

Tesis Doctoral

**Modificaciones baropodométricas en el
antepié después de la cirugía percutánea del
Hallux Valgus**



Departamento de Enfermería

Programa de Doctorado: Actualización en Atención Sociosanitaria

Alfonso Martínez Nova

Plasencia 2009

Directores:

Dr. Juan Diego Pedrera Zamorano

Dr. Emilio Sánchez Barrado

***Edita: Universidad de Extremadura
Servicio de Publicaciones***

Caldereros 2. Planta 3^a
Cáceres 10071
Correo e.: publicac@unex.es
<http://www.unex.es/publicaciones>

**El Doctor Juan Diego Pedrera Zamorano, del Departamento de Enfermería
de la Universidad de Extremadura**

CERTIFICA:

Que la Tesis Doctoral presentada por D. Alfonso Martínez Nova “Modificaciones baropodométricas en el antepié después de la cirugía percutánea del Hallux Valgus” ha sido realizada bajo su dirección y, que a su juicio, reúne las condiciones exigidas para que su autor la defienda ante el Tribunal que legalmente proceda y pueda optar al grado de Doctor por la Universidad de Extremadura.

Y para que conste, expido el presente certificado en Cáceres, a dos de marzo de dos mil nueve.

Fdo. Dr. Juan Diego Pedrera Zamorano.

**El Doctor Emilio Sánchez Barrado, del Departamento de Enfermería de la
Universidad de Extremadura**

CERTIFICA:

Que la Tesis Doctoral presentada por D. Alfonso Martínez Nova “Modificaciones baropodométricas en el antepié después de la cirugía percutánea del Hallux Valgus” ha sido realizada bajo su dirección y, que a su juicio, reúne las condiciones exigidas para que su autor la defienda ante el Tribunal que legalmente proceda y pueda optar al grado de Doctor por la Universidad de Extremadura.

Y para que conste, expido el presente certificado en Cáceres, a dos de marzo de dos mil nueve.

Fdo. Dr. Emilio Sánchez Barrado

Agradecimientos.

A D. Alejo Leal Muro, excelente traumatólogo y cirujano y mejor persona, por confiar en este proyecto, permitirme realizar el estudio en sus instalaciones y por compartir conmigo sus amplios conocimientos de cirugía percutánea.

A todo el equipo de la Clínica Alejo-Leal (Marga, Soraya, Lucía, Charo, Lino, Cristina, Godoy) por aceptarme entre ellos, ayudarme y por hacerme sentir como en mi propia casa.

Al Dr. Juan Diego Pedrera Zamorano, por su excelente trabajo en la dirección de esta Tesis Doctoral, por su minuciosa ayuda en la revisión del estudio de investigación y del texto final y por sus ánimos para llevarlo adelante.

Al Dr. Emilio Sánchez Barrado, por guiarme en mis primeros pasos como investigador, ponerme en la pista sobre el tema del estudio y por ayudarme a diseñarlo.

A todos los compañeros y amigos que han ayudado a la realización de esta Tesis Doctoral, José Antonio Oyola, Marina Fontán, Elena Escamilla, Beatriz Gómez, Raquel Mayordomo, Mónica Sarasa y especialmente a Javier Pascual Huerta y Javier de Francisco Morcillo, sinceramente, gracias.

A mis padres, Emilia y Alfonso, a mi hermana Raquel. Gracias por la educación recibida, por el apoyo y amor incondicional que siempre he tenido por vuestra parte. Sin vosotros, nada hubiera sido como es.

A Raquel, mi mujer, por el apoyo incondicional para realizar este proyecto, aguantarme en mis malos momentos, por estar siempre a mi lado y por el cariño que me demuestra día a día.

INDICE GENERAL

	Pág.
INDICE GENERAL.....	i
INDICE DE FIGURAS.....	vii
INDICE DE TABLAS.....	ix
ABREVIATURAS.....	xi
1. PRESENTACIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.....	1
2. ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA.....	7
2.1 Anatomía del primer segmento dígito-metatarsal.....	9
2.1.1 Osteología.....	9
2.1.1.1 Primer metatarsiano.....	10
2.1.1.2 Sesamoideos.....	10
2.1.1.3 Falange proximal.....	11
2.1.1.4 Falange distal.....	11
2.1.2 Artrología.....	11
2.1.2.1 1ª AMTF.....	12
2.1.2.2 AIF.....	12
2.1.3 Miología.....	12
2.1.3.1 Músculos extrínsecos.....	12
2.1.3.2 Músculos intrínsecos.....	13
2.1.4 Inserciones tendinosas de la 1ª ATMF.....	15
2.2 Función del primer segmento dígito-metatarsal durante la marcha.....	17
2.2.1 La marcha humana.....	17
2.2.1.1 Ciclo de la marcha humana.....	17
2.2.1.1.a Fase de apoyo.....	18

	Pág.
2.2.1.1.b Fase de balanceo.....	19
2.2.2 Función del primer segmento dígito-metatarsal.....	19
2.3 Hallux Valgus.....	23
2.3.1 Desequilibrio muscular.....	25
2.3.2 Etiología.....	26
2.3.2.1 Factores intrínsecos.....	27
2.3.2.1.a Factores morfológicos.....	27
2.3.2.1.b Género Mujer y Edad.....	28
2.3.2.1.c Alteraciones biomecánicas del pie.....	29
2.3.2.1.d Factores Genéticos.....	30
2.3.2.2 Factores extrínsecos.....	30
2.3.2.2.a Ocupación de la persona.....	31
2.3.2.2.b Calzado.....	31
2.3.3 Clínica.....	32
2.3.4 Escala de graduación.....	33
2.3.4.1 Mediciones radiográficas fisiológicas.....	33
2.3.4.2 Mediciones radiográficas patológicas.....	34
2.3.5 Tratamiento.....	35
2.3.5.1 Conservador.....	35
2.3.5.2 Quirúrgico.....	36
2.3.5.2.a Técnica de relajación de los tejidos blandos distales.....	37
2.3.5.2.b Técnica de Akin.....	38
2.3.6 Cirugía percutánea.....	39
2.4 Métodos de estudio de la marcha humana y baropodometría electrónica.....	43
2.4.1 Técnicas instrumentales para el análisis de la marcha humana.....	44
2.4.1.1 Fotogrametría.....	44
2.4.1.2 Dinamometría.....	45

	Pág.
2.4.1.3 Acelerometría.....	46
2.4.1.4 Electrogoniometría.....	48
2.4.2 Baropodometría electrónica.....	49
2.4.2.1 Estado actual.....	50
2.4.2.1.a Técnicas semicuantitativas:.....	50
2.4.2.1.b Técnicas cuantitativas:.....	51
2.4.2.1.b.i Plataformas de presiones.....	51
2.4.2.1.b.ii Plantillas instrumentadas.....	52
2.4.3 Valores de presión normal.....	53
2.4.4 Factores que influyen en las presiones plantares.....	57
2.4.4.1 Peso.....	58
2.4.4.2 Sexo.....	59
2.4.4.3 Edad.....	59
2.4.4.4 Cadencia y velocidad de marcha.....	60
2.4.4.5 Tipo de terreno o superficie de apoyo.....	60
2.4.4.6 Calzado.....	61
2.4.5 Presiones plantares en el HV.....	62
2.4.6 Baropodometría en cirugía del HV.....	66
2.4.6.1 Baropodometría en cirugía del HV leve.....	66
2.4.6.2 Baropodometría en cirugía del HV moderado o severo.....	73
2.4.6.2.a Osteotomías capitales y mediodiafisarias.....	73
2.4.6.2.b Osteotomías proximales.....	75
3. OBJETIVOS.....	81
3.1 Objetivos específicos:.....	81
4. PACIENTES Y MÉTODOS.....	85
4.1 Tipo de diseño.....	85
4.2 Calculo del tamaño de la muestra.....	85
4.3 Pacientes.....	87

	Pág.
4.4 Criterios de inclusión y exclusión.....	87
4.5 Recogida de datos.....	88
4.6 Protocolo de Valoración Clínica.....	88
4.7 Mediciones radiográficas.....	93
4.8 Registro de presiones en ambos pies.....	94
4.8.1 Equipamiento.....	94
4.8.2 Procedimiento de medición de las presiones plantares.....	96
4.8.2.1 Protocolo de Medición.....	96
4.8.3 Variables de presión plantar.....	101
4.9 Técnica Quirúrgica.....	102
4.10 Segunda medición.....	109
4.11 Variables.....	109
4.12 Análisis de datos.....	110
5. RESULTADOS.....	117
5.1 Patrón y valores prequirúrgicos de presión plantar en pies con HV leve.....	117
5.2 Modificación baropodométrica del antepié y de los valores radiológicos.....	119
5.3 Relación entre los valores de presión plantar pre y posquirúrgica y el grado de alteración angular, la escala clínica y las variables antropométricas.....	123
5.3.1 Relaciones Prequirúrgicas.....	123
5.3.2 Relaciones posquirúrgicas.....	127
5.4 Modificación de la escala clínica y valores relacionados con la aparición de queratopatías.....	131
6. DISCUSIÓN.....	135
6.1 Patrón y valores prequirúrgicos en pies con HV leve.....	135
6.2 Modificación baropodométrica del antepié y valores radiológicos.....	140
6.2.1 Modificaciones baropodométricas.....	140
6.2.2 Valores radiológicos.....	148
6.2.2.1 Estudios baropodométricos en cirugía HV leve.....	148

	Pág.
6.2.2.2 Técnica de Akin.....	151
6.3 Relación entre los valores de presión plantar pre y posquirúrgica y el grado de alteración angular, la escala clínica y las variables antropométricas.....	153
6.3.1 Alteraciones angulares prequirúrgicas.	153
6.3.2 Escala clínica prequirúrgica.....	155
6.3.3 Variables antropométricas.....	157
6.3.3.1 Cadencia de marcha y edad	159
6.3.4 Alteraciones angulares posquirúrgicas.....	160
6.3.5 Escala clínica posquirúrgica.	160
6.3.6 Variables antropométricas.....	162
6.3.6.1 Cadencia de marcha y edad	163
6.4 Modificación en la escala clínica y valores de presión relacionados con la aparición de queratopatías.....	164
6.4.1 Modificación en la escala clínica.....	164
6.4.2 Valores de presión relacionados con la aparición de queratopatías.	168
6.5 Discusión metodológica sobre el estudio de investigación.....	171
6.5.1 Muestra y protocolo de estudio.....	171
6.5.2 Sistema de medida.....	173
6.5.3 Limitaciones del estudio.....	174
6.5.4 Potencias del estudio.....	175
7. CONCLUSIONES.....	179
8. RESUMEN.....	183
9. SUMMARY.....	187
10. BIBLIOGRAFÍA.....	191

	Pág.
ANEXO I. Consentimiento informado para la investigación científica.....	219
ANEXO II. Informe positivo de la Comisión de Bioética de la UEX.....	223
ANEXO III. Hoja de recogida de datos.....	225
ANEXO IV. Escala AOFAS.....	227

INDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Esquema óseo del primer segmento dígito-metatarsal.....	9
Figura 2. Representación de las deformidades ocasionadas en el HV.....	24
Figura 3. Desequilibrio músculo-tendinoso en el HV.....	26
Figura 4. Radiografía y pie con ángulos fisiológicos. 1 ^{er} AIM=8°; AHA=9°.....	34
Figura 5. Radiografía y pie con HV leve. 1 ^{er} AIM=12,3°; AHA=17°.....	34
Figura 6. Radiografía y pie con HV moderado. 1 ^{er} AIM=14,5°; AHA=27°.....	35
Figura 7. Radiografía y pie con HV severo. 1 ^{er} AIM=18,5°; AHA=42°.....	35
Figura 8. A. Exostectomía y técnica de Akin. B. Alineación del 1 ^{er} dedo.....	39
Figura 9. Estudio cinemático mediante técnicas de fotogrametría – vídeo 3D.....	45
Figura 10. Estudio cinético mediante plataformas de fuerza.....	46
Figura 11. Gráfico de fuerzas verticales en la marcha normal.....	46
Figura 12. Estudio de acelerometría y adquisición por telemetría.....	47
Figura 13. Esquema de un sistema de electrogoniometría.....	49
Figura 14. Gráfico baropodométrico obtenido con plataforma de presiones.....	52
Figura 15. Baropodometría en un pie normal. Sistema Biofoot/IBV®.....	57
Figura 16. Rotación en valgo del 1 ^{er} dedo en un HV leve.....	65
Figura 17. Baropodometría en un pie con HV leve. Sistema Biofoot/IBV®.....	65
Figura 18. Medición de la movilidad de la 1 ^a AMTF.....	90
Figura 19. Medición de la movilidad de la AIF.....	91
Figura 20. Hiperqueratosis en la 1 ^a AMTF.....	92
Figura 21. Hiperqueratosis en la AIF.....	92
Figura 22. Zueco empleado para el análisis.....	97
Figura 23. Adaptación de la plantilla al zueco de la talla correspondiente.....	97
Figura 24. Sistema Biofoot/IBV® listo para iniciar la medición.....	98
Figura 25. Superposición correcta de gráficos de fuerza en cada sensor.....	100

	Pág.
Figura 26. Superposición incorrecta de gráficos de fuerza en cada sensor.	100
Figura 27. División del antepié en las 7 zonas.....	101
Figura 28. Quirófano de la Clínica ALEJO-LEAL.....	103
Figura 29. Incisión y disección de la cápsula articular.....	104
Figura 30. Eliminación de la exostosis ósea mediante la fresa quirúrgica.....	105
Figura 31. Fluoroscopia de comprobación.....	106
Figura 32. Desinserción del tendón abductor del 1 ^{er} dedo.....	107
Figura 33. Osteotomía de Akin.....	107
Figura 34. Alineamiento y vendaje del primer segmento dígito-metatarsal.....	108
Figura 35. Gráfico de presión media (kPa) prequirúrgica en el antepié.	118
Figura 36. Presión media en el antepié Pre y Posquirúrgica.....	120
Figura 37. Baropodometría en un caso.....	120
Figura 38. Recta de regresión simple. Presión 1 ^{er} dedo-AHA prequirúrgico.....	124
Figura 39. Pie con HV leve en carga y vista plantar del 1 ^{er} dedo.....	139
Figura 40. Visión frontal del apoyo del 1 ^{er} dedo.....	142
Figura 41. Visión frontal posquirúrgica del caso de la figura 40.....	142
Figura 42. Aspecto prequirúrgico de un HV leve.....	167
Figura 43. Aspecto posquirúrgico del caso de la figura 42.	167

INDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Comparativa de la distribución de presiones en el antepié normal.....	55
Tabla 2. Cuadro comparativo de los hallazgos de presión en el HV.	62
Tabla 3. Comparativa de hallazgos baropodométricos en cirugía del HV leve.	67
Tabla 4. Baropodometría en cirugías para el HV moderado o severo.....	73
Tabla 5. Pruebas de Kolmogorov–Smirnof para las variables.	111
Tabla 6. Estadística descriptiva de presión media en el antepié.	117
Tabla 7. Modificación de los valores de presión media pre y posquirúrgica.	119
Tabla 8. Resultados de la comparación de los ángulos pre y posquirúrgicos.	121
Tabla 9. Relaciones prequirúrgicas entre las alteraciones angulares y la presión media.	123
Tabla 10. Relaciones prequirúrgicas entre la escala AOFAS, las alteraciones angulares y la presión media.....	125
Tabla 11. Relaciones prequirúrgicas entre el peso, el IMC y la presión media.....	125
Tabla 12. Análisis de regresión multivariada prequirúrgica.....	126
Tabla 13. Relaciones posquirúrgicas entre las alteraciones angulares y la presión media.	127
Tabla 14. Relaciones posquirúrgicas entre la escala AOFAS, las alteraciones angulares y la presión media.....	128
Tabla 15. Relaciones posquirúrgicas entre el peso, IMC y la presión media.	128
Tabla 16. Análisis de regresión multivariada posquirúrgica.	129
Tabla 17. Resultados pre y posquirúrgicos de la escala AOFAS.	131
Tabla 18. Conglomerado <i>K</i> de medias. Presión media en 1ª CMT y 1 ^{er} dedo.....	132
Tabla 19. Comparación baropodométrica en pies normales y con HV leve.	135
Tabla 20. Comparación de los valores posquirúrgicos con pies normales.	140
Tabla 21. Reducción de presión en el 1 ^{er} dedo en cirugía de HV leve.	145

ABREVIATURAS

1ª AMTF	Primera articulación metatarsofalángica
1 ^{er} AIM	Primer ángulo intermetatarsal
1 ^{er} dedo	Primer dedo
AHA	Angulo hallux abductus
AIF	Articulación interfalángica
AVD	Actividades de la vida diaria
CMT	Cabeza metatarsal.
CMTs	Cabezas metatarsales
HV	Hallux valgus
IMC	Índice de masa corporal
kg.	Kilogramo
kPa	Kilopascal
m ²	Metro cuadrado
mm	Milímetros
MTF	Metatarsofalángico/a
Pág.	Página
RTBD	Relajación de los tejidos blandos distales

1. PRESENTACIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1. PRESENTACIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.

El Hallux Valgus (HV) es una alteración común del primer segmento dígito-metatarsal (Coughlin y Jones 2007). Es una deformidad progresiva y de etiología multifactorial, caracterizada por la presencia de una prominencia medial (exostosis ósea o juanete) y la desviación lateral del 1^{er} dedo (Munuera, Domínguez et al. 2006). Secundariamente, se produce un ensanchamiento del antepié, debido a la desviación del primer metatarsiano con respecto al segundo (Coughlin 1996). La clínica del HV es variada. En los estadios iniciales el paciente refiere dolor en la primera articulación metatarsofalángica (1^a AMTF) debido al roce de la exostosis con el calzado (Alvarez, Haddad et al. 1984). En estadios posteriores coexiste dolor bajo la cabeza de los metatarsianos centrales, así como la aparición de diferentes queratopatías (Espinosa, Maceira et al. 2008).

Las alteraciones anatómicas antes descritas provocan unos trastornos biomecánicos clínicamente relevantes, que afectan principalmente en el periodo propulsivo de la marcha (Uchiyama, Kitaoka et al. 2005). Un método eficiente y fiable para cuantificar estos trastornos son los baropodómetros electrónicos. Estos sistemas analizan la interacción entre el pie y la superficie de apoyo mediante sensores instalados en una matriz fija (plataformas de presión) o móvil (plantillas instrumentadas). Las mediciones son cuantitativas y exactas, ofreciendo un mapa de la distribución de las presiones plantares en la interfase pie-calzado o pie-suelo. Así, se pueden destacar las zonas con las presiones más elevadas, su evolución temporal en la fase de apoyo y la relación existente con la sintomatología específica del HV (Waldecker 2004).

Puesto que el HV es una deformidad progresiva, una deformidad leve no tiene la misma distribución de presiones que una moderada o severa (Mitskewitch 1992). En el inicio de la deformidad, la desviación lateral del 1^{er} dedo alterará el periodo propulsivo de la marcha, provocando un incremento de las presiones plantares bajo la zona de apoyo del primer segmento dígito-metatarsal, principalmente bajo el 1^{er} dedo (Bryant, Tinley et al. 2005; Mittal, Raja et al. 2006; Martínez Nova, Cuevas García et al. 2008).

El tratamiento quirúrgico puede mejorar la alineación fisiológica y la función biomecánica del primer segmento dígito-metatarsal, evitando así los procesos dolorosos (Joseph y Mroczek 2007). La relajación de los tejidos blandos distales (RTBD) en la 1^a AMTF es básica en la corrección del HV (McBride 1928; Mittal, Raja et al. 2006). Esto implica la liberación del tendón abductor del 1^{er} dedo y la capsulotomía lateral, lo que relaja las fuerzas deformantes y permite a la falange proximal ser realineada sobre la cabeza del primer metatarsiano. A su vez, se realiza la exéresis de la exostosis ósea dolorosa (exostectomía). Para la corrección de la desviación lateral del 1^{er} dedo y del ángulo metatarsofalángico patológico, se realiza la osteotomía de Akin que consiste en la extracción de una cuña ósea de la base de la falange proximal. Esta combinación de técnicas se ha mostrado eficaz para la corrección del HV leve (Basile, Battaglia et al. 2000; Martínez-Nova, Sánchez-Rodríguez et al. 2008).

Cualquier tipo de corrección quirúrgica en el pie necesita una documentación objetiva de la función antes y después de la cirugía. El estudio baropodométrico a largo plazo permite comprobar los resultados conseguidos, valorar las posibles complicaciones y mejorar los gestos y técnicas quirúrgicas con los resultados posquirúrgicos obtenidos. Diferentes osteotomías metatarsales han mostrado una reducción y mejora en las presiones máximas del 1^{er} dedo (Bryant, Tinley et al. 2005; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008). Puesto que la osteotomía de Akin restaura la alineación del 1^{er} dedo, cabría esperar que

mejorara el aspecto biomecánico en el momento del despegue y que redujera los valores patológicos de presión plantar.

Sin embargo, no hemos encontrado estudios en la literatura que valoren los cambios baropodométricos conseguidos con esta combinación de procedimientos, ni en cirugía abierta ni en cirugía percutánea. Por ello, el objetivo de esta tesis doctoral es analizar si el procedimiento quirúrgico percutáneo de RTBD-Akin produce un cambio en la interacción del pie con el suelo y modifica el patrón de presiones en el pie. Asimismo, también se pretende estudiar la relación existente entre los cambios clínicos y radiológicos con la variación de las presiones plantares.

Encontramos tres motivos por los cuales se justifica la realización de esta tesis doctoral, el primero está relacionado con la controversia en los resultados baropodométricos encontrados en la literatura y que un mismo hallazgo, como la reducción de presión en el 1^{er} dedo, es interpretado como un signo de mejora (Bryant, Tinley et al. 2005) o de fracaso (Kernozek y Sterriker 2002) según el autor consultado. Por ello, creemos que un estudio baropodométrico prospectivo puede ofrecer resultados concluyentes en cuanto a la distribución de valores en el HV leve y las modificaciones obtenidas con la técnica percutánea de RTBD-Akin.

El segundo motivo de interés se debe a que los estudios realizados por otros autores están realizados con diferentes metodologías. Algunos emplean las plataformas de presiones y analizan al paciente descalzo (Bryant, Tinley et al. 2005; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008), mientras que otros lo hacen con plantillas instrumentadas y el paciente calzado (Resch y Stenstrom 1995; Saro, Andren et al. 2007). Por otro lado, diferentes factores que pueden influir en las presiones plantares, como la cadencia de marcha (Martínez-Nova, Pascual-Huerta et al. 2008), no son controlados correctamente. La presente tesis doctoral pretende realizar un protocolo de medición preciso y consistente que pudiera

impulsar la unificación de criterios para que los estudios puedan ser comparados más fácilmente.

La tercera razón que justifica esta tesis, y que ya sido esbozada anteriormente, es que hasta el conocimiento del autor, no hemos encontrado estudios baropodométricos que valoren la técnica de RTBD-Akin, ni en cirugía percutánea ni abierta. Esta técnica percutánea se muestra como una técnica fiable para la corrección del HV leve, mostrando resultados clínicos comparables a los obtenidos con técnicas quirúrgicas abiertas (De Prado, Ripoll et al. 2003; González López, Rodríguez Rodríguez et al. 2004). Consideramos, por tanto, que el estudio de los cambios morfológicos, funcionales y baropodométricos secundarios a la cirugía percutánea, así como las posibles relaciones entre ellos pueden aportar conclusiones novedosas al conocimiento científico y a la mejora de los pacientes.

2. ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA

2. ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA

Para entender las alteraciones morfo-funcionales del HV, la baropodometría en dicha deformidad y los efectos de la cirugía percutánea, hemos dividido el marco teórico de este trabajo de investigación en tres apartados:

1. Anatomía y función del primer segmento dígito-metatarsal durante la marcha. Desarrollamos la anatomía y biomecánica del segmento implicado en el desarrollo del HV, imprescindible para comprender la deformidad del HV.
2. Hallux Valgus. En este apartado se describe la anatomía patológica de la deformidad, así como su etiología, prevalencia y clínica. Se expone la escala de graduación radiológica y los principios del tratamiento quirúrgico, principalmente para el HV leve.
3. Estudio de la marcha humana y baropodometría electrónica. En este apartado se describen los sistemas baropodométricos existentes, los resultados de estudios baropodométricos en pies normales, los factores que influyen en las presiones plantares y cómo el HV afecta a la presión metatarsal. También se revisan los resultados baropodométricos secundarios a la cirugía del HV.

2.1 Anatomía del primer segmento dígito-metatarsal.

Para permitir una mejor comprensión de la anatomía del primer segmento dígito-metatarsal, tomamos como referencia el eje corporal (plano sagital).

2.1.1 Osteología.

El primer segmento dígito-metatarsal está constituido por 5 huesos, el primer metatarsiano, los dos huesos sesamoideos y las falanges proximal y distal del 1^{er} dedo (Figura 1).

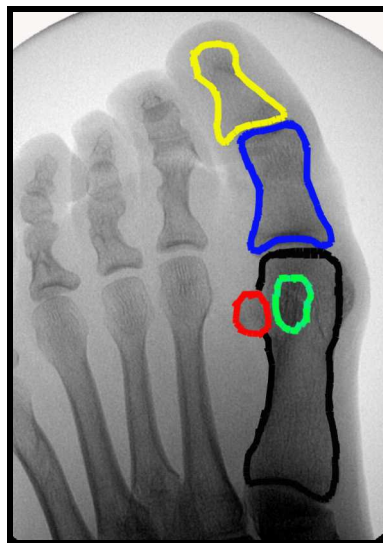


Figura 1. Esquema óseo del primer segmento dígito-metatarsal.

En negro, el primer metatarsiano. En azul, la falange proximal. En amarillo, la falange distal. En rojo, el sesamoideo peroneal y en verde, el tibial.

2.1.1.1 Primer metatarsiano.

El primer metatarsiano es el de menor longitud absoluta de los cinco y también el más grueso, ya que tiene un papel primordial en la biomecánica de la marcha (Kirby 2000; Ferrari, Hopkinson et al. 2004). Posee al igual que sus análogos, cabeza, diáfisis y base, incluyéndose por tanto dentro del grupo de huesos largos (Sarrafian 1983). La diáfisis tiene una curvatura de concavidad plantar. En la base presenta una carilla articular proximal constante para la 1ª cuña, y en ocasiones muestra una pequeña y ovalada superficie articular en su cara lateral (Le Minor y Winter 2003). En la cabeza, presenta una carilla articular, amplia y que se extiende plantar y dorsalmente, para articularse con la base de la falange proximal. En la cara plantar presenta dos superficies articulares, una para cada uno de los dos huesos sesamoideos (Uchiyama, Kitaoka et al. 2005). La cabeza del primer metatarsiano es aproximadamente el doble de grande que las del resto de los metatarsianos (Dhanendran, Hutton et al. 1980) y a ambos lados se hallan dos pequeños tubérculos de donde parten los ligamentos colaterales de la 1ª AMTF (Uchiyama, Kitaoka et al. 2005).

2.1.1.2 Sesamoideos

La cabeza del primer metatarsiano, en su cara plantar y anterior, posee una cresta ósea. Lateral y medialmente a esta cresta se sitúan los dos huesos sesamoideos, siendo más grande el medial que el lateral. La cresta ósea es el único elemento de separación entre los dos huesos sesamoideos y la 1ª AMTF, y deja a cada lado de ella un surco que sirve para articular al metatarsiano con estos huesos (ElSaid, Tisdell et al. 2006). Los sesamoideos están incluidos en una masa de tejido fibroso denso, formada por la unión de tendones, cápsula articular y ligamentos. Esta masa se sitúa en la cara plantar de la 1ª AMTF y se encuentra fuertemente unida a la base de la falange proximal del 1º dedo (Alvarez, Haddad et al. 1984), recibiendo el nombre de rodete glenosesamoideo (Viladot 2001).

Los sesamoideos realizan una importante función en la fase de despegue (Wyss, McBride et al. 1990).

2.1.1.3 Falange proximal.

La falange proximal del 1^{er} dedo es un hueso largo y se articula por detrás con la cabeza del primer metatarsiano y por delante con la base de la falange distal (Sarrafian 1983). La base tiene una concavidad elíptica para la cabeza del primer metatarsiano, y su cara plantar es protuberante, ya que recibe la musculatura intrínseca del primer segmento dígito-metatarsal además de ligamentos (Pisani 2007). La cabeza de la falange proximal tiene una superficie troclear para articularse con la base de la falange distal, y cuenta con pequeños tubérculos para la inserción de ligamentos colaterales (Tanaka, Takakura et al. 2000).

2.1.1.4 Falange distal.

La falange distal es un hueso largo y se articula con la cabeza de la falange proximal. Su extremo más distal es aplanado dorsalmente para ofrecer sostén al aparato ungueal (Martínez Nova 2006). Su base está orientada transversalmente, y presenta una prominencia ósea transversal en la cara dorsal de la misma en la que se inserta el tendón del extensor largo del 1^{er} dedo (Sarrafian 1983).

2.1.2 Artrología.

En el primer segmento dígito-metatarsal, podemos diferenciar dos articulaciones, la 1^a AMTF y la articulación interfalángica (AIF).

2.1.2.1 1ª AMTF.

La 1ª AMTF se podría dividir en dos articulaciones con una cápsula común, ligamentos y músculos interrelacionados. La primera estaría constituida por la cabeza del primer metatarsiano y la base de la falange proximal del 1^{er} dedo; y la segunda vendría configurada por la cara plantar de la cabeza del primer metatarsiano y los dos sesamoideos. La articulación entre la cabeza del metatarsiano y la base de la falange es una articulación condiloidea (Netter 2007). Los ligamentos colaterales proporcionan la estabilidad a la cápsula articular y por ende a la 1ª AMTF y se dirigen desde la zona dorso-medial y dorso-lateral de la cabeza del metatarsiano hacia los correspondientes tubérculos plantares de la base de la falange proximal (Bibbo, Arangio et al. 2004)

2.1.2.2 AIF.

La AIF del 1^{er} dedo es una charnela, en la que la superficie troclear de la cabeza de la falange proximal se articula con la superficie recíprocamente curva de la base de la falange distal. 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 (Netter 2007).

2.1.3 Miología.

2.1.3.1 Músculos extrínsecos.

Los músculos extrínsecos que llegan al primer segmento dígito-metatarsal son el tibial anterior, el peroneo largo y el extensor y flexor largo del 1^{er} dedo.

El tendón del tibial anterior se inserta en la cara medial-plantar de la 1ª cuña y de la base del primer metatarsiano (Brenner 2002). Es el tendón más medial de los que cruzan la cara anterior del tobillo, y cuando se contrae es perfectamente visible.

El tendón del extensor largo del 1^{er} dedo se inserta en la superficie dorsal de la base de la falange distal. El tendón del extensor largo del 1^{er} dedo se mantiene en una posición centrada en el dorso del dedo gracias a una estructura fibroaponeurótica que se extiende desde la articulación metatarsofalángica a la interfalángica, llamada *expansión extensora o ligamentos en capucha* (Sarrafian y Topouzian 1969).

El flexor largo del 1^{er} dedo cruza plantarmente la 1ª AMTF, pasando a través de un surco entre los dos sesamoideos para insertarse finalmente en la superficie plantar de la base de la falange distal. Los tendones de este músculo y del extensor largo juegan un importante papel en la desviación medial del primer metatarsiano en el HV.

El peroneo largo cruza oblicuamente la cara plantar del pie envuelto en una segunda vaina sinovial, hasta insertarse en la cara plantar de la 1ª cuña y la base del primer metatarsiano (Saxena y Cassidy 2003).

2.1.3.2 Músculos intrínsecos

El 1^{er} dedo posee musculatura intrínseca específica, formada por el aductor, el abductor y el flexor corto del 1^{er} dedo. Además, en la cara dorsal del pie comparte un músculo con los tres dedos medios, el músculo pedio o extensor corto de los dedos.

El músculo pedio es el único músculo intrínseco dorsal del pie. Su vientre más medial es el que se inserta en el 1^{er} dedo. El tendón del vientre medial del pedio es más profundo que el del extensor largo del 1^{er} dedo, y se inserta en la cara dorsal de la base de la falange proximal, situándose fuera de la articulación (Sarrafian y Topouzian 1969).

El flexor corto del 1^{er} dedo forma dos cabezas musculares, una medial y otra lateral, que se insertan parcialmente en sendos sesamoideos, y tienen su inserción final en la cara plantar de la base de la falange proximal del 1^{er} dedo, la cabeza medial en la parte interna, y la lateral en la parte externa de la misma (Daines, Rohr et al. 2009).

El aductor del 1^{er} dedo termina en un tendón que engloba parcialmente al sesamoideo tibial, junto con la cabeza medial del flexor corto. Tras sobrepasar la articulación metatarso-sesamoidea, su tendón se inserta en la parte medial y plantar de la base de la falange proximal del 1^{er} dedo (Jahss 1980).

El abductor del 1^{er} dedo consta de dos cabezas, una oblicua y otra transversa. La cabeza oblicua se inserta mediante dos ramas tendinosas, una medial y otra lateral. La medial se mezcla con el tendón de la cabeza lateral del flexor corto y se inserta directamente en el sesamoideo peroneo; la rama lateral se une con el tendón de la cabeza transversa y se inserta directamente en la porción lateral de la cara plantar de la base de la falange proximal del 1^{er} dedo. Al igual que ocurre con el aductor y la cabeza medial del flexor corto, los tendones del abductor y del vientre lateral del flexor corto unidos se extienden desde el extremo distal del sesamoideo lateral hasta la falange, mediante una banda tendinosa que suele llegar también hasta la porción distal de la expansión extensora (Sarrafian 1983). Este músculo tiene una gran importancia en el desarrollo del HV.

2.1.4 Inserciones tendinosas de la 1ª ATMF.

La 1ª ATMF posee una serie de inserciones tendinosas que proporcionan estabilidad y potencia para la fase del despegue digital durante la marcha. Existen 4 grupos de músculos que rodean esta zona (Thomas y Barrington 2003).

Dorsalmente, por la parte central de la 1ª ATMF y de su cápsula articular, discurren el extensor largo del 1^{er} dedo y el tendón del extensor corto, o pedio. El tendón del extensor largo del 1^{er} dedo está fijado a la 1ª AMTF por los *ligamentos en capucha*. Por la cara plantar se presentan el flexor largo y corto del 1^{er} dedo. El flexor largo del 1^{er} dedo es plantar al complejo sesamoideo, y está encajonado dentro de su propia vaina tendinosa. Las cabezas medial y lateral del tendón del flexor corto del 1^{er} dedo se insertan en los sesamoideos medial y lateral respectivamente. Lateralmente, se localiza el tendón del abductor del 1^{er} dedo y medialmente el aductor del 1^{er} dedo, por la zona plantar y medial de la articulación.

La mitad plantar de la cápsula articular de la 1ª AMTF está reforzada por los tendones del abductor y aductor del 1^{er} dedo, mientras que la mitad dorsal es más delgada y no posee tantos refuerzos tendinosos.

2.2 Función del primer segmento dígito-metatarsal durante la marcha

2.2.1 La marcha humana.

La marcha humana se compone de una serie de movimientos alternantes y armónicos de las extremidades, principalmente de las inferiores, y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad (Ropa Moreno 2003). Es una actividad rítmica, dinámica y aeróbica que proporciona numerosos beneficios al sistema músculo-esquelético sin apenas efectos negativos (Morris y Hardman 1997).

2.2.1.1 Ciclo de la marcha humana.

Se define como ciclo de la marcha al periodo de tiempo que transcurre entre el contacto del talón de un pie con el suelo y termina en el momento en que ese mismo talón alcanza el suelo en el siguiente paso (Michaud 1996).

El ciclo de la marcha se divide en la fase de apoyo, en la que el pie está en contacto con el suelo, y en la fase de balanceo, en la que la pierna contralateral avanza desde la posición retrasada y se prepara para la recepción del paso. Estas fases ocupan el 62% y el 38% del ciclo de la marcha respectivamente. Cuando una persona camina, el ciclo de la marcha dura aproximadamente 1 segundo. Como resultado, la fase de apoyo dura 0,6 segundos y la de balanceo 0,4 segundos (Michaud 1996). Estos valores de referencia están establecidos a una cadencia de marcha de 120 pasos por minuto. A una cadencia de marcha más baja, el tiempo de contacto del pie con el suelo se vería alargado (Martínez-Nova, Pascual-Huerta et al. 2008), como también la

fase de balanceo. Cadencias más altas reducirían el tiempo de apoyo y de balanceo.

2.2.1.1.a Fase de apoyo

La fase de apoyo, se divide en tres periodos (Michaud 1996; Viladot 2000):

- a) Periodo de contacto. Comienza con el choque de talón y finaliza con la carga completa del antepié. El choque de talón se inicia por la zona postero-externa debido a la posición de supinación que la articulación subastragalina mantiene al inicio de este periodo. Posteriormente la subastragalina pronada a lo largo de todo el periodo, lo que permite al pie absorber y amortiguar las fuerzas reactivas del suelo y adaptarse a las irregularidades del terreno comportándose como adaptador móvil (Seibel 1994).
- b) Periodo de medio apoyo. Comienza con el apoyo completo del antepié y termina cuando el talón se eleva del suelo. Es el periodo más largo, ocupando el 40% de la fase de apoyo con una duración de aproximadamente 0,24 segundos. La pierna contralateral comienza su fase de balanceo, favoreciendo la rotación externa de la extremidad que se encuentra en la fase de apoyo y conduciendo a la supinación de la articulación subastragalina. El pie pasa de ser un adaptador móvil a convertirse en una palanca rígida que debe canalizar grandes cantidades de fuerzas a través de sus articulaciones.
- c) Periodo propulsivo. Este periodo comienza en el momento en el que el talón se levanta del suelo y termina con el despegue digital. En una situación normal, la transferencia final de fuerzas se produce a través del 1^{er} dedo y por la parte central del pulpejo. Ocupa el 33% final de la fase

de apoyo y dura aproximadamente 0,2 segundos. Es el periodo en el que el 1^{er} segmento digito-metatarsal realiza su función más importante.

2.2.1.1.b Fase de balanceo.

La fase de balanceo 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. Se divide en primera y segunda mitad de la fase de balanceo. Durante la primera mitad el tobillo debe dorsiflexionar para permitir salvar el suelo mientras la pierna se desplaza hacia delante. Durante la segunda mitad las articulaciones deben colocarse en su posición más estable para permitir a la musculatura amortiguar de forma efectiva las fuerzas de reacción del suelo antes de la extremidad contralateral vuelva a entrar en la fase de apoyo.

2.2.2 Función del primer segmento dígito-metatarsal.

La función principal del primer segmento digito-metatarsal en la marcha ocurre durante el periodo propulsivo.

Al final de la fase de medio apoyo, el primer metatarsiano comienza a producir movimiento activo (Root, Weed et al.1979). Cuando el talón de levanta del suelo, la articulación subastragalina debe supinar para convertir al pie en una palanca rígida que permita una propulsión eficaz.

Puesto que el movimiento de supinación del retropié tiende a elevar la zona medial del antepié, es necesario un movimiento articular que permita que dicha zona permanezca en contacto con el suelo. Esto se consigue gracias al movimiento de eversión en torno al eje longitudinal de la articulación mediotarsiana, lo que permite estabilizar al antepié y canalizar grandes

cantidades de fuerza desde el retropié hasta los dedos a través de articulaciones bloqueadas y estables, permitiendo un despegue digital eficaz. Dos músculos importantes en esta función son el peroneo lateral largo, y el tibial posterior, que trabajan de forma sinérgica (Tanaka, Takakura et al. 2000). Mientras que la contracción del primero produce una fuerza posterior y abductora en los huesos del tarso debido a su inserción, el tibial posterior genera una fuerza también posterior pero aductora en este segmento. Esto da como resultado una fuerza compresiva posterior sobre los huesos del tarso que favorece la estabilidad que esta zona necesita para comenzar el periodo de propulsión (Michaud 1996).

La carga corporal será transmitida gracias al desplazamiento anterior del tronco y a la contracción de la musculatura del compartimento posterior de la pierna, desplazando el centro de gravedad hacia el antepié.

El bloqueo de la articulación mediotarsiana debe mantenerse hasta el final del periodo propulsivo. Es durante la propulsión temprana y media cuando el músculo peroneo lateral largo, gracias a su contracción concéntrica y a su disposición anatómica, mantiene este bloqueo y transmite de forma eficaz el peso corporal hacia la región medial del antepié. Para que esta función pueda realizarse con normalidad es necesario que la articulación subastragalina se mantenga supinada. Esto le confiere un brazo de palanca eficaz capaz de mantener el bloqueo mediotarsal, plantarflexionar el primer metatarsiano y transmitir el peso corporal hacia medial.

La plantarflexión del primer metatarsiano permite que la base de la falange proximal del 1^{er} dedo, que se mantiene fijado al suelo gracias a la acción de la musculatura intrínseca, pueda articularse con la superficie superior del cartílago articular de la cabeza del metatarsiano, pudiendo alcanzar un rango de unos 65° de extensión, necesarios para un despegue digital eficaz (Rueda 2004).

Situaciones patológicas que impidan la plantarflexión del primer metatarsiano, como es el caso de la pronación, impedirán a la base de la falange proximal articularse con la parte superior de la cabeza metatarsal, lo que conlleva a la compresión del cartílago dorsal y a degeneración articular o bien a la subluxación, apareciendo deformidades a nivel de la primera articulación metatarsofalángica como son el hallux limitus y el HV.

Puesto que el primer segmento dígito-metatarsal difiere del resto por su estructura, posición anatómica y por su importancia en la carga, las patologías a este nivel pueden causar alteraciones críticas en las funciones biomecánicas. Esto provocará una propulsión poco efectiva, la aparición de puntos patológicos de apoyo y una deformidad, como el HV, que puede alterar la marcha (Maskill, Bohay et al. 2006).

2.3 Hallux Valgus.

El HV es una de las alteraciones del pie más comunes en poblaciones civilizadas. Cursa con una subluxación progresiva de la 1ª ATMF. El extremo distal del primer metatarsiano se desvía medialmente (Coughlin 1996; Munuera, Domínguez et al. 2006), mientras que el 1^{er} dedo se desvía lateralmente y rota en valgo (Mann y Coughlin 1981). Cuando la falange proximal se desvía lateralmente, crea una fuerza retrógrada sobre la cabeza del metatarsiano, que es empujada medialmente. Las partes blandas laterales se retraen a la vez que se debilitan las mediales. Esta retracción ocasiona el desplazamiento o subluxación de los sesamoideos medial y lateral respecto a la superficie plantar del primer metatarsiano. 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 sesamoideo (Coughlin 1996). Paralelamente a las alteraciones descritas, se produce una proliferación ósea dolorosa (exostosis, eminencia medial o coloquialmente, juanete) que sobresale en la zona medial de la cabeza metatarsal (Alvarez, Haddad et al. 1984) (Figura 2). A menudo, la exostosis es el componente más visible del HV. Un aumento de la desviación del primer metatarsiano, con desviación lateral del 1^{er} dedo, hacen que la eminencia medial sea prominente y fácilmente irritable por el calzado estrecho (Coughlin 1996).

Debido a que el HV es una deformidad progresiva, hay una relación entre la desviación del primer metatarsiano, la desviación del 1^{er} dedo, la subluxación de los sesamoideos y el tamaño relativo de la exostosis (Figura 2). Así, a una mayor alteración de uno de los segmentos óseos, acompañará una mayor deformidad del resto. Todas estas alteraciones ocasionan dolor, molestias e impotencia funcional.

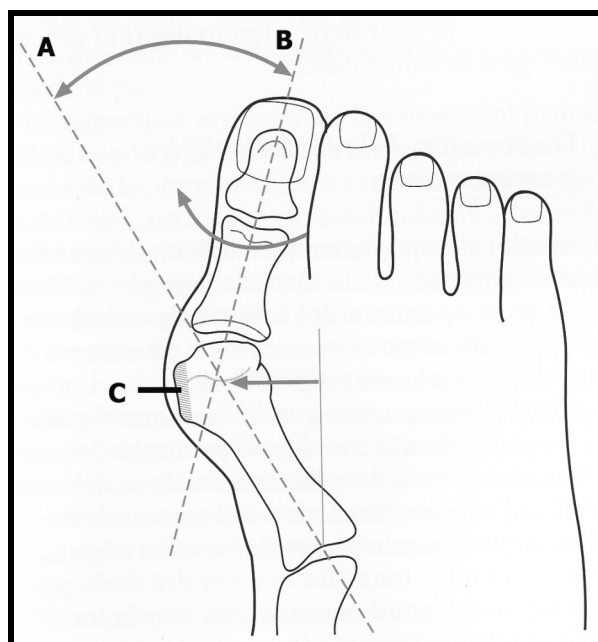


Figura 2. Representación de las deformidades ocasionadas en el HV.

A. Desviación del primer metatarsiano. B. Desviación lateral del 1^{er} dedo. C. Exostosis o eminencia medial.

El HV es 8 veces más frecuente en mujeres que en hombres (Kenzora 1988; McCluney y Tinley 2006). Este desproporcionado ratio en mujeres puede ser atribuido a la combinación de la predisposición genética (Pique-Vidal, Sole et al. 2007) y al uso prolongado de calzado no fisiológico (Scranton 1983). Aunque la prevalencia exacta de la deformidad es desconocida, algunos estudios la sitúan entre el 4% y el 48% de la población (Kilmartin y Wallace 1993; Myerson 1999; Thomas y Barrington 2003).

La edad de comienzo de la deformidad de HV es un tema controvertido, mientras algunos estudios sugieren que la edad de comienzo de la deformidad se sitúa desde la tercera a la quinta década de la vida (Coughlin y Thompson 1995; Coughlin 1997), otros (Hardy y Clapham 1951; Pouliart, Haentjens et al. 1996; McCluney y Tinley 2006) reportaron una alta incidencia de comienzo del HV (en torno al 40-50% de los casos) en la adolescencia y juventud, tras la maduración ósea. Sin embargo, es bien conocido que la prevalencia aumenta con la edad, con

porcentajes entre el 12% y el 56% de la población mayor de 65 años afectados de HV en diferente grado (Benvenuti, Ferrucci et al. 1995; Crawford, Ashford et al. 1995).

2.3.1 Desequilibrio muscular

En los estadios iniciales del HV la combinación de la desviación medial del primer metatarsiano y la desviación lateral del 1^{er} dedo, provoca una contractura lateral de la cápsula articular de la 1^a AMTF y un desequilibrio músculo-tendinoso. Los músculos intrínsecos que normalmente actúan para estabilizar la articulación metatarsofalángica se convierten en fuerzas deformantes. No hay ninguna inserción muscular en la cabeza del primer metatarsiano; así, su posición es influida, en gran parte, por la posición de la falange proximal.

Debido a la rotación en valgo que sufre el dedo, el aductor del 1^{er} dedo, un importante refuerzo medial de la articulación en situaciones normales, pasa a situarse en la cara plantar de la 1^a AMTF, perdiendo su función de aductor. Se convierte así en flexor plantar puro. El abductor del 1^{er} dedo perderá su función de flexor plantar y se convertirá en abductor puro. El tendón del abductor tira de la falange proximal, situando los tendones del extensor y flexor largo del 1^{er} dedo dentro del espacio intermetatarsal y actúan a modo de cuerda de arco, lo que ayuda a fijar la deformidad en abducción del dedo (Figura 3). Así, mientras el 1^{er} dedo se desvía, su falange proximal realiza una fuerza retrógrada sobre el metatarsiano, aduciéndolo, lo que ayuda a fijar la deformidad y agravar la patología (Viladot 2001; Pascual Huerta 2007).

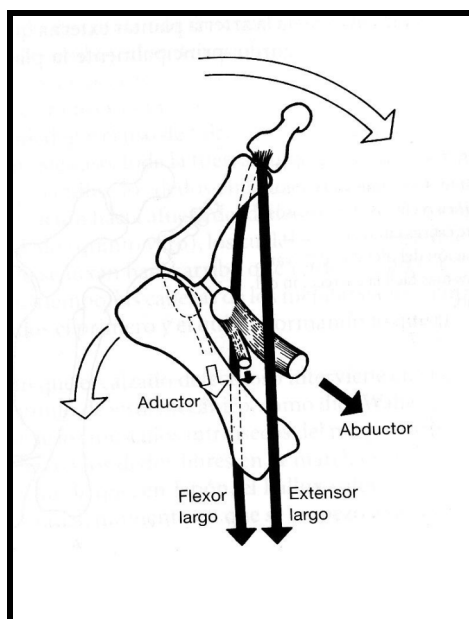


Figura 3. Desequilibrio músculo-tendinoso en el HV.

Iida y Basmajian (1974) compararon las respuestas electromiográficas de los músculos aductor, abductor y flexor corto del 1^{er} dedo en pies con HV y en pies normales. En el grupo con HV comprobaron que había una debilidad de las fuerzas musculares mediales, a la vez que existía una mayor contractura de las fuerzas laterales. Existía una debilidad de la abducción y una nula respuesta de aducción alrededor de la 1^a AMTF, puesto que el abductor se encontraba contracturado. Este cambio en el equilibrio muscular, favorecía la dorsiflexión e inversión del primer segmento dígito-metatarsal. Diferentes autores, han señalado al desequilibrio músculo-tendinoso como uno de los factores más importantes en el desarrollo del HV (Viladot 1973; Arinci Incel, Genc et al. 2003).

2.3.2 Etiología.

La etiología del HV es multifactorial, compleja y progresiva. Entre los factores predisponentes, existen factores intrínsecos y extrínsecos (Palomo

Toucedo, Reina Bueno et al. 2006). Aunque se conocen todos estos factores como agravantes o desencadenantes de la patología, no existe un consenso general sobre el nivel de implicación de cada uno de ellos en la formación del HV (Viladot 2001; Thomas y Barrington 2003).

2.3.2.1 Factores intrínsecos

Como factores intrínsecos destacan los factores morfológicos, el género mujer, la edad, alteraciones biomecánicas del pie y factores genéticos.

2.3.2.1.a Factores morfológicos.

Los factores morfológicos principales que pueden desencadenar o agravar al HV son; la forma de la cabeza metatarsal, la longitud relativa del primer metatarsiano y la forma de la articulación cuneo-metatarsal.

Existen cuatro formas de cabeza metatarsal: redonda, cuadrada, plana con cresta central y normal (Munuera Martínez, Domínguez Maldonado et al. 2007). Las formas normal y cuadrada de la cabeza metatarsal resisten mejor las fuerzas deformantes (musculares o debidas al calzado), mientras que una cabeza metatarsal redonda es menos resistente a las fuerzas deformantes y permite el desplazamiento lateral del 1^{er} dedo.

La escasa o excesiva longitud del primer metatarsiano puede ser causa etiológica del HV (Mann y Coughlin 1999). Un primer metatarsiano largo, combinado con un 1^{er} dedo más largo que el segundo es propicio a la desviación del 1^{er} dedo, debido a las fuerzas deformantes del calzado. Por el contrario, un primer metatarsiano más corto que el segundo, ocasiona un síndrome de

insuficiencia del primer segmento dígito-metatarsal y un aumento de las fuerzas deformantes (De Prado, Ripoll et al. 2003).

La articulación cuneo-metatarsal puede tener tres formas: redondeada, oblicua hacia medial y cuadrada. Una forma de la 1ª cuña horizontal resiste el aumento del ángulo intermetatarsal, mientras que una articulación oblicua o redondeada es menos estable frente a las fuerzas deformantes (De Prado, Ripoll et al. 2003). Una marcada oblicuidad medial puede producir la inestabilidad del primer metatarsiano y desencadenar o agravar la patología (Klaue, Hansen et al. 1994).

2.3.2.1.b Género Mujer y Edad

Medidas de las superficies articulares y de la anatomía del primer metatarsiano muestran diferencias estadísticamente significativas entre hombres y mujeres que pueden llevar a diferencias funcionales (Abdel Moneim, Abdel Hady et al. 2008). En mujeres, el primer metatarsiano se encuentra más aducido, y el 1^{er} dedo más abducido que en los hombres. Esto sugiere que el primer metatarsiano femenino tiene un potencial mayor para desplazarse en aducción, lo que podría estar debido a una mayor oblicuidad de la primera articulación cuneo-metatarsal (Munuera Martínez 2005). Esta mayor tendencia a la aducción del primer metatarsiano puede ser un factor predisponente a la aparición de HV (Ferrari, Hopkinson et al. 2004).

Puesto que el HV es una deformidad progresiva, mujeres en la quinta o sexta década de la vida son más propensas a padecer esta patología (Coughlin 1995; Coughlin y Thompson 1995).

2.3.2.1.c Alteraciones biomecánicas del pie.

El factor biomecánico más importante en el desarrollo del HV es el exceso de pronación. Tomando en cuenta la biomecánica de la marcha, según Root, Weed et al. (1979) y Michaud (1996) la deformidad tendría la siguiente evolución.

Inicialmente la pronación subastragalina excesiva causa un desbloqueo de la articulación mediotarsiana, lo que conlleva a hipermovilidad e inestabilidad del primer segmento dígito-metatarsal con dorsiflexión e inversión del primer metatarsiano. La hipermovilidad rotacional del primer metatarsiano causa el estiramiento del ligamento sesamoideo tibial, que ocasiona contracción secundaria del ligamento sesamoideo peroneal (Pressman, Stano et al. 1986) y un desplazamiento lateral del sistema glenosesamoideo. Puede haber una erosión mecánica de la cresta articular. La porción transversa del abductor del 1^{er} dedo desplaza la falange proximal en abducción, causando una subluxación lateral.

Si la deformidad progresa, la abducción del 1^{er} dedo avanza y se modifican las acciones musculares. Debido a la rotación en valgo del 1^{er} dedo, el músculo aductor se desplaza plantarmente convirtiéndose en flexor plantar puro. El abductor del 1^{er} dedo deja de ser flexor plantar, para convertirse en abductor puro. El flexor y extensor largo actúan a modo de cuerda de arco, ayudando a fijar más la deformidad. El flexor corto del 1^{er} dedo consigue una ventaja mecánica lateral, y se ocasiona una mayor subluxación de la primera articulación metatarsofalángica. Existe una adaptación ósea, con un acumulo de hueso en cara medial de la cabeza del primer metatarsiano.

Posteriormente, la compresión del 1^{er} dedo abducido sobre el metatarsiano crea una fuerza retrógrada que aumenta la subluxación de la primera articulación metatarsofalángica, con la desviación medial del primer

metatarsiano. En una placa radiográfica se observa diástasis cuneana. Existe inestabilidad y dolor en la marcha.

En casos severos, existe una dislocación completa del 1^{er} dedo respecto a la cabeza metatarsal. Puede haber una subluxación o luxación de la 2^a AMTF. Este estadio se produce en pies reumáticos o en pacientes con alteraciones neuromusculares.

2.3.2.1.d Factores Genéticos.

Esta deformidad generalmente es adquirida, aunque también se han identificado factores genéticos predisponentes. La herencia puede ser un factor etiológico del HV. Hardy y Clapham (1951) mostraron que el 63% de los pacientes con HV tenían un familiar directo con la misma patología. Del mismo modo, Coughlin (1995) reportó un 94% de incidencia del HV en madres e hijos/as de la misma familia. Estos factores genéticos predisponentes, se refieren únicamente a la forma del pie y a las alteraciones biomecánicas asociadas, que tienden a heredarse en las familias. Pique-Vidal, Sole et al. (2007), en un estudio con 350 familias encontraron que la historia familiar de HV estuvo presente hasta en un 90% de los pacientes, con una transmisión vertical que afecta a algunos miembros familiares a través de tres generaciones. Así, postuló que la herencia de HV es autosómica dominante con penetración incompleta.

2.3.2.2 Factores extrínsecos.

Como factores extrínsecos destacan la ocupación de la persona y principalmente el calzado y sus diferentes componentes.

2.3.2.2.a Ocupación de la persona.

Algunos trabajos o aficiones pueden conllevar posturas en flexión forzada de la 1ª ATMF, como en el caso de bailarinas, determinados trabajadores industriales o deportistas (Creer 1938; Nikolaev y Najdenov 1970; Bejjani 1987). Este hecho puede agravar la deformidad de HV. Si bien este es un factor poco importante en el desarrollo del HV, tampoco ha recibido la atención necesaria en literatura médica, podológica y podiátrica, pues existen antiguos y contados estudios que investiguen su influencia.

2.3.2.2.b Calzado.

El calzado y sus diferentes componentes se consideran como uno de los factores externos que más puede influir en originar o agravar el HV (Kilmartin y Wallace 1993; Menz y Morris 2005; Menz, Morris et al. 2006). Aunque es un tema muy discutido, se acepta que el uso prolongado de calzado estrecho y de tacón puede desencadenar la progresión de la deformidad. De hecho, diferentes estudios han mostrado que el HV es más frecuente en poblaciones calzadas que en poblaciones descalzas (Shine 1965).

En HV juveniles el calzado estrecho fue identificado como factor desencadenante en un 24% de los pacientes (Coughlin 1995). Así, Coughlin y Thompson (1995) encontraron una mayor prevalencia de HV en mujeres americanas en la cuarta, quinta y sexta década de vida, así como una relación significativa con el tipo de calzado utilizado, estrecho y con un tacón más elevado de lo fisiológico. El hecho de que sea más frecuente en mujeres que en hombres (8:1), que sea extremadamente raro en niños y que la alteración sea prácticamente inexistente en poblaciones descalzas o con calzados amplios apoya la hipótesis de que el calzado es uno de los factores extrínsecos más importantes en el desarrollo del HV (Viladot 2001; Palomo Toucedo, Reina

Bueno et al. 2006). Sin embargo, no todos los individuos que llevan calzado estrecho desarrollan la deformidad. Esta observación confirma la creencia que hay factores intrínsecos predisponentes que hacen a algunos pacientes más sensibles a los factores mecánicos del calzado estrecho y de tacón alto (Uchiyama, Kitaoka et al. 2005).

2.3.3 Clínica

La clínica del HV es variada, siendo el primer signo la desviación del 1^{er} dedo y el ensanchamiento del antepié, provocado por la desviación del primer metatarsiano. Esto provoca problemas con el calzado y el paciente suele referir dolor en la primera 1^a AMTF, debido a la irritación del nervio cutáneo dorsal del 1^{er} dedo. El roce del calzado puede provocar la inflamación de la bursa sobre la eminencia medial.

Además, puede existir dolor por la presencia de queratopatías, ya que clínicamente, se asocia al HV la aparición de una hiperqueratosis en la zona medial del 1^{er} dedo (Ruch, Merrill et al. 1987; Palladino 1991; Bryant, Tinley et al. 2005), y también en el borde medial de la primera cabeza metatarsal (CMT). Se pueden asociar problemas ungueales secundarios a la rotación o desviación del 1^{er} dedo (Cuevas García 2006; Martínez Nova, Sánchez Rodríguez et al. 2007).

En estadios posteriores el paciente refiere dolor por sobrecarga bajo las cabezas metatarsales (CMTs) centrales, acompañado de hiperqueratosis. Si el HV sigue evolucionando, puede desviar al segundo dedo, provocando dolor en el dorso, así como tilomas y helomas plantares en las CMTs centrales. En personas mayores, puede existir dolor por artrosis.

2.3.4 Escala de graduación

La escala en la valoración prequirúrgica consiste en la medición de ángulos sobre radiografías en carga en una proyección dorso-plantar. La severidad de la deformidad se valora mediante el primer ángulo intermetatarsal (1^{er} AIM) y el ángulo de Hallux Abductus (AHA) (Aster, Forster et al. 2004).

El 1^{er} AIM está formado por la intersección de la bisección longitudinal de las diáfisis del primero y segundo metatarsianos (Hardy y Clapham 1951). Se marcan tres puntos de referencia en la diáfisis de primer y segundo metatarsiano, descartando la base y la cabeza. Se procede a unir los puntos de referencia y calcular el punto medio. Para trazar el eje diafisario, se unen los tres puntos medios de cada metatarsiano. Este proceso de medición, validado y aceptado por la comunidad científica se considera como el más fiable para la medición de este ángulo (Van Vo, Safiedine et al. 2004). El AHA está formado por la intersección de la bisección longitudinal de la diáfisis del primer metatarsiano y la de la falange proximal del 1^{er} dedo. Estas mediciones en el plano transversal son importantes en la selección de la técnica quirúrgica apropiada.

2.3.4.1 Mediciones radiográficas fisiológicas.

En pies normales el valor normal para el 1^{er} AIM es de 0-10°, mientras que para el AHA se sitúa entre 5 y 10° (Figura 4). Un 1^{er} AIM anormalmente aumentado se denomina primer metatarsiano aducto o *metatarsus primus varus*. El AHA se considera patológico cuando es superior a 15° (Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcázar 2003, Bryant y Singer 1998). Así, los cambios radiológicos que se pueden observar en una placa radiográfica de un paciente con HV son los siguientes: AIM > 10°; AHA > 15°.



Figura 4. Radiografía y pie con ángulos fisiológicos. 1^{er} AIM=8°; AHA=9°.

2.3.4.2 Mediciones radiográficas patológicas.

Radiológicamente, se define como HV leve (Figura 5) aquel que presenta un 1^{er} AIM entre 10 y 13°, y un AHA por debajo de 30° (Padrón y Sánchez Lacalle 2006). El HV moderado (Figura 6) presenta un 1^{er} AIM entre 13 y 16° y un AHA entre 20 y 40°, mientras que el HV severo (Figura 7) presenta un 1^{er} AIM superior a 16° y un AHA superior a 40° (Joseph y Mroczek 2007).



Figura 5. Radiografía y pie con HV leve. 1^{er} AIM=12,3°; AHA=17°.

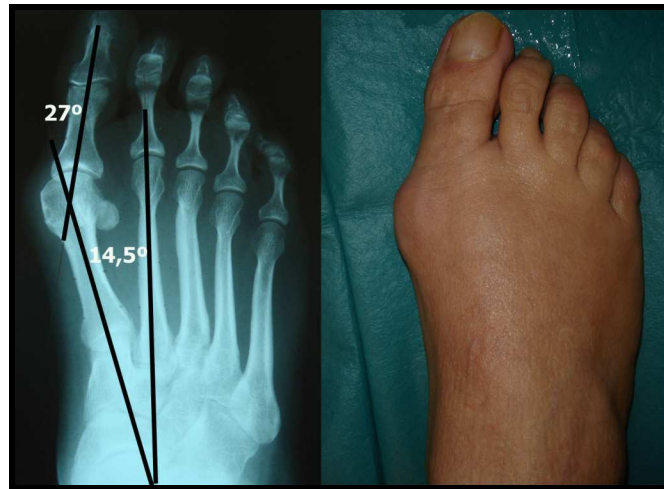


Figura 6. Radiografía y pie con HV moderado. 1^{er} AIM=14,5°; AHA=27°.



Figura 7. Radiografía y pie con HV severo. 1^{er} AIM=18,5°; AHA=42°.

2.3.5 Tratamiento

2.3.5.1 Conservador.

Existen diferentes tratamientos para el HV. En los estadios iniciales, los tratamientos conservadores pueden ser eficaces. Las ortesis de silicona,

juaneteras nocturnas o las plantillas ortopédicas pueden ayudar a paliar el dolor y frenar el desarrollo de la patología (Hawke, Burns et al. 2008; Tehraninasr, Saeedi et al. 2008). Si la deformidad aumenta a pesar de las medidas preventivas, el tratamiento quirúrgico está recomendado para restaurar la alineación fisiológica del primer segmento dígito-metatarsal y evitar los procesos dolorosos (Torkki, Malmivaara et al. 2003).

2.3.5.2 Quirúrgico.

Las opciones quirúrgicas para el tratamiento del HV deben considerarse cuando el dolor interfiere con las actividades diarias. Existe una amplia gama de procedimientos quirúrgicos que puede aplicarse al tratamiento del HV. El cirujano tomará en consideración principalmente la magnitud de la deformidad basada en los resultados radiológicos (Joseph y Mroczek 2007), la edad y el nivel de actividad para determinar el procedimiento para cada caso en particular. La duración del período de recuperación variará de acuerdo a la intervención realizada.

Existen descritos más de 130 procedimientos quirúrgicos para el HV (Vaidyanathan, Sinha et al. 2004), ideados para eliminar la exostosis ósea (exostectomías), corregir los cambios en la alineación del primer metatarsiano (osteotomías metatarsales) y del 1^{er} dedo (osteotomías falángicas), y corregir las modificaciones musculares y tendinosas que pudieran haber ocurrido (reconstrucción de los tejidos blandos). El fin de estas correcciones es la eliminación del dolor. No existe una única técnica ideal recomendada para el tratamiento quirúrgico del HV en sus diferentes grados, por lo que técnica o combinación de técnicas debe ser elegida individualmente según las características clínicas del paciente.

Los HV leves, presentan el principal problema en la desviación del 1^{er} dedo, en el desequilibrio de los tejidos blandos adyacentes al 1^{er} dedo y a la presencia de la exostosis medial. En estos casos, la técnica quirúrgica ideal debe restaurar la armonía entre los tejidos blandos, así como eliminar la exostosis ósea de la cabeza metatarsal. A su vez, también debe corregirse la alteración del ángulo entre el 1^{er} dedo y el primer metatarsiano. Una deformidad leve de HV puede corregirse satisfactoriamente con la reconstrucción distal de partes blandas (Mann y Katcherian 1989; Coughlin 1996).

2.3.5.2.a Técnica de relajación de los tejidos blandos distales.

Silver (1923) describió su método de capsulorrafia de la 1^a AMTF para la reparación del HV. Siguiendo postulados de Fuld (1916), propuso una técnica conservadora que consistía en una incisión dorso-medial, capsulorrafia medial, y resección de la exostosis medial. También realizaba la liberación lateral de la cápsula articular y la tenotomía del abductor del 1^{er} dedo en su inserción en la base de la falange proximal. Ambos gestos quirúrgicos permitían que el 1^{er} dedo se liberase de las fuerzas que lo deformaban lateralmente y pudiese tener una alineación más fisiológica con el primer metatarsiano.

Esta técnica fue modificada posteriormente por McBride (1928) quién defendió la extirpación del sesamoideo lateral con transposición del tendón abductor a la superficie lateral de la cabeza del primer metatarsiano. Posteriormente Mann y Pfeffinger (1991) revisaron los resultados de este procedimiento y recomendaron preservar el sesamoideo lateral debido a la alta proporción de *hallux varus* postoperatorio cuando era extirpado.

Posteriormente, diferentes cirujanos adoptaron estos procedimientos de Silver y McBride, adaptándolos a sus procedimientos propios. En la actualidad, esta técnica recibe el nombre de RTBD, y se considera como una parte esencial y

el primer paso para el tratamiento quirúrgico. Puesto que la patología del HV destaca por la subluxación de la 1ª AMTF, además de una contractura de la parte lateral de la cápsula articular y de los tejidos blandos adyacentes, la intervención quirúrgica requiere restaurar correctamente las relaciones anatómicas de dicha articulación.

La técnica de RTBD, como un procedimiento aislado sólo debe ser empleada en presencia de exostosis dorso-medial y una alteración del 1^{er} AIM inferior a 13° (Coughlin 1996). La desviación lateral del 1^{er} dedo ocasiona una mayor tracción del tendón del abductor, que permanece contracturado e impidiendo una correcta alineación del 1^{er} dedo y del primer metatarsiano (Libotte 1994). Por ello, el tendón del abductor debe ser desinsertado de la falange proximal (Silver 1923; McBride 1928). A su vez, la zona lateral de la cápsula articular, que se encuentra contracturada, deberá ser seccionada para permitir su relajación.

2.3.5.2.b Técnica de Akin.

Esta liberación distal de tejidos blandos no es suficiente para corregir toda la deformidad del HV leve. Puesto que el AHA está alterado, la técnica de RTBD debe ser combinada con una osteotomía de la base de la falange, para reducir el ángulo patológico (Castellano y Southerland 2001). La osteotomía proximal de la base de la falange del 1^{er} dedo fue propuesta por Akin (1925), y aún hoy se la conoce por su nombre. Esta osteotomía consiste en la extracción de una cuña ósea de base medial y vértice lateral. Es una cuña incompleta que mantiene intacta la cortical lateral, y que al ser fijada o compactada produce una alineación del 1^{er} dedo, y una consiguiente reducción del AHA. La indicación de esta técnica sería un AHA superior a 15° e inferior a 30°. Esta combinación de técnicas es empleada en la actualidad, con buenos resultados (Basile, Battaglia et al. 2000; Cohen 2003; Pinney, Song et al. 2006). A su vez, la reparación del

desequilibrio muscular y tendinoso, produce una reducción del 1^{er} AIM a largo plazo, debido a la restauración del alineamiento normal de la 1^a AMTF y a la relajación de las fuerzas deformantes (Figura 8).

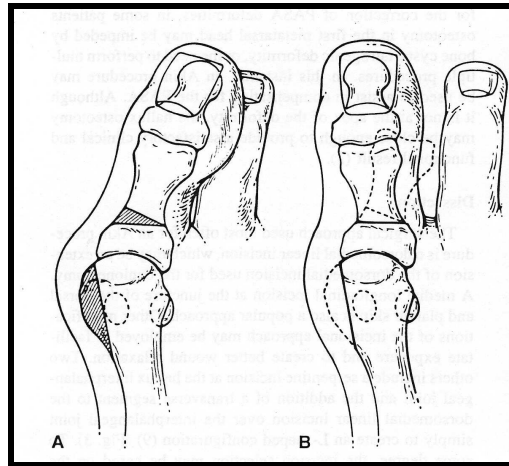


Figura 8. A. Exostectomía y técnica de Akin. B. Alineación del 1^{er} dedo.

2.3.6 Cirugía percutánea

Las técnicas de cirugía percutánea comienzan a desarrollarse en 1945 por el estadounidense Martin Polokoff (De Prado, Ripoll et al. 2003). Posteriormente, en los años 60, diferentes cirujanos comienzan a trabajar con motores y fresas quirúrgicas. El verdadero desarrollo de las técnicas percutáneas llega en la década de los 90. En 1991, Stephen Isham publica un trabajo, adaptando la técnica de Reverdin a los principios de cirugía percutánea (Isham 1991). Paralelamente, otros podiatras americanos evaluaron los resultados de las técnicas percutáneas (Weinberger, Fulp et al. 1991; White 1991). Posteriormente, las técnicas percutáneas fueron implantadas en Europa y en España, donde han sido practicadas y desarrolladas por podólogos y traumatólogos.

La cirugía percutánea del pie es un método quirúrgico que permite realizar intervenciones a través de incisiones mínimas, sin exposición directa de los planos quirúrgicos, lo que ocasiona un trauma mínimo de los tejidos próximos (De Prado, Ripoll et al. 2003). La cirugía moderna tiende cada vez más a la utilización de técnicas de mínima incisión que resuelvan o minimicen algunos de los problemas planteados en la cirugía abierta. Las técnicas de artroscopia y laparoscopia avanzan al ritmo de la tecnología y permiten la realización de técnicas complejas sin necesidad de grandes incisiones y la exposición de amplios campos quirúrgicos. Así, en los últimos tiempos han surgido diferentes técnicas de la cirugía percutánea en el tratamiento de las deformidades podológicas, sobretodo para el HV (Giannini, Ceccarelli et al. 2004; Maffulli, Oliva et al. 2005; Magnan, Pezze et al. 2005; Zandri, Meme et al. 2005; Magnan, Bortolazzi et al. 2006; Qu, Cao et al. 2006; Von Campe y Vienne 2006; Magnan, Samaila et al. 2008) y que ofrecen un menor tiempo de cicatrización y la posibilidad de una rápida incorporación a la vida diaria.

El propósito del tratamiento quirúrgico del HV es corregir todos los elementos patológicos de la alteración, así como mantener la biomecánica normal del antepié. El objetivo primario de la cirugía será mejorar la alineación del primer segmento dígito-metatarsal y reconducir la posición alterada del 1^{er} dedo.

Aunque las técnicas quirúrgicas percutáneas permiten la realización de casi todos los gestos quirúrgicos, generalmente realizan una resección de la exostosis (exostectomía), liberación distal de los tejidos blandos (tenotomía del abductor, capsulotomía lateral), osteotomía de Akin en la falange proximal y si el ángulo articular proximal está alterado, osteotomía de Reverdin (Isham 1991).

Las técnicas quirúrgicas percutáneas pueden ser equiparables con las técnicas quirúrgicas abiertas, por lo que las indicaciones quirúrgicas también

pueden ser equiparadas. Por ello, en casos de HV leves la técnica a emplear sería la adaptación percutánea de la técnica de Silver, con desinserción del tendón del abductor y osteotomía falángica de Akin. Esta técnica estaría indicada con deformidad del ángulo AHA inferior a 30° y 1^{er} AIM menor de 13° (Kitaoka, Franco et al. 1991; Mann y Pfeffinger 1991; Basile, Battaglia et al. 2000; Joseph y Mroczek 2007).

La cirugía percutánea del HV se realiza mediante incisiones de 2-3 mm. Generalmente son suficientes 2 ó 3 incisiones, que requerirán únicamente un punto de sutura. Esto disminuye las posibles complicaciones, mejorando y acortando el proceso de recuperación posquirúrgica (De Prado, Ripoll et al. 2003). Este tipo de cirugía requiere de un instrumental específico, como fluoroscopia, motores y fresas quirúrgicas (Ramírez Andrés y Nieto García 2004).

2.4 Métodos de estudio de la marcha humana y baropodometría electrónica

Las primeras observaciones sobre las características de la marcha humana se atribuyen a Aristóteles (Baker 2007). Desde entonces, se han realizado numerosos intentos para comprender las características de la marcha normal y patológica. En 1916, un investigador francés diseñó una plataforma que medía los tres componentes de la fuerza (Amar 1916). El diseño constaba en unas valvas de goma y unos transmisores neumáticos. Este sistema permitió una excelente comprensión de las presiones y fuerzas que acontecían dentro del zapato, aplicándose al campo de la exploración clínica. La primera plataforma de fuerzas comercial diseñada para la exploración biomecánica estaba basada en placas piezoeléctricas, y fue creada por Kistler y Perren en 1969 (Baker 2007).

Posteriormente, se emplearon sistemas que combinaban la electromiografía con imágenes seriadas que ilustraban el movimiento del pie durante la fase de contacto del pie en el suelo. Estas imágenes incluían proyecciones plantares realizadas bajo una superficie de cristal (Baumann y Hanggi 1977). Esto permitió conocer los movimientos del pie desde el punto de vista de la planta. Antes de la era informática, el último avance científico consistió en los electrogoniómetros, que eran colocados en determinadas articulaciones para estudiar mejor su movimiento.

Con la llegada de la era informática el desarrollo del estudio de la marcha humana ha sido más rápido, facilitando la labor clínica e investigadora. Los progresos técnicos fueron imponiendo métodos más perfeccionados y se empezaron a utilizar distintas técnicas de registros de presiones plantares, unas basadas en sistemas eléctricos y otras en sistemas ópticos.

Así Schwartz y Heath (1949) idearon un método oscilográfico utilizando captores piezoeléctricos colocados bajo la planta del pie. Poco después se plantearon sistemas de transductores capacitivos de presión en zapatos especialmente contruidos para ello, midiendo cargas en el talón (Holden y Muncey 1953). En la década de los sesenta, se alcanzaron importantes avances, base de la investigación actual. Se sujetaron traductores de presión a la planta del pie, para medir las cargas bajo la planta del pie, aunque resultaba un sistema muy tosco, que podía alterar la marcha (Bauman y Brand 1963).

2.4.1 Técnicas instrumentales para el análisis de la marcha humana

Para el análisis de la marcha humana se puede emplear desde la simple observación hasta diferentes técnicas instrumentales, como la fotogrametría, dinamometría, acelerometría, electrogoniometría y baropodometría.

2.4.1.1 Fotogrametría.

La fotogrametría es una técnica instrumental que permite obtener imágenes y medir la información que contienen (Figura 9). Mediante esta técnica es posible estudiar el efecto de las variables cinemáticas de interés en el pie (Self y Paine 2001).

La utilización de esta técnica requiere la utilización de cámaras (Brown, Witten et al. 1995), en número variable y con diferentes velocidades de filmación (50Hz, 70Hz, 160Hz, 200Hz o incluso superiores). Las cámaras suelen estar ubicadas sobre la superficie donde se van a desarrollar la marcha, una grabando el movimiento global y la otra grabando la posición del pie sobre el suelo

(Henning y Hartmut 1987). Uno de los trabajos realizados con esta técnica es el de Arampatzis, Bruggemann et al. (2002), donde se emplean técnicas de fotogrametría para el estudio del rango de movimiento de diversas estructuras del pie junto con el análisis de las fuerzas generadas.

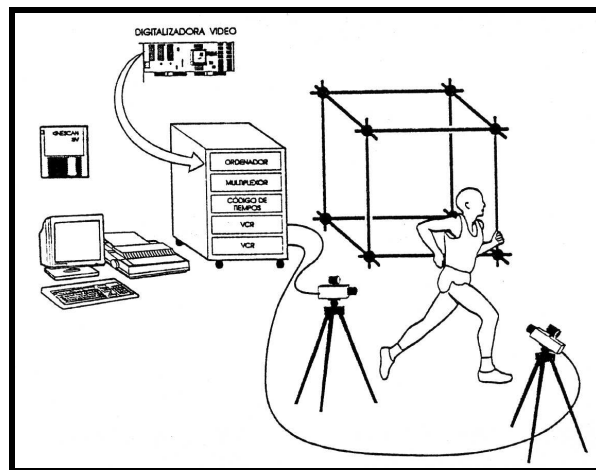


Figura 9. Estudio cinemático mediante técnicas de fotogrametría – vídeo 3D.

2.4.1.2 Dinamometría.

Las técnicas dinamométricas son aquéllas que permiten el registro de las cargas mecánicas actuantes entre dos o más cuerpos (Vera y Hoyos 1993; Rocchi, Mancini et al. 2006). Se registran y analizan las fuerzas de acción-reacción y momentos realizados por el sujeto en estudio sobre diferentes tipos de suelos, como terrazos, parquetes, cauchos, hierba y durante cualquier tipo de actividad humana, ya sea deambulación, saltos, giros, bipedestación estática o carrera. Estos sistemas ofrecen unos gráficos (Figuras 10 y 11), en los que se representan las fuerzas verticales, laterales y anteroposteriores.

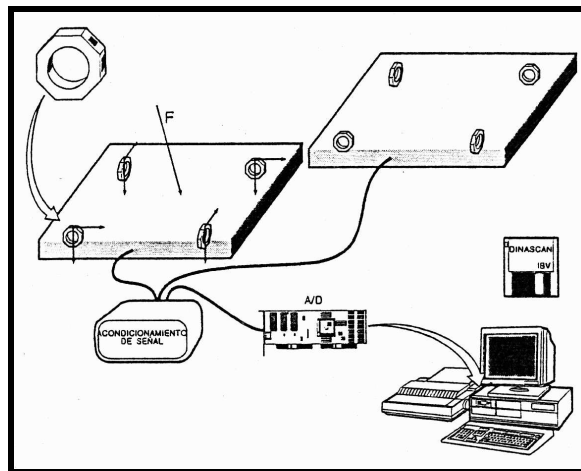


Figura 10. Estudio cinético mediante plataformas de fuerza.

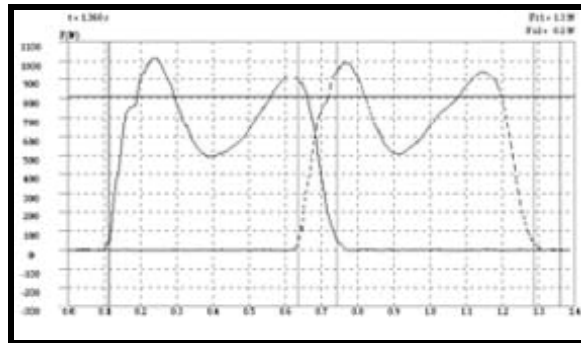


Figura 11. Gráfico de fuerzas verticales en la marcha normal.

2.4.1.3 Acelerometría.

Los acelerómetros son transductores, es decir, instrumentos que transforman la aceleración experimentada en una señal eléctrica. Además, el equipo viene complementado mediante una unidad electrónica de alimentación y de una tarjeta de señales que transforma la señal analógica recibida en una señal digital para poder ser registrada y almacenada en un PC (Figura 12).

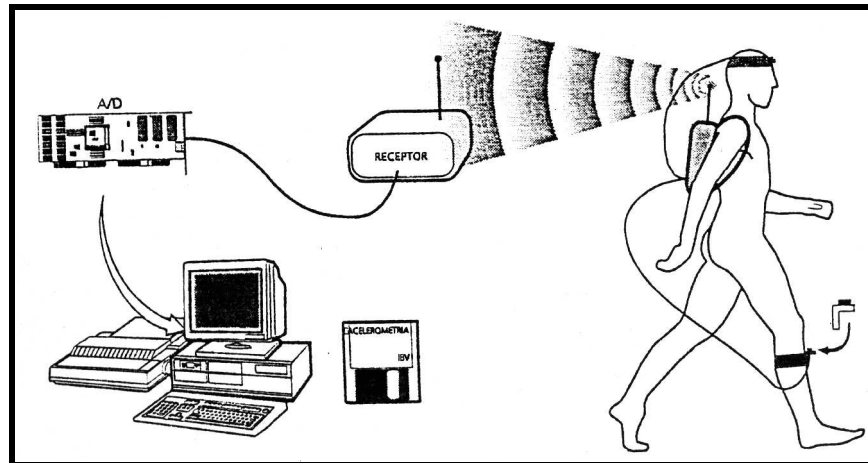


Figura 12. Estudio de acelerometría y adquisición por telemetría.

Los acelerómetros son utilizados para valorar la transmisión de los impactos a través del sistema músculo-esquelético, siendo recomendables para medir dichas aceleraciones en los segmentos óseos (Nigg 1985; Llana 1998; Nigg, Nurse et al. 1999). La correcta medición de las aceleraciones supone medir lo que ocurre en los segmentos óseos, lo que implica fijar el acelerómetro al hueso mediante agujas de Steinman. Sin embargo, diversos estudios han mostrado una buena correlación entre las medidas efectuadas con acelerómetros anclados directamente al hueso y acelerómetros fijados a la piel mediante vendajes (Llana 1998).

El empleo de este sistema presenta una serie de ventajas así como de inconvenientes. Como ventajas cabe destacar la posibilidad de representar la gráfica temporal de la aceleración en tiempo real y la alta frecuencia de muestreo a que permite realizar los registros. El mayor inconveniente es el hecho de tener que instrumentar al sujeto, lo que incrementa el tiempo de necesario para la medición.

2.4.1.4 Electrogoniometría

Los electrogoniómetros son transductores de ángulos (generalmente potenciómetros lineales), es decir, instrumentos que transforman el ángulo medido en una señal eléctrica, de manera, que colocados en una articulación de interés, permiten conocer la evolución de la posición angular en el tiempo. Estos pueden ser uniaxiales, biaxiales o triaxiales.

Similar a otros tipos de transductores, los electrogoniómetros necesitan de una unidad electrónica de alimentación y de una tarjeta de adquisición de datos (convertor analógico digital o A/D) que transforme la señal analógica (señal continua) en señal digital (señal discreta) para poder ser registrada y almacenada en un PC (Figura 13).

Las principales ventajas de este sistema radican en la rapidez de la captación de las señales, de hecho, es posible contemplar la gráfica temporal de los ángulos medidos en la pantalla de un ordenador en tiempo real, así como la posibilidad de muestrear frecuencias muy altas, por ejemplo, superiores a 500 Hz. Además, los valores angulares registrados pueden ser tratados matemáticamente y obtener, a través de su primera derivada respecto al tiempo, la velocidad y, a partir de su segunda derivada temporal, la aceleración angular (Leaes, Cambraia et al. 2006).

El principal inconveniente de esta técnica radica en el hecho de tener que instrumentar al sujeto con los electrogoniómetros que, además, necesitarán de un cableado para conectarlo a la unidad electrónica o, en su defecto, el sujeto tendrá que portar una mochila con los equipos electrónicos de alimentación y de emisión telemétrica de la señal, lo que puede dificultar la normal ejecución de los movimientos en el estudio.

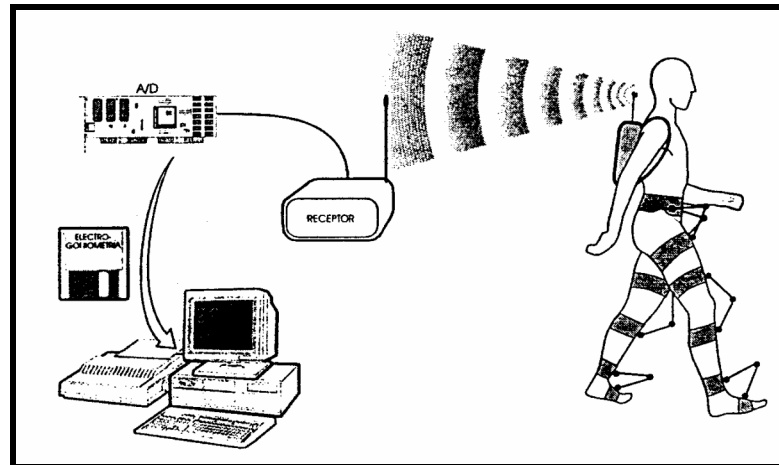


Figura 13. Esquema de un sistema de electrogoniometría.

2.4.2 Baropodometría electrónica.

A principios de los años 80 se desarrollaron sistemas de matrices de sensores basados en principios piezoeléctricos. Posteriormente se crearon unas plantillas flexibles con electrodos y en 1984 se aplicaron las propiedades piezoeléctricas en un nuevo modelo de registro de presiones (Pedotti, Assente et al. 1984). A finales de la década, aparecieron sistemas informáticos que permitieron una importante mejora de los registros y análisis de los datos, y han llevado al estado actual de la baropodometría.

La baropodometría es el estudio de la distribución de las presiones plantares a través de una plataforma de registro electrónico. El término procede del griego: *baros*, peso, *podos*, pie y *metron*, medida. Estudia la interacción del pie con el suelo en la fase de apoyo. En esta fase, el pie debe canalizar de forma segura grandes cantidades de fuerzas verticales (que alcanzan el máximo durante el inicio de la propulsión). La medida directa de las fuerzas aplicadas, mediante sensores sobre prominencias óseas y superficies articulares específicas, proporciona una información precisa de las fuerzas presentes durante la bipedestación o la fase de apoyo de la marcha (Fuller 1999). La presión es la

cantidad crítica que determina el efecto ejercido por la fuerza (Brand 1988; Cavanagh, Hewitt et al. 1992).

Con el análisis baropodométrico es posible conocer la distribución de las cargas o presiones en diferentes zonas de la planta del pie y evaluar las influencias directas de las fuerzas aplicadas en los tres periodos de la fase de apoyo, así como su intensidad y duración (Daentzer, Wulker et al. 1997; Pérez García 1997). A nivel cualitativo, permite evaluar la distribución de las presiones a lo largo del periodo de apoyo del pie en su evolución temporal (Luger, Nissan et al. 1999). A nivel cuantitativo permite destacar las áreas de mayor presión, así como los picos de presión que se van formando en la fase de apoyo (Bryant, Tinley et al. 2000). Conociendo los criterios de normalidad, se pueden comparar las distribuciones de carga en presencia de patología y evaluar las implicaciones de la distribución patológica de cargas sobre estructuras esenciales del pie (Martínez Nova, Cuevas García et al. 2008; Martínez Nova, Alonso Peña et al. 2006).

2.4.2.1 Estado actual

La aparición de nuevos materiales en la industria electrónica, fiables y económicos, ha hecho posible el desarrollo de nuevos aparatos para la medición de la presión plantar que permiten medidas diferenciadas y exactas de dichas presiones en puntos próximos. Existen dos técnicas que actualmente se emplean para el estudio de las presiones plantares:

2.4.2.1.a Técnicas semicuantitativas:

Representadas por los sistemas optométricos. Tratan de cuantificar las observaciones obtenidas a través de las técnicas cualitativas mediante el uso de

podoscopio o pasillo de cristal con una luz polarizante tangencial. Sobre éste se coloca una esterilla de material elástico, sobre la que el paciente andará. Una cámara bajo el cristal recoge la información que será procesada por el ordenador. Se obtiene una imagen que consiste en una escala de grises, que pasará a ser de colores tras la aplicación de un software específico. Este sistema, mediante cálculos matemáticos, permite la conversión a unidades de presión de una manera aproximada. Son sistemas con poca fiabilidad, que no pueden ser calibrados y que no tienen una repetibilidad aceptable.

2.4.2.1.b Técnicas cuantitativas:

Existen dos tipos de sistemas en el mercado:

2.4.2.1.b.i Plataformas de presiones.

Se basan en una matriz de sensores (en forma de plataforma o pasillo) que al soportar una presión generan una diferencia de potencial medible. Este valor de tensión eléctrica es leído por los propios sensores y mediante un programa informático reconstruye una imagen con los valores de lectura captados. Ofrece una huella plantar con una gama de colores, según la isopresión relativa captada (Figura 14). Este sistema permite la cuantificación de las presiones obtenidas. Es una familia de instrumentos electrónicos para evaluar la presión estática y dinámica, ampliamente utilizados por los investigadores y respaldados por un considerable número de publicaciones (Phillipson, Dhar et al. 1994; Taranto, Taranto et al. 2005). El sistema más empleado, conocido y también el más fiable es la plataforma EMED® (Novel).

Si bien estos sistemas ofrecen una mayor resolución en las mediciones estáticas, son menos precisos para la dinámica, pues el paciente debe acertar el

paso en dicha plataforma. La adecuación del paso a la plataforma es un fenómeno viso-espacial, que se denomina “targetting” (Lee 1980). Este fenómeno puede desvirtuar la fiabilidad de las mediciones. Además, las mediciones se realizan con el pie descalzo, situación que no se repite en la vida diaria, en la que nos encontramos generalmente calzados la mayor parte del tiempo.

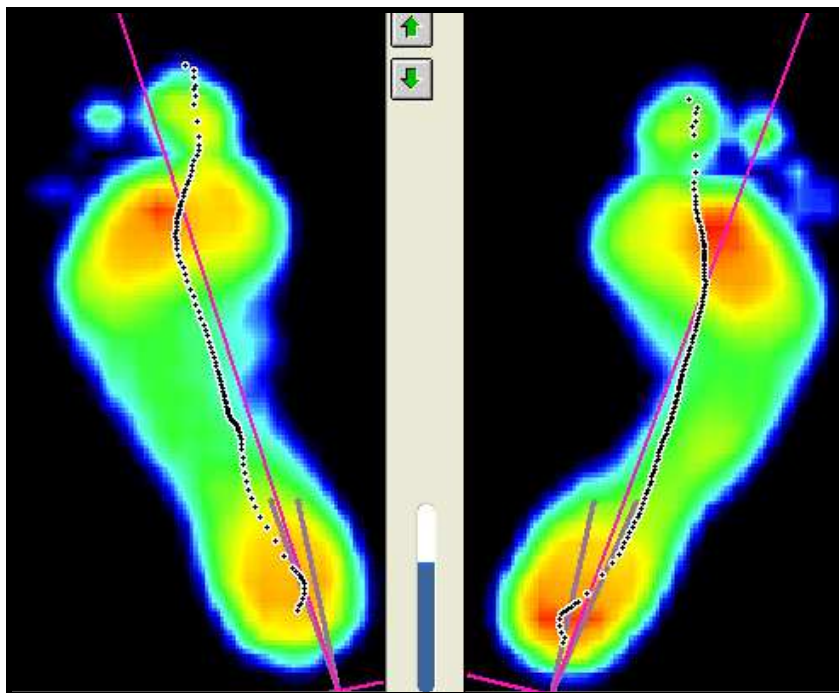


Figura 14. Gráfico baropodométrico obtenido con plataforma de presiones.

2.4.2.1.b.ii Plantillas instrumentadas.

Consisten en unas plataformas flexibles, en forma de plantillas, con un número de sensores de presión incorporados. El número de sensores es variable, siendo la medición más fiable cuanto más numerosos sean. Los sensores, situados entre el pie y el zapato, captan las presiones ejercidas por las fuerzas verticales ($\text{Presión} = \text{Fuerza} / \text{Superficie}$). Es el sistema más fiable ya que

reproduce las presiones plantares de la manera más fisiológica, con el paciente calzado y andando libremente, en pasillos, pistas deportivas o a campo abierto (Quesada, Rash et al. 1997; Hurkmans, Bussmann et al. 2006; Hurkmans, Bussmann et al. 2006; Putti, Arnold et al. 2007). Estos sistemas permiten capturar múltiples pasos en una sola medición y aumentar así la fiabilidad de las medidas de presión plantar para alcanzar unas estimaciones estadísticas más sólidas. Puesto que actualmente funcionan por radiofrecuencia, no existen cables que interfieran con la marcha normal. Las plantillas, disponibles en diferentes medidas, se introducen dentro del calzado y se conectan a unos transductores que se fijan a la pierna del paciente. Estos transductores envían la medida a un ordenador, que recoge, trata y es mostrada por el software asociado. Esta familia de instrumentos de medida, tiene tres exponentes destacados, el sistema Pedar® (Novel), FScan® (Tekscan) y el sistema Biofoot/IBV® (IBV). Todos poseen un número adecuado de sensores, y permiten la medición de numerosos parámetros de la marcha.

2.4.3 Valores de presión normal.

Una persona normal, en condiciones de la vida diaria, puede dar entre 15.000 y 80.000 pasos al día, lo que puede conllevar que en un año pueda dar unos 3 millones de pasos (Tudor-Locke y Bassett 2004). Es evidente que resulta complicado poder establecer un paso “normal”, ya que en condiciones normales, pueden ocurrir diferentes variaciones en los pasos de una persona. De todas formas, es necesario establecer un patrón y valores de normalidad para poder compararlos en diferentes momentos, en presencia de patologías y analizar tratamientos (Cavanagh, Rodgers et al. 1987; Plank 1995; Bryant, Tinley et al. 1999; Luger, Nissan et al. 1999; Bryant, Tinley et al. 2000; Hills, Hennig et al. 2001; Hessert, Vyas et al. 2005; Stebbins, Harrington et al. 2005; Scott, Menz et al. 2007).

Clásicamente se ha sugerido que el reparto de cargas es equitativo entre talón y antepié (Morton 1935), mientras que otros autores han propugnado que existe una proporción de carga de 5 partes para el retropié y 3 partes para el antepié (Burger 1952). Arvikar y Seireg (1980) calcularon que el centro de cargas se sitúa sobre el antepié, cercano al tercer metatarsiano, sugiriendo por tanto una estructura convexa de esta zona.

En la actualidad se conocen patrones de distribución y valores más precisos. Así, Grieve y Rashdi (1984) en un estudio con pedigráficas metálicas encontraron que los mayores picos de presión en el antepié se situaban bajo la segunda y tercera cabeza metatarsal. Tras estos valores, se situaban el 1^{er} dedo y la primera cabeza metatarsal. Los valores más bajos correspondían a la 4^a y 5^a CMTs y a los dedos menores. Hallazgos similares fueron encontrados por Bryant, Tinley et al. (2000) en pies normales o no patológicos, con una distribución de la presión media situada bajo la segunda y tercera cabeza metatarsal, seguida del 1^{er} dedo y la primera cabeza metatarsal. Por último, los valores más bajos correspondieron al antepié lateral (4^a y 5^a CMTs) y a los dedos menores. Este estudio fue realizado con la plataforma de presiones EMED-SF[®], que analiza a los sujetos descalzos.

Plank (1995), encontró un patrón de distribución algo diferente, localizando el mayor pico de presión bajo la tercera cabeza metatarsal, y después en la segunda cabeza. Aunque estos valores difieren ligeramente, las cabezas metatarsales centrales siguen teniendo la mayor participación en dinámica.

Estudios con el sistema Biofoot/IBV[®] de plantillas instrumentadas también muestran que los valores más altos de presión normal se encuentran bajo la segunda y tercera cabeza metatarsal, seguidas del 1^{er} dedo (Martínez Nova, Cuevas García et al. 2007; Martínez-Nova, Pascual-Huerta et al. 2008), lo que concuerda con lo encontrado en la literatura (Tabla 1).

Aunque algunos de los estudios fueron realizados con individuos no calzados, o con diferentes sistemas de medición parece evidente un acuerdo general en cuanto a que en pacientes normales las zonas con mayor presión plantar son las cabezas metatarsales segunda y tercera y no la primera cabeza, como podría suponerse por su configuración anatómica. Los valores más bajos corresponden a la 4ª y 5ª CMTs y a los dedos menores (Rosenbaum, Hautmann et al. 1994; Plank 1995; Luger, Nissan et al. 1999; Bryant, Tinley et al. 2000; Hills, Hennig et al. 2001; Mueller, Hastings et al. 2003; Menz y Morris 2006).

Sin embargo, surgen discrepancias en torno a las presiones que soporta el 1^{er} dedo. Algunos estudios han señalado que las presiones más elevadas del antepié se sitúan bajo el 1^{er} dedo (Bryant, Tinley et al. 1999; Hayafune, Hayafune et al. 1999; Putti, Arnold et al. 2007) (Tabla 1). Otros han encontrado que las presiones bajo el 1^{er} dedo, son mayores que en la primera cabeza metatarsal (Rosenbaum, Hautmann et al. 1994; Hills, Hennig et al. 2001), mientras que un par de estudios reportaron que las presiones bajo el 1^{er} dedo fueron las más bajas del antepié (Payne, Turner et al. 2002; Mueller, Hastings et al. 2003).

Autor	1 ^{er} valor	2 ^o valor	3 ^{er} valor	4 ^o valor	5 ^o valor	6 ^o valor	7 ^o valor
Grieve 1984	2ª CMT	3ª CMT	1 ^{er} Dedo	1ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded.
Plank 1995	3ª CMT	2ª CMT	4ª CMT	1ª CMT	5ª CMT	---	---
Bryant 1999	1 ^{er} Dedo	2ª CMT	3ª CMT	1ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded.
Hayafune 1999	1 ^{er} Dedo	2ª CMT	1ª CMT	3ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded.
Bryant 2000	2ª CMT	3ª CMT	1 ^{er} Dedo	1ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded.
Putti 2007	1 ^{er} Dedo	1ª CMT	2ª CMT	3ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded.
Putti 2008	2ª CMT	3ª CMT	1 ^{er} Dedo	1ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded.
Martínez 2007	2ª CMT	3ª CMT	1ª CMT	1 ^{er} Dedo	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded.
Martínez 2008	2ª CMT	3ª CMT	1ª CMT	1 ^{er} Dedo	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded.

Tabla 1. Comparativa de la distribución de presiones en el antepié normal.

CMT, cabeza metatarsal; Ded, Dedos

Así, Bryant, Tinley et al. (1999) localizaron los mayores picos de presión en el 1^{er} dedo, 2^a y 3^a CMTs. Putti, Arnold et al. (2007), en un estudio con el sistema Pedar[®] de plantillas instrumentadas, encontraron valores similares. En el antepié, encontraron el pico máximo de presión en el 1^{er} dedo y en 1^a, 2^a y 3^a CMTs.

La controversia en los resultados, puede ser atribuida a que alguno de los estudios se realizó con el paciente calzado (Putti, Arnold et al. 2007; Martínez Nova, Cuevas García et al. 2007; Martínez-Nova, Pascual-Huerta et al. 2008), mientras que en otros los sujetos caminaron descalzos (Hayafune, Hayafune et al. 1999; Bryant, Tinley et al. 1999). El efecto de la elevación del talón, diseño, altura de tacón, amortiguación y dureza de la suela pueden influir en las diferencias encontradas de la distribución de las presiones plantares (Rosenbaum, Hautmann et al. 1994; Eisenhardt, Cook et al. 1996; Divert, Mornieux et al. 2005; Martínez Nova, Pascual Huerta et al. 2008). También pueden influir las diferentes metodologías, sistemas de medición empleados y control de los factores que influyen en las presiones plantares.

Las mayores presiones en las cabezas metatarsales centrales (2^a y 3^a), pueden explicarse por la teoría de Doncker y Kovalsky (Viladot 2001). El pie está compuesto por una paleta central (2^o-3^{er} metatarsiano), una paleta lateral (4^o-5^o metatarsiano) y una paleta medial (1^{er} metatarsiano). La paleta central estaría relativamente fija, debido a su estructura anatómica, en la que el segundo y tercer metatarsiano se encuentran encajados entre las cuñas. Las paletas laterales tendrían la función de estabilización, con un rango de movimiento más amplio que los metatarsianos 2^o y 3^o. De este modo, al no tener movimiento de dorsiflexión, soportarían una mayor presión.

Conocer la distribución y valores normales permite analizar la distribución de las presiones en condiciones patológicas. La figura 15 resume el patrón normal de presiones en pies no patológicos. Así pues, la presencia de

patología en el pie puede comportar la alteración en los valores y/o distribución de las presiones plantares.

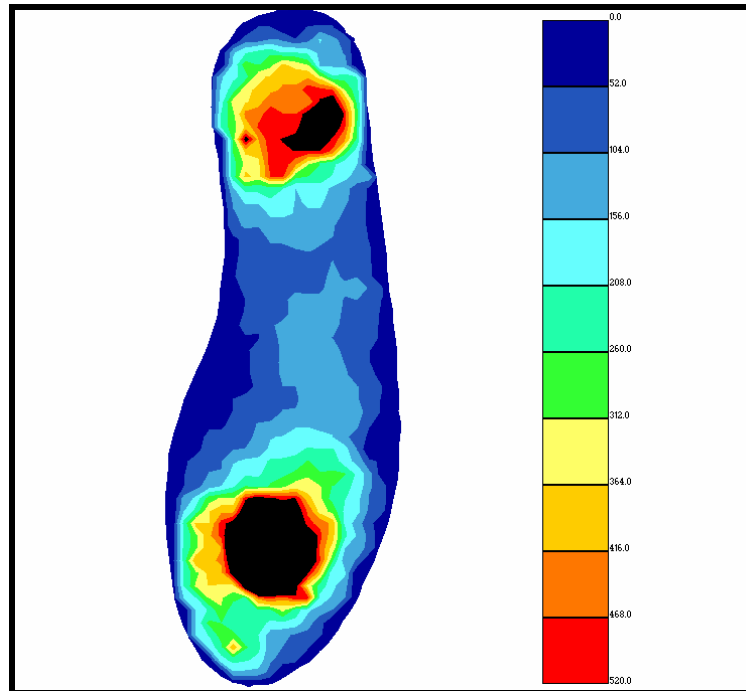


Figura 15. Baropodometría en un pie normal. Sistema Biofoot/IBV®.

Se observan las presiones más elevadas en la zona central del antepié.

2.4.4 Factores que influyen en las presiones plantares.

Existen diferentes factores que pueden influir en los valores de presión o su distribución entre los diferentes puntos de la superficie plantar. Estos factores pueden ser propios de la persona, como el sexo, edad, peso y velocidad de marcha o externos, como el pavimento o suelo sobre el que se camine o el calzado empleado.

2.4.4.1 Peso

El peso es probablemente uno de los factores más controvertidos que puede influir en las presiones plantares. Birtane y Tuna (2004) mostraron que en estática existe una importante relación entre el peso corporal y las variables de presión. Demostraron que el incremento de índice de masa corporal (IMC) comporta un aumento significativo en los valores de picos de presión, fuerza total y área de contacto total en el antepié, con un incremento de presiones en la zona lateral. Sin embargo, la medición en dinámica solo mostró una correlación significativa entre el peso y los valores de presión en la zona del mediopié.

Por otro lado, en los estudios dinámicos, mientras que algunos estudios han mostrado una importante relación entre el peso y las presiones plantares (Hills, Hennig et al. 2001; Mueller, Hastings et al. 2003; Menz y Morris 2006), otros encontraron una baja o nula correlación (Cavanagh, Sims et al. 1991; Payne, Turner et al. 2002; Birtane y Tuna 2004) en determinadas zonas. Así, Nyska, McCabe et al. (1995) encontraron que en sujetos pesados, tanto descalzos como calzados, se alteraba la distribución de las presiones plantares, con un incremento de éstas en la zona lateral del pie y con menores picos en la cabeza del primer metatarsiano. Hughes, Clark et al. (1990) también describen una correlación importante entre el peso y la presión en la cabeza del cuarto metatarsiano. La correlación entre el peso y las presiones en la zona lateral del pie resultaba evidente, indicando que los sujetos pesados tienden a usar menos la zona medial del antepié. Un estudio de Martínez-Nova, Pascual-Huerta et al. (2008) con el sistema Biofoot/IBV® mostró que el peso condicionó un 17% de la presión media en la 1ª CMT, mientras que la edad y el peso explicaron el 13% de la presión media en la 4ª CMT. El peso no condicionó la variabilidad en las presiones en la región del 1^{er} dedo y de los dedos menores.

2.4.4.2 Sexo

En relación a los factores propios de la persona, el sexo no influye directamente en la distribución de las presiones plantares. Los cambios en las presiones plantares entre hombres y mujeres vendrían determinados por la utilización en mujeres de un calzado menos fisiológico que el de los hombres y por las características antropométricas, como un menor peso en las mujeres (Hennig y Rosenbaum 1991; Hennig, Staats et al. 1994).

2.4.4.3 Edad

La edad no tiene en principio relación con las presiones plantares, con dos salvedades, la infancia y la tercera edad. Los niños tienen unas presiones plantares menores que en el adulto, debido a su menor peso. También se pueden observar diferencias en la distribución, causadas por los cambios en su desarrollo normal. A partir de los 6 años de edad, las presiones plantares son semejantes, en cuanto a la distribución, a las del adulto porque la bóveda plantar a esta edad está ya configurada (Stebbins, Harrington et al. 2005).

En los ancianos, a partir de los 60-70 años existen variaciones en los parámetros de la marcha. Un estudio de Menz y Morris (2006) revela que existen diferencias en las fuerzas y presiones máximas bajo la mayoría de regiones, que fueron explicadas por diferencias en el peso y en la cadencia del paso, que se encuentra disminuida en los ancianos. También existía una relación entre las cargas soportadas por el pie y alteraciones estructurales, tales como el rango de movimiento de la 1ª AMTF, la fuerza de plantarflexión del tendón flexor del 1º dedo y el grado de deformidad de HV presente. Un estudio con el sistema Biofoot/IBV® demostró que la edad, junto con el peso, condicionaban solo un 13% del pico de presión en una de las zonas estudiadas, la cuarta cabeza metatarsal (Martínez-Nova, Pascual-Huerta et al. 2008).

2.4.4.4 Cadencia y velocidad de marcha

Algunos autores han mostrado que la distribución de la presión plantar es dependiente de la velocidad de marcha (Rosenbaum, Hautmann et al. 1994; Zhu, Wertsch et al. 1995; Burnfield, Few et al. 2004). Se cree que un incremento en la velocidad de marcha está asociado con presiones elevadas en el antepié medial, debido a un mayor movimiento de pronación (Burnfield, Few et al. 2004; Rosenbaum, Hautmann et al. 1994), en el antepié central y lateral (Menz y Morris 2006), así como en todo el antepié (Zhu, Wertsch et al. 1995).

Zhu, Wertsch et al. (1995) encontraron que incrementar la cadencia de la marcha reduce el tiempo de contacto de ambos pies, mientras que los picos de presión se incrementan en todas las áreas analizadas. Este hallazgo es clínicamente relevante, ya que los valores normales de presión deben ser establecidos para diferentes cadencias o velocidades de marcha.

Sin embargo, un estudio multivariado no encontró la velocidad de marcha como un determinante en la presión plantar del antepié de sujetos normales y diabéticos (Mueller, Hastings et al. 2003). Mientras, un estudio con el sistema Biofoot/IBV® (Martínez Nova, Pascual Huerta et al. 2008) mostró que la cadencia, en rangos de 90-110 pasos por minuto, explicaba el 23% de la presión media en la segunda y tercera cabeza metatarsal respectivamente en sujetos normales. Así pues, controlar la cadencia en unos rangos delimitados ocasionaba una baja variabilidad de los valores de presión plantar.

2.4.4.5 Tipo de terreno o superficie de apoyo

Mohamed, Cerny et al. (2005) evaluaron el efecto de diferentes tipos de terreno, moqueta, hierba y cemento, en las presiones plantares. Cuando los sujetos caminaban descalzos, los picos y la presión media fueron más elevados

en el cemento que en la hierba o en la moqueta. Con los sujetos calzados, las variables de presión disminuían y se eliminaban las diferencias existentes en los tres terrenos. Con el uso de calzado, las presiones plantares no se ven modificadas por el tipo de terreno por el que se camina. La amortiguación propia del calzado atenúa las diferencias que pueden existir entre las diferentes superficies de apoyo.

2.4.4.6 Calzado

El contacto del pie con el suelo se realiza habitualmente con el calzado. Así, según su forma, altura de tacón, anchura, materiales utilizados o capacidad de amortiguación, puede influir en la alineación postural, en la estabilidad, en el desarrollo de la marcha y en la variabilidad y distribución de las presiones plantares (Rozema, Ulbrecht et al. 1996).

La altura del tacón modifica la posición del eje del pie y del resto del cuerpo, lo que produce una alteración postural del cuerpo y alteraciones en el patrón de la marcha, con variaciones en la distribución de las presiones plantares.

Eisenhardt, Cook et al. (1996) plantearon un estudio de las presiones plantares con un mismo tipo calzado pero con diferentes alturas de tacón, 1.75, 3.12, 5.72 y 8.74 cm. Realizaron una medición con el pie descalzo y una para cada altura de tacón. Encontraron que la fase de contacto del pie con el suelo se ve acortada cuando el sujeto llevaba zapatos, pero no se ve afectada con las diferentes alturas de tacón. Con respecto a las variables de presión, encontraron que el pico de presión en el quinto metatarsiano fue inversamente proporcional a la altura del tacón. Mientras, la presión bajo la 3ª CMT tenía un pico de presión que se alcanzaba antes con los tacones superiores a 5,72 cm. Con respecto a la parte medial del calcáneo los picos de presión surgieron más tarde en tacones de

5,72 cm. o mayores. Las presiones plantares se veían aumentadas en los tacones más altos, aunque no significativamente en todas la regiones.

2.4.5 Presiones plantares en el HV.

Las técnicas de baropodometría han sido aplicadas al estudio de las presiones en el HV, con resultados muy dispares (Tabla 2).

AUTOR	AÑO	SISTEMA	Hallazgo principal
Stokes 1979	1979	Plataforma	↑ P 3, 4, 5 ^a CMT
Hutton 1981	1981	Plataforma	↑ P 3, 4, 5 ^a CMT
Blomgren 1991	1991	EMED	↑ P 1, 2, 3, 4 ^a CMT
Plank 1995	1995	Musgrave	↑ P 3, 2, 1 ^a CMT
Yamamoto 1996	1996	Film Sensitivo	↑ P 1, 2 CMT
Kernozeck 1997	1997	EMED	↑ P Antepié Lateral
Nyska 1998	1998	EMED	↓ P 1 ^{er} Dedo
Bryant 1999	1999	EMED	↑ P 1, 2 ^a CMT
Waldecker 2002	2002	EMED	↑ P Antepié Lateral
Kernozeck 2002	2002	EMED	↑ P 1 ^{er} Dedo
Waldecker 2004	2004	EMED	↑ P Antepié Lateral
Bryant 2005	2005	EMED	↑ P 1 ^{er} Dedo
Martínez 2008	2008	Biofoot/IBV®	↑ P 1 ^{er} Dedo

Tabla 2. Cuadro comparativo de los hallazgos de presión en el HV.

↑ P, incremento de presión; ↓ P, reducción de presión; CMT, cabeza metatarsal

En relación a las CMTs, algunos estudios han localizado las zonas de mayor sobrecarga en la zona lateral del pie, en 3, 4 y 5^a CMTs (Stokes, Hutton et al. 1979; Hutton y Dhanendran 1981; Kernozeck, Roehrs et al. 1997; Waldecker 2002; Waldecker 2004).

Waldecker (2002) realizó un estudio con 100 pacientes, 50 con HV y metatarsalgia asociada (sintomáticos) y 50 sin ella (no sintomáticos). En el grupo de pacientes sintomáticos, los patrones de carga en la parte lateral del antepié eran significativamente mayores que en el grupo de los no sintomáticos. Posteriormente, en otro estudio similar con HV moderados o severos, reveló que las cargas se trasladan de la región medial a la lateral. Aumentaba la presión en la zona lateral del antepié (29%), reduciéndose en el 1^{er} dedo (5,6%) (Waldecker 2002; Waldecker 2004).

Sin embargo, otros autores localizaron un incremento de los valores de presión en la zona medial del antepié, en concreto en primera y/o segunda cabeza metatarsal (Blomgren, Turan et al. 1991; Plank 1995; Yamamoto, Muneta et al. 1996; Bryant, Tinley et al. 1999).

Yamamoto, Muneta et al. (1996) realizaron un estudio con un film sensitivo a la presión, más económico que los sistemas electrónicos. Encontraron dos patrones de presión, uno que presentaba picos de presión más elevada en primera y segunda cabeza, y otro que presentaba presiones más altas en primera y tercera cabeza. La medición con este sistema resulta poco fiable, pues la cuantificación de las presiones se realizaba mediante una conversión de colores en datos numéricos.

Plank (1995), con la plataforma Musgrave, realizó un estudio para evaluar los diferentes patrones de presión en pies normales y con HV, encontrando que el patrón de apoyo medial resultaba más frecuente en los pies con HV.

Otros estudios han ofrecido datos en relación a la participación de los dedos en pies con HV. Hutton y Dhanendran (1981) y Nyska, Liberson et al. (1998) encontraron que en pies con HV, las presiones en el 1^{er} dedo eran menores que en el grupo control. Por el contrario numerosos estudios recientes

han localizado presiones plantares elevadas bajo la zona del 1^{er} dedo (Kernozek y Sterriker 2002; Kernozek, Elfessi et al. 2003; Bryant, Tinley et al. 2005; Martínez Nova, Cuevas García et al. 2008). Este hecho se ve reafirmado por los resultados encontrados en otras alteraciones del primer segmento dígito-metatarsal, como la osteoartritis de la 1^a ATMF. Zammit, Menz et al. (2008), comparando pacientes con osteoartritis con un grupo control, encontraron una presión un 23% más elevada en el 1^{er} dedo en los pacientes patológicos.

Estos estudios recientes fueron realizados con sistemas de medición de última generación, que permiten su calibración y resultan más fiables. Las diferencias tan evidentes observadas en los hallazgos de los diferentes autores (Tabla 2) se explican por los diferentes dispositivos empleados (film, diferentes modelos de plataformas, plantillas instrumentadas), por los diferentes protocolos de adquisición de datos y por la utilización de calzado.

Un estudio con el sistema Biofoot/IBV® en pies con HV leve o moderado (Martínez Nova, Cuevas García et al. 2008) muestra un incremento de presión bajo el 1^{er} dedo, lo que estaría ocasionado por la rotación en valgo del dedo, y que impediría un correcto despegue por la zona distal del pulpejo. En los pies con HV leve, el despegue digital en la marcha se realiza por la parte medial (articulación interfalángica) del 1^{er} dedo, lo que podría ocasionar el aumento de presión en dicha zona (Figura 16). Puesto que en la mayoría de estudios no se hace distinción de los diferentes grados de HV, extraemos estos valores de los estudios más recientes y que valoran las técnicas quirúrgicas para el HV leve. Así podemos resumir que los pies con HV leve presentarían las mayores presiones plantares bajo la 2^a y 3^a CMTs, al igual que en los pies normales, aunque sin alteración de sus valores. Por otro lado, se observaría un incremento de presión bajo el primer segmento dígito-metatarsal, sobretodo en el 1^{er} dedo (Figura 17).



Figura 16. Rotación en valgo del 1^{er} dedo en un HV leve.

El despegue digital se efectúa por la articulación interfalángica proximal (flecha roja) en vez de por la parte distal del pulpejo.

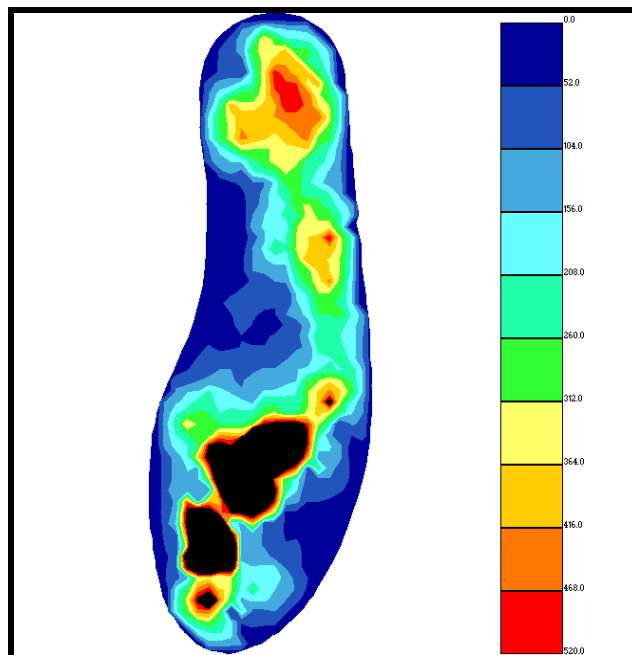


Figura 17. Baropodometría en un pie con HV leve. Sistema Biofoot/IBV®.

En comparación con un pie normal, se aprecia un aumento de presión en el 1^{er} dedo.

2.4.6 Baropodometría en cirugía del HV.

La revisión bibliográfica realizada evidencia que todos los estudios baropodométricos en cirugía del HV valoran técnicas de cirugía abierta, principalmente osteotomías metatarsales, ya sea en la cabeza (Kernozek, Roehrs et al. 1997; Kernozek y Sterriker 2002; Bryant, Tinley et al. 2005; Dhukaram, Hullin et al. 2006; Saro, Andren et al. 2007; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008), en la diáfisis (Jones, Al Hussainy et al. 2004; Dhukaram, Hullin et al. 2006; Lorei, Kinast et al. 2006), en la base del metatarsiano (Borton y Stephens 1994; Brodsky, Beischer et al. 2006) o técnicas combinadas (Resch y Stenstrom 1995; Nyska, Liberson et al. 1998). Incluso Richter, Frink et al. (2006) y Ellis, Hillstrom et al. (2009) tuvieron la suspicacia de idear dos dispositivos para realizar una baropodometría estática intraquirúrgica. El dispositivo ideado por Richter, Frink et al. (2006) proponía la medición con la pierna del paciente flexionada y realizando presión sobre la rodilla para simular la carga. Mientras, el dispositivo de Ellis, Hillstrom et al. (2009) realizaba la medición en decúbito supino, y la simulación de la carga se realizaba presionando contra la planta del pie. Aunque en condiciones quirúrgicas no pueden realizarse exámenes dinámicos, este hecho constituye un gran avance, pues podría permitir adaptar los gestos quirúrgicos a las alteraciones en las presiones plantares localizadas en el mismo acto quirúrgico.

2.4.6.1 Baropodometría en cirugía del HV leve

De los estudios baropodométricos, 6 (Tabla 3) han valorado técnicas empleadas en la corrección del HV leve o han calificado las deformidades de los pacientes intervenidos como leves (Resch y Stenstrom 1995; Kernozek y Sterriker 2002; Bryant, Tinley et al. 2005; Mittal, Raja et al. 2006; Saro, Andren et al. 2007; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008).

AUTOR	SISTEMA	HALLAZGO PRE	HALLAZGO POST
Cancilleri 2008	Plataforma	↑ P 1 ^{er} Dedo	↓ P 1 ^{er} Dedo
Saro 2007	Plantillas	↑ P 1 ^{er} Dedo	↓ P 1 ^{er} Dedo
Mittal 2006	Plataforma	↑ P 1 ^{er} Dedo	↓ P 1 ^{er} Dedo
Bryant 2005	Plataforma	↑ P 1 ^{er} Dedo	↓ P 1 ^{er} Dedo
Kernozek 2002	Plataforma	↑ P 2,3 ^a CMT y 1 ^{er} Dedo,	↑ P 2,3 ^a CMT, ↓ P 1 ^{er} Dedo
Resch 1995	Plantillas	↓ P 1 ^{er} Dedo	↓ P 1 ^{er} Dedo

Tabla 3. Comparativa de hallazgos baropodométricos en cirugía del HV leve.

CMT, cabeza metatarsal; Pre, prequirúrgico; Post, posquirúrgico; ↑ P, incremento de presión; ↓ P, reducción de presión

Si bien el fundamento de la cirugía debe basarse en la restauración de la alineación fisiológica del primer segmento dígito-metatarsal y mejorar su función, esto debería además restaurar los valores y la distribución de las presiones en esta zona (1^a CMT y/o 1^{er} dedo).

Sólo un estudio baropodométrico en HV leves ha valorado una técnica de reequilibrio de las partes blandas (Mittal, Raja et al. 2006), mientras que el resto han valorado osteotomías en la cabeza del metatarsiano, como la técnica de Chevron/Austin (Resch y Stenstrom 1995; Kernozek y Sterriker 2002; Bryant, Tinley et al. 2005) o alguna de sus modificaciones (Saro, Andren et al. 2007; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008). Ninguno de ellos realizó la técnica de Akin para la alineación del 1^{er} dedo. Estos estudios han revelado resultados dispares en cuanto a las presiones posquirúrgicas en el antepié y en el 1^{er} dedo. Además, un hecho controvertido es que en ocasiones, la reducción o aumento de presión en una determinada zona fue interpretada como un signo de mejoría o empeoramiento según el estudio consultado.

Mittal, Raja et al. (2006) valoraron los cambios baropodométricos secundarios a la técnica de McBride, que es un procedimiento quirúrgico sobre tejidos blandos distales (exostectomía, desinserción del tendón aductor del 1^{er}

dedo y relajación de la cápsula lateral). Investigaron sobre una muestra de 19 pacientes, todas ellas mujeres, y 27 casos. Entre los criterios de inclusión para la técnica quirúrgica incluyeron la deformidad posicional. Plantearon un seguimiento mínimo de 6 meses (el periodo medio de seguimiento fue de 7 meses). Los resultados baropodométricos, aunque en su investigación no especificaron las regiones estudiadas y sólo dieron datos del 1^{er} dedo y de todo el pie en general, encontraron una reducción del 29 % (de 675 a 480 kPa) en el pico de presión máxima bajo el 1^{er} dedo. Del mismo modo, encontraron una mejoría en el área de contacto del 1^{er} dedo, con un aumento en la superficie de este, por lo que concluyeron que la fuerza se distribuyó sobre una mayor área y por eso se redujo la presión.

La osteotomía de Austin o Chevron es otra de las más empleadas en cirugía del HV leve, aunque suele emplearse con ángulos algo mayores que la técnica de RTBD. Ya que es una técnica muy versátil, ha sido estudiada por diferentes autores.

Así, Kernozek y Sterriker (2002) estudiaron la técnica de Chevron en 25 mujeres con HV de leves a moderados. El criterio de inclusión para la intervención fue un 1^{er} AIM leve y AHA moderado. La media del AHA fue de 31.7° y del 1^{er} AIM de 14,5°. Plantearon un seguimiento mínimo de 12 meses, mientras que el seguimiento medio fue 12±0.25 meses. Estos autores realizaron una exploración física del movimiento de la 1^a ATMF y de la articulación talocrural y una escala analógica visual sobre el dolor percibido, sin realizar ningún cuestionario clínico ni de salud. Aunque plantearon un seguimiento mínimo, las placas radiográficas empleadas para el análisis estadístico se hicieron a las 6 semanas de la cirugía y no a los 12 meses. Sobre estas placas, midieron el AHA y 1^{er} AIM. En relación con las presiones plantares, no encontraron diferencias en el antepié medial, lateral ni en los dedos menores, sin embargo hallaron un aumento significativo del pico de presión en el antepié central, lo que puede ser

un riesgo de aparición de metatarsalgia. El pico de presión se redujo bajo el 1^{er} dedo tras la cirugía de 439.3 a 289.8 kPa (con una reducción del 44%).

Bryant, Tinley et al. (2005) plantearon un estudio con 31 pacientes y 44 casos que iban a ser intervenidos con la técnica de Austin (osteotomía capital distal). Para comparar las presiones posquirúrgicas emplearon un grupo control de 36 sujetos que no hubieran padecido patologías podológicas en los 12 meses anteriores al estudio. Para el estudio estadístico, no diferenciaron entre hombres y mujeres, pues estudios previos no identificaron diferencias de presiones entre ellos (Soames 1985; Bennett y Duplock 1993; Bryant, Tinley et al. 2005). Como criterios de inclusión para su procedimiento quirúrgico, establecieron un AHA igual o superior a 20°, que aún encuadrado dentro del HV leve presenta un mayor nivel de desviación angular. El periodo de seguimiento presentado por Bryant, Tinley et al. (2005), fue el más minucioso de los estudios baropodométricos en el HV leve, puesto que midieron a los sujetos antes de la cirugía y a los 3, 6, 12, 18 y 24 meses después de la intervención. Comparando las diferencias entre las presiones plantares en el grupo control entre el prequirúrgico y los 24 meses posquirúrgicos observaron que aunque la mayoría de las zonas no mostraron diferencias, la 4^a y la 5^a CMTs estuvieron sujetas a una pequeña, pero significativa reducción en el pico de presión a los 24 meses (Bryant, Tinley et al. 2005). Durante el periodo de seguimiento, observaron cambios en el pico de presión bajo el 1^{er} dedo, 1^a, 2^a y 3^a CMTs. El pico de presión en el 1^{er} dedo, se redujo significativamente a los 3 meses de la intervención, se incrementó significativamente a los 12 meses, para estabilizarse a niveles inferiores a los valores prequirúrgicos (de 637 a 515 kPa), con una reducción del 22% a los 24 meses de seguimiento. La presión en la 1^a CMT redujo su presión considerablemente (33% menos), pero aumentó hasta estabilizarse a los 6 meses y a los 12, mientras que a los 18 meses se incrementó, igual que a los 24 hasta niveles similares a los de antes de la cirugía. La comparación entre el grupo control y el grupo de HV, tras los 24 meses de seguimiento, muestra que en el grupo de HV el pico de presión en el 1^{er} dedo se redujo de los niveles

prequirúrgicos hasta valores normales tras el periodo de seguimiento. Tras los 24 meses de seguimiento, los valores del pico de presión bajo la 4ª CMT se redujeron tras la cirugía, mientras que las presiones en 1ª, 2ª y 3ª CMTs permanecieron sin cambios, aunque con valores mas altos que en el grupo control.

Cancilleri, Marinozzi et al. (2008) compararon retrospectivamente la técnica de Austin y de una de sus modificaciones, la técnica de Boc, que consigue un acortamiento y una flexión plantar adicional de la cabeza del primer metatarsiano. Estos autores calificaron los HV intervenidos como leves. Sobre una muestra 60 sujetos, realizaron 30 técnicas de Austin y 30 técnicas de Boc. Como criterios de inclusión para la intervención quirúrgica, los pacientes debían presentar metatarsalgia asociada, con hiperqueratosis en 2ª y o 3ª CMTs. Cancilleri, Marinozzi et al. (2008) definieron el HV leve cuando el 1^{er} AIM es inferior a 15°. Sobre radiografías dorso-plantares en carga midieron el AHA, el 1er AIM, el ángulo articular distal y la posición del sesamoideo tibial. El seguimiento mínimo fue de 24 meses posteriores a la cirugía, con un seguimiento medio de 37 meses. Los resultados más importantes fueron que en ambos grupos, a los 24 meses hubo una reducción global en el pico de presión, mayor en la 1ª CMT y en el 1^{er} dedo, mientras que no encontraron cambios en la 4ª y 5ª CMTs. En el grupo de Austin, las reducciones en la 1ª CMT y el primer dedo fueron significativas, mientras que en el resto de zonas no hubo cambios significativos. En el 1^{er} dedo, la presión bajo el 1^{er} dedo pasó de 612 kPa prequirúrgicos a 567 kPa posquirúrgicos (8% reducción). En el grupo de la técnica de Boc, hubo una reducción significativa de presión en 1ª, 2ª y 3ª CMTs y el 1^{er} dedo, que redujo de los 609 a 468 kPa (23% de reducción).

Dos de los estudios baropodométricos en cirugía del HV leve se han realizado con sistemas de plantillas instrumentadas (Resch y Stenstrom 1995; Saro, Andren et al. 2007).

Resch y Stenstrom (1995) evaluaron 24 pacientes, a los que practicaron dos técnicas quirúrgicas, la técnica de Chevron, 14 pacientes y 22 casos, y una osteotomía proximal, 9 pacientes y 9 casos. Aunque esta investigación incluye una osteotomía en la base del metatarsiano, indicada para HV severos, la técnica de Chevron realizada en la mayoría de los pacientes si que es comparable a la practicada en casos de HV leve. Sin embargo los autores fallaron al diferenciar ambos grupos y ofrecieron los datos conjuntos. Compararon los resultados posquirúrgicos con un grupo control y realizaron un seguimiento medio de 25 meses después de la intervención quirúrgica. Los resultados baropodométricos de esta investigación presentan otra limitación, pues no ofrecen los valores de presión, sino el porcentaje de cada zona con respecto a la presión total. Estos autores hallaron que el 1^{er} dedo soportaba un 13% de la presión total, que se redujo de manera no significativa tras la cirugía al 12%.

Saro, Andren et al. (2007) plantearon un interesante estudio, comparando los resultados baropodométricos en dos osteotomías distales, la de Lindgren y la de Chevron. Ambas osteotomías, realizan una traslación lateral de la 1^a CMT con objeto de reducir el 1^{er} AIM de una forma más eficiente. Plantearon esta comparación en 22 pacientes, 14 en el grupo de la osteotomía de Lindgren y 8 en la osteotomía de Chevron. Para comparar las presiones, estudiaron un grupo control de 13 personas. Entre los criterios de inclusión para la intervención fijaron un AHA entre 20 y 44° y un 1er AIM menor de 20°. Aunque los autores identificaron su serie de casos como HV leves, los criterios de inclusión no corresponden totalmente con la definición de HV leve (véase apartado 4.4 , Pág. 87). El examen baropodométrico se realizó antes de la intervención, a los 6 y a los 12 meses posquirúrgicos, evaluando las presiones plantares en 7 regiones, talón, mediopié, antepié medial (1^a CMT), central (2^a y 3^a CMTs), lateral (4-5^a CMTs), 1^{er} dedo y dedos menores. Como resultados más importantes de la investigación de Saro, Andren et al. (2007), se destacan que no observaron diferencias baropodométricas significativas en ningún parámetro medido, entre ambos grupos ni a los 6, ni a los 12 meses de la intervención. En los pies

operados, a los 6 meses, el pico de presión en 4ª y 5ª CMTs era significativamente menor, sin embargo a los 12 meses esta diferencia desapareció. La presión media se redujo significativamente a los 12 meses de la intervención en el antepié lateral (4ª y 5ª CMTs) y en los dedos menores, sin embargo no se observaron diferencias en relación al grupo control. El pico de presión bajo el 1^{er} dedo, era mayor en el grupo de los pies intervenidos 6 meses después de la cirugía que en los no operados o el pie contralateral. Sin embargo, si tenemos en cuenta el resultado global de ambas intervenciones, a los 6 meses la presión aumentó en el 1^{er} dedo, aunque a los 12 meses obtuvieron una reducción significativa de la presión media (de 138 a 115 kPa, reducción del 12 %) y en el pico máximo de presión (de 356 a 293 kPa, reducción del 18%). Saro, Andren et al. (2007) concluyeron que los resultados de su estudio mostraban que ambas osteotomías mejoran los resultados de la escala AOFAS, reducen los niveles de dolor durante las diferentes actividades y corrigen el alineamiento del primer segmento dígito-metatarsal, pero no encontraron correspondencias entre estas mejoras y el análisis baropodométrico tras los 12 meses de seguimiento. Por ello, estos procedimientos quirúrgicos, la técnica de Lindgren y la técnica de Chevron deben ser considerados como sólo parcialmente eficaces en términos de modificación de la distribución de presión plantar. Dichos valores baropodométricos no muestran la superioridad de ninguna de las técnicas estudiadas.

Todos estos hallazgos parecen indicar que las variaciones en las presiones plantares posquirúrgicas se localizan en zonas cercanas a los gestos quirúrgicos concretos (liberación tendinosa, osteotomía). Los cambios se producen en la zona del antepié, con nula incidencia en el mediopié o el talón. Todos estos estudios encontraron reducciones de presión en el 1^{er} dedo, aunque de manera no significativa en el estudio de Resch y Stenstrom (1995), estuviera o no aumentada en los valores prequirúrgicos. Puesto que las máximas presiones en el HV leve se encuentran bajo el 1^{er} dedo (Mitskewitch 1992; Martínez Nova, Cuevas García et al. 2008), el tratamiento quirúrgico debe considerar y priorizar

la capacidad de carga del 1^{er} dedo, reduciendo esta presión, lo que es necesario para un buen resultado del procedimiento.

2.4.6.2 Baropodometría en cirugía del HV moderado o severo

Cuando revisamos estudios baropodométricos en otras técnicas, encaminadas a la corrección del HV moderado o severo encontramos osteotomías capitales, mediodiafisarias y proximales, como también técnicas no indicadas principalmente para el HV, aunque con ciertas aplicaciones para su solución (Tabla 4).

Autor	Técnica	Prequirúrgico	Posquirúrgico
Kernozek 1997	Chevron-Akin	↑ P 1 ^{er} Dedo	↓ P 1 ^{er} Dedo
Dhukaran 2006	Mitchell	↑ P 1 ^{er} Dedo	↓ P 1 ^{er} Dedo, ↑ P Talón - Mediopié
Tóth 1994	Wilson	↑ P 1 ^{er} Dedo	↓ P 1 ^{er} Dedo
Speiser 2008	Scarf-Akin	↓ P 1 ^{er} Dedo	↑ P 1 ^{er} Dedo y todas CMTs
Jones 2004	Scarf	↑ P 1 ^a , 2 ^a CMTs	↓ P 1 ^a , 2 ^a CMTs
Lorei 2006	Scarf	↓ P 1 ^{er} Dedo	↑ P 1 ^{er} Dedo, 1 ^a y 2 ^a CMTs
Lipscombe 2008	Scarf	↑ P 2 ^a , 3 ^a CMTs	Sin cambios
Brodsky 2006	Ost Proximal	↑ P 1 ^a CMT	↑ P 2 ^a CMT, ↓ P 1 ^{er} Dedo
Nyska 1998	Ost. Proximal	↓ P 1 ^{er} Dedo	↑ P 1 ^{er} Dedo
Borton 1994	Ost. Proximal	↑ P 3 ^a CMT	↑ P 2 ^a CMT

Tabla 4. Baropodometría en cirugías para el HV moderado o severo.

Ost, Osteotomía; ↑ P, incremento de presión; ↓ P, reducción de presión; CMT, cabeza metatarsal

2.4.6.2.a Osteotomías capitales y mediodiafisarias.

Kernozek, Roehrs et al. (1997) investigaron sobre 15 mujeres y 27 casos, que fueron intervenidas con la técnica de Chevron-Akin. Todas las pacientes

presentaban HV moderado o severo (AHA superior a 26°). Las variables de presión mostraron que tras la cirugía el pie realizaba un mayor apoyo en la parte lateral (4ª y 5ª CMTs), mientras que se reducía la presión en el 1^{er} dedo. Aunque la técnica de Chevron puede ser empleada para la corrección del HV leve, permite realizarse en angulaciones del 1^{er} AIM y AHA correspondientes a los grados moderado y/o severo.

También Dhukaram, Hullin et al. (2006) encontraron que las osteotomías de Mitchell y Scarf reducían la presión en el 1^{er} dedo, aunque se incrementaban en 2ª y 3ª CMTs (Mitchell), y en talón y mediopié (Scarf). En este caso, la osteotomía de Mitchell, es una técnica similar a la de Chevron-Austin, aunque los autores la emplearon para grados moderados, mientras que los grados severos fueron intervenidos con la técnica de Scarf.

Tóth y Fabula (1994), evaluaron la osteotomía subcapital de Wilson en 17 pacientes y 27 casos. Las variables de presión en el 1^{er} dedo se redujeron, mientras en la 2ª y 3ª CMTs se incrementaron, mientras que la 4ª y 5ª CMTs se redujeron. En el mediopié se incrementó la presión media

La técnica de Scarf es una osteotomía mediodiafisaria, que divide el metatarsiano en una porción superior y otra inferior. Es generalmente empleada para la solución de HV moderados o severos, pues tiene una gran capacidad de corrección del 1er AIM.

Speiser, Fengler et al. (2008) reflejaron los resultados obtenidos con esta técnica en 50 pacientes, realizando en 24 de ellos la técnica de Akin. A pesar de un incremento en el pico de presión bajo la mayoría de las CMTs, la frecuencia de las metatarsalgias posquirúrgicas se redujo considerablemente. La razón se encontró en una distribución más uniforme, similar a la de los pies normales. Encontraron un incremento en la fuerza total, y por ende en la presión plantar en todo el antepié y en particular en el 1^{er} dedo.

Jones, Al Hussainy et al. (2004) evaluaron la técnica de Scarf y la osteotomía de Akin en 24 pacientes y 35 casos. Tres pacientes fueron hombres y 21 mujeres. No encontraron cambios significativos en 1ª y 2ª CMTs en el primer año después de la cirugía, aunque un análisis posterior mostró que los valores se situaron en los rangos normales. En el 1^{er} dedo, no encontraron diferencias significativas.

Lorei, Kinast et al. (2006) evaluaron la técnica de Scarf en 32 pacientes. El análisis baropodométrico mostró que la fuerza máxima y el impulso se redujeron en el antepié lateral, mientras que se incrementaron en el antepié medial y en el 1^{er} dedo. El primer segmento dígito-metatarsal se convirtió en el elemento más importante en el despegue, por lo que concluyeron que la técnica de Scarf restaura la función y normaliza el patrón de presión plantar.

Lipscombe, Molloy et al. (2008) evaluaron 22 pacientes y 31 casos, sin encontrar cambios significativos en las variables de presión tras un periodo de seguimiento de 12 meses.

2.4.6.2.b Osteotomías proximales.

Brodsky, Beischer et al. (2006) evaluaron una osteotomía proximal, con un procedimiento de McBride asociado en 32 pacientes y 43 casos. La efectividad de este procedimiento consiste en incrementar la carga en el primer segmento dígito-metatarsal, que generalmente se encuentra reducida, a la vez que permite disminuir la presión en la 2ª CMT. Encontraron una disminución del pico de presión y de la integral presión-tiempo bajo la 1ª CMT y el 1^{er} dedo. 16 pies presentaron lesiones dolorosas bajo la 2ª CMT, asociadas a un incremento de presión en dicha zona. Aunque existió una reducción de presión bajo el 1^{er} dedo, en esta técnica no pudo interpretarse como una mejoría, puesto que se necesita incrementar su función. Encontraron que el patrón de presión

posquirúrgico era impredecible, con esta técnica, puesto que la variabilidad radiológica era muy elevada. Existió una gran variabilidad de cambios baropodométricos en relación a los cambios radiológicos.

Borton y Stephens (1994) practicaron una osteotomía proximal, en 31 pacientes y 32 casos de HV severos. El análisis baropodométrico mostró una reducción significativa en todas las áreas de presión, un aumento del área de contacto de todo el pie.

Por el contrario Nyska, Liberson et al. (1994 y 1998), evaluaron una osteotomía proximal, hallando que la presión bajo el 1^{er} dedo resultó significativamente mayor tras la cirugía, con una mayor carga en la fase de despegue, lo que fue considerado como un signo de mejora.

Los resultados de estos investigadores parecen indicar que las osteotomías capitales distales, como la de Chevron-Akin (Kernozek, Roehrs et al. 1997), Mitchell (Dhukaram, Hullin et al. 2006) y Wilson (Tóth y Fabula 1994)) reducen la presión en el 1^{er} dedo de una manera eficiente. Estas osteotomías son similares a algunas de las empleadas para la solución quirúrgica del HV leve. De hecho, la osteotomía de Chevron empleada por Kernozek, Roehrs et al. (1997) se realizó sobre HV moderados, mientras que posteriormente empleó esta misma técnica en HV leves.

Mientras, las osteotomías mediodiafisarias (técnica de Scarf) y las proximales provocan unos patrones de presión plantar posquirúrgicos más inciertos (Jones, Al Hussainy et al. 2004; Lorei, Kinast et al. 2006; Lipscombe, Molloy et al. 2008). Esto ocurre porque éstas osteotomías implican un cambio biomecánico importante, que puede derivar en diferentes patrones de carga. Según la revisión bibliográfica realizada, es poco probable encontrar grandes cambios en los valores y distribución de la presión plantar tras una cirugía del

HV puesto que excepto Dhukaram, Hullin et al. (2006), no se han reportado cambios en la presión plantar de retropié o mediopié.

3. OBJETIVOS

3. OBJETIVOS.

El proyecto de investigación se basa en la hipótesis de que en pies con HV leve se hallarían hiperpresiones en la zona del primer segmento dígito-metatarsal, lo que podría causar las hiperqueratosis asociadas en la zonal medial de la 1ª AMTF y del 1^{er} dedo. Del mismo modo, pensamos que la técnica percutánea de RTBD-Akin cambiaría el patrón de presión plantar en el antepié, acercando los valores a los establecidos como normales. Creemos que una mejora en los resultados radiológicos y las escalas de valoración funcional podría estar relacionada con el resultado baropodométrico

3.1 Objetivos específicos:

1. Determinar el patrón y los valores de presión plantar prequirúrgica en pacientes con HV leve.
2. Analizar si la intervención quirúrgica percutánea de RTBD-Akin modifica el patrón de presiones del antepié y los valores radiológicos.
3. Establecer la relación entre los valores de presión plantar pre y posquirúrgica y el grado de alteración angular, la escala clínica y las variables antropométricas.
4. Examinar las modificaciones en la escala clínica, así como los valores de presión relacionados con la aparición de queratopatías.

4. PACIENTES Y MÉTODOS

4. PACIENTES Y MÉTODOS

4.1 Tipo de diseño

Este estudio se puede encuadrar en varias clasificaciones. Se trata de un estudio experimental, controlado, secuencial no aleatorio, longitudinal, analítico y prospectivo (Rebagliato, Ruiz et al. 1996; Argimón Pallás y Jiménez Villa 2004). Este estudio corresponde a un nivel de **evidencia científica IIa**, estudio control sin aleatorización (Benson y Hartz 2000; Turlík y Kushner 2000; Turlík, Kushner et al. 2003).

4.2 Cálculo del tamaño de la muestra.

Puesto que el estudio pretende comparar si las medias de presión en las zonas analizadas son diferentes tras el tratamiento quirúrgico, se calcula el tamaño de la muestra para la comparación de dos medias (Argimón Pallás y Jiménez Villa 1994). Para el cálculo del tamaño muestral, aplicamos la siguiente fórmula:

$$n = \frac{2(Z_{\alpha} + Z_{\beta})^2 * S^2}{d^2}$$

Donde:

1. Z_{α} = Valor Z correspondiente al riesgo deseado. Es la probabilidad de rechazar la hipótesis nula (H_0) cuando en realidad es verdadera. Este error en este tipo de estudios se establece en 0'05.

2. Z_{β} = Valor Z correspondiente al riesgo deseado. Es la probabilidad de aceptar la hipótesis nula (H_0) cuando en realidad es falsa, es decir, la probabilidad de decir que no hay diferencia significativa cuando realmente la hay.
3. S = Varianza de la variable cuantitativa (grupo control o de referencia).
4. d = Valor mínimo de la diferencia que se desea detectar (datos cuantitativos).
5. n = sujetos necesarios en cada una de las muestras.

En nuestro caso:

1. El valor de Z_{α} para la probabilidad de 0,05 es de **1,96**.
2. El valor de Z_{β} una probabilidad del 10%, es de **1,282**.
3. Se realizó un estudio de la varianza con los 30 primeros pacientes, encontrando que la desviación estándar de la diferencia entre las mediciones pre y posquirúrgica en la zona del 1^{er} dedo (la más variable), fue de **101** kPa (Martínez-Nova, Sánchez-Rodríguez et al. 2008).
4. En sujetos normales hay un rango de picos de presión, con diferencias entre medidas del mismo sujeto en diferentes días de hasta 47 kPa (Bryant, Tinley et al. 2005). Por ello, se pretende encontrar variaciones de presión de ± 47 kPa, lo que creemos suficiente para comprobar cambios de presión significativos.

Asignando los valores a la fórmula antes descrita tenemos:

$$n = \frac{2(1,96 + 1,282)^2 + 101^2}{47^2} = 97,06$$

5. Por lo que la n, para el presente estudio consistiría en un número mínimo de **97** casos

4.3 Pacientes.

La muestra se compone de 100 casos intervenidos de HV leve por técnica percutánea de RTBD-Akin, correspondientes a 79 pacientes (21 pacientes con intervenciones bilaterales y 58 intervenidas unilateralmente). Todas las pacientes eran mujeres, cumplían los requisitos y aceptaron voluntariamente formar parte de este estudio. La edad media de las pacientes fue de $54,7 \pm 12,5$ años (rango, de 27 a 81), con un peso medio de $65,9 \pm 9,4$ Kg. (rango, de 45 a 86), una altura media de $161,9 \pm 5,5$ cm. (rango, de 150 a 179) y un IMC de $25,1 \pm 3,2$ Kg/m² (rango, de 15,5 a 33). Se intervinieron 53 pies derechos (53 %), y 47 (47 %) pies izquierdos.

Las pacientes participantes en el estudio proceden de la Clínica Alejo-Leal (Cáceres). Tras proponer a las pacientes su participación en el estudio, se les entregaba un documento informativo en el que se explicaba la naturaleza de la investigación y sus objetivos. Tras su lectura y aclaración de posibles dudas, se obtuvo consentimiento informado para participar (Anexo I). El comité de Bioética de la Universidad de Extremadura (expediente 102/2007) informó positivamente el proyecto de investigación, aprobando los procedimientos del estudio (Anexo II).

4.4 Criterios de inclusión y exclusión.

Los criterios de inclusión para la intervención quirúrgica percutánea de RTBD-Akin fueron los siguientes; a) HV doloroso y de grado leve (Garrow, Papageorgiou et al. 2001; Menz y Munteanu 2005) , (b) 1^{er} AIM $\leq 13^\circ$ (Basile, Battaglia et al. 2000), (c) $15^\circ < \text{AHA} \leq 30^\circ$ (Basile, Battaglia et al. 2000), (d) deformidad posicional, (e) ángulo de *metatarsus aductus* normal ($<14^\circ$) (f) sin evidencia de osteoartritis ni osteoporosis.

Los criterios de inclusión para el estudio fueron; (a) todos los datos, funcionales, radiológicos y baropodométricos debían estar disponibles y sin errores, (b) el paciente debía participar voluntariamente en el estudio, firmando consentimiento informado, (c) el paciente debía estar disponible para un seguimiento mínimo de 1 año.

Para el estudio se excluyeron aquellos sujetos que; a) presentaran HV moderados o severos, b) que hubieran sido intervenidos quirúrgicamente del pie con anterioridad, c) que sufrieran alteraciones importantes en extremidades inferiores (traumatismos, fracturas, disimetrías) en los 12 meses precedentes al estudio, d) no presentaran alguno de los datos requeridos; y e) presentaran algún fallo en la medición de las presiones plantares.

4.5 Recogida de datos

Se diseñó una hoja de recogida de datos (ANEXO III), en la que anotaron los datos personales, antropométricos, escala de valoración y mediciones radiológicas. Los datos obtenidos de cada paciente fueron nombre, apellidos, edad, peso, altura, e IMC. Se empleó una báscula digital con tallímetro para pesar y medir a los pacientes. El IMC se obtuvo aplicando la siguiente fórmula (peso, kg / altura, m²).

4.6 Protocolo de Valoración Clínica.

El protocolo clínico utilizado en el estudio constó de una valoración funcional y del dolor. Cada paciente fue examinado físicamente y entrevistado acerca de la intensidad del dolor, localización específica y duración. Para la valoración funcional se realizó la escala de la AOFAS (American Orthopaedic

Foot and Ankle Society) para el del primer segmento dígito-metatarsal (Kitaoka, Alexander et al. 1994). Esta escala está validada y es ampliamente utilizada en la bibliografía médica, ortopédica y podiátrica (Thordarson, Rudicel et al. 2001; SooHoo, Shuler et al. 2003; Thordarson, Ebramzadeh et al. 2005; Baumhauer, Nawoczenski et al. 2006; SooHoo, Vyas et al. 2006). Consiste en un cuestionario que considera elementos objetivos y subjetivos, como el dolor, capacidad funcional y el alineamiento del primer segmento dígito-metatarsal (Anexo IV).

En el primer punto de la escala, se valora el dolor en la zona de la 1ª AMTF y 1º dedo, con una puntuación máxima de 40 puntos. La escala se puntúa según los siguientes *ítems*.

1	Ausente (40 puntos)
2	Leve, ocasional (30 p.)
3	Moderado, diario (20 p)
4	Severo, casi siempre (0 p.)

En el segundo apartado, se valora la capacidad funcional, con una puntuación máxima de 45 puntos. Los factores evaluados en esta evaluación clínica son la limitación en las actividades de la vida diaria (AVD) y recreativas, el tipo de calzado utilizado, el movimiento articular de la 1ª AMTF y de la articulación interfalángica (AIF) del 1º dedo, la estabilidad articular y la presencia de hiperqueratosis en dicha zona. La escala se puntúa según los siguientes *ítems*.

Limitaciones en la actividad, uso de ayudas.

1	Sin limitaciones, sin ayudas (10)
2	Sin limitaciones AVD, limitación en actividades recreativas, sin ayudas de marcha (7 p.)
3	Limitaciones en las AVD y recreativas, ayuda de bastones o muletas (4 p.)
4	Limitaciones severas en AVD y recreativas, uso de andadores o sillas de ruedas (0 P.)

Requisitos de calzado

1	Zapato convencional, sin inserciones (10)
2	Zapato de confort con inserciones (5 p)
3	Calzado modificado o con ortesis (0)

Movimiento articular 1ª AMTF, dorsi-plantarflexión

1	Ninguna o limitación leve (75° ó más) 10 p
2	Limitación moderada (entre 30 y 74°) 5 p.
3	Limitación severa (menor de 30°) 0 p.

El movimiento articular de la 1ª AMTF fue medido mediante un goniómetro multiusos (Figura 18). El brazo fijo se colocó siguiendo el eje diafisario del primer metatarsiano, mientras que el brazo móvil seguía el eje diafisario de la falange proximal del 1^{er} dedo.

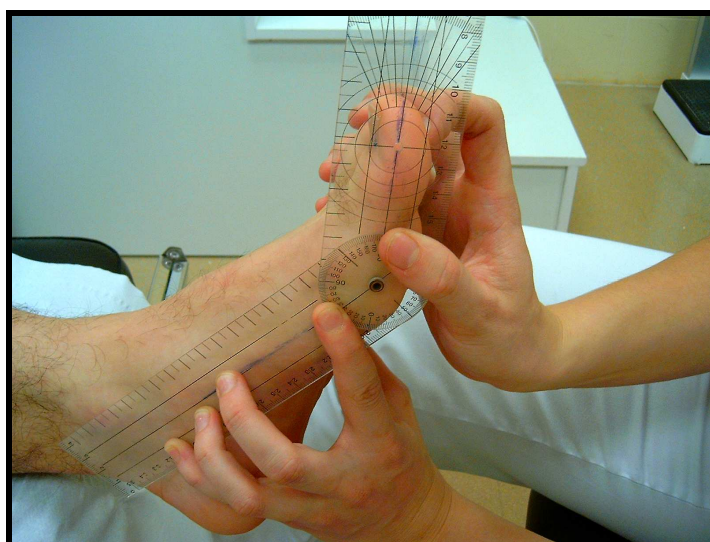


Figura 18. Medición de la movilidad de la 1ª AMTF.

El brazo fijo del goniómetro sigue la diáfisis del primer metatarsiano, mientras que el móvil sigue la diáfisis de la falange proximal.

Movimiento AIF; plantarflexión.

1	Ninguna 5 p.
2	Severa, (menor de 10°) 0 p.

El movimiento articular de la AIF fue medido mediante un goniómetro multiusos (Figura 19). El brazo fijo se colocó siguiendo el eje de la falange

proximal del 1^{er} dedo, mientras que el brazo móvil seguía el eje diafisario de la falange distal.

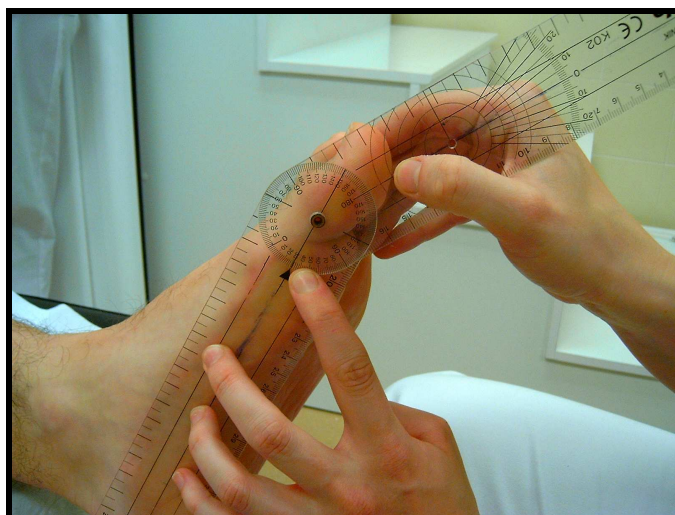


Figura 19. Medición de la movilidad de la AIF.

El brazo fijo se sitúa en la diáfisis de la falange proximal y el móvil en la de la falange distal.

Estabilidad 1^a AMTF-AIF; todas las direcciones.

1	Estable 5 p.
2	Inestable o dislocable 0 p.

Hiperqueratosis; 1^a AMTF, AIF 1^{er} dedo.

1	Sin hiperqueratosis o asintomáticas 5 p.
2	Hiperqueratosis sintomáticas 0 p.

En este punto, además se anotó el lugar específico de la hiperqueratosis, en la parte medial y plantar de la 1^a ATMF o en la zona medial de la AIF del 1^{er} dedo (Figuras 20 y 21).



Figura 20. Hiperqueratosis en la 1ª AMTF.

Esta hiperqueratosis se sitúa en la cara plantar de la 1ª CMT.



Figura 21. Hiperqueratosis en la AIF.

También denominado Pinch Callus

El tercer apartado, valora la estabilidad y movimiento de la 1ª AMTF, así como el alineamiento del primer segmento dígito-metatarsal. La puntuación máxima de de este apartado es de 15 puntos.

1	Bueno, pie plantígrado, flexión neutra 0-10 grados valgo. 15 p.
2	Regular, pie plantígrado, desviación en flexión o en valgo. 8 p.
3	Pobre, pie no plantígrado, desviación en flexión y valgo. 0 p.

En cada apartado existe una puntuación asociada, que se otorga según el estado. La escala ofrece un valor entre 0-100 y un pronóstico. El pronóstico del pie será excelente cuando se alcancen puntuaciones entre 90-100, bueno con 72-89 puntos, regular con 41-71 puntos y deficiente con 1-40 puntos.

4.7 Mediciones radiográficas.

Prequirúrgicamente se realizó una placa radiográfica dorso-plantar en carga, según técnica estándar. Con el sujeto en bipedestación, se colocó el pie sobre el chasis. El aparato de rayos se situó a 1 metro de distancia, con una inclinación de 15° sobre la vertical y centrando el haz de rayos sobre el escafoides. Todos los sujetos fueron provistos de delantal plomado para evitar radiaciones en órganos vitales. La radiografía fue digitalizada, mediante escaneado o con fotografía digital, sobre la que se trazaron el 1^{er} AIM y el AHA. Para aumentar la fiabilidad de las medidas, se empleó el programa AutoCAD® 2004 (Autodesk Inc, San Rafael, California). Este programa permite, entre otras muchas funciones, marcar puntos, trazar líneas rectas a partir de dos puntos predeterminados, calcular distancias y medir ángulos. Estas funciones fueron utilizadas para la realización de todas las medidas. Las mediciones realizadas con software informáticos, resultan más fiables que las trazadas manualmente (Munuera Martínez 2005; Pique-Vidal, Maled-Garcia et al. 2006).

4.8 Registro de presiones en ambos pies.

4.8.1 Equipamiento.

Puesto que queremos realizar un análisis dinámico, debemos enfatizar que la valoración de la función debe ser el objetivo primordial. En este caso, la función primaria del pie es la locomoción humana (Brachman 1971; Steudel-Numbers 2001; Steudel-Numbers, Weaver et al. 2007). Para el análisis baropodométrico, consideramos las plantillas instrumentadas como un sistema ventajoso con respecto a las plataformas de presión porque permiten analizar la interfase dinámica más importante, la del pie con el calzado. Escogemos el sistema Biofoot/IBV®, que ha sido empleado en numerosas investigaciones para analizar la distribución de presiones en niños (Cabanillas, Maestre et al. 2002) las presiones con diferentes elementos y calzados (Bataller, Alcántara et al. 2001), ortesis plantares (Sánchez Rodríguez, Martínez Nova et al. 2006), tratamientos quirúrgicos (Lafuente, Doñate et al. 2002) y gestos deportivos (Pérez Soriano 2004; Pérez Soriano, Llana Belloch et al. 2007). Además, su accesibilidad y la facilidad de contacto que se puede establecer con el Instituto de Biomecánica de Valencia resultan de gran ayuda para la posible resolución de dudas y reparaciones.

El sistema Biofoot/IBV® de plantillas instrumentadas (Instituto de Biomecánica de Valencia/IBV, Valencia, España) consiste en dos finas plantillas (0,7 mm), flexibles y fácilmente adaptables al calzado, con 64 sensores piezoeléctricos cada una (IBV). Los sensores están distribuidos de acuerdo a la fisiología y anatomía del pie, con una mayor concentración de sensores bajo las estructuras óseas más importantes del pie, principalmente en el antepié. Los sensores consisten en cerámicas piezoeléctricas en forma de disco del tipo PZT-5A (titanato-zirconato de plomo) de 0.5 mm de espesor, 5 mm de diámetro y

prácticamente incompresibles (módulo de Young aproximado de 10^{11} Nm^{-2}). El efecto piezoeléctrico, encontrado en materiales naturales como el cuarzo y en materiales fabricados, causa la generación de una carga cuando el sensor es comprimido o deformado. Esta carga, que ocurre debido a la deformación del enrejado de cristal en el que están ordenados los átomos del material, puede ser recogida sobre electrodos y convertida en un voltaje proporcional a la tensión aplicada. La carga generada por cada uno de los 64 sensores piezoeléctricos, es recogida por un amplificador con muy alta impedancia de entrada por cada uno de los sensores.

Las plantillas se insertan por el terminal a dos amplificadores, que se fijan con velcro a la pierna. Los amplificadores están conectados por cable al módulo de transmisión que se coloca en la cintura del paciente. Este módulo es el encargado de enviar los datos captados mediante telemetría a un ordenador. El software asociado permite registrar y analizar los datos recibidos. El sistema permite realizar mediciones monopodales o bipodales y captar mapas de Isóbaras o numéricos con frecuencias entre 50 y 250 mHz.

Este sistema está diseñado 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, calculando el valor de presión con respecto al área de los sensores escogidos. Con este sistema es posible realizar mediciones en campo abierto o en el interior de edificios, con un alcance máximo de 200 metros de distancia y con una autonomía de hasta 3 horas. Además, tiene una fiabilidad demostrada, con índices de variación entre las medidas de solo un 5% (Martínez Nova, Cuevas García et al. 2007).

La medida de fuerza en el sistema internacional es el Newton (N). 1 Newton es la fuerza requerida para dar a una masa de 1 Kg. una aceleración de $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. La unidad de presión es el Pascal (Pa), que es el resultado de una fuerza de

1 N distribuida sobre un área de 1m^2 . Las medidas de presión suelen expresarse en kPa. ($1\text{ kPa}=1/98\text{kg}\cdot\text{cm}^2$) (Mulero, Suero et al. 2002).

4.8.2 Procedimiento de medición de las presiones plantares.

Para evitar diferencias en las mediciones causadas por el calzado personal de cada sujeto, todos fueron medidos con el mismo modelo de calzado. Se empleó un zueco cerrado (Zale®, Alicante, España). El calzado disponía de una pala que proporcionaba un espacio suficiente para los dedos y fijación con velcro. La altura del tacón era de 2,5 cm., con una dureza de la suela de 80 shores A (Figura 22). Se dispuso de diferentes tallas del zueco para una correcta adaptación al pie del sujeto.

4.8.2.1 Protocolo de Medición.

Se seleccionó el número de plantilla adecuado para la talla de zueco del paciente. Se insertaron las plantillas en el calzado, con cuidado de no formar pliegues ni arrugas, comprobando la perfecta adaptación de ambos (Figura 23). La banda de conexión debía salir hacia la parte externa del pie, tanto para el pie derecho como para el izquierdo. La plantilla instrumentada debía estar en contacto directo con el pie (o con una media o calcetín no excesivamente grueso).

Para preservar la higiene en todo momento y evitar posibles contagios entre pacientes, se proporcionaron calzas de quirófano de uso individual. El paciente se ponía dichas calzas encima del calcetín o media de modo que su pie no entraba en contacto con el forro interno del zueco.



Figura 22. Zueco empleado para el análisis.

a) Altura de tacón; 2,5 cm.: b) altura en mediopié; 2 cm.: c) Altura en cabezas metatarsales; 1,3 cm. Amplio espacio para los dedos.

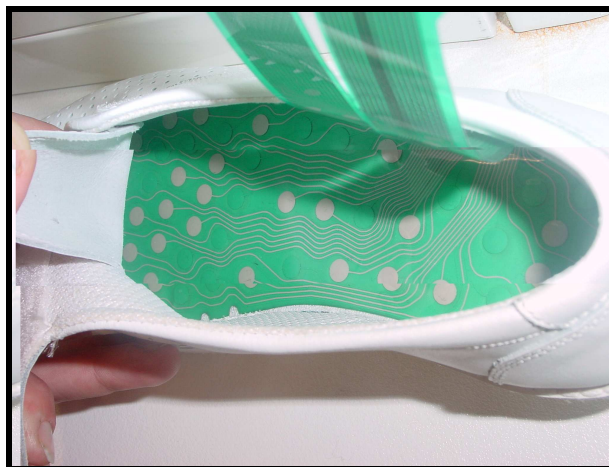


Figura 23. Adaptación de la plantilla al zueco de la talla correspondiente.

Se comprueba la perfecta adaptación de la plantilla a la superficie plantar del zueco.

Una vez adaptadas las plantillas, y con el paciente calzado se conectaron los amplificadores al extremo de conexión. Se introdujo el extremo de la plantilla instrumentada en la ranura del amplificador. Con el paciente de pie, se sujetó el amplificador a la pierna del paciente, a la altura de la pantorrilla, por medio del

elástico con velcro, de forma que la plantilla quedó estirada y el amplificador firmemente sujeto (Figura 24A). Con el paciente de pie, se procedió a adaptar el módulo de transmisión. Mediante el cinturón y el clip de sujeción, se ajustó el módulo a la cintura, hacia la espalda del paciente (Figura 24B). Se conectó el amplificador/es al módulo de conexión, con atención de conectar cada uno en su posición correspondiente (el amplificador derecho, a la entrada “R” R”, y el izquierdo, a la entrada “L” L”). La conexión se realizó haciendo coincidir los puntos rojos de los conectores y presionando.



Figura 24. Sistema Biofoot/IBV® listo para iniciar la medición.

A. Plantilla insertada en el amplificador. B. Amplificador conectado al módulo de transmisión.

Una vez conectado todo el sistema correctamente, se encendió el equipo y se inició el software asociado. Se procedió a hacer caminar al paciente durante unos 30 segundos para conseguir acomodar la plantilla y estabilizarla en temperatura y humedad, consultando a la paciente para asegurar que no se habían formado pliegues. Antes de realizar la sesión de medida fue necesario realizar un reset del amplificador. Para ello, se sentó a la paciente, que no debía apoyar los

pies en el suelo, y se hizo un *reset* mediante la opción disponible en el programa, lo que permitió la calibración del sistema.

Una vez reseteado el sistema se procedió a ajustar los parámetros a una frecuencia de medición de 100 mHz, que resulta ideal para las mediciones de la marcha (Orlin y McPoil 2000). La medición se realizó durante un tiempo de 8 segundos, lo que permite el análisis de entre 4 y 6 pasos. Las mediciones se tomaron en un pasillo de 20 metros de longitud y en el mismo sentido de la marcha, lo que permitió a los sujetos caminar sin restricciones y adquirir una velocidad de marcha constante. Las dos primeras mediciones sirvieron para comprobar que el sistema funcionaba correctamente y para instruir a los sujetos a alcanzar cadencias de marcha entre 90 y 110 pasos por minuto. Se seleccionó este rango de cadencia por presentar una baja variabilidad en los valores de presiones plantares (Martínez Nova, Sánchez Rodríguez et al. 2007; Martínez Nova, Pascual Huerta et al. 2008).

Tras las dos primeras mediciones de prueba y para asegurar la fiabilidad de las mediciones, se tomaron tres grabaciones válidas de cada sujeto a la cadencia seleccionada, lo que permitió adquirir unos 15 pasos completos de cada pie analizado. Se considera que analizar un número superior a 8 pasos proporciona una fiabilidad excelente para la medición de las presiones plantares (Kernozek, LaMott et al. 1996). Las mediciones fueron tomadas cuando los sujetos estaban en la mitad del pasillo, evitando así el inicio y el final de la marcha. Los sujetos no fueron avisados de cuando se realizaba la medición, para no influir en su normal deambulación.

Después de la adquisición de cada medición, se comprobó que la medida era correcta. Se realizó un ajuste de cero, y se comprobó la presión en todos los sensores, superponiendo el gráfico de presión. Si el gráfico era correcto (Figura 25), se procedió a grabar una nueva medición. En caso contrario (Figura 26) se procedió a adquirir una nueva medición.

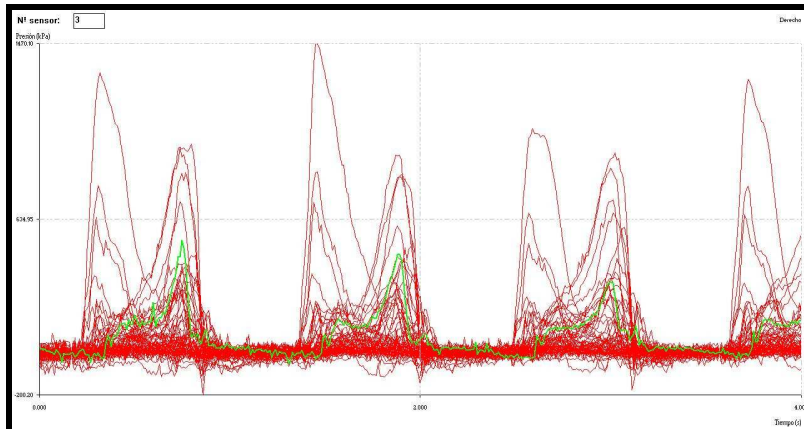


Figura 25. Superposición correcta de gráficos de fuerza en cada sensor.
No se observan derivas de los sensores, por lo que la medición es correcta.

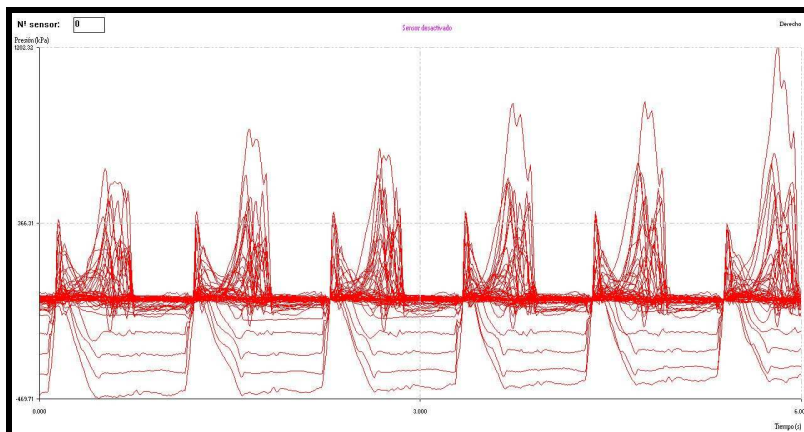


Figura 26. Superposición incorrecta de gráficos de fuerza en cada sensor.
Se observan derivas de algunos sensores, por lo que la medición es incorrecta.

Para analizar la distribución de las presiones en el antepié, se dividió en 7 regiones correspondientes a las cinco CMTs, 1^{er} dedo y dedos menores (Figura 27). Se adjudicaron 4 sensores para la primera cabeza metatarsal, 3 sensores para el resto de cabezas (en forma triangular), 6 sensores para el 1^{er} dedo y 12 sensores para los dedos menores. El sistema Biofoot/IBV®, calcula las variables

de presión normalizando el valor con respecto a la superficie total de los sensores.

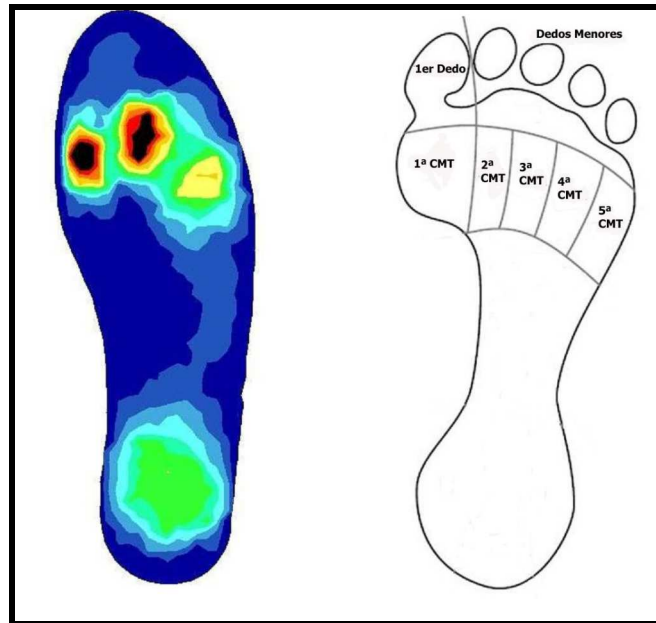


Figura 27. División del antepié en las 7 zonas.

De primera a quinta CMT, 1^{er} dedo y dedos menores.

4.8.3 Variables de presión plantar.

Las variables recogidas para el análisis fueron, cadencia de marcha, tiempo de apoyo y presión media para las 7 regiones anatómicas del antepié.

Cadencia de marcha. Es el número de ciclos o pasos por unidad de tiempo. Se mide en pasos por minuto. En un individuo, cuando aumenta la cadencia se reduce la longitud del paso y aumenta la velocidad.

Tiempo de apoyo. Es la duración total del contacto del pie con el suelo. Se expresa en segundos.

Presión media. Valor que expresa la media de presión obtenida en todos los sensores de la zona analizada. La mayoría de los sistemas disponibles en el mercado, calculan el pico de presión máxima, la presión media y la integral presión-tiempo, al igual que el sistema Biofoot/IBV®. El pico de presión máxima ha sido elegido como la variable de estudio en la mayoría de estudios, probablemente porque un pico de presión anómalo se relaciona con lesiones dérmicas en el pie neuropático (Mueller, Hastings et al. 2003). Sin embargo, las presiones medias están más relacionadas con la carga acumulada por el pie a lo largo del paso, lo que confiere mayor robustez a las mediciones obtenidas. La presión media es un valor muy fiable (Pataky, Caravaggi et al. 2008), ya que recoge todos los valores de la zona analizada en el tiempo que dura la grabación y hace la media y minimiza posibles alteraciones producidas por gestos bruscos. La unidad de medida de la presión media es el kilopascal ($1 \text{ kPa} = 1/98 \text{ kg cm}^2$).

Todas las variables fueron calculadas para cada paso y promediadas por todos los pasos capturados (entre 13 y 17). Con este promedio se obtiene un valor representativo de todos los pasos efectuados para cada zona, lo que atenúa posibles alteraciones entre pasos (Kernozek, LaMott et al. 1996; Hurkmans, Bussmann et al. 2006; Martínez Nova, Cuevas García et al. 2007).

4.9 Técnica Quirúrgica.

Todos los pacientes incluidos en este estudio fueron intervenidos por el mismo cirujano, el Dr. Alejo Leal Muro, en quirófano y bajo bloqueo anestésico local del tobillo (Figura 28). La solución anestésica empleada fue mepivacaína 2% + bupivacaína 0,5%, empleándose entre 12 y 15 cc. Se bloquearon los siguientes troncos nerviosos; tibial posterior, peroneo superficial, peroneo

profundo y safeno interno. Con este bloqueo, se obtiene una anestesia de todo el pie, excepto de la parte más externa que es inervada por el sural, que no es preciso anestésicar. Las intervenciones fueron realizadas sin torniquete maleolar.



Figura 28. Quirófano de la Clínica ALEJO-LEAL.

Una vez obtenida la anestesia del pie, se preparó el campo quirúrgico siguiendo las normas generales de asepsia. La técnica completa realizada comprendió los gestos quirúrgicos siguientes; exostectomía, tenotomía del tendón del abductor del 1^{er} dedo, capsulotomía lateral y osteotomía de Akin, técnica que se ha mostrado eficaz para el tratamiento del HV leve (Basile, Battaglia et al. 2000). Se empleó un fluoroscopio (General Electric Company, EEUU) para obtener una imagen intraoperatoria que permitió controlar los procedimientos.

Con una hoja Beaver 64 MIS se abordó la 1^a AMTF mediante una incisión de 3 mm en la cara plantar-interna de la 1^a CMT (Figura 29A). Esta incisión se profundizó hasta llegar a la cápsula articular. Con el borde distal del

bisturí se practicó la capsulotomía. Con un elevador de Freer y realizando movimientos oscilantes se disecó la cápsula articular, separándola completamente de su inserción perióstica (Figura 29B).

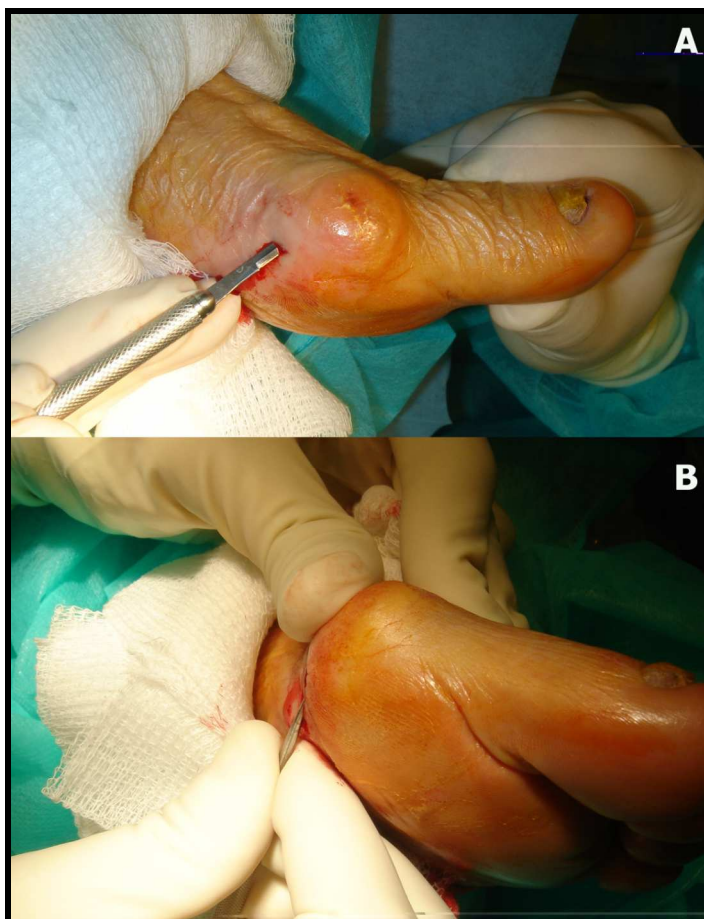


Figura 29. Incisión y disección de la cápsula articular

A. Incisión postero-plantar. B. Despegue de la cápsula articular mediante un elevador de Freer.

Con una lima pequeña, se completó el despegue de la cápsula, raspando restos de tejidos fibrosos que pudieran quedar sobre la exostosis. A continuación se introdujo una fresa Shannon, con la que se hizo una escotadura en la parte proximal de la exostosis. Con la fresa Wedge 4.1 se inició el fresado de la exostosis a partir de la escotadura creada anteriormente (Figura 30A). Con

movimientos de proximal a distal, pivotando la fresa en la incisión cutánea se completó la eliminación de la exostosis. De acuerdo con Piqué-Vidal (2005), la exostectomía se llevó a cabo a un máximo de 5,000 revoluciones por minuto, en intervalos máximos de 20 segundos, para evitar un aumento de temperatura en el hueso y evitar la necrosis ósea.



Figura 30. Eliminación de la exostosis ósea mediante la fresa quirúrgica.

A. Se introduce el motor con la fresa quirúrgica por la incisión creada. B. Tras el fresado, se extraen los restos óseos.

Tras este gesto se realizó una leve presión sobre la zona de la exostosis (De Prado, Ripoll et al. 2003), lo que permitió que el material óseo fresado saliera en forma de “papilla” (Figura 30B). Posteriormente se exploró la zona

con el elevador, para comprobar que no quedaban pequeños picos o restos óseos. Si se localizaban, se eliminaron con una lima pequeña. Bajo control fluoroscópico, se comprobó que la eliminación de la exostosis fue la deseada (Figura 31).



Figura 31. Fluoroscopia de comprobación.

Se observa una buena eliminación de la exostosis y que no quedan fragmentos libres de hueso.

Con una hoja de bisturí Beaver 64 se realizó una segunda incisión, distal y lateral al primer espacio intermetatarsal. El bisturí se introdujo en posición paralela al 1^{er} dedo, y alojándola sobre la cara externa de la base de la falange. Se identificó y cortó el tendón del abductor del 1^{er} dedo de su inserción en el sesamoideo lateral y la base de la falange proximal.

Para ayudar a la desinserción, se realizó un movimiento de aducción y rotación del 1^{er} dedo (Figura 32). Por la misma incisión, se practicó una capsulotomía lateral incompleta. Esta capsulotomía permite relajar la zona lateral de la cápsula sin desarticular la articulación (De Prado, Ripoll et al. 2003).



Figura 32. Desinserción del tendón abductor del 1^{er} dedo.

El movimiento de aducción y rotación ayuda al corte del tendón abductor.

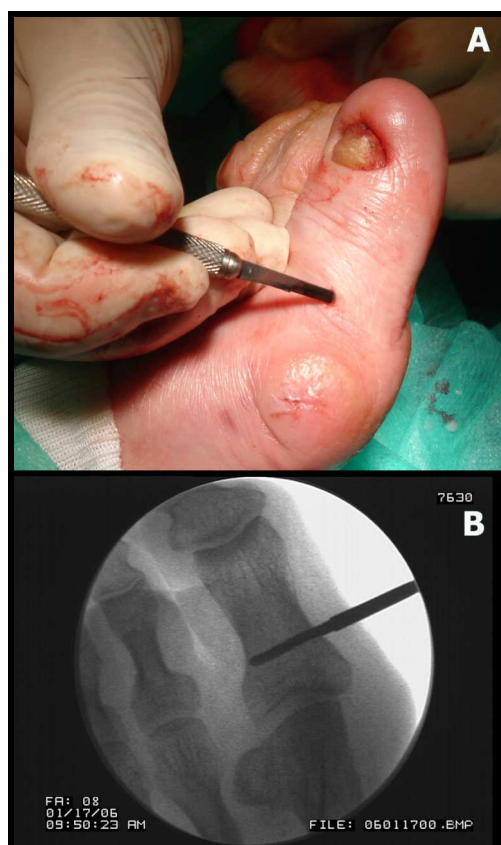


Figura 33. Osteotomía de Akin.

A. Incisión medial y dorsal en falange proximal del 1^{er} dedo. B. Comprobación fluoroscópica. Se observa que no se corta la cortical lateral y se realiza la osteotomía de dorsal a plantar

La osteotomía de Akin fue realizada mediante una tercera incisión en la parte medial y dorsal de la base de la falange proximal (Figura 33A). Se desperiostizó la cara interna de la falange y mediante control fluoroscópico, se situó la fresa de manera que se respetase la cortical lateral (Figura 33B).

Con la fresa Long Isham Shannon de corte lateral, se practicó la osteotomía en cuña desde la cortical dorsal a la plantar, paralelamente a la base de la falange. La cortical lateral, preservada actúa a modo de bisagra de la osteotomía.

Una vez realizados todos los procedimientos, se procedió a comprobar el resultado de la osteotomía y el alineamiento metatarsofalángico. Si el resultado era el esperado (Figura 34A), se procedió a suturar las incisiones con nylon monofilamento o seda 4/0. Para estabilizar y compactar la osteotomía de Akin se realizó un vendaje aductor y estabilizador con venda cohesiva (Figura 34B). Se permitió la deambulacion inmediata con zapato posquirúrgico. El vendaje fue renovado cada 4 días hasta las tres semanas posteriores a la cirugía.



Figura 34. Alineamiento y vendaje del primer segmento dígito-metatarsal.

A. Comprobación del alineamiento y se procede a realizar el vendaje aductor y estabilizador (B).

4.10 Segunda medición.

Las mediciones radiográficas, así como el AOFAS score y la medición de las presiones plantares con el sistema Biofoot/IBV® de plantillas instrumentadas se realizaron nuevamente tras un periodo de seguimiento medio de $13,5 \pm 1,4$ meses (rango de 12 a 17 meses).

4.11 Variables.

Las variables que se estudian en esta investigación son las siguientes:

Antropométricas.

- Edad
- Sexo
- Pie intervenido
- Peso
- Altura
- IMC

Escala dolor y función.

- AOFAS Pre y posquirúrgico

Radiológicas.

- 1^{er} AIM Pre y posquirúrgico
- AHA Pre y posquirúrgico

Baropodométricas.

- T° de apoyo Pre y posquirúrgico
- Cadencia de marcha Pre y posquirúrgico
- Presión media 1ª CMT Pre y posquirúrgica
- Presión media 2ª CMT Pre y posquirúrgica
- Presión media 3ª CMT Pre y posquirúrgica
- Presión media 4ª CMT Pre y posquirúrgica
- Presión media 5ª CMT Pre y posquirúrgica
- Presión media 1^{er} dedo Pre y posquirúrgica
- Presión media dedos menores Pre y posquirúrgica

Todas son variables cuantitativas, excepto el sexo y el pie intervenido, que son nominales. El pie intervenido se clasifica en pie izquierdo o pie derecho, y el sexo en hombre o mujer. La edad se mide en años; el peso en kilogramos; la altura en centímetros; el IMC es una proporción; los ángulos, en grados; el tiempo de apoyo en segundos; la cadencia en pasos por minuto y la presión media en kilopascales (kPa). Las variables cuantitativas, son de razón (Martínez González, Sánchez Villegas et al. 2006).

4.12 Análisis de datos.

Se realizaron histogramas de frecuencias para mostrar la distribución de las variables. Las observaciones de los datos sugieren que los datos están distribuidos normalmente, lo que fue confirmado por la prueba de Kolmogorov–Smirnov, puesto que en todos los casos la significación asintótica fue superior a 0,05 (Tabla 5). Puesto que los datos se ajustan a la normalidad, se emplearon pruebas paramétricas.

Variable	Z	p
n=100		
Edad	0.998	0.272
Altura	1.135	0.152
Peso	0.858	0.453
IMC	0.695	0.720
1 ^{er} AIM Pre	1.271	0.079
AHA Pre	1.164	0.133
1 ^{er} AIM Post	1.289	0.072
AHA Post	1.178	0.125
Tº Apoyo Pre	0.832	0.493
Cadencia Pre	1.149	0.109
Presión media 1ª CMT Pre	0.991	0.280
Presión media 2ª CMT Pre	1.124	0.119
Presión media 3ª CMT Pre	1.217	0.086
Presión media 4ª CMT Pre	1.045	0.129
Presión media 5ª CMT Pre	1.193	0.123
Presión media 1 ^{er} Dedo Pre	0.854	0.459
Presión media Dedos menores Pre	1.141	0.111
Tº Apoyo Post	1.117	0.108
Cadencia Post	1.129	0.156
Presión media 1ª CMT Post	1.253	0.071
Presión media 2ª CMT Post	1.156	0.138
Presión media 3ª CMT Post	0.780	0.577
Presión media 4ª CMT Post	1.235	0.095
Presión media 5ª CMT Post	1.293	0.092
Presión media 1 ^{er} Dedo Post	0.875	0.428
Presión media Dedos menores Post	1.147	0.130
AOFAS Pre	1.269	0.080
AOFAS Post	1.285	0.069

Tabla 5. Pruebas de Kolmogorov–Smirnov para las variables.

Todas las variables siguen una distribución normal.

IMC, Índice de masa corporal; 1^{er} AIM, Primer ángulo intermetatarsal; AHA, Ángulo de Hallux Abductus; Tº, Tiempo; CMT, Cabeza metatarsal; Pre, Prequirúrgico; Post, Posquirúrgico

A continuación exponemos las pruebas estadísticas empleadas para la consecución de los objetivos planteados:

- a. Para determinar los valores de presión plantar en pies con HV leve se realizaron las siguientes pruebas estadísticas:
 - Análisis descriptivo de las variables baropodométricas prequirúrgicas, expresado en forma de medias con sus respectivas desviaciones típicas (media \pm desviación típica).

- b. Para analizar si la cirugía percutánea del HV modifica el patrón de presiones del antepié y los valores radiológicos se realizaron las siguientes pruebas estadísticas:
 - Análisis descriptivo de las variables baropodométricas pre y posquirúrgicas, expresado en forma de medias con sus respectivas desviaciones típicas (media \pm desviación típica).
 - Prueba *t de student* para muestras pareadas entre los valores de presión pre y posquirúrgica para cada zona.

- c. Para establecer la relación entre los valores de presión plantar pre y posquirúrgica y el grado de alteración angular, la escala clínica y las variables antropométricas se realizaron las siguientes pruebas estadísticas:
 - Correlación de Pearson, entre el 1^{er} AIM, AHA y la presión media en todas las zonas.
 - Correlación de Pearson, entre el 1^{er} AIM, AHA y la escala AOFAS y entre ésta y la presión media en todas las zonas.
 - Correlación de Pearson, entre el peso e IMC y la presión media prequirúrgica en todas las zonas.
 - Regresión múltiple, entre las variables dependientes de presión media en cada zona y las independientes edad, peso, IMC, 1er AIM, AHA, cadencia y tiempo de apoyo. Las variables

introducen en el modelo mediante el método “Eliminación hacia atrás”

d. Para examinar si la técnica percutánea de RTBD-Akin provoca cambios en la escala clínica y los valores de presión plantar relacionados con la presencia de queratopatías se realizaron las siguientes pruebas estadísticas:

- Prueba *t de student* para muestras pareadas. Entre los valores de la escala AOFAS pre y posquirúrgica.
- Tabla de frecuencias y prueba de chi-cuadrado (χ^2)
- Conglomerado *K* de medias entre:
 - Presión media de la 1ª CMT y la queratopatía en el lateral de la 1ª ATMF.
 - Presión media del 1^{er} dedo y la queratopatía en el lateral de la AIF

Los datos se analizaron con el programa informático SPSS v.15.0 (SPSS, Chicago, IL) para Windows (licencia campus UEX). El nivel de significación se fijó en el 5% ($p < 0.05$).

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS.

5.1 Patrón y valores prequirúrgicos de presión plantar en pies con HV leve.

La cadencia prequirúrgica fue de 103.7 ± 5.3 pasos por minuto, mientras que el tiempo de contacto del pie con el suelo fue de 0.82 ± 0.6 seg. En relación a las variables baropodométricas (Tabla 6 y Fig. 35), prequirúrgicamente la 2^a CMT presentó el valor más alto de presión, seguida de la 3^a y de 1^a CMTs.

El 1^{er} dedo presentó una presión media de 328.5 kPa, siendo el cuarto valor de los 7 analizados. Tras él, presentaron valores decrecientes la 4^a y 5^a CMTs y los dedos menores.

ZONA	Media (kPa)	DT (kPa)	Orden
n=100			
1 ^a CMT	375.8	207.2	3 ^a
2 ^a CMT	421.4	287.6	1 ^a
3 ^a CMT	380.6	263.8	2 ^a
4 ^a CMT	251.5	195.9	5 ^a
5 ^a CMT	139.1	119.3	6 ^a
Primer dedo	328.5	113.2	4 ^a
Dedos menores	375.8	207.2	7 ^a

Tabla 6. Estadística descriptiva de presión media en el antepié.

DT, Desviación típica; CMT, Cabeza metatarsal; kPa, kilopascales

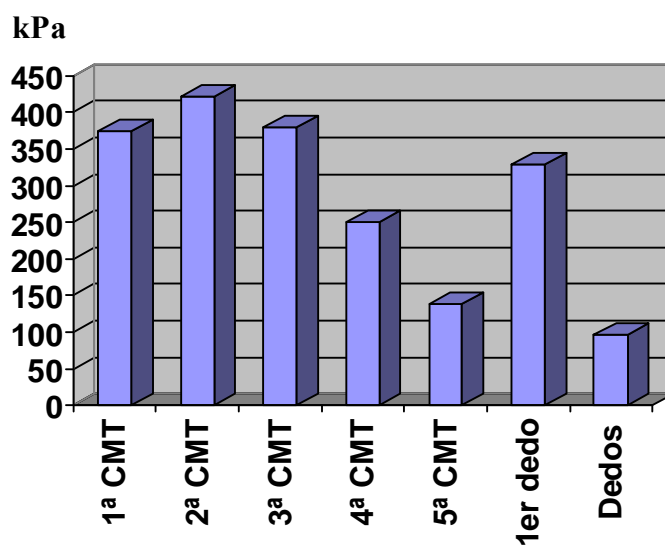


Figura 35. Gráfico de presión media (kPa) prequirúrgica en el antepié.

5.2 Modificación baropodométrica del antepié y de los valores radiológicos.

La cadencia posquirúrgica fue de 104.1 ± 4.5 pasos por minuto, mientras que el tiempo de contacto del pie con el suelo posquirúrgico fue de 0.81 ± 0.7 seg. No se encontraron diferencias significativas entre la cadencia pre y posquirúrgica ($p=0.517$), ni tampoco entre el tiempo de apoyo pre y posquirúrgico ($p=0.283$). Posquirúrgicamente, las mayores presiones correspondieron a la 2ª, 3ª y 1ª CMTs (Tabla 7). Sin embargo, el cuarto valor de presión correspondió a la 4ª, seguida de la 5ª CMT. El valor de presión en el 1^{er} dedo pasó a ser el sexto de los 7 analizados, con un valor de 151.9 kPa, seguido de los dedos menores que presentaron el valor mas reducido de todo el antepié.

ZONA	Media \pm DT	Orden	Media \pm DT	Orden	p
n=100					
	<i>Prequirúrgico</i>		<i>Posquirúrgico</i>		
1ª CMT	375.8 \pm 207.2	3ª	360.1 \pm 207.7	3ª	0.552
2ª CMT	421.4 \pm 287.6	1ª	412.5 \pm 200.1	1ª	0.327
3ª CMT	380.6 \pm 263.8	2ª	390.7 \pm 213.4	2ª	0.727
4ª CMT	251.5 \pm 195.9	5ª	322.2 \pm 215.1	4ª	0.002*
5ª CMT	139.1 \pm 119.3	6ª	176.3 \pm 132.7	6ª	<0.001*
Primer dedo	328.5 \pm 113.2	4ª	151.9 \pm 37.9	5ª	<0.001*
Dedos menores	96.6 \pm 69.1	7ª	122.9 \pm 81.6	7ª	0.004*

Tabla 7. Modificación de los valores de presión media pre y posquirúrgica.

Según prueba *t* de student para muestras pareadas. * $p<0,05$
DT, Desviación típica; CMT, Cabeza metatarsal.

El análisis de las pruebas *t* para muestras pareadas mostraron diferencias significativas entre los valores de presión media en el 1^{er} dedo, 4^a y 5^a CMTs, así como en los dedos menores (Tabla 7). Las figuras 36 y 37 resumen los hallazgos baropodométricos obtenidos.

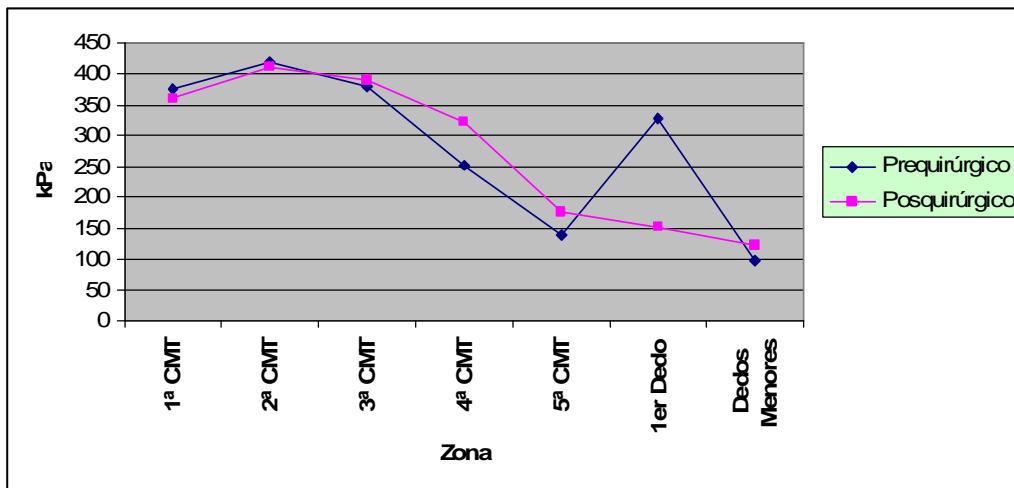


Figura 36. Presión media en el antepié Pre y Posquirúrgica.

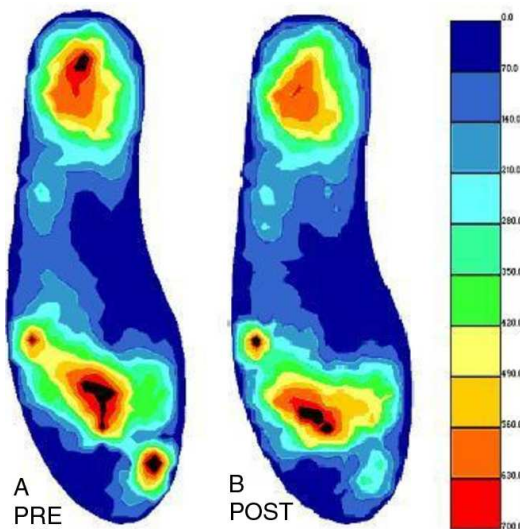


Figura 37. Baropodometría en un caso.

Se observa la reducción de la presión bajo el 1^{er} dedo.

Prequirúrgicamente las pacientes presentaban un 1^{er} AIM de $11.8 \pm 0.5^\circ$ y un AHA de $24.1 \pm 3.7^\circ$ (Tabla 8). Tras la cirugía los valores se redujeron de manera significativa ($p < 0.001$) hasta un 1er AIM de $9.4 \pm 0.5^\circ$, y un AHA de $11 \pm 1.7^\circ$.

	Media \pm DT. Prequirúrgico	Media \pm DT. Posquirúrgico	<i>p</i>
n=100			
1er AIM	11.803 \pm 0.4923	9.448 \pm 0.5715	<0.001 *
AHA	24.105 \pm 3.7264	11.049 \pm 1.6697	<0.001 *

Tabla 8. Resultados de la comparación de los ángulos pre y posquirúrgicos.

Según prueba *t* de student para muestras pareadas. * $p < 0,05$
1er AIM, Primer ángulo intermetatarsal; AHA, Ángulo de Hallux Abductus; DT, Desviación típica.

5.3 Relación entre los valores de presión plantar pre y posquirúrgica y el grado de alteración angular, la escala clínica y las variables antropométricas.

5.3.1 Relaciones Prequirúrgicas.

Prequirúrgicamente, el 1^{er} AIM presentó una correlación significativa y positiva ($r=0.499$; $p=0.001$) con el AHA (Tabla 9). El 1^{er} AIM no presentó correlaciones significativas con ninguna de las variables de presión, mientras que se halló una única correlación positiva ($r=0.490$; $p<0.001$) entre el AHA y la presión media en el 1^{er} dedo (Tabla 9)

Variables		<i>r</i>	<i>p</i>
n=100			
1 ^{er} AIM Pre	AHA Pre	0.499	<0.001 *
1 ^{er} AIM Pre	Pre. Med. 1 ^a CMT	-0.152	0.131
	Pre. Med. 2 ^a CMT	-0.112	0.164
	Pre. Med. 3 ^a CMT	-0.034	0.741
	Pre. Med. 4 ^a CMT	-0.058	0.567
	Pre. Med. 5 ^a CMT	0.036	0.721
	Pre. Med. 1 ^{er} Dedo	0.143	0.155
	Pre. Med. Ded. Menores	-0.083	0.414
AHA Pre	Pre. Med. 1 ^a CMT	-0.108	0.284
	Pre. Med. 2 ^a CMT	-0.134	0.184
	Pre. Med. 3 ^a CMT	-0.037	0.717
	Pre. Med. 4 ^a CMT	-0.070	0.486
	Pre. Med. 5 ^a CMT	0.014	0.891
	Pre. Med. 1 ^{er} Dedo	0.490	<0.001 *
	Pre. Med. Ded. Menores	-0.021	0.834

Tabla 9. Relaciones prequirúrgicas entre las alteraciones angulares y la presión media.

Según correlación bivariada de Pearson. * $p<0,05$

1^{er} AIM, Primer ángulo intermetatarsal; AHA Ángulo Hallux Abductus; CMT Cabeza metatarsal.
Pre, Prequirúrgico; Pre. Med, Presión media.

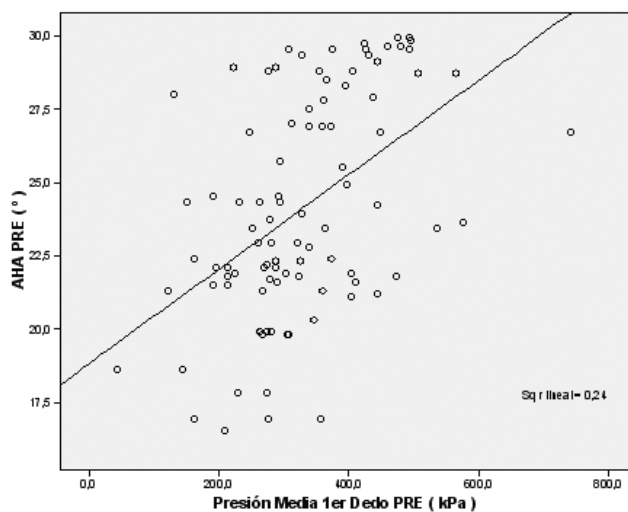


Figura 38. Recta de regresión simple. Presión 1^{er} dedo-AHA prequirúrgico.

AHA, Ángulo de Hallux Abductus; Pre, prequirúrgico; kPa, Kilopascales

El gráfico de regresión simple, muestra la relación lineal (Sq $r=0.24$) que presenta el AHA prequirúrgico y la presión media del 1^{er} dedo (Figura 38).

Se encontraron correlaciones negativas entre la escala clínica AOFAS y el 1^{er} AIM y el AHA prequirúrgicos (Tabla 10). Las correlaciones efectuadas entre la escala AOFAS y las variables de presión plantar (Tabla 10) mostraron una única correlación negativa con la presión en el 1^{er} dedo ($r=-0.222$, $p=0.026$).

Se hallaron correlaciones positivas entre el peso y la presión media en 3^a, 4^a y 5^a CMTs y en los dedos menores. Del mismo modo, se hallaron correlaciones positivas entre el IMC y la presión media en 3^a, 4^a y 5^a CMTs (Tabla 11).

Variables		<i>r</i>	<i>p</i>
n=100			
AOFAS Pre	1 ^{er} AIM Pre	-0.204	0.042 *
	AHA Pre	-0.370	<0.001 *
AOFAS Pre	Pre. Med. 1 ^a CMT	0.042	0.678
	Pre. Med. 2 ^a CMT	0.194	0.054
	Pre. Med. 3 ^a CMT	0.089	0.377
	Pre. Med. 4 ^a CMT	0.065	0.520
	Pre. Med. 5 ^a CMT	0.025	0.808
	Pre. Med. 1 ^{er} Dedo	-0.222	0.026 *
	Pre. Med. Ded. Menores	0.032	0.750

Tabla 10. Relaciones prequirúrgicas entre la escala AOFAS, las alteraciones angulares y la presión media.

Según correlación bivariada de Pearson. * $p < 0,05$

Pre, Prequirúrgico; Pre. Med, Presión Media; Ded, Dedos; CMT, Cabeza Metatarsal; 1^{er} AIM, Primer Ángulo Intermetatarsal; AHA, Ángulo de Hallux Abductus.

Variables		<i>r</i>	<i>p</i>
n=100			
Peso	Pre. Med. 1 ^a CMT Pre	0.145	0.150
	Pre. Med. 2 ^a CMT Pre	0.033	0.741
	Pre. Med. 3 ^a CMT Pre	0.250	0.012 *
	Pre. Med. 4 ^a CMT Pre	0.397	< 0.001 *
	Pre. Med. 5 ^a CMT Pre	0.365	<0.001 *
	Pre. Med. 1 ^{er} Dedo Pre	0.032	0.753
	Pre. Med. Ded. Menores Pre	0.307	0.002 *
IMC	Pre. Med. 1 ^a CMT Pre	0.045	0.658
	Pre. Med. 2 ^a CMT Pre	0.072	0.479
	Pre. Med. 3 ^a CMT Pre	0.305	0.002 *
	Pre. Med. 4 ^a CMT Pre	0.367	< 0.001 *
	Pre. Med. 5 ^a CMT Pre	0.313	0.002 *
	Pre. Med. 1 ^{er} Dedo Pre	0.068	0.500
	Pre. Med. Ded. Menores Pre	0.165	0.101

Tabla 11. Relaciones prequirúrgicas entre el peso, el IMC y la presión media.

Según correlación bivariada de Pearson. * $p < 0,05$

IMC, Índice de masa corporal; Pre. Med, Presión Media; Ded, Dedos

Los resultados del análisis de regresión multivariado (Tabla 12) muestran que el 26.8% de la presión media del 1^{er} dedo se atribuía a la variación del AHA prequirúrgico ($\beta=14.688$; $p=0.001$). La cadencia y el peso explicaron el 19,6% de la presión media en la 5^a CMT ($\beta=5.281$ y $\beta=5.799$; $p<0.001$), mientras que el IMC y el peso contribuyeron un 13.3% en los dedos menores ($\beta=4,711$ y $\beta=-8.312$; $p<0.001$), para el modelo global en ambos casos.

El peso contribuyó un 15.7% en la presión media de la 4^a CMT ($\beta=8.947$; $p<0.001$), y tras estos resultados, se encontraron correlaciones débiles para la 2^a y 3^a CMTs. Así, el 1^{er} AIM prequirúrgico fue el único factor asociado a la presión media en la 2^a CMT y el IMC se asoció débilmente a la 3^a CMT.

Ninguna de las variables pudo explicar la variabilidad en las presiones en la zona de la 1^a CMT, mientras que la edad no estuvo asociada a la presión media en ninguna de las 7 zonas.

Variables dependientes	Variables independientes	Coficiente β	r	r^2	p	
n=100						
Presión Media Pre	1 ^a CMT	Ninguna				
	2 ^a CMT	1 ^{er} AIM Pre	-123.891	0.212	0.045	0.034 *
	3 ^a CMT	IMC	24.817	0.305	0.093	0.002 *
	4 ^a CMT	Peso	8.947	0.397	0.157	<0.001 *
	5 ^a CMT	Peso	5.281	0.442	0.196	<0.001 *
		Cadencia Pre	5.799			
	1 ^{er} Dedo	AHA Pre	14.688	0.517	0.268	<0.001 *
	Dedos menores	Peso	4.711	0.364	0.133	<0.001 *
	IMC	-8.312				

Tabla 12. Análisis de regresión multivariada prequirúrgica.

Entre la variable dependiente presión media en cada zona del antepié y las independientes peso, edad, IMC, cadencia, T^o de apoyo, 1^{er} AIM pre y AHA pre.* $p<0,05$

Pre, Prequirúrgico; IMC; Índice de masa corporal; CMT, Cabeza Metatarsal; 1^{er} AIM, Primer Ángulo Intermetatarsal; AHA, Ángulo de Hallux Abductus.

5.3.2 Relaciones posquirúrgicas

El 1^{er} AIM posquirúrgico presentó una correlación positiva con el AHA ($r=0.518$; $p<0.001$). No se encontraron correlaciones significativas entre el 1^{er} AIM posquirúrgico y las variables de presión. La única correlación entre las variables de presión y los ángulos posquirúrgicos fue una correlación positiva ($r=0.363$; $p<0.001$) entre el AHA posquirúrgico y la presión media bajo el 1^{er} dedo (Tabla 13). La escala AOFAS presentó una correlación negativa con el AHA posquirúrgico (Tabla 14), mientras que con las variables baropodométricas mostró correlaciones positivas con la presión media en 4^a y 5^a CMTs y negativa con el 1^{er} dedo ($r=-0.503$, $p<0.001$).

Variables		<i>r</i>	<i>p</i>
n=100			
1 ^{er} AIM Post	AHA Post	0.518	<0.001 *
1 ^{er} AIM Post	Pre. Med. 1 ^a CMT	0.125	0.214
	Pre. Med. 2 ^a CMT	0.039	0.702
	Pre. Med. 3 ^a CMT	0.012	0.905
	Pre. Med. 4 ^a CMT	0.000	0.999
	Pre. Med. 5 ^a CMT	-0.110	0.276
	Pre. Med. 1 ^{er} Dedo	0.172	0.087
	Pre. Med. Ded. Menores	0.012	0.903
	AHA Post	Pre. Med. 1 ^a CMT	0.192
Pre. Med. 2 ^a CMT		0.177	0.079
Pre. Med. 3 ^a CMT		0.188	0.062
Pre. Med. 4 ^a CMT		0.014	0.891
Pre. Med. 5 ^a CMT		-0.004	0.969
Pre. Med. 1 ^{er} Dedo		0.363	<0.001 *
Pre. Med. Ded. Menores		0.030	0.764

Tabla 13. Relaciones posquirúrgicas entre las alteraciones angulares y la presión media.

Según correlación bivariada de Pearson. * $p<0,05$
 1^{er} AIM, Primer ángulo intermetatarsal; AHA Ángulo Hallux Abductus; CMT Cabeza metatarsal.
 Post, Posquirúrgico; Pre. Med, Presión media.

		<i>r</i>	<i>p</i>
n=100			
AOFAS Post	1 ^{er} AIM Post	-0.097	0.335
	AHA Post	-0.218	0.029 *
AOFAS Post	Pre. Med. 1 ^a CMT	-0.018	0.855
	Pre. Med. 2 ^a CMT	-0.005	0.963
	Pre. Med. 3 ^a CMT	0.053	0.603
	Pre. Med. 4 ^a CMT	0.301	0.002 *
	Pre. Med. 5 ^a CMT	0.224	0.025 *
	Pre. Med. 1 ^{er} Dedo	-0.503	<0.001 *
	Pre. Med. Ded. Menores	0.255	0.010

Tabla 14. Relaciones posquirúrgicas entre la escala AOFAS, las alteraciones angulares y la presión media.

Según correlación bivariada de Pearson. * p<0,05
 Post, Posquirúrgico; Pre. Med, Presión Media; Ded, Dedos; CMT, Cabeza Metatarsal; 1^{er} AIM, Primer Ángulo Intermetatarsal; AHA, Ángulo de Hallux Abductus

		<i>r</i>	<i>p</i>
n=100			
Peso	Pre. Med. 1 ^a CMT Post	0.242	0.015 *
	Pre. Med. 2 ^a CMT Post	0.094	0.353
	Pre. Med. 3 ^a CMT Post	0.220	0.028 *
	Pre. Med. 4 ^a CMT Post	0.312	0.002 *
	Pre. Med. 5 ^a CMT Post	0.211	0.035 *
	Pre. Med. 1 ^{er} Dedo Post	0.028	0.786
	Pre. Med. Ded. Menores Post	0.225	0.025 *
IMC	Pre. Med. 1 ^a CMT Post	0.107	0.289
	Pre. Med. 2 ^a CMT Post	0.126	0.210
	Pre. Med. 3 ^a CMT Post	0.215	0.032 *
	Pre. Med. 4 ^a CMT Post	0.229	0.022 *
	Pre. Med. 5 ^a CMT Post	0.135	0.179
	Pre. Med. 1 ^{er} Dedo Post	-0.002	0.983
	Pre. Med. Ded. Menores Post	0.126	0.211

Tabla 15. Relaciones posquirúrgicas entre el peso, IMC y la presión media.

Según correlación bivariada de Pearson. * p<0,05
 IMC, Índice de masa corporal; Pre. Med., Presión media; CMT, Cabeza metatarsal; Post, Posquirúrgico.

Se hallaron correlaciones positivas entre el peso y la presión media posquirúrgica en 1ª, 3ª, 4ª y 5ª CMTs y en los dedos menores y entre el IMC y la presión media en 3ª y 4ª CMTs (Tabla 15).

Los resultados del análisis de regresión multivariado posquirúrgico (Tabla 16) mostraron que el peso y la cadencia posquirúrgica de marcha explicaban conjuntamente un 19.4% de la presión media en la 1ª CMT ($\beta=13.272$ y $\beta=-9.704$; $p<0.001$). El peso estuvo débilmente asociado a la presión media de 3ª, 4ª y 5ª CMTs, así como a los dedos menores (4.8%, 9.8%, 4.5% y 5.1% respectivamente).

También presentó una débil relación (8.2%) el tiempo de apoyo posquirúrgico y la presión media en la 2ª CMT. El AHA posquirúrgico mostró una estrecha relación con la presión media del 1º dedo, ya que contribuyó un 13,2% ($\beta=8.246$; $p<0.001$). La edad no estuvo asociada a la presión media en ninguna de las 7 zonas.

Variables dependientes	Variables independientes	Coefficiente β	r	r^2	p	
n=100						
Presión Media Post	1ª CMT	Peso	13.272	0.440	0.194	<0.001*
		Cadencia Post	-9.704			
	2ª CMT	Tº apoyo Post	-625.954	0.286	0.082	0.015 *
	3ª CMT	Peso	5.338	0.220	0.048	0.028 *
	4ª CMT	Peso	7.121	0.312	0.098	0.002 *
	5ª CMT	Peso	2.969	0.211	0.045	0.035 *
	1º Dedo	AHA Post	8.246	0.363	0.132	<0.001*
	Dedos menores	Peso	1.946	0.225	0.051	0.025 *

Tabla 16. Análisis de regresión multivariada posquirúrgica.

Entre la variable dependiente presión media en cada zona del antepié y las independientes peso, edad, IMC, cadencia, Tº de apoyo, 1º AIM post y AHA post * $p<0,05$

CMT, Cabeza metatarsal; Tº, Tiempo; AHA, Ángulo de Hallux Abductus; Post, posquirúrgico

5.4 Modificación de la escala clínica y valores relacionados con la aparición de queratopatías

La media de la escala AOFAS prequirúrgica fue de $68,5 \pm 10,6$ puntos (rango, 42-85), aumentando hasta los $86,6 \pm 8,5$ puntos (rango, 52-100) al final del periodo de seguimiento. La prueba t de student para muestras pareadas mostró que la diferencia resultó estadísticamente significativa ($p < 0.001$)

		Prequirúrgico	Posquirúrgico	<i>p</i>
n=100				
Variable				
Dolor	Sin Dolor	0	76	<0.001 *
	Medio	81	24	
	Moderado	19	0	
Actividad	Sin limitación	21	68	<0.001 *
	Recreativa	74	32	
	Diaria	5	0	
Calzado	Cualquiera	43	57	<0.001 *
	Confort	55	43	
	Modificado	2	0	
Mov 1ª ATMF	>75°	41	51	<0.001 *
	30-74°	59	49	
	<30°	0	0	
Mov AIF 1^{er} Dedo	Sin restricción	88	95	<0.001 *
	Restricción	12	5	
Estabilidad 1^{er} Dedo	Estable	69	80	<0.001 *
	Inestable	31	20	
Hiperqueratosis	No	10	80	<0.001 *
	1ª AMTF	28	11	
	AIF 1^{er} dedo	62	9	
Alineación 1^{er} Dedo	Buena	30	58	<0.001 *
	Pobre	70	42	

Tabla 17. Resultados pre y posquirúrgicos de la escala AOFAS.

Según tabla de frecuencias y prueba de chi-cuadrado (χ^2). * $p < 0,05$
 Mov, Movimiento; 1ª AMTF, primera articulación metatarsofalángica; AIF, articulación interfalángica

76 de los 100 pies quedaron completamente libres de dolor, mientras que 24 refirieron dolor leve u ocasional alrededor de la primera cabeza metatarsal en actividades recreativas. 62 pies presentaron prequirúrgicamente una hiperqueratosis dolorosa bajo el 1^{er} dedo, mientras que sólo 9 de los pies presentaron la misma lesión posquirúrgicamente (Tabla 17). Las diferencias fueron significativas ($p < 0.001$) en todos los elementos de la escala AOFAS.

El análisis del conglomerado *K* de medias, indica que las pacientes que presentan una hiperqueratosis prequirúrgica en la zona medial de la 1^a ATMF tenían una media de presión de 417.2 ± 254.5 kPa, mientras que las que no la presentaban tenían una presión de 359.6 ± 185.1 kPa. Posquirúrgicamente, estos valores bajaron a 409.8 y 346.3 kPa respectivamente (Tabla 18).

		HQ Medial 1 ^a ATMF	
		Si	No
		n=28	n=72
Presión 1 ^a CMT	Pre	417,2 ± 254,5	359,6 ± 185,1
	Post	409,8 ± 280,4	346,3 ± 124,3

		HQ AIF 1 ^{er} Dedo	
		Si	No
		n=62	n=38
Presión 1 ^{er} Dedo	Pre	369,5 ± 108,7	261,6 ± 86,1
	Post	216,1 ± 25,3	156,7 ± 20,7

Tabla 18. Conglomerado *K* de medias. Presión media en 1^a CMT y 1^{er} dedo.

HQ, Hiperqueratosis; CMT, Cabeza metatarsal, Pre, Prequirúrgico; Post, posquirúrgico. AIF articulación interfalángica

En relación a la presión en el 1^{er} dedo, las pacientes que presentan una hiperqueratosis en la AIF tenían una presión de 369.5 ± 108.7 kPa, y las que no de 261.6 ± 86.1 kPa. Posquirúrgicamente, estos valores bajaron a 216.1 y 156.7 kPa respectivamente (Tabla 18).

6. DISCUSIÓN

6. DISCUSIÓN.

6.1 Patrón y valores prequirúrgicos en pies con HV leve.

Según los resultados de esta investigación, y comparando con un estudio previo en pies normales con el sistema Biofoot/IBV® (Martínez-Nova, Cuevas-García et al. 2007) hemos comprobado que los pies con HV leve presentan una alteración en el patrón de presiones plantares en el primer segmento dígito-metatarsal (Tabla 19). Teniendo en cuenta que buscamos cambios superiores a 47 kPa (véase apartado 4.2 , Pág. 85) y que en ambos estudios el peso medio es similar (68-66 Kg.), el hallazgo más evidente es una hiperpresión del 46% bajo el 1^{er} dedo. A su vez, los pies con HV leve presentan una presión media ligeramente más elevada en la primera cabeza metatarsal (18%). Esto muestra un aumento de cargas en el primer segmento dígito-metatarsal (antepié medial).

ZONA	Pies normales Martínez-Nova 2007 n=30	Pies con HV Leve n=100	Hallazgo
	kPa	kPa	
1 ^a CMT	308.8	375.8	↑ 18 %
2 ^a CMT	405.8	421.4	≈
3 ^a CMT	394.1	380.6	≈
4 ^a CMT	203.7	251.5	≈
5 ^a CMT	118.4	139.0	≈
1 ^{er} Dedo	146.5	324.1	↑↑↑ 46 %
Dedos Menores	105.3	96.6	≈

Tabla 19. Comparación baropodométrica en pies normales y con HV leve.

CMT, Cabeza metatarsal; ↑, Aumento

Este patrón de presiones difiere claramente del establecido como normal. En relación a las cabezas metatarsales, la mayoría de los estudios realizados hasta ahora están de acuerdo en que pacientes normales, la 2ª y 3ª CMTs presentan presiones más elevadas que la 1ª CMT (Bryant, Tinley et al. 2000; Mueller, Hastings et al. 2003; Menz y Morris 2006; Martínez-Nova, Cuevas-García et al. 2007; Martínez-Nova, Pascual-Huerta et al. 2008).

En nuestro estudio los valores obtenidos en la 2ª y 3ª CMTs se muestran como los más altos del antepié, al igual que en los pies no patológicos. Sin embargo, la presión que soporta el 1^{er} dedo es claramente patológica. Dos estudios con el sistema Biofoot/IBV® señalan que las presiones normales para este dedo giran en torno a 145 kPa (Martínez-Nova, Cuevas-García et al. 2007; Martínez-Nova, Pascual-Huerta et al. 2008), mientras que en los pies con HV leve esta presión es de 324.1 kPa (Tabla 19). Casi la totalidad de los estudios baropodométricos en HV leves identifican un aumento de presión en el 1^{er} dedo (Resch y Stenstrom 1995; Kernozek y Sterriker 2002; Bryant, Tinley et al. 2005; Saro, Andren et al. 2007; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008), aunque difieren en otorgar el orden de presión relativa en el antepié. Algunos autores otorgan al 1^{er} dedo la segunda (Bryant, Tinley et al. 2005; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008), tercera (Kernozek y Sterriker 2002) o cuarta (Resch y Stenstrom 1995; Saro, Andren et al. 2007) zona que mas presión soporta.

Según nuestros resultados, el 1^{er} dedo emerge como la cuarta zona que más presión soporta en el antepié. Estos resultados coinciden con los encontrados por Resch y Stenstrom (1995) y Saro, Andren et al. (2007). Además, estos estudios se realizaron con plantillas instrumentadas, mientras que el resto emplearon plataformas de presiones. Las condiciones del análisis baropodométrico, con calzado en los análisis con plantillas y descalzo en las plataformas, pueden hacer variar el orden relativo de presión del 1^{er} dedo, aunque todos los estudios identifican hiperpresiones en esta zona con respecto a los pies normales.

Sin embargo, Dhukaram, Hullin et al. (2006) encontraron diferencias de presión en el 1^{er} dedo entre pacientes sin patología y pacientes con HV moderado o severo, aunque el 1^{er} dedo soportaba más presión en los pacientes no patológicos. La controversia con nuestros resultados radica en que los HV estudiados fueron moderados o severos, que presentan diferente biomecánica y alteraciones radiológicas (Coughlin y Jones 2007; Easley y Trnka 2007).

Comúnmente se ha atribuido al HV una alteración de las presiones plantares, con un aumento de estas en las CMTs centrales (Hutton y Dhanendran 1981; Blomgren, Turan et al. 1991; Wanivenhaus y Brettschneider 1993; Waldecker 2004). Sin embargo, en estas investigaciones no fue realizada la distinción entre los diferentes grados de la patología, y puesto que es una patología progresiva, un HV leve no tiene la misma repartición de cargas que uno moderado o severo.

Únicamente Waldecker (2002) realizó una diferenciación entre pacientes con HV y metatarsalgia asociada (sintomáticos) y los que no presentaban metatarsalgia asociada (asintomáticos). Encontró que en los pacientes sintomáticos, los valores de presión en las CMTs centrales eran significativamente mayores que en los pacientes no sintomáticos, que mantenían los patrones de presión en la parte medial del antepié (1^a CMT y 1^{er} dedo). Aunque esta investigación no diferencia los grados de HV podemos relacionar los pacientes sintomáticos con los grados moderado o severo y los no sintomáticos con el grado leve (puesto que en nuestro grupo no existía la metatarsalgia asociada a las cabezas metatarsales centrales).

Mitskewitch (1992) concluyó que el patrón de presiones difiere dependiendo del grado de deformidad, con presiones máximas situadas en diferentes localizaciones. Cuando el HV es leve, con un 1^{er} AIM bajo, la máxima presión se sitúa bajo el 1^{er} dedo, lo que está de acuerdo con nuestros resultados y con los de investigaciones previas (Martínez-Nova, Sánchez-Rodríguez et al.

2008; Martínez Nova, Cuevas García et al. 2008). A medida que el 1^{er} AIM aumenta, la máxima presión se sitúa bajo la 1^a y 2^a o la 2^a y 3^a CMTs. En casos leves, cuando el 1^{er} dedo tiene una hiperpresión patológica, la cirugía debe reducir esta presión, mientras que en casos moderados o severos, cuando la presión esta en 2^a y/o 3^a CMTs la cirugía debe reducir la presión en estas zonas y evitar así la aparición de metatarsalgia.

En nuestra investigación los HV eran leves, y los patrones de carga se mantienen en la parte medial del antepié (1^a CMT y 1^{er} dedo). De las investigaciones de Waldecker (2002), Mitskewitch (1992) y del presente estudio se desprende que el grado de patología de HV influye en la distribución de las presiones plantares patológicas. Así, en HV leves los valores de presión plantar se incrementan en el primer segmento dígito-metatarsal, lo que sugiere la pronación como un importante factor en el desarrollo de esta deformidad de causa multifactorial (Root, Weed et al. 1979; Michaud 1996; Mann 1997; Bryant, Tinley et al. 2005; Martínez Nova, Cuevas García et al. 2008). Mientras, en HV moderados y severos las presiones se transfieren hacia las CMTs centrales (Mitskewitch 1992; Waldecker 2004).

Pensamos que el incremento de presión en el 1^{er} dedo se produce por la inestabilidad en el primer segmento dígito-metatarsal durante el periodo propulsivo de la marcha, debida a la desviación lateral del 1^{er} dedo y al exceso de pronación (Root, Weed et al. 1979). La musculatura flexora deberá contraerse con mayor potencia para intentar estabilizar el primer dedo con el suelo. Además de estar desviado lateralmente, el primer dedo puede encontrarse en el inicio de la deformación en rotación, por lo que el despegue digital se desarrollará por su zona medial, a nivel de la AIF, en vez de realizarse por la zona distal del pulpejo, lo que conllevaría un aumento de la presión plantar (Figura 39). Este hecho se ve confirmado por la correlación ($r=0.490$; $p<0,001$) existente entre el AHA y la presión media bajo el 1^{er} dedo (Tabla 9).



Figura 39. Pie con HV leve en carga y vista plantar del 1^{er} dedo.

Se observa una rotación del primer dedo y una hiperqueratosis asociada al despegue por la zona lateral (AIF).

Esto muestra que a mayor desviación lateral del 1^{er} dedo la presión media aumenta de forma significativa. Además, en la escala AOFAS prequirúrgica 62 de los 100 casos (Tabla 17, Figura 39) presentaron una hiperqueratosis dolorosa en la articulación interfalángica proximal, lo que está asociado a un aumento de las presiones plantares (Menz, Zammit et al. 2007).

6.2 Modificación baropodométrica del antepié y valores radiológicos.

6.2.1 Modificaciones baropodométricas.

En el presente estudio, los HV leves intervenidos con la técnica percutánea de RTBD-Akin presentaron cambios en los valores de presión plantar, principalmente bajo el 1^{er} dedo, aunque también en la 4^a y 5^a CMTs y en los dedos menores (Tabla 7). Comparando los valores posquirúrgicos con las presiones medias establecidas para los pies normales (Tabla 20), podemos establecer que se ha normalizado el patrón de presiones en el primer segmento digito-metatarsal. Sin embargo, las presiones en 4^a y 5^a CMTs aparecen moderadamente aumentadas.

Zona	Pies normales Martínez Nova 2007	Posquirúrgico	Hallazgo
	n=30	n=100	
	kPa	kPa	
1 ^a CMT	308.8	360.1	≈
2 ^a CMT	405.8	412.5	≈
3 ^a CMT	394.1	390.7	≈
4 ^a CMT	203.7	322.2	↑ 37 %
5 ^a CMT	118.4	176.3	↑ 33 %
1 ^{er} Dedo	146.5	151.9	≈
Dedos menores	105.3	122.9	≈

Tabla 20. Comparación de los valores posquirúrgicos con pies normales.

CMT, Cabeza metatarsal; ↑ Aumento

El aspecto más destacable de los resultados obtenidos es la reducción y mejoría de la presión plantar bajo el 1^{er} dedo, lo que ya fue intuido en un estudio preliminar (Martínez-Nova, Sánchez-Rodríguez et al. 2008). Las razones que explican este hallazgo se deben a que en la patomecánica del HV el primer metatarsiano se desvía medialmente, mientras que el dedo lo hace lateralmente (Munuera Martínez 2005; Munuera, Domínguez et al. 2006). La desviación en valgo del dedo modifica las funciones musculares convirtiendo al aductor únicamente en flexor plantar. El abductor ve incrementada su potencia, mientras que flexores y extensores ayudan a fijar la deformidad. Como consecuencia de esto el 1^{er} dedo quedará fijado en flexión plantar, y al estar desviado lateralmente (AHA aumentado), el despegue no se realiza correctamente por el pulpejo, sino que se realiza por la parte medial de la articulación interfalángica. Esta condición produce el incremento de presión en el 1^{er} dedo, confirmado por la correlación positiva entre el AHA y la presión media en esta zona ($r=0.490$; $p<0.001$, Tabla 9).

Posquirúrgicamente, la disminución de las presiones en el 1^{er} dedo está relacionada con la osteotomía de Akin, ya que alinea el 1^{er} dedo con respecto al primer metatarsiano y permite que el despegue se realice normalmente, por la zona distal del pulpejo (Figuras 40 y 41). Esto se ve confirmado por la correlación entre el AHA posquirúrgico y la presión media en el 1^{er} dedo ($r=0.363$; $p<0.001$, Tabla 13). De esta forma cuando se ha conseguido una buena alineación y el AHA es bajo, la presión en el 1^{er} dedo es menor, mientras que en las pacientes con mayor AHA posquirúrgico, la presión es mayor.



Figura 40. Visión frontal del apoyo del 1^{er} dedo.
Se observa la desviación en valgo y el apoyo patológico.



Figura 41. Visión frontal posquirúrgica del caso de la Figura 40.
Se observa una correcta alineación del dedo, la desaparición de la rotación en valgo y la corrección del punto de apoyo patológico.

La mejora del equilibrio músculo-tendinoso, tras la tenotomía del tendón del abductor y la relajación de la cápsula lateral, distensiona las partes blandas contracturadas y logra una mejor posición de la articulación metatarsofalángica. Esto ayuda a mantener la corrección ósea conseguida en el AHA con la osteotomía de Akin.

Estos resultados son consistentes con parte de la literatura consultada (Bryant, Tinley et al. 2005; Mittal, Raja et al. 2006; Saro, Andren et al. 2007; Cancillieri, Marinozzi et al. 2008), mientras que están parcialmente en desacuerdo con dos estudios (Resch y Stenstrom 1995; Kernozek y Sterriker 2002).

Mittal, Raja et al. (2006) evaluaron el procedimiento de McBride, que puede ser comparado al realizado en nuestro estudio, pues los procedimientos sobre los tejidos blandos (exostectomía, desinserción del tendón aductor del 1^{er} dedo y relajación de la cápsula lateral) son similares en ambos estudios. Aunque en su investigación no especificaron las regiones estudiadas y sólo dieron datos del 1^{er} dedo y de todo el pie en general, encontraron una reducción del 29 % (de 675 a 480 kPa) en el pico de presión máxima bajo el 1^{er} dedo. Del mismo modo, encontraron un aumento en el área de contacto, por lo que concluyeron que la fuerza se distribuyó sobre una mayor superficie y por ende, la presión se redujo.

Bryant, Tinley et al. (2005), evaluando la osteotomía de Austin, observaron que el pico de presión en el 1^{er} dedo, se redujo significativamente a los 3 meses de la intervención, se incrementó significativamente a los 12 meses, para estabilizarse a niveles inferiores a los valores prequirúrgicos (de 637 a 515 kPa, con una reducción del 22%) a los 24 meses de seguimiento. La presión en la 1^a CMT se redujo considerablemente (33% menos), pero aumentó hasta estabilizarse a los 6 meses y a los 12, mientras que a los 18 meses se incrementó, igual que a los 24, hasta niveles similares a los de antes de la cirugía. La comparación entre el grupo control y el grupo de HV, tras los 24 meses de seguimiento, muestra que en el grupo de HV el pico de presión en el 1^{er} dedo se

redujo de los niveles prequirúrgicos hasta valores normales tras el periodo de seguimiento.

Cancilleri, Marinozzi et al. (2008) compararon retrospectivamente la técnica de Austin y de una de sus modificaciones, la técnica de Boc. Los resultados más destacables fueron que encontraron que en ambos grupos, a los 24 meses hubo una reducción global en el pico de presión, mayor en el 1^{er} dedo y en la 1^a CMT, mientras que no encontraron cambios en la 4^a y 5^a CMTs. En el grupo Austin, la reducción de presión en la 1^a CMT y el 1^{er} dedo fueron significativas, mientras que en el resto de zonas no hubo cambios significativos. La presión bajo el 1^{er} dedo pasó de 612 kPa prequirúrgicos a 567 kPa posquirúrgicos (8% reducción). En el grupo de Boc, hubo una reducción significativa de presión en el 1^{er} dedo, que redujo de los 609 a 468 kPa (23% de reducción) y también en 1^a, 2^a y 3^a CMTs.

Saro, Andren et al. (2007) plantearon la comparación de los resultados baropodométricos en dos osteotomías distales, la de Lindgren y la de Chevron. Entre los resultados destacaron que no observaron diferencias baropodométricas significativas en ningún parámetro medido, entre ambos grupos ni a los 6, ni a los 12 meses de la intervención. El pico de presión bajo el 1^{er} dedo resultó mayor 6 meses después de la cirugía que en los no operados o el pie contralateral. Sin embargo, si tenemos en cuenta el resultado global de ambas intervenciones, a los 6 meses la presión aumentó en el 1^{er} dedo, aunque a los 12 meses obtuvieron una reducción significativa de la presión media (de 138 a 115 kPa, reducción del 12 %) y en el pico máximo de presión (de 356 a 293 kPa, reducción del 18%).

Kernozek y Sterriker (2002) estudiaron la técnica de Chevron, y en relación con las presiones plantares, no encontraron diferencias en el antepié medial, lateral ni en los dedos menores, sin embargo hallaron un aumento significativo del pico de presión en el antepié central, lo que puede ser un riesgo

de aparición de metatarsalgia. El pico de presión se redujo bajo el 1^{er} dedo tras la cirugía de 439.3 a 289.8 kPa (con una reducción del 44%).

Sólo una de las investigaciones baropodométricas en HV halló una reducción no significativa de la presión en el 1^{er} dedo. Resch y Stenstrom (1995) evaluaron la técnica de Chevron. Aunque esta investigación incluye una osteotomía en la base del metatarsiano, indicada para HV severos, la técnica de Chevron realizada en la mayoría de los pacientes si que es comparable a la practicada en nuestro estudio. Sin embargo los autores fallaron en diferenciar ambos grupos y ofrecieron los datos conjuntos. Los resultados baropodométricos de esta investigación presentan otra limitación, pues no ofrecen los valores de presión, sino el porcentaje de cada zona con respecto a la presión total. Estos autores hallaron que el 1^{er} dedo soportaba un 13% de la presión total del antepié, que se redujo de manera no significativa al 12% tras la cirugía (1% de reducción).

En todos los estudios baropodométricos en HV leve se encuentra una reducción de presión en el 1^{er} dedo, que gira entre el 1 y el 46% (Tabla 21).

AUTOR	HALLAZGO
Presente estudio de investigación	↓ 46 %
Mittal (2006)	↓ 29 %
Saro (2007)	↓12% PM; ↓16 % PP
Bryant (2005)	↓ 22 %
Cancilleri (2008) Téc. Austin	↓ 8 %
Téc. Boc	↓ 23 %
Kernozek (2002)	↓ 44 %
Resch (1995)	↓ 1 % (n.s)

Tabla 21. Reducción de presión en el 1^{er} dedo en cirugía de HV leve.
(n.s), no significativa; Tec, Técnica. PP, Pico de Presión; PM Presión Media

Aunque la mayoría de autores atribuye a esta reducción un efecto positivo, Kernozek y Sterriker (2002) interpretaron que el 1^{er} dedo tenía una menor presión (patológica), y que la cirugía debería aumentarla. Por ello, otorgaron a la reducción de presión tras la cirugía un status de empeoramiento. Resch y Stenstrom (1995) estudiaron el grado de satisfacción de los pacientes tras la cirugía y aquellos que no estaban satisfechos presentaban una menor presión (8%) bajo el 1^{er} dedo, por lo que esta reducción también fue interpretada como un empeoramiento.

Esto difiere del status que otorgamos a la reducción de presión en el 1^{er} dedo en nuestro estudio de investigación (46%), que es de mejora, con el apoyo que nos dan los datos de correlación entre la escala AOFAS posquirúrgica y la presión en el 1^{er} dedo ($r=-0.503$, $p<0.001$, Tabla 14). Esto significa que las pacientes que presentaban una menor presión en el 1^{er} dedo presentaban una mejor puntuación en la escala clínica. Además, clínicamente, se asocia al HV la aparición de una hiperqueratosis en la zona medial del 1^{er} dedo (Ruch, Merrill et al. 1987; Palladino 1991), que a menudo desaparece tras la cirugía. Puesto que esto ocurrió en 67 pies, confirma la conclusión de que la reducción de presión máxima bajo el 1^{er} dedo reporta una mejoría para las pacientes.

Según la revisión bibliográfica realizada, es poco probable encontrar grandes cambios en los valores y distribución de la presión plantar tras una cirugía del HV leve. Excepto Dhukaram, Hullin et al. (2006), que emplearon técnicas para HV moderados o severos, no se han reportado cambios en la presión plantar de retropié o mediopié. Los cambios que se producen tras la intervención quirúrgica son localizados, aumentando o reduciendo la presión en la zona donde se realiza la osteotomía o en zonas cercanas.

Sin embargo, en el presente estudio las presiones en 4^a y 5^a CMTs se han visto moderadamente aumentadas, aun estando alejadas de las zonas donde se han realizado los gestos quirúrgicos. Este aumento de presión es un resultado en

cierta medida sorprendente. Si bien se ha asociado un aumento de las presiones plantares en la 2ª y/o 3ª CMTs tras la cirugía del HV (Toth, Huszanyik et al. 2007; Toth, Huszanyik et al. 2008), no es frecuente encontrar un aumento de presión en la 4ª y/o 5ª CMTs. Este aumento de presión no sólo no estuvo asociado a una sintomatología dolorosa sino que aumentó los valores de escala clínica (Tabla 14). Con respecto a la literatura, Bryant, Tinley et al. (2005) encontraron cambios en la 4ª y 5ª CMTs, con una reducción de la presión en el mismo grupo control antes y después de los 24 meses, sin haber practicado procedimiento alguno. Esto indica que la zona del antepié lateral (4ª y 5ª CMTs) presenta una alta variabilidad de las presiones plantares, puesto que también Saro, Andren et al. (2007) encontraron diferencias a los 6 meses en el pico de presión en esta zona, aunque a los 12 meses esta diferencia desapareció.

Aunque el aumento de las presiones en 4ª y 5ª CMTs produjo un incremento en la escala AOFAS, este cambio no parece tener una explicación clara, por lo que requiere de una observación y seguimiento clínico. Puesto que es un aspecto que no se ha valorado en la presente investigación, creemos conveniente abrir una nueva vía de investigación, para discernir los factores que pueden influenciar estos cambios en los valores de presión plantar.

El aumento de la presión media en los dedos menores tiene una explicación lógica. Puesto que en la deformidad de HV el 1º dedo se desvía lateralmente, es frecuente que subluxe o luxa al segundo dedo, mientras que el resto pueden desalinearse por acomodación. De este modo, los dedos menores no pueden realizar su movimiento de reptación normal durante la marcha, lo que se traduce en una disminución de la presión media. Posquirúrgicamente, el valor de presión aumenta y se asemeja al establecido como normal, lo que puede interpretarse como un signo de mejora. Esto ocurre debido a la correcta alineación del 1º dedo, lo que mejora la posición del segundo dedo y del resto, permitiendo un movimiento de reptación normal y por ende un aumento en la presión media.

Comparando este resultado con la literatura existente, Saro, Andren et al. (2007) encontraron que la presión media se redujo significativamente a los 12 meses de la intervención en los dedos menores, sin embargo no observaron diferencias en relación al grupo control. Por el contrario, en nuestro estudio esta presión aumenta, pero no existe una diferencia clara con respecto al patrón establecido como normal (Martínez-Nova, Cuevas-García et al. 2007).

Otros estudios han valorado los cambios baropodométricos en técnicas empleadas para la solución del HV leve. Merkel, Katoh et al. (1983) y Vittas, Jansen et al. (1987) investigaron ciertos parámetros de la marcha antes y después de la osteotomía de Mitchell en una superficie instrumentada con 7 células de carga piezoeléctricas y en una cinta rodante con indicadores de deformación respectivamente. Grace, Hughes et al. (1988) investigaron las técnicas de Wilson y Hohmann, encontrando una menor presión del 1^{er} dedo posquirúrgicamente, y también un menor tiempo de contacto en comparación al grupo control. Sin embargo, estos estudios no han sido referenciados ampliamente ni comparados, ya que debido a la aplicación de una tecnología muy rudimentaria en ambos estudios, los valores no son comparables.

6.2.2 Valores radiológicos.

6.2.2.1 Estudios baropodométricos en cirugía HV leve

En nuestro estudio se ha conseguido una mejora de 2,4° (de 11.8 a 9.4°) en la posición del 1^{er} AIM y de 13.1° en el AHA (de 24.1 a 11°). En ambos casos, los valores posquirúrgicos están dentro del rango considerado como normal (Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcázar 2003; Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcázar 2006).

Mittal, Raja et al. (2006), con una técnica similar a la RTBD, consiguió una mejora en el 1^{er} AIM de 5° (de 15° prequirúrgicos a los 10° posquirúrgicos) y en el AHA de 17° (de los 32° prequirúrgicos a los 15° posquirúrgicos). Ambos valores son superiores a los conseguidos con la técnica de RTBD-Akin, sobretodo en el del 1^{er} AIM. Sin embargo, los valores posquirúrgicos conseguidos en nuestro estudio fueron inferiores a los conseguidos por Mittal, Raja et al. (2006) tanto en el 1^{er} AIM como en el AHA. Por ello, nuestros pies se sitúan por debajo de los límites patológicos, lo que puede ser de gran importancia para evitar la recidiva de la deformidad.

Kernozek y Sterriker (2002) reportaron una mejora de 1^{er} AIM de los 14.5° prequirúrgicos a los 10.0° posquirúrgicos, con una corrección de 4.5°. En esta investigación la técnica empleada fue la técnica de Chevron, indicada para casos con una mayor angulación del 1^{er} AIM, de ahí la mayor mejora conseguida. El AHA mejoró de los 31.7° prequirúrgicos a los 17.7° posquirúrgicos. La corrección obtenida fue de 14°, lo que se sitúa en paralelo por lo conseguido en el presente estudio.

Saro, Andren et al. (2007) consiguieron mejoras en el 1^{er} AIM de 5/6°, según técnica de Chevron o Lindgren respectivamente, lo que constituye una mejora superior a la conseguida por la técnica de RTBD-Akin. En relación con el AHA, consiguen una mejora de 15°, que es similar a lo conseguido con la técnica percutánea de RTBD-Akin.

También Resch y Stenstrom (1995), redujeron el 1^{er} AIM de una manera más eficiente, de los 13° a los 9° posquirúrgicos, con una corrección de 4°. Aquí tomamos solo los datos de los operados con la técnica Chevron, para el HV leve, puesto que el resto de casos presentado fueron HV severos. El AHA mejoró de los 32° a los 17° posquirúrgicos, con una corrección media de 14°.

La técnica de Austin o sus modificaciones se muestran muy eficaces en la corrección del HV leve o leve-moderado. Así, Bryant, Tinley et al. (2005) consiguieron una mejora en el 1^{er} AIM de 7.1° y en el AHA de 17.8°, mientras que Cancilleri, Marinozzi et al. (2008) consiguieron una mejora del 1^{er} AIM de 5.3° y 5.9° con las técnicas de Austin y Boc respectivamente y de 20.8° y 23.7° respectivamente en el AHA.

Así, las osteotomías en la cabeza metatarsal se muestran más eficaces para la reducción del 1^{er} AIM. De todos modos, en la serie de casos presentados en nuestro estudio, la media del 1^{er} AIM es menor a la del resto de estudios y constituye una deformidad menor. Puesto que el objetivo de la técnica percutánea de RTBD-Akin es reducir la desalineación del 1^{er} dedo, cabe esperar una reducción menor del 1^{er} AIM.

Con la técnica percutánea de RTBD-Akin se consigue una reducción del AHA similar a las conseguidas con la técnica de McBride (Mittal, Raja et al. 2006) y Chevron (Resch y Stenstrom 1995; Kernozek y Sterriker 2002; Saro, Andren et al. 2007), aunque algo inferior a las conseguidas con la técnica de Austin y Boc (Bryant, Tinley et al. 2005; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008).

Otras osteotomías, como la de Scarf demuestran mayores niveles de corrección. Así, Lorei, Kinast et al. (2006) consiguen una mejora del AHA de 32.5 a 6.2°, y del 1^{er} AIM de 15.5 a 6.6°. En este caso, la osteotomía de Scarf, indicada para los casos moderados o severos y con unas alteraciones radiológicas mayores, tiene una capacidad de corrección también mayor. Borton y Stephens (1994) reportaron una mejora en el AHA de 40.9° a 19.2°, mientras que el 1^{er} AIM mejoró de 16.5 a 6.8°. Sin embargo, este estudio se realizó sobre una técnica quirúrgica en la base del metatarsiano, que está indicada para casos severos de HV. De todos modos, no situó al AHA por debajo de los valores patológicos, por lo que el resultado puede considerarse como no satisfactorio.

6.2.2.2 Técnica de Akin

En el presente estudio de investigación se ha obtenido una mejora en el AHA de 13,1° (Tabla 8). Esta corrección se muestra como efectiva, dejando el valor medio del AHA dentro de los límites fisiológicos, inferior a 15° (Bryant, Tinley et al. 2005), y es comparable a las obtenidas con esta misma técnica por otros autores. En nuestra serie de casos no se han observado hipercorrecciones en el AHA, correspondientes a ángulos negativos, lo que podría llevar a compresiones nerviosas y dolor posquirúrgico (Villas, Del Rio et al. 2009).

Así, O’Kane y Kilmartin (2002) realizaron la técnica de Scarf combinada con la osteotomía de Akin, con una mejora del AHA de 24°. Con esta misma técnica, Garrido, Rubio et al. (2008) lograron una corrección del AHA de 17.5°, obteniendo una corrección fiable en HV de moderados a severos. Aunque la mejora en estos estudios fue superior a la obtenida con la técnica percutánea de RTBD-Akin, la media posquirúrgica quedó en los límites patológicos, 15°, para este ángulo (O’Kane y Kilmartin 2002), o por encima, 16.6°, de este valor (Garrido, Rubio et al. 2008).

La mejora en el AHA que se consigue en los HV leve de nuestro estudio, e intervenidos por la técnica de RTBD-Akin, es similar a la conseguida por Isham (1991). En la técnica cirugía percutánea de Reverdin-Isham reduce el AHA 14°, aunque consigue una mayor corrección del 1^{er} AIM, siendo esta de 4°. Esto es debido a que emplea la osteotomía de Reverdin, lo que proporciona un mayor espacio articular posquirúrgico y por consiguiente una mayor corrección del 1^{er} AIM.

Basile, Battaglia et al. (2000), con una técnica de relajación partes blandas combinada con la osteotomía de Akin, consiguieron una mejora de 7° en el AHA. Esta corrección es inferior a la obtenida con la técnica percutánea de

RTBD-Akin, y los límites del AHA posquirúrgico quedaron fuera de los límites patológicos, 17°.

Otros autores han reportado buenos resultados con el RTBD y la osteotomía de Akin (Colloff y Weitz 1967; Groulier, Curvale et al. 1988), aunque la técnica de Akin debe ser empleada en combinación con otros procedimientos metatarsales, que corrijan la función anormal del abductor del 1^{er} dedo y el ángulo intermetatarsal patológico (Brahms 1981; Goldberg, Bahar et al. 1987). Sin embargo, Malviya, Makwana et al. (2007) encontraron que la técnica de Akin no proporcionaba una mayor corrección cuando se combinada con la técnica de Scarf. Los resultados de ambas técnicas, Scarf vs Scarf-Akin, fueron similares en ambos grupos. Por ello concluyeron que la técnica de Scarf resultaba efectiva por sí sola para la corrección del HV moderado o severo y que debía ser empleada únicamente en caso de observar un AHA residual durante el procedimiento quirúrgico.

En nuestro estudio, la técnica de Akin se muestra eficaz para la reducción del AHA y de las hiperpresiones en el 1^{er} dedo, por lo que consideramos esencial este gesto quirúrgico.

6.3 Relación entre los valores de presión plantar pre y posquirúrgica y el grado de alteración angular, la escala clínica y las variables antropométricas.

6.3.1 Alteraciones angulares prequirúrgicas.

El estudio radiológico de la relación entre el 1^{er} AIM y el AHA prequirúrgico muestra la severidad entre ambos ángulos ($r=0.499$, $p<0.001$, Tabla 9), lo que evidencia una estrecha relación entre éstos en el desarrollo de la deformidad. Un aumento del 1^{er} AIM se corresponde con el incremento del AHA, lo que corrobora el carácter progresivo de la deformidad (Munuera, Domínguez et al. 2006). Las investigaciones de Lazarides, Hildreth et al. (2005) confirman nuestros resultados, como también las de Bryant, Tinley et al. (2005) que en un estudio baropodométrico en cirugía de HV leve, encontraron que existía una fuerte correlación prequirúrgica entre el 1^{er} AIM y el AHA, aunque ésta no existió tras la cirugía.

Las correlaciones establecidas entre el 1^{er} AIM y el AHA prequirúrgico con las variables baropodométricas sólo muestran una moderada correlación entre el AHA y la presión media ($r=0.490$; $p<0.001$) bajo el 1^{er} dedo (Tabla 9). Así, se puede establecer una proporcionalidad, con un aumento de la presión media cuando el AHA está más desviado. Estos resultados ya fueron esbozados en el artículo preliminar de esta tesis doctoral (Martínez-Nova, Sánchez-Rodríguez et al. 2008)

El AHA prequirúrgico (Tabla 12) emerge como una variable independiente predictiva del valor de presión media en el 1^{er} dedo, con un porcentaje de participación de un 26.8% (el más alto de todos), lo que está de

acuerdo con otros estudios, mostrando que las presiones en el 1^{er} dedo no dependen del peso (Payne, Turner et al. 2002; Martínez-Nova, Pascual-Huerta et al. 2008). Por el contrario, Ferrari y Watkinson (2005) no identificaron una correlación significativa entre el AHA y la presión bajo el 1^{er} dedo ($r=0.210$).

Diversos autores han encontrado correlaciones entre los valores radiológicos y las variables de presión. Así, Plank (1995) realizó un estudio para evaluar los diferentes patrones de presión en pies normales y con HV (leves, moderados y severos). Este estudio mostró que en los pies con HV existía una correlación débil y no significativa entre los picos de presión en la 1^a, 2^a y 3^a CMTs y el AHA. A su vez, los picos de presión en 4^a y 5^a CMTs se reducían significativamente. Este estudio mostró que en los antepiés con HV el patrón de apoyo medial resultaba más frecuente que en los pies sin patología. En el presente estudio de investigación, el aumento del 18% en la presión en la 1^a CMT y del 46% bajo el 1^{er} dedo (Tabla 19) también confirma un patrón de cargas medial en los pies con HV leve, lo que concuerda con los resultados de Plank (1995). Esto podría explicarse por el exceso de pronación, considerado como uno de los factores desencadenantes de la patología (Root, Weed et al. 1979; Michaud 1996; Mann 1997; Martínez Nova, Cuevas García et al. 2008).

Bryant, Tinley et al. (2005) hallaron una pobre correlación prequirúrgica entre el 1^{er} AIM y la presión en la 1^a CMT, mientras que el AHA estaba moderadamente y negativamente correlacionado con el pico de presión en el 1^{er} dedo ($r=-0,509$, $p<0,001$). Esta correlación con la presión en la 1^a CMT puede explicarse porque en su estudio, la media del 1^{er} AIM era de 13°, superior a la de nuestro estudio, que es de 11.8°. Una mayor desviación del 1^{er} AIM puede ocasionar mayores picos de presión en la 1^a CMT, que no ocurren con ángulos menores. La correlación negativa del AHA y la presión en el 1^{er} dedo, contrasta con la correlación positiva de nuestros resultados, lo que puede estar ocasionado por la mayor alteración angular de los casos intervenidos por Bryant, Tinley et al. (2005).

Así pues, en HV leves existe un incremento de presión bajo el 1^{er} dedo debido a la alteración del AHA. Por el contrario, en HV moderados o severos, la inestabilidad metatarsofalángica se incrementará (Kernozek, Elfessi et al. 2003). Con la mayor desviación del dedo en abducción, la rotación en valgo y la desviación hacia lateral que sufren los sesamoideos, la musculatura flexora experimentará una desviación hacia lateral respecto al centro de la articulación metatarsofalángica (Viladot 2001). Por ello, la musculatura flexora perderá efecto flexor sobre el 1^{er} dedo y ganará efecto abductor. Esto dará como resultado una disminución de la presión que debe soportar el 1^{er} dedo con el suelo durante la propulsión (Hutton y Dhanendran 1981; Nyska, Liberson et al. 1998; Lorei, Kinast et al. 2006; Speiser, Fengler et al. 2008). Por ello, en HV moderados o severos la distribución y los valores de presión plantar también se ven alteradas, con una traslación de las cargas de medial (primer segmento dígito-metatarsal) a lateral (CMTs centrales) (Waldecker 2002; Jones, Al Hussainy et al. 2004; Waldecker 2004; Lipscombe, Molloy et al. 2008).

6.3.2 Escala clínica prequirúrgica.

En el HV son comunes las condiciones que conducen a la presencia de dolor, desarrollo de queratopatías o la imposibilidad de llevar un calzado adecuado. Todo esto puede desembocar en un deterioro del estado en el primer segmento dígito-metatarsal, en todo el pie o en la calidad de vida (Torkki, Malmivaara et al. 2001; Lazarides, Hildreth et al. 2005; Gilheany, Landorf et al. 2008).

Nuestros resultados indican que las alteraciones angulares tienen un impacto negativo sobre la escala clínica. Las correlaciones negativas entre la escala AOFAS y el 1^{er} AIM y AHA (Tabla 10) muestran que a mayores alteraciones angulares acompañan peores resultados clínicos y por ende una menor calidad de vida o salud percibida. Estos hallazgos están corroborados por

Lazarides, Hildreth et al. (2005), que mostraron que la severidad del AHA afectaba negativamente a la salud general y la severidad del 1^{er} AIM afectaba al rol físico, emocional y mental de la escala de salud general SF-36.

Aunque en nuestro estudio sólo se ha realizado una escala clínica para el primer segmento dígito-metatarsal, ésta incluye cuestiones sobre el dolor y las limitaciones de la vida diaria, que no pueden aislarse fácilmente de la salud general. Las correlaciones negativas con las alteraciones angulares (Tabla 10) indican un peor escenario de salud a medida que la deformidad se incrementa. El AHA y el 1^{er} AIM están íntimamente unidos en el desarrollo de la deformidad, y afectan a la calidad de vida de las pacientes con HV leve. Por ello, es frecuente que éstas pacientes demanden tratamiento quirúrgico, que ha demostrado incrementar significativamente la calidad de vida (Torkki, Malmivaara et al. 2001).

Un estudio de Gilheany, Landorf et al. (2008) midió el estado de salud del pie en 82 participantes citados para cirugía del HV utilizando el *Foot Health Status Questionnaire*, que va de los 0 a 100 puntos. Esta escala es similar a la escala AOFAS, puesto que cuenta con un apartado para el dolor, otro para la función y otro para el calzado. Encontraron que los pacientes con HV presentaban una reducción significativa de la calidad de vida, con un dolor moderado, una función moderadamente alterada y dificultades para calzarse correctamente. La puntuación general fue de 35.5 puntos, que es un valor inferior al de la escala AOFAS que presentaban prequirúrgicamente, de 68.5 puntos, las pacientes con HV leve de nuestro estudio.

De nuestros resultados y de los de la literatura parece desprenderse que el HV tiene un impacto negativo en la calidad de vida percibida, ya sea general (Lazarides, Hildreth et al. 2005), específica del pie (Gilheany, Landorf et al. 2008), o del primer segmento dígito metatarsal (Cancilleri, Marinozzi et al. 2008; Martínez-Nova, Sánchez-Rodríguez et al. 2008).

En cuanto al impacto que tiene la presión media del 1^{er} dedo sobre la escala clínica, la correlación negativa ($r = -0.222$, $p=0.026$, Tabla 10) aunque es débil, muestra que las pacientes con una mayor presión en esta zona tenían peores resultados clínicos. Esto nos permite conferir al exceso de presión en el 1^{er} dedo un status de patológico. Este hecho se apoya también en los resultados del conglomerado K de medias (Tabla 18), que muestra que las pacientes con hiperqueratosis en el 1^{er} dedo presentaban una presión de 369.5 kPa, por encima de la media global

6.3.3 Variables antropométricas.

En el presente estudio se ha encontrado una correlación entre el peso y las presiones plantares en 3^a, 4^a y 5^a CMTs y en los dedos menores (Tabla 11).

El peso es probablemente uno de los factores mas controvertidos que puede influir en las presiones plantares, ya que mientras algunos estudios han mostrado una importante relación entre el peso y las presiones plantares (Hills, Hennig et al. 2001; Mueller, Hastings et al. 2003; Menz y Morris 2006), otros encontraron una baja o nula correlación (Cavanagh, Sims et al. 1991; Payne, Turner et al. 2002; Birtane y Tuna 2004). En nuestro estudio el peso emerge como una variable independiente predictiva para los valores de presión media en la 4^a y 5^a CMTs y para los dedos menores, pero no para la 1^a y 2^a CMTs y el 1^{er} dedo (Tabla 12). Sin embargo, la variabilidad explicada por el peso es baja, apuntándose solo un 13-20% de la presión media en estas zonas, lo que concuerda con los resultados obtenidos por Cavanagh, Sims et al. (1991) y Menz y Morris (2006).

Estos resultados añaden más información específica a la literatura existente del efecto del peso en las presiones del antepié. Hills, Hennig et al. (2001) mostraron que el incremento del peso corporal estaba relacionado con

mayores picos de presión, tanto en estática como en dinámica. Sin embargo, los estudios multivariados que han estudiado el peso como una variable independiente han presentado resultados controvertidos. El peso se ha mostrado como un determinante en las presiones plantares solo en la 1ª CMT en sujetos sanos (Mueller, Hastings et al. 2003), aunque en personas mayores se ha mostrado como un determinante en las presiones plantares de 1ª a 5ª CMTs (Menz y Morris 2006). Mueller, Hastings et al. (2003) encontraron que en pacientes diabéticos el peso fue un determinante de las presiones plantares en el 1º dedo, 1ª y 2ª CMTs, mientras que Payne, Turner et al. (2002) sólo encontraron el peso como un predictor de la integral presión-tiempo en el talón de pacientes diabéticos, pero no en el antepié.

Desde nuestros resultados y de los de la literatura revisada, parece que el peso es un moderado predictor de las presiones plantares, aunque la variabilidad explicada es baja. En personas con HV leves, el efecto del peso será más pronunciado en las CMTs laterales (4-5ª) y en los dedos menores que en las CMTs mediales (1-2ª) o el 1º dedo. Estos resultados coinciden con los encontrados por Nyska, McCabe et al. (1995), Cavanagh, Sims et al. (1991) y Menz y Morris (2006). Por ello, aunque puede tener cierta influencia en las CMTs laterales, el peso parece jugar un papel secundario en relación a la presión media en la globalidad del antepié.

En el presente estudio el IMC (Tabla 12) es un factor independiente predictor de la presión media en la 3ª CMT ($r=0.304$). En los dedos menores, el IMC explicó un 13,3% de la variabilidad de la presión media, aunque asociado al peso. Sin embargo, el coeficiente de correlación de Pearson es bajo ($r=0.364$). Nuestros resultados están de acuerdo con otras investigaciones, que no encontraron correlaciones entre el IMC y las presiones dinámicas en el antepié (Birtane y Tuna 2004; Bryant, Tinley et al. 2005) o éstas fueron pobres, $r=0.370$, (Cavanagh, Sims et al. 1991).

6.3.3.1 Cadencia de marcha y edad

Estudios en pies no patológicos han mostrado que la cadencia es un factor sustancial para determinar las presiones plantares (Rosenbaum, Hautmann et al. 1994; Zhu, Wertsch et al. 1995; Burnfield, Few et al. 2004). Zhu, Wertsch et al. (1995) realizaron una investigación a diferentes cadencias de marcha, encontrando que el incremento de cadencia provocaba una reducción del tiempo de apoyo y un aumento de las presiones plantares en todas las áreas estudiadas.

Tres estudios mostraron que caminar más rápido incrementaba los valores de presión plantar, especialmente bajo la parte medial del antepié (Rosenbaum, Hautmann et al. 1994; Burnfield, Few et al. 2004; Menz y Morris 2006). Esto se relacionó con un mayor grado de pronación ocasionado por el aumento de velocidad (Rosenbaum, Hautmann et al. 1994). Por ello, cabría esperar un aumento de las variables de presión con el incremento de cadencia de marcha de los sujetos. Por el contrario, en nuestro estudio, la cadencia de marcha aparece como un predictor independiente únicamente en la 5ª CMT (Tabla 12). Esto puede ser explicado por el control de la cadencia de marcha que se realizaba a los sujetos. Puesto que se estableció un rango de marcha de 90 a 110 pasos por minuto, la contribución aportada por esta variable es muy baja. La cadencia (en el rango estudiado) no emerge como un factor predictivo para otras localizaciones en el antepié (1-4ª CMTs, 1º dedo y dedos menores).

En el presente estudio la edad no es un factor independiente predictor de la presión media en ninguna de las zonas estudiadas. En la literatura, parece que la edad no ejerce una influencia directa en las presiones plantares, excepto en los niños y en la tercera edad (Stebbins, Harrington et al. 2005; Menz y Morris 2006). Las diferencias encontradas por Menz y Morris (2006) en pacientes de la tercera edad fueron explicadas por diferencias en el peso y en la cadencia del paso (que se encuentra disminuida en los ancianos). Puesto que ambas variables

han sido controladas y estudiadas, desechamos la edad como un factor determinante de las presiones plantares.

6.3.4 Alteraciones angulares posquirúrgicas

En nuestro estudio se ha observado una correlación entre el 1^{er} AIM y AHA posquirúrgicos ($r=0.518$, $p<0.001$, Tabla 13). Esto muestra una proporcionalidad posquirúrgica entre ambos ángulos, de modo que a una alteración residual del 1^{er} AIM no corregida por el procedimiento quirúrgico acompaña una mayor desviación del AHA. Esto contrasta con la investigación de (Bryant, Tinley et al. 2005), en la que encontraron que posquirúrgicamente no existía relación entre el 1^{er} AIM y el AHA.

La correlación entre el AHA posquirúrgico y la presión media bajo el 1^{er} dedo ($r=0.363$, $p<0.001$, Tabla 13), también muestra que aquellos pies con una menor alteración posquirúrgica del AHA presentaban una menor presión bajo el 1^{er} dedo.

6.3.5 Escala clínica posquirúrgica.

La escala clínica posquirúrgica presentó una débil correlación negativa con el AHA posquirúrgico ($r=-0.218$, $p=0.029$, Tabla 14), lo que indica que aquellos pies con una menor deformidad residual tras la cirugía conllevan un mejor resultado global en la escala AOFAS y tiene un impacto positivo sobre el estado del primer segmento dígito-metatarsal. Si prequirúrgicamente existieron correlaciones entre el 1^{er} AIM y el AHA y la escala AOFAS, tras la cirugía esta correlación sólo existe con el AHA posquirúrgico. Esto muestra la estrecha relación que mantiene la angulación del 1^{er} dedo sobre la escala clínica y podemos relacionar directamente la mejoría en la escala AOFAS con una mejor

posición posquirúrgica del AHA. Esta hipótesis se corrobora observando la correlación negativa entre la escala AOFAS y la presión media posquirúrgica bajo el 1^{er} dedo ($r=-0.503$ $p<0.001$), lo que significa que las pacientes con una menor y más adecuada presión en esta zona tenían unos mejores resultados clínicos.

También se hallaron correlaciones positivas con la presión en 4^a y 5^a CMTs (Tabla 14), por lo que en esta serie de casos, el incremento de presión mejoraba el estado clínico de las pacientes. Esto puede parecer sorprendente, puesto que la escala AOFAS mide el estado del primer segmento dígito-metatarsal, sin valorar directamente el resto del antepié. Sin embargo, es difícil separar el estado clínico de un segmento del resto del pie, y la salud percibida puede relacionarse con todo el pie.

Estos resultados coinciden con los de Cancilleri, Marinozzi et al. (2008), que encontraron una correlación negativa de la escala AOFAS, con la presión en el 1^{er} dedo. Consideramos beneficiosa esta reducción de presión, ya que además está relacionada con la desaparición posquirúrgica de la hiperqueratosis en la zona medial del 1^{er} dedo en 53 de los casos intervenidos (Tabla 18). Las 9 hiperqueratosis posquirúrgicas bajo el 1^{er} dedo, podrían explicarse por una presión posquirúrgica elevada, ya que las pacientes con dicha hiperqueratosis presentaban una presión de 216.1 kPa, que es superior a la media global posquirúrgica. También influyen otros factores, como el daño y la fibrosis de la piel subyacente, que mantenido durante largo tiempo podría impedir una correcta queratinización de la zona (Berenter, Morris et al. 1992).

Otros autores han encontrado correlaciones interesantes entre la escala AOFAS y las variables de presión. Así, Cancilleri, Marinozzi et al. (2008) investigaron con pacientes que presentaban metatarsalgia asociada y encontraron una correlación negativa entre las presiones en 1, 2, 3 y 4^a CMTs y el 1^{er} dedo y la escala AOFAS posquirúrgica. Esto significó que con una menor presión en

estas zonas, que prequirúrgicamente estaban sobrecargadas, la escala AOFAS posquirúrgica incrementaba su valor.

6.3.6 Variables antropométricas.

El peso, al igual que en la medición prequirúrgica, presentó correlaciones débiles con la presión media posquirúrgica bajo la 3^a, 4^a y 5^a CMTs y con los dedos menores (Tabla 15). Sin embargo, también presentó una correlación positiva con la presión media bajo la 1^a CMT, que no fue observada en la medición prequirúrgica (Tabla 11). Posquirúrgicamente el peso parece estar más relacionado con las presiones plantares, aunque no para el 1^{er} dedo. El IMC, al igual que en la medición prequirúrgica presentó una débil correlación positiva sobre la 3^a y 4^a CMTs, aunque posquirúrgicamente también lo hace sobre la 5^a CMT. La correlación entre el peso y la 1^a CMT puede explicarse por el efecto combinado con la cadencia de marcha, puesto que el análisis de regresión multivariada muestra que ambos factores influyen en un 19,4% del valor total de presión media (Tabla 16).

Esto muestra la controvertida participación del peso en la distribución de las presiones plantares. El peso, si bien es un potente predictor de las presiones plantares en estática (Gravante, Russo et al. 2003; Fabris, Valezi et al. 2006), no tiene el mismo efecto en la dinámica, donde participan otros determinantes como la cadencia de marcha (Martínez-Nova, Pascual-Huerta et al. 2008), la morfología del pie (Walker y Fan 1998) o el terreno (Mohamed, Cerny et al. 2005). Posquirúrgicamente el peso parece estar más relacionado con las presiones plantares, aunque no para el 1^{er} dedo.

6.3.6.1 Cadencia de marcha y edad

Mientras que la cadencia prequirúrgica fue de 103.7 pasos por minuto, y el tiempo de apoyo de 0.82 seg., la cadencia de marcha posquirúrgica fue de 104.1 pasos por minuto, y el tiempo de apoyo de 0.81 seg. Aunque no existieron diferencias significativas ni en la cadencia de marcha ni en el tiempo de apoyo pre y posquirúrgicos (véase apartado 5.2 , Pág. 119) las pacientes, tras el periodo de seguimiento anduvieron sensiblemente más rápido, lo que acortó el tiempo de apoyo en 1 milisegundo. El efecto combinado de la cadencia posquirúrgica y del peso podría explicar la traslación de cargas hacia la 1ª CMT (Tabla 16), debido a una mayor velocidad de marcha y un mayor movimiento de pronación debido a este incremento de velocidad (Rosenbaum, Hautmann et al. 1994). De todos modos, las diferencias entre la cadencia pre y posquirúrgicas no fueron significativas, por lo que esta teoría solo puede conjeturarse. En este punto creemos conveniente abrir una nueva vía de investigación para valorar diferentes determinantes que pudieran influir en los valores de presión posquirúrgica.

Tras la cirugía, la edad no emerge como un factor independiente predictor de la presión media en ninguna de las zonas estudiadas. La edad sólo apareció como un factor determinante en 4ª y 5ª CMTs en pies normales y en un grupo con una edad media de 31 años (Martínez-Nova, Pascual-Huerta et al. 2008). Sin embargo, la edad media de las pacientes de la presente investigación es claramente mayor. Al igual que en la medición prequirúrgica, y de lo que parece desprenderse de la literatura, la edad no ejerce una influencia directa en las presiones plantares (Stebbins, Harrington et al. 2005; Menz y Morris 2006).

6.4 Modificación en la escala clínica y valores de presión relacionados con la aparición de queratopatías.

6.4.1 Modificación en la escala clínica

En el presente estudio, la escala AOFAS mejoró desde los 68.5 (\pm 10.6) puntos prequirúrgicos a los 86.6 (\pm 8.5) puntos posquirúrgicos, siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$). Con la cirugía técnica percutánea de RTBD-Akin hemos conseguido una mejora de 18.66 puntos en el estado clínico de las pacientes.

Cancilleri, Marinozzi et al. (2008) establecen que valores en la escala AOFAS superiores a 85 puntos, se consideran como muy satisfactorios, mientras que entre 66 y 84 son satisfactorios y por debajo de 65 puntos, como poco satisfactorios. En nuestra serie de casos, los resultados de la escala AOFAS, pueden considerarse como muy satisfactorios, pues la media se sitúa por encima de los 85 puntos. Sin embargo, la mejora conseguida en la escala de valoración clínica es inferior a las conseguidas con otras técnicas para la corrección del HV leve.

Mittal, Raja et al. (2006), evaluaron una técnica similar, la de McBride sin la osteotomía de Akin y consiguieron una mejora de los 53 puntos prequirúrgicos a los 87 posquirúrgicos. 25 de los 27 pies (92,5%) intervenidos quedaron libres de dolor tras la intervención. Aunque esta mejora fue de 34 puntos, por nuestros 18.66, el valor posquirúrgico obtenido, de 87 puntos, es igual al que obtenemos con la técnica percutánea de RTBD-Akin.

Por otro lado, en nuestro estudio 76 de 100 pies (76%) no presentaron dolor en la 1ª ATMF tras la intervención y sólo 24 pies presentaron dolor leve,

mientras que ninguno en ningún caso se presentó dolor moderado o severo (Tabla 17). 81 de nuestros casos presentaron un movimiento combinado de más de 75°, mientras que sólo en 19 casos presentaron una movilidad entre 30-74° y ninguno inferior a 30°. Durante la marcha, para la propulsión son necesarios entre 40-60° de flexión dorsal de la 1° AMTF (Hetherington, Johnson et al. 1990). Por ello, puesto que el 81% de los casos posquirúrgicos tienen un movimiento totalmente fisiológico y 19% parcialmente, podemos decir que la técnica percutánea de RTBD-Akin restaura el movimiento de la articulación.

Saro, Andren et al. (2007), consiguieron una mejora en la escala AOFAS de 45 puntos, claramente superior a la conseguida con la técnica percutánea de RTBD-Akin. Sin embargo, la medición prequirúrgica fue muy baja, de 35 puntos, y aunque la mejora es mucho mayor, el valor posquirúrgico es inferior, 80 puntos, al conseguido por la técnica percutánea de RTBD-Akin. Este valor fue el obtenido en un grupo global de dos técnicas diferentes, osteotomías distales de Chevron y Lindgren que están indicadas para el HV leve o moderado. Por este motivo, cabe esperar que los pacientes con HV moderado presenten una medición prequirúrgica reducida, y por ello tengan una mayor capacidad de mejora (Thordarson, Ebramzadeh et al. 2005).

Cancilleri, Marinozzi et al. (2008) obtuvieron valores posquirúrgicos de 81.9 puntos en la técnica de Austin y de 86.4 en la modificación de Boc. El valor obtenido con la técnica de Austin es inferior al conseguido por la técnica percutánea de RTBD-Akin, mientras que el conseguido por la técnica de Boc es casi idéntico. En este caso, la mejora conseguida es de 34,3 puntos en la técnica de Austin y de 40 puntos en la técnica de Boc, valores claramente superiores a los conseguidos con la técnica percutánea de RTBD-Akin.

El nivel de mejora obtenido con las técnicas de McBride (Mittal, Raja et al. 2006), Chevron/Lindgren (Saro, Andren et al. 2007), Austin y Boc (Cancilleri, Marinozzi et al. 2008) es superior al conseguido con la técnica

percutánea de RTBD-Akin. Sin embargo, el valor posquirúrgico conseguido no ha sido superior en ninguno de los estudios evaluados. Puesto que la técnica de RTBD está indicada para los HV leves, la sintomatología no es tan acusada como en HV moderados, dónde pueden conseguirse mejoras mayores (Thordarson, Ebrahimzadeh et al. 2005). El valor posquirúrgico obtenido indica que la mejora obtenida en los valores de escala clínica es adecuada y similar a otros estudios (Mittal, Raja et al. 2006; Saro, Andren et al. 2007; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008). Por otro lado, el resto de estudios baropodométricos en HV leves (Resch y Stenstrom 1995; Kernozek, Roehrs et al. 1997; Kernozek y Sterriker 2002; Bryant, Tinley et al. 2005), no realizaron la escala clínica AOFAS, empleando otros sistemas no comparables entre sí.

Esta mejoría clínica esta directamente relacionada con la reducción del dolor conseguida con la eliminación de la exostosis ($p < 0.001$), así como en el resto de parámetros que mide la escala AOFAS (Tabla 17). La exostectomía medial reduce el dolor alrededor de la 1ª ATMF, y elimina algunas de las molestias ocasionadas por el calzado. Del mismo modo, la correcta alineación del primer segmento digito-metatarsal reduce las presiones patológicas bajo el 1^{er} dedo.

En las figuras 42 y 43 se muestra el resultado en uno de los casos intervenidos. En la figura prequirúrgica se observan las características generales del HV, gran anchura del antepié, desviación medial del primer metatarsiano y lateral del 1^{er} dedo. En la figura posquirúrgica se observa la reducción de la anchura del antepié, debida a la eliminación de la exostosis y a la reducción del 1^{er} AIM. También es evidente la mejora en la alineación del 1^{er} dedo, así como una posición más fisiológica de los dedos menores, debida a que el 1^{er} dedo no realiza una compresión patológica sobre ellos.



Figura 42. Aspecto prequirúrgico de un HV leve.

Se observa la desviación medial del 1^{er} dedo y la prominente exostosis medial.



Figura 43. Aspecto posquirúrgico del caso de la Figura 42.

Tras el periodo de seguimiento (>12 meses). Se observa la alineación fisiológica del 1^{er} dedo y la desaparición de la exostosis medial.

6.4.2 Valores de presión relacionados con la aparición de queratopatías.

El análisis del conglomerado *K* de medias aporta datos interesantes en cuanto a la etiología de aparición de las queratopatías en la zona medial de la 1ª CMT y del 1º dedo. Si la media de presión prequirúrgica (para el grupo en conjunto) de la primera cabeza metatarsal es de 375,8 kPa, los pacientes que presentaban una hiperqueratosis en la 1ª ATMF, tenían una presión de 417 kPa (Tabla 18). Del mismo modo, la presión media en el 1º dedo (grupo global) es de 328.5 kPa, mientras que las pacientes que presentan una hiperqueratosis en dicha zona tenían una presión de 369.5 kPa (Tabla 18).

Las hiperpresiones que ocurren sobre la planta de pie son una de las causas más comunes de dolor e incomodidad asociada a la marcha y al empleo de calzado. A pesar de este hecho, existen pocos estudios sobre el efecto que ciertos niveles de presión tienen sobre la sensación de comodidad en el pie. No existen estudios que identifiquen los valores umbrales a partir de los cuales pueda desarrollarse dolor o queratopatías (Hodge, Nathan et al. 2009). Solo Waldecker (2002) definió que unos valores por encima de 700 kPa podían ser identificativos de metatarsalgia. Sin embargo, no existen datos fiables con el sistema Biofoot/IBV®.

Las hiperqueratosis son lesiones inducidas mecánicamente, y aunque son uno de los problemas podológicos más comunes y se presentan en un alto porcentaje de la población, sobretodo en personas mayores (Dunn, Link et al. 2004; Badlissi, Dunn et al. 2005), su etiología todavía no es bien conocida (Menz, Zammit et al. 2007).

El desarrollo de la hiperqueratosis es una respuesta a la repetitiva presión o fricción en una zona determinada. La piel entonces sufre una queratinización

acelerada y un menor índice de descamación, por lo que se incrementa el grosor del estrato córneo (Sánchez Rodríguez, Martínez Nova et al. 2008). Éste es un mecanismo normal de protección de la piel, que previene el daño en tejidos profundos dispersando las fuerzas aplicadas a lo largo de una zona y volumen más amplio de la piel (Thomas, Dykes et al. 1985). Unas presiones plantares elevadas pueden jugar un rol importante en el desarrollo de las hiperqueratosis, acelerando el proceso de formación de queratonocitos.

Cuando este proceso avanza, con un nivel de fricción o de presión más elevado, esta hiperqueratosis se acentúa, sobretodo en grosor, y puede actuar como un cuerpo extraño, provocando molestias y dolor (Sánchez Rodríguez, Martínez Nova et al. 2008). Además, en personas diabéticas, estas elevadas presiones pueden causar daños en tejidos más profundos y causar una ulceración (Mueller, Zou et al. 2005; Mueller, Zou et al. 2008).

Las hiperqueratosis suelen ser tratadas mediante deslaminación con bisturí para aliviar el dolor. Además para prevenir su nueva aparición se realizan *padding*s (almohadillados) de descarga, ortesis de silicona o soportes plantares (Llopart Lobato y Ruiz Arredondo 1998; Martínez Nova, Alonso Peña et al. 2006).

Aunque comúnmente se han asociado unas elevadas presiones plantares bajo el pie a la formación de hiperqueratosis, sólo dos investigaciones han proporcionado la evidencia que las hiperqueratosis plantares se desarrollan en zonas de presión elevada, sobretodo en personas mayores (Pooter y Pooter 2000; Menz, Zammit et al. 2007). Pooter y Pooter (2000) encontraron que las presiones en personas con hiperqueratosis fueron hasta un 25% mayor que en un grupo control. Sin embargo, en este estudio no fueron controlados bien algunos factores que pueden influenciar en los valores de presión plantar, como la cadencia de marcha (Martínez-Nova, Pascual-Huerta et al. 2008), el peso (Birtane y Tuna 2004), o las deformidades asociadas (Scott, Menz et al. 2007; Martínez Nova,

Cuevas García et al. 2008). Aunque existe la creencia que la eliminación de la hiperqueratosis reduce la presión plantar subyacente, Pooter y Pooter (2000) no encontraron diferencias en los picos de presión plantar tras la eliminación de la hiperqueratosis. También Menz, Zammit et al. (2007) hallaron que las personas con hiperqueratosis en el 1^{er} dedo tenían un valor de presión un 12,3% más elevado que un grupo control sin hiperqueratosis.

En relación a un estudio baropodométrico en cirugía del HV leve, Cancilleri, Marinozzi et al. (2008) encontraron que la modificación de Boc redujo la incidencia de hiperqueratosis y helomas bajo la 2^a y 3^a CMTs. Esta baja incidencia de hiperqueratosis estuvo acompañada de una reducción de presión en dichas zonas.

Sin embargo, por el momento, no se conocen los valores umbrales que separan la presión patológica de la normal y que podría conllevar la presencia de hiperqueratosis. En nuestro estudio las pacientes con hiperqueratosis presentaron un valor de presión media un 11% mayor que las pacientes sin hiperqueratosis. Por ello, los valores obtenidos en el presente estudio pueden considerarse como unos valores predictivos, para el sistema Biofoot/IBV®, de aparición de hiperqueratosis en la 1^a CMT y en el lateral del 1^{er} dedo.

En análisis baropodométricos exploratorios, unos valores de presión plantar elevados podrían guiarnos hacia la realización de tratamientos preventivos, aunque la hiperqueratosis no hubiera aparecido. Además, podría ser de gran utilidad para prevenir las úlceras en personas diabéticas.

6.5 Discusión metodológica sobre el estudio de investigación

6.5.1 Muestra y protocolo de estudio.

Si comparamos la muestra analizada en el presente estudio con las de otros estudios de investigación, comprobamos que éstos tienen muestras que giran entre los 14 y 60 pacientes, y entre 22 y 60 casos (Resch y Stenstrom 1995; Kernozek y Sterriker 2002; Bryant, Tinley et al. 2005; Mittal, Raja et al. 2006; Saro, Andren et al. 2007; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008). Mientras, en nuestro estudio presentamos 79 pacientes y 100 casos, la mayor serie de casos reportada en la literatura hasta el momento.

En el presente estudio, todas las pacientes fueron mujeres. Este ratio es igual que en otros estudios (Kernozek y Sterriker 2002; Mittal, Raja et al. 2006; Saro, Andren et al. 2007; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008), mientras que en otras muestras, el ratio de hombres ha sido muy reducido, como 1/23 (Resch y Stenstrom 1995) o 4/27 (Bryant, Tinley et al. 2005). Esto puede explicarse porque el HV es una patología que afecta más a las mujeres, y además éstas solicitan más el tratamiento quirúrgico, por motivos estéticos, funcionales y de imposibilidad de calzarse adecuadamente.

La edad media de las pacientes en nuestro estudio ha sido de 54 años. Esta media es muy similar a la de los estudios consultados, que varían entre los 49 y los 57 años (Resch y Stenstrom 1995; Bryant, Tinley et al. 2005; Mittal, Raja et al. 2006; Saro, Andren et al. 2007; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008), mientras que sólo Kernozek y Sterriker (Kernozek y Sterriker 2002) presentaron una muestra con una edad media inferior, de 43 años.

En relación a la comparación de los datos posquirúrgicos, tres estudios no estudiaron un grupo control (Kernozek y Sterriker 2002; Mittal, Raja et al. 2006; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008), mientras que otros tres si lo hicieron (Resch y Stenstrom 1995; Bryant, Tinley et al. 2005; Saro, Andren et al. 2007). En el presente estudio, no se planteó comparar los datos con un grupo control, puesto que tenemos estudios previos en pies no patológicos con los que comparar los valores posquirúrgicos (Martínez-Nova, Cuevas-García et al. 2007; Martínez Nova, Sánchez Rodríguez et al. 2007; Martínez-Nova, Pascual-Huerta et al. 2008).

Se decidió realizar un seguimiento mínimo de 12 meses, lo que concuerda con las investigaciones de Saro, Andren et al. (2007), Kernozek y Sterriker (2002) y Resch y Stenstrom (1995). Sin embargo, este tiempo de seguimiento es mayor que el realizado por Mittal, Raja et al. (2006) y menor que el de Bryant, Tinley et al. (2005) y Cancilleri, Marinozzi et al. (2008). Los estudios de Saro, Andren et al. (2007) y Bryant, Tinley et al. (2005) realizaron mediciones intermedias, a los 6 meses, antes de la medición final. Sin embargo, puesto que existen variaciones en los valores a lo largo del tiempo, hemos preferido realizar un análisis a medio plazo, con un mínimo de 12 meses para observar los cambios definitivos obtenidos.

Con respecto a las intervenciones quirúrgicas en el presente estudio no se han intervenido ambos pies en el mismo acto quirúrgico, en casos de HV bilaterales, para permitir a las pacientes un mejor apoyo del pie y la extremidad contralateral en el periodo posquirúrgico inmediato. Puesto que las pacientes comienzan con la deambulaci3n de manera inmediata, esto ayuda a proteger el pie intervenido. Aunque un estudio de Lee, Hur et al (2009) no encontr3 diferencias, en cuanto al resultado quirúrgico, entre realizar las intervenciones bilaterales o unilaterales, preferimos, al igual que Sammarco y Russo-Alesi (1998), dejar un periodo m3nimo de 1 mes entre las dos intervenciones

6.5.2 Sistema de medida

De los 2 grupos de dispositivos para la valoración baropodométrica, hemos elegido las plantillas instrumentadas. Aunque las plataformas de presiones poseen una mayor definición, debida a una mayor densidad de sensores, son superficies fijas y por ello el examen debe realizarse descalzo. Es necesario realizar numerosas indicaciones al paciente para obtener una buena medición, pues debe adecuar el paso a la plataforma, con lo que los parámetros pueden quedar desvirtuados (Lee 1980). Las plantillas instrumentadas nos parecen mas interesantes, pues reproducen las presiones plantares de la manera más fisiológica, con el paciente calzado, con su propio zapato, calzado de pruebas o posquirúrgico y estudiar el efecto de ortesis, tratamientos quirúrgicos o rehabilitadores (Martínez-Nova, Cuevas-García et al. 2007). Generalmente funcionan mediante telemetría, lo que permite el análisis de la marcha habitual (Martínez-Nova, Cuevas-García et al. 2007) o en cintas rodantes (Kernozek, LaMott et al. 1996). Otra ventaja es que pueden emplearse para el análisis estadístico múltiples pasos bilaterales de una manera sencilla y rápida (Saro, Andren et al. 2007). Cuatro de los estudios baropodométricos en cirugía del HV leve, realizan sus mediciones con plataformas de presión (Kernozek y Sterriker 2002; Bryant, Tinley et al. 2005; Mittal, Raja et al. 2006; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008), mientras que dos emplean sistemas de plantillas instrumentadas (Resch y Stenstrom 1995; Saro, Andren et al. 2007). Se ha elegido el sistema Biofoot/IBV® puesto que se ha mostrado como un sistema preciso y fiable con coeficientes de correlación intraclase entre 0.76 y 0.96 según las zonas evaluadas (Martínez-Nova, Cuevas-García et al. 2007), lo que indica una excelente fiabilidad de las medidas (Martínez González, Sánchez Villegas et al. 2006).

En el presente estudio de investigación, se promediaron entre 13 y 17 pasos para obtener un valor baropodométrico robusto que comparar. De ese modo aseguramos la fiabilidad de las mediciones de presión plantar, evitando variaciones debidas a algún mal gesto producido durante las mediciones. Está

establecido que para una correcta fiabilidad de las mediciones de presión plantar es necesario promediar un número superior a 8 pasos (Kernozek, LaMott et al. 1996), por lo que nuestras medidas superan estos pasos y pueden considerarse totalmente fiables. De los estudios baropodométricos en HV leve encontrados, todos miden 5 o menos pasos (Resch y Stenstrom 1995; Kernozek y Sterriker 2002; Bryant, Tinley et al. 2005; Mittal, Raja et al. 2006; Saro, Andren et al. 2007; Cancilleri, Marinozzi et al. 2008), por lo que nuestras mediciones pueden considerarse más fiables.

6.5.3 Limitaciones del estudio

El presente estudio tiene algunas limitaciones y los resultados deben ser empleados con precaución. El calzado y el terreno, tienen una gran influencia en las presiones plantares en todas las zonas del pie (Mohamed, Cerny et al. 2005). En el presente estudio los sujetos llevaron el mismo modelo de calzado, con una suela de 80 shores A de dureza, y caminaron sobre el mismo pasillo, por lo que se eliminaron las posibles diferencias que pudieran aportar el calzado y el terreno. Sin embargo, se ha demostrado que ciertos calzados reducen significativamente las presiones plantares en diabéticos (Sarnow, Veves et al. 1994), controles y ancianos (Burnfield, Few et al. 2004). Esto puede afectar a los resultados, con una reducción global de los valores medidos.

Otro posible sesgo es que empleamos 79 pacientes y 100 casos, lo que puede influenciar la independencia de la muestra empleada (Menz 2004).

Al mismo tiempo, las pacientes del estudio fueron clasificadas como HV leves, por lo que los resultados no pueden ser extrapolados a casos de HV moderado o severo. El diseño longitudinal permite conocer los resultados a corto o medio plazo, de modo que se desconoce si la distribución de las presiones y de las variables analizadas puede mantenerse a largo plazo. En este punto, abrimos

una posible vía de investigación, para continuar analizando a las pacientes y comprobar la distribución del patrón de presiones a largo plazo y la posible relación con la recidiva del HV o con la aparición de nuevas patologías.

Otra posible limitación es que medimos el peso de las pacientes prequirúrgicamente, pero no posquirúrgicamente. Aunque las pacientes no refirieron cambios significativos de peso, este podría haber variado sensiblemente durante el periodo de seguimiento.

6.5.4 Potencias del estudio.

Nuestro estudio también presenta una serie de mejoras con respecto a los de otros investigadores. El presente estudio baropodométrico describe la mayor cohorte de pacientes intervenidos de HV leve que ha sido reportado en la literatura, es el primer estudio baropodométrico en cirugía percutánea, y el primero en analizar la osteotomía de Akin en el HV leve.

Además, el protocolo realizado es consistente con la literatura, mejorando la metodología existente en cuanto a la fiabilidad de las mediciones baropodométricas.

También es el primer estudio que establece un valor umbral y predictivo de posible aparición de hiperqueratosis en 1ª CMT o 1^{er} dedo lo que podría prevenir la ulceración en personas diabéticas.

7. CONCLUSIONES

7. CONCLUSIONES.

Detallamos a continuación las conclusiones alcanzadas en relación a los objetivos inicialmente fijados.

1. Las pacientes con HV leve presentan una hiperpresión patológica bajo el 1^{er} dedo lo que está causado por la alteración del AHA. Esto impacta negativamente en el estado clínico del primer segmento dígito-metatarsal y en la calidad de vida.
2. Este estudio longitudinal demuestra que la técnica percutánea de RTBD-Akin modifica la interacción del pie con el suelo durante la marcha, restaurando el patrón de presiones fisiológico en el primer segmento dígito-metatarsal y a medio plazo, consigue una corrección significativa de las alteraciones angulares en el HV leve, sobretodo del AHA.
3. El procedimiento quirúrgico consigue una mejoría óptima en el estado clínico, debido a la disminución del dolor alrededor de la 1^a ATMF, al mejor alineamiento y a la reducción de presión bajo el 1^{er} dedo, lo que también ayuda a la desaparición de las hiperqueratosis en la AIF.
4. Posquirúrgicamente, la respuesta al tratamiento quirúrgico viene determinada por el nivel de corrección del AHA patológico. Esto puede ayudar a los profesionales a elegir la técnica de Akin siempre que exista una hiperpresión en el 1^{er} dedo, obteniendo una técnica más efectiva para la normalización del patrón de presiones plantares.

8. RESUMEN

8. RESUMEN

El propósito de este estudio es describir el efecto de la técnica percutánea de relajación de los tejidos blandos distales-Akin para el Hallux Valgus leve en los valores baropodométricos, en los resultados clínicos y radiológicos tras un periodo mínimo de 12 meses.

Sobre una muestra de 79 pacientes y 100 casos intervenidos, las presiones plantares se evaluaron de forma objetiva con el sistema Biofoot/IBV® de plantillas instrumentadas en 7 zonas del antepié (de 1ª a 5ª cabezas metatarsales, 1^{er} dedo y dedos menores). La valoración clínica se realizó mediante la escala pre y posquirúrgica de la American Orthopaedic Foot and Ankle Society para el primer segmento dígito-metatarsal. Los parámetros radiológicos se midieron de forma computerizada sobre radiografías dorso-plantares, incluyendo el ángulo de hallux abductus y el primer ángulo intermetatarsal.

Los resultados muestran una mejora en la escala AOFAS de 68.5 a 86.6 puntos, en el ángulo de hallux abductus de 24.1° a 11° y en el primer ángulo intermetatarsal de 11.8° a 9.5°. El análisis baropodométrico mostró una reducción estadísticamente significativa en la presión media bajo el 1^{er} dedo, lo que puede atribuirse a la osteotomía de Akin, que proporciona una posición posquirúrgica más fisiológica del 1^{er} dedo.

Este estudio puede ayudar a elegir la técnica de Akin siempre que exista una hiperpresión prequirúrgica en el 1^{er} dedo, obteniendo una técnica más efectiva para la normalización del patrón de presiones plantares.

9. SUMMARY

9. SUMMARY.

The purpose of this study is to describe the effects of a 12 month postoperative of the percutaneous distal soft tissue release-Akin procedure for mild hallux valgus on the plantar pressure distribution, clinical outcome, and radiographic parameters.

The BioFoot/IBV® in-shoe system was used to conduct an objective functional evaluation of plantar pressures in seven regions of the forefoot (from 1st through 5th metatarsal heads, hallux and lesser toes) in a total of 79 patients and 100 feet who had undergone this procedure. The clinical outcome measurements included pre- and postoperative American Orthopaedic Foot and Ankle Society scores. The radiological parameters measured by computer, were hallux abductus angle and first intermetatarsal angle in weight-bearing radiographs.

The results showed improvements in rating scale score from 68.5 to 86.6 points, in hallux abductus angle from 24.1° to 11° and in the first intermetatarsal angle from 11.8° to 9.5°. The pedobarographic analysis showed a statistically significant decrease in the mean pressure under the hallux, attributable to the Akin procedure which provides a more physiological postoperative position of the hallux.

This study provides insight into better understanding the applicability of the Akin osteotomy when a preoperative overpressure under the hallux is present, by achieving a more effective technique in order to normalize the plantar pressure pattern.

10. BIBLIOGRAFÍA

10. BIBLIOGRAFÍA.

- Abdel Moneim WM, Abdel Hady RH, Abdel Maaboud RM, Fathy HM, Hamed AM. (2008).** Identification of sex depending on radiological examination of foot and patella. *Am J Forensic Med Pathol* 29(2): 136-40.
- Akin OF (1925).** The treatment of hallux valgus. A new operative procedure and its results. *Med Sentinel* 33: 678-9.
- Alvarez R, Haddad RJ, Gould N, Trevino S (1984).** The simple bunion: anatomy at the metatarsophalangeal joint of the great toe. *Foot Ankle* 4(5): 229-40.
- Amar J (1916).** Trottoir dynamographique,. *Comptes rendus hebdomadaires des seances de l'Academie des Sciences* 163: 130–3.
- Arampatzis A, Bruggemann GP, Klapsing GM (2002).** A three-dimensional shank-foot model to determine the foot motion during landings. *Med Sci Sports Exerc* 34(1): 130-8.
- Argimón Pallas JM, Jiménez Villa J (1994).** Métodos de investigación aplicados a la atención primaria de salud. Barcelona, Mosby-Doyma.
- Argimón Pallas JM, Jiménez Villa J (2004).** Métodos de investigación clínica y epidemiológica. Madrid, Elsevier.
- Arinci Incel N, Genc H, Erdem HR, Yorgancioglu ZR (2003).** Muscle imbalance in hallux valgus: an electromyographic study. *Am J Phys Med Rehabil* 82(5): 345-9.
- Arvikar R, Seireg A (1980).** Pressure distribution under the foot during static activities. *Eng. Medicine MEP* 9: 99-103.
- Aster AS, Forster MC, Rajan RA, Patel KJ, Asirvatham R, Gillies C (2004).** Radiographic pre-operative assessment in hallux valgus: is it reliable? *Foot* 14(3): 129-132.

- Badlissi F, Dunn JE, Link CL, Keysor JJ, McKinlay JB, Felson DT (2005).** Foot musculoskeletal disorders, pain, and foot-related functional limitation in older persons. *J Am Geriatr Soc* 53(6): 1029-33.
- Baker R (2007).** The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait Posture* 26(3): 331-42.
- Basile A, Battaglia A, Campi A (2000).** Comparison of Chevron-Akin osteotomy and distal soft tissue reconstruction-Akin osteotomy for correction of mild hallux valgus. *Foot Ankle Surg* 6(3): 155-163.
- Bataller A, Alcántara E, Gonzalez JC, García AC (2001).** Influence of anatomical elements in the foot pressure distribution. In: E. Hennig AS, editor. *5th Symp on Footwear Biomechanics*; Zurich:14-5.
- Bauman JH, Brand PW (1963).** Measurement of pressure under the foot during gait. *Lancet* 1: 261-7.
- Baumann J, Hanggi A (1977).** A method of gait analysis for daily orthopaedic practice. *J Med Eng Technol* 86-91.
- Baumhauer JF, Nawoczinski DA, DiGiovanni BF, Wilding GE (2006).** Reliability and validity of the American Orthopaedic Foot and Ankle Society clinical rating scale: a pilot study for the hallux and lesser toes. *Foot Ankle Int* 27(12): 1014-9.
- Bejjani FJ (1987).** Occupational biomechanics of athletes and dancers: a comparative approach. *Clin Podiatr Med Surg* 4(3): 671-711.
- Bennett PJ, Duplock LR (1993).** Pressure distribution beneath the human foot. *J Am Podiatr Med Assoc* 83(12): 674-8.
- Benson K, Hartz AJ (2000).** A comparison of observational and randomized controlled trials. *N Engl J Med* 342: 1878–1886.
- Benvenuti F, Ferrucci L, Guralnik JM, Gangemi S, Baroni A (1995).** Foot pain and disability in older persons: an epidemiologic survey. *J Am Geriatr Soc* 43(5): 479-84.
- Berenter R, Morris JL, Johnson JD (1992).** Cubocuneiform coalition and its relationship to intractable plantar keratomas. *Foot* 1(4): 205-208.

- Bibbo C, Arangio G, Patel DV (2004).** The accessory extensor tendon of the first metatarsophalangeal joint. *Foot Ankle Int* 25(6): 387-90.
- Birtane M, Tuna H (2004).** The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19(10): 1055-9.
- Blomgren M, Turan I, Agadir M (1991).** Gait analysis in hallux valgus. *J Foot Surg* 30(1): 70-1.
- Borton DC, Stephens MM (1994).** Basal metatarsal osteotomy for hallux valgus. *J Bone Joint Surg Br* 76(2): 204-9.
- Brachman PR (1971).** Some observations on weightbearing and walking. The preservation of balance in motion. *J Am Podiatry Assoc* 61(3): 75-92.
- Brahms MA (1981).** Hallux valgus--the akin procedure. *Clin Orthop Relat Res*(157): 47-9.
- Brand PW (1988).** Repetitive stress in the development of diabetic foot ulcers. *The diabetic foot.* M. E. Levin and L. W. O'Neal. St. Louis, Mosby: 83-90.
- Brenner E (2002).** Insertion of the tendon of the tibialis anterior muscle in feet with and without hallux valgus. *Clin Anat* 15(3): 217-23.
- Brodsky JW, Beischer AD, Robinson AH, Westra S, Negrine JP, Shabat S (2006).** Surgery for hallux valgus with proximal crescentic osteotomy causes variable postoperative pressure patterns. *Clin Orthop Relat Res* 443: 280-6.
- Brown EW, Witten WA, Espinoza DM, Witten CX, Wilson JD, Wisner DM, et al (1995).** XIII International Symposium on Biomechanics in Sport. Attenuation of ground reaction forces in dismounts from the balance beam, Ontario.
- Bryant AR, Singer KP (1998).** Review of radiographic measurements following Austin bunionectomy. *J Am Podiatr Med Assoc* 88(6): 290-4.
- Bryant AR, Tinley P, Cole JH (2005).** Plantar pressure and radiographic changes to the forefoot after the Austin bunionectomy. *J Am Podiatr Med Assoc* 95(4): 357-65.

- Bryant AR, Tinley P, Singer K (1999).** Plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet. *Foot* 9(3): 115-9.
- Bryant AR, Tinley P, Singer KP (2000).** Normal values of plantar pressure measurements determined using the EMED-SF system. *J Am Podiatr Med Assoc* 90(6): 295-9.
- Burger ES (1952).** The measurement of the static forces at the weight bearing points of the feet with reference to critical heel heights and 'split heel' factors. *Chir Rec* 35(5): 1-17.
- Burnfield JM, Few CD, Mohamed OS, Perry J (2004).** The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19(1): 78-84.
- Cabanillas MD, Maestre I, Sanandres F (2002).** Estudio con plantillas instrumentadas Biofoot/IBV en deportistas escolares con edades comprendidas entre los 10 y los 16 años. II Congreso de Ciencias del Deporte; Madrid.
- Cancilleri F, Marinozzi A, Martinelli N, Ippolito M, Spiezia D, Ronconi P, et al (2008).** Comparison of Plantar Pressure, Clinical, and Radiographic Changes of the Forefoot After Biplanar Austin Osteotomy and Triplanar Boc Osteotomy in Patients with Mild Hallux Valgus. *Foot Ankle Int* 29(8): 817-24.
- Castellano BD, Southerland JT (2001).** Traditional procedures for the repair of hallux abducto valgus. McGlamry's comprehensive textbook of foot and ankle surgery, Lippincott Williams & Wilkins: 623-637.
- Cavanagh PR, Hewitt FG, Perry JE (1992).** In-shoe plantar pressure measurement: a review. *Foot* 2(4): 185-194.
- Cavanagh PR, Rodgers MM, Liboshi A (1987).** Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot Ankle* 7(5): 262-76.
- Cavanagh PR, Sims DS, Jr., Sanders LJ (1991).** Body mass is a poor predictor of peak plantar pressure in diabetic men. *Diabetes Care* 14(8): 750-5.
- Cohen MM (2003).** The oblique proximal phalangeal osteotomy in the correction of hallux valgus. *J Foot Ankle Surg* 42(5): 282-9.

- Colloff B, Weitz EM (1967).** Proximal phalangeal osteotomy in hallux valgus. *Clin Orthop Relat Res* 54: 105-13.
- Coughlin MJ (1995).** Roger A. Mann Award. Juvenile hallux valgus: etiology and treatment. *Foot Ankle Int* 16(11): 682-97.
- Coughlin MJ (1996).** Hallux valgus. *J Bone Joint Surg Am* 78(6): 932-66.
- Coughlin MJ (1997).** Hallux valgus in men: effect of the distal metatarsal articular angle on hallux valgus correction. *Foot Ankle Int* 18(8): 463-70.
- Coughlin MJ, Jones CP (2007).** Hallux valgus: demographics, etiology, and radiographic assessment. *Foot Ankle Int* 28(7): 759-77.
- Coughlin MJ, Thompson FM (1995).** The high price of high-fashion footwear. *Instr Course Lect* 44: 371-7.
- Crawford VL, Ashford RL, McPeake B, Stout RW (1995).** Conservative podiatric medicine and disability in elderly people. *J Am Podiatr Med Assoc* 85(5): 255-9.
- Creer WS (1938).** The feet of the industrial worker: clinical aspect; relation to footwear. *Lancet* 2: 1482-3.
- Cuevas García J (2006).** Exploración morfofuncional y tratamiento ortopodológico. En: Martínez-Nova, editor. *Podología. Atlas de cirugía ungueal*. Madrid: Médica Panamericana; 2006. p. 83-9.
- Daentzer DN, Wulker N, Zimmerman U (1997).** Observations concerning the transverse metatarsal arch. *Foot Ankle Surg* 3(1): 15-20.
- Daines SB, Rohr ES, Pace AP, Fassbind MJ, Sangeorzan BJ, Ledoux WR (2009).** Cadaveric simulation of a pes cavus foot. *Foot Ankle Int* 30(1): 44-50.
- De Prado M, Ripoll PL, Golanó P (2003).** *Cirugía Percutánea del Pie*. Barcelona, Masson.
- De Prado M, Ripoll PL, Vaquero J, Golanó P (2003).** Tratamiento quirúrgico percutáneo del hallux valgus mediante osteotomías múltiples. *Rev Ortop Traumatol* 47(6): 406-416.

- Dhanendran M, Hutton WC, Klenerman L, Witemeyer S, Ansell BM (1980).** Foot function in juvenile chronic arthritis. *Rheumatol Rehabil* 19(1): 20-4.
- Dhukaram V, Hullin MG, Senthil Kumar C (2006).** The mitchell and scarf osteotomies for hallux valgus correction: a retrospective, comparative analysis using plantar pressures. *J Foot Ankle Surg* 45(6): 400-9.
- Divert C, Mornieux G, Baur H, Mayer F, Belli A (2005).** Mechanical comparison of barefoot and shod running. *Int J Sports Med* 26(7): 593-8.
- Dunn JE, Link CL, Felson DT, Crincoli MG, Keysor JJ, McKinlay JB (2004).** Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. *Am J Epidemiol* 159(5): 491-8.
- Easley ME, Trnka HJ (2007).** Current concepts review: hallux valgus part II: operative treatment. *Foot Ankle Int* 28(6): 748-58.
- Eisenhardt JR, Cook D, Pregler I, Foehl HC (1996).** Changes in temporal gait characteristics and pressure distribution for bare feet versus various heel heights. *Gait Posture* 4(4): 280-6.
- Ellis SJ, Hillstrom H, Cheng R, Lipman J, Garrison G, Deland JT (2009).** The development of an intraoperative plantar pressure assessment device. *Foot Ankle Int.* 30(4):333-40
- ElSaid AG, Tisdell C, Donley B, Sferra J, Neth D, Davis B (2006).** First metatarsal bone: an anatomic study. *Foot Ankle Int* 27(12): 1041-8.
- Espinosa N, Maccera E, Myerson MS (2008).** Current concept review: metatarsalgia. *Foot Ankle Int* 29(8): 871-9.
- Fabris SM, Valezi AC, de Souza SA, Faintuch J, Cecconello I, Junior MP (2006).** Computerized baropodometry in obese patients. *Obes Surg* 16(12): 1574-8.
- Ferrari J, Hopkinson DA, Linney AD (2004).** Size and shape differences between male and female foot bones: is the female foot predisposed to hallux abducto valgus deformity? *J Am Podiatr Med Assoc* 94(5): 434-52.

- Ferrari J, Watkinson D (2005).** Foot pressure measurement differences between boys and girls with reference to hallux valgus deformity and hypermobility. *Foot Ankle Int* 26(9): 739-47.
- Fuld JE (1916).** Transplantation of the abductor hallucis tendon in the surgical treatment of hallux valgus. *Surg Gynecol Obstet* 23: 626-8.
- Fuller EA (1999).** Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *J Am Podiatr Med Assoc* 89(6): 278-91.
- Garrido IM, Rubio ER-V, Bosch MN, González MS, Paz GB, Llabrés AJ (2008).** Scarf and Akin osteotomies for moderate and severe hallux valgus: Clinical and radiographic results. *Foot Ankle Surg* 14(4): 194-203.
- Garrow AP, Papageorgiou A, Silman AJ, Thomas E, Jayson MI, Macfarlane GJ (2001).** The grading of hallux valgus. The Manchester Scale. *J Am Podiatr Med Assoc* 91(2): 74-8.
- Giannini S, Ceccarelli F, Faldini C, Vannini F (2004).** Minimally invasive distal metatarsal osteotomy for surgical treatment of Hallux Valgus. *J Bone Joint Surg Br* 86-B(SUPP_III): 328-d.
- Gilheany M, Landorf K, Robinson P (2008).** Hallux valgus and hallux rigidus: a comparison of impact on health-related quality of life in patients presenting to foot surgeons in Australia. *J Foot Ankle Res* 1(1): 14.
- Goldberg I, Bahar A, Yosipovitch Z (1987).** Late results after correction of hallux valgus deformity by basilar phalangeal osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 69(1): 64-7.
- González López JJ, Rodríguez Rodríguez S, Cadena Méndez L (2004).** Resultado funcional, estético y radiográfico del tratamiento quirúrgico del hallux valgus con cirugía mínima invasiva. *Acta Orthop Mex* 18(5): 185-190.
- Grace D, Hughes J, Klenerman L (1988).** A comparison of Wilson and Hohmann osteotomies in the treatment of hallux valgus. *J Bone Joint Surg Br* 70(2): 236-41.

- Gravante G, Russo G, Pomara F, Ridola C (2003).** Comparison of ground reaction forces between obese and control young adults during quiet standing on a baropodometric platform. *Clin Biomech* 18(8): 780-782.
- Grieve DW, Rashdi T (1984).** Pressures under normal feet in standing and walking as measured by foil pedobarography. *Ann Rheum Dis* 43(6): 816-8.
- Groulier P, Curvale G, Prudent HP, Vedel F (1988).** Results of treatment of hallux valgus by the modified McBride technic with or without complementary phalangeal or metatarsal osteotomy. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 74(6): 539-48.
- Hardy RH, Clapham JC (1951).** Observations on hallux valgus; based on a controlled series. *J Bone Joint Surg Br* 33-B(3): 376-91.
- Hawke F, Burns J, Radford JA, du Toit V (2008).** Custom-made foot orthoses for the treatment of foot pain. *Cochrane Database Syst Rev*(3): CD006801.
- Hayafune N, Hayafune Y, Jacob HAC (1999).** Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. *Foot* 9(2): 88-92.
- Hennig EM, Rosenbaum D (1991).** Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot Ankle* 11(5): 306-11.
- Hennig EM, Staats A, Rosenbaum D (1994).** Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot Ankle Int* 15(1): 35-40.
- Henning EM, Hartmut JR (1987).** Loads on the human body during trampoline exercises. XI International congress on Biomechanics, Canada.
- Hessert MJ, Vyas M, Leach J, Hu K, Lipsitz LA, Novak V (2005).** Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatr* 5: 8.
- Hetherington VJ, Johnson RE, Albritton JS. (1990).** Necessary dorsiflexion of the first metatarsophalangeal joint during gait. *J Foot Surg* 29(3): 218-22.

- Hills AP, Hennig EM, McDonald M, Bar-Or O (2001).** Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *Int J Obes Relat Metab Disord* 25(11): 1674-9.
- Hodge MC, Nathan D, Bach TM (2009).** Plantar pressure pain thresholds and touch sensitivity in rheumatoid arthritis. *Foot Ankle Int* 30(1): 1-9.
- Holden TS, Muncey RW (1953).** Pressures of the human foot during walking. *Aus J Appl Scien* 4: 40-58.
- Hughes J, Clark P, Klenerman L (1990).** The importance of the toes in walking. *J Bone Joint Surg Br* 72(2): 245-51.
- Hurkmans HL, Bussmann JB, Benda E, Verhaar JA, Stam HJ (2006).** Accuracy and repeatability of the Pedar Mobile system in long-term vertical force measurements. *Gait Posture* 23(1): 118-25.
- Hurkmans HL, Bussmann JB, Selles RW, Horemans HL, Benda E, Stam HJ, et al (2006).** Validity of the Pedar Mobile system for vertical force measurement during a seven-hour period. *J Biomech* 39(1): 110-8.
- Hutton WC, Dhanendran M (1981).** The mechanics of normal and hallux valgus feet--a quantitative study. *Clin Orthop Relat Res* 157: 7-13.
- IBV.** [Sede Web]. Instituto de Biomecánica de Valencia: Valencia: [citada, 01-02-2009]; Disponible en: [http://www.ibv.org/Shop/usuario/productos/IBV/fichaproducto21_aplicaciones.asp?acc=ver&IdProducto=19&IdSeccion=239]
- Iida M, Basmajian JV (1974).** Electromyography of hallux valgus. *Clin Orthop Relat Res*(101): 220-4.
- Isham SA (1991).** The Reverdin-Isham procedure for the correction of hallux abducto valgus. A distal metatarsal osteotomy procedure. *Clin Podiatr Med Surg* 8(1): 81-94.
- Jahss MH (1980).** Traumatic dislocations of the first metatarsophalangeal joint. *Foot Ankle* 1(1): 15-21.
- Jones S, Al Hussainy HA, Ali F, Betts RP, Flowers MJ (2004).** Scarf osteotomy for hallux valgus. A prospective clinical and pedobarographic study. *J Bone Joint Surg Br* 86(6): 830-6.

- Joseph TN, Mroczek KJ (2007).** Decision making in the treatment of hallux valgus. *Bull NYU Hosp Jt Dis* 65(1): 19-23.
- Kenzora JE (1988).** A rationale for the surgical treatment of bunions. *Orthopedics* 11(5): 777-89.
- Kernozeck T, Roehrs T, McGarvey S (1997).** Analysis of plantar loading parameters pre and post surgical intervention for hallux valgus. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 12(3): S18-S19.
- Kernozeck TW, Elfessi A, Sterriker S (2003).** Clinical and biomechanical risk factors of patients diagnosed with hallux valgus. *J Am Podiatr Med Assoc* 93(2): 97-103.
- Kernozeck TW, LaMott EE, Dancisak MJ (1996).** Reliability of an in-shoe pressure measurement system during treadmill walking. *Foot Ankle Int* 17(4): 204-9.
- Kernozeck TW, Sterriker SA (2002).** Chevron (Austin) distal metatarsal osteotomy for hallux valgus: comparison of pre- and post-surgical characteristics. *Foot Ankle Int* 23(6): 503-8.
- Kilmartin TE, Wallace WA (1993).** The aetiology of hallux valgus: a critical review of the literature. *Foot* 3(4): 157-167.
- Kirby KA (2000).** Biomechanics of the normal and abnormal foot. *J Am Podiatr Med Assoc* 90(1): 30-4.
- Kitaoka HB, Alexander IJ, Adelaar RS, Nunley JA, Myerson MS, Sanders M (1994).** Clinical rating systems for the ankle-hindfoot, midfoot, hallux, and lesser toes. *Foot Ankle Int* 15(7): 349-53.
- Kitaoka MB, Franco MG, Weawer AL (1991).** Simple bunionectomy with medial capsulorrhaphy. *Foot Ankle* 12: 86-91.
- Klaue K, Hansen ST, Masquelet AC (1994).** Clinical, quantitative assessment of first tarsometatarsal mobility in the sagittal plane and its relation to hallux valgus deformity. *Foot Ankle Int* 15(1): 9-13.

- Lafuente R, Doñate JJ, Poveda R, García A, Soler C, Belda JM, et al. (2002).** Valoración evolutiva de fracturas de calcáneo mediante el análisis biomecánico de la marcha. Análisis de resultados. *Mapfre Medicina*. 13(4):275-83.
- Lazarides SP, Hildreth A, Prassana V, Talkhani I (2005).** Association amongst angular deformities in Hallux Valgus and impact of the deformity in health-related quality of life. *Foot Ankle Surg* 11(4): 193-6.
- Le Minor JM, Winter M (2003).** The intermetatarsal articular facet of the first metatarsal bone in humans: a derived trait unique within primates. *Ann Anat* 185(4): 359-365.
- Leaes R, Cambraia R, Bacim F, Dalmarco G, Calder A, De Azevedo DF, et al (2006).** Development of walking pattern evaluation system for hypogravity simulation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 1: 6285-8.
- Lee DN (1980).** Visuo-motor coordination in space time. Amsterdam, Elsevier Science Publishers.
- Lee K-B, Hur C-I, Chung J-Y, Jung S-T (2009).** Outcome of unilateral versus simultaneous correction for hallux valgus. *Foot Ankle Int*. 30(2):120-3.
- Libotte M (1994).** Emed system clinical use in hallux valgus surgery. *Gait Posture* 2(4): 238.
- Lipscombe S, Molloy A, Sirikonda S, Hennessy MS (2008).** Scarf Osteotomy for the Correction of Hallux Valgus: Midterm Clinical Outcome. *J Foot Ankle Surg* 47(4): 273-277.
- Lorei TJ, Kinast C, Klarner H, Rosenbaum D (2006).** Pedographic, clinical, and functional outcome after scarf osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 451: 161-6.
- Luger EJ, Nissan M, Karpf A, Steinberg EL, Dekel S (1999).** Patterns of weight distribution under the metatarsal heads. *J Bone Joint Surg Br* 81(2): 199-202.
- Llana S (1998).** Análisis del calzado técnico de tenis atendiendo a criterios epidemiológicos, de confort y biomecánicos. [Tesis doctoral]. Valencia, Universitat de Valencia.

- Llopart Lobato L, Ruiz Arredondo JD (1998).** Descargas provisionales. Rev Esp Podol 9(3): 4-64.
- Maffulli N, Oliva F, Coppola C, Miller D (2005).** Minimally invasive hallux valgus correction: a technical note and a feasibility study. J Surg Orthop Adv 14(4): 193-8.
- Magnan B, Bortolazzi R, Samaila E, Pezze L, Rossi N, Bartolozzi P (2006).** Percutaneous distal metatarsal osteotomy for correction of hallux valgus. Surgical technique. J Bone Joint Surg Am 88 (Suppl 1 Pt 1): 135-48.
- Magnan B, Pezze L, Rossi N, Bartolozzi P (2005).** Percutaneous distal metatarsal osteotomy for correction of hallux valgus. J Bone Joint Surg Am 87(6): 1191-9.
- Magnan B, Samaila E, Viola G, Bartolozzi P (2008).** Minimally invasive retrocapital osteotomy of the first metatarsal in hallux valgus deformity. Oper Orthop Traumatol 20(1): 89-96.
- Malviya A, Makwana N, Laing P (2007).** Scarf osteotomy for hallux valgus--is an Akin osteotomy necessary? Foot Ankle Surg 13(4): 177-181.
- Mann RA (1997).** Hallux valgus. Curr Othopaed 11(1): 11-14.
- Mann RA, Coughlin MJ (1981).** Hallux valgus--etiology, anatomy, treatment and surgical considerations. Clin Orthop Relat Res(157): 31-41.
- Mann RA, Coughlin MJ (1999).** Adult hallux valgus. Surgery of the Foot and Ankle. M. J. Coughlin and R. A. Mann. St. Louis, Mosby Inc.: 158.
- Mann RA, Katcherian DA (1989).** Relationship of metatarsophalangeal joint fusion on the intermetatarsal angle. Foot Ankle 10(1): 8-11.
- Mann RA, Pfeffinger L (1991).** Hallux valgus repair: DuVries modified McBride procedure. Clin Orthop 272: 213-8.
- Martínez González MA, Sánchez Villegas A, Faulin Fajardo J (2006).** Bioestadística amigable. Madrid, Díaz de Santos.
- Martínez Nova, A. (2006).** Podología. Atlas de cirugía ungueal. Madrid, Editorial Médica Panamericana.
- Martínez Nova A, Alonso Peña D, Sánchez Rodríguez R (2006).** Ortesis de descarga selectiva en injerto de piel plantar. Piel 21(8): 409-12.

- Martínez Nova A, Cuevas García JC, Sánchez Rodríguez R, Pascual Huerta J. (2007).** Biofoot® in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability. *Foot* 17(4): 190-6.
- Martínez Nova A, Cuevas García JC, Sánchez Rodríguez R, Pascual Huerta J, Sánchez Barrado E (2008).** Estudio del patrón de presiones plantares en pies con hallux valgus mediante un sistema de plantillas instrumentadas. *Rev Ortop Traumatol (Madr.)* 52(2): 69-74.
- Martínez Nova A, Pascual Huerta J, Sánchez Rodríguez R (2008).** Cadence, age, and weight as determinants of forefoot plantar pressures using the Biofoot in-shoe system. *J Am Podiatr Med Assoc* 98(4): 302-10.
- Martínez Nova A, Sánchez Rodríguez R, Alonso Peña D (2007).** A new onychocryptosis classification and treatment plan. *J Am Podiatr Med Assoc* 97(5): 389-93.
- Martínez Nova A, Sánchez Rodríguez R, Cuevas García JC, Sánchez Barrado E (2007).** Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos. *Rehabilitación (Madr)* 41(4): 155-60.
- Martínez Nova A, Sánchez Rodríguez R, Leal Muro A, Sánchez Barrado E, Pedrera Zamorano JD (2008).** Percutaneous distal soft tissue release-Akin procedure, clinical and podobarometric assessment with the Biofoot in-shoe system: A preliminary report. *Foot & Ankle Specialist* 1(4): 222-230.
- Maskill JD, Bohay DR, Anderson JG (2006).** First ray injuries. *Foot Ankle Clin* 11(1): 143-63.
- McBride ED (1928).** A conservative operation for bunions. *J Bone Joint Surg* 10A: 735.
- McCluney JG, Tinley P (2006).** Radiographic Measurements of Patients With Juvenile Hallux Valgus Compared With Age-Matched Controls: A Cohort Investigation. *J Foot Ankle Surg* 45 (3).161-7
- Menz HB (2004).** Two feet, or one person? Problems associated with statistical analysis of paired data in foot and ankle medicine. *Foot* 14(1): 2-5.

- Menz HB, Morris ME (2005).** Footwear characteristics and foot problems in older people. *Gerontology* 51(5): 346-51.
- Menz HB, Morris ME (2006).** Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait Posture* 24(2): 229-36.
- Menz HB, Morris ME, Lord SR. (2006).** Footwear characteristics and risk of indoor and outdoor falls in older people. *Gerontology* 52(3): 174-80.
- Menz HB, Munteanu SE (2005).** Radiographic validation of the Manchester scale for the classification of hallux valgus deformity. *Rheumatology (Oxford)* 44(8): 1061-6.
- Menz HB, Zammit GV, Munteanu SE (2007).** Plantar pressures are higher under callused regions of the foot in older people. *Clin Exp Dermatol* 32(4): 375-80.
- Merkel KD, Katoh Y, Johnson EW Jr, Chao EY (1983).** Mitchell osteotomy for hallux valgus: long-term follow-up and gait analysis. *Foot Ankle* 3(4): 189-96.
- Michaud T (1996).** Foot orthoses and other forms of conservative foot cares. Massachusetts, Williams and Wilkins.
- Mitskewitch VA (1992).** The pressure distribution in hallux valgus feet before and after surgery. *Eur J Phys Med Rehabil* 2(4): 4-10.
- Mittal D, Raja S, Geary NPJ (2006).** The modified McBride procedure: Clinical, radiological, and pedobarographic evaluations *J Foot Ankle Surg* 45(4): 235-9.
- Mohamed O, Cerny K, Jones W, Burnfield JM (2005).** The effect of terrain on foot pressures during walking. *Foot Ankle Int* 26(10): 859-869.
- Morris JN, Hardman AE (1997).** Walking to health. *Sports Med* 23(5): 306-32.
- Morton DJ (1935).** *The Human Foot*. Columbia, Columbia University Press.
- Mueller MJ, Hastings M, Commean PK, Smith KE, Pilgram TK, Robertson D, et al. (2003).** Forefoot structural predictors of plantar pressures during walking in people with diabetes and peripheral neuropathy. *J Biomech* 36(7): 1009-17.

- Mueller MJ, Zou D, Bohnert KL, Tuttle LJ, Sinacore DR (2008).** Plantar stresses on the neuropathic foot during barefoot walking. *Phys Ther* 88(11): 1375-84.
- Mueller MJ, Zou D, Lott DJ (2005).** Pressure gradient as an indicator of plantar skin injury. *Diabetes Care* 28(12): 2908-12.
- Mulero A, Suero MA, Vielba A, Cuadros F (2002).** El Sistema Internacional de Unidades. *Rev Esp Fis* 16(5): 41-45.
- Munuera Martínez P (2005).** Factores morfológicos en la etiología del Hallux Limitus y el Hallux Abductus Valgus. [Tesis doctoral]. Sevilla, Universidad de Sevilla.
- Munuera PV, Domínguez G, Polo J, Rebollo J (2006).** Medial deviation of the first metatarsal in incipient hallux valgus deformity. *Foot Ankle Int* 27(12): 1030-5.
- Munuera Martínez PV, Domínguez Maldonado G, Castillo López JM, Gordillo Fernández LM (2007).** La forma de la cabeza del primer metatarsiano en el hallux limitus y el hallux abductus valgus. *Rev Esp Podol* 18(2): 65-70.
- Myerson M (1999).** Foot and ankle disorders, hallux valgus. Philadelphia, WB Sanders Co: 213-289.
- Netter FH (2007).** Atlas de anatomía humana. Barcelona, Masson.
- Nigg BM (1985).** Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities. *Sports Med* 2(5): 367-79.
- Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ. (1999).** Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med Sci Sports Exerc* 31(7 Suppl): S421-8.
- Nikolaev IA, Najdenov S (1970).** Occupational osteo-arthropathies and classical dance. *Arch Mal Prof* 31(1): 39-42.
- Novel.** [Sede Web]. Novel.com: Munich [Citada 1-02-2009]; Disponible en: <http://www.novel.de/productinfo/systems-pedar.htm>
- Nuñez-Samper Pizarroso M, Llanos Alcázar LF (2003).** Examen del Paciente. Técnicas Quirúrgicas en Cirugía del Pie. Nuñez-Samper Pizarroso M, Llanos Alcázar LF. Barcelona, Masson: 15-16.

- Nuñez-Samper Pizarroso M, Llanos Alcázar LF (2006).** Exploración clínica y complementaria. En: Biomecánica, medicina y cirugía del pie 2ª Ed. Nuñez-Samper Pizarroso M, Llanos Alcázar LF. Barcelona, Masson: 107-8.
- Nyska M, Liberson A, McCabe C, Linge K, Klenerman L (1994).** Plantar foot pressure distribution in patients with hallux valgus treated by distal soft-tissue procedure and proximal metatarsal osteotomy. *Gait Posture* 2(4): 239.
- Nyska M, Liberson A, McCabe K, Linge K, Klenerman L (1998).** Plantar foot pressure distribution in patients with Hallux valgus treated by distal soft tissue procedure and proximal metatarsal osteotomy. *Foot Ankle Surg* 4(1): 35-41.
- Nyska M, McCabe C, Linge K, Laing P, Klenerman L (1995).** Effect of the shoe on plantar foot pressures. *Acta Orthop Scand* 66(1): 53-6.
- O’Kane C, Kilmartin TE (2002).** The rotation Scarf and Akin osteotomy for the correction of severe hallux valgus. *Foot* 12(4): 203-212.
- Orlin MN, McPoil TG (2000).** Plantar pressure assessment. *Phys Ther* 80(4): 399-409.
- Padrón M, Sánchez Lacalle E (2007).** Diagnóstico de Imagen. En: Biomecánica, medicina y cirugía del pie 2ª Ed. . Nuñez-Samper Pizarroso M, Llanos Alcázar LF. Barcelona, Masson: 111-20
- Palomo Toucedo IC, Reina Bueno M, Olivera Peña I, Munuera Martínez P, Domínguez Maldonado G (2006).** El Hallux Abductus Valgus en mujeres: factores relacionados con su desarrollo. En: Avances en Podología. Consejo General de Colegios de Podólogos. Cádiz, Jiménez-Mena: 57-87.
- Palladino SJ.(1991).** Preoperative evaluation of the bunion patient: Etiology, biomechanics, clinical and radiographic assessment. En: Textbook of bunion surgery. J. Gerbert. Mount Kisco, Futura. 1.

- Pascual Huerta J (2007).** Fisiopatología de la deformidad digital de los dedos menores. En: Podología Quirúrgica. Izquierdo Cases JO. Barcelona, Elsevier: 93.
- Pataky TC, Caravaggi P, Savage R, Crompton RH (2008).** Regional peak plantar pressures are highly sensitive to region boundary definitions. *J Biomech* 41(12): 2772-2775.
- Payne C, Turner D, Miller K (2002).** Determinants of plantar pressures in the diabetic foot. *J Diabetes Complications* 16(4): 277-83.
- Pedotti A, Assente R, Fusi G, De Rossi D, Dario P, Domenici C (1984).** Multisensor piezoelectric polymer sole for pedobarography. *Ferroelectrics* 60: 163-74.
- Pérez García JM. (1997).** Podobarometría. En: El pie. Monografías médico-quirúrgicas del aparato locomotor. Barcelona. Llanos Alcázar LF, Acebes Cachafeiro JC. Barcelona, Masson.
- Pérez Soriano P (2004).** Análisis de parámetros biomecánicos durante la recepción en colchonetas y su influencia en los mecanismos de lesión en gimnasia deportiva. [Tesis doctoral] Valencia: Universitat de Valencia
- Pérez Soriano P, Llana Belloch S, Alcántara Alcover E (2007).** Análisis del patrón de las presiones plantares en gimnastas durante la recepción en una colchoneta. *Arch Med Deport.* 24(117):18-28.
- Phillipson A, Dhar S, Linge K, McCabe C, Klenerman L (1994).** Forefoot arthroplasty and changes in plantar foot pressures. *Foot Ankle Int* 15(11): 595-8.
- Pinney S, Song K, Chou L (2006).** Surgical treatment of mild hallux valgus deformity: the state of practice among academic foot and ankle surgeons. *Foot Ankle Int* 27(11): 970-3.
- Pique-Vidal C (2005).** The effect of temperature elevation during discontinuous use of rotatory burrs in the correction of hallux valgus. *J Foot Ankle Surg* 44(5): 336-44.

- Pique-Vidal C, Maled-Garcia I, Arabi-Moreno J, Vila J (2006).** Radiographic angles in hallux valgus: differences between measurements made manually and with a computerized program. *Foot Ankle Int* 27(3): 175-80.
- Pique-Vidal C, Sole MT, Antich J (2007).** Hallux valgus inheritance: pedigree research in 350 patients with bunion deformity. *J Foot Ankle Surg* 46(3): 149-54.
- Pisani G (2007).** Hallux adductor or abductor muscle? *Foot and Ankle Surgery* 13(4): 165-166.
- Plank M (1995).** The pattern of forefoot pressure distribution in hallux valgus. *Foot* 5(1): 8-14.
- Pooter J, Pooter MJ (2000).** Effect of callus removal on peak plantar pressures. *Foot* 10(1): 23-6.
- Pouliart N, Haentjens P, Opdecam P (1996).** Clinical and radiographic evaluation of Wilson osteotomy for hallux valgus. *Foot Ankle Int* 17(7): 388-94.
- Pressman MM, Stano GW, Krantz MK, Novicki DC (1986).** Correction of hallux valgus with positionally increased intermetatarsal angle. *J Am Podiatr Med Assoc* 76(11): 611-6.
- Putti AB, Arnold GP, Cochrane L, Abboud RJ (2007).** The Pedar® in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. *Gait Posture* 25(3): 401-5.
- Qu J, Cao L, Liu Z, Peng Y, Li S, Du X, et al (2006).** The effect of micro-trauma technic with small incision on treating hallux valgus. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi* 20(1): 50-2.
- Quesada P, Rash G, Jarboe N (1997).** Assessment of Pedar and F-Scan revisited. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 12(3): S15.
- Ramírez Andrés L, Nieto García E (2004).** Instrumental en técnicas de cirugía de mínima incisión. *Rev Esp Podol* 15(5): 244-9.
- Rebagliato M, Ruiz I, Arranz M (1996).** Metodología de investigación epidemiología. Madrid, Ediciones Diaz Santos.

- Resch S, Stenstrom A (1995).** Evaluation of hallux valgus surgery with dynamic foot pressure registration with the Fscan system. *Foot* 5(3): 115-121.
- Richter M, Frink M, Zech S, Vanin N, Geerling J, Droste P, et al (2006).** Intraoperative pedography: a validated method for static intraoperative biomechanical assessment. *Foot Ankle Int* 27(10): 833-42.
- Rocchi L, Mancini M, Chiari L, Cappello A (2006).** Dependence of anticipatory postural adjustments for step initiation on task movement features: a study based on dynamometric and accelerometric data. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 1: 1489-92.
- Root ML, Weed JH, Orient W (1979).** Normal and abnormal function of the foot. Los Angeles, Clinical Biomechanical Corp.
- Ropa Moreno JM (2003).** Estudio de la marcha: avances en técnica ortésica. En: *Ortopodología y aparato locomotor. Ortopedia de pie y tobillo*. Levy Benasuly AE, Cortés Barragán JM. Barcelona, Masson.
- Rosenbaum D, Hautmann S, Gold M, Claes L (1994).** Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait Posture* 2(3): 191-197.
- Rozema A, Ulbrecht J, Pammer S, Cavanagh P (1996).** In shoe plantar pressures during activities of daily living: implications for therapeutic footwear design. *Foot Ankle Int* 17(6): 352-9.
- Ruch JA, Merrill TJ, Banks AS (1987).** First ray hallux abducto valgus and related deformities. *Comprehensive textbook of foot surgery*. E. D. McGlamry. Baltimore, Williams&Wilkins.
- Rueda M (2004).** Podología. Desequilibrios del pie. Barcelona, Paidotribo.
- Sammarco GJ, Russo-Alesi FG (1998).** Bunion correction using proximal chevron osteotomy: a single-incision technique. *Foot Ankle Int*. 19(7):430-7.

- Sánchez-Rodríguez R, Martínez-Nova A, Querol-Martínez E, Crespo Martínez A, Cuevas García J (2006).** Estudio comparativo del diseño de cuatro tratamientos ortopodológicos para la descarga de la segunda cabeza metatarsal. *Rev Esp Podol.* 17(4):146-9.
- Sánchez Rodríguez R, Martínez Nova A, Gómez Martín B, Escamilla Martínez E, Martos Medina D (2008).** Tratamiento hidratante de las queratopatías plantares. *Podología Clínica* 9(2): 36-41.
- Sarnow MR, Veves A, Giurini JM, Rosenblum BI, Chrzan JS, Habershaw GM (1994).** In-shoe foot pressure measurements in diabetic patients with at-risk feet and in healthy subjects. *Diabetes Care* 17(9): 1002-6.
- Saro C, Andren B, Fellander-Tsai L, Lindgren U, Arndt A (2007).** Plantar pressure distribution and pain after distal osteotomy for hallux valgus: A prospective study of 22 patients with 12-month follow-up. *Foot* 17(2): 84-93.
- Sarrafian SK (1983).** *Anatomy of the Foot and Ankle: Descriptive, Topographic, Functional.* Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins.
- Sarrafian SK, Topouzian LK (1969).** Anatomy and physiology of the extensor apparatus of the toes. *J Bone Joint Surg Am* 51(4): 669-79.
- Saxena A, Cassidy A (2003).** Peroneal tendon injuries: an evaluation of 49 tears in 41 patients. *J Foot Ankle Surg* 42(4): 215-20.
- Scott G, Menz HB, Newcombe L (2007).** Age-related differences in foot structure and function. *Gait Posture* 26(1): 68-75.
- Scranton PE (1983).** Principles in bunion surgery. *J Bone Joint Surg Am* 65(7): 1026-8.
- Schwartz R, Heath AL (1949).** The oscillographic recording and quantitative definition of functional disabilities of human locomotion. *Arch Phys Med* 30: 568-70.
- Seibel MO (1994).** *Función del Pie. Texto programado.* Madrid, Ortocen Editores.
- Self BP, Paine D (2001).** Ankle biomechanics during four landing techniques. *Med Sci Sports Exerc* 33(8): 1338-44.

- Shine IB (1965)**. Incidence of Hallux Valgus in a Partially Shoe-Wearing Community. *Br Med J* 1(5451): 1648-50.
- Silver D (1923)**. The operative treatment of hallux valgus. *J Bone Joint Surg.* 5(B): 225-32.
- Soames RW (1985)**. Foot pressure patterns during gait. *J Biomed Eng* 7(2): 120-6.
- SooHoo NF, Shuler M, Fleming LL (2003)**. Evaluation of the validity of the AOFAS Clinical Rating Systems by correlation to the SF-36. *Foot Ankle Int* 24(1): 50-5.
- SooHoo NF, Vyas R, Samimi D (2006)**. Responsiveness of the foot function index, AOFAS clinical rating systems, and SF-36 after foot and ankle surgery. *Foot Ankle Int* 27(11): 930-4.
- Speiser U, Fengler H, Staemmler A, Hahn U (2008)**. Displacement osteotomy for hallux valgus correction - Prospective clinical and pedobarographic study. *Clin Biomech* 23(5): 717-8.
- Stebbins JA, Harrington ME, Giacomozzi C, Thompson N, Zavatsky A, Theologis TN (2005)**. Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children. *Gait Posture* 22(4): 372-6.
- Studel-Numbers KL (2001)**. Role of locomotor economy in the origin of bipedal posture and gait. *Am J Phys Anthropol* 116(2): 171-3.
- Studel-Numbers KL, Weaver TD, Wall-Scheffler CM (2007)**. The evolution of human running: effects of changes in lower-limb length on locomotor economy. *J Hum Evol* 53(2): 191-6.
- Stokes IA, Hutton WC, Stott JR, Lowe LW (1979)**. Forces under the hallux valgus foot before and after surgery. *Clin Orthop Relat Res* 142: 64-72.
- Tanaka Y, Takakura Y, Sugimoto K, Kumai T, Sakamoto T, Kadono K (2000)**. Precise anatomic configuration changes in the first ray of the hallux valgus foot. *Foot Ankle Int* 21(8): 651-6.
- Taranto J, Taranto M, Bryant AR, Singer K (2005)**. Angle of gait: a comparative reliability study using footprints and the EMED-SF®. *Foot* 15(1): 7-13.

- Tehraninasr A, Saeedi H, Forogh B, Bahramizadeh M, Keyhani MR (2008).** Effects of insole with toe-separator and night splint on patients with painful hallux valgus: a comparative study. *Prosthet Orthot Int* 32(1): 79-83.
- Tekscan.** [Sede Web]. Tekscan.com: South Boston [Citada, 1-02-2009]; Disponible en: <http://www.tekscan.com/medical/system-fscan1.html>
- Thomas S, Barrington R (2003).** Hallux valgus. *Curr Othopaed* 17(4): 299-307.
- Thomas SE, Dykes PJ, Marks R (1985).** Plantar hyperkeratosis: a study of callosities and normal plantar skin. *J Invest Dermatol* 85(5): 394-7.
- Thordarson D, Ebrahimzadeh E, Moorthy M, Lee J, Rudicel S (2005).** Correlation of hallux valgus surgical outcome with AOFAS forefoot score and radiological parameters. *Foot Ankle Int* 26(2): 122-7.
- Thordarson DB, Rudicel SA, Ebrahimzadeh E, Gill LH (2001).** Outcome study of hallux valgus surgery--an AOFAS multi-center study. *Foot Ankle Int* 22(12): 956-9.
- Torkki M, Malmivaara A, Seitsalo S, Hoikka V, Laippala P, Paavolainen P (2001).** Surgery vs orthosis vs watchful waiting for hallux valgus: a randomized controlled trial. *JAMA* 285(19): 2474-80.
- Torkki M, Malmivaara A, Seitsalo S, Hoikka V, Laippala P, Paavolainen P (2003).** Hallux valgus: immediate operation versus 1 year of waiting with or without orthoses: a randomized controlled trial of 209 patients. *Acta Orthop Scand* 74(2): 209-15.
- Tóth K, Fabula J (1994).** Pedobarographic study before and after subcapital metatarsus I osteotomy by hallux valgus. *Gait Posture* 2(4): 239.
- Toth K, Huszanyik I, Boda K, Rode L, Kellermann P (2008).** The influence of the length of the first metatarsal on transfer metatarsalgia after Wu's osteotomy. *Foot Ankle Int* 29(4): 396-9.
- Toth K, Huszanyik I, Kellermann P, Boda K, Rode (2007).** The effect of first ray shortening in the development of metatarsalgia in the second through fourth rays after metatarsal osteotomy. *Foot Ankle Int* 28(1): 61-3.

- Tudor-Locke C, Bassett DR, Jr (2004).** How many steps/day are enough? Preliminary pedometer indices for public health. *Sports Med* 34(1): 1-8.
- Turlik MA, Kushner D (2000).** Levels of evidence of articles in podiatric medical journals. *J Am Podiatr Med Assoc* 90(6): 300-302.
- Turlik MA, Kushner D, Stock D. (2003).** Assessing the Validity of Published Randomized Controlled Trials in Podiatric Medical Journals. *J Am Podiatr Med Assoc* 93(5): 392-398.
- Uchiyama E, Kitaoka HB, Luo ZP, Grande JP, Kura H, An KN (2005).** Pathomechanics of hallux valgus: biomechanical and immunohistochemical study. *Foot Ankle Int* 26(9): 732-8.
- Vaidyanathan V, Sinha S, Campbell AC (2004).** First webplasty; soft tissue correction of hallux valgus. *Foot* 14(2): 92-5.
- Van Vo H, Safiedine AM, Short T, Merrill T (2004).** A Comparison of 4 Common Methods of Hand-Measured Techniques With a Computerized Technique to Measure the First Intermetatarsal Angle. *J Foot Ankle Surg* 43(6).
- Vera P, Hoyos J (1993).** Técnicas instrumentales desarrolladas por el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) para el análisis de las actividades humanas. Valencia, Instituto de Biomecánica de Valencia.
- Viladot A (1973).** Metatarsalgia due to biomechanical alterations of the forefoot. *Orthop Clin North Am* 4(1): 165-78.
- Viladot A (2000).** Quince lecciones sobre patología del pie. Barcelona, Springer-Verlag Ibérica.
- Viladot A (2001).** Patología del Antepié. Barcelona, Springer-Verlag Ibérica.
- Villas C, Del Rio J, Valenti A, Alfonso M (2009).** Symptomatic medial exostosis of the great toe distal phalanx: a complication due to over-correction following akin osteotomy for hallux valgus repair. *J Foot Ankle Surg* 48(1): 47-51.
- Vittas D, Jansen EC, Larsen TK (1987).** Gait analysis before and after osteotomy for hallux valgus. *Foot Ankle* 8(3): 134-6.

- Von Campe A, Vienne P (2006).** Revel-Osteotomy: A new minimal invasive technique for treatment of moderate to severe Hallux Valgus. *J Bone Joint Surg Br* 88-B(SUPP_I): 19-a.
- Waldecker U (2002).** Metatarsalgia in hallux valgus deformity: a pedographic analysis. *J Foot Ankle Surg* 41(5): 300-8.
- Waldecker U (2004).** Pedographic analysis of hallux valgus deformity. *Foot Ankle Surg* 10(3): 121-124.
- Walker M, Fan H-J (1998).** Relationship Between Foot Pressure Pattern and Foot Type. *Foot Ankle Int* 19(6): 379-83.
- Wanivenhaus A, Brettschneider W (1993).** Influence of metatarsal head displacement on metatarsal pressure distribution after hallux valgus surgery. *Foot Ankle* 14(2): 85-9.
- Weinberger BH, Fulp JM, Falstrom P, Anavian RR, Gore AI, Bazak I (1991).** Retrospective evaluation of percutaneous bunionectomies and distal osteotomies without internal fixation. *Clin Podiatr Med Surg* 8(1): 113-36.
- White DL (1991).** Minimal incision approach to osteotomy of the hallux. *Clin Podiatr Med Surg* 8(1): 13-24.
- Wyss UP, McBride I, Murphy L, Cooke TD, Olney SJ (1990).** Joint reaction forces at the first MTP joint in a normal elderly population. *J Biomech* 23(10): 977-84.
- Yamamoto H, Muneta T, Asahina S, Furuya K (1996).** Forefoot pressures during walking in feet afflicted with hallux valgus. *Clin Orthop Relat Res* 323: 247-53.
- Zammit GV, Menz HB, Munteanu SE, Landorf KB (2008).** Plantar pressure distribution in older people with osteoarthritis of the first metatarsophalangeal joint (hallux limitus/rigidus). *J Orthop Res* 26(12): 1665-9
- Zandri A, Meme L, Marinelli M, Gabrielli L (2005).** Percutaneous distal osteotomy for Hallux Valgus. *J Bone Joint Surg Br* 87-B(SUPP_II): 190.

Zhu H, Wertsch JJ, Harris GF, Alba HM (1995). Walking cadence effect on plantar pressures. *Arch Phys Med Rehabil* 76(11): 1000-5.

ANEXOS

ANEXO I. Consentimiento informado para la investigación científica.

1. TÍTULO DEL ENSAYO. “Modificaciones baropodométricas en el antepié después de la cirugía percutánea del Hallux Valgus”.

Información.

Se le ha propuesto participar en un estudio científico relacionado con los cambios en la distribución de las presiones plantares que conlleva la cirugía del Hallux Valgus (comúnmente conocido como juanete). En este estudio le realizaremos una prueba, completamente inocua antes de la cirugía. **Tras un periodo de 12 meses**, se le volverá a hacer la prueba para comprobar los cambios obtenidos. También se realizarán una encuesta, sobre el dolor y función de su pie para analizar los resultados de la cirugía realizada.

Con este estudio se pretende demostrar que la cirugía percutánea del Hallux Valgus cambia la distribución de las cargas (o presiones plantares) en la zona del antepié. También se buscarán los factores que están relacionados con estos cambios. Esto se realizará con las mediciones de las placas radiográficas que se realizarán en el procedimiento quirúrgico y en el periodo de seguimiento, sin tener que irradiar explícitamente para la realización de este estudio.

Protocolo de Exploración.

Para obtener los datos necesarios para este estudio, se realizará la medición de las presiones plantares con el sistema Biofoot/IBV® de plantillas instrumentadas (Fig. 1), antes del procedimiento quirúrgico. Mediante una hoja de recogida de datos, se anotarán medidas antropométricas. Mediante la medición de las placas radiográficas que le han realizado para el procedimiento, se anotarán datos de su morfología ósea. Se realizará una encuesta de salud de su pie, relacionada con el juanete. 12 meses después de la cirugía, se realizará una nueva exploración.

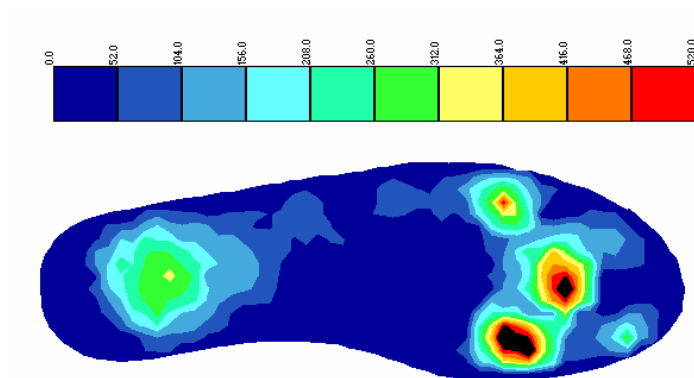


Fig. 1. Medición de las presiones plantares

OTROS ASPECTOS.

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

El estudio se llevará a cabo por el profesor D. Alfonso Martínez Nova, y quien él asigne como miembro de su equipo. En cualquier caso, siempre serán personas Diplomadas en Podología y, por lo tanto, conocedoras de todas las técnicas e instrumentos que se van a utilizar.

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

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

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

El tiempo que puede durar en total la realización de las pruebas tras su aceptación para participar en el estudio rondará, en condiciones normales, entre 5-10 minutos aproximadamente.

Tanto los datos recogidos en la exploración como las radiografías utilizadas para este estudio podrán servir para otros estudios de similares características, siempre respetando la privacidad su identidad.

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

YO (NOMBRE)

.....

HE LEÍDO LA HOJA DE INFORMACIÓN QUE SE ME HA ENTREGADO.

HE PODIDO HACER PREGUNTAS SOBRE EL ESTUDIO.

HE RECIBIDO SUFICIENTE INFORMACIÓN SOBRE EL ESTUDIO.

HE HABLADO CON **ALFONSO MARTÍNEZ NOVA**

COMPRENDO QUE MI PARTICIPACIÓN ES VOLUNTARIA.

COMPRENDO QUE PUEDO RETIRARME DEL ESTUDIO:

1. Cuando quiera
2. Sin tener que dar explicaciones
3. Sin que esto repercuta en mis cuidados médicos.

PRESTO LIBREMENTE MI CONFORMIDAD PARA PARTICIPAR EN EL ENSAYO

FECHA

FIRMA DEL PARTICIPANTE.

.....

Profesor:

Yo, D. Alfonso Martínez Nova, he informado a este paciente de la naturaleza y propósito de este estudio, así como de sus posibles riesgos.

FECHA

FIRMA DEL PROFESOR

.....

ANEXO II. Informe positivo de la Comisión de Bioética de la UEX.



**VICERECTORADO DE INVESTIGACIÓN,
DESARROLLO E INNOVACIÓN**

Nº Registro: 102//2007

Avda. de Elvas, s/n.
06107 BADAJOZ
Teléfono: 924 289 305
Fax: 924 272 983
E-mail: vici@unex.es

Acta de la reunión de la Comisión de Bioética de la Universidad de Extremadura

PRESIDENTE

Dr. Juan Manuel Sánchez Guzmán
Vicerrector de Investigación.

En Badajoz a las 10.00 horas del día
21 de diciembre 2007, se reúne la
Comisión de Bioética que se cita al
margen en la Sala de Juntas del
Consejo Social de la UEX.

VOCALES

Dr. Francisco Soler Rodríguez
Dr. Juan Antonio Rosado Dionisio

SECRETARIO

Dra. María Ángeles Tormo García

Estudiada la documentación aportada, la Comisión de **Bioética de la Universidad de Extremadura**, acuerda por unanimidad informar positivamente el Proyecto de Investigación titulado: "**MODIFICACIONES BAROPODOMÉTRICAS EN EL ANTEPIÉ DESPUÉS DE LA CIRUGÍA PERCUTÁNEA DEL HALLUS VALGUS.**", siendo el Investigador Principal el Prof. Alfonso Martínez Nova, por considerar que cumple con toda la normativa vigente al efecto.

En fecha y lugar *ut supra*.

EL PRESIDENTE DE LA COMISIÓN

Dr. Juan Manuel Sánchez Guzmán

ANEXO III. Hoja de recogida de datos.

PACIENTE:

ARCHIVO BIOFOOT:

EDAD:

SEXO:

	1	HOMBRE
	2	MUJER

PIE INTERVENIDO

	1	Derecho
	2	Izquierdo

PESO:

ALTURA:

IMC:

PRE POST

1^{er} ANGULO INTERMETATARSAL:

--	--

PRE POST

ANGULO HALLUX ABDUCTUS:

--	--

ANEXO IV. Escala AOFAS.

		PRE /POST	
<u>Dolor (40 puntos).</u>			
		1	AUSENTE (40 PUNTOS)
		2	LEVE, OCASIONAL (30 P.)
		3	MODERADO, DIARIO (20 P)
		4	SEVERO, CASI SIEMPRE (0 P.)
<u>Función (45 puntos).</u>			
<i>Limitaciones en la actividad, uso de ayudas</i>			
		1	Sin limitaciones, sin ayudas (10)
		2	Sin limitaciones AVD, limitación en actividades recreativas, sin ayudas de marcha (7 p.)
		3	Limitaciones en las AVD y recreativas, ayuda de bastones o muletas (4 p.)
		4	Limitaciones severas en AVD y recreativas, uso de andadores o sillas de ruedas (0 P.)
<i>Requisitos de calzado</i>			
		1	Zapato convencional, sin inserciones (10)
		2	Zapato de confort con inserciones (5 p)
		3	Calzado modificado o con ortesis (0)
<i>Movimiento articular MTF (dorsi-plantarflexión)</i>			
		1	Ninguna o limitación leve (75° ó más) 10 p
		2	Limitación moderada (entre 30 y 74°) 5 p.
		3	Limitación severa (menor de 30°) 0 p.
<i>Movimiento articular IF (plantarflexión)</i>			
		1	Ninguna 5 p.
		2	Severa, (menor de 10°) 0 p.
<i>Estabilidad MTF-IF (todas las direcciones)</i>			
		1	Estable 5 p.
		2	Inestable o dislocable 0 p.
<i>Callosidades Hallux MTF-IF</i>			
		1	Sin callosidades o asintomáticas 5 p.
		2	Callosidades sintomáticas 0 p.
<u>Alineamiento (15 puntos)</u>			
		1	Bueno, pie plantígrado, flexión neutra 0-10 grados valgo. 15 p.
		2	Regular, pie plantígrado, desviación en flexión o en valgo. 8 p.
		3	Pobre, pie no plantígrado, desviación en flexión y valgo. 0 p.

AOFAS SCORE:PRE POST: PRONOSTICO :PRE: POST:
 1=Excelente (90-100); 2=Bueno (72-89); 3= Regular (41-71); 4= Deficiente (1-40).