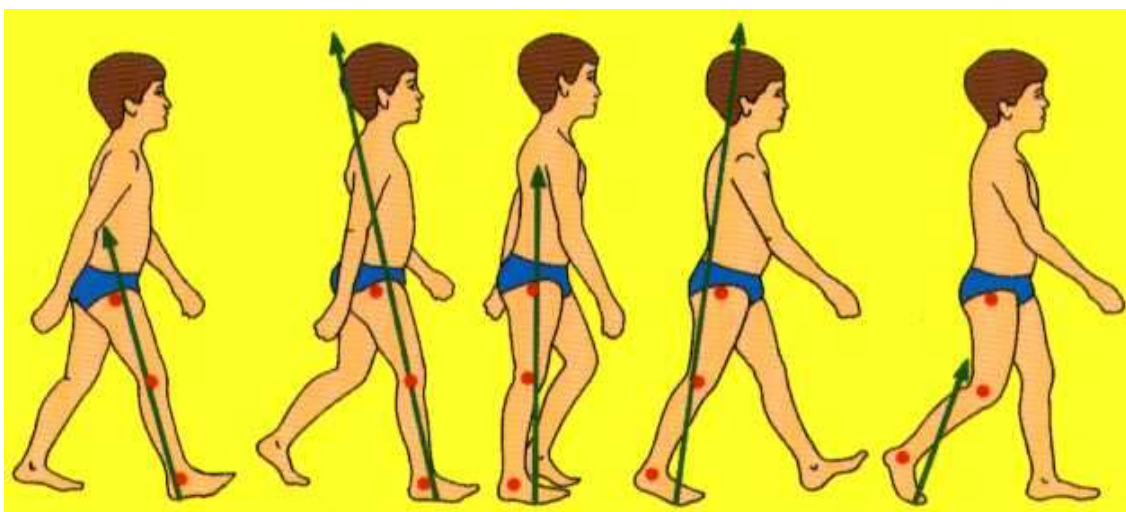


Figura 32. Biomecánica de la marcha humana normal

2.5.6.2.- Estudios de marcha en ancianos:

Los ancianos presentan ciertas peculiaridades en su patrón de marcha, que ya han sido descritas en el capítulo dedicado a los distintos factores que modifican las características de la marcha. Además existen patologías más frecuentes en edades avanzadas que tienen una influencia sobre el sistema nervioso, aparato locomotor, etc. y que van a provocar distintas alteraciones del patrón de marcha. Es de interés conocer las

modificaciones que se producen en la marcha del anciano y en su equilibrio para la prevención de caídas, tan frecuentes en personas de edad avanzada (*Ramos M, 2000*).

2.5.6.3.- Estudios de marcha en patologías neurológicas:

Las patologías neurológicas suelen llevar consigo alteraciones motrices y en concreto modificaciones de la marcha por alteraciones del equilibrio, coordinación, tono muscular, parálisis, etc. Sobre todo se han estudiado las modificaciones del patrón de marcha en hemipléjicos y hemiparéticos y en sujetos afectados de parálisis cerebral Infantil (*Ramos M, 2000*).



Figura 33. Marcha del hemipléjico.

2.5.6.4.- Indicación de ayudas técnicas para la marcha:

Son importantes los estudios de marcha en sujetos a los que se les van a prescribir ayudas técnicas para la marcha, para determinar cuál es la ayuda más adecuada y que pueda ofrecer al paciente una mayor seguridad, según las alteraciones que presente. También son útiles estos estudios para evaluar la eficacia de las ayudas prescritas. Se pueden realizar estudios con muletas instrumentadas para conocer el porcentaje de descarga que el sujeto hace sobre dicha muleta (*Lafuente R, 1999*).

2.5.6.5.- Estudios de marcha en amputados:

El sujeto al que se le ha amputado uno de los miembros inferiores pierde el soporte estático, la función del complejo articular así como la información sensorial tanto propioceptiva como exteroceptiva. Por todo ello sufren alteraciones posturales y del patrón de marcha (*Sánchez - Lacuesta J, 1993*).

Los estudios de la deambulación en estos sujetos tienen gran importancia para el diseño de nuevas prótesis y como control de la adaptación de estos sujetos a las prótesis empleadas y la evaluación del proceso de reeducación de la marcha (*Ramos M, 2000*).

2.5.6.6.- Estudios de marcha tras cirugía reparadora:

Para evaluar los resultados de la cirugía y la evolución del paciente. Principalmente se han realizado estudios en sujetos con prótesis internas de rodilla y cadera (*Ramos M, 2000*). Es de interés el estudio comparativo de la evaluación de la marcha prequirúrgica y postquirúrgica, así como el estudio de la evolución del paciente tras la cirugía (*Sánchez - Lacuesta J, 1993*).

2.5.6.7.- Estudios en patologías del aparato locomotor:

Para evaluar la patología y la evolución del paciente. También útiles a la hora de prescribir ortesis y calzados ortopédicos y realizar un control y seguimiento para ver la efectividad o la necesidad de ser modificados (*Sánchez - Lacuesta J, 1993*).



Figura 34. Ortesis plantares.

2.5.6.7.- Estudios de marcha para realizar valoraciones funcionales:

La marcha es una actividad de la vida cotidiana que se estudia con frecuencia en las valoraciones funcionales, junto con otras actividades como subir y bajar escaleras o mantener el equilibrio en distintas posiciones y al realizar cambios posturales (*Duch FR, 1999*).



Figura 35. Estudio de marcha para valorar alteraciones funcionales.

2.5.6.8.- Estudios de marcha en medicina deportiva:

En el campo del deporte lo que se estudia con más frecuencia son aspectos como el gasto de energía, coordinación de movimientos, evaluación de la capacidad física durante la marcha, el salto y la carrera. Con estos estudios se pretende la prevención de lesiones deportivas y el mantener al deportista en la mejor forma física. También se emplean estas técnicas para la evaluación de alteraciones de la marcha o el movimiento tras lesiones deportivas, la evolución del deportista y efectividad del tratamiento de rehabilitación (*San Gil A, 1989*).



Figura 36. Los estudios de marcha en el deporte se hacen cada vez más necesarios y útiles.

2.5.6.9.- Zoología:

Las técnicas descritas en los apartados anteriores también tienen aplicaciones para el estudio de los movimientos de los animales. Principalmente se han empleado con caballos para mejorar su rendimiento en las distintas pruebas hípicas.

2.5.6.10.- Industria:

De utilidad en la industria del calzado y especialmente en la fabricación de calzado deportivo, para conseguir el calzado más adecuado en cada especialidad deportiva, teniendo en cuenta factores como rozamiento, flexibilidad, sujeción, amortiguación, etc. También para fabricar los calzados más idóneos para cada tipo de pie, edad y estado de salud, asegurando comodidad y adecuada sujeción del pie y evitando lesiones, dolor o deformidades podálicas (*Ramiro J, 1995*).

2.5.6.11.- Ejercito:

En el campo militar se han realizado diversos estudios de la marcha, para evaluar como influye en las distintas fases del ciclo de la marcha el calzado pesado que utilizan los militares, analizar la influencia del transporte de carga durante las largas marchas y maniobras (víveres, armamento) sobre el proceso de deambulaci3n, calcular el gasto de energ3a durante esas marchas, etc. (*Verduras C, 1995*).

2.6.- HALLUX VALGUS: PATOLOGÍA Y BIOMECÁNICA.

2.6.1.- Introducción:

El Hallux Abductus Valgus (**HAV**) es un trastorno degenerativo y progresivo, de la alineación de la primera articulación metatarso falángica del primer radio del pie que condiciona una desviación de la misma en los tres planos del espacio y que altera su función estática y dinámica (*Mann RA, 1981*). Normalmente, la deformidad se caracteriza por la subluxación progresiva de la primera articulación metatarsofalángica (Fig.20).

Junto al pie plano, es la deformidad mas frecuente del pie y de la patología del aparato locomotor. Es asimismo la causa mas frecuente de insuficiencia de primer radio. El desarrollo de la deformidad es poco frecuente en adolescentes y niños mayores por lo que se considera un problema relacionado con la edad. Además afecta a las mujeres cuatro veces más que a los hombres (*Scraton P, 1983*).

Es, por tanto, una deformidad adquirida causada por una biomecánica anormal de la primera articulación metatarso falángica que se produce, fundamentalmente, en el período propulsivo del ciclo de la marcha (*Root ML, 1991*).

2.6.2.- Diagnóstico del HAV.

Para la valoración y el diagnóstico del Hav se utilizan diversos metodos, basándose principalmente en la inspección y en la radiología.

2.6.2.1.- Inspeccion:

- Escala de Manchester:

Se ha establecido un metodo no invasivo, que nos ayuda a clasificar y diagnosticar aquellos pies afectados de Hallux valgus sin necesidad de realizar estudios radiográficos. La escala de Manchester (*Garrow AP y cols, 2001*), clasifica cuatro tipologías de pies en HAV (Fig):

- **A. Normal** (Grado 1. Sin deformidad).
- **B. Medio** (Grado 2. Deformidad leve).
- **C. Moderado** (Grado 3. Deformidad moderada).
- **D. Severo** (Grado 4. Deformidad severa).



Figura 37. Grados de deformidad utilizando la escala de Manchester

- Desviación del dedo gordo:

Un discreto valgo es fisiológico. Se considera que es patológico cuando la desviación es superior a los 15°. Algunas veces llega a formar casi un ángulo recto con el primer metatarsiano.



Figura 38. A la izquierda observamos un Hallux valgus severo con pronación del dedo gordo. La vista axial de la derecha evidencia la pronación del dedo gordo.

2.6.2.2.- Radiología.

Los valores de los ángulos en las radiografías hechas en bipedestación son útiles para definir la magnitud de la deformidad del hallux valgus.

- El **Angulo de hallux valgus** se forma por la intersección de los ejes longitudinales de la falange proximal y el del primer metatarsiano. Un ángulo de hallux valgus es considerado como normal si es menor de 15° (Hardy R, 1951).
- El **Angulo intermetatarsal 1º-2º** se forma por la intersección de los ejes longitudinales del primer y segundo metatarsianos, y es considerado normal un ángulo menor de 9° (Mann R, 1993).

Con el uso de estos dos valores, se desarrolló un esquema de clasificación general para el hallux valgus.

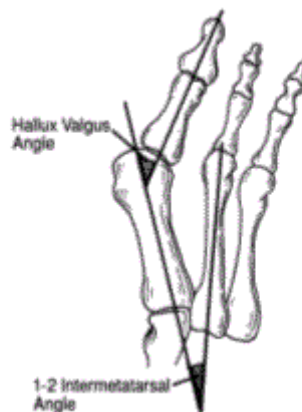


Figura 39. Descripción del Angulo Hallux valgus e Intermetatarsal

Es útil definir las deformidades del hallux valgus como leve, moderada, y severa, para normalizar su descripción y ayudar a la planificación preoperatoria (Mann R, 1993).

2.6.2.2.1.- Valores Normales:

- Ángulo de hallux valgus: 0-15°
- Angulo intermetatarsal 1-2: <9°
- Ángulo distal 1er.metatarsiano: 0 a 15°

2.6.2.2.2.- Valores patológicos:

- Hallux valgus leve con subluxación 1ª MTF. (Figura. 40A).
 - Ángulo de hallux valgus 19°.
 - Angulo Intermetatarsal 10°.
 - Subluxación de sesamoideos menor del 50%.

- Hallux valgus moderado con subluxación 1ª MTF. (Figura 40B).
 - Ángulo de hallux valgus 30°.
 - Ángulo intermetatarsal 1-2 de 14°.
 - Subluxación de sesamoideos de 50 al 75%.

- Hallux valgus severo con subluxación 1ª MTF severa. (Figura 20C).
 - Ángulo de hallux valgus 50°.
 - Angulo intermetatarsal 1-2 de 17°
 - Subluxación de sesamoideos > 75%.
 - La segunda articulación metatarsofalángica está luxada



Figura 40. Hallux valgus leve, moderado y severo. Las *flechas* indican la dirección de la subluxación, y las *puntas de flecha* la magnitud de la superficie articular.

2.6.2.2.3.- Morfología de la cabeza del primer metatarsiano:

Puede haber diferencias sustanciales en la **forma de la superficie articular distal del primer metatarsiano**:

- Una superficie **redondeada** es muy común, y es más propicia a la subluxación y desarrollo de una deformidad progresiva de hallux valgus.
- Una articulación metatarsofalángica con forma **plana o en tejadillo** es más estable y tiende a resistirse a la subluxación (*Mann R, 1993*).



Figura 41. Superficie articular redondeada con subluxación metatarsofalángica y superficie en forma de cresta sin subluxación.

2.6.2.2.4.- Subluxación de los sesamoideos:

En su posición normal, el abductor hallucis proporciona el mayor apoyo al dedo gordo del pie bien alineado (*Stein HC, 1938*). En la superficie lateral, el adductor hallucis también proporciona estabilidad; sin embargo, su inserción en la superficie plantar-lateral de la base de la falange proximal y en el sesamoideo lateral, determina una fuerza deformante que se incrementa en función del mayor grado de la deformidad valga.

Debido a que el adductor hallucis está unido a las diáfisis de los metatarsianos menores, retiene el sesamoideo, y la falange proximal y el primer metatarsiano, se desvían medialmente. Por su inserción en la superficie plantar de la falange proximal, el adductor hallucis también ejerce una fuerza rotatoria sobre el dedo gordo del pie, pronando la falange al desviarse lateralmente (*Sammarco M, 1993*). Con el desplazamiento lateral progresivo, se incrementa el desequilibrio y la cofia plantar intrínseca (adductor hallucis, flexor hallucis brevis, y abductor hallucis) gira en dirección lateral (respecto a la cabeza del primer metatarsiano), dejando a la delgada mitad dorsal la de la cápsula, con el riesgo de una deformación adicional. Cuando la deformidad del hallux valgus progresa, el extensor hallucis longus se desplaza hacia el primer interespacio y se convierte en adductor del dedo gordo del pie (*Stein HC, 1938*).

A éste fenómeno se le ha descrito como *subluxación de los sesamoideos*, pero **realmente es el primer metatarsiano el que se desplaza medialmente** alejándose del complejo del sesamoideo (*metatarsus primus varus*).



Figura 42. Alineación normal y subluxación de los sesamoideos (Vista axial).

* En la figura 42 observamos de arriba abajo:

- Alineación normal.
- Migración medial del primer metatarsiano, la cresta intermetatarsal se corroe y el sesamoideo medial asume una situación más central (*flecha*).
- Con la deformidad severa, el sesamoideo lateral se sitúa dorsal y verticalmente, respecto del sesamoideo medial (*flecha*), y se produce una retracción lateral de partes blandas.

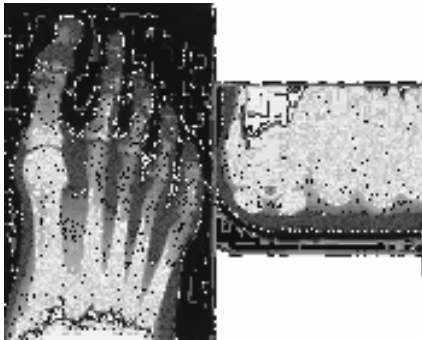


Figura 43. Alineación normal

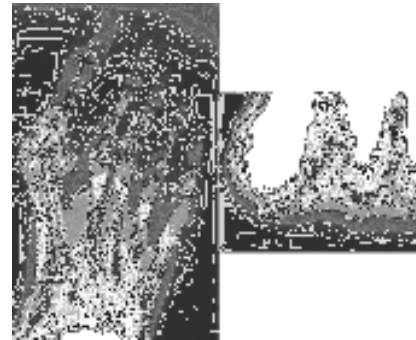


Figura 44. Subluxación de los sesamoideos

La superficie plantar del primer metatarsiano se caracteriza por una cresta, o espina intersesamoidea que se articula con los sesamoideos medial y lateral. Cuando se produce el desplazamiento, esta cresta se aplana gradualmente hasta no ofrecer resistencia adicional al desplazamiento del sesamoideo (*Coughlin MJ, 1987*), como se puede comprobar en una radiografía axial. En una radiografía anteroposterior de una articulación con subluxación moderada, el sesamoideo lateral está descubierto el 50 al 75% en el primer espacio intermetatarsal y el sesamoideo medial se localiza en posición plantar en el centro de la cabeza del primer metatarsiano. Con un hallux valgus severo, el sesamoideo lateral emigra por la superficie lateral de la cabeza del primer metatarsiano y se sitúa dorsal y vertical al sesamoideo medial.

Es importante reconocer la magnitud de la subluxación de los sesamoideos porque esto guiará la elección del método de reconstrucción quirúrgica.

Una intervención que no reduzca esta subluxación con reposición de la cabeza del primer metatarsiano a una articulación normal con ambos sesamoideos supone un riesgo de deformidad recurrente. Como el hallux valgus es progresivo, hay un aumento correspondiente de ambas; *subluxación de sesamoideos y pronación del dedo gordo del pie*.

2.6.3.- Etiopatogenia del Hallux Valgus

El HAV no puede ser atribuido a una sola causa, sino a la suma de factores intrínsecos que alteran la estructura ósea normal, exponiendo al primer dedo a fuerzas pronadoras anormales que condicionan una hipermovilidad de las estructuras óseas y un exceso de dependencia de la estabilidad de esta en las partes blandas, sobre todo en la última fase del estadio de propulsión de la marcha, con lo que se inicia y progresa el desarrollo del HAV; los factores extrínsecos pueden favorecer y agravar la deformidad (*Viladot A, 2002*).

A continuación se analizan todos los factores, tanto extrínsecos como intrínsecos, que intervienen en la aparición y progresión del HAV:

2.6.3.1.- Factores intrínsecos:

- Antepié adducto:

Es aquel en que el eje del metatarsiano se encuentra angulado en aducción respecto al retropié. Cuanto mayor sea el grado de aducción del I metatarsiano, existe mayor ángulo metatarsofalángico, que inicia el proceso de desequilibrio muscular entre abductor y aductor del primer dedo, dando lugar al proceso patológico de HAV (*Beguiristain JL y cols, 1993*).



Figura 45. Antepié adducto en un niño (Visión plantar).

- Formula digital:

(Viladot A, 2002) y (Lelièvre J, 1993) han puesto de manifiesto la importancia de la formula digital y metatarsiana en la aparición del HAV, habiendo comprobado como la presencia de un antepié con fórmula digital "pié egipcio", es decir, el primer dedo mas largo que el segundo hace que el calzado traumatice o desvíe en valgus el primer dedo y provoque la presencia de HAV.



Figura 46. Pie Egipcio, pie Cuadrado y pie Griego.

- Morfología de la articulación Metatarsofalángica:

La cabeza metatarsiana se puede presentar de tres formas (Munuera PV y cols, 2007):

- 1.- Redondeada: Favorecerá la inestabilidad de la articulación MTF, pudiendo dar comienzo así al desarrollo del HAV si inciden otros factores extrínsecos sobre la articulación desestabilizándola.
- 2.- Aplanada.
- 3.- Con una cresta central: La más estable.

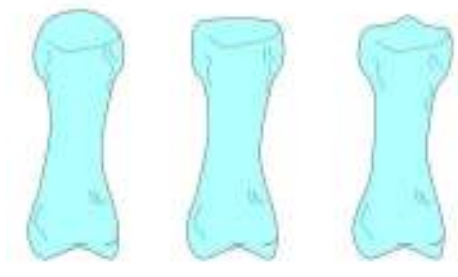


Figura 47. Forma de la cabeza del I metatarsiano: redonda (izquierda), cuadrada (centro) y cuadrada con cresta central (derecha). La forma normal sería aquella que está a caballo entre la redonda y la cuadrada (Munuera PV, 2007).

- Laxitud ligamentosa:

La laxitud ligamentosa del paciente determina una inestabilidad de la articulación MTF del primer dedo y una hipermovilidad del primer metatarsiano, situaciones éstas que van a favorecer que en el periodo propulsivo de la marcha no se puede estabilizar la articulación y favorecer la rotación y desviación en valgo del primer dedo al modificarse las acciones musculares tras el cambio de posición ósea debido a la inestabilidad.

- Procesos inflamatorios:

Fundamentalmente de tipo reumático. Tienen su punto de origen en la sinovial, debilitan las estructuras capsulo-ligamentosas al mismo tiempo que deterioran el cartílago articular, y favorecen la aparición del HAV en el primer radio y deformidades en ráfaga del resto de los dedos, característico de la morfología de los pies en pacientes reumáticos (*Viladot A, 1960*).



Figura 48. HAV en una Poliartritis Reumatoide.

- Hipermovilidad del primer radio:

La Hipermovilidad del Primer Radio es actualmente un factor etiológico reconocido de alteraciones en el antepié como HAV (*Michaud TC, 1993*). No obstante, el proceso patomecánico por el que llega a su desenlace patológico final se mantiene actualmente desconocido, aunque se han propuesto diferentes factores. (*Root ML, 1977*) afirmó que un primer radio hipermóvil degenerará en HAV si el paciente presenta un antepié tipo adducido o tipo recto respectivamente.

Por su parte, (*Viladot A, 2002*), atribuye la presencia de HAV a un primer metatarsiano más corto de lo normal, mientras que un primer metatarsiano excesivamente largo estaría asociado a Hallux Límítus. Sin embargo, estas propuestas nunca han llegado a demostrarse (*Pascual J, 2006*).

- Radiología:

Un reciente estudio (*Pascual J y cols, 2006*) analizó las variaciones radiológicas en proyección Dorsoplantar, comparando un grupo de pacientes con Hallux Valgus con un grupo de pacientes con Hallux Límítus. No se encontraron diferencias en el ángulo de metatarso adducto, lo que sugiere que no es muy indicativo en el proceso de ambas patologías. Si se encontraron diferencias en la longitud del primer metatarsiano sugiriendo que un primer metatarsiano excesivamente largo podría contribuir a la formación del Hallux Valgus.

- Angulo de la Marcha:

Otro estudio, mostraba que no existe correspondencia entre la presencia de HAV, y un aumento o disminución del ángulo de marcha. Sin embargo si encontraban asociación de la deformidad con aquellos sujetos que presentaban un primer radio en Flexión Dorsal o elevado (*Bryant AR y cols, 2007*).

- Pronación del retropié:

La presencia de retropié valgo o pie plano es la causa principal del desarrollo del HAV (*Inmann, 1974*).



Figura 49. Pies pronados.

2.6.3.2.- Factores extrínsecos:

- El calzado y el sexo:

Numerosos autores han considerado la utilización del calzado ajustado y de tacón alto como el factor extrínseco mas importante en el desarrollo del HAV.

Lapidus pone de manifiesto con un ejemplo muy gráfico este hecho. Refiere un caso de hermano y hermana que presentan condiciones anatómicas similares, con desviación en varo del I metatarsiano y oblicuidad de la articulación cuneometatarsiana. Solo se produjo deformidad del HAV en la hermana, que utilizaba calzado estrecho y con tacón alto.

Otro estudio resaltó el predominio sumamente alto de juanetes en las mujeres americanas en la cuarta, quinta o sexta, década de vida (*Coughlin MJ y cols, 1995*) implicando al calzado estrecho como causa del hallux valgus. Esta noción se apoya por un estudio en China (*Sim-Fook L y cols, 1958*) dónde el predominio de hallux valgus era quince veces superior en las personas que llevan zapatos que en las que no los utilizan.

Igualmente, en Japón, un estudio (*Kato y cols, 1981*) valora que el predominio de hallux valgus aumentó de forma dramática en las mujeres tras la introducción de la moda del tacón alto después del Segunda Guerra Mundial.

En conclusión y en base a estos estudios podemos afirmar:

- 1.- Que el HAV se produce casi exclusivamente en las sociedades que utilizan zapatos.
- 2.- Que la incidencia en la patología es claramente predominante en el sexo femenino.

- Lesiones traumáticas:

Los traumatismos como factor extrínseco en el desarrollo del HAV son muy poco frecuentes, pero tanto lesiones traumáticas en el adulto que afecten a la integridad o estabilidad de los elementos articulares (Cápsula, ligamentos, huesos, músculos, etc.), como traumatismos en la infancia, que afecten a los cartílagos de crecimiento del primer metatarsiano o de la primera falange, podrían condicionar la aparición secundaria de una deformidad en HAV en el I radio (*Viladot A, 1960*).

2.6.4.- Clínica: (Coughlin MJ, 1984).

- **Pie “ensanchado”:** Con un abultamiento en la cara medial de la cabeza del primer metatarsiano (eminencia medial).
- **Dolor por sobrecarga en los metatarsianos centrales:** La metatarsalgia suele ser más precoz y más intensa que el dolor en el juanete.

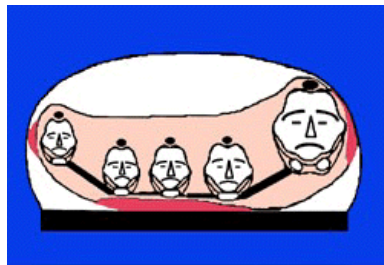


Figura 50. La imagen representa como el primer metatarsiano ya “no trabaja” y transfiere la carga a los metatarsianos menores.

- Hiperqueratosis plantares en las zonas de sobrecarga.



Figura 51. Zonas de sobrecarga que producen callosidades

- **Dolor por el roce de la exostosis con el calzado:** Aparece Hiperqueratosis e Higroma, en ocasiones muy doloroso. La piel puede encontrarse enrojecida, brillante, delgada, y en algunos casos ulcerada.
- **Dolor en la articulación cuando surge artrosis Metatarsofalángica:** Mas frecuente en personas mayores.

2.6.5.- Patomecánica del HAV.

Cualquier causa que puede ser contemplada como factor etiológico desencadenará el proceso evolutivo de la deformidad. A continuación enumeramos los signos por orden de aparición:

1°.- Pronación de la articulación subastragalina. (Primer signo).

2°.- Inestabilidad ósea de la primera articulación metatarsofalángica.

3°.- Luxación de los sesamoideos.

4°.- Desplazamiento de los tendones que se insertan distalmente en el hallux. La articulación del primer metatarsiano con el primer cuneiforme, y este último con el escafoides, realizan su función con un mismo eje de movimiento.

El primer radio tiene una movilización triplanar, pero casi todos los movimientos se producen en los planos frontal y sagital. Según lo expuesto las causas del HAV se ven reflejadas en la función mecánica músculo-esquelética por lo cual tanto la exploración, como el diagnóstico y el tratamiento, guardaran relación estrecha con dicha función.

En la actualidad se considera que la patomecánica que conduce al HAV incluye una biomecánica deficiente del pie, debido a la compensación por deformidades estructurales o funcionales. Actualmente es aceptado que la pronación patológica excesiva, conduce directamente a la formación del HAV, sin importar la causa de la pronación (*Root ML, 1997*).

2.6.6.- Factores biomecánicos que conducen a la pronación excesiva del retropié:

- Hiper movilidad del primer radio.
- Tobillo equino.
- Marcha en adducción, o en abducción.
- Varo compensado en antepié.
- Pie plano.

2.6.7.- Secuencias Biomecánicas.

2.6.7.1.- Luxación en los planos sagital y frontal de la articulación metatarsofalángica.

La precoz pronación subastragalina, anterior al medio apoyo, origina eversión del primer radio, por esta razón disminuye el efecto de flexión plantar del metatarsiano, que debiera obedecer a la acción del músculo peroneo lateral largo; las fuerzas reactivas del suelo sobre la cabeza del primer metatarsiano, ocasionan dorsiflexión e inversión del mismo.

El resultado final se traduce en hipermovilidad del primer radio. Inmediatamente después del apoyo de la cabeza del primer metatarsiano, los flexores plantares del hallux, intentan estabilizarle contra el suelo para la propulsión, pero la situación en dorsiflexión e inversión de la cabeza metatarsal, bloquea y limita al hallux para su propia dorsiflexión e inversión. Se concluye en una torsión, responsable de la luxación en los planos sagital y frontal de la articulación.

Conclusión: “La pronación anormal del pie durante la propulsión, causa en la primera articulación metatarsofalángica, subluxaciones en los planos frontal y sagital”.

2.6.7.2.- Inestabilidad del hallux en la propulsión.

La hipermovilidad del primer radio, causa una inestabilidad del primer metatarsiano contra la que el hallux no puede estabilizarse completamente en la propulsión.

El motivo es debido a la eficiencia de los músculos flexores plantares del hallux para estabilizar al mismo contra el suelo, disminuye debido a la propia inestabilidad del segmento óseo proximal.

También la subluxación (en los planos frontal y sagital) disminuirá la estabilidad del hallux, durante la propulsión (debido a la dorsiflexión e inversión del hallux).

La propulsión (impulso) final tiene lugar por medio de una rotación interna, en sentido medial-plantar del hallux, por lo que la fuerza reactiva del suelo, producirá una fuerza abductora anormalmente importante contra el hallux.

2.6.7.3.- Subluxación lateral del hallux.

Además de la fuerza abductora del suelo contra el hallux inestable, el desplazamiento de su base hacia lateral sobre una cabeza metatarsal insegura, se ve apoyado por una tensión anormal de la porción transversa del abductor (con origen en la porción latero plantar de la falange proximal del hallux, y su inserción en las demás cápsulas articulares metatarsofalángicas, cuya función sobre el hallux es la de fortalecer la estabilidad transversal del arco anterior, evitando la separación de los metatarsianos al cargar. Esta función se ve alterada, por traccionar de la base falángica lateralmente, cosa que ocurre a expensas de las fuerzas reactivas del suelo, que separan el metatarso durante la propulsión.

2.6.7.4.- Desplazamiento de los sesamoideos.

En el pie normal, en que la carga se transfiere a través de la primera articulación metatarsofalángica, y ésta solo tiene lugar tras el despegue del talón, momento para el cual el pie se encuentra ya supinado, cuando la articulación subastragalina está ligeramente supinada, los sesamoideos se encuentran centrados perfectamente bajo la cabeza metatarsal.

En el desarrollo del HAV, la articulación subastragalina se pronada durante la pulsación, el primer radio se encuentra hipermóvil en dorsiflexión e inversión, en el momento de la transmisión de carga por la articulación metatarsofalángica. La cresta ósea de la superficie planar de la cabeza metatarsal, se desplaza mediante sobre los sesamoideos y su complejo ligamentoso. Los músculos estabilizadores del hallux contra

el suelo, evitan que los sesamoideos se muevan con la cabeza metatarsal y resultan desplazados lateralmente por debajo de esta.

Cuando se proná el pie anormalmente en la propulsión, el sesamoideo tibial permanece por debajo de ésta cresta, en vez de situarse en su escotadura particular. Al aparecer la carga sobre la cabeza metatarsal, y llegar la subluxación lateral, la cresta se erosionará gradualmente.

Disminuye el efecto estabilizador de la musculatura intrínseca plantar sobre el hueso, que se ve realizando el movimiento opuesto al que se les supone, perdiendo el abductor del hallux toda su potencia para estabilizar la base del dedo.

2.6.7.5.- Adaptación funcional del hueso.

Los fenómenos de crecimiento y reabsorción ósea, se ven influidos por las presiones que debe soportar el hueso, cuando éstas son las que caracterizan al incipiente hallux valgus, justifican el desarrollo anómalo de la cabeza metatarsal, en su porción dorso medial. Esta deformidad contribuye al subluxación metatarsofalángica, en un momento posterior de la evolución del hallux valgus y por la capacidad de adaptación funcional del hueso, la superficie articular de la cabeza metatarsal experimenta una inclinación y compresión lateral, así como ensanchamiento medial.

2.6.8.- Acontecimientos biomecánicos en la evolución de la deformidad.

1.- Hiper movilidad del primer radio, con dorsiflexión e inversión relativa al segundo metatarsiano en razón a la pronación mediotarsiana y antes a la subastragalina.

2.- En el pie pronado, a medida que se produce el aplanamiento del arco longitudinal interno, aparece un aumento de la longitud de los músculos intrínsecos entre su origen y su inserción, lo que supone un aumento de la longitud de la fascia plantar.

3.- El tendón abductor del primer dedo se desliza hacia una situación más plantar, que además supone una rotación en valgo, con flexión plantar de la falange proximal en relación a la cabeza metatarsal.

4.- Los músculos extensores largo y corto del primer dedo se tensan al aplanarse el pie en pronación, comenzando a desarrollar una fuerza abductora sobre el dedo.

5.- El rango de movimiento del primer dedo, se limita en relación al aumento de la rotación en valgo sufrido a la tensión de la fascia plantar, y músculos intrínsecos en acción sobre la primera articulación metatarsofalángica.

6.- Mientras el primer se abduce, se produce una fuerza retrógrada debida a la tremenda fuerza aductora sobre el primer metatarsiano, capaz de producir el llamado metatarsus primus adductus.

2.7.- METATARSALGIAS.

2.7.1.- Introducción:

La Metatarsalgia es un término vago, que no define un proceso determinado, sino un síntoma que puede aparecer como consecuencia de numerosos factores etiológicos y que constituye la causa más frecuente de dolor en el pie. Este proceso afecta fundamentalmente a la mujer (*Strauss RJ, 1985*).

Puede definirse como un dolor en la región plantar y anterior del pie, habitualmente asociado a anomalías de apoyo en las cabezas metatarsianas, y que se confirma con la aparición de hiperqueratosis plantar bajo las cabezas metatarsianas

2.7.2.- Etiopatogenia:

La aparición de la Metatarsalgia puede ser secundaria a tres grandes grupos de factores etiológicos (*De Prado M, 2005*):

- Metatarsalgias secundarias a enfermedades generales.

- Inflammatorias (enfermedades reumáticas).
- Metabólicas (gota, diabetes).
- Neurológicas (parálisis espásticas).
- Congénitas (cuadros con deformidades polisistémicas).

- Metatarsalgias secundarias a alteraciones anatomofuncionales.

Son metatarsalgias mecánicas, distinguiéndose fundamentalmente dos tipos:

- Metatarsalgias Estáticas: Cuando existe un descenso de alguno o algunos de los metatarsianos respecto al resto que condiciona una hiperpresión de estos.
- Metatarsalgias de Propulsión: Cuando uno o varios metatarsianos tienen una longitud mayor que el resto y condicionan en la marcha una hiperpresión de estos.

- Metatarsalgias secundarias a problemas Yatrógenos o Traumáticos.

Son aquellos casos en los que, tras una intervención quirúrgica, o una fractura que evolucione con una consolidación viciosa, la anatomía normal de los metatarsianos se encuentre modificada, condicionando el reparto armónico del peso corporal a lo largo de las cabezas metatarsianas (*Giannestras NJ, 1954*).

2.7.3.- Manifestaciones Clínicas:

- Dolor en las cabezas metatarsianas.
- Hiperqueratosis bajo las cabezas metatarsianas afectadas.
- Alteración en la marcha.
- Diagnóstico diferencial con procesos como verrugas plantares, Neuroma de Morton, enfermedad de Frieberg, etc.

2.8.- CIRUGIA PERCUTÁNEA DEL PIE.

2.8.1.- Introducción y principios generales.

2.8.1.1. Introducción:

Es una realidad incuestionable que la cirugía del pie ha dejado de ser, en las últimas décadas, una de las parcelas secundarias del conocimiento dentro de las técnicas quirúrgicas del aparato locomotor.

El conocimiento más exacto de la Biomecánica, la demanda social y el desarrollo tecnológico en cirugía han hecho que se perfeccionen las técnicas del tratamiento de gran número de enfermedades de los pies, que hace unos años eran afrontadas con cierta despreocupación por parte de podiatras, podólogos y cirujanos ortopédicos, llevando a la consiguiente desesperanza a los pacientes que las sufrían.

La cirugía ortopédica, como otras especialidades quirúrgicas tiende en gran medida a la cirugía mínimamente invasiva. La cirugía percutánea en el pie ha sido empleada desde hace varios años por los podiatras, pero era prácticamente desconocida por los cirujanos ortopédicos. Tiene un atractivo indudable para los pacientes por las siguientes razones:

- Mínimas incisiones.
- Régimen ambulatorio.
- Menos molestias en el postoperatorio.

* El objetivo actual del tratamiento quirúrgico de las deformidades de los pies es:

- 1.- Corregir todos los elementos patológicos que las producen, no solo de la deformidad resultante.
2. Propiciar el mantenimiento biomecánico y funcional.

Si, por tanto, queremos ser eficaces en los diferentes elementos patológicos que condicionan la deformidad, serán necesarios numerosos gestos quirúrgicos que exigirán amplias vías de abordaje y técnicas muy agresivas, si seguimos los postulados de la cirugía tradicional.



Figura 52. Técnica de Akin. Cirugía abierta.

La cirugía ortopédica moderna tiende, de un modo evidente, a la utilización de técnicas mini invasivas o percutáneas que resuelven o minimicen algunos de los problemas planteados en la cirugía abierta, disminuyendo las posibles complicaciones y mejorando y acortando los procesos de recuperación postquirúrgicos (*De Prado y cols, 2005*).

2.8.1.2.- Principios generales:

2.8.1.2.1.- Anestesia:

Dada la buena accesibilidad de los troncos nerviosos en tobillo y pié y la eficacia obtenida con los anestésicos locales actuales, se aconseja la utilización de técnicas de bloqueo troncular regional con anestésicos locales para la práctica de cirugía percutánea del pie en régimen ambulatorio (*Beskin J, 1987*).

Se utilizan tres tipos de bloqueo:

- Digital
- Intermetatarsiano.
- Del tobillo: El más utilizado.

Los troncos nerviosos que se deben bloquear son:

- Nervio tibial.
- Nervio peroneo superficial.
- Nervio safeno.
- Nervio sural.
- Nervio peroneo profundo.

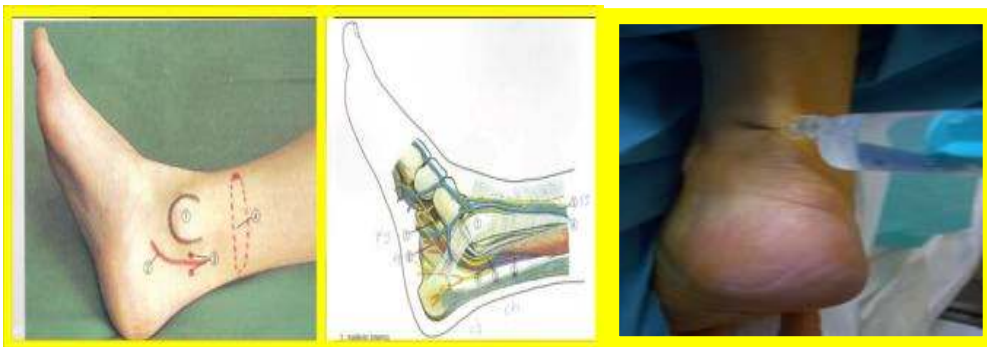


Figura 53. Bloqueo del nervio tibial posterior.

2.8.1.2.2.- Incisión:

Debe realizarse en un punto anatómico, siguiendo las líneas cutáneas, que no afecte a las estructuras vasculares, nerviosas, ligamentosas o tendinosas sobre las que no queremos actuar y que pudieran ser lesionadas produciendo efectos postoperatorios no deseados.

El tamaño de la incisión debe ser pequeño, pero suficientemente grande para poder introducir los instrumentos quirúrgicos con libertad, sin que estos lesionen la superficie de la piel.

Una vez finalizada la intervención, deben eliminarse los restos óseos y sanguíneos del trayecto de abordaje y debe cerrar la incisión cutánea, así como aplicar un vendaje ligeramente compresivo, para favorecer la cicatrización subcutánea, consiguiéndose prácticamente una “*restitutio ad integrum*”, siempre que se hayan respetado las estructuras subcutáneas (*Gorman B y cols, 1983*).



Figura 54. Imagen de la incisión y de las suturas tras la intervención quirúrgica.

2.8.1.2.3.- Instrumental:

Se hará necesario la utilización de un instrumental específico dada la precisión de los gestos quirúrgicos a realizar:

- Básico:

- Bisturí.
- Pinzas de hemostasia.
- Porta agujas.
- Pinzas de disección.
- Raspas.
- Fresas.

- Motorizado: Los sistemas motorizados tienen unos terminales capaces de transformar la velocidad y la potencia que produce el micromotor en movimientos oscilantes para la utilización de sierras de corte, sobre todo empleadas en cirugía abierta del aparato locomotor, o bien en movimientos rotatorios para poder taladrar, colocar agujas, tornillos o clavos en el huesos, incluso, cortar y eliminar superficies óseas con la utilización de diferentes tipos de fresas, como se realiza habitualmente en la cirugía percutánea del antepié (*De Prado M, 2005*).

- Radiológico: Al realizar la cirugía percutánea del antepié sin control visual directo del campo operatorio, con independencia de la habilidad del cirujano para orientarse espacialmente, deben controlarse los puntos exactos de las osteotomías o actuaciones sobre el hueso. Para ello se podrán utilizar sistemas de rayos convencionales, como los intensificadores de imagen, o bien de sistemas como los fluoroscopios (*Banks AS, 2001*).

2.8.2.- Gestos Quirúrgicos percutáneos.

Hoy en día no se puede hablar de una técnica concreta para el Hallux Valgus, sino de la combinación específica para cada caso concreto de diferentes gestos quirúrgicos que den una solución definitiva y eficaz a las deformidades concretas del caso a tratar:

- Exostosectomía.
- Osteotomías distales del primer metatarsiano.
- Osteotomías proximales del primer metatarsiano.
- Liberación de partes blandas.
- Liberación del abductor del primer dedo y capsulotomía lateral parcial.
- Osteotomía de la base de la falange proximal.

- Opcionales:
 - Osteotomía base primer metatarsiano.
 - Gestos sobre radios vecinos.
 - Dedo en martillo, metatarsalgia...

2.8.3.- Cirugía Percutánea en el HAV.

Existen en la actualidad más de doscientas técnicas propuestas para el tratamiento del HAV, sin que ninguna de ellas sea capaz por si sola de solucionar todas las de deformidades presentes en este proceso. Por ello, hoy en día no puede hablarse de una técnica concreta para el tratamiento del HAV, sino de la combinación específica para cada caso concreto de diferentes gestos quirúrgicos que den una solución definitiva y eficaz a las deformidades concretas del caso a tratar.

***Los gestos quirúrgicos utilizados se exponen a continuación:**

1.- Exostosectomía:

Es un gesto de aplicación constante en todos los casos tratados quirúrgicamente. Debe ser amplia y generosa, teniendo como límite aquel en el que se comienza a comprometer la estabilidad de articulación MTF.

2.- Osteotomías distales del primer metatarsiano:

Se practican dos tipos de osteotomías del primer metatarsiano:

- Reverdin-Isham.
- Chevron.

3.- Osteotomías proximales del primer metatarsiano:

Se practican constantemente con cuña externa (sustracción). Son muy utilizadas en los casos los que debe reducirse un ángulo intermetatarsiano muy aumentado.

4.- Osteotomía de la base de la falange proximal:

Gesto constante en la cirugía del HAV. Con ella puede conseguirse un acortamiento del primer dedo, modificando la morfología del pie. Es posible, en el caso de ser completa y desrotadora, eliminar la posición en pronación del primer dedo; y, de modo indirecto, al modificar la dirección de tracción, sobre la falange distal del primer dedo, del tendón flexor largo que se encuentra entre los sesamoideos y que actúa a modo de cuerda de arco, es posible minimizar la repercusión que tiene para la recidiva de la deformidad la no reducción en la posición de los sesamoideos.

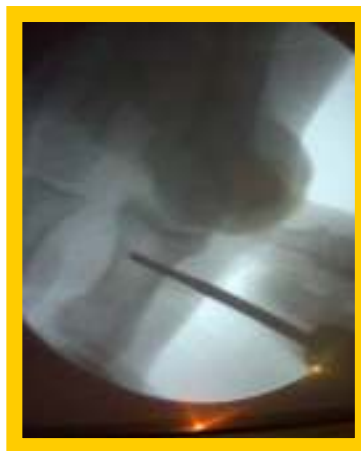


Figura 55. Control radiológico mediante fluoroscopia donde se aprecia la realización de osteotomía en la base de la primera falange.

5.- Liberación del abductor del primer dedo y capsulotomía lateral parcial:

Será un gesto constante en el tratamiento quirúrgico de los HAV. Con ello se elimina un elemento muy potente de recidiva tras la cirugía, así como también una fuerza indirecta de aumento del ángulo intermetatarsiano por la presión ejercida por la base de la falange proximal hacia dentro en la cabeza del primer metatarsiano.

6. Osteotomías distales dorsiflexoras de los radios vecinos:

En los HAV que cursan con metatarsalgias de origen mecánico por transferencia de carga al no funcionar adecuadamente el primer metatarsiano, se realizan actualmente como tratamiento de elección las osteotomías distales de II, III y IV metatarsiano.

Su característica principal es que permiten controlar muy bien el acortamiento deseado, minimizando el riesgo de hipercorrecciones.

La posibilidad de carga es inmediata, buscando así de esta manera que una vez realizada la osteotomía y al dejar ambos extremos osteotomizados, las cabezas metatarsianas busquen su posición ideal (*Leventen EO y cols, 1990*).

La combinación de estos seis gestos entre sí, para dar solución a cada caso particular de HAV, depende de:

- Edad, sexo y actividad del paciente.
- Estado Neurovascular del pié.
- Expectativas de recuperación del paciente.
- Alteraciones radiológicas encontradas.

2.8.4.- Cuidados Postoperatorios:

Se centran en el cierre de las vías practicadas con puntos de sutura monofilamento y se coloca un vendaje, que será de gran importancia para el mantenimiento de las correcciones obtenidas durante la intervención, ya que no se utiliza osteosíntesis para estabilizar las osteotomías practicadas.

Se utilizan cuatro gasas de 3 x 3 cm, extendidas en su totalidad, colocadas unas sobre otras y dobladas por la mitad; se colocarán entre el primer y segundo dedo, cruzándolas sobre la cara medial de la exostosectomía. Mediante una leve tracción se hipercorregirá el dedo con ligera inclinación plantar. El vendaje se completa con una venda de gasa, en el cual se incluirá el antepié y el primer dedo.

Se cubre todo el antepié con una gasa de tubo que se fija con esparadrapo a la piel para evitar que se desplace en los días posteriores a la intervención. Se coloca al paciente zapato posquirúrgico y se autoriza la marcha a casa inmediatamente.



Figura 56. Vendaje posquirúrgico en hipercorrección.

Pasados ocho días, salvo una evolución inadecuada, se realizará la primera revisión, en la que se retira el vendaje colocado en la sala operatoria y los puntos de sutura. Posteriormente se colocará un vendaje mucho más simple, que puede ser cambiado diariamente por el paciente.

Durante las primeras tres o cuatro semanas, el paciente caminará con un zapato especial posquirúrgico, con suela rígida para ayudar a mantener la estabilidad de los fragmentos óseos intervenidos (*De Prado M, 2005*).



Figura 57. El paciente podrá apoyar de manera precoz, gracias a la utilización de un zapato ortopédico con función de descarga.

3.- OBJETIVOS E **HIPÓTESIS.**

3.- OBJETIVOS E HIPÓTESIS

3.1.- OBJETIVOS.

El Hallux valgus es en la actualidad, una patología frecuente que cursa con deformidad y dolor, y que puede llegar a limitar las actividades de la vida diaria de las personas que lo padecen.

Actualmente la cirugía percutánea se está implantando como alternativa quirúrgica para la corrección de la deformidad. Así mismo los estudios computerizados que miden cuantitativamente la biomecánica de la marcha humana se han convertido en una excelente herramienta para valorar, entre otros factores la modificación que sufre el pie en su conjunto tras la intervención quirúrgica. Estos factores pueden ser medidos de forma directa. Con el fin de investigar dichos factores se diseña este estudio, cuyos objetivos se exponen a continuación.

Los objetivos de este trabajo son los siguientes:

- 1.- Determinar cuáles son los valores normales de los parámetros biomecánicos, medidos mediante la distribución de las presiones plantares en dinámica, en un grupo control formado por individuos de edades comprendidas entre 20 y 68 años.
- 2.- Comprobar si en la fase pre-operatoria del HAV, estos parámetros muestran diferencias significativas con respecto a los pies normales, mediante la comparación de dichas medidas entre un grupo control y un grupo de pies con HAV.
- 3.- Valorar si en la fase postoperatoria del HAV, estos parámetros muestran diferencias significativas, entre los dos tipos de cirugía empleada para la corrección de la deformidad.
- 4.- Valorar mediante un cuestionario validado por la AOFAS, la percepción de salud que siente el paciente con respecto a su patología antes y después de someterse a la intervención mediante cirugía percutánea.

5.- Considerar los estudios en dinámica como método de cuantificación ideal para ser aplicado en futuros grupos de pacientes, junto a un imprescindible conocimiento exhaustivo de la anatomía y biomecánica del miembro inferior.

3.2.- HIPÓTESIS.

La hipótesis alternativa (H1) de nuestro estudio, se enunciaría de la siguiente forma:

**** (H1): “La cirugía percutánea de Hallux valgus reduce significativamente las presiones plantares, en aquellas zonas que se ven sometidas a una presión excesiva”.***

4.-MATERIAL Y **MÉTODOS.**

4.- MATERIAL Y MÉTODOS.

4.1.- TIPO DE DISEÑO.

La investigación es de tipo experimental aleatorio, con realización de medición pre test, post test y presencia de grupo control. El grupo experimental recibe dos tipos de tratamientos quirúrgicos para la corrección del HAV.

1°.- Medición pre test:

- Grupo Control (GC): 30 pies sin patología.
- Grupo experimental (HAV): 60 pies con patología

2°.- Intervención:

El grupo experimental se somete a dos tipos de técnicas quirúrgicas (ya explicadas en la introducción para la corrección del HAV):

- **Grupo AKIN** (30 pies): Sometido a cirugía utilizando la técnica Akin.
- **Grupo AKINOST** (30 pies): Sometido a cirugía utilizando la técnica Akin mas la realización de osteotomías distales dorsiflexoras del 2°, 3° y 4° metatarsiano.

3°.- Medición post test:

A los seis meses de la intervención quirúrgica se somete a los 60 sujetos del Grupo experimental a una segunda medición.

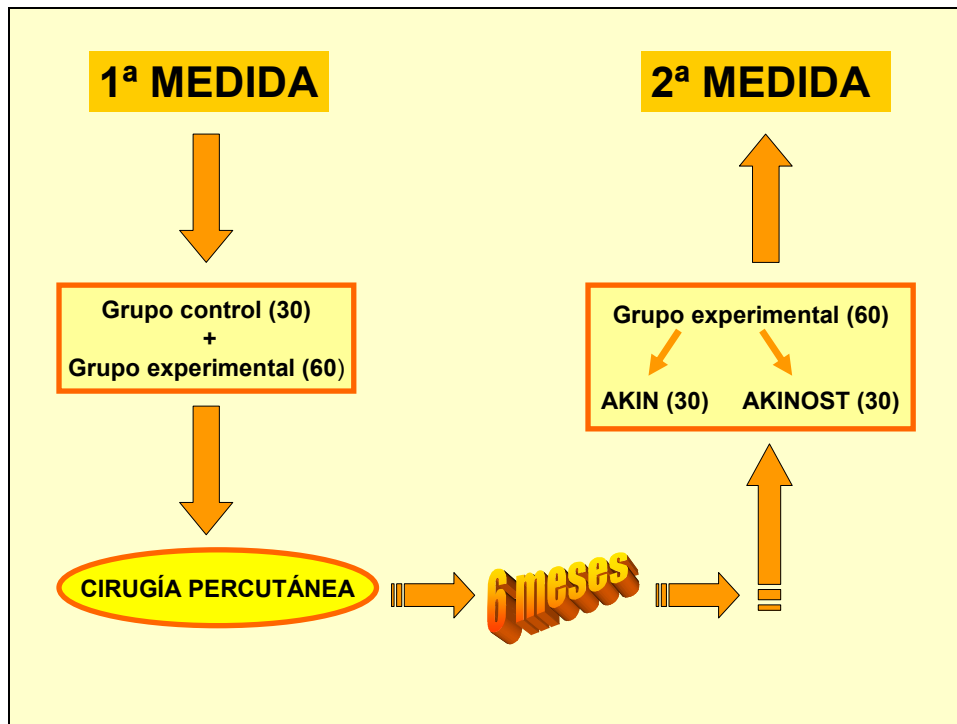


Figura 58. Esquema del diseño del estudio experimental.

4.2.- VARIABLES DEL ESTUDIO.

Las variables que se estudian en este trabajo son las siguientes:

- Edad.
- Sexo.
- Distribución de los picos máximos de presiones plantares en dinámica (Peak Pressure).
- Angulo Hallux Valgus (° HAV).
- Nivel de satisfacción del individuo.

4.2.1. Tipos de variables:

En nuestro estudio se pueden dividir las variables en tres grupos:

4.2.1.1. - Variables relevantes: *“Forman parte del enunciado de la hipótesis u objetivos”.*

- Variable Independiente (de exposición). *“Cirugía Percutánea del HAV”.*
- Variable Dependiente (de resultado). *“Distribución numérica de las presiones plantares durante la marcha bipodal”.*

4.2.1.2.- Variables Universales: *“Características sociodemográficas de los individuos que intervienen en el estudio”.*

- Edad.
- Sexo.

4.2.1.3.- Variables complementarias: *“Ofrecen información que puede ser de interés respecto de la población analizada”*

- Angulo Hallux Valgus.
- Nivel de satisfacción del individuo.

Todas son variables cuantitativas, excepto el sexo que es nominal.

4.3. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA.

La muestra global de este trabajo ha estado constituida por 90 pies de 90 individuos, de los cuales, 59 han sido mujeres 31 hombres, con una edad media de 49,72 años comprendidas entre los 20 y los 76 años.

De los 90 pies, 30 han formado el grupo control, y 60 el grupo HAV. Como hemos reseñado anteriormente dentro del grupo con HAV, existen 30 pies sometidos a Cirugía con la técnica Akin y otros 30 con la técnica Akin más la realización de osteotomías dorsi-flexoras distales de 2º, 3º, y 4º Metatarsianos.

Creemos necesario señalar que se hace referencia siempre a pies o casos, en lugar de a pacientes o personas. Se ha considerado aceptable este planteamiento por dos razones. Primeramente, porque las manifestaciones clínicas de las dos articulaciones MTF del primer dedo (derecha e izquierda) pueden ser distintas en un mismo paciente, y en la práctica clínica es muy frecuente la necesidad de realizar una valoración independiente para cada pie. Se podría dar el caso de que en el mismo sujeto, un pie presente HAV y el otro no.

También es cierto que en un individuo que presente cualquiera de estas alteraciones de forma bilateral, se puede dar con distinto grado de desarrollo o evolución en un pie y en otro. La otra razón por la que el estudio se enfoca de esta forma es que, los principales problemas conceptuales y estadísticos que generan este tipo de planteamientos ocurren cuando las inferencias se hacen con respecto a las personas, habiendo utilizado los pies como unidad de análisis (*Menz y Munteanu, 2005*).

Puesto que el objetivo de este estudio es analizar y relacionar las características del pie y no de la persona, utilizamos como unidad de la muestra los pies, y no los individuos. Por tanto, estimamos oportuno resaltar que las inferencias que se deriven de este estudio las realizamos en relación a esta unidad de análisis.

4.4. SELECCIÓN DE LOS INDIVIDUOS DE LA MUESTRA.

Los individuos que han participado en el estudio proceden de dos fuentes:

- a. **Grupo Control:** Individuos que voluntariamente se prestaron, siempre y cuando cumplieran los criterios de selección y aceptaran ser incluidos en el estudio voluntariamente.
- b. **Grupo HAV:** Pacientes pertenecientes al Hospital Clínico Universitario de Granada, diagnosticados de Hallux Valgus, y que vayan a ser intervenidos mediante el uso de cirugía percutánea por la unidad correspondiente de cirugía Ortopédica y Traumatológica.

Tras proponer a un individuo su participación en el estudio, independientemente de la vía de procedencia, se le entregaba un documento informativo en el que se explicaba la naturaleza de la investigación, sus objetivos y sus posibles riesgos. Si después de leerlo y aclarar las posibles dudas, éste aceptaba participar, se le pedía que entregara su consentimiento firmado por escrito.

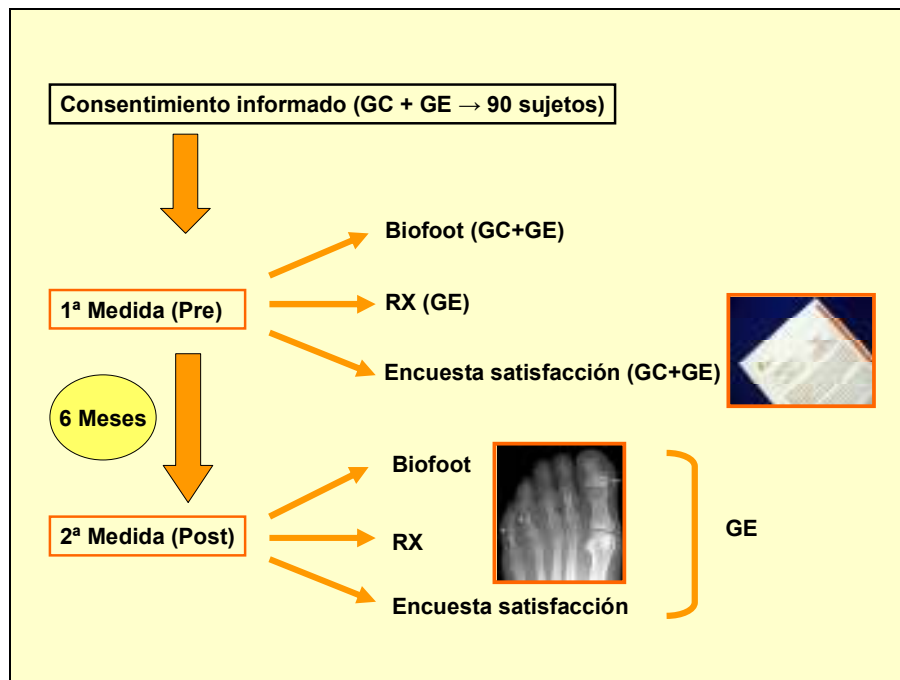


Figura 59. Cronografía del estudio.

4.5. CRITERIOS DE INCLUSIÓN EN LOS DISTINTOS GRUPOS DEL ESTUDIO.

Los criterios de inclusión para la población de estudio se pueden dividir en:

- Comunes para los tres grupos.
- Específicos para cada uno de los grupos.

Un criterio de selección común para los tres grupos ha sido la edad. Todos los participantes debían tener una edad mayor de los 20 años. De este modo se consigue un objetivo principal: que las fisis de crecimiento estén ya cerradas (*Tachdjian MO, 1985*), para que no haya posibilidad de variación debida al crecimiento en ninguno de los parámetros medidos.

- Los criterios de inclusión específicos para cada grupo fueron los siguientes:

1.- Grupo Control:

- No haber experimentado nunca cirugía osteoarticular en el pie.
- No haber sufrido nunca traumatismos graves en el pie que pudieran haber alterado su morfología ósea.
- No padecer enfermedades osteoarticulares degenerativas ni desequilibrios neuromusculares.
- No presentar deformidades evidentes en el antepié que pudieran afectar a los resultados del estudio.
- Ángulo HAV menor o igual a 15°*.

2.- Grupo HAV:

- Ángulo HAV superior a 15° y menor de 40°.
- Todo HAV no muy evolucionado y que no presente signos importantes de artrosis MTF.
- **Valoración de la deformidad y los aspectos anatómicos patológicos de la misma por parte de la unidad de Traumatología y Cirugía Ortopédica del H. U. San Cecilio de Granada.**

* Se ha elegido este valor como límite entre el pie normal y el pie con HAV porque es el valor propuesto por varios autores (*Saragas KP, Becker PJ, 1995*). Estos autores indican que el ángulo HAV se considera aumentado con más de 15°, y normal con 15° ó menos. El comité para mediciones angulares de la AOFAS (*Ad Hoc Committee of the American Orthopaedic Foot & Ankle Society on Angular Measurements*) también establece como valor de normalidad para este ángulo 15° ó menos.

4.6.- INSTRUMENTOS DE MEDIDA.

En este estudio vamos a medir tres tipos de variables, por lo cual a continuación pasaremos a especificar el material utilizado y la metodología en cada una de ellas:

- Variable ° HAV.
- Presiones plantares en dinámica.
- Satisfacción del paciente.

4.6.1.- Variable ° HAV:

Se realiza una radiografía dorsoplantar del pie intervenido a todos los sujetos del grupo HAV, antes y después de la cirugía.

En primer lugar nos parece oportuno aclarar que, aunque las dos proyecciones de uso más frecuente en la valoración radiológica del pie son la radiografía dorsoplantar y la lateral, en este estudio se ha tomado únicamente en cuenta radiografías dorsoplantares

por dos motivos, esencialmente. Uno de ellos es que todos los parámetros que se van a estudiar son mensurables en radiografías dorsoplantares.

Esta decisión viene avalada también por diferentes trabajos referentes a la valoración radiológica de HAV, en los que se demuestra que la radiografía lateral no aporta datos relevantes. En 1987, Meyer y colaboradores observaron que el I metatarsiano presentaba una elevación similar con respecto al II en las radiografías laterales de un grupo de pies con Hallux Rigidus, otro de pies con HAV y un grupo control. Estos autores concluyeron que la presencia de ninguna de estas dos deformidades afectaba al grado de elevación del I metatarsiano con respecto al II. El I metatarsiano se localiza comúnmente en un plano ligeramente más dorsal que el plano del resto de los metatarsianos, lo que no implica que exista una condición patológica. Se hizo un estudio (*Horton y cols, 1996*), sobre una muestra de radiografías laterales en carga de 100 pies con HR, 100 pies normales, y 64 pies con Neuroma de Morton, midieron la elevación en milímetros de la cabeza del I metatarsiano con respecto a la del II, la declinación del I metatarsiano con relación al suelo, y la diferencia angular entre las diáfisis del I y II metatarsianos. Los resultados no mostraron diferencias significativas entre ninguno de los tres grupos en ninguna de las mediciones. En otro estudio (*Bryant y cols, 2000*) compararon en radiografías laterales en carga de pies normales, pies con HAV y pies con HL, las siguientes medidas: ángulo de inclinación del calcáneo, ángulo de declinación del astrágalo, ángulo astrágalo-calcáneo, ángulo de declinación del I metatarsiano, ángulo de declinación del V metatarsiano y la altura en milímetros del escafoides con respecto al suelo. Los resultados mostraron que no había diferencias significativas en ninguna de estas mediciones entre los tres grupos. Todas estas experiencias nos han llevado a desestimar el uso de radiografías laterales para esta investigación.



Figura 60. Proyección dorsoplantar.



Figura 61. Medición del ángulo HAV.

4.6.2. Variable pico máximo de presión plantar en dinámica.

La medición de la presión plantar, o baropodometría, es comúnmente utilizada para determinar las cargas específicas que soporta la superficie plantar del pie. Existen diferentes estudios que valoran las presiones del pie normal, e intentan establecer un patrón con el que comparar las marchas o presiones patológicas. Las presiones plantares también han sido estudiadas para evaluar un potencial factor de riesgo para diabéticos, para el diseño de calzado y para evaluar el efecto de las plantillas ortopédicas.

Con la llegada de la tecnología en los microcomputadores, se han desarrollado ampliamente las plantillas con sensores para realizar mediciones bajo la planta con una interferencia mínima en la función del pie. Los dispositivos dentro del zapato permiten las mediciones durante la marcha y con el sujeto calzado. Los datos obtenidos con estos sistemas proporcionar evidencias para la toma de decisiones clínicas si los sistemas son válidos, repetitivos y precisos. Los sistemas de plantillas instrumentadas pueden ser usados para medir las fuerzas verticales en un "trial" o medición para determinar la sobrecarga en un sujeto. La medición de la presión en el "interface" pie-zapato permite al profesional llegar a conclusiones respecto a determinar que áreas del pie están sometidas a mayor presión y comprender así la etiología de las alteraciones del pie. El objetivo de este estudio era establecer un patrón de presiones en pies normales y en pies con HAV antes y después de la cirugía, con el **sistema Biofoot®**.

4.6.2.1. Equipamiento

- Sistema Biofoot IBV:

* Descripción: Sistema de plantillas instrumentadas, con transmisión de datos por telemetría, diseñadas para el registro dinámico y posterior análisis de la distribución de presiones entre la planta del pie y el calzado. Posibilita la obtención de datos numéricos precisos y fiables.

Tiene diversos campos de aplicación. Pero particularmente el que a nosotros nos interesa es:

- Cirugía del pie: evaluación pre-operatoria y control funcional postoperatorio.

- Biomecánica: Análisis de la marcha. La determinación objetiva de las presiones plantares y de su localización exacta sobre la planta del pie durante la fase de apoyo del ciclo de marcha, es considerada un componente esencial en la evaluación diagnóstica y planificación del tratamiento de pacientes con dolores localizados, o con problemas de insensibilidad en los pies, que pueden ser causados por diversos tipos de enfermedades.

La posibilidad de disponer de registros objetivos del “antes” y del “después” de un tratamiento conservador o quirúrgico determinado, convierte a las plantillas instrumentadas en una herramienta para el investigador tanto para realizar un seguimiento de los pacientes, como para la evaluación de tratamientos genéricos en grupos de pacientes.

Las ventajas que ofrece para nuestro estudio son:

- Registrar, en la propia consulta, la distribución de presiones plantares durante la marcha de forma objetiva y fiable.
- Realizar análisis cuantitativos de la marcha humana normal y patológica.
- Realizar un seguimiento detallado de la evolución de la patología de pacientes.

- Documentar gráficamente la exploración.

En este ámbito, el sistema Biofoot/IBV permite evaluar aquellas patologías, estructurales o funcionales, que repercuten en el apoyo del pie y en la distribución de presiones de contacto durante las diferentes fases de la marcha.

La valoración dinámica de presiones plantares supone un avance significativo frente a los métodos ópticos estáticos tradicionales de exploración del apoyo plantar (podoscopio, fotopodograma, etc.).



Figura 62. Plantillas instrumentadas y mapa de presiones resultante.

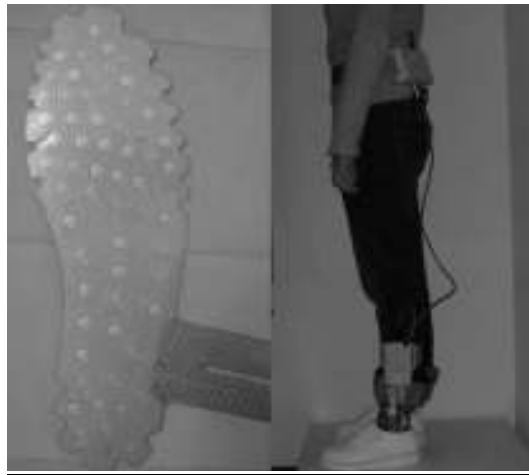


Figura 63. En la fotografía podemos apreciar la plantilla con 64 sensores piezoeléctricos.

4.6.2.2. Procedimiento

Todas las mediciones se tomaron en un pasillo de 40 metros, en el mismo sentido de la marcha. Todos los sujetos fueron analizados con el mismo tipo de calzado (cerrado, sujeción con velcro). Con el sujeto calzado y con la plantilla apropiada, se conectaba la plantilla al sistema y se calibraba según instrucciones del fabricante. Entonces, se instaba al sujeto a caminar, con objeto que se familiarizara con el sistema.

Se comentaba al paciente que caminara a ritmo normal de paseo. La medición se comenzó cuando el sujeto estaba caminando, sin avisar cuando era realizada. La grabación se realizó a 100 Hz, en un tiempo de 6 segundos. Esta grabación se permite la adquisición de 5-7 pasos de cada pie. Los datos que se emplearon para el análisis posterior fueron recogidos de todos los pasos de cada grabación.

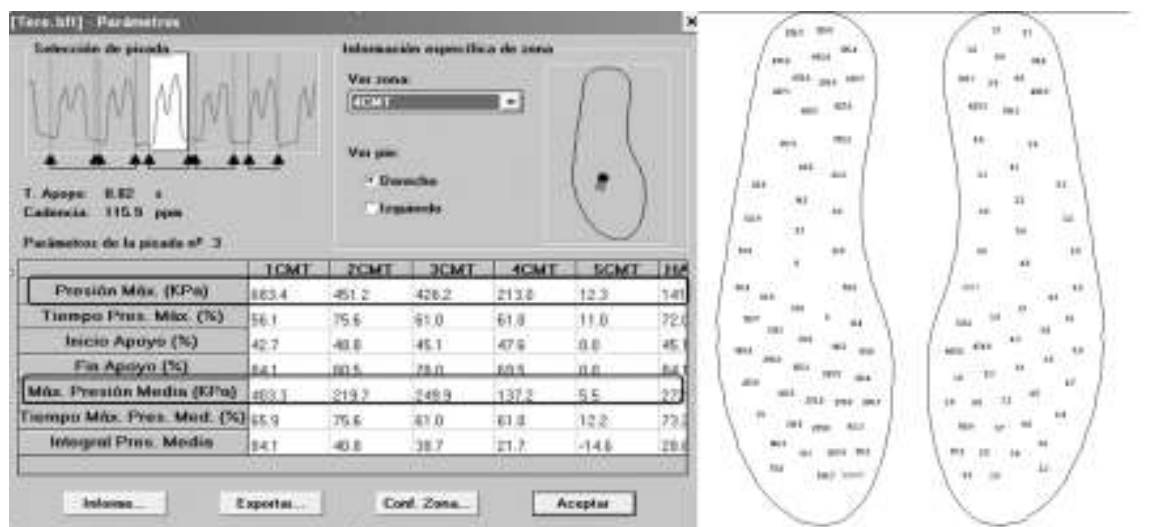


Figura 64. Pico máximo de Presión, presión media e integral de presión media.

El pie se dividió en 9 regiones. Teniendo en cuenta criterios de anatomía funcional y la morfología de los elementos a estudiar, el estudio se realiza dividiendo la planta del pie en una serie de zonas. Son 9 regiones anatómicas: talón, mediopié, 1-5^a CMT, primer dedo (Hallux) y 2-5^o dedos. Las zonas consideradas para este caso son:

- **Hallux:** Primer dedo (dedo gordo).
- **RD:** Resto de dedos o dedos menores.
- **1CMT:** Cabeza del primer metatarsiano.
- **2CMT:** Cabeza del segundo metatarsiano.
- **3CMT:** Cabeza del tercer metatarsiano.
- **4CMT:** Cabeza del cuarto metatarsiano.
- **5CMT:** Cabeza del quinto metatarsiano.
- **Talón.**
- **Mediopié.**



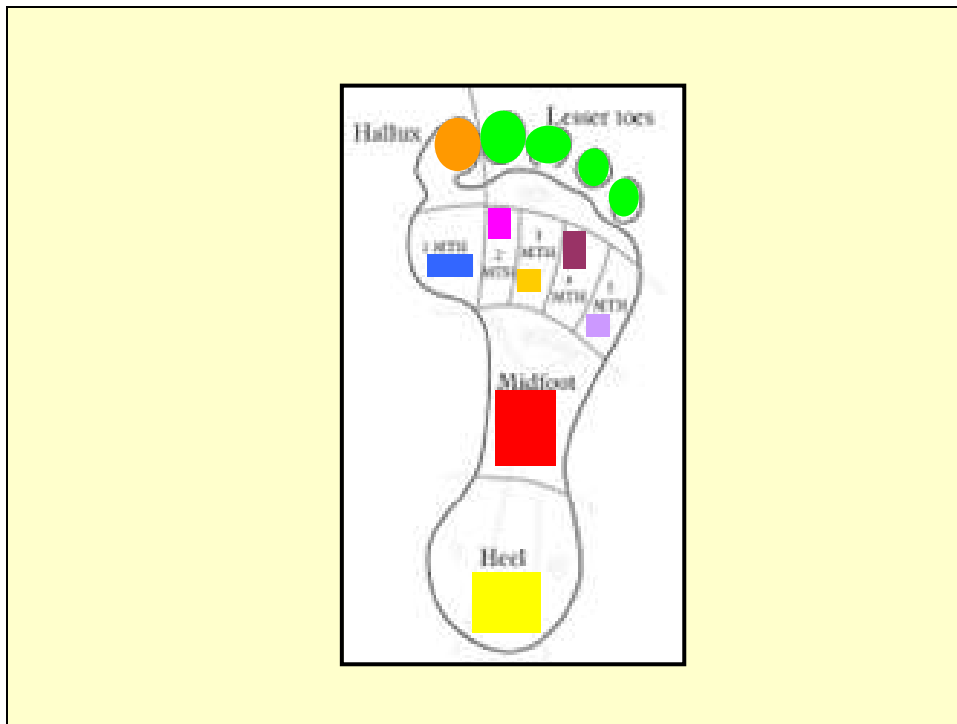


Figura 65. División del pie en las nueve regiones de estudio.

De manera que los sensores situados en cada una de las zonas, servirán para determinar en un solo valor, la media del pico máximo de presión en dinámica en cada una de las regiones referenciadas.

4.6.3. Variable “Satisfacción” del paciente.

En el presente estudio creímos conveniente medir la percepción de salud del paciente, con respecto al HAV, pasando una encuesta de la siguiente manera:

1°.- Antes de la intervención (PRE): Realizada por todos los integrantes del Grupo Control y del Grupo HAV (90 sujetos).

2°.- Después de la intervención (POST): Realizada por los 60 integrantes del Grupo experimental (Grupo HAV). Se realiza seis meses después, coincidiendo con la 2ª medida de las presiones plantares en dinámica.

4.6.3.1. Características de la encuesta:

- Basada en la escala de 100 puntos de **AOFAS** (*American Orthopedic of Foot and Ankle Society*).
- Valora el dolor (40 puntos), función (45 puntos) y alineación (15 puntos), para antes y después de la intervención.

De esta manera se pretende valorar principalmente el impacto que supone en el paciente la realización de la cirugía percutánea de HAV, valorando su satisfacción antes y después de dicho procedimiento.

<u>1.-DOLOR:</u>	<u>Puntuación</u>
- No doloroso:	40 puntos.
- Dolor ligero, no requiere analgésicos:	30 puntos.
- Dolor moderado, a diario, cede con analgesicos.	0 puntos.
- Dolor intenso, constante, no cede con analgésicos.	0 puntos.
<u>2.-ACTIVIDAD:</u>	
- Sin limitaciones de la actividad diaria:	10 puntos.
- Limitaciones de las actividades recreativas:	7 puntos.
- Limitaciones leves de la actividad diaria:	4 puntos.
- Limitaciones importantes de la actividad diaria:	0 puntos.
<u>3.-CALZADO:</u>	
- Uso de calzado normal:	10 puntos
- Uso de calzado con plantillas:	5 puntos.
- Uso de calzado modificado:	0 puntos.
<u>4.-MOVILIDAD Y ESTABILIDAD DEL PRIMER DEDO:</u>	
- Normal:	20 puntos.
- Limitación moderada:	5 puntos.
- Limitación grave:	0 puntos.
<u>5.-CALLOSIDAD:</u>	
- No callo o sin dolores:	5 puntos.
- Callo doloroso:	0 puntos.
<u>6.-DEFORMIDAD / DESVIACIÓN DEL PRIMER DEDO:</u>	
- Sin deformidad:	15 puntos.
- Deforme sin dolor:	8 puntos.
- Deforme con dolor:	
<u>- Máxima puntuación:</u>	<u>100 puntos.</u>

Tabla 3. Encuesta realizada por los participantes sometidos al estudio, donde la puntuación máxima obtenida sería de 100 puntos (Máxima satisfacción).

4.7.- ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

El análisis estadístico de los datos se llevo a cabo empleando el programa SPSS (versión 12.0, Chicago, EEUU). Los datos se expresaron como media \pm error estándar de la media. Valores de P menores a 0.05 se consideraron estadísticamente significativos.

Las comparaciones de los grupos se llevaron a cabo empleando un test “t” de muestras independientes. La relación entre el aumento de la edad el ° HAV se analizó usando un test de correlaciones bivariadas de Pearson.

5.- RESULTADOS.

5.- RESULTADOS.

Hemos considerado ordenar los resultados, utilizando el siguiente esquema:

1º- Describir en primer lugar la muestra global y los grupos que la componen, por separado.

2º.- Posteriormente analizar cada una de las variables por separado.

3º.- Dentro de cada variable, analizar primero la parte descriptiva, y seguidamente estudiar la comparativa entre cada uno de los grupos que componen el estudio.

5.1.- DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA.

A continuación se describe la muestra globalmente y por grupos.

5.1.1.- Descripción de la muestra global:

La muestra para este estudio se compone de 90 pies de 90 individuos, 59 mujeres (65%) y 31 hombres (35%) de edades comprendidas entre los 20 y los 76 años.

GRUPO	Número	Edad Mínima	Edad Máxima	Edad Media	Desviación Standard
Control	30	20	68	37,40	13,008
Akin	30	21	76	54,00	12,967
Akinost	30	35	76	57,77	10,487
Total	90			49.72	

Tabla 4 . Descripción de la muestra total con el número de participantes y la edad media del grupo.

5.1.2.- Descripción del Grupo Control (Variable sexo).

El grupo control se compone de 30 pies de 30 individuos. Se han estudiado 18 pies de mujeres y 12 de hombres.

Sexo	Número	%
H	18	60,0
V	12	40,0
Total	30	100,0

Tabla 5 . Descripción del grupo control (Variable sexo).

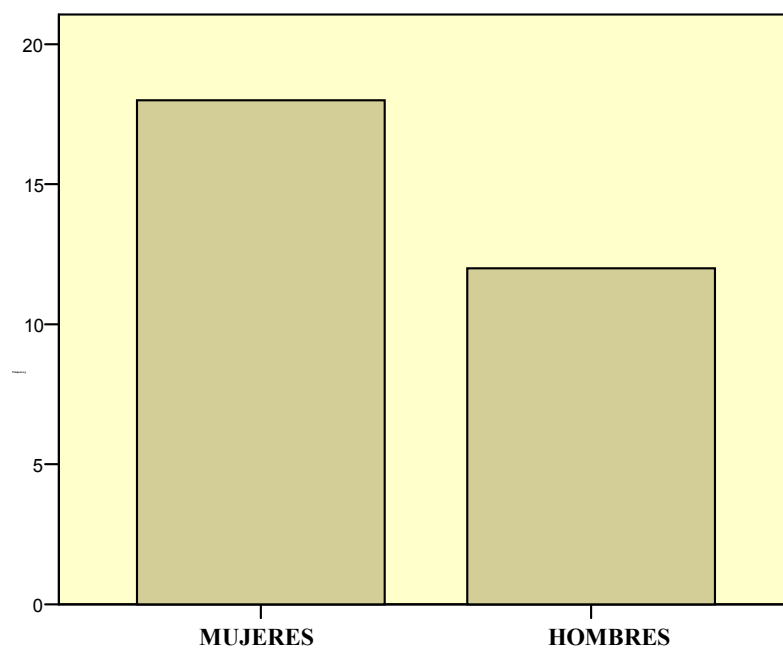


Grafico 1. Distribución numérica por sexos del grupo control.

5.1.3.- Descripción del grupo AKIN (Variable sexo):

El grupo afecto de HAV que va a ser intervenido con la técnica Akin se compone de 30 pies de 30 sujetos. Se han estudiado veinte pies de mujeres y diez de hombres, de entre 20 y 68 años con una edad media de 37,40 años.

Sexo		Número	%
Valid	H	20	66,7
	V	10	33,3
	Total	30	100,0

Tabla 6. Descripción del grupo AKIN (Variable sexo).

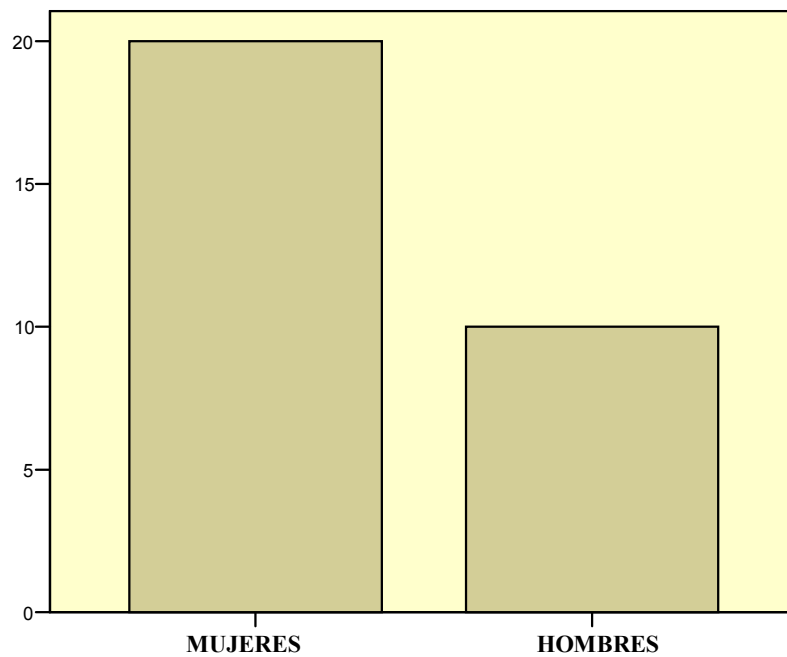


Grafico 2. Distribución numérica por sexos del grupo AKIN.

5.1.4.- Descripción del grupo AKINOST (variable sexo)

El grupo afecto de HAV que va a ser intervenido con la técnica Akin + osteotomías distales dorsiflexoras de 2º, 3º y 4º metatarsianos se compone de 30 pies de 30 sujetos. Se han estudiado veintiún pies de mujeres y nueve de hombres.

Sexo		Número	%
Valid	H	21	70,0
	V	9	30,0
	Total	30	100,0

Tabla 7. Descripción del grupo AKINOST (Variable sexo).

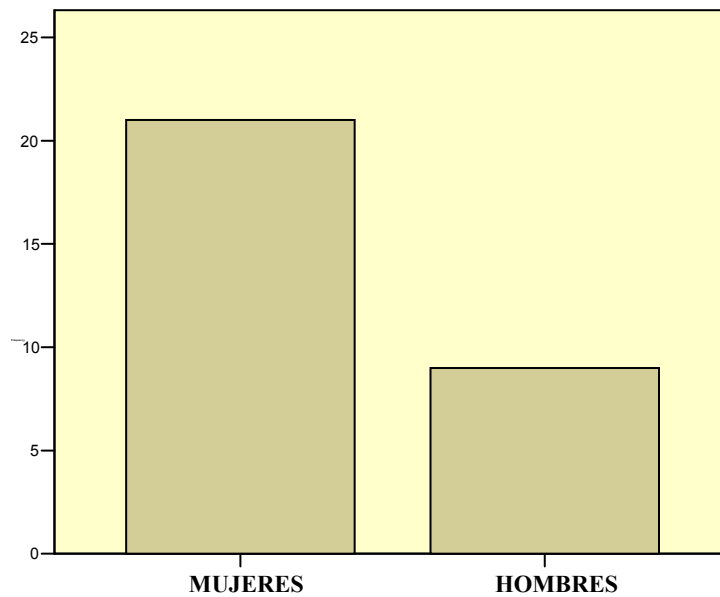


Grafico 3. Distribución numérica por sexos del grupo AKINOST.

5.2. ANÁLISIS DE LA VARIABLE PICO MÁXIMO DE PRESIÓN PLANTAR.

Se analizará la descripción de cada uno de los grupos, y posteriormente realizaremos comparaciones entre estos.

5.2.1.- ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LA VARIABLE.

La media, desviación típica y el intervalo de confianza al 95% para cada uno de los tres grupos por separado se muestran en las tablas. Los datos a utilizar en nuestro estudio corresponden a las medias de los Picos Máximos de Presión medidas en kilopascales, de cada uno de los tres grupos y bajo cada una de las zonas de estudio, en valores absolutos.

5.2.1.1.- Grupo control.

ZONA DEL PIE	Valor Mínimo	Valor Máximo	Media	Desviación Standard
TALON	550	728	651,77	53,233
MEDIOPIE	289	408	350,77	35,713
1CMT	490	721	599,30	72,996
2CMT	780	995	875,17	59,023
3CMT	599	719	653,43	34,269
4CMT	325	480	405,23	38,358
5CMT	202	297	249,03	21,664
HALLUX	709	880	801,57	44,982
D. MENORES	432	598	498,20	47,426

Tabla 8. Media del Grupo Control, de los picos máximos de presión de cada una de las zonas del pie, medidas en Kilopascales.

Observamos como en el grupo sano, los mayores picos de presión se sitúan bajo la *segunda cabeza metatarsal y el dedo gordo del pie (Hallux)*.

5.2.1.2.- Grupo HAV (AKIN + AKINOST).

ZONA DEL PIE	Media	Desviación Standard	Valor Mínimo	Valor Máximo	Percentil 25	Percentil 50 (Mediana)	Percentil 75
TALON	652,66	58,268	499	717	598,50	647,00	702,25
MEDIOPIE	366,61	30,576	298	408	341,25	366,00	383,75
1CMT	845,65	39,800	775	902	817,25	856,50	885,00
2CMT	1372,10	52,773	1276	1452	1311,00	1367,00	1403,00
3CMT	896,43	41,677	821	984	856,00	891,00	929,50
4CMT	467,76	29,589	397	517	442,50	461,50	480,50
5CMT	240,18	21,579	194	286	226,00	241,00	255,50
HALLUX	1191,55	47,212	1097	1254	1149,00	1182,00	1240,75
D. MENORES	679,88	55,987	597	788	619,50	664,50	724,25

Tabla 9. Media del Grupo HAV, de los picos máximos de presión de cada una de las zonas del pie, medidas en Kilopascales.

Recordamos que este grupo está formado por 60 pies de 60 sujetos afectados de Hallux Valgus (grupo HAV). *Los mayores picos de presión se sitúan, al igual que en el Grupo Control, bajo la segunda cabeza metatarsal y el Hallux*, pero en mayor magnitud. Posteriormente veremos si estas diferencias son o no realmente significativas entre ambos grupos, desde un punto de vista estadístico.

5.2.1.3- Grupo AKIN (Pre intervención quirúrgica).

ZONA DEL PIE	Media	Desviación Standard	Valor Mínimo	Valor Máximo	Percentil 25	Percentil 50 (Mediana)	Percentil 75
TALON	646,00	58,268	499	717	598,50	647,00	702,25
MEDIOPIE	361,40	30,576	298	408	341,25	366,00	383,75
1CMT	848,70	39,800	775	902	817,25	856,50	885,00
2CMT	1362,83	52,773	1276	1452	1311,00	1367,00	1403,00
3CMT	893,67	41,677	821	984	856,00	891,00	929,50
4CMT	462,03	29,589	397	517	442,50	461,50	480,50
5CMT	240,43	21,579	194	286	226,00	241,00	255,50
HALLUX	1186,43	47,212	1097	1254	1149,00	1182,00	1240,75
D. MENORES	675,43	55,987	597	788	619,50	664,50	724,25

Tabla 10. Media del Grupo AKIN pre, de los picos máximos de presión y Percentiles de cada una de las zonas del pie, medidas en Kilopascales.

Se trata del grupo AKIN (30 pies), antes de someterse a la cirugía percutánea mediante la técnica AKIN para la corrección del HAV

5.2.1.4.- Grupo AKINOST (Pre intervención quirúrgica).

ZONA DEL PIE	Media	Desviación Standard	Valor Mínimo	Valor Máximo	Percentil 25	Percentil 50 (Mediana)	Percentil 75
TALON	659,33	43,129	576	723	617,25	660,00	701,25
MEDIOPIE	371,83	30,669	307	423	351,00	375,00	394,50
1CMT	842,60	38,665	779	901	810,00	849,00	876,50
2CMT	1381,37	51,322	1301	1460	1333,00	1385,50	1422,25
3CMT	899,20	43,194	821	995	865,50	896,00	935,50
4CMT	473,50	28,879	412	528	452,50	472,50	490,75
5CMT	241,93	21,462	199	287	229,75	238,50	261,75
HALLUX	1196,67	46,801	1108	1265	1160,00	1194,00	1247,25
D. MENORES	684,33	55,488	609	798	628,50	675,50	731,50

Tabla 11. Media del Grupo AKINOST, de los picos máximos de presión y Percentiles de cada una de las zonas del pie, medidas en Kilopascales, después de la cirugía.

Se trata del grupo AKINOST (30 pies), antes de someterse a la cirugía percutánea mediante la técnica Akin más la realización de osteotomías distales dorsiflexoras en el 2º, 3º y 4º metatarsiano.

Podemos observar que en la fase preoperatoria los grupos AKIN (30 pies) y AKINOST (30 pies), presentan valores muy similares, ya que en realidad provienen de un mismo y homogéneo grupo, que es el grupo HAV (60 pies).

5.2.1.5.- Grupo Akin (Post intervención quirúrgica).

ZONA DEL PIE	Media	Desviación Standard	Valor Mínimo	Valor Máximo	Percentil 25	Percentil 50 (Mediana)	Percentil 75
TALON	647,57	58,097	504	715	608,50	650,50	702,50
MEDIOPIE	366,60	28,462	307	416	344,50	365,00	393,75
1CMT	639,07	39,099	507	690	615,50	649,50	666,25
2CMT	1280,13	60,821	1196	1420	1241,50	1268,50	1320,50
3CMT	900,80	44,716	830	1001	864,75	899,00	938,50
4CMT	461,30	29,678	402	517	440,50	455,50	487,50
5CMT	239,93	20,927	208	297	228,00	234,00	254,00
HALLUX	809,83	39,553	734	875	783,00	807,00	845,00
D. MENORES	565,73	54,105	498	700	525,50	546,50	611,25

Tabla 12. Media del **Grupo AKIN**, de los picos máximos de presión y Percentiles de cada una de las zonas del pie, medidas en Kilopascales, después de la cirugía.

A los seis meses de la intervención quirúrgica, que es cuando realizamos la segunda medición, observamos como hay un descenso generalizado de los picos máximos de presión plantar, especialmente bajo el Hallux, seguido en menor medida de la 1ª y 2ª cabeza metatarsal en su zona plantar. Es decir

- ↓ la Presión Plantar (↓ PP) bajo:

* Hallux.

* 1º Y 2ª cabeza metatarsal.

- En las otras zonas del pie, no parece haber cambios significativos tras la cirugía

5.2.1.6.- Grupo AKINOST (Post intervención quirúrgica).

ZONA DEL PIE	Media	Desviación Standard	Valor Mínimo	Valor Máximo	Percentil 25	Percentil 50 (Mediana)	Percentil 75
TALON	657,03	41,922	567	714	622,00	658,00	692,75
MEDIOPIE	371,80	28,823	299	415	354,00	376,00	392,00
1CMT	644,10	31,904	590	701	615,00	653,00	672,50
2CMT	933,10	43,653	867	1010	896,75	934,00	973,75
3CMT	690,57	33,391	631	765	664,25	691,50	713,75
4CMT	399,30	28,116	332	447	385,25	404,50	420,75
5CMT	237,83	18,342	195	268	225,75	234,50	254,00
HALLUX	853,17	33,992	801	913	823,25	851,00	885,00
D. MENORES	527,47	42,631	457	631	484,25	526,50	556,75

Tabla 13. Media del Grupo AKINOST, de los picos máximos de presión y Percentiles de cada una de las zonas del pie, medidas en Kilopascales, después de la cirugía.

A los seis meses de la intervención quirúrgica, que es cuando realizamos la segunda medición, observamos como hay un descenso generalizado de los picos máximos de presión plantar, especialmente bajo el Hallux, seguido en menor medida de la 1ª y 2ª cabeza metatarsal en su zona plantar. Es decir

- ↓ la presión plantar (↓ PP) bajo:

* Hallux.

* 1º, 2ª y 3ª y 4ª cabeza metatarsal.

- En las otras zonas del pie, no parece haber cambios significativos tras la cirugía

Ya vemos a primera vista, que la cirugía percutánea modifica en mayor medida las presiones plantares, cuando se realiza la técnica Akin más Osteotomías dorsi-flexoras de 2º, 3º y 4º metatarsianos. Aunque para valorar en qué medida es más efectiva una técnica que otra esperamos a la comparación entre grupos para poder aseverar si las diferencias entre medias, son o no significativas.

5.2.2.- COMPARACIÓN ENTRE GRUPOS ANTES DE LA INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA.

Para comparar los picos máximos de presión se han utilizado las medias de cada una de las zonas analizadas medidas en Kilopascales. Para la comparación de medias se ha utilizado la *t de student*, asumiendo que la variable estudiada sigue una distribución normal, y que las medias analizadas presentan igualdad de varianzas.

Asumimos por tanto, que si $P < 0,05$ se concluye que hay diferencia entre las dos medias comparadas.

5.2.2.1.- Comparación del grupo HAV (AKIN + AKINOST) con el Grupo control.

De este modo veremos cual es la diferencia entre un grupo sano, de 30 pies, sin patología (GC), y un grupo que presenta la deformidad, de 60 pies, (HAV).

(G. Control VS G. HAV.)

ZONA DEL PIE	Media HAV	Media Grupo Control	Diferencia significativa	Significación
TALON	652,66	651,77	,674	n/s
MEDIOPIE	366,61	350,77	,421	n/s
1CMT	845,65	599,30	,000	**
2CMT	1372,10	875,17	,000	**
3CMT	896,43	653,43	,000	**
4CMT	467,76	405,23	,000	**
5CMT	240,18	249,03	,202	n/s
HALLUX	1191,55	801,57	,000	**
D. MENORES	679,88	498,20	,000	**

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,0005$.

Tabla 14. Nos muestra la comparativa entre medias de las diferentes zonas de estudio de los picos máximos de presión medidos en Kilopascales entre el GC y el GE antes de la IQ, y si la diferencia es o no significativa.

MEDIAS

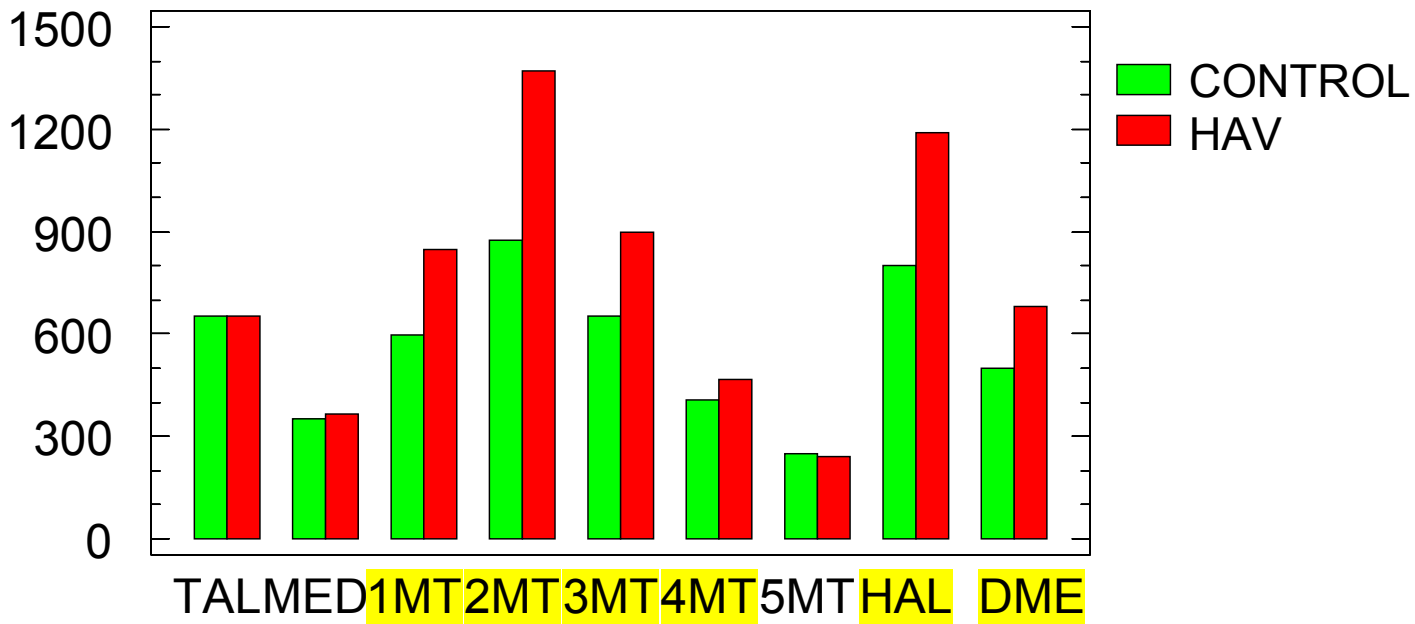


Grafico 4. En este gráfico de barras, observamos las diferencias descritas en la tabla anterior. Las zonas en amarillo aparecen cuando las diferencia de las medias comparadas en cada una de las zonas del pie analizadas, es significativa al nivel $P \leq 0,05$.

*** Por tanto, los pies con HAV, presentan mayores picos de presión máxima a nivel medial del antepié, que los pies sanos.**

5.2.2.2.- Comparación del grupo Control con el grupo AKIN (pre IQ).**(G. AKIN pre VS G. Control).**

ZONA DEL PIE	Media Akin	Media Grupo Control	Diferencia significativa	Significación
TALON	646,00	651,77	,819	n/s
MEDIOPIE	361,40	350,77	,243	n/s
1CMT	848,70	599,30	,000	**
2CMT	1362,83	875,17	,000	**
3CMT	893,67	653,43	,000	**
4CMT	462,03	405,23	,000	**
5CMT	240,43	249,03	,119	n/s
HALLUX	1186,43	801,57	,000	**
D. MENORES	675,43	498,20	,000	**

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,0005$.

Tabla 15. Nos muestra la comparativa entre medias de las diferentes zonas de estudio de los picos máximos de presión medidos en Kilopascales entre el GC y el G. AKIN antes de la IQ, y si la diferencia es o no significativa

La tabla muestra los valores de p (t de student) obtenidos al comparar ambos grupos. Se encuentran diferencias significativas en las presiones plantares medidas en Kilopascales, en todas las zonas del pie excepto en talón, mediopié y quinto metatarsiano ($p \leq 0,05$).

- Observamos que existen diferencias significativas en:

- **1ª Cabeza Metatarsal (1CMT).**
- **2 CMT.**
- **3 CMT.**
- **4 CMT.**
- **Hallux.**
- **Dedos menores.**

5.2.2.3.- Comparación del Grupo Control con el Grupo AKINOST (Pre IQ).

(G. AKINOST pre VS G. Control).

ZONA DEL PIE	Media Akinost	Media Grupo Control	Diferencia significativa	Significación
TALON	659,33	651,77	,671	n/s
MEDIOPIE	371,83	350,77	,118	n/s
1CMT	842,60	599,30	,000	*
2CMT	1381,37	875,17	,000	*
3CMT	899,20	653,43	,000	*
4CMT	473,50	405,23	,000	*
5CMT	241,93	249,03	,543	n/s
HALLUX	1196,67	801,57	,000	*
D. MENORES	684,33	498,20	,000	*

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,0005$.

Tabla 16. Nos muestra la comparativa entre medias de las diferentes zonas de estudio de los picos máximos de presión medidos en Kilopascuales entre el GC y el G. AKINOST antes de la IQ, y si la diferencia es o no significativa

La tabla muestra los valores de p (t de student) obtenidos al comparar ambos grupos. Se encuentran diferencias significativas en las presiones plantares medidas en Kilopascuales, en todas las zonas del pie excepto en talón, mediopié y quinto metatarsiano ($P \leq 0.05$).

- Observamos que existen diferencias significativas en:

- **1ª Cabeza Metatarsal (1CMT).**
- **2 CMT.**
- **3 CMT.**
- **4 CMT.**
- **Hallux.**
- **Dedos menores.**

Resultados

Es lógico obtener los mismos resultados que al comparar el Grupo HAV, el Grupo AKIN y el Grupo AKINOST con el Grupo Control, puesto que como hemos comentado anteriormente **los dos grupos que forman el GE o G. HAV (AKIN + AKINOST), son totalmente homogéneos antes de someterse a cada uno de los dos tratamientos.**

5.2.2.- COMPARACIÓN ENTRE GRUPOS DESPUES DE LA INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA.

5.2.2.1.- Comparación del Grupo AKIN Pre con el Grupo AKIN Post.

(G. AKIN pre VS G. AKIN post)

ZONA DEL PIE	Media Akin Pre.	Media Akin Post.	Diferencia significativa	Significación
TALON	646,00	647,57	,451	n/s
MEDIOPIE	361,40	366,60	,080	n/s
1CMT	848,70	639,07	,000	**
2CMT	1362,83	1280,13	,000	**
3CMT	893,67	900,80	,112	n/s
4CMT	462,03	461,30	,772	n/s
5CMT	240,43	239,93	,820	n/s
HALLUX	1186,43	809,83	,000	**
D. MENORES	675,43	565,73	,000	**

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,0005$.

Tabla 17. Nos muestra la comparativa entre medias de las diferentes zonas de estudio de los picos máximos de presión medidos en Kilopascales entre el G. AKIN Pre y el G. AKIN Post, y si la diferencia es o no significativa

- *Lo fundamental de esta tabla es que nos muestra la influencia que ha tenido la cirugía percutánea en este primer grupo al haberlo sometido a la técnica Akin.*

La tabla muestra los valores de p (t de student) obtenidos al comparar ambos grupos. Se encuentran diferencias significativas en las presiones plantares medidas en Kilopascales, en 1CMT, 2CMT, Hallux y Dedos Menores: ($P \leq 0.05$).

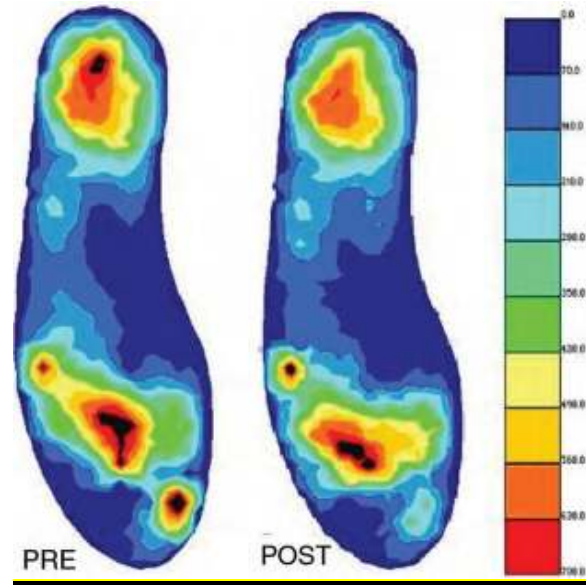


Figura 66. Comparativa de las presiones plantares en dinámica antes y después de la IQ

5.2.2.2.- Comparación del Grupo AKIN Post con el Grupo Control.**(G. AKIN Post VS G. Control)**

ZONA DEL PIE	Media Akin Post	Media Grupo Control	Diferencia significativa	Significación
TALON	647,57	651,77	,690	n/s
MEDIOPIE	366,60	350,77	,220	n/s
1CMT	639,07	599,30	,000	*
2CMT	1280,13	875,17	,000	*
3CMT	900,80	653,43	,000	*
4CMT	461,30	405,23	,000	*
5CMT	239,93	249,03	,129	n/s
HALLUX	809,83	801,57	,000	*
D. MENORES	565,73	498,20	,000	*

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,0005$.

Tabla 18. Nos muestra la comparativa entre medias de las diferentes zonas de estudio de los picos máximos de presión medidos en Kilopascales entre el G. AKIN post (después de la IQ) y el G. Control, y si la diferencia es o no significativa.

La tabla muestra los valores de p (t de student) obtenidos al comparar ambos grupos. Se encuentran diferencias significativas en las presiones plantares medidas en Kilopascales, en todas las zonas del pie excepto en talón, mediopié y quinto metatarsiano ($p \leq 0.05$).

MEDIAS

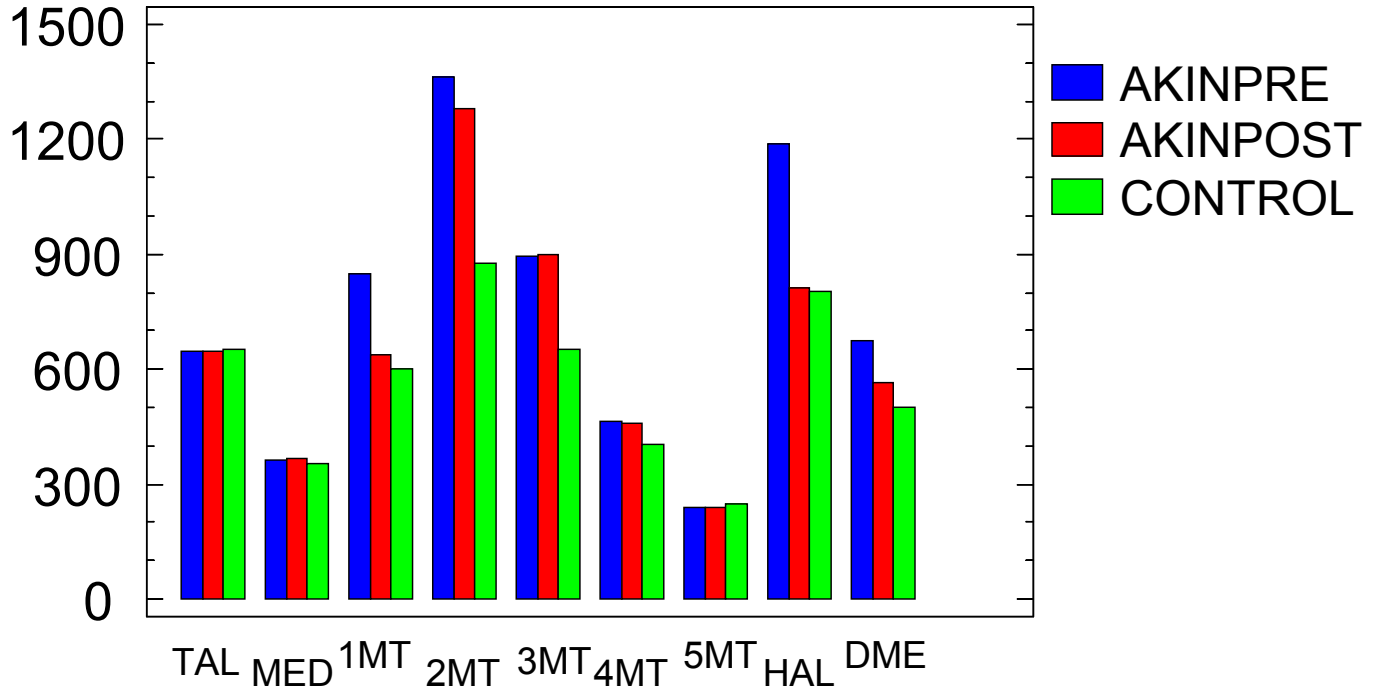


Grafico 5. El Diagrama de barras representa los valores del G. Control junto a los valores del grupo sometido a la técnica Akin, antes y después de la Cirugía Percutánea.

5.2.2.3.- Comparación del Grupo AKINOST Pre con el Grupo AKINOST Post.**(G. AKINOST pre VS G. AKINOST Post)**

ZONA DEL PIE	Media Akinost Pre	Media Akinost Post	Diferencia significativa	Significación
TALON	659,33	657,03	,217	n/s
MEDIOPIE	371,83	371,80	,975	n/s
1CMT	842,60	644,10	,000	**
2CMT	1381,37	933,10	,000	**
3CMT	899,20	690,57	,000	**
4CMT	473,50	399,30	,000	**
5CMT	241,93	237,83	,057	n/s
HALLUX	1196,67	853,17	,000	**
D. MENORES	684,33	527,47	,000	**

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,0005$.

Tabla 19. Nos muestra la comparativa entre medias de las diferentes zonas de estudio de los picos máximos de presión medidos en Kilopascales entre el G. AKINOST Pre y el G. AKINOST Post, y si la diferencia es o no significativa

- *Lo fundamental de esta tabla es que nos muestra la influencia que ha tenido la cirugía percutánea en este segundo grupo al haberlo sometido a la técnica Akin + Osteotomías dorsiflexoras distales de 2º, 3º y 4º Metatarsianos..*

La tabla muestra los valores de p (t de student) obtenidos al comparar ambos grupos. Se encuentran diferencias significativas en las presiones plantares medidas en Kilopascales, en 1CMT, 2CMT, 3CMT, 4CMT, Hallux y Dedos Menores: ($P \leq 0.05$).

5.2.2.4.- Comparación del Grupo AKINOST Post con el Grupo Control.**(G. AKINOST Post VS Grupo Control)**

ZONA DEL PIE	Media Akinost Post	Media Grupo Control	Diferencia significativa	Significación
TALON	657,03	651,77	,388	n/s
MEDIOPIE	371,80	350,77	,134	n/s
1CMT	644,10	599,30	,001	*
2CMT	933,10	875,17	,001	*
3CMT	690,57	653,43	,003	*
4CMT	399,30	405,23	,236	n/s
5CMT	237,83	249,03	,134	n/s
HALLUX	853,17	801,57	,000	**
D. MENORES	527,47	498,20	,035	*

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,0005$.

Tabla 20. Nos muestra la comparativa entre medias de las diferentes zonas de estudio de los picos máximos de presión medidos en Kilopascales entre el G. AKINOST Post (después de la IQ) y el G. Control, y si la diferencia es o no significativa.

La tabla muestra los valores de p (t de student) obtenidos al comparar ambos grupos. Se encuentran diferencias significativas en las presiones plantares medidas en Kilopascales, en todas las zonas del pie excepto en talón, mediopié, cuarto y quinto metatarsiano ($p \leq 0.05$).

MEDIAS

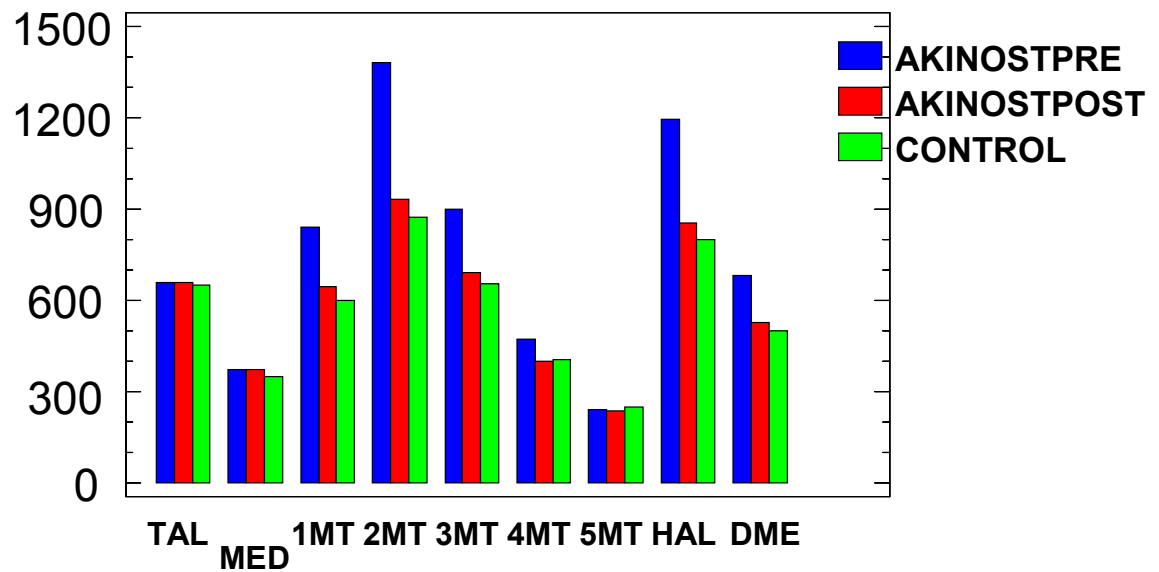


Grafico 6. El Diagrama de barras representa los valores del G. Control junto a los valores del grupo sometido a la técnica Akin + Osteotomías dorsiflexoras de 2°,3° y 4° Metatarsianos, antes y después de la Cirugía Percutánea.

5.2.2.5.- Comparación del Grupo AKIN Post con el Grupo AKINOST Post.**(G. AKIN Post VS G. AKINOST Post)**

ZONA DEL PIE	Akin Post	Akinost Post	Diferencia significativa	Significación
TALON	647,57	657,03	,751	n/s
MEDIOPIE	366,60	371,80	,340	n/s
1CMT	639,07	644,10	,745	n/s
2CMT	1280,13	933,10	,000	**
3CMT	900,80	690,57	,000	**
4CMT	461,30	399,30	,000	**
5CMT	239,93	237,83	,970	n/s
HALLUX	809,83	853,17	,000	**
D. MENORES	565,73	527,47	,010	*

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,0005$.

Tabla 21. Nos muestra la comparativa entre medias de las diferentes zonas de estudio de los picos máximos de presión medidos en Kilopascales entre el G. AKIN Post y el G. AKINOST Post y si la diferencia es o no significativa. Básicamente nos indica la diferencia de intervenir el HAV con una u otra técnica.

La tabla muestra los valores de p (t de student) obtenidos al comparar ambos grupos. Se encuentran diferencias significativas en las presiones plantares medidas en Kilopascales, en todas las zonas del pie excepto en talón, mediopié, primer y quinto metatarsiano ($p \leq 0.05$).

MEDIAS

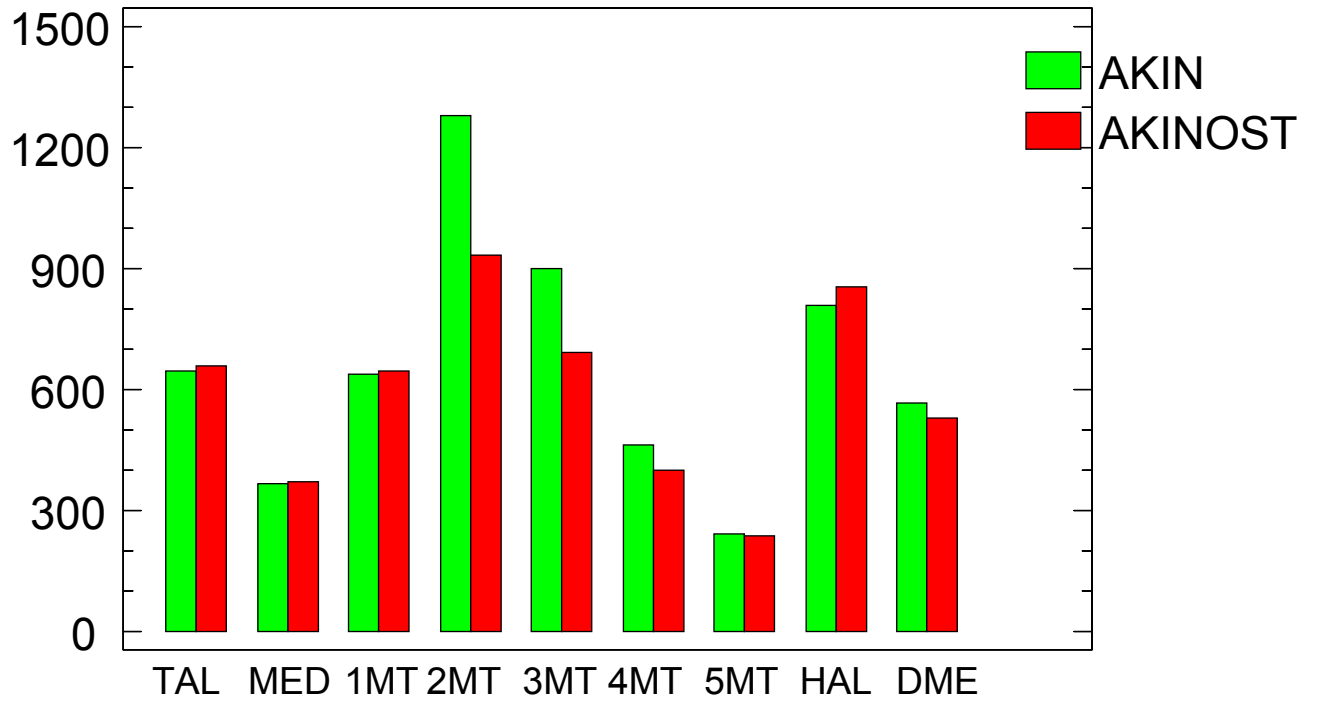


Grafico 7. El Diagrama de barras representa los valores del Grupo experimental sometido a la técnica Akin, junto a los valores del grupo sometido a la técnica Akin + Osteotomías dorsiflexoras de 2°,3° y 4° Metatarsianos.

5.3.- ANÁLISIS DE LA VARIABLE ÁNGULO HALLUX VALGUS.

Se analizará la descripción de cada uno de los grupos, y posteriormente realizaremos comparaciones entre estos.

5.3.1.- ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LA VARIABLE.

La media, desviación típica y el intervalo de confianza al 95% para cada uno de los dos grupos que son intervenidos quirúrgicamente, se muestran en las tablas. Los datos a utilizar en nuestro estudio corresponden a las medias de los Ángulos HAV medidas en grados, de cada uno de los dos grupos de estudio, en valores absolutos.

5.3.1.1- Grupo HAV (G. AKIN + G. AKINOST).

VARIABLE	Media	Desviación Estándar	Valor Mínimo	Valor Máximo	Percentil 25	Percentil 50 (Mediana)	Percentil 75
ÁNGULO HAV PRE IQ	32,48°	3,944	24	40	29,00	32,00	35,25
ÁNGULO HAV POST IQ	19,58°	3,512	13	24	16,75	18,50	22,25

Tabla 22. Media del grupo HAV o Experimental (60 Sujetos), del ° HAV medido en grados, antes y después de ser sometidos a la Cirugía Percutánea.

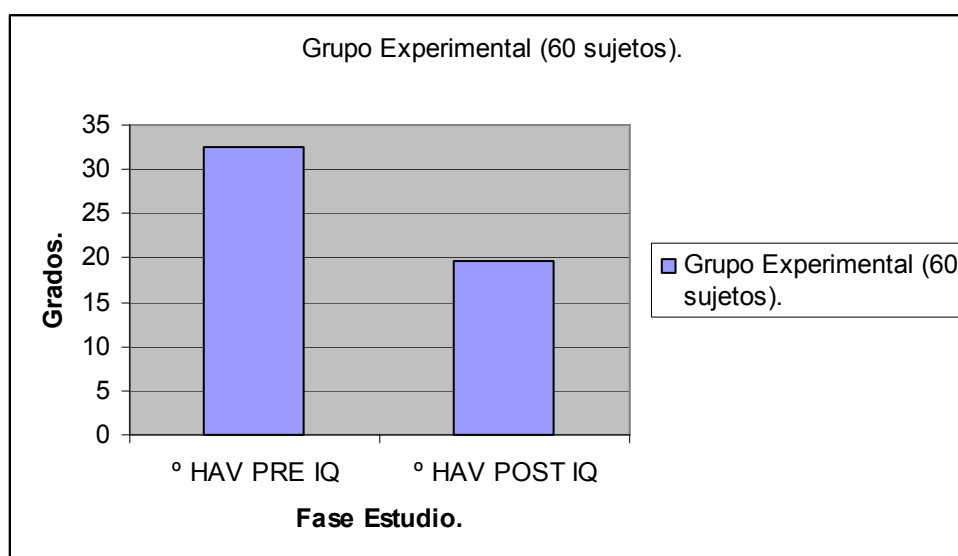


Gráfico 8. En el diagrama de barras, observamos la diferencia numérica en grados del Grupo Experimental, de la variable °HAV, antes y después de la cirugía.

5.3.1.2- Grupo AKIN.

VARIABLE	Media	Desviación Estándar	Valor Mínimo	Valor Máximo	Percentil 25	Percentil 50 (Mediana)	Percentil 75
ANGULO HAV PRE IQ	32,20°	4,046	24	40	29,00	32,00	35,25
ANGULO HAV POST IQ	19,17°	3,343	13	24	16,75	18,50	22,25

Tabla 23. Media del grupo AKIN, del ° HAV medido en grados, antes y después de ser sometidos a la Cirugía Percutánea con la técnica Akin.

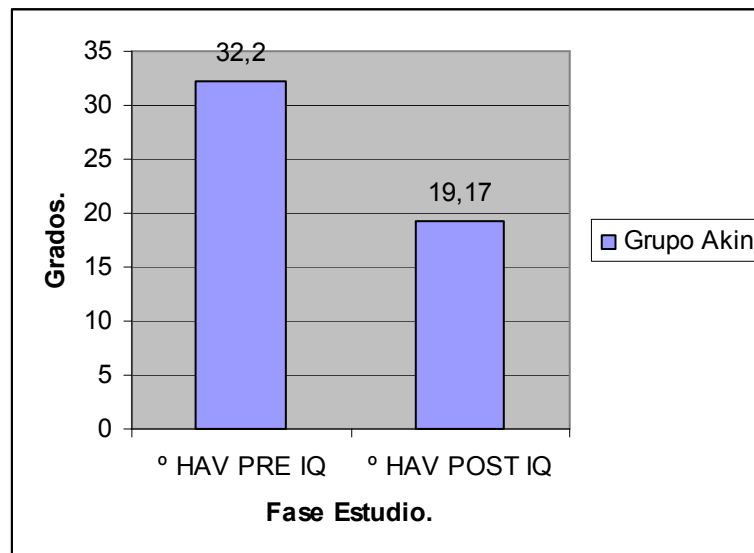


Gráfico 9. En el diagrama de barras, observamos la diferencia numérica en grados del Grupo AKIN, de la variable °HAV, antes y después de la cirugía.

5.3.1.3.- Grupo AKINOST.

VARIABLE	Media	Desviación Standard	Valor Mínimo	Valor Máximo	Percentil 25	Percentil 50 (Mediana)	Percentil 75
ANGULO HAV PRE IQ	32,77	3,607	26	39	30,00	32,00	35,25
ANGULO HAV POST IQ	20,00	2,792	15	25	17,75	20,00	22,00

Tabla 24. Media del grupo AKINOST, del ° HAV medido en grados, antes y después de ser sometidos a la Cirugía Percutánea con la técnica Akin + Osteotomías Dorsiflexoras de 2°, 3° y 4° MTT.

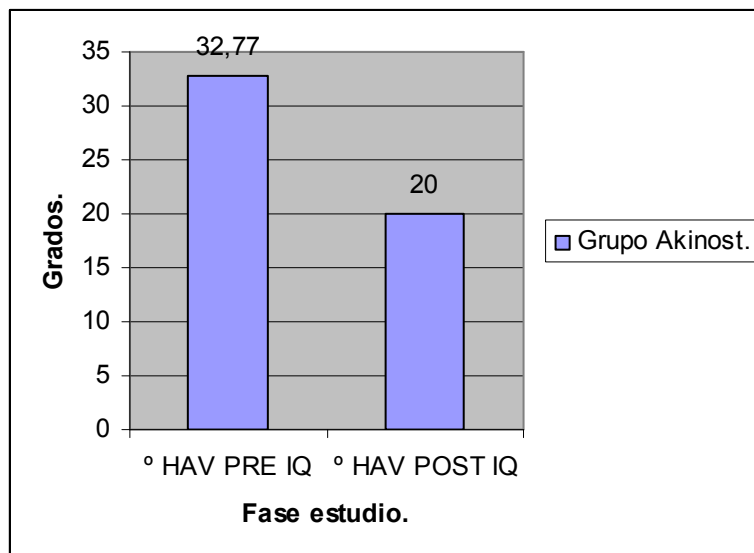


Gráfico 10. En el diagrama de barras, observamos la diferencia numérica en grados del Grupo AKIN, de la variable °HAV, antes y después de la Cirugía.

5.3.2.- COMPARACIÓN ENTRE GRUPOS.

Para comparar los ° HAV se han utilizado las medias de cada una de los grupos estudiados, medidas en Grados. Para la comparación de medias se ha utilizado la *t de student*, asumiendo que la variable estudiada sigue una distribución normal, y que las medias analizadas presentan igualdad de varianzas.

Asumimos por tanto, que si $P < 0,05$ se concluye que hay diferencia entre las dos medias comparadas.

5.3.2.1.- Comparación del Grupo HAV Pre con el Grupo HAV post.

(G. HAV Pre VS G. HAV Post)

GRUPO	Angulo HAV Pre	Angulo HAV Post	Significación entre fases	Significación
HAV (60 Sujetos)	32.48°	19.58°	,000	**

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0, 05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0, 0005$.

Tabla 25. Nos muestra la comparativa entre medias del °HAV medido en Grados en el G. HAV o experimental antes y después de ser sometido a la IQ, y si la diferencia es o no significativa.

La tabla muestra los valores de p (t de student) obtenidos al comparar ambas fases. Se encuentran diferencias significativas en el ° HAV ($P \leq 0.05$). Observamos que la corrección es importante, acercándose a la normalidad (15°).

Recordamos que el grupo HAV está formado por los 60 sujetos que son sometidos a la Cirugía Percutánea.

5.3.2.2.- Comparación del grupo AKIN Pre con el Grupo AKIN post.**(G. AKIN Pre VS G. AKIN Post)**

GRUPO	Angulo HAV Pre	Angulo HAV Post	Significación entre fases	Significación
AKIN	32.20°	19.17°	,000	**

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,0005$.

Tabla 26. Nos muestra la comparativa entre medias del °HAV medido en Grados en el G. AKIN antes y después de ser sometido a la IQ, y si la diferencia es o no significativa.

La tabla muestra los valores de p (t de student) obtenidos al comparar ambas fases. Se encuentran diferencias significativas en el ° HAV ($P \leq 0.05$). Observamos que la corrección es importante, acercándose a la normalidad (15°).

5.3.2.3.- Comparación del grupo AKINOST Pre con el Grupo AKINOST post.**(G. AKIN Pre VS G. AKIN Post)**

GRUPO	Angulo HAV Pre	Angulo HAV Post	Significación entre fases	Significación
AKINOST	32.77°	20°	,000	**

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,0005$.

Tabla 27. Nos muestra la comparativa entre medias del °HAV medido en Grados en el G. AKINOST antes y después de ser sometido a la IQ, y si la diferencia es o no significativa.

La tabla muestra los valores de p (t de student) obtenidos al comparar ambas fases. Se encuentran diferencias significativas en el ° HAV ($P \leq 0.05$). Observamos que la corrección es importante, acercándose a la normalidad (15°).

- *Observamos que no hay diferencias significativas en la corrección del ° HAV, al operar con una u otra técnica.*
- *Después de intervenir a ambos grupos se consigue una corrección muy significativa de la deformidad.*

5.3.3.- RELACIÓN DEL ÁNGULO HAV CON LA EDAD

A continuación relacionaremos la edad con el ° HAV, ya que este último es un indicador útil para determinar la severidad de la patología. De éste modo, pretendemos analizar y contrastar con otro estudios si el aumento de la edad está ligado con el aumento de la deformidad.

VARIABLES	Media	Desviación Standard	Número
EDAD	54,00	12,967	60
ANGULO HAV	32,20°	4,046	60

Tabla 28. Medias del ángulo HAV y de la edad de los 60 pies (Grupo HAV) en la fase Pre operatoria.
Resultados expresados como Media y Desviación típica.

5.3.3.1.- Estudio de la correlación lineal entre las Edades y los Angulos.

VARIABLES	Correlación Lineal de Pearson (r).	Significación
Edades y Ángulos	0,488	,000(**)

* La significación intergrupos al nivel $P \leq 0,05$.

** La significación intergrupos al nivel $P \leq 0,0005$.

Tabla 29. Correlación lineal simple (Pearson) entre la media de Edad y de los °HAV del Grupo experimental en la fase Pre operatoria.

Gráfico de ANGULOS frente a EDADES

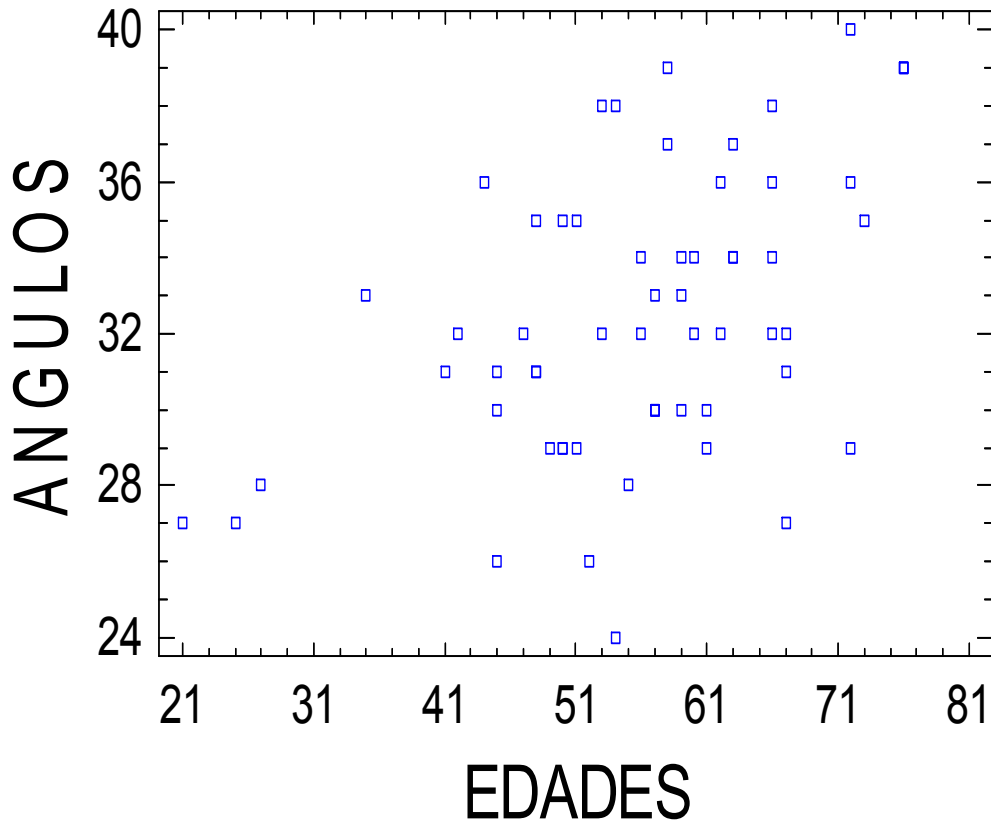


Gráfico 11. Se muestra gráficamente la correlación lineal simple (Pearson) entre las Edades y los °HAV del Grupo experimental en la fase Pre operatoria.

- Correlación lineal de Pearson ($r= 0.48$).
- Significación ($P = .000$).

- *Podemos afirmar que existe una Correlación lineal positiva moderada y significativa entre la edad y el aumento del ° HAV.*
- *Por lo que podemos concluir que a > Edad, > Severidad de la Deformidad.*

5.4.- ANÁLISIS DE LA VARIABLE “SATISFACCIÓN DEL PACIENTE”.

Se analizará la descripción de cada uno de los grupos, y posteriormente realizaremos comparaciones entre estos.

5.4.1.- ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LA VARIABLE.

La media, desviación típica y el intervalo de confianza al 95% para cada uno de los tres grupos por separado se muestran en las tablas. Los datos a utilizar en nuestro estudio corresponden a las medias del nivel de satisfacción, medidas de 0 a 100, de cada uno de los tres grupos, en valores absolutos.

5.4.1.1.- Satisfacción de los sujetos antes de la Intervención Quirúrgica:

GRUPO	Sujetos	Media Satisfacción	Desviación Standard
Grupo Control.	30	98,66	2,248
Grupo Akin.	30	40,50	16,737
Grupo Akinost.	30	43,33	13,543

Tabla 30. Nos muestra la Media del nivel de satisfacción de cada uno de los grupos antes de la intervención quirúrgica.

GRUPO	Sujetos	Media Satisfacción	Desviación Standard
Grupo Control.	30	98,66	2,248
Grupo HAV.	60	41,92	15,162

Tabla 31. Nos muestra la media del Nivel de satisfacción del Grupo Control y del Grupo HAV (Los 60 sujetos que van a ser sometidos a Cirugía percutánea) antes de la intervención quirúrgica.

5.4.1.2.- Satisfacción de los sujetos después de la Intervención Quirúrgica.

GRUPO	Sujetos	Media Satisfacción	Desviación Standard
Grupo Control.	30	98,66	2,24888
Grupo Akin.	30	92,60	6,37127
Grupo Akinost.	30	90,66	8,43774

Tabla 32. Nos muestra la media del Nivel de satisfacción de cada uno de los grupos tras la intervención quirúrgica.

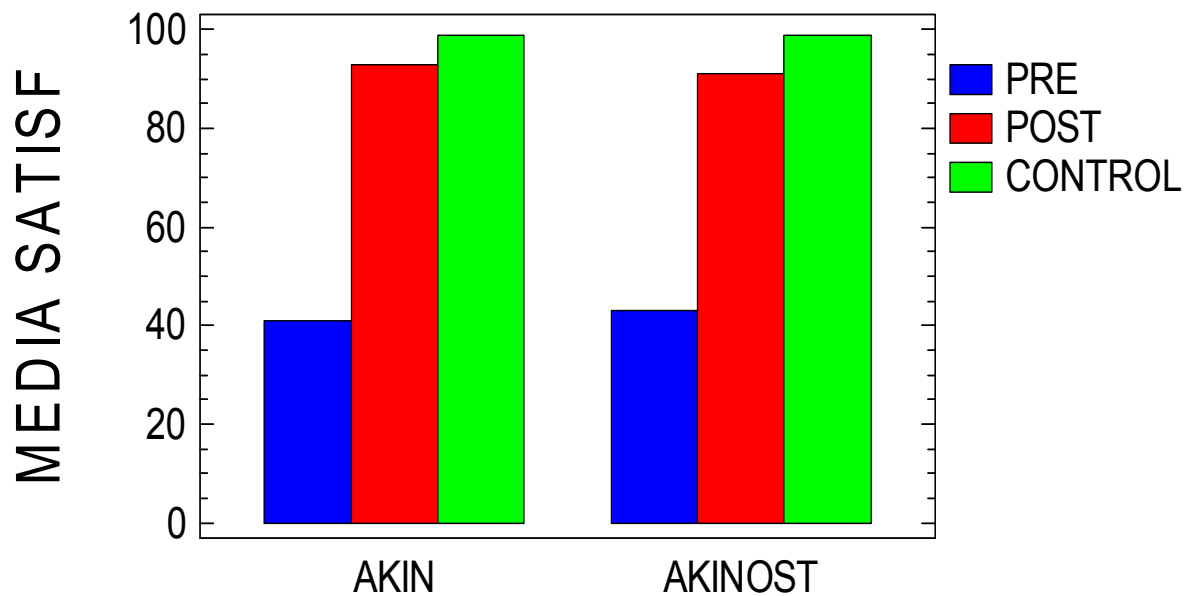


Gráfico 12. Comparativa de la variación del nivel de satisfacción del paciente, antes y después de la IQ, del grupo Akin, del grupo Akinost y del grupo control.

5.4.2.- COMPARACIÓN ENTRE GRUPOS ANTES DE LA INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA.

Para comparar el nivel de satisfacción se han utilizado las medias de cada uno de los grupos medidos de 0 a 100. Para la comparación de medias se ha utilizado la *t de student*, asumiendo que la variable estudiada sigue una distribución normal, y que las medias analizadas presentan igualdad de varianzas.

Asumimos por tanto, que si $P < 0,05$ se concluye que hay diferencia entre las dos medias comparadas.

5.4.2.1.- Comparación del grupo HAV (AKIN + AKINOST) con el Grupo control.

De este modo veremos cual es la diferencia entre un grupo sano, de 30 pies, sin patología (GC), y un grupo que presenta la deformidad, de 60 pies, (HAV).

(G. Control VS G. HAV.)

VARIABLE	Media Satisf Gr. HAV	Media Satisf Gr. Control	Diferencia significativa	Significación
Satisfacción	41,92	98,66	,000	**

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0, 05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0, 0005$.

Tabla 33. Nos muestra la satisfacción media entre el GC y el GE antes de la IQ, y si la diferencia es o no significativa.

****Deducimos de estos resultados que los pies afectados de HAV, en comparación con aquellos que son sanos, presentan una satisfacción mucho menor en su calidad de vida relacionada con la patología de nuestro estudio.***

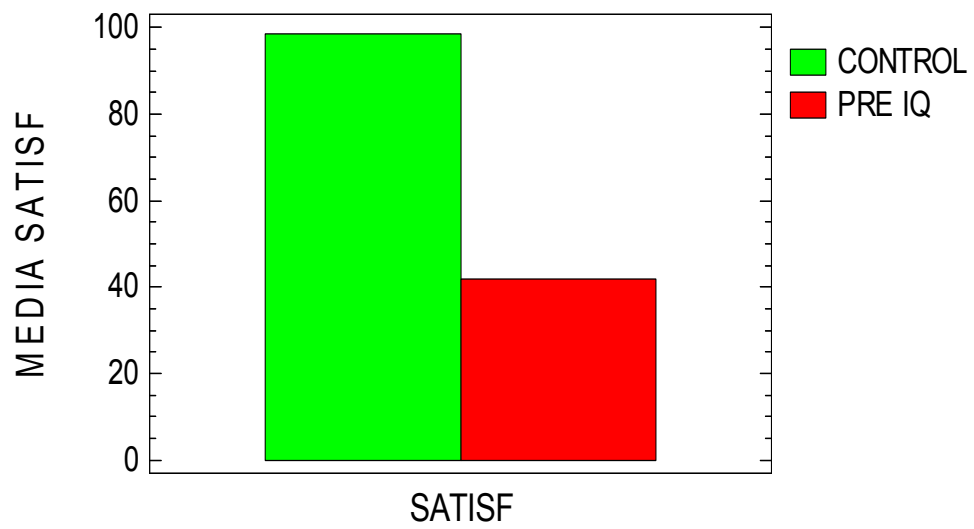


Grafico 13. Diagrama de barras donde se muestra la satisfacción del Grupo Control (Verde) y el Grupo HAV (Rojo) antes de la Intervención Quirúrgica.

5.4.3.- COMPARACIÓN ENTRE GRUPOS DESPUES DE LA INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA.

5.4.3.1.- Comparación del Grupo AKIN Pre con el Grupo AKIN Post.

(G. AKIN pre VS G. AKIN post)

VARIABLE	Media Satisf Gr. Akin Pre	Media Satisf Gr. Akin Post	Diferencia significativa	Significación
Satisfacción	40,50	92,60	,000	**

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,0005$.

Tabla 34. Nos muestra la comparativa entre medias del Nivel de satisfacción entre el G. AKIN Pre y el G. AKIN Post, y si la diferencia es o no significativa

- *Lo fundamental de esta tabla es que nos muestra la influencia que ha tenido la cirugía percutánea en este primer grupo al haberlo sometido a la técnica Akin, respecto a su percepción de salud.*

La tabla muestra los valores de p (t de student) obtenidos al comparar ambos grupos. Se encuentran diferencias significativas en la satisfacción de los pacientes: ($P \leq 0.05$).

5.4.3.2.- Comparación del Grupo AKINOST Pre con el Grupo AKINOST Post.**(G. AKINOST pre VS G. AKINOST post)**

VARIABLE	Media Satisf Gr. Akinost Pre	Media Satisf Gr. Akinost Post	Diferencia significativa	Significación
Satisfacción	43,33	90,66	,000	**

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0,0005$.

Tabla 35. Nos muestra la comparativa entre medias del Nivel de satisfacción entre el G. AKINOST Pre y el G. AKINOST Post, y si la diferencia es o no significativa.

- *Lo fundamental de esta tabla es que nos muestra la influencia que ha tenido la cirugía percutánea en este segundo grupo al haberlo sometido a la técnica Akin + Osteotomías, respecto a su percepción de salud.*

La tabla muestra los valores de p (t de student) obtenidos al comparar ambos grupos. Se encuentran diferencias significativas en la satisfacción de los pacientes: ($P \leq 0.05$).

- *Es decir, con la cirugía percutánea, utilizando la técnica Akin y la técnica Akin + Osteotomías dorsi-flexoras de 2º, 3º y 4º MTT, se aumenta la satisfacción del paciente de manera muy significativa, mejorando considerablemente su percepción de salud con respecto a la patología objeto de nuestro estudio: ($P \leq 0.05$).*

5.4.3.3.- Comparación del Grupo AKIN Post con el Grupo Control.

VARIABLE	Media Satisf Gr. Akin post	Media Satisf Gr. Control	Diferencia significativa	Significación
Satisfacción	92,60	98,66	,010	*

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0, 05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0, 0005$.

Tabla 36. Nos muestra la comparativa entre medias del Nivel de satisfacción entre el G. AKIN Post y el G. Control, y si la diferencia es o no significativa.

5.4.3.4.- Comparación del Grupo AKINOST Post con el Grupo Control.

VARIABLE	Media Satisf Gr. Akinost post	Media Satisf Gr. Control	Diferencia significativa	Significación
Satisfacción	90,66	98,66	,000	***

* La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0, 05$.

** La diferencia de las medias es significativa al nivel $P \leq 0, 0005$.

Tabla 37. Nos muestra la comparativa entre medias del Nivel de satisfacción entre el G. AKINOST Post y el G. Control, y si la diferencia es o no significativa.

6.- DISCUSIÓN.

6.- DISCUSIÓN.

6.1.- EDAD Y SEXO.

La edad media de nuestro grupo es de 55,9 años, con predominio del sexo femenino en un 68,33% contra un 31,67 % del sexo masculino, lo que coincide con otros estudios que defienden que el HAV se produce en un porcentaje sumamente alto en las mujeres, y en la cuarta, quinta o sexta, década de vida (*Coughlin MJ y cols, 1995*) implicando al calzado estrecho como causa del Hallux valgus. Esta noción se apoya por un estudio en China (*Sim-Fook L y cols, 1958*) dónde el predominio de Hallux valgus era quince veces superior en las personas que llevan zapatos que en las que no los utilizan.

Igualmente, en Japón, un estudio (*Kato y cols, 1981*) valora que el predominio de Hallux valgus aumentó de forma dramática en las mujeres tras la introducción de la moda del tacón alto después del Segunda Guerra Mundial.

Otro autor (*Frey C, 2000*), estudia las diferentes características del pie de la mujer con respecto al hombre, afirmando que el HAV se comienza a producir entre la 3ª y 5ª década de vida, situándose el 60% de los individuos que presentan la deformidad, en personas mayores de 65 años. También comenta que el uso del calzado estrecho acelera la aparición y progresión de la patología.

Otro estudio reciente, afirma que el HAV es prevalente en comunidades que usan zapatos, y que está asociado con el sexo femenino y el aumento de edad (*Roddy E y cols, 2008*).

En conclusión y en base a estos estudios podemos afirmar:

- 1.- Que el HAV se produce en mayor porcentaje en las mujeres de las sociedades que utilizan zapatos.
- 2.- Que la incidencia en la patología es claramente predominante en el sexo femenino, debido al calzado estrecho y de tacón.

6.2. PRESIONES PLANTARES EN DINÁMICA ANTES DE LA CIRUGÍA.

6.2.1.- Del grupo sano:

En nuestro estudio, comprobamos que en los pies sanos (Grupo Control), los mayores picos de presión se sitúan bajo:

- El Hallux.
- 2CMT (Segunda cabeza metatarsal).
- 3.CMT

La comparación de los hallazgos de nuestro estudio muestra similitudes con varios estudios que utilizaron los dos tipos de dispositivos de medición de las presiones plantares: las plataformas de presión (EMED®, Musgrave®) y los sistemas de plantillas (F-Scan®, Pedar®, Biofoot®)

Un primer estudio (*Bryant y cols, 2000*) ofrece unos valores normales de presión plantar utilizando la plataforma EMEDSF®. Encontraron los mayores picos de presión en el Hallux, segunda y tercera CMT, talón, primera, cuarta y quinta CMT, dedos menores y finalmente en mediopié (Al igual que en nuestra investigación).

Otros autores (*Planck MJ, 1995*) han investigado la presiones plantares en sujetos normales. Planck, usando la plataforma Musgrave® encontró que las presiones en el antepié en los pies normales se situaban bajo la tercera, segunda y cuarta CMT.

En otro reciente estudio (*Martínez Nova A y cols, 2007*), que utilizó el sistema Biofoot, con respecto a la distribución del pico máximo de presión, los mayores valores se encontraron en este orden: Segunda CMT, talón, tercera, primera CMT y el Hallux. Las presiones más bajas se encontraron bajo la cuarta CMT, mediopié, dedos menores y la quinta CMT. Lo que muestra valores similares a nuestra investigación, excepto que en nuestro estudio encontramos un mayor valor de presión a nivel del Hallux.

6.2.1.- Del grupo que presenta HAV:

Los mayores picos de presión se sitúan, al igual que en el Grupo Control, bajo la segunda cabeza metatarsal y el Hallux, pero en mayor magnitud. Al comparar en nuestro estudio, los sujetos sanos con los que presentan HAV **observamos que existen diferencias significativas ($P \leq 0.05$) en:**

- **1ª Cabeza Metatarsal (1CMT).**
- **2 CMT.**
- **3 CMT.**
- **4 CMT.**
- **Hallux.**
- **Dedos menores.**

En las zonas referenciadas encontramos un aumento significativo de los picos máximos de presión plantar en el Grupo Afecto, con respecto al sano.

Deducimos de estos resultados que los pies afectados de HAV, en comparación con aquellos que son sanos, presentan unos mayores picos máximos de presión plantar a nivel medial del antepié.

Estos resultados son concordantes con las principales teorías que describen las causas del desarrollo del HAV, que indican como factor principal en su aparición, la pronación prolongada y mantenida de la Articulación Subastragalina (Root ML, 1997), lo cual explicaría el aumento de presión a nivel medial del antepié

Encontramos similitudes con otras investigaciones que han comparado las presiones plantares en pies normales y con HAV.

Un estudio (Waldecker U, 2004), escogió 48 voluntarios (4 hombres y 44 mujeres), con afectación media y severa de HAV. El investigador dividía la planta del pie en seis regiones anatómicas y utilizando la plataforma de presiones EMEDSF®, determinó que los sujetos afectados de HAV presentaban unos mayores picos de presión plantar bajo la 2CMT Y 3CMT (Medial Forefoot), lo que explicaba la transferencia de

carga a dicha zona, producida por el mal funcionamiento del primer radio y la aparición de metatarsalgias a nivel de las cabezas metatarsales centrales (2ª y 3ª).

Anteriormente, otros autores (*Bryant A y cols, 2000*), compararon las presiones plantares en pies normales, pies con Hallux valgus y pies con Hallux Límítus, utilizando la plataforma de presiones EMED-SF system, y dividiendo el pie en nueve regiones. Tras las mediciones, encontraron los mayores picos máximos de presión en los pies con HAV, y por orden de mayor a menor en Hallux, 2CMT y 3CMT, al igual que en nuestra investigación.

Así mismo otros investigadores, estudiaron una correlación positiva entre el aumento de los picos máximos de presión bajo la 2CMT y 3CMT, y el aumento del ° HAV (Indicador de la severidad de la deformación).

Otro estudio (*Saro C y cols, 2006*), divide el pie en siete regiones, encontrando los mayores índices de presión plantar bajo la zona central del antepié "Central Forefoot" (2CMT y 3 CMT) y el Hallux.

Por último un estudio recientemente publicado (*Martínez Nova A, 2008*) analiza las presiones plantares medidas con el sistema *Biofoot*® en la fase pre operatoria de un grupo de 30 pies, apareciendo los picos máximos bajo el Hallux y la 2CMT.

****Deducimos, por tanto, que nuestros resultados son consistentes con los estudios analizados y referenciados, concluyendo que los pies afectados de HAV presentan unos picos máximos de presión elevados bajo el Hallux, 2CMT y 3CMT durante la marcha.***

6.3. PRESIONES PLANTARES EN DINÁMICA DESPUÉS DE LA CIRUGÍA.

6.3.1.- Comparación intragrupos:

De este modo pretendemos ver cual es la influencia de la cirugía en cada un o de los grupos de estudio, por separado

6.3.1.1- Del grupo AKIN:

Según los resultados obtenidos en nuestro estudio, **tras realizar la cirugía percutánea, utilizando la técnica Akin** en dicho grupo, se reducen los picos máximos de presión de manera significativa en 1CMT, 2CMT, Hallux y Dedos Menores: ($P \leq 0.05$).

- Observamos que existen diferencias significativas (\downarrow PP) en:

- **1CMT.**
- **2 CMT.**
- **Hallux.**
- **Dedos menores.**

6.3.1.2.- Del Grupo AKINOST:

Según los resultados obtenidos en nuestro estudio, **tras realizar la cirugía percutánea, utilizando la técnica Akin + Osteotomías dorsiflexoras de 2°, 3° y 4° metatarsianos** en dicho grupo, se reducen los picos máximos de presión de manera significativa en 1CMT, 2CMT, 3CMT, 4CMT Hallux y Dedos Menores: ($P \leq 0.05$).

- Observamos que existen diferencias significativas (\downarrow PP) en:

- **1CMT.**
- **2CMT.**
- **3CMT.**
- **4CMT.**
- **Hallux.**
- **Dedos menores.**

6.3.2.- Comparación entre grupos:

A continuación observamos y analizamos las diferencias entre los distintos grupos de estudio, tras someterlos a cirugía con ambas técnicas

6.3.2.1.- Comparación del Grupo AKIN Post con el Grupo Control.

Una vez realizada la cirugía con la **técnica Akin**, estamos en disposición de hacer comparaciones con el grupo sano.

- Observamos que existen diferencias significativas en:

- **1CMT.**
 - **2 CMT.**
 - **3 CMT.**
 - **4 CMT.**
 - **Hallux.**
 - **Dedos menores.**
-
- *Con estos datos, podemos concluir que con la técnica Akin se reducen los picos máximos plantares en 1CMT, 2CMT, Hallux y Dedos Menores, pero no lo suficiente como para igualar al pie normal, debido a que la diferencia con el grupo control de la variable de estudio, sigue siendo igual de significativa, que antes de la IQ.*

6.3.2.2.- Comparación del Grupo AKINOST Post con el Grupo Control.

Una vez realizada la cirugía con la **técnica Akin + Osteotomías dorsiflexoras de 2º, 3º y 4º** metatarsianos estamos en disposición de hacer comparaciones con el grupo sano.

- Observamos que existen diferencias significativas en:

- 1CMT
 - 2 CMT.
 - 3 CMT.
 - Hallux.
 - Dedos menores.
-
- *Con estos datos, podemos concluir que con la técnica Akin + Osteotomías dorsiflexoras del 2º, 3º y 4º Metatarsiano, se reducen los picos máximos plantares en 1CMT, 2CMT, 3CMT, 4CMT, Hallux y Dedos Menores. Pero al compararlo con el Grupo Control encontramos una importante diferencia con la anterior técnica, y es que con ésta segunda técnica hay una zona de presión que se iguala a la del pie normal (GC), como es la Cabeza del Cuarto MTT (4CMT), situación por la cual advertimos ya diferencias en la efectividad entre una técnica y otra, a nivel de la variable de estudio*
 - *En definitiva esta segunda técnica se aproxima mas al grupo Control de manera significativa, pero tampoco llega a igualar al pié normal.*

6.3.2.3.- Comparación del Grupo AKIN Post con el Grupo AKINOST Post.

A continuación analizamos si existen diferencias significativas en los picos máximos de presión plantar entre el Grupo intervenido con la técnica Akin y el intervenido con la técnica Akin + Osteotomías dorsiflexoras distales de 2º, 3º y 4º MTT.

- Observamos que existen diferencias significativas en:

- **2 CMT.**
 - **3 CMT.**
 - **4 CMT.**
 - **Hallux.**
 - **Dedos menores.**
-
- *Quizás esta sea la parte mas interesante del estudio, pues aquí podemos ya valorar cuantitativamente la diferencia de intervenir con una u otra técnica.*
 - *La diferencia de intervenir con uno u otro procedimiento estriba en que el grupo AKINOST soporta, de una manera significativa, menor presión plantar en 2CMT, 3CMT, 4CMT, Hallux y Dedos Menores, que el Grupo AKIN.*
 - *Podemos deducir que al utilizar la técnica Akin + Osteotomías de 2º, 3º y 4º MTT, el pie se reestructura por completo distribuyendo de manera mas equitativa las presiones plantares, lo cual resulta lógico pues en este procedimiento se intervienen los metatarsianos por lo que las cabezas de éstos soportarán menor presión al dorsiflexionándose con respecto al suelo (“suben y se alejan de éste”).*

6.3.3.- Comparación de los resultados tras la cirugía con investigaciones anteriores.

A continuación detallaremos varios estudios en los que se realiza cirugía para la corrección del HAV, que al igual que en nuestra investigación, evalúan la modificación de las presiones plantares en dinámica tras ser sometidos a la intervención quirúrgica.

Hay que reseñar que una de las “limitaciones” con las que nos encontramos, es que la mayoría de dichos estudios se ocupan de sujetos sometidos a cirugía abierta. Al ser la técnica percutánea, un tipo de cirugía reciente en el tiempo, casi no hemos encontrado bibliografía referente a este tipo de intervención quirúrgica y su relación con las presiones plantares en dinámica.

En un reciente artículo publicado (*Cancirelli F, 2008*) se realizaban dos tipos de osteotomías para la corrección del HAV moderado (técnica Austin y técnica Boc), contando con 30 pies en cada tipo de cirugía (60 pies en total, todos de pacientes del sexo femenino). Antes de la intervención encontraban picos de presión plantar elevados bajo la 2CMT, Hallux y 3CMT (al igual que en nuestro estudio), medidos con la plataforma *Support System*®. Tras doce meses después de la cirugía concluyeron que en el Grupo *Austin* se reducían los picos máximos de presión bajo 1CMT y Hallux, mientras que en el grupo *Boc* decrecían significativamente bajo 1CMT, 2CMT, 3CMT y Hallux. Podemos afirmar que esta segunda técnica se acerca bastante a los resultados obtenidos en nuestro estudio.

Anteriormente, otros investigadores utilizando la plataforma EMED SF-4® (*Bryant y cols, 2005*), evaluaron los cambios en las presiones plantares tras la corrección del HAV moderado, utilizando la técnica Austin, y realizando mediciones a los 3, 6, 12, 18 y 24 meses posteriores a la intervención. La muestra objeto de estudio, estaba formada por 44 pies, correspondientes a 31 sujetos. Los resultados del grupo control y del grupo previo a la cirugía se comentan en un estudio anterior, donde los picos de presión coincidían con los resultados obtenidos en la presente tesis doctoral. A los seis meses de practicar la corrección encontraron una disminución significativa bajo el Hallux, 1CMT, 2CMT Y 3CMT, datos consistentes con los obtenidos en nuestro estudio. Lo interesante de esta investigación es el seguimiento periódico realizado, hasta llegar a los 24 meses, donde las presiones se igualan a las existentes antes de la

intervención quirúrgica, lo que indica, según los presentes autores, que el pie vuelve a reestructurarse con el tiempo adoptando el mismo patrón de marcha que en la fase pre operatoria.

Posteriormente (*Dhukaram V y cols, 2006*) se estructuró otro estudio *pre-post* donde se aplicaban dos tipos de técnicas para la corrección del HAV (Osteotomía Scarf y Osteotomía Mitchell). Para la medición de las presiones plantares utilizaron la plataforma de presiones MUSGRAVE FOOTPRINT®, en una muestra de 28 pacientes. 12 meses después de la Osteotomía de Mitchell, observaron una disminución del pico de presión bajo el Hallux y la 1CMT, y un incremento bajo la 2CMT y 3CMT. Sin embargo el grupo sometido a la técnica Scarf, notó un incremento de presión bajo el talón y el mediopié, pero con una menor carga en el Hallux, que al utilizar la técnica anterior. Estos resultados coinciden parcialmente con los nuestros, concluyendo que tras ambos tipos de intervención las presiones bajo el Hallux disminuyen significativamente. No olvidemos sin embargo que estamos comparando técnicas diferentes a las utilizadas en nuestra investigación.

En otro estudio, bastante anterior a los referenciados (*Hutton WC, 1981*), se realizaban comparaciones tras realizar una osteotomía de Keller, concluyendo que se disminuían significativamente las presiones plantares bajo el Hallux, 2CMT y 1CMT.

Por último, en un artículo de autores españoles pertenecientes al campo de la podología (*Martínez Nova A y cols, 2008*) publicado en una revista Americana de alto impacto, se hace una comparativa con el sistema Biofoot®, de la distribución de los picos máximos de Presión antes y después de la corrección del HAV con la técnica Akin (la primera de nuestro estudio), en una muestra de 30 pies. Realizan la medición al año de la cirugía obteniendo diferencias significativas en Hallux y 1CMT, donde hay una disminución del pico máximo de Presión. Los resultados son muy parecidos a los de nuestra investigación, excepto que con la misma técnica también se disminuye de manera significativa la presión bajo la 2CMT, si bien es cierto que nuestras mediciones se realizan a los 6 meses de la corrección y las de ellos a los 12, lo cual puede ser susceptible de cambio, como hemos encontrado en el estudio de Bryant y cols.

- *Podemos decir, en base a nuestros resultados y a las investigaciones revisadas, que la corrección del HAV implica una disminución significativa de los picos máximos de presión plantar, bajo el Hallux, en todos los casos, pudiendo acompañarse de una disminución de los mismos, bajo 1 CMT y 2CMT, dependiendo de la técnica utilizada, o incluso de 3CMT o 4CMT, si se acompaña con osteotomías de los metatarsianos vecinos, como ocurre en la segunda técnica analizada en nuestro estudio.*

6.4.- CORRECCIÓN DEL ANGULO HAV.

Tras los resultados obtenidos al realizar la corrección de la deformidad, observamos que hay una diferencia significativa ($P \leq 0,05$) en el valor del ° HAV, antes y después de ser sometidos, los pies de nuestro estudio a la cirugía percutánea.

Pre	Post
$32.48^\circ \pm 3,9^\circ$	$19.58^\circ \pm 3.5^\circ$

Resultando la media del grupo HAV (19.58°), un valor muy cercano al °HAV, considerado como normal (15°).

En el estudio referenciado anteriormente (*Martínez Nova A y cols, 2008*), consiguieron una reducción significativa (desde $25.4^\circ \pm 3.9$ hasta $11.4^\circ \pm 2.8$), si bien es cierto que la media del grupo partía de un °HAV mas suave que el de nuestra investigación. Otros autores (*Okuda R y cols, 2008*), trabajaban en su investigación con dos grupos de pacientes, concluyendo en la fase post operatoria, que la corrección del HAV moderado es mejor, que cuando se interviene un HAV severo, lo que puede explicar la diferencia de nuestro estudio con el realizado por Martínez Nova.

Otra investigación (*Saro C, 2007*), mostró una corrección significativa (desde $30^\circ \pm 5$ hasta $15^\circ \pm 4$), realizando una osteotomía distal de Chevron en el primer metatarsiano.

Tras someter a otro grupo a la técnica de Austin (*Bryant y cols 2005*), para la corrección del HAV moderado se consiguió variar el °HAV desde $32.01^\circ \pm 5.3$ hasta 18.05 ± 4.03 . Posteriormente (*Cancirelli F y cols, 2008*), utilizando este mismo procedimiento consiguieron una reducción significativa desde $34.2^\circ \pm 4.8$ hasta $15.4^\circ \pm 9.1$.

- *Podemos concluir que en nuestro estudio al someter al Hallux a la técnica Akin, mediante cirugía percutánea, se consiguen correcciones satisfactorias del ° HAV, y una buena alineación del dedo gordo.*
- *Las correcciones conseguidas con Hallux valgus moderados, son mayores que las realizadas en Hallux valgus severos*

6.5.- RELACIÓN DEL ANGULO HAV CON LA EDAD.

Hemos considerado oportuno utilizar la correlación de Pearson para valorar si el ° HAV esta relacionado con la edad. Al ser esta variable un fiel indicador de la severidad de la deformidad (**A ↑ ángulo, ↑ deformidad**), resulta interesante relacionarla con la edad de los sujetos sometidos a la cirugía en la fase pre operatoria.

Diversos autores, como *Root ML* o *Coughlin MJ* en diferentes épocas han defendido esta teoría.

Recientemente (*Deenik AR y cols, 2008*), se estudio la utilidad del ° HAV en un grupo de pacientes intervenidos a cirugía cerrada de Hallux valgus, concluyendo que un aumento de dicha variable se relacionaba con un aumento de la edad de los sujetos. Igualmente determinó que la cantidad de corrección del ° HAV durante la cirugía, se relacionaba linealmente con la severidad de la deformidad.

- *Podemos afirmar que existe una Correlación lineal positiva moderada y significativa entre la edad y el aumento del ° HAV.*
- *Por lo que podemos concluir que a > Edad, > Severidad de la Deformidad.*

6.6.- NIVEL DE SATISFACCIÓN DEL PACIENTE CON HAV ANTES Y DESPUÉS DE LA CIRUGÍA.

Según mostramos en el apartado de los resultados, los pacientes fueron sometidos a una encuesta de satisfacción basada en la escala de 100 puntos de AOFAS (*American Orthopedic of Foot and Ankle Society*). Dicha escala valora el dolor (40 puntos), función (45 puntos) y alineación del dedo gordo (15 puntos), y por tanto la calidad de vida del paciente.

En la presente investigación los sujetos antes de someterse a la cirugía mostraban una puntuación media de **41,92** \pm 6, mientras que el grupo sano llegaba hasta **98.66** \pm 2 de 100 puntos.

A los seis meses de ser sometidos a la cirugía percutánea, el Grupo Akin variaba su puntuación hasta **92.60** \pm 10, y el Akinost hasta **90.66** \pm 8, lo que supone en ambos casos una diferencia muy significativa, con respecto a la fase pre operatoria. Acercándose al nivel del Grupo Control (**98.66** \pm 2), existiendo aún sin embargo diferencias significativas entre el grupo sano y el grupo intervenido.

En un estudio realizado en China (*Lui TH y cols, 2008*), intervinieron 94 pies, mediante cirugía percutánea, realizando una osteotomía a nivel distal del I MT, obteniendo a los seis meses una puntuación de **93** \pm 8 de 100 puntos.

En este mismo año, Martínez Nova y cols, al operar 30 pies mediante cirugía percutánea, utilizando la técnica Akin, mejoraron la satisfacción de sus pacientes desde **68.7** \pm 11.9 hasta **88.1** \pm 7.8 de 100 puntos. Recordemos que este podólogo intervino HAV menos severos que los de nuestro estudio, lo que explica que la puntuación pre-operatoria sea mayor (mejor calidad de vida), que en nuestra investigación.

Sin embargo otros autores (*Lipscombe S y cols, 2008*) interviniendo mediante cirugía abierta a 31 pies (solo dos de sexo masculino) a los cuales practicaron una osteotomía de Scarf en el I MT, consiguieron incrementar el nivel de satisfacción de los pacientes, a los 12 meses de la intervención, de **47.94** \pm 13.57 a **96.10** \pm 6.15 de 100 puntos.

También, con cirugía cerrada (*Cancirelli F y cols, 2008*) y utilizando la técnica Austin en 30 pies, se obtuvo un nivel de satisfacción desde 47.6 ± 8 hasta 81.9 ± 12 de 100 puntos.

Anteriormente (*Saro C y cols, 2006*), con el mismo tipo de cirugía cerrada que el último estudio referenciado, pero con una muestra de 22 pies con HAV severo, obtuvo un nivel de satisfacción de 35 ± 13 hasta 80 ± 13 de 100 puntos

- *Es decir, con la cirugía percutánea, se aumenta la satisfacción del paciente de manera muy significativa, mejorando considerablemente su percepción de salud con respecto a la patología objeto de nuestro estudio: ($P \leq 0.05$), siendo los resultados obtenidos en nuestra investigación iguales o incluso mejores que los obtenidos en estudios realizados con cirugía abierta.*

7.- CONCLUSIONES.

7.- CONCLUSIONES.

1.- El HAV es una patología que afecta principalmente a sujetos del sexo femenino, existiendo además una correlación positiva entre la edad y la severidad del HAV. (A mayor edad, más severa es la deformación).

2.- Los pies que presentan Hallux Valgus, presentan una mayor presión a nivel plantar en la zona del antepié, en su porción interna o medial. Lo que corrobora que una pronación excesiva del retropié y de la ASA es el factor principal en la producción del HAV.

3.- La cirugía percutánea de HAV modifica las presiones plantares en el antepié a nivel medial, produciendo una disminución de éstas, especialmente bajo el Hallux o dedo gordo, 1ª y 2ª CMT, apareciendo por tanto, una mejor redistribución de las cargas durante la marcha. Aunque existen diferencias significativas a la hora de realizar la cirugía percutánea con una u otra técnica, ya que con la técnica AKIN, se disminuyen las presiones plantares en menor medida que con la técnica AKINOST.

4.- Con ninguna de los dos tipos de cirugía se consigue igualar las presiones plantares del antepié de un sujeto que no padece HAV. Siempre serán mayores a pesar de la cirugía percutánea, aún siendo ésta un método efectivo para intervenir determinados tipos de pies, tanto por la buena corrección conseguida de la deformidad, como por el excelente grado de mejora en la calidad de vida que percibe el paciente tras la intervención quirúrgica. Con la ventaja que supone sobre la cirugía abierta, de ser un método mucho menos cruento e invasivo para el sujeto intervenido.

8.- BIBLIOGRAFÍA

8.- BIBLIOGRAFÍA.

- 1.- Banks AS, Downey MS, Martin DE, Miller SJ.** McGlamry's comprehensive textbook of Foot and Ankle Surgery. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

- 2.- Beguiristain JL, Villas C, Martínez-Escanciano, Cañadell J.** Valoración de resultados en el tratamiento del pie zambo. En: Conceptos y controversias sobre el pie zambo. Madrid: Ed A. Madrid Vicente, 1993; 283-6.

- 3.- Beskin J, Baxter D.** Regional anaesthesia for ambulatory foot and ankle surgery. Orthopaedics. 1987; 10: 109-11.

- 4.- Borelli G. A.** De Motu Animallium. Nápoles: Argalia Urbino; 1970.

- 5.- Brizuela G, Ferrandis R, Vidal MN, Ferrús E, González JC.** Mejora de las prestaciones en las botas de fútbol. Selección 1997, 6 (3); 113-119.

- 6.- Bryant A, Tinley P, Singer K.** Normal values of plantar pressure measurements determined using the EMED-SF system. J Am Podiatr Med Assoc 2000;90(6):295-9.

- 7.- Bryant A, Tinley P, Singer K.** A Comparison of Radiographic Measurements in Normal, Hallux Valgus, and Hallux Limitus Feet. J Foot Ankle Surg 2000; 39(1): 39-43.

- 8.- Bryant AR, Tinley P, Cole JH.** Plantar pressure and radiographic changes to the forefoot after the Austin bunionectomy. J Am Podiatr Med Assoc 2005. 95:357 – 365.

- 9.- Bryant AR, Taranto J, Taranto MJ, Singer KP.** Analysis of Dynamic Angle of Gait and Radiographic Features in Subjects with Hallux Abducto Valgus and Hallux Limitus. J Am Podiatr Med Assoc 2007; 97(3): 175-88.

- 10.- Buchholz D.** Leonardo da Vinci. Vida y obra. Könemann; 2000.

- 11.- **Cancilleri F, Marinozzi A, Martinelli N, Ippolito M, Spiezia F, Ronconi P.** Foot Ankle Int. 2008 Aug; 29(8):817-24.
- 12.- **Chan MKT, Chong LY.** A prospective epidemiologic survey on the prevalence of foot disease in Hong Kong. J Am Podiatr Med Assoc. 2002; 92(8): 450-456.
- 13.- **Collado S.** Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga [Tesis Doctoral]. Madrid: Facultad de medicina de la Universidad Complutense; 2002.
- 14.- **Collins P, Dyson M, Dussek JE, Ferguson MWJ.** Anatomía de Gray, tomo I, 38ª edición. Madrid: Ediciones Harcourt; 1998. p. 425-736.
- 15.- **Comín M, Villarroya Aparicio A, Pérez García JM, Nerín Ballabriga S, Marco Sanz C.** Análisis de las presiones plantares. Técnicas y aplicaciones. Medicina de Rehabilitación 1999; 12 (3): 22-30.
- 16.- **Coughlin MJ.** Hallux valgus. Causes, evaluation, and treatment. Postgrad. Med. 1984; 75: 174-187.
- 17.- **Coughlin MJ, Mann RA.** Arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint as salvage or the failed Keller procedure. J. Bone and Joint Surg., 69-A: 68-75, Jan. 1987.
- 18.- **Coughlin MJ, Thompson FM.** The high price of high-fashion footwear. In: The American Academy of Orthopaedic Surgeons. Instructional Course Lectures. Rosemont, Illinois: The American Academy of Orthopaedic Surgeons; 1995. p. 371-7.
- 19.- **Deenik AR, De Visser E, Draijer F.** Hallux valgus angle as main predictor for correction of Hallux valgus. BMC Musculoskelet Disord. 2008; 9: 70.
- 20.- **De Prado M, Ripoll PL, Golanó P.** Cirugía percutánea del pie. Técnicas quirúrgicas. Indicaciones. Bases anatómicas. Barcelona: Masson; 2005.

- 21.- Donatelli RA.** Abnormal biomechanics. In: Donatelli RA, ed. Biomechanics of the Foot and Ankle. 2nd ed. Philadelphia, PA: FA Davis; 1996: 34–72.
- 22.- Ducroquet R, Ducroquet J.** Marcha normal y patológica. Toray-Masson, S.A. Barcelona, 1.972.
- 23.- Dhukaram V, Hullin MG, Senthil C.** The Mitchell and Scarf osteotomies for Hallux valgus correction: A retrospective, comparative analysis using plantar pressures. J Foot Ankle Surg. 2006 Nov-Dec; 45(6):400-9.
- 24.- Ferrandis R, García Belenguer AC, Guerrero A, Hoyos JV.** Aplicación de Biofoot/ IBV al diseño de ortesis plantares. Cuadernos de Información. Valencia: IBV; 1997.
- 25.- Frey C.** Foot health and footwear for women. Clin Orthop. 2000; 372: 32-44.
- 26.- Garrow AP, Silman AJ, Macfarlane GJ.** The Grading of Hallux Valgus: The Manchester Scale. J Am Podiatr Med Assoc 91(2): 74-78, 2001.
- 27.- Giannestras NJ.** Shortening of the metatarsal Shaft for the correction of plantar queratosis. Clin Orthop 1954; 4: 225-31.
- 28.- Gisbert Calabuig JA.** Medicina Legal y Toxicología. Masson-Salvat Medicina, Barcelona, 1.992.
- 29.- Gorman B, Plon M.** Minimal insicion surgery and laser surgery in podiatry. Warminster: Pennsylvania, 1983.
- 30.- Graham I.** Enfoque científico: escena y pantalla. Luis Vives; 1.996.
- 31.- Hardy RH, Chapman JC.** Observations on hallux valgus. Based on a controlled series. J. Bone and Joint Surg. 1951; 33(3): 376-91.

- 32.- Henning EM, Cavanagh PR, Albert HT, Macmillan NH.** A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the human foot. *J Biomed Eng* 1982; 4: 213-221.
- 33.- Horton GA, Park YW, Myerson MS.** Role of Metatarsus Primus Elevatus in the Pathogenesis of Hallux Rigidus. *Foot Ankle Int* 1999; 20(12): 777-780.
- 34.- Hughes J, Pratt L, Linge K, Clark P, Klenerman L.** Realibility of pressure measurements: The EMED F-System. *Clin. Biomech.* 1991; 6: 14 –18.
- 35.- Hutton WC, Dhanendran M.** The mechanics of normal and hallux valgus feet: A quantitative study. *Clin Orthop Relat Res.* 1981 Jun ;(157):7-13.
- 36.- Inman VT.** Hallux valgus: a review of etiologic factors. *Orthop. Clin. North America*, 5: 59-66, 1974.
- 37.- Inman VT, Ralston HJ, Todd F.** “Human Walking”. Baltimore: Williams and Wilkins; 1981.
- 38.- Kapandji, IA.** Cuadernos de Fisiología Articular. Tomo II: Miembro Inferior. Masson S.A. Barcelona 1993.
- 39.- Kato T, Watanabe S.** The etiology of hallux valgus in Japan. *Clin. Orthop.* 1981; 157: 78-81.
- 40.- Kottke, Stillwell, Lehmann, Krusen.** Medicina Física y Rehabilitación. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires, 1.986.
- 41.- Lafuente R, Doñate JJ, Poveda R, García A, Soler C, Belda, J et al.** Valoración evolutiva de fracturas de calcáneo mediante el análisis biomecánico de la marcha: puesta a punto de métodos y resultados preliminares. *MAPFRE Medicina* 1999; Vol. 10 N°4: 237-252.

- 42.- Lavigne A, Noviel D.** Estudio clínico del pie y terapéutica por ortesis. Barcelona: Masson; 1.994.
- 43.- Lelièvre J, Lelièvre JF.** Patología del pie. Editorial Masson. Barcelona, 1.993.
- 44.- Libotte M, Zygas P, Giudici S, Noel B.** Podometrie electronique, deux annees d'experience : Rapport preliminaire. Acta Orthop. Belg. 1992; 58: 448-452.
- 45.- Lipscombe S, Molloy A, Sirikonda S, Hennessy MS.** Scarf osteotomy for the correction of hallux valgus: midterm clinical outcome. J Foot Ankle Surg. 2008 Jul-Aug; 47(4):273-7.
- 46.- Llanos LF, Viejo F.** El pie óseo. En: Núñez-Samper M, Llanos LF. Biomecánica, Medicina y Cirugía del Pié. 2ª Ed. Barcelona: Masson. 2007. p.25-33.
- 47.- López Chicharro J, Fernández Vaquero A.** Fisiología del ejercicio. 2ª ed. Madrid: Médica Panamericana; 2001.
- 48.- López Piñero JM.** Breve Historia de la Medicina. Madrid: Alianza; 2.000.
- 49.- Lui TH, Chan KB, Chow HT, Ma CM, Chan PK, Ngai WK.** Arthroscopy-assisted correction of Hallux valgus deformity. Arthroscopy. 2008 Aug; 24(8):875-80.
- 50.- Mann, RA, Coughlin, MJ.:** Adult hallux valgus. In Surgery of the Foot and Ankle, edited by R. A. Mann and M. J. Coughlin. Ed. 6, pp. 167-296. St. Louis, Mosby-Year Book, 1993.
- 51.- Mann RA, Coughlin MJ:** Hallux Valgus: Etiology, anatomy, treatment, and surgical considerations. Clin Orthop 157: 31, 1981.
- 52.- Marruecos L, Nogué S, Nolla J.** Toxicología Clínica. Springer-Verlag Ibérica. Barcelona 1993.

- 53.- Martínez Nova A, Sánchez Rodríguez R, Cuevas García JC, Sánchez Barrado E.** Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos. *Rehabilitación (Madr)*. 2007; 41(4):155-160.
- 54.- Martínez Nova A, Sanchez Rodriguez R, Cuevas García JC, Sánchez Barrado E.** Percutaneous Distal Soft Tissue Release Akin Procedure, Clinical and Podobarometric Assessment With the Biofoot In-Shoe System: A Preliminary Report. *Foot & Ankle Specialist* 2008; 1; 222.
- 55.- Medina F.** Gran historia ilustrada del cine. Madrid: Sarpe; 1.984.
- 56.- Merriman LM, Tollafield DR.** Assessment of the lower limb. Churchill Livingstone, 1.995.
- 57.- Menz HB, Munteanu SE.** Radiographic Validation of the Manchester Scale for the Classification of Hallux Valgus Deformity. *Rheumatol* 2005; 44: 1061-1066.
- 58.- Michaud TC.** Foot Orthoses and other forms of conservative foot care. Baltimore: Williams & Wilkins; 1993.
- 59.- Munuera PV, Domínguez G.** La forma de la cabeza del primer metatarsiano en el Hallux Limitus y el Hallux Abductus Valgus. *Revista Española de Podología*. 2007; 18(2): 65-70.
- 60.- Munuera PV.** Factores morfológicos en la etiología del Hallux límite y el Hallux abductus valgus [Tesis Doctoral]. Sevilla: Escuela Universitaria de Ciencias de la Salud de la Universidad de Sevilla; 2006.
- 61.- Núñez Samper M. Llanos Alcázar LF.** Biomecánica, Medicina y Cirugía del pie. Masson S.A. Barcelona, 2007.
- 62.- Okuda R, Kinoshita M, Yasuda T, Jotoku T, Shima H.** Proximal metatarsal osteotomy for hallux valgus: comparison of outcome for moderate and severe deformities. *Foot Ankle Int*. 2008 Jul; 29(7):664-70.

63.- Pascual J, Orejana AM. Mediciones Angulares en Radiografía Dorso-Plantar: Estudio comparativo entre pacientes con Hallux valgus y pacientes con Hallux limitus. Revista Española de Podología. 2006; 17(5): 194-198.

64.- Paul JP. History and fundamentals of gait analysis. Bio-Medical Materials and Engineering 1998; 8: 123-1235.

65.- Pérez Melero A. Guía de cuidados de personas mayores. Editorial Síntesis. Madrid 2000.

66.- Phillipson A, Dhar S, Linge K, McCabe CH, Klenerman L. Forefoot arthroplasty and changes in plantar foot pressures. Foot Ankle 1994; 15,11: 595-598.

67.- Plas F, Viel E, Blanc Y. “La marcha humana”. Editorial Masson. Barcelona 1996.

68.- Piggott H. The natural history of hallux valgus in adolescence and early adult life. J. Bone and Joint Surg., 42-B (4): 749-760, 1960.

69.- Polo Leonor MC, López Bueno L, Ferrandis R, Ramiro J. El calzado en el deporte. Fisioterapia Volumen 19. Monográfico. Págs. 34-45 1997.

70.- Ramiro J. Guía de recomendaciones para el diseño de calzado. Instituto de Biomecánica de Valencia, 1995.

71.- Ramiro J. Guía de recomendaciones para el diseño, selección y uso de calzado para personas mayores. (IBV). Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales. Madrid, 1998.

72.- Ramos Sánchez, M. Utilidad del análisis tridimensional de la marcha como sistema evaluador del estado clínico y funcional de pacientes sometidos a artroplastia de rodilla. Tesis doctoral. Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid. Madrid, 2000.

73.- Ribera JM, Veiga F, Torrijos M. Enfermería geriátrica. IDEPSA. Madrid, 1991.

74.- Richardson, EG, Graves SC, McClure JT, Boone RT. First metatarsal head-shaft angle: A method of determination. *Foot and Ankle*, 14: 181-185, 1993.

75.- Roddy E, Zhang W, Doherty M. Prevalence and associations of hallux valgus in a primary care population. *Arthritis Rheum.* 2008 Jun 15;59(6):857-62.

76.- Root ML, Orien WP, Weed JH, Hughes RJ. Exploración Biomecánica del Pie. Volumen 1. Madrid: Ortocen Editores; 1.991.

77.- Root ML. Normal and abnormal function of the foot, Volumen 2. Clinical Biomechanics Corporation; 1997.

78.- Ross FD. The relationship of abnormal foot pronation to hallux abductus valgus: A pilot study. *Prosthet Orthot Int.* 1986; 10(2): 72-78.

79.- Sammarco GJ, Brainard BJ, Sammarco VJ. Bunion correction using proximal chevron osteotomy. *Foot and Ankle*, 14: 8-14, 1993.

80.- San Gil A, Forriol Campos F, Gómez Pellico L. Análisis de la distribución de los centros de presión sobre la huella plantar. *Revista de Medicina y cirugía del pie.* 1989 Tomo III, (1):7-12

81.- San Gil MA. Análisis dinámico de la marcha. Estudio de los centros de presión sobre la huella plantar. Influencia de los distintos calzados. Tesis Doctoral. Facultad de medicina de la Universidad de Alcalá de Henares, 1.991.

82.- Sánchez – Lacuesta J. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Instituto de Biomecánica de Valencia. Martín Impresores, SL. 1.993

83.- Saragas KP, Becker PJ. Comparative Radiographic Analysis of Parameters in Feet with and without Hallux Valgus. *Foot Ankle Int* 1995; 16(3): 139-143.

84.- Saro C, Lindgren U. Plantar pressure distribution and pain after distal osteotomy for Hallux valgus. *The Foot* 17 (2007) 84-93.

- 85.- Scranton PE.** Principles in bunion surgery. J Bone Joint Surg Am 65: 1026, 1983.
- 86.- Seibel MO.** Función del Pie. Texto programado. Madrid: Ortocen Editores; 1.994.
- 87.- Sim-Fook L, Hodgson AR.** A comparison of foot forms among the non-shoe and shoe-wearing Chinese population. J. Bone and Joint Surg., 40-A: 1058-1062, Oct. 1958.
- 88.- Stein HC.** Hallux valgus. Surg, Gynec and Obstet, 66: 889-898, 1938.
- 89.- Strauss RJ.** Minimal incision closing base Hedges. Clin Podiatr 1985; 2: 477-82.
- 90.- Teilhard de Chardin P.** El Medi Diví. Barcelona: Nova Terra; 1964.
- 91.- Vallejo Ruiloba J.** Introducción a la Psicopatología y a la Psiquiatría. Masson-Salvat Medicina, Barcelona 1.992.
- 92.- Vallejo Nágera JA.** Introducción a la Psiquiatría. Jauve Editor. Madrid 1964.
- 93.- Viladot A.** Anatomía del Hallux Valgus. Rev Ort Traum 1960; II: 245.
- 94.- Viladot A.** Concepto histórico del pié. En: Núñez-Samper M, Llanos LF. Biomecánica, Medicina y Cirugía del Pié. 2ª Ed. Barcelona: Masson. 2007. p.3-7.
- 95.- Viladot A.** Quince lecciones sobre patología del pié. 2ª Ed. Barcelona: Masson; 2002
- 96.- Viladot Pericé A, Viladot Voegli A.** “La marcha humana”. Revista de Ortopedia y Traumatología. 1990; 34 (1): 99-108.
- 97.- Vinyes F.** La respuesta está en los pies. RBA Libros S.A. Barcelona, 2000.
- 98.- Waldecker U.** Pedographic analysis of hallux valgus deformity. J Foot Ankle Surg. 2004 Sep-Oct; 41(5):121-4.

9.- ANEXOS.

9.1.- Anexo I. Petición para la realización del estudio al Comité de Ética del Hospital Clínico Universitario San Cecilio de Granada

A/A COMITÉ DE INVESTIGACIÓN DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO SAN CECILIO.

Por la presente me pongo en contacto con vds con el objeto de solicitar su permiso para la realización de tesis doctoral con pacientes de este Hospital.

1.- Título de la Tesis Doctoral:

“Influencia de la cirugía percutánea del hallux valgus, en la biomecánica de la marcha bipodal”. Enmarcada dentro del programa de Doctorado “Actividad Física y Salud”, que comparten los departamentos de Ed. Física y Enfermería de la Universidad de Granada.

2.- Equipo investigador:

- Director de la tesis: Dr. D. Rafael Guisado Barrilao. Catedrático de la Escuela Universitaria de Ciencias de la Salud de Granada.

- Doctorando: Víctor Uroz Alonso. Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Diplomado Universitario en Enfermería y Podología. Actualmente trabajando de Enfermero en la sala de ORL/ Derma /Ojos de este hospital.

3.- Objeto y desarrollo del estudio.

En la presente tesis se pretende relacionar, de que manera se modifica la marcha humana tras la cirugía percutánea de Hallux Valgus, que se realiza en este hospital. Las razones principales que nos impulsan a plantear la realización de este estudio son:

- Procedimiento aun “desconocido”.
- Escasas publicaciones.
- Resultados poco contrastados a largo plazo.
- Muy utilizada y defendida por la academia Americana de cirugía ambulatoria del pie y Podólogos Americanos.
- Por todo ello, consideramos que supone una excelente oportunidad para relacionar la Biomecánica con la Cirugía.
- Y sobre todo, la utilización de un método no invasivo y no cruento para el paciente.

4.- Sujetos sometidos a estudio:

Pacientes intervenidos, mediante Cirugía Percutánea de “Hallux valgus”, en el Hospital Clínico, por la Dra. Dña Lucía Martín Romero.

5.- Cronograma:

Al tratarse de un estudio experimental pre – post, se van a realizar dos mediciones en cada uno de los sujetos sometidos a estudio.

- 1ª Fase: (Antes de la intervención):
 - Cuando el paciente ingresa en Hospital de día (Actualmente este tipo de pacientes se encaman de manera ambulatoria en la 3ª Derecha del Pabellón nuevo).
 - Se le explicará el procedimiento, entregándole el consentimiento informado, para que lo firme en el caso que quiera colaborar con nosotros.
 - Se realizará la primera medición del estudio.

- 2ª Fase: (Después de la intervención):
 - En la consulta de Traumatología del Hospital Clínico, el día que acudan a revisión en la fecha establecida por su cirujano (Dra. Martín Romero). Aproximadamente al mes de intervenirse quirúrgicamente.
 - De esta manera se procederá a la realización de la segunda medición.
 - Ya podremos realizar una comparación de los datos en cada uno de los pacientes en los que hayamos completado el proceso investigador.
 - Además de realizar una comparativa a nivel individual, se hará otra a nivel grupal, ya que el principal objetivo es establecer conclusiones generales, relacionando las variables:
 - Cirugía Percutánea del Hallux Valgus.
 - Biomecánica de la Marcha.

6.- Material y métodos:

- Análisis de la marcha mediante plantillas sensorizadas “Biofoot”, lo que supone una medición no cruenta para el paciente.

- Biofoot es un sistema de plantillas instrumentadas, con transmisión de datos por telemetría, diseñadas para el registro dinámico y posterior análisis de la distribución de presiones entre la planta del pie y el calzado. Permite la obtención de datos numéricos precisos y fiables que suponen un avance significativo en el conocimiento del funcionamiento del pie normal y patológico, así como en el de su tratamiento.

- Fotografiado de la proyección radiológica realizada al paciente, para la medición de variables, que forman parte del proyecto de investigación.

- Consentimiento informado, para el paciente, donde se detallan los procedimientos a realizar, y el carácter voluntario de su participación. Se adjunta modelo a esta solicitud.

Esperando su respuesta, les damos las gracias por anticipado y les saludamos atentamente:

Fdo: Víctor Uroz Alonso

Fdo: Rafael Guisado Barrilao

9.2. Anexo II. Formulario de consentimiento informado.

INFORMACIÓN PARA EL PACIENTE Y FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Título del estudio: ***“Influencia de la cirugía percutánea de hallux valgus, en la biomecánica de la marcha bipodal”***

- Dr. D. Rafael Guisado Barrilao. Catedrático de la Universidad de Granada.

Investigadores:

- Víctor Uroz Alonso. Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Diplomado Universitario en Enfermería y Podología.

1.- Introducción:

Por el presente lo invitamos a participar en un estudio de investigación. A los efectos de decidir si desea o no participar en este estudio, usted tiene derecho a saber cuál es el objetivo de este estudio, cómo se selecciona a los pacientes, qué procedimientos se emplearán, cuáles son los posibles beneficios y qué es lo que se espera de usted como participante de una investigación. Este proceso se denomina "*consentimiento informado*". El presente formulario de consentimiento le proporcionará información sobre esta investigación que el personal investigador en el estudio le explicará. Se le solicitará que lea atentamente este formulario de consentimiento y que le pregunte al personal del estudio todo aquello que no comprenda. Cuando haya comprendido la información y haya decidido participar, se le solicitará que firme y feche este consentimiento.

2.- Objetivo de la investigación:

A usted se lo está invitando a participar en este estudio por ser intervenido de “Hallux Valgus” con cirugía percutánea, por la Dra. Martín Romero. Uno de los objetivos de este estudio es recabar información sobre la variación de la marcha (apoyo plantar), antes y después de ser sometido al acto quirúrgico.

3.- Duración del estudio

El investigador recabará información antes y después de someterse al tratamiento quirúrgico. La primera toma de datos se hará el día que usted ingrese, y la segunda, en la consulta de traumatología de este hospital cuando acuda a revisión a los seis meses.

4.- Posibles beneficios:

En cada paciente se hará un estudio de su huella y apoyo plantar, de manera que todo aquel que necesite un tratamiento ortésico (plantilla o similar) posquirúrgico, le será prescrito con objeto de mejorar su calidad de vida en general.

5.- Posibles riesgos:

Los riesgos asociados con la puesta de plantillas sensorizadas en sus zapatos, para medir el desarrollo de su marcha, son prácticamente nulos, al tratarse de un método de medición no invasivo y no cruento, en donde no hay factores físicos asociados que pudieran perjudicarlo, como son corriente, calor o cualquier elemento.

6.- Participación voluntaria / Retiro del estudio:

Su participación en este estudio es totalmente voluntaria. Usted puede negarse a seguir proporcionando información para este estudio en cualquier momento. Su decisión no afectará en modo alguno la disponibilidad o calidad de su actual o futuro tratamiento médico ni su participación en estudios de investigación a realizarse en el futuro en este centro.

7.- Acceso a los registros médicos y confidencialidad:

Todos los registros o datos que pudieran identificarlo serán protegidos con acceso estrictamente restringido a su archivo. Sólo sus iniciales y número de paciente lo identificarán a usted en toda la información necesaria para la realización de esta Tesis Doctoral de la Universidad de Granada.

Los resultados de este estudio de investigación podrán ser presentados en conferencias o publicaciones médicas pero en ningún caso se revelará su identidad.

8.- Consentimiento del paciente:

- He leído las declaraciones y demás información detallada en este formulario de consentimiento. Todas mis preguntas concernientes al estudio, me fueron contestadas. Entiendo que puedo rehusarme a participar en este estudio de investigación.
- Autorizo el acceso a mis registros médicos al personal investigador de este estudio.
- Con la firma de este formulario no renuncio a ninguno de mis derechos legales como participante de un estudio de investigación.
- Acepto participar en la Tesis Doctoral de la Universidad de Granada, titulada: *“Influencia de la cirugía percutánea del hallux valgus, en la biomecánica de la marcha bipodal”*.

- Nombre del paciente.....

- Firma del paciente.....

- Fecha.....

9.3.- Anexo III. Abreviaturas.

- **HAV:** Hallux Abductus Valgus.
- **IQ:** Intervención Quirúrgica.
- **MTF:** Metatarsofalángica.
- **MT:** Metatarsiano.
- **MTTs:** Metatarsianos.
- **1CMT:** Cabeza del 1º (I) metatarsiano.
- **2CMT:** Cabeza del 2º (II) metatarsiano.
- **3CMT:** Cabeza del 3º (III) metatarsiano.
- **4CMT:** Cabeza del 4º (IV) metatarsiano.
- **5CMT:** Cabeza del 5º (V) metatarsiano.
- **D. Menores:** Dedos menores.
- **PP:** Peak Pressure (Pico Máximo de Presión).
- **HL:** Hallux Limitus.
- **HR:** Hallux Rígido.
- **° HAV:** Angulo Hallux Valgus.
- **G. AKIN:** Grupo intervenido con cirugía empleando la técnica Akin.

- **G. AKINOST:** Grupo intervenido con cirugía empleando la técnica Akin y realización de osteotomías distales dorsiflexoras de 2º, 3º y 4º metatarsianos.
- **GC:** Grupo control.
- **GE o Grupo HAV:** Grupo experimental o Grupo Hallux Valgus.