

**EFFECTIVIDAD A CORTO PLAZO DEL VENDAJE NEUROMUSCULAR Y VENDAJE
FUNCIONAL EN LA CORRECCIÓN DEL RETROPIÉ PRONADO Y SUPINADO**



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Universidad de Málaga

Programa de Doctorado: Actualidades en Ciencias de la Salud

Departamento de Psiquiatría y Fisioterapia

Tesis Doctoral presentada por:

Alejandro Luque Suárez

Para la obtención del título de Doctor

Málaga, Abril 2011

Directores:

Dra. Dña. M^a Teresa Labajos Manzanares

Dr. D. Francisco Javier Barón López



AUTOR: Alejandro Luque Suárez

Edita: Servicio de Publicaciones de la Universidad de Málaga

ISBN: 978-84-9747-640-9



Esta obra está sujeta a una licencia Creative Commons:

Reconocimiento - No comercial - SinObraDerivada (cc-by-nc-nd):

[Http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/es](http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/es)

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización
pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o
hacer obras derivadas.

Facultad de Enfermería, Fisioterapia, Podología y Terapia Ocupacional



Dña. María Teresa Labajos Manzanares, Doctora en Medicina y Cirugía por la Universidad de Málaga y Catedrática de Escuela Universitaria del Departamento de Psiquiatría y Fisioterapia de la Universidad de Málaga

CERTIFICA que el trabajo presentado como Tesis Doctoral por D. Alejandro Luque Suárez, titulada EFECTIVIDAD A CORTO PLAZO DEL VENDAJE NEUROMUSCULAR Y VENDAJE FUNCIONAL EN LA CORRECCIÓN DEL RETROPIE PRONADO Y SUPINADO, ha sido realizado bajo mi dirección y considero que reúne las condiciones apropiadas en cuanto a contenido y rigor científico para ser presentado a trámite de lectura.

Y para que conste donde convenga firmo el presente en Málaga a treinta y uno de enero de dos mil once

Fdo. : M^a Teresa Labajos Manzanares



SPICUM
servicio de publicaciones



D. Francisco Javier Barón López, Doctor en Matemáticas por la Universidad de Málaga y Doctor en Análisis numérico por la Universidad de Pierre et Marie Curie, Paris Iv, Profesor Titular del Departamento de Medicina Preventiva, Salud Pública e Historia de la Ciencia de la Universidad de Málaga

CERTIFICA que el trabajo presentado como Tesis Doctoral por D. Alejandro Luque Suárez, titulada EFECTIVIDAD A CORTO PLAZO DEL VENDAJE NEUROMUSCULAR Y VENDAJE FUNCIONAL EN LA CORRECCIÓN DEL RETROPIE PRONADO Y SUPINADO, ha sido realizado bajo mi dirección y considero que reúne las condiciones apropiadas en cuanto a contenido y rigor científico para ser presentado a trámite de lectura.

Y para que conste donde convenga firmo el presente en Málaga a treinta y uno de enero de dos mil once

Fdo. Dr: Francisco Javier Barón López

Dedicada a mi padre, por siempre
haberme motivado e inculcado la
capacidad de superación que hoy
me permite presentar este trabajo



SPICUM
servicio de publicaciones

Agradecimientos:

A la Dra. M^a Teresa Labajos, por ser guía de todo este trabajo, por su asesoramiento y motivación para conseguir los objetivos

Al Dr. Fco Javier Barón López, siempre con una solución a las dificultades metodológicas y análisis estadístico de este trabajo pero, sobre todo, por estar cada día, desde el primero al último, dispuesto a atenderme y asesorarme

Al Dr. Gabriel Antonio Gijón Noguero, compañero y amigo, por contagiarme de sus ánimos para empezar, desarrollar y concluir todo lo que se expone a continuación

A Sandra, por haberse brindado a recoger datos de forma desinteresada, siempre con amabilidad, profesionalidad y una sonrisa

A mi madre, porque sin su influencia y apoyo jamás hubiese llegado a terminar este escrito y, sobre todo, por hacerme ser lo que soy

Y a todos aquellos que respetaron y apoyaron mi trabajo



SPICUM
servicio de publicaciones

Capítulo I	
Introducción	19
Capítulo II	
Marco conceptual	23
1. Anatomía y biomecánica del retropié	25
2. Pie varo y pie valgo	31
3. Métodos correctores de la excesiva pronación y supinación del retropié	43
4. Instrumentos de medida de las desalineaciones del pie	75
5. Equilibrio y tobillo-pie	81
Capítulo III	
Marco empírico	83
1. Justificación	85
2. Objetivos	89
3. Diseño	91
4. Resultados y discusión	135
5. Limitaciones del estudio	151
6. Conclusiones	153
7. Prospectiva	155
Capítulo IV	
Bibliografía	157
Capítulo V	
Anexos	173

Índice de figuras

1. Complejo articular tobillo y pie (a)
2. Complejo articular tobillo y pie (b)
3. Movimientos de flexo-extensión en la articulación tibio-tarsiana
4. Movimientos en la articulación tibio-peronea inferior durante flexión dorsal de tobillo
5. Movimientos en la articulación tibio-peronea inferior durante extensión de tobillo
6. Simulación del movimiento del calcáneo
7. Eje de Henke
8. Vendaje funcional pie supinado (a)
9. Vendaje funcional pie supinado (b)
10. Vendaje funcional pie supinado (c)
11. Tallímetro y báscula romana para medir peso y talla
12. Barra para test del flamenco
13. Test flamenco previo
14. Test del flamenco con vendaje funcional
15. Test del flamenco con vendaje neuromuscular
16. Test dedos-suelo
17. Hiperextensión de rodilla
18. Hiperextensión de codo
19. Doblar el pulgar hasta el antebrazo
20. Hiperextensión del meñique
21. Localización del astrágalo
22. Ausencia de curva bajo el maléolo externo
23. Calcáneo en eversión
24. Tubérculo del escafoides
25. Caída del arco longitudinal interno
26. Abducción del pie
27. Medición del FPI (visión posterior) con vendaje funcional
28. Medición del FPI (visión posterior) con vendaje neuromuscular
29. Plataforma de presiones plantares
30. Plataforma de presiones con goniómetro a 45° para colocación del sujeto
31. Situación del sujeto sobre plataforma de presiones plantar en medición previa
32. Situación del sujeto sobre plataforma de presiones plantar con vendaje funcional
33. Situación del sujeto sobre plataforma de presiones plantar con vendaje neuromuscular
34. Imagen tomada por plataforma de presiones plantares PODOPRINT
35. Cuestionario confort y estabilidad vendaje funcional y neuromuscular
36. Consentimiento informado

37. Desarrollo de la investigación
38. Esparadrapo o tape rígido BSN 4 cms de ancho y prevendaje BSN
39. Colocación de prevendaje
40. Tira activa de lado interno de anclaje a lado externo para retropié supinado (a)
41. Tira activa de lado interno de anclaje a lado externo para retropié supinado (b)
42. Salida de las tres tiras activas de cara interna para corrección del retropié supinado
43. Fin de las tres tiras activas en cara externa para corrección de retropié supinado
44. Tiras de cierre longitudinal semicirculares en tercio medio de la pierna
45. Tira activa de externo a interno con corrección del pie para retropié pronado
46. Tres tiras activas para retropié pronado
47. Kinesiotape utilizado
48. Cinta de kinesiotape de 25 cms y cuerda de 32.5 cms utilizada como referencia
49. Marcado por encima del maleolo interno (para corregir retropié supinado) para medición de los 32.5 cms necesarios previos a la aplicación de kinesiotape
50. Marcado en el lado externo de la pierna (para corrección de retropié supinado) con la medición de los 32.5 cms necesarios para elongar el kinesiotape
51. Longitud de tensión que se le da al vendaje neuromuscular para aplicar en la corrección del retropié al 75% de tensión
52. Colocación de la base de la cinta sin tensión
53. Tensión de la cinta en el sentido de la corrección (pie supinado en este caso) finalizando en la marca trazada
54. Colocación del kinesiotaping sin tensión para retropié pronado (efecto placebo).
Se aprecia la diferencia de tensión con el kinesiotaping con tensión

Índice de tablas

1. Características de la muestra de estudio
2. Puntuaciones del criterio 1 del FPI
3. Puntuaciones del criterio 2 del FPI
4. Puntuaciones del criterio 3 del FPI
5. Puntuaciones del criterio 4 del FPI
6. Puntuaciones del criterio 5 del FPI
7. Puntuaciones del criterio 6 del FPI
8. Cronograma del estudio
9. Grupos de intervención



SPICUM
servicio de publicaciones

Índice de gráficos

1. variaciones en unidades del FPI del pie sobre los 42 pies, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)
2. variaciones en unidades del FPI del retropié sobre los 42 pies, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)
3. variaciones en unidades del FPI sobre los 21 pies dominantes, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)
4. variaciones en unidades del FPI del retropié sobre los 21 pies dominantes, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)
5. variaciones en unidades del FPI sobre los 21 pies no dominantes, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)
6. variaciones en unidades del FPI del retropié sobre los 21 pies no dominantes, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)
7. diferencia de efectividad entre pies dominantes y no dominantes, medida en variaciones de FPI, tomando como valores positivos la mayor efectividad de las técnicas en pies dominantes y como negativos la mayor efectividad de las técnicas en pies no dominantes
8. variaciones en número de caídas en test del flamenco sobre los 42 pies, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)
9. variaciones en número de caídas en test del flamenco sobre los 21 pies dominantes, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)
10. variaciones en número de caídas en test del flamenco sobre los 21 pies dominantes, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)
11. escala de confort (0-5) percibida por los sujetos tras la aplicación de KCT, KST y VF
12. escala de estabilidad (0-5) percibida por los sujetos tras la aplicación de KCT, KST y VF

Capítulo I
Introducción

La utilización de métodos de corrección articular dentro del campo de la medicina, fisioterapia o la podología se encuentra ampliamente documentado y ha sido comúnmente empleado en estas disciplinas. Vendajes, ortesis o férulas son parte de este amplio abanico de dispositivos tendentes al reposicionamiento correcto de una articulación o grupo de articulaciones. Se encuentran descritos y prescritos como métodos de utilización en fase aguda de lesiones músculo-esqueléticas así como en desviaciones patológicas de algún segmento articular mantenidas en el tiempo.

Dentro de estos dispositivos se encuentran el vendaje funcional y el vendaje neuromuscular (también denominado kinesiotaping, medical taping, neurotaping o balance taping). Del primero encontramos un importante número de estudios previos, aplicados principalmente al tobillo y pie, en su afán por dotar de bases científicas su continuo uso por parte de los clínicos en su quehacer diario. Derivados del campo de las ciencias del deporte podemos encontrar mucha literatura sobre la efectividad del vendaje funcional en el control de la pronación y supinación del pie, estudios de coste beneficio y de efecto psicológico del mismo. Pero no solo en el campo del deporte, sino en el campo de la neurología, con los estudios sobre el pie equino varo, o en la traumatología, en trabajos sobre fascitis plantar, el vendaje funcional ha ido adquiriendo paulatinamente un gran sustento teórico sobre el cual apoyar y justificar su utilización.

Por otro lado, la aparición tan reciente del vendaje neuromuscular, concretamente en la década de los setenta, como una técnica novedosa dentro de los dispositivos “ortopédicos” a utilizar en el tratamiento de las patologías articulares, entre otras aplicaciones, ha desembocado que en la actualidad exista una falta de trabajos que den solidez y justifiquen su uso en campos como la neurología, traumatología, ortopedia, reumatología o medicina deportiva.

Paralelamente cabe destacar la importancia y relevancia de las alteraciones biomecánicas del retropié en el plan frontal, entendidas como los excesos de pronación y supinación que pueden acontecer en el pie humano en carga, los cuales son causantes de multitud de patologías, directamente sobre las articu-

laciones implicadas del retropié, como a distancia, tales como fascitis plantar, entorsis de tobillo, tendinopatías o lesiones meniscales.

Es por ello por lo que en este estudio se pretende investigar la efectividad que, sobre las alteraciones biomecánicas del retropié en carga, tienen el vendaje funcional y el vendaje neuromuscular, cuantificada a través de instrumentos de medida específicos de las desviaciones del retropié, como el foot posture index (FPI) y la plataforma de presiones. Asimismo se ha analizado la repercusión que, sobre el equilibrio, producen estos dos tipos de vendaje, si el resultado de la corrección tiene relación con la hiperlaxitud del sujeto de estudio y el grado de confort y estabilidad que presentan los mismos.

Debido a esto, este trabajo ha sido estructurado en varios apartados. El primero de ellos hace referencia al marco conceptual sobre el cual va a girar la investigación. En él se detalla una introducción anatómica y biomecánica del tobillo y pie así como contextualización teórica acerca de ortesis de tobillo en general, del vendaje funcional en el pie así como el vendaje neuromuscular, la relación entre equilibrio y vendajes y los instrumentos de medida más utilizados en la cuantificación de las alteraciones biomecánicas del pie humano.

Posteriormente se continúa con el marco empírico del mismo. En este capítulo se ha desarrollado la justificación del trabajo, los objetivos, una pormenorizada descripción del diseño del mismo (población, muestra, diseño, variables, instrumentos de medida, procedimiento, consideraciones éticas y tratamiento estadístico), resultados, discusión, limitaciones del estudio, conclusiones, prospectiva y bibliografía. En último lugar se adjunta un apartado exclusivo de anexos para recoger documentos relativos a cuestionarios empleados o consentimiento informado.

Capítulo II
Marco conceptual

Contenido

1. Anatomía y biomecánica del retropié
2. Pie varo y pie valgo
3. Métodos correctores de la excesiva pronación
y supinación del retropié
4. Instrumentos de medida de las desalineaciones del pie
5. Equilibrio y tobillo-pie

1. Anatomía y biomecánica del retropié

1.1. Complejo articular del pie

Dentro de miembro inferior del ser humano, el complejo tobillo-pie constituye el último eslabón articular de la cadena, precedido por la cadera y la rodilla. Tanto pie como tobillo constituyen un elemento esencial en el mantenimiento de la bipedestación y en la marcha. Podemos diferenciar anatómicamente y biomecánicamente dos elementos: tobillo y pie.

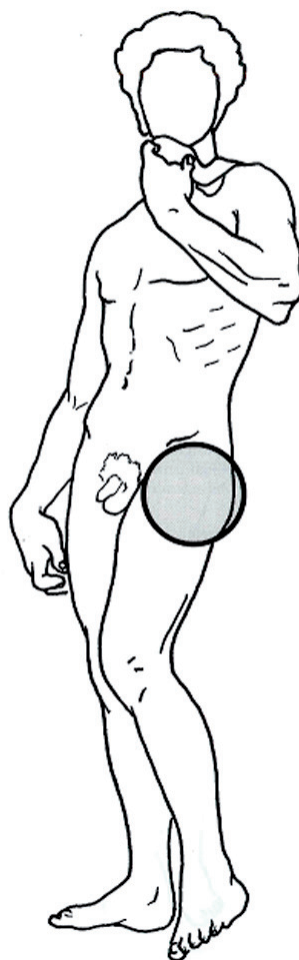


Figura 1: complejo articular tobillo y pie (a)
(tomado de Kapandji, 1999)(Kapandji, 1999)

Por un lado, el tobillo, la articulación del tobillo, también llamada tibiotalariana, es una articulación tipo tróclea, con un único grado de libertad. Condiciona los movimientos del pie en relación a la pierna dentro del plano sagital, sobre el eje transversal o latero-lateral, permitiendo los movimientos de flexión plantar o extensión y de flexión dorsal o flexión. Es indispensable esta articulación para la marcha, tanto si se desarrolla en terreno llano como accidentado. Se trata de una articulación muy cerrada y muy encajada que sufre limitaciones importantes, ya que en apoyo monopodal soporta la totalidad del peso del cuerpo, incluso aumentado por la energía cinética cuando el pie contacta con el suelo a cierta velocidad durante la marcha, la carrera o la recepción del salto. (Kapandji, 1999).

En realidad, la articulación tibiotalariana forma parte del complejo articular del retropié, conjuntamente con la articulación subastragalina y la articulación peroneotibial inferior. Este conjunto de articulaciones, con ayuda de la rotación axial de la rodilla, tiene las mismas funciones que una sola articulación de tres grados de libertad, que permite orientar la bóveda plantar en todas las direcciones para que se adapte a los accidentes del terreno. De nuevo surge una similitud con el miembro superior, donde la muñeca, con ayuda de la pronosupinación, orienta la mano en cualquier plano, aunque la capacidad de orientación del pie es mucho más limitada.

Los tres ejes que podemos contemplar en este complejo articular serían:

- Eje transversal o latero-lateral X-X', incluido en el plano frontal, donde discurren los movimientos de flexión y extensión.
- Eje longitudinal de la pierna Y, condiciona los movimientos de abducción y aducción.
- Eje longitudinal del pie Z, donde se desarrollan los movimientos de pronación y supinación.

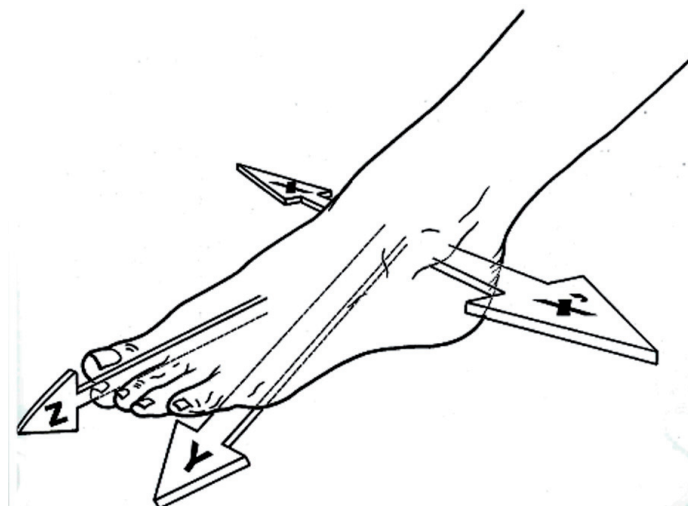


Figura 2: complejo articular tobillo y pie (b) (tomado de Kapandji, 1999)

1.2. Articulación tibiotarsiana

Las superficies articulares que conforman esta articulación son, de un lado, una pieza inferior, el astrágalo, que soporta una superficie cilíndrica, y una pieza superior, la porción inferior de tibia y peroné, que constituyen un bloque. En esta articulación (A) se desarrollan los movimientos de flexión plantar o extensión (C) cuya amplitud articular se sitúa en torno a los 30-50°, mientras que el movimiento de flexión dorsal ó flexión (B) consta de entre 20-30° de amplitud.

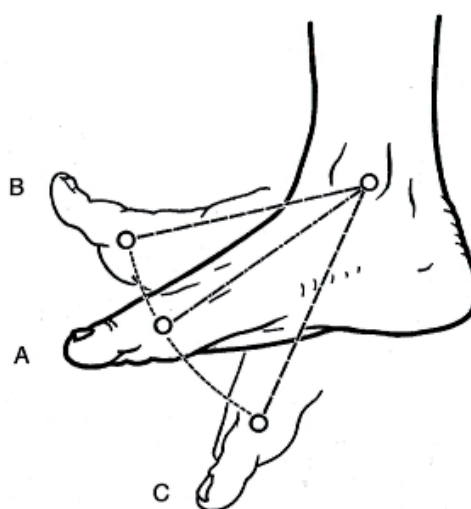


Figura 3: movimientos de flexo-extensión en la articulación tibiotarsiana. (tomado de Kapandji, 1999)

1.3. Articulación tibio-peronea inferior.

La tibia y el peroné se articulan por sus dos extremos inferiores a la altura de la articulación peroneo-tibial inferior. Esta articulación, al igual que la articulación tibio-peronea superior, se encuentra íntimamente ligada a la articulación tibiotarsiana, formando parte ambas del complejo articular del retropié.

Esta articulación tibioperonea inferior carece de superficies cartilaginosas: se trata por tanto de una sindesmosis. En la tibia, una superficie cóncava más o menos rugosa, delimitada por la bifurcación del borde externo del hueso, se opone a una superficie peronea convexa, por debajo de la cual se localiza la carilla peronea de la tibiotarsiana.

En cuanto a la fisiología de esta articulación, en los movimientos de flexión dorsal de la tibiotarsiana, el maléolo peroneal asciende (2), rota internamente (3) y se separa de la línea media (1), mientras que en los movimientos de flexión plantar el maléolo peroneal desciende (2), rota externamente (3) y se aproxima (1).

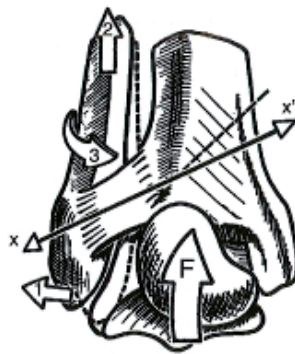


Figura 4: movimiento en articulación tibioperonea inf. durante flexión dorsal de tobillo (tomado de Kapandji, 1999)

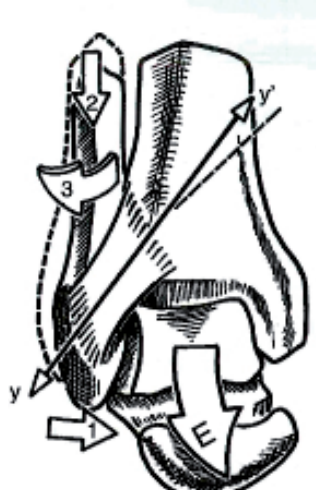


Figura 5: movimiento en articulación tibioperonea inferior durante extensión de tobillo. (tomado de Kapandji)

1.4. Articulación subastragalina

El astrágalo se articula por su cara inferior con la cara superior del calcáneo. Estos dos huesos contactan, cada uno de ellos, a través de dos superficies articulares, constituyendo lo que se ha venido a denominar la articulación subastragalina.

Funcionan como una articulación artrodia, ya que es geoméricamente imposible que dos superficies esféricas y dos superficies cilíndricas pertenecientes a un mismo conjunto mecánico se deslicen simultáneamente la una sobre la otra, sin que aparezca un bostezo en, al menos uno de los pares, es decir, una pérdida de contacto más o menos extensa entre las superficies encaradas.

El movimiento del calcáneo sobre el astrágalo supuestamente fijo se realiza simultáneamente en los tres planos del espacio. En el movimiento de inversión, la porción anterior del calcáneo efectúa tres desplazamientos elementales:

- Ligero descenso: ligera extensión del pie.
- Desplazamiento hacia dentro: aducción.
- Inclinación sobre cara externa: supinación.

En la eversión nos encontraremos los parámetros opuestos.

Este movimiento complejo se puede resumir diciendo que “el calcáneo cabecea(a), vira(b) y rueda sobre el astrágalo(c)”, a modo movimiento de un barco.

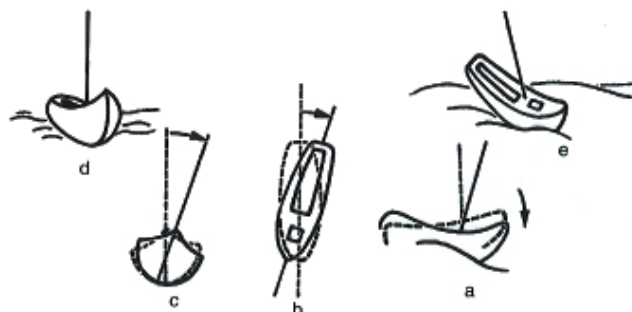


Figura 6: simulación del movimiento del calcáneo. (tomado de Kapandji, 1999)

Los tres ejes sobre los que se mueve el calcáneo pueden reducirse a un simple movimiento en torno a un solo eje oblicuo en relación a los tres restantes. Este eje (n,m) sería oblicuo de arriba abajo, de dentro a fuera y de adelante a atrás. Dicho eje, llamado eje de Henke, penetra por la parte supero interna del cuello del astrágalo, pasa por el seno del tarso y emerge por la tuberosidad posteroexterna del calcáneo.

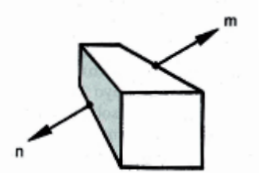


Figura 7: eje de Henke. (tomado de Kapandji, 1999)

Tras esta descripción introductoria anatómico-biomecánica del retropié pasamos a la exposición del concepto de retropié pronado y supinado.

2. Pie varo y pie valgo

Las alteraciones biomecánicas en el plano frontal del pie engloban el pie valgo y el pie varo. Se hace necesario proceder a la contextualización de ambas entidades a fin de poder entender mejor posteriormente el propósito de este estudio.

2.1. Pie valgo

El pie valgo debemos entenderlo como un trastorno funcional, en el plano frontal, del retropié que cursa con una desviación del eje del talón hacia fuera respecto a la vertical o línea de Helbing. Esta desviación se hace más acentuada en el momento de apoyo plantar, apareciendo el estrés osteoarticular y ligamentario. (Dorca Coll, A. ; Céspedes Céspedes, T. ; Concustell Gonfaus, J. ; Sacristán Valero, S. ; Dorca Coll, M.R, 1996)

Siguiendo a Dorca y colaboradores podemos hablar de pie valgo y sus asociaciones en el pie infantil como:

- Pie plano estático
- Pie en pronación
- Pie plano esencial
- Pie plano hipermóvil (Dorca y cols., 1996)

El pie valgo hay que entenderlo desde su entidad propia que se caracteriza por ser esencialmente un trastorno funcional irreversible, que no solo repercute a nivel del pie, sino que influye en patologías de la extremidad inferior y el raquis. Ha sido una alteración especialmente asociada a la población infantil, comprobándose que más del 50% de la misma lo presentaba. (Lelievre J, 1973)

Tradicionalmente se clasifica el pie plano en dos tipos según su origen:

- Pie plano congénito: aquel en el cual existe una deformación osteoarticular fija y que sería el verdadero pie plano, asociado a un astrágalo vertical.
- Pie plano adquirido, que es aquel que presenta un valgo de talón por disfunción de los tejidos adyacentes.

2.1.1. Etiología del pie valgo

Lelievre apunta como etiología del valgus o valgo de calcáneo un defecto en la construcción de las carillas articulares de la articulación subastragalina, donde el plano ligamentario se hace insuficiente, demasiado largo, delgado o laxo, dejando girar el calcáneo en pronación, apareciendo una aplasia externa subastragalina primitiva o secundaria a la hiperlaxitud.(Lelievre J, 1973)

Las leyes de Hueter y Volkman explicarían este hecho. Las zonas de cartílagos de crecimiento sometidas a una presión excesiva presentan una inhibición del crecimiento y, por el contrario, las zonas no sometidas a presión tienen un crecimiento acentuado, ello comportaría una osteogénesis exagerada de las carillas articulares que reciben menor compresión.

Por otro lado, De Donckere y colaboradores, afirman que es la supinación del antepié por debilidad del peroneo lateral largo la que obliga al talón, en el trastorno de la marcha, a bascular en valgo con la consecuente pronación del mediopié, a fin de permitir el apoyo de los cinco radios en el suelo. A consecuencia de este movimiento se produce una sobrecarga de los radios internos y el hundimiento de la bóveda plantar interna, esta teoría explicaría la debilidad de los músculos peroneos que se aprecian en algunos pies valgus, la inestabilidad dinámica en el transcurso de la marcha, así como la hiperactividad del tibial posterior, que a veces se subluxa por delante del maléolo tibial. (De Donckere, Kowalski C, 1970)

Según el comportamiento dinámico, podemos distinguir dos tipos de pie valgo:

1. Pie valgo esencial: es aquel en el que el momento de ataque talón suelo se realiza en una pronación acentuada del todo el complejo subastragalino y persiste a lo largo de las diferentes fases de la marcha hasta su despegue, las causas de este tipo de valgusismo son:
 - las hiperlaxitud ligamentosa
 - la rotación interna tibial
 - alteraciones de las carillas articulares (leyes de Hueter y Volkman)

2. Pie valgo secundario: a diferencia con el valgo esencial es el que el momento talón suelo se realiza en ligero varismo o apoyo neutro, y es en el movimiento del mediopié cuando la barra de torsión de Hendrix falla, y descontrola la caída hacia el antepié, y mas correctamente hacia el despegue del 1er radio.

Las causas de este valguismo son:

- Hipotonía del P.L.L.
- Acortamiento del tríceps y músculos isquiotibiales
- Aumento de la antero versión femoral
- Brevedad del 1er radio
- Alteraciones postraumáticas
- Enfermedades sistémicas

2.1.2. Análisis de las unidades funcionales

Desde un punto de vista funcional podemos analizar el pie valgo desde la perspectiva del retropié, mediopié y antepié.

Retropié

El **retropié**, siendo una estructura vertical constituida por la articulación tibioperoneoastragalina, debería mantener una posición vertical neutra en su eje longitudinal, compensada por las estructuras que lo componen.

Viladot lo describe como:

- El maléolo peroneo, que servirá de tope con el astrágalo para impedir la desviación en valgo.
- El **sustentaculum tali**, que mantiene el cuerpo del astrágalo en posición fisiológica y sirve de recorrido a los músculos flexores.
- Dentro de los ligamentos , el ligamento deltoideo en sus tres fascículos que, con la ayuda del ligamento interoseo tibio-peroneo y el ligamento astrágalo-calcáneo, ayudan a evitar la pronación del retropié.

- Los músculos extrínsecos son los que ayudan a evitar la pronación de retropié, siendo los más importantes los tres tendones retro maleolares (tibial posterior, flexor común de los dedos y flexor propio del primer dedo).
- La ausencia o alteración de cualquiera de estos elementos provoca la aparición de movimientos anormales tanto en valgo como en varo. (Viladot A, 1989)

Mediopié

- El **mediopié** es el elemento más inestable que, coincidiendo con la bóveda plantar, es el nexo de unión entre el retropié y el antepié. Es el paso de la supinación en el choque del talón con el suelo a la salida del pie en la fase de propulsión por el 1er radio, siendo esta zona en la que aparecen los hundimientos de la bóveda plantar por defecto de presiones y del desplazamiento de todo el eje de carga hacia los radios internos. Las inserciones plantares del tibial posterior y el peroneo lateral largo son la base sustentadora de esta zona, ayudada en menor medida por el resto de músculos extrínsecos que colaboran en la movilización del mediopié.
- Esta zona coincide con la barra de torsión de Hendrix, que en condiciones normales describe una zeta, que se inicia en el borde posterior externo de calcáneo, se prolonga hacia cuboides, cruza mediopié y continua por el 2º metatarsiano, conociendo esto como el movimiento bisagra del mediopié. En condiciones normales esta barra de torsión está inclinada alrededor de 45º respecto al suelo. En los pies valgos tiende a horizontalizarse por la torsión exagerada en valgo del mediopié.
- Al ser el mediopié una zona que se mantiene en voladizo y sostenida por elementos blandos, es lógico observar más frecuentemente el hundimiento de las estructuras y la aparición del estrés en pronación irreversible de esta zona, apareciendo a veces la imagen de doble maléolo o triple maléolo.

Antepié

- El antepié es un segmento tridimensional pero con mayor superficie de contacto en el plano horizontal puesto que es esta zona donde confluyen los vectores de fuerza resultantes del movimiento torsional del mediopié, apareciendo patologías por fricción y compresión que serán más manifiestas cuando exista un acortamiento del 1er radio.
- Observaremos onicopatías biomecánicas y hallux valgus incipientes ligado a la presencia de pies valgus. También cabe destacar que el antepié es una zona conflictiva por coincidir con la zona más estrecha del zapato, por lo que nos puede causar múltiples patologías de antepié.
- Recordamos que los metatarsianos centrales coinciden con el final de la barra de torsión de Hendrix, siendo esta la zona menos móvil, en donde coinciden el eje geométrico, el eje anatómico, el eje estático y el eje dinámico del antepié, por lo que 1er y 5º radio serán los más dañados en estos casos

2.1.3. Manifestaciones clínicas del pie valgo

El dato mas característico en los pacientes afectos de pie valgo es la aparición de fatiga, aspecto que se explica desde lo explicado anteriormente, ya que genera un desgaste musculo tendinoso que lleva al paciente a la fatiga muscular. No obstante, no todos los pies valgus acontecen con sintomatología dolorosa local o a distancia.

Los pie valgus también sufren problemas vasculares, trastornos de la sudoración, dolor en zona aquilea, maleolar externa, mediopié y edemas del tarso.

Siguiendo una observación sobre la estática de un sujeto con pies valgus podemos observar:

- Visión frontal: rotación del eje bimalleolar, debido a la rotación interna tibial. Además de hallux valgus incipiente, imagen de doble maléolo, rotación de primer radio y distrofias ungueales y de una imagen típica en “Coupe d,hache” en el seno del tarso.

- Visión lateral: hundimiento de las estructuras osteoarticulares de la bóveda plantar, convexidad del borde interno.
- Visión posterior: desviación del eje del talón hacia fuera o externo respecto a la línea vertical.

En una observación sobre la dinámica de un sujeto con pies valgos:

- El comportamiento del pie variará según estemos observando un valgo esencial o secundario, en el **choque talón suelo** en un pie valgo esencial encontraremos un apoyo mayor del borde interno, en una pronación acentuada y rotación tibial interna, asociado a una supinación de antepié en estática.
- En los pie valgos secundarios observamos un apoyo talón suelo en ligera supinación o neutro. En ambos casos se observa una gran actividad del tendón del músculo extensor largo del 1er dedo.
- En el **apoyo plantar total** se produce un hundimiento del arco longitudinal interno y una elevación del externo aumentando la concavidad, esta rotación implica un desplazamiento de fuerzas y de todo el eje de cargas hacia el eje medial.
- Los radios internos, por efecto de esta sobrecarga, rotan en valgo, especialmente si existe un acortamiento del 1er metatarsiano, produciendo hallux valgus.
- Este movimiento del mediopié lo denominaremos estrés en pronación o en valgo que la mayoría de las veces se acompaña de una subluxación del tendón del tibial posterior.
- Cuando el pie valgo va asociado a un genu valgum, aparece un genu recurvatum compensatorio y una disminución del ángulo de la marcha. La imagen de la huella plantar con una pedigrafía en dinámica es variable, pudiendo aparecer desde la total ausencia de la imagen en el borde externo, imagen del apéndice metatarsal y punta interna el talón, aunque en todas ellas es común el desplazamiento de la bisectriz del calcáneo hacia

los radios internos, esto se corrige al provocar una desrotación maleolar, lo que no recupera una huella normal.

Muchas de las lesiones por sobre uso que acontecen en el miembro inferior son debidas a excesiva pronación en carga de los pies (S. L. James, Bates, & Osternig, 1978) (Lysens et al., 1989). En el pie pronado son típicas las lesiones como la periostitis tibial (Yates & White, 2004) (Tweed, Campbell, & Avil, 2008), hallux-valgus (Nubé, Molyneaux, & Yue, 2006), fascitis plantar (S. L. James et al., 1978), hallux-rigidus (Beeson, Phillips, Corr, & Ribbans, 2009), síndrome fémoro-patelar (Barton, Bonanno, Levinger, & Menz, 2010) y dolor crónico del talón (Irving, Cook, Young, & Menz, 2007)

2.2. Pie varo

2.2.1. Concepto de pie varo

Piulachs lo describe como “todo pie que esta angulado hacia fuera en el plano frontal, de modo que la planta mira a la línea medial. En el varus además de la supinación suele haber acodadura hacia dentro del eje longitudinal del pie a nivel de la mediotarsiana, y cavus”. (Piulachs P, 1975)

Salter lo describe como “Varo es una anulación que concuerda con un círculo imaginado en el que coloca al paciente”, donde:

- El talón varus: es una disminución del ángulo normal entre el eje de la pierna y el del talón, como en la posición de inversión.
- Metatarso varo: más adecuadamente llamado metatarsus adductus es una deformidad del antepié en aducción, en relación con la parte posterior del pie. (Salter RB, 2005)

En 1993 el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) lo define como “El varo de retropié se evidencia por una inclinación medial del calcáneo. A nivel del antepié esta posición se caracteriza por una elevación de la cabeza del 1er metatarsiano, un aumento de la altura del arco plantar longitudinal y, en ocasiones un antepié aducido”. (Instituto Biomecánica Valencia, 1993)

Según Michaud esta deformidad representa una malformación ósea en la cual la tibia se ha formado en una posición curvada, y/o la articulación subtalar se ha formado con el calcáneo en una posición excesivamente supinada cuando se mantiene el pie en su posición neutra. Como resultado de esta deformidad la pierna no es capaz de asumir una posición perpendicular durante el choque de talón. (Michaud TC, 1993)

La etiología del retropié varo se debe a un fallo en la alineación de la tibia y/o el calcáneo durante su posición infantil. Respecto al varo de la subtalar, el calcáneo normalmente se derrota de 3 a 4° durante la infancia. Si por cualquier razón no se derrotase o la desrotación fuera incompleta, resultará en un retropié varo. Además de la desrotación de la subtalar, también la tibia debe alinearse durante su posición infantil.

Hay una rotación externa de toda la pinza maleolar, el maléolo externo es más prominente que el maléolo interno. Lo podemos encontrar asociado a una estructura de pie cavo o pie valgo. Hay un desplazamiento de los vectores de fuerza hacia el borde externo. Suele ser un pie con poca movilidad. Respecto a la impronta plantar veremos una imagen en paréntesis, la bisectriz del calcáneo se va hacia el borde externo. Existirá una abertura a nivel del seno del tarso (puede haber edema a este nivel). El punto más conflictivo en este pie será el 1er metatarsiano, porque en dinámica mantiene la posición de varo hasta el mediopié y como es un pie muy rígido, la caída la realizará de forma muy brusca sobre la cabeza del 1er metatarsiano (el movimiento helicoidal se encuentra adelantado, no lo realiza a nivel del mediopié, sino que lo hace a nivel del antepié).

2.2.2. Clasificación del pie varo

Siguiendo la clasificación del Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), podemos clasificar el pie equino varo en (Instituto Biomecánica Valencia, 1993):

- Pie varo por acción potente del tibial anterior: Esta desviación es habitual en los pacientes espásticos. La inversión del antepié, originada por la hiperactividad del tibial anterior en la base de contacto inicial, puede persistir durante la fase de apoyo. El pie varo prolongado en la fase medial y final del apoyo puede indicar una actividad persistente del tibial anterior, así como de las otras actuaciones inversoras. Esto sucede en el 75% de

los varos patológicos en las parálisis cerebrales y probablemente en porcentaje mayores en pacientes con accidentes cerebro vascular.

- Pie varo por acción del tibial posterior: La acción del tibial posterior durante la marcha normal del sujeto es muy variable, por lo que es muy difícil establecer que una posición en varo esté únicamente relacionada con una acción exagerada o prematura de dicho músculo. De hecho puede estar totalmente en reposo en algunas fases y al activarse puede generar un significativo varo subtalámico ya que posee la mayor potencia de los cinco músculos inversores. Una inversión de la fase en su actuación aparece en aproximadamente el 11% de los pacientes con parálisis cerebral.
- Pie varo por acción del músculo soleo: Existen dos anormalidades por la acción del músculo soleo, que conducen a una inversión exagerada. Su contractura permanente en la fase final de la oscilación que coloca el pie en varo y lo mantiene durante la fase de apoyo. Por espasticidad del soleo; en este caso se presenta un patrón primitivo extensor, se activa con mayor intensidad, durante la fase inicial y medial del apoyo. Ya que esta aportación es mayor que la necesaria para contrarrestar el efecto de la fuerza de reacción, aparece una deformidad en equino varo.
- Pie varo por acción del flexor largo del 1er dedo y el flexor largo común de los dedos: estos músculos se activan en presencia de un patrón primitivo, de forma prematura, en la fase final de la oscilación, siendo muy frecuente su contracción espástica. La hiperactividad de este músculo contribuye a la generación del varo y a la presencia de una garra de los dedos en la fase de apoyo.
- Pie varo por inadecuada acción de los peroneos: Los paciente capaces de caminar en posición de varo o equino varo presentan una fuerte actividad electromiográfica de los peroneos lateral corto y largo, posiblemente para estabilizar la posición del tobillo. En general ambos peroneos están activos, aunque en ocasiones puede predominar la acción de uno de ellos. De forma inversa, cuando una inadecuada acción de los peroneos es la causa del varo, el pie es inestable e incapaz de soportar el apoyo del mismo. El pie y el tobillo se torsionan de forma importante y suele aparecer dolor en los tejidos laterales traccionados.

- *Pie varo por desviación combinada en equino varo:* responde a tres causas:
 - Inclinación ligeramente oblicua de la articulación del tobillo que supone la creación de un ligero varo durante el movimiento de flexión plantar.
 - Acción debilitada del tibial anterior, es capaz de invertir el pie pero carece de potencia suficiente para completar la dorsiflexión.
 - Acción espástica desfasada de un músculo inversor posterior, tal como el tibial posterior o el sóleo, es una causa dinámica del equino varo en la fase de oscilación.

2.2.3. Manifestaciones clínicas del pie varo

- Al igual que en el pie valgo, en el pie varo no siempre acontecen manifestaciones clínicas que pasamos a describir a continuación. Langer y colaboradores han descrito una lista de signos y síntomas asociados con este tipo alteración:
- Pueden aparecer hiperqueratosis a nivel de las cabezas del 4º y 5º metatarsiano por pies varos con estrés en varo del mediopié o a nivel de 2ª y 3ª cabeza metatarsal por estrés en valgo del mediopié. Como la subtalar está pronada en el inicio de la propulsión las articulaciones del pie permanecen sin bloquear y el 1er meta es incapaz de cargar peso de forma efectiva. Como resultado, se transfiere una cantidad de carga desproporcionada a la 2ª y 3ª cabezas metatarsales, lo que predispone al dolor y lesiones hiperqueratósicas difusas.
- El calzado puede aparecer muy desgastado por el borde externo del talón y desbocado en su zona externa del contrafuerte. Posibilidad de hiperqueratosis en el borde externo del talón con zonas eritematosas por microtraumatismo de la zona. Quinto dedo en garra. Si la subtalar se mantiene en una posición pronada durante el apoyo medio (como en un retropié varo), la tracción del flexor largo de los dedos se desplazará medialmente, predisponiendo al 5º dedo en garra.

- Pueden aparecer frecuentes entorsis de tobillo, por la inestabilidad del mismo, Síntomas asociados con torsión exagerada de la extremidad inferior, es decir, fractura de estrés de la zona distal de la tibia, artralgia retropatelar medial, bursitis de la pata de ganso, bursitis de la bursa del trocánter mayor y edemas inflamatorios y vasculares en la zona de los tobillos por sobrecargas musculo articulares.
- Exostosis de Hanglud o Bursitis retrocalcánea. Esta bursa puede irritarse de forma crónica por el roce entre la piel (que se mantiene en una posición relativamente fija del “contrafuerte lateral del talón”) y la hiper movilidad del calcáneo.
- Miositis-tendinitis crónica de la musculatura responsable de la desaceleración de la pronación subtalar. El tibial anterior y el posterior, el flexor largo de los dedos el flexor largo del hallux y el tríceps, pueden estirarse crónicamente, ya que se ven forzados a decelerar una pronación subtalar exagerada y más rápida.

En el pie varo o supinado se nos presentan patologías tales como tendinopatías del peroneo lateral largo (Brandes & Smith, 2000), esguinces del ligamento lateral externo de tobillo (D. S. Williams, McClay, & Hamill, 2001) y dolor externo de rodilla (Lutter, 1981).



SPICUM
servicio de publicaciones

3. Métodos correctores de la excesiva pronación y supinación del retropié

Dentro de las medidas correctoras para actuar sobre la excesiva pronación y supinación del retropié hemos procedido a describir tres grupos de ellas. En primer lugar las ortesis aplicadas al retropié, tanto para la supinación como pronación. En segundo lugar los vendajes funcionales. Y en tercer lugar el vendaje neuromuscular o kinesiotaping. Los dos primeros medios se encuentran bastante bien definidos y documentados, mientras que el tercero se encuentra aún en fase de investigación y es uno de los objetivos de este trabajo.

Se ha querido dejar de lado la descripción de los soportes plantares (plantillas) en este apartado, no por no ser efectivos y utilizados en la corrección temporal o total del retropié pronado y supinado, sino porque los dispositivos que se describen a continuación mantienen entre ellos la similitud de ser métodos correctivos que “abrazan” el calcáneo para varizarlo o valguitarlo según interese.

3.1. Ortesis de tobillo

En el siguiente apartado se hará referencia a las ortesis de tobillo. No se hará una separación entre supinación del retropié y pronación del retropié puesto que las ortesis que se utilizan en estos casos suelen ser para ambos supuestos, lo único que cambiará será el sentido de la corrección.

Consideramos ortesis como un apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético. El término se usa para denominar aparatos o dispositivos, férulas, ayudas técnicas y soportes usados en ortopedia que corrigen o facilitan la ejecución de una acción, actividad o desplazamiento, procurando ahorro de energía y mayor seguridad. Sirven para sostener, alinear ó corregir deformidades y para mejorar la función del aparato locomotor. Se diferencian de las prótesis en cuanto a que no sustituyen un órgano o miembro con incapacidad física, invalidez o disimetría, o parte del mismo, sino reemplazan o refuerzan, parcial o totalmente, sus funciones.

En cuanto a las ortesis de tobillo en particular podrían establecerse diferentes subgrupos, diferenciándolas según su función en: anti equinas, de descarga, correctoras posicionales y estabilizadoras. Los estabilizadores de retropié y las tobilleras tienen como función controlar y limitar el rango de movimiento de la articulación de tobillo, según la necesidad individual de cada paciente. Su aplicación está muy extendida en el tratamiento de diferentes patologías de tobillo, así como para la prevención de ciertas lesiones, sobre todo deportivas. Suelen aplicarse generalmente una vez superada la fase aguda de la lesión de tobillo, como ayuda para desarrollar una deambulación más segura, cuando se camine sobre todo por terrenos irregulares y cuando se vaya a realizar una actividad deportiva. (Medina Porqueres I, Luque Suarez A, 2009)

Las ortesis estabilizadoras de retropié y las tobilleras pueden separarse para su estudio en dos grupos atendiendo a su función y componentes:

- *Estabilizadores.* Son todas aquellas ortesis que incluyen algún elemento específico como cinchas, flejes, articulaciones y materiales rígidos, que, por sus características, limitan el movimiento medio lateral de la articulación.
- *Tobilleras.* Son todas aquellas que no incorporan dichos elementos o que, aun incorporándolos, están elaboradas en tejidos fundamentalmente elásticos que aportan compresión, contención y calor.

Puesto que en la actualidad ambos grupos no están bien diferenciados por ser estas ortesis cada vez más sofisticadas, y puesto que, en cualquier caso, siempre abarcan la articulación de tobillo, vamos a exponerlas en un único bloque, indicando en cada uno de los modelos sus componentes, dimensiones, mecanismo de actuación, función e indicaciones.

3.1.1. Indicaciones

Dentro de este grupo de ortesis de tobillo, los estabilizadores de retropié y las tobilleras se utilizan fundamentalmente:

- Para prevenir lesiones de tobillo, causadas por sobre uso, por inestabilidad crónica o por recidiva.

- En el tratamiento conservador de lesiones leves en sustitución de otros medios inmovilizadores como puede ser el yeso.
- Durante la etapa de rehabilitación de lesiones previas, hasta que la articulación esté suficientemente estable.
- En las lesiones crónicas y secuelas permanentes para permitir la actividad que este tobillo lesionado no es capaz de realizar sin una estabilización externa y para disminuir el dolor crónico.
- Para proteger la articulación durante el desarrollo de la práctica deportiva.
- Para compensar defectos morfológicos o funcionales.

3.1.2. Características generales

Las ortesis de tobillo pueden estar elaboradas en diferentes materiales según su indicación terapéutica como puede ser mediante plásticos laminados más o menos rígidos, materiales elásticos, neoprenos, textiles, pieles, etc. Suelen extenderse desde 3-4 cms por encima de la articulación tibiotarsiana, para cubrir en mayor o menor extensión (según modelo) todo el pie por su dorso, laterales y zona posterior hasta alcanzar distalmente la zona media plantar o retro capital a los metatarsianos. Cuando se busque obtener un mayor efecto inmovilizador, las ortesis se extenderán proximalmente hasta el tercio superior de pierna, por debajo de rodilla, y distalmente alcanzarán el final de la zona digital. Según el modelo de ortesis podrán presentarse fenestraciones en el calcáneo, zona de tendón de Aquiles o maléolos, o bien podrán presentar sistemas de almohadillado, en zonas más sensibles, a través de espumas, geles, materiales viscoelásticos, etc., que mejoran la distribución de presiones e incluso con efecto de masaje durante la de ambulación. Presentan numerosas indicaciones y se encuentran con diseños muy variados en cuanto a su composición, materiales y características. Su mecanismo de acción se debe a tres acciones básicas que pueden darse de forma aislada o combinada. Estas acciones son:

- *Acción de compresión.* Se consigue fundamentalmente cuando la ortesis está elaborada en materiales elásticos. Esa compresión se acompaña de un efecto térmico, lo cual permite mantener un correcto tono muscular,

prevenir la aparición de lesiones, disminuir el dolor de la zona traumatizada y, al aumentar la presión intersticial, disminuir el edema. De modo secundario permite un cierto grado de control de la movilidad. La compresión sobre las partes blandas tiene como principal objetivo mejorar la circulación venosa y linfática y de manera secundaria, estabilizar las articulaciones. Cualquier compresión externa en una extremidad debe disminuir progresivamente desde la zona distal a la proximal, y es importante que la presión sea constante a cada altura y que en ningún caso sea excesiva.

- *Acción de control de movimiento.* Éste se consigue igualmente en mayor o menor grado en función de los materiales y de los aditamentos (flejes metálicos, plásticos, costuras reforzadas, cinchas, etc.) con los que esté confeccionada la ortesis. El fin es conseguir la estabilidad del retropié, que será mayor o menor en función del tipo de paciente, de la lesión y de la actividad que vaya a realizar.
- *Acción de inmovilización.* Para conseguir un efecto de inmovilización es necesario realizar una buena envoltura del pie para evitar todo movimiento en la articulación de tobillo. Esta inmovilización suele conseguirse generalmente cubriendo desde el tercio superior de la pierna, por debajo de la rodilla, hasta la articulación tarso metatarsiana o metatarso falángicas o, incluso, hasta la zona distal de los dedos. Cuanto mayor sea su extensión proximal, mayor inmovilización se consigue. Al reducir la movilidad disminuye la tensión y tracción de los ligamentos lesionados y con ello se reduce de manera considerable el dolor. Es frecuente observar que aquellas ortesis que realizan un contacto directo con la superficie de la piel en su máxima extensión son mejor toleradas que las que no lo hacen. Tener esa superficie de contacto extensa aumenta el nivel de estimulación propioceptiva y produce un mayor efecto de contención subjetivo, además de disminuir la presión al aumentar la superficie. En función del diseño de la ortesis y de la movilidad requerida por la persona, ésta percibirá un mayor o menor confort y una mayor o menor estabilidad.

Es importante que las ortesis se adapten bien al segmento en el que se apliquen para obtener la máxima tolerancia y eficacia, y es interesante que permitan colocarse rápida y cómodamente. Deben ser adaptables, ajustables a la situación del pie, confortables y deben permitir una adecuada estabilización. Si es necesario deben protegerse las zonas más sensibles a la presión o buscar

modelos de ortesis que ya incorporen sistemas de almohadillados, fenestraciones o sistemas similares de protección. Debe evitarse el uso de ortesis que proporcionen excesivas compresiones, puesto que pueden producirse trastornos vasculares. Siempre se recomendará que la zona digital quede al descubierto para permitir una mejor vigilancia ante posibles vasoconstricciones. Si la ortesis requerida es rígida se aconseja la aplicación de modificaciones externas del calzado como el balancín metatarsiano y el tacón amortiguador, para facilitar el desarrollo normal del paso del paciente durante la deambulaci3n.

3.1.3. Ventajas de su aplicaci3n

Las principales ventajas que resultan de la aplicaci3n de tratamientos conservadores mediante este tipo de ortesis son:

- Permiten realizar un tratamiento funcional que en numerosas ocasiones evitará atrofas como consecuencia de la inmovilizaci3n prolongada con tratamientos como los yesos.
- No se precisa un reposo articular absoluto.
- Permiten descargar los ligamentos.
- Permiten obtener una máxima estabilidad de la articulaci3n.
- Disminuyen los problemas dérmicos.
- Permiten una mejor higiene del paciente y control diario de la alteraci3n.
- La gran mayoría pueden ser utilizados con el calzado habitual.
- Permiten la aplicaci3n simultánea de ciertas medidas fisioterapéuticas como la crioterapia y ejercicios de propiocepci3n.
- Permiten ajustarse individualmente.
- No disminuyen el rendimiento deportivo, de ahí que su uso se haya extendido en deportistas.

Estas ortesis constituyen una excelente medida profiláctica frente a la aparici3n de lesiones. Algunos estudios verifican mejores resultados con estas ortesis que con los vendajes, demostrándose que limitan mucho más los movimientos de inversi3n-eversi3n. Además, se ha demostrado en numerosos estudios que proporcionan ventajas socioeconómicas como más movilidad en fase inicial y menor tiempo de recuperaci3n. Estas ortesis no presentan los inconvenientes asociados a una inmovilizaci3n con yeso, como producir un aumento de trastornos vasomotores y tróficos que tienen como consecuencia, entre otras cosas, la aparici3n de dolor, el riesgo de adherencias del ligamento lesionado al pla-

no óseo subyacente, con la consiguiente limitación de movilidad y dolor y la dificultad que ofrecen para comprobar su evolución diariamente, al envolver y cubrir la lesión o zona afectada. La mayoría de estudios corroboran el hecho de que, pasada la fase aguda de dolor e inflamación, es necesaria la movilización progresiva que favorecerá el proceso de curación. Lo importante es mantener inmovilizadas las estructuras lesionadas y permitir la movilidad articular en la dirección que no perjudique a esas estructuras, de esta manera se consigue evitar la atrofia muscular y las alteraciones de la propiocepción. La movilización puede ser precoz y de menor riesgo con la aplicación de una ortesis. Éstas ofrecen una mayor seguridad psicológica al paciente y protegen la articulación, permitiendo el movimiento dentro del rango seguro.

3.1.4. Tipos de ortesis-tobilteras

Ortesis en U

Ortesis en una única pieza confeccionada en termoplásticos duros o poliéster que presenta una forma de «U». Recoge la zona plantar de talón y ambos laterales de la articulación de tobillo por encima de maléolos. La sujeción y cierre de la ortesis se realiza a nivel distal de la pierna mediante cinchas elásticas, de velcro o similar.

Ortesis envolvente de tobillo

Ortesis elaborada en materiales termoplásticos que cubre la zona anterior de tobillo y pierna, laterales de la articulación de tobillo y parte plantar de calcáneo. Se sujeta mediante cinchas que cruzan el tobillo por su cara anterior desde la zona retro aquilea y se fijan en el tercio inferior de pierna mediante velcro o similar. Asegura la estabilidad medio lateral y anterior del tobillo. Por sus reducidas dimensiones puede utilizarse con el calzado habitual y está indicado como medida profiláctica para la práctica deportiva.

Ortesis univalva para el control unilateral

A pesar de que existen diferentes modelos prefabricados la mayor parte de ellos presentan diseños muy similares. Se confeccionan con materiales rígidos como plásticos duros del tipo de los polietilenos o los polipropilenos. Consiste en una plantilla retro capital con objeto de permitir la flexión

dorsal en las articulaciones metatarso falángicas que puede extenderse por su cara posterior más allá de la zona plantar, es decir, ascendiendo a modo de cazoleta por la cara posterior del talón. Esta plantilla incorpora una aleta lateral o medial que asciende proximalmente hasta el tercio inferior de la pierna presentando o no fenestración a nivel del maléolo correspondiente. Su anclaje o cierre se realiza por lo general con dos cinchas con cierre de velcro o hebilla de las cuales una cruza oblicuamente el talón y zona dorsal del pie y otra circunda la zona proximal de la pierna cerrando la ortesis. Al estar elaborada en materiales rígidos y no estar articulada va a limitar el movimiento medio lateral de tobillo según el maléolo sobre el que esté colocada. Se aplica directamente sobre el calcetín, sobre una tobillera de neopreno o, en los casos más precoces, sobre el vendaje adhesivo. Su indicación fundamental son los esguinces internos o externos de tobillo. En estas ortesis es importante tener en cuenta la alineación del miembro afectado. No se aplicarán indiscriminadamente, sino que, según el paciente, se realizarán pequeñas adaptaciones para respetar su morfología y no forzar posiciones indeseadas que podrían ser perjudiciales.

Ortesis bivalva

Se trata de una ortesis de diseño atractivo y de reducidas dimensiones que consiste en una lámina de material termo moldeado que recorre el pie por la región anterior del peroné, bajando por delante del maléolo peroneo para cruzar la planta del pie por la zona distal del calcáneo, pasando luego por detrás del maléolo tibial hasta alcanzar la zona posterior de la tibia.

Esta ortesis suele aplicarse directamente sobre la piel y se fija al pie a través de un sistema de cintas que se ajustan mediante un cierre con velcro o similar a nivel proximal en el tercio inferior de pierna y a nivel distal en la zona posterior del calcáneo. Las valvas que contactan con la piel del pie, al ser algo estrechas, van forradas interiormente con un material de baja densidad de modo que realiza un contacto más uniforme y a la vez se evitan posibles lesiones por rozamiento.

Esta ortesis proporciona una buena estabilidad medio lateral por la contención realizada por las valvas rígidas. Ésta añade una cincha cruzada a nivel de la garganta del pie con el fin de asegurar la estabilidad antero posterior, aunque dados sus anclajes no es elevada. Aunque esta ortesis

proporciona bastante estabilidad, de forma subjetiva no da esa sensación de seguridad al paciente, al tratarse de una ortesis de poco contacto. Está fundamentalmente indicada en el tratamiento de las inestabilidades crónicas y como tratamiento preventivo.

Ortesis bivalva de máximo control

Ortesis bivalva que está elaborada en material plástico duro para conseguir un alto grado de estabilización. Consiste en dos valvas, una dorsal y otra plantar, que abarcan desde la zona retro capital hasta el tercio inferior o superior de la pierna, según el grado de inmovilización deseado, y se ajustan mediante cinchas y velcro. En el talón puede quedar fenestrado para no irritar el tendón de Aquiles. Este modelo permite su adaptación con el calzado habitual. Proporcionan un alto grado de control de movimiento de flexo extensión y un máximo control en la movilidad medio lateral. En definitiva: una máxima inmovilización de la articulación de tobillo. Se encuentra disponible en el mercado de modo estándar, pero preferiblemente se confeccionará a medida previo molde de escayola en polietilenos duros, polipropilenos o vidrios acrílicos y forrados interiormente con materiales de baja densidad como el plasta zote.

Tobillera elástica en banda

Banda elástica de longitud anchura variable según talla, presenta un cierre de velcro en su zona distal que permite ajustarla con diferentes disposiciones y adaptarla a diferentes tamaños de pies. Su primer anclaje suele realizarse bien en la zona de talón, bien en la zona de antepié para continuar rodeándolo en un sentido u otro. Según se desee obtener una estabilización lateral o medial se comenzará a rodear el pie partiendo desde la zona lateral o medial, respectivamente. Es importante tener precaución en su adaptación en pacientes que presentan alteraciones vasculares. Está indicada en inestabilidades leves de tobillo o en el reinicio de la actividad deportiva tras una lesión ligamentosa.

Tobillera con cincha de compresión regulable

Confeccionada generalmente en neopreno presenta una cincha de velcro o similar, que refuerza la acción de los ligamentos, que se dispondrá

rodeando al pie de distal a proximal. Permite mantener el talón en una posición correcta con una tensión mayor o menor de la cincha según la necesidad particular del paciente que regulará el ajuste de la tobillera en función de las características de la lesión. Para asegurar la estabilidad del tobillo las cinchas se disponen de modo que rodean el pie pasando desde el lado medial o lateral de talón por la parte anterior de la garganta del pie para fijarse en el lado opuesto según el lugar lesionado. Si las cinchas se cruzan a nivel anterior se realizará un control antero posterior que evitará el «cajón anterior» de la articulación de tobillo. Para ello, las cinchas parten de la base de antepié, se cruzan a nivel dorsal y suben por ambos maléolos para volverse a cruzar totalmente en el tercio inferior de la pierna. Está indicada en tratamientos preventivos en los que la estática del pie o la laxitud ligamentosa predisponen a lesiones como los esguinces.

Tobillera deportiva

Dentro de este grupo se incluyen aquellas que ofrecen protección contra los impactos o los movimientos indeseados. Suelen ser prefabricadas y confeccionadas generalmente en termoplásticos duros y revestidas interiormente de materiales de baja densidad como el plasta zote. Su dimensión abarca desde el tercio inferior de la pierna descendiendo en sus caras medial y lateral hasta la zona submaleolar, todo ello por la cara anterior de la pierna y dejando libre la cara anterior de la garganta del pie. Para su sujeción presenta dos cinchas o correas con hebillas que parten de una plantilla, a modo de estribo, para fijarse en las caras lateral y medial.

Tobillera con flejes

Confeccionada generalmente en tejidos resistentes y muchas veces acompañada de tejidos elásticos para una mejor adaptación y sujeción del pie. Incorpora unos flejes metálicos o plásticos a ambos laterales para obtener una buena estabilidad medial y lateral y a veces incluso a nivel anterior con el fin de controlar el cajón anterior. Suele presentar cierres mediante cordones que se regularán según las características particulares del paciente y podrán aumentar aún más la estabilidad del tobillo con la adición de cinchas. Están indicadas en el tratamiento de lesiones ligamentosas leves, en inestabilidades crónicas y como medida de prevención.

3.1.5. Ortesis de tobillo en pie pronado.

La aplicación de ortesis en la corrección del pie pronado se encuentra bien documentada. Bates y colaboradores encontraron que la aplicación de ortesis correctoras en el pie pronado en corredores permitió la vuelta de estos a los entrenamientos. (Bates, Osternig, Mason, & L. S. James, 1979)

McCulloch y colaboradores aplicaron ortesis correctoras de pie pronado en 10 sujetos con al menos 3° de evasión del calcáneo encontrando resultados estadísticamente significativos en la reducción de la pronación durante el estudio de la marcha. (McCulloch, Brunt, & Vander Linden, 1993)

Nishikawa y colaboradores estudiaron sobre 12 sujetos la aplicación el efecto de una ortesis anti pronación, encontrando resultados estadísticamente significativos. (Nishikawa, Kurosaka, Yoshiya, Lundin, & Grabiner, 2002)

Rome y colaboradores estudiaron 50 sujetos, 30 mujeres y 20 hombres sin patología previa de pie-tobillo. Aplicaron ortesis anti pronación a los sujetos con pie pronado que habían sido seleccionados por la aplicación del foot posture index (FPI), encontrando resultados estadísticamente significativos en la corrección de esta excesiva pronación. (Rome & Brown, 2004)

3.1.6. Ortesis de tobillo en pie supinado

El estudio de ortesis aplicadas a la excesiva supinación del retropié o a frenar la misma ha estado encaminado sobremanera al estudio de estas en el ámbito deportivo como método de prevención de las entorsis de tobillo y a su relación con el calzado (Eils, Imberge, Völker, & Rosenbaum, 2007) (Cloak, Galloway, & Wyon, 2010) (Cordova, Takahashi, Kress, Brucker, & Finch, 2010) (Frey, Feder, & Sleight, 2010) (Pedowitz, Reddy, Parekh, Huffman, & Sennett, 2008) o en la presencia del pie equino-varo en el hemipléjico (De Pisi, 2006) (Esquenazi, Ofluoglu, Hirai, & Kim, 2009).

En un trabajo sobre paracaidistas y ortesis de tobillo se encontró una disminución de esguinces de tobillo en el grupo que usó dichas ortesis (Joseph J Knapik, Darakjy, Swedler, Amoroso, & Bruce H Jones, 2008).

Se ha investigado sobre la comparación entre el uso de ortesis de tobillo y vendaje funcional. Ozer y colaboradores estudiaron la efectividad del vendaje funcional y la ortesis de tobillo sobre la coordinación y propiocepción de tobillos de sujetos sanos, no encontrando diferencias entre ambas técnicas.(Ozer, Senbursa, Baltaci, & Hayran, 2009)

Existen trabajos que nos muestran la relación coste-beneficio de las ortesis de tobillo. Knapik y colaboradores encontraron que la utilización de ortesis de tobillo evitaba la aparición de lesiones y que su utilización ahorraría costes en el tratamiento de las lesiones de tobillo (Joseph J Knapik et al., 2010). En la misma línea se expresan Jerosch y colaboradores en su investigación sobre si las ortesis de tobillo son efectivas (Jerosch, Thorwesten, Bork, & Bischof, 1996).

3.2. El vendaje funcional

El vendaje funcional pretende disminuir la tensión generada o transmitida a los distintos tejidos biológicos implicados en la lesión, tanto capsulo-ligamentarios, como tendinosos o musculares, protegiéndolos contra la recidiva o el agravamiento y asegurando una óptima cicatrización de los mismos, a expensas de un control del edema y de la sensación dolorosa, así como la corrección de deformidades. En definitiva, estabilizar, suplir y/o reforzar determinadas estructuras anatómicas. (Medina Porqueres I, Luque Suarez A, 2009)

La frecuente utilización de esta técnica y su auge se debe, en gran medida, a la práctica y desarrollo de las distintas disciplinas deportivas que requieren, por razones económicas, de tiempo o de plantilla, la incorporación rápida y sin limitaciones de las capacidades físicas de jugadores que sufren accidentes deportivos que antaño requerían inmovilizaciones prolongadas.

Esta técnica ha relegado, en unos casos, y complementado, en otros, a otras opciones de tratamiento, permitiendo de forma eficaz la evolución óptima de patologías de origen traumático.

Su finalidad, entendida desde el punto de vista lesional y evolutivo, puede ser terapéutica, cuando forma parte del plan de tratamiento de la lesión, o preventiva, en casos en los que se persigue evitar el daño o la recidiva. El carácter terapéutico concierne a afecciones propias de la traumatología deportiva y a

cuadros clínicos pertenecientes a otras disciplinas –ortopedia, reumatología, neurología– que pueden beneficiarse de las propiedades de esta técnica. Su principal interés y logro es la reducción de las manifestaciones clínicas merced a la colocación en posición relajada, antiálgica y de menor sollicitación de los elementos anatómicos alterados, respetando los planos y ejes libres de dolor.

El vendaje terapéutico debe efectuarse en una posición segmentaria de corrección, donde elementos cápsulo-ligamentarios y/o miotendinosos sean elongados o acortados según necesidad; con carácter asimétrico, protegiendo específicamente el lado o el sentido en el que participan las estructuras diana; supliendo o reforzando el plano en el que actúan los elementos implicados, preservando una funcionalidad mínima del complejo articular en cuestión.

La intensidad de la acción estabilizadora sobre la articulación y, por tanto, la eficacia del vendaje dependen de múltiples factores que van desde las características de las vendas y/o material utilizado o la técnica de confección hasta la longitud de las tiras o la disposición de los propios anclajes.

Con un fin preventivo está indicado el vendaje en regiones en que factores extrínsecos o intrínsecos han situado en situación de debilidad, fragilidad o predisposición lesional. La estabilización que procura suele ser, si no menor, si cabe algo menos específica. Entre sus inconvenientes se encuentran la habituación y la dependencia psicológica, además del consiguiente déficit propioceptivo, entre otros.

El vendaje preventivo tiene lugar en una posición segmentaria neutra o intermedia, mejor que en corrección, a fin de no inducir fenómenos compensatorios o la lesión antagónica o contraria; a partir de un modelo de elaboración simétrico que procure una protección por igual en ambos sentidos. Pese a todo, es posible diseñar un vendaje preventivo con carácter asimétrico siempre que no exista corrección de la posición segmentaria en un solo sentido; en aras de una completa funcionalidad.

La correcta confección de vendajes funcionales y la optimización de los resultados que de su uso cabe esperar pasan por el cumplimiento de una serie de principios que permitirán responder a los objetivos previamente fijados.

Como toda acción humana, la ejecución del vendaje está expuesta al arte y destreza de quien la realiza en cada momento. Si bien es cierto que dicha ejecución puede variar de un terapeuta a otro e, incluso, en un mismo terapeuta, cualquier modificación de los procedimientos habituales debe ser convenientemente contrastada y justificada y adaptarse a cada momento y caso.

3.2.1. Consideraciones de los vendajes funcionales

Una vez establecidos los objetivos del vendaje, su correcto uso y aplicación requieren contemplar o implementar una serie de pasos que, cronológicamente ordenados, son:

- (1) Preparación de la piel
- (2) Elección de las vendas y/o material
- (3) Protección de zonas comprometidas
- (4) Ubicación de los anclajes
- (5) Colocación de los segmentos corporales
- (6) Manipulación vendas y/o material
- (7) Modelaje y comprobación final
- (8) Seguimiento
- (9) Retirada del sistema

3.2.2. Acciones del vendaje funcional

El sistema de tiras o vendas colocados sobre la piel con un determinado sentido o intención ejerce su influencia a distintos niveles. En primer lugar, las vendas adhesivas o no, elásticas o inelásticas, limitan mecánicamente la movilidad de una articulación y protegen y estabilizan los tejidos peri articulares. De igual modo, la estimulación de mecano receptores cutáneos, articulares y miotendinosos influye sobre la sensibilidad exteroceptiva y propioceptiva. Finalmente, no pasa desapercibido a quien lo porta el refuerzo psicológico que este hecho supone y el confort que proporciona.

(1) Acción mecánica. Sea cual sea la lesión existente, cápsuloligamentosa, tendinosa, muscular, osteoarticular u otras, el vendaje funcional debe colocar los diferentes elementos orgánicos en posición de acortamiento, de menor sollicitación, de corrección y/o de reducción eficaz. Además, el vendaje debe asegurar una acción antiálgica, una protección real contra la reproducción del

mecanismo lesional y/o de la posición patológica, sin que por ello se sacrifique totalmente el aspecto funcional. Es posible, pues, señalar que la eficacia de todo vendaje funcional reside en la propiedad mecánica de sustitución de la acción fisiológica, reforzando y duplicando el sistema anatómico deficiente. Esta propiedad mecánica, que condiciona en primer lugar la eficacia del vendaje, depende:

- de la colocación de las tiras;
- de su brazo de palanca con relación al eje articular;
- de su resistencia al arrancamiento;
- de la naturaleza del material elegido;
- de su longitud;
- del número de tiras activas utilizadas.

La acción mecánica del vendaje funcional, que tiende a dejar selectivamente en reposo los elementos lesionados, en situación de menor sollicitación, permite reducir las manifestaciones dolorosas.

(2) Acción exteroceptiva. Esta acción exteroceptiva depende a la vez de la colocación juiciosa de las tiras, de la calidad de su adherencia al plano cutáneo y también de su longitud. En efecto, cuando el sujeto tiende a reproducir el mecanismo lesional, las tiras del vendaje se ponen en tensión y tiran de forma más importante sobre la piel. Esto produce una información cutánea suplementaria que actúa como una señal de alarma, tanto más eficaz cuanto más viva es la percepción, incitando al paciente a corregir la situación presente. Se trata de una característica propia de los vendajes funcionales, cuyas tiras traccionan del plano cutáneo, lo cual permite:

- aumentar el flujo aferente exteroceptivo;
- reforzar a veces de forma muy intensa las informaciones de origen cutáneo, para una zona localizada, cuando el paciente tiende a reproducir el mecanismo lesional;
- facilitar la actividad muscular subyacente, protectora de la recidiva lesional.

(3) Acción propioceptiva. Esta propiedad, que por una vez no está colocada en primer plano, es omnipresente cada vez que el vendaje determina una tensión

muscular, tendinosa y/o capsular; en efecto, este fenómeno parece entrañar un aumento del tono muscular de base que puede mejorar la atención del sujeto.

(4) Acción psicológica. La propiedad psicológica es una constante en la acción de los vendajes funcionales; el mejor ejemplo nos lo proporciona la mayoría de sujetos que lo solicitan y que alaban los méritos de este procedimiento terapéutico o preventivo, incluso cuando el vendaje sufre menoscabo en los aspectos mecánicos, exteroceptivo y propioceptivo. Sin embargo, con independencia de la eficacia del vendaje funcional, real o ilusoria, éste tranquiliza al sujeto y le da confianza, lo hace sentirse más cómodo, más seguro; hasta el punto de llegar a provocar cierta dependencia, circunstancia que debe ser detectada a tiempo y gestionada adecuadamente.

3.2.3. Indicaciones y contraindicaciones del vendaje funcional

El vendaje funcional constituye un tipo de inmovilización parcial, lo cual permite preservar la funcionalidad relativa de la región implicada y evitar los efectos deletéreos de la inmovilización total –rigidez articular, atrofia muscular, lesiones cutáneas, déficit propioceptivo, riesgo trombótico elevado, etc. Su eficacia va a depender de:

- diagnóstico y/o indicación precisos;
- selección y empleo adecuado del material;
- protección de piel y relieves óseos;
- tensión óptima de tiras y anclajes;
- comprobación final del sistema, varias veces si es necesario.

En consecuencia, el vendaje funcional adhesivo debe conseguir:

- disminuir las sollicitaciones impuestas a las estructuras biológicas interesadas por la lesión;
- mantener estos elementos en posición relajada, de forma orientada y específica;
- contribuir a determinar una acción antiálgica;

- resistir de forma eficaz a las sollicitaciones externas con la finalidad de no perjudicar la cicatrización.
- y, finalmente, conservar una función óptima, que es lo que caracteriza al vendaje funcional.

Como se ha indicado, mediante el vendaje funcional se persigue situar los tejidos lesionados en posición antiálgica, de reposo, para una menor sollicitación de los mismos y, con ello, una cicatrización óptima. Adicionalmente, es posible corregir deformidades o actitudes viciadas y controlar y reducir el edema. Tal variedad de acciones le confiere distintos mecanismos de actuación en función de la naturaleza del tejido y de la patología que asienta en él.

En el plano cápsulo-ligamentario supone un refuerzo externo a dichas estructuras, un plano ligamentoso suplementario artificial adaptado y destinado a economizar y reforzar al primero, ya sea con criterio terapéutico o con criterio preventivo, incrementando en todo caso la estabilidad articular.

Desde un punto de vista terapéutico, el vendaje será tanto más resistente y la posición más corregida –hipercorrección o incluso de acortamiento– cuanto más aguda e importante sea la lesión; progresivamente se irá relajando y el montaje será preferentemente asimétrico. Con la finalidad preventiva, es necesario conservar una función correcta, que permita una elongación cápsulo-ligamentosa importante, mientras se impide la amplitud articular extrema que pueda ser el origen de una recidiva, el montaje puede ser asimétrico, o incluso simétrico a fin de no inducir una lesión del lado contrario.

La patología tendinosa obtiene el beneficio en cuanto a la capacidad del vendaje para reducir la sollicitación del propio tendón, modificando el gesto o movimiento generador de la inflamación o degeneración. El vendaje constituye en éstos un sistema de sustitución de la acción muscular, que salta el espacio tendinoso afectado y lo auxilia en su función, con objeto de disminuir la sintomatología acompañante. Sin embargo, la presencia del vendaje debe permitir el movimiento antagonista mínimo para preservar la función. La aplicación es esencialmente terapéutica, aunque igualmente puede estar indicado en casos en que se pretenda evitar una agravación si el sujeto decide realizar al mismo tiempo una actividad incómoda.

En el plano muscular, los vendajes persiguen evitar un alargamiento excesivo de la musculatura, generalmente de condición poliarticular, merced a la restricción de la movilidad de las articulaciones que cruza. Sin embargo, siempre conviene conservar una amplitud funcional mínima. El componente de compresión propio del vendaje puede verse aumentado en caso de que sea necesario el drenaje y/o control de un edema o un hematoma.

Un cuarto grupo de lesiones como el pie zambo equino varo, el hallux valgus, el metatarsus varus, la subluxación externa de la rótula o la lumbalgia dependientes de la ortopedia, la reumatología o la neurología pueden también beneficiarse de los vendajes funcionales. Éstos deberán asegurar eficazmente la corrección de la deformidad en sentido terapéutico, de finalidad correctiva, como es el caso de un pie zambo equino varo o de un metatarsus varus, o de finalidad paliativa, por ejemplo en la subluxación externa de la rótula. Estos diversos vendajes tienen a veces una acción antiálgica importante como sucede en el caso del hallux valgus o de la fascitis/fasciosis plantar.

En general, la aplicación del vendaje funcional está indicada en aquellas afecciones donde su presencia procure, guíe y/o favorezca el proceso de reparación tisular, siendo inadecuado su empleo en procesos que requieran intervenciones más agresivas o de otra índole, o bien concurren determinadas circunstancias. Son contraindicaciones para esta técnica aquellas lesiones graves subsidiarias de inmovilización estricta, además de patologías y circunstancias como:

- inexistencia de diagnóstico claro;
- dudas por parte del profesional que efectúa la aplicación respecto a si hacerlo o cómo hacerlo;
- falta de colaboración y/o confianza del paciente;
- material inadecuado;
- alergia demostrada al adhesivo o a los componentes presentes en determinados materiales;
- fragilidad cutánea;
- heridas;
- afecciones dermatológicas;
- desarreglos neurosensitivos;
- trastornos del trofismo y/o la vascularidad;
- rosarios varicosos y redes venosas extensas, indicativos de insuficiencia vascular;

- fracturas;
- rotura capsulo-ligamentaria completa;
- lesiones graves de partes blandas con indicación de otra terapia;
- edema excesivo.

3.2.4. Vendaje funcional en el pie

Tradicionalmente el vendaje funcional se ha usado por los prácticos (fisioterapeutas, médicos, podólogos...) en el tratamiento de las lesiones del ligamento lateral interno y externo de tobillo (Ryan, Hopkinson, Wheeler, Arciero, & Swain, 1989) o en su prevención (Thacker et al., 1999). Actualmente se utiliza también para contener un exceso de movimiento o corregir una posición potencialmente lesiva para cualquier parte del cuerpo (A M Keenan & C M Tanner, 2001). En el caso que nos ocupa hablamos de controlar el exceso de pronación o supinación.

3.2.5. Vendaje funcional y pronación del retropié

Existen gran cantidad de trabajos que analizan el uso de un vendaje funcional para la contención y tratamiento de la pronación del retropié. Previo al análisis y descripción de estas investigaciones se hace necesaria la descripción de los vendajes que tradicionalmente se han empleado para tal efecto.

“Low dye taping (LDT)”

Este vendaje que es conocido en castellano, aunque no sea traducción literal, como vendaje de sostén para la fascia plantar. Con este nombre fue descrito por su creador, el Dr. Ralph Dye (Hlavac HF, 1997). El vendaje consiste en aplicar un anclaje circular desde el lateral de la primera falange del primer dedo, rodear calcáneo y dirigirse al lado lateral del 5º dedo del pie. A continuación se colocan una serie de tiras transversales al eje del pie, de medial a lateral. Posteriormente se cierra el vendaje con una tira similar al anclaje primario. El vendaje se realiza con un esparadrapo rígido adhesivo con un ancho que oscila entre los 3.8cms y 4 cms, dependiendo de la marca comercial.

“High dye taping (HDT)”

También conocido como “augmented dye taping”, es un vendaje similar al LDT, al que se le añaden una serie de tiras que, partiendo de un anclaje circular

confeccionado en el tercio medio de la pierna, rodean el calcáneo de lateral a medial y terminan en el anclaje citado anteriormente, produciendo un efecto varizante del retropié por la acción sobre el calcáneo (Hlavac HF, 1997). El vendaje se realiza con un esparadrapo rígido adhesivo con un ancho que oscila entre los 3.8cms y 4 cms, dependiendo de la marca comercial.

3.2.6. Investigación sobre vendaje funcional y retropié pronado

El LDT actúa biomecánicamente evitando la caída del escafoides, disminuyendo la distancia vertical entre este y el suelo, al ser este fenómeno una característica común en los pies planos (B Vicenzino, S. R. Griffiths, L. A. Griffiths, & Hadley, 2000) (Ator, Gunn, T G McPoil, & Knecht, 1991). El HDT provoca mayor corrección en la pronación del pie que el LDT, ya que va a añadir a las tiras que conforman el LDT las tiras sobre calcáneo que “supinan” el retropié. Incluso el HDT es más eficaz en controlar la caída del escafoides en el pie plano justo después de la colocación de ambos vendajes y después de 20 minutos de ejercicio; el LDT solo fue eficaz justamente después de la colocación del vendaje, pero no tras ejercicio. Estos resultados van en consonancia con los encontrados por Vicenzino y colaboradores (B Vicenzino, M Franettovich, T McPoil, Russell, & Skardoon, 2005a). Y también con el trabajo de Franettovich y colaboradores que encontró que el HDT aumentaba el arco plantar incluso hasta doce días después de la aplicación del mismo (Melinda Franettovich, Chapman, Blanch, & Bill Vicenzino, 2010). En el trabajo de Vicenzino y colaboradores de 2005 aparece el HDT como efectivo en controlar la caída del escafoides tanto en estática como en dinámica (B Vicenzino, M Franettovich, T McPoil, Russell, & Skardoon, 2005b). Aportando más datos a esta comparativa entre LDT y HDT, Keenan y colaboradores concluyen que la inversión del pie fue aumentada por ambos vendajes, pero solo el HDT redujo el movimiento de inversión de retropié (A M Keenan & C M Tanner, 2001). Por el contrario, O’Sullivan y colaboradores sí que encontraron disminución en la movilidad del retropié al aplicar LDT, eso sí, encontró limitación tanto en supinación como en pronación (O’Sullivan, Kennedy, O’Neill, & Ni Mhainin, 2008).

En un trabajo realizado por Meier y colaboradores encontraron mejora del dolor en los sujetos de su estudio medido con la escala analógica de dolor, que presentaban dolor en el miembro inferior o en el pie por lesiones de sobre uso, tras la aplicación durante tres días del HDT (Meier, Thomas G McPoil, Cornwall, & Lyle, 2008).

Para medir la efectividad de estos dos vendajes sobre el retropié se ha utilizado tradicionalmente la medición de la altura vertical del escafoides, sobre todo centrada en la cuantificación del pie plano (Holmes, Wilcox, & Fletcher, 2002) y la movilidad del retropié (Harradine et al., 2001) para cuantificar la acción del LDT y del HDT.

Pero también se ha llevado a cabo la medición de la huella plantar para cuantificar el desplazamiento de la superficie de presión hacia el borde externo o lateral del pie, a través del control de las presiones plantares (Nolan & Kennedy, 2009). También para medir la efectividad del LDT sobre el retropié se ha usado plataforma de presiones sobre la efectividad del LDT, la movilidad del retropié y la presión plantar durante la fase de apoyo de la marcha (O'Sullivan et al., 2008). Otros autores han usado la plataforma de presiones para medir la efectividad de ortesis y vendaje funcional en el pie pronado (Nishikawa et al., 2002).

3.2.7. Vendaje funcional y supinación del retropié

El vendaje funcional que va a ser de elección en la excesiva supinación del retropié es el utilizado en la prevención y/o tratamiento de las lesiones del ligamento lateral externo del tobillo, en el cual se evita una excesiva supinación que pueda conducir a la lesión del paquete ligamentoso anteriormente citado.

Tomando como referencia a Bové (1994) describimos este vendaje.(Bove, s.d.)



Figura 8: vendaje funcional pie supinado (a). (Bové, 1994)

En las tres primeras imágenes podemos observar la colocación de un pre vendaje, así como anclajes proximales y distales.



Figura 9: vendaje funcional pie supinado (b). (Bové, 1994)

En esta secuencia de cuatro imágenes se colocan las tiras activas desde el lado interno o medial del anclaje proximal, se rodea calcáneo y se fijan realizando la corrección de la supinación en el anclaje proximal de nuevo en su cara lateral o medial.

A continuación se procede al cierre del vendaje. En una vista posterior al mismo quedaría de esta forma:



Figura 10: vendaje funcional pie supinado (c). (Bové, 1994)

El vendaje se confecciona con pre vendaje o “pre tape”, así como con esparadrapo adhesivo rígido o “tape” de 3.8 cms de ancho o 4 cms en función de la marca comercial. Con este vendaje no solo conseguimos proteger el sistema ligamentoso externo del tobillo sino que posicionamos el retropié en pronación evitando el exceso de supinación.

3.2.8. Investigación y vendaje funcional en supinación del retropié

El vendaje funcional o “taping” rígido del retropié para evitar el exceso de supinación ha sido utilizado tradicionalmente en la prevención y/o tratamiento del esguince de ligamento lateral externo del tobillo. Se han llevado a cabo gran cantidad de estudios sobre ello, principalmente en el mundo de la medicina deportiva (Hume & Gerrard, 1998)(Callaghan, 1997) (Sharpe, J Knapik, & B Jones, 1997) (Simoneau, Degner, Kramper, & Kittleson, 1997).

Se ha investigado acerca de la efectividad en la limitación del exceso de supinación del retropié (mecanismo principal lesivo en las entorsis de ligamento lateral externo de tobillo) (Hubbard & Cordova, 2010), efectividad del vendaje en la prevención de esguinces de tobillo (Verhagen, van Mechelen, & de Vente, 2000), sobre la efectividad del vendaje rígido frente al vendaje elástico (Abián-Vicén, Luis M Alegre, Fernández-Rodríguez, & Xavier Aguado, 2009) y duración de la efectividad del vendaje (Fleet, Galen, & Moore, 2009) (Purcell, Schuckman, Docherty, Schrader, & Poppy, 2009).

En cuanto al mecanismo por el cual el vendaje funcional de tobillo parece ser efectivo en el control de la supinación del retropié parece ser que, más que por la percepción que da el vendaje en sí para que el sujeto corrija su posible posición patológica, tiene más que ver con la acción puramente mecánica (Re-fshauge, Jacqueline Raymond, Kilbreath, Pengel, & Heijnen, 2009).

También existe un componente psicológico de seguridad en el sujeto vendado, pues parece otorgar mayor sensación de protección y estabilidad el llevar el tobillo estabilizado de esta forma (Sawkins, Refshauge, Kilbreath, & Jacqui Raymond, 2007).

Asimismo otros autores exponen que existe un componente propioceptivo en la información que recibe el sujeto al ser colocado el segmento articular vendado en posición de corrección, que dicho sujeto interioriza y ayuda con su control muscular al sistema de tiras activas a reposicionar el retropié en la posición requerida o deseada (Simoneau et al., 1997)

3.3. El vendaje neuromuscular

3.3.1. Antecedentes históricos

El vendaje neuromuscular, conocido también bajo múltiples denominaciones, como son kinesiotaping, medical taping concept, vendaje neurofascial, vendaje exteroceptivo, balance taping therapy o kinesiology tape es una técnica de tratamiento del mundo de la Fisioterapia de aparición relativamente moderna, constituyendo un enfoque totalmente distinto a lo conocido tradicionalmente en el mundo de los vendajes. (Pijnappel,H, 2009)

Sus orígenes deben ser ubicados en Asia, concretamente en Corea y Japón, en los años setenta, cuando un quiropractor japonés, Kenzo Kase, idea un esparadrapo o cinta adhesiva, junto a un ingeniero, tratando de imitar la piel humana, bajo el prisma de la kinesiología, consiguieron una técnica que permitía la movilización indolora del músculo o grupo de músculos vendados por dicha técnica.

Kenzo Kase viaja en los ochenta a Estados Unidos y desarrolla toda su labor profesional en este país, desarrollando esta técnica de vendaje neuromuscular bajo el nombre de kinesiotaping.

En Europa la introducción de esta técnica viene de la mano de un futbolista holandés, Alfred Nijhuis, que tras jugar a mediados de los noventa en un equipo japonés, y experimentar esta técnica como ayuda a la recuperación de sus lesiones, regresa a Europa y forma a fisioterapeutas holandeses y alemanes en esta técnica.

El vendaje utiliza una venda y características muy similares a la piel humana en cuanto a peso, grosor y elasticidad, lo que le confiere a esta aplicación una serie de efectos tanto exteroceptivos como interoceptivos. Se trata de una venda elástica, que puede extenderse en sentido longitudinal hasta un 40-60% más de su longitud inicial, dependiendo del fabricante. Esta venda viene adherida a un papel protector ya con un 10% de pre-estiramiento. En sentido transversal es inelástica. Va a actuar como una segunda piel.

La superficie de apoyo de la cinta lleva pegamento pero no es simétrica sino que presenta unas ondulaciones a modo de huella digital, en forma de “S” que, junto con la elasticidad longitudinal de la venda nos permitirá jugar, combinar, drenar, levantar...en función de nuestros intereses. (Aguirre, Txema, 2010)

Este material se puede mojar, con lo que el aseo personal en ducha y baño es compatible con llevar este tipo de vendaje. Es transpirable y no suele provocar alergias ya que está exento de látex, aunque se debe vigilar la piel del paciente sobre todo en las primeras aplicaciones. Una vez colocado sobre la piel se activa con un frotado suave pero insistente, permitido por las cualidades de este vendaje que no pierde tan rápidamente sus propiedades porque es el calor corporal quien lo mantiene adherido a la piel.

3.3.2. Efectos del vendaje neuromuscular

Básicamente se van a conseguir 5 efectos con la aplicación del vendaje neuromuscular sobre la piel de un sujeto (Aguirre T, Achalandabaso M, 2009):

- Sobre el tono: el efecto sobre el tono muscular se explica en función de la técnica de colocación de las tiras sobre el tejido muscular. La tendencia por parte de la venda a recogerse hacia el punto de inicio del vendaje (anclaje de inicio) hace que por su contractilidad del anclaje final tienda a retornar, por lo que el efecto que conseguiremos podrá ser relajante si hemos tomado el anclaje de inicio en la inserción distal muscular o podrá ser activante si lo hacemos tomando el anclaje de inicio en el origen proximal muscular. Las zonas cervical y lumbar podrían constituir excepciones a esta norma. No existe hoy día una explicación firme sobre este efecto en la literatura científica, por lo que se necesitan más estudios para su explicación.

- Efecto sobre el dolor: el efecto analgésico es atribuido a la disminución de la presión intersticial y a la activación del sistema de analgesia natural del organismo (endorfinas, encefalinas...). La venda puede aliviar el dolor provocado por ese aumento de presión intersticial que activa el estímulo de los nociceptores (terminaciones nerviosas encargadas de la transmisión de dolor) al ser capaz de levantar la piel y favorecer el drenaje y la descompresión de la zona. Los nociceptores responsables de la activación de los estímulos dolorosos pueden ser influidos directamente por la venda gracias a la normalización de la circulación sanguínea en primer lugar y su evacuación linfática posterior. Esta es la explicación de las propiedades analgésicas atribuidas al método.
- Sobre el soporte articular: ocurre a partir de la acción biomecánica que trae consigo la corrección relativa en la posición de los huesos de la articulación a tratar, de su correcta alineación, en función de la tensión que vayamos a dar a la venda.
- Sobre el drenaje linfático y la micro circulación: se lleva a cabo mediante una elevación de la cinta sobre la piel y drenaje posterior hacia los ganglios linfáticos. La carga linfática discurre con menor dificultad y su paso al sistema vascular se ve facilitado. Como ocurría con los nociceptores y el cambio de presión intersticial, con la linfa y su drenaje ocurre lo mismo. El cambio de presión en su recorrido mejora el drenaje y es perfectamente compatible con el tratamiento manual, complementándolo.
- El efecto neurorreflejo: parte de la relación segmental de los elementos que conforman el organismo. La relación entre la piel, músculo, esqueleto y vísceras se debe a la inervación común de un segmento por el mismo nervio espinal. Eso quiere decir que desde la periferia por medio de la venda, estímulo aferente, podemos influir directamente sobre el interior del organismo estimulando los distintos componentes de un segmento, esto es, el dermatoma, miotoma, esclerotoma y viscerotoma.

3.3.3. Técnicas del vendaje neuromuscular

Contamos con 9 técnicas a emplear con la utilización del vendaje neuromuscular (J. Sijmonsma, 2007):

1. Muscular: en la técnica muscular nunca estiramos la venda. Se pone en tensión el músculo, se estira la piel o se hacen las dos cosas a la vez pero la venda se aplica sin estirar en todo su recorrido. El anclaje de inicio se coloca en posición neutra, estiramos o flexionamos el músculo en cuestión para deslizar sobre él la venda, dejándola recuperarse tras retirar el papel protector, y volvemos a la postura neutra para fijar el anclaje final.
2. Ligamentosa: se sitúa en posición funcional la articulación para colocar el anclaje inicial. Después se estira la venda hasta el punto de tensión que interese (75% o incluso 100%) y se fija sobre la articulación. Finalmente se coloca el otro anclaje sin estirar. En esta técnica aprovechamos la tensión central de la venda y su tendencia a encogerse una vez colocada, que ejercerá una tensión interna sobre el ligamento afectado con tendencia a su acortamiento, ayudándole así a recuperar su postura natural.
3. Tendinosa: el anclaje de inicio se colocará antes de poner en tensión el tendón afectado. A continuación se estira la venda generando un 75% de tensión aproximadamente rodeando al tendón interesado. Buscamos dar información propioceptiva por medio del estímulo de los mecanoreceptores.
4. Corrección articular funcional: podemos influir sobre el movimiento en su parte final, potenciándolo o limitándolo según nos interese. Es la única técnica que limita movimientos. Un detalle de esta técnica es que vendaremos “en movimiento”.
5. Corrección mecánica: en la técnica de corrección mecánica podemos llevar la articulación a la posición que más nos interese de una forma manual y después aplicar la venda o poner la articulación en reposo y vendar directamente. Tanto el anclaje inicial como el final estarán colocados sin tensión y el resto de la venda en torno a un 75%.

6. Técnica fascial: con una tensión del 50% la técnica fascial se aplica normalmente en forma de Y, con los anclajes inicial y final sin tensión y el resto de la venda colocada a pequeños tirones alternantes, de corto recorrido a modo de vibraciones en la dirección que previamente hemos testado como la más indicada. Buscamos eliminar las restricciones de movilidad en el tejido conjuntivo.
7. Técnica de aumento de espacio: con una tensión aproximada del 50% localizamos previamente un punto de dolor y colocamos la venda sobre él en formas distintas en función de la región anatómica que nos disponemos a tratar.
8. Técnica linfática: con 0% de tensión en esta técnica se aprovecha la función elevadora de la venda para, aumentando el espacio y reduciendo la presión, normalizar la circulación sanguínea, estimular los linfangiones y con ello del drenaje linfático posterior. El anclaje de inicio y final se aplican con tensión; podemos, si interesa, estirar la piel con suavidad, con nuestros dedos a ser posible, de manera que la venda presente un mínimo de estiramiento que no vaya más allá del 10% o simplemente ir envolviendo la región afectada sin más tensión que la posterior al despegue del papel protector y recuperación de la pretensión previa. Se puede realizar con forma de pulpo, dejando unos 3 cms para el anclaje de inicio o base común, o con tiras individuales, pero tanto una como otra, con el inicio cercano sobre zonas ganglionares.
9. Técnica segmental: se intenta generar un efecto neurorreflejo a distancia actuando sobre el segmento espinal. A través de dicho segmento podemos influir sobre los órganos a nivel interno.

3.3.4. Aplicación del vendaje neuromuscular

Existen una serie de consideraciones a la hora de la aplicación de las vendas (Aguirre, Txema, 2010):

1. La piel debe estar libre de vello, sin grasa y seca. Si previamente a la colocación de las vendas la persona ha realizado deporte, ha sudado o

hemos utilizado algún producto o medio deslizante para alguna terapia manual se hace necesario el limpiar la piel con alcohol.

2. Se medirá la longitud de la venda antes de cortarla. En aplicaciones musculares se debe medir la cinta en posición de estiramiento muscular, pues será la posición en la cual depositemos la venda sobre la piel. Es preferible no quedarnos cortos.
3. Redondear las puntas de la venda, lo cual evita el roce con la ropa y asegura su mayor durabilidad.
4. Rasgar el papel de protección por la mitad para no tocar las puntas y asegurar un buen pegado, procurando tocar lo menos posible la parte adhesiva para que no pierda agarre y aprovechar los extremos rotos del papel protector para manipularla.
5. Siempre son colocados los anclajes sin estirar, sea cual sea la técnica utilizada.
6. Friccionar suavemente pero con insistencia la venda una vez colocada pues el calor activará más el adhesivo haciendo el vendaje más duradero.
7. Solo se pega la venda de una vez, si se coloca mal y pretendemos rehacer el vendaje, debería utilizarse otra venda nueva.
8. Los primeros 15 minutos el sujeto suele presentar una sensación extraña, de origen vagal, que desaparece a una sensación agradable o indiferente. Si dicha sensación no desaparece se debe retirar la venda definitivamente.
9. El material se puede mojar en el aseo personal, aunque podemos asegurar que no se desprende secando con un secador de pelo el material.
10. Para retirar la cinta se debe traccionar con suavidad desde el anclaje de origen al final, pudiendo humedecer la venda para facilitar el despegue de la misma.

3.3.5. Contraindicaciones

Las contraindicaciones siguen el dictado lógico del sentido común y coinciden con las de cualquier otro vendaje (Aguirre, Txema, 2010) . Son:

- Desconocimiento de la técnica de empleo y sus indicaciones.
- Colocación encima de heridas abiertas.
- Personas con trombosis o riesgo de padecerlas pues la venda estimula la circulación y podría provocar el desprendimiento de algún trombo. También está contraindicado en edemas dinámicos generales provocados por motivos cardíacos o renales.
- Después de traumatismos severos sin exploración y diagnóstico médico previo.
- Pacientes alérgicos a materiales adhesivos o que han creado una resistencia por parte de su piel a este tipo de materiales.
- Regiones de piel donde ya haya sido colocado algún otro vendaje previamente y la zona esté todavía irritada.
- Metástasis.
- La obtención de resultados adversos o nulos también es una contraindicación de esta técnica.

3.3.6. Investigación sobre vendaje neuromuscular

Actualmente la investigación nacional e internacional sobre vendaje neuromuscular no es muy cuantiosa. Existen múltiples publicaciones en páginas web en Internet sobre casos clínicos que carecen de rigor metodológico en el desarrollo de sus investigaciones con lo que se ha decidido obviar la información proveniente de dichas fuentes.

Sobre el tono muscular Pérez y colaboradores no encontraron diferencias significativas en la aplicación de vendaje neuromuscular sobre peroneos y tríceps sural en el análisis de 29 sujetos a través de podobarografía (Pérez P, Gascó J, Merino MA, Sandá A, Moll R, Castillo V, 2010).

Salvat y colaboradores no hallaron evidencia de disminución de tono sobre la musculatura lumbar al analizar la flexión de tronco en 33 sujetos. (Salvat I, Alonso A, 2010)

Vera y colaboradores sugirieron que la aplicación de vendaje neuromuscular sobre la respuesta refleja de bíceps femoral y gemelo externo no fue significativa en su estudio sobre 11 sujetos sanos (Vera FJ, Martínez-Gramage J, San Miguel R, Ortiz R, Vilanova P, Salvador EM, Delgado N, Tortajada N, Valero J, 2010).

Fu y colaboradores estudiaron 14 jóvenes deportistas con una aplicación de vendaje neuromuscular en el muslo, midiendo la actividad muscular de cuádriceps e isquiosurales con un dinamómetro isocinético, no hallando ni aumento ni disminución de la fuerza muscular en las primeras 24 horas después de la aplicación (Fu et al., 2008). Por el contrario Slupik y colaboradores, en un trabajo sobre 27 sujetos sanos donde se aplicó vendaje neuromuscular en el muslo y se midió con electromiografía transdermal la actividad muscular, encontraron un incremento en dicha actividad hasta 48 horas retirado el vendaje (Słupik, Dwornik, Białoszewski, & Zych, 2007). Karadag-Saygi y colaboradores analizaron el empleo de vendaje neuromuscular y toxina botulínica para disminuir la espasticidad de flexores plantares en pacientes afectados de hemiplejía, no encontrados diferencias significativas en el empleo adicional de vendaje neuromuscular a la toxina botulínica en la disminución de espasticidad (Karadag-Saygi, Cubukcu-Aydoseli, Kablan, & Ofluoglu, 2010).

Sobre el dolor, Thelen y colaboradores estudiaron el hombro doloroso en 42 sujetos con dolor por impingement y tendinitis de hombro, encontrando mejoras en el rango de movimiento y dolor (Thelen, Dauber, & Stoneman, 2008). En esta misma línea González-Iglesias y colaboradores, en su trabajo sobre whiplash (latigazo cervical) y dolor cervical sobre 20 hombres y 21 mujeres con aplicación cervical de kinesiotaping tanto muscular como de liberación de espacio, lograron disminución de dolor en los sujetos de estudio en las primeras 24 horas de aplicación del vendaje, no siendo estadísticamente significativas

(González-Iglesias, Fernández-de-Las-Peñas, Cleland, Huijbregts, & Del Rosario Gutiérrez-Vega, 2009).

Tras lo expuesto anteriormente se puede observar que no existen evidencias científicas hoy día en cuanto al efecto sobre el tono muscular y el empleo de vendaje neuromuscular, mientras que, aunque siendo muy pocos los estudios por ahora realizados, sí que parecen haber indicios de efecto analgésico en los estudios recogidos. En cuanto a los efectos circulatorio-linfático, de corrección articular y neurorreflejo, no existen estudios científicos al respecto que avalen por ahora el empleo del vendaje neuromuscular.

En cuanto a aplicaciones concretas sobre el pie solo se ha encontrado un estudio de Murray sobre propiocepción de tobillo en 26 sujetos sanos en los cuales la aplicación de vendaje neuromuscular aumentó la sensibilidad exteroceptiva. (Murray H, 2001)

Y una revisión bibliográfica de Luque y colaboradores sobre aplicaciones de vendaje neuromuscular en el campo de la podología. (Luque A, Fuentes MT, Fernandez M, 2009)

4. Instrumentos de medida de las desalineaciones del pie

Los instrumentos de medida que se poseen para la evaluación de las desalineaciones del pie en el plano frontal están en continua discusión en cuanto a establecer el más apropiado (Redmond, Crosbie, & Ouvrier, 2006).

Un amplio abanico de ellos se han utilizado tales como la observación visual (Dahle, Mueller, Delitto, & Diamond, 1991) (Cowan, J. R. Robinson, B H Jones, Polly, & Berrey, 1994), diversos parámetros relacionados con la huella plantar (Cavanagh & Rodgers, 1987) (Staheli, Chew, & Corbett, 1987), medidas relacionadas con la posición del tobillo en el plano frontal (Sell, Verity, Worrell, Pease, & Wigglesworth, 1994), (Sobel, Levitz, Caselli, Brentnall, & Tran, 1999) y medición de la posición del tubérculo del escafoides (Mueller, Host, & Norton, 1993).

4.1. FPI (Foot Posture Index).

Recientemente se ha desarrollado un instrumento de medida validado para llevar a cabo una rápida, fácil y fiable medición de la posición del pie. El FPI (foot posture index) es un conjunto de seis mediciones validadas de observación del retropié, mediopié y antepié sobre un sujeto en bipedestación en posición relajada.

Redmond y colaboradores (2006) describen 6 mediciones para el FPI. (Redmond et al., 2006)

El retropié es medido por tres mediciones:

- Palpación de la cabeza del astrágalo.
- Observación de curvas debajo de maléolo externo.
- Inversión/eversión del calcáneo.

El mediopié y antepié es medido por tres mediciones:

- Palpación del tubérculo del escafoides.
- Congruencia del arco longitudinal interno.
- Aducción/abducción del antepié.

Cada uno de estos 6 ítems es puntuado por el examinador en una escala de 5 puntos, entre -2 y +2, siendo el valor -2 para posicionamientos en supinación y el valor +2 para posicionamientos en pronación. Por tanto, los valores globales pueden ir desde +12 un pie altamente pronado hasta -12 un pie altamente supinado.

Estas 6 medidas (Redmond et al., 2006) sustituyeron a un primer FPI con 8 medidas (Redmond et al., 2001). Este autor clasifica los pies como supinado o cavo con FPI entre -12 y -1; neutro entre 0 y +5; y plano o pronado entre +6 y +12 siempre que el FPI utilizado sea el de 6 medidas. Si es el usado con 8 medidas, los valores son: -2 a -12 pie supinado; -1 a +4 pie normal; +5 a +12 pie pronado.

Keenan y colaboradores mostraron que el FPI posee una buena validez interna (Anne-Maree Keenan, Redmond, Horton, Conaghan, & Tennant, 2007). Por otro lado Morrison y colaboradores hallaron una excelente fiabilidad inter-observador en su estudio en pie infantil (Morrison & Ferrari, 2009). Evans y colaboradores encontraron una buena fiabilidad inter e intra-observador en el FPI, la mejor comparada con otras mediciones estáticas del pie (Evans, Copper, Scharfbillig, Scutter, & M. T. Williams, 2003). Cornwall y colaboradores concluyeron en su estudio sobre fiabilidad inter e intra-observador usando FPI que fue alta la intra-observador y moderada la inter-observador (Cornwall, Thomas G McPoil, Lebec, Bill Vicenzino, & Wilson, 2008). Reilly y colaboradores encontraron alta sensibilidad del uso del FPI en su trabajo sobre artrosis de cadera y rodilla (Reilly et al., 2009). Wong y colaboradores obtuvieron una alta fiabilidad intra-observador usando FPI en su trabajo sobre centro de presiones plantares y diversos tipos de pie (L. Wong, Hunt, Burns, & Crosbie, 2008a).

El FPI ha sido utilizado como instrumento de medida de la posición del pie en varios estudios. Nube y colaboradores lo usaron en un estudio sobre factores biomecánicos pre disponentes en ulceración por diabetes (Nubé et al., 2006).

Ha sido también utilizado por otros autores como instrumento de medida que determina la inclusión o no en el estudio. Noakes y colaboradores lo utilizaron en un estudio sobre el test manual contrarresistencia de supinación del pie (Noakes & Payne, 2003), mientras que Rome y colaboradores lo utilizaron en su estudio sobre ortesis de tobillo y su influencia sobre el equilibrio en los pies excesivamente pronados (Rome & Brown, 2004).

Otros autores usaron el FPI en estudios sobre factores de riesgo, tipos de pie y deporte. Yates y colaboradores lo aplicaron en un trabajo sobre factores de riesgo en el síndrome de estrés medial de la tibia (Yates & White, 2004). Burns y colaboradores (2005) incluyeron el FPI en su investigación sobre tipos de pie y lesiones por sobre uso en triatletas. (Burns, Anne-Maree Keenan, & Redmond, 2005)

Scott y colaboradores lo usaron en su estudio sobre diversos tipos de pie en relación a la edad (Scott, Menz, & Newcombe, 2007).

El FPI se ha mostrado como un elemento de diagnóstico preciso para el comportamiento biomecánico del pie, tal y como Chuter y colaboradores han mostrado en reciente investigación (Chuter, 2010). En este mismo sentido, Nielsen y colaboradores hallaron una potente relación entre el FPI, sus valores globales, y el comportamiento biomecánico en dinámica del mediopié (Nielsen et al., 2010).

4.2. Plataforma de presiones plantares

El uso de la plataforma de presiones plantares para el estudio de la huella plantar, y por tanto, de la estática y dinámica del pié, ha sido utilizado tradicionalmente en el campo de la medicina, fisioterapia y podología como método diagnóstico y exploratorio. (Kirby, 1992) (Alexander, Chao, & Johnson, 1990).

Concretamente, en el estudio de la biomecánica del retropié, se ha utilizado el análisis del centro de presiones del pie en estática y dinámica. Prueba de ello son los trabajos de Carmines y colaboradores sobre vendaje funcional (Carmines, Nunley, & McElhaney, 1988) (Carter & Chockalingam, 2009) u otros trabajos relativos a ortesis y prótesis (Zernicke, Hoy, & Whiting, 1985) (Balmaseda et al., 1988) (Barr et al., 1992).

Varias investigaciones se han llevado a cabo sobre el uso de plataformas de presiones y la valoración del efecto que produce el vendaje funcional. Lange y colaboradores utilizaron este método de análisis de la posición del pié en su trabajo con el LDT en sujetos con pie plano (Lange, Chipchase, & Evans, 2004). También Kelly y colaboradores midieron el efecto del LDT en corredores (Kelly, Racinais, Craig M Tanner, Grantham, & Chalabi, 2010)

Cuando un sujeto se encuentra en bipedestación cada punto del pie que está en contacto con el suelo es sometido a una presión. Si realizamos un promedio de presiones de todos esos puntos podemos hallar un punto que engloba todas esas presiones (Fuller, 1999). Es el centro de presiones, que en el caso de una medición estática lo encontraremos como un punto, mientras que en mediciones dinámicas nos vendrá expuesto como un vector que ejemplifica el recorrido que realiza este centro de presiones desde que el talón es apoyado en la marcha hasta que el antepié y dedos despegan del suelo. El centro de presiones puede ser medido a través de plataformas de fuerza, de presiones y dispositivos plantares o plantillas introducidas en el calzado. (Chesnin, Selby-Silverstein, & Besser, 2000)

Hemos tomado como referencia el trabajo de Wong y colaboradores en el cual realizaron un estudio sobre la presión plantar, el centro de presión de cada pie, y pies clasificados en normal, supinado y pronado, clasificados con el foot posture index (FPI). En este estudio se analiza el efecto que tiene un tipo de pie u otro sobre el centro de presiones del pie, una medición no muy utilizada hasta entonces pero que demuestra ser muy clarificadora a la hora de identificar pies varos y valgus (L. Wong, Hunt, Burns, & Crosbie, 2008b). Wong y colaboradores lo hacen en dinámica, basándose en un estudio anterior (Hertel, Gay, & Denegar, 2002) en el cual se analizaron 30 sujetos en bipedestación. Observaron que en los pies planos el centro de presiones del pie se encontraba más desplazado hacia la línea media del cuerpo, más medial, mientras que en los pies cavos el centro de presiones se situaba más externo o lateral, más alejado de la línea media del cuerpo.

Apoyando la idea de utilizar la medición del centro de presiones plantares, más concretamente, el desplazamiento que se produce de dicho centro desde una posición de pronación a supinación o viceversa, encontramos el trabajo de Katoh y colaboradores (Katoh, Chao, Laughman, Schneider, & Morrey, 1983), así como trabajos relativos a las variaciones producidas por la aplicación de ortesis en pies pronados y supinados. (Scherer & Sobiesk, 1994) (T G McPoil, Adrian, & Pidcoe, 1989)

En esta misma línea de estudio sobre centro de presiones y ortesis plantares, encontramos el trabajo de Paton y colaboradores donde se analiza el desplazamiento del centro de presiones tras la utilización de cuñas plantares internas o externas, concluyendo que se produce el mayor desplazamiento del centro de

presiones de lateral a medial cuando se utiliza el acuñamiento interno (modificar retropié pronado a supinado), mientras que cuando se utiliza acuñamiento externo (modificar retropié supinado a pronado) el desplazamiento del centro de gravedad del pie es de medial a lateral, realizado en estudios plantares durante las cuatro fases de la marcha (Paton & Spooner, 2006). Resultados similares se obtienen en otros estudios, como en el de Van Gheluwe y colaboradores, donde analizando 23 sujetos con plataforma de presiones plantares sobre una banda rodante concluyen que se produce el mismo desplazamiento del centro de presiones. (Van Gheluwe & Dananberg, 2004)



SPICUM
servicio de publicaciones

5. Equilibrio y tobillo-pie

El equilibrio, el tipo de pie (varo-valgo) y tipos de vendaje de tobillo no se encuentran muy estudiados hasta donde conocemos. Tan solo algún trabajo ha relacionado algún test de equilibrio monopodal y el tipo de pie. En concreto, Tudor y colaboradores no encontraron diferencias significativas en los resultados obtenidos en tests de equilibrio aplicados a niños entre 11 y 15 años, tanto en pies normales como en pies planos (Tudor, Ruzic, Sestan, Sirola, & Prpic, 2009).

También, Ozer y colaboradores incluyeron un test de equilibrio en su trabajo sobre sujetos con vendaje funcionales y ortesis de tobillo. (Ozer et al., 2009)

Hopper y colaboradores estudiaron si el vendaje “Mulligan” de tobillo en sujetos con tobillos inestables influenciaba en el control neuromotor y en el equilibrio, usando distintos tests de equilibrio, como el hop test. (Hopper et al., 2009)

Barkoukis y colaboradores concluyeron que no había diferencias significativas en equilibrio en sujetos vendados o portando ortesis de tobillo. (Barkoukis, Sykaras, Costa, & Tsorbatzoudis, 2002a). En la misma línea se expresaron el estudio anteriormente citado de Ozer y colaboradores, al no encontrar en la realización de test de equilibrio diferencias significativas entre sujetos vendados, con ortesis y no vendados.(Ozer et al., 2009). Tampoco Delahunt y colaboradores hallaron diferencias significativas en el equilibrio en su comparación con dos tipos de vendaje de tobillo. (Delahunt, McGrath, Doran, & Coughlan, 2010a)

La importancia en relacionar equilibrio y tobillo radica en que una falta de equilibrio puede redundar en un mayor riesgo de lesiones de esta zona, tal y como concluyen Trojian y colaboradores, los cuales llevaron a cabo un test de equilibrio monopodal y trataron de identificar qué sujetos sufrieron más lesiones de tobillo, identificando que aquellos con resultados más pobres en mencionado test sufrían más lesiones de tobillo, por lo que parece interesante relacionar cualquier aplicación de vendaje en el tobillo con la capacidad de incrementar o reducir la capacidad de equilibrio, así como resaltar la utilidad de cualquier test de equilibrio realizado en apoyo monopodal (Trojian & McKeag, 2006). También McGuine y colaboradores apuntaron la importancia de tests unipodales de equilibrio a la hora de identificar riesgo de lesiones de tobillo. (McGuine, Greene, Best, & Leverson, 2000)



SPICUM
servicio de publicaciones

Capítulo III
Marco empírico

Contenido

1. Justificación
2. Objetivos
3. Diseño
4. Resultados y discusión
5. Limitaciones del estudio
6. Conclusiones
7. Prospectiva

1. Justificación

El vendaje neuromuscular, también llamado kinesiotaping, medical taping, balance taping o vendaje neuromiofascial es una técnica de gran desarrollo en el campo de la medicina, fisioterapia y podología en los últimos años, en contraposición con el vendaje funcional, el cual se lleva aplicando en estos campos con mucha más antigüedad. Prueba de ello son los numerosos tratados y artículos de investigación realizados sobre esta técnica terapéutica, a diferencia del novedoso vendaje neuromuscular.

La investigación sobre vendaje funcional se ha desarrollado sobre manera en el campo de la medicina deportiva y más en concreto en su aplicación sobre el tobillo-pie, tal y como se puede observar en parte de la bibliografía que se ha utilizado en la confección de este manuscrito, así como gran cantidad de manuales han sido editados para dotar al profesional de las herramientas prácticas que posibiliten su correcta aplicación. Más en concreto podemos encontrar también numerosos estudios para la corrección del pie pronado, con el llamado LDT (low dye taping) y con el HDT (high dye taping), también referenciado en el capítulo I.

La investigación en vendaje neuromuscular, al ser una técnica tan joven (baste con recordar que sus comienzos datan de finales de los años 70) es escasa cuantitativamente. Se ha investigado sobre hombro doloroso, sobre latigazo cervical, sobre actividad eléctrica muscular y sobre reducción de edemas, todo ello casi siempre a través del sistema: caso clínico, o con poco rigor en cuanto a seguir las premisas del método científico. Sin embargo en los últimos años, y más concretamente en España, asistimos a la impartición de numerosos seminarios teórico-prácticos sobre vendaje neuromuscular y a la proliferación de ofertas que, desde profesionales de la fisioterapia sobre todo, y de la podología, se nos presentan en cualquier centro sanitario como una técnica más de elección en el tratamiento de las patologías traumatológicas, deportivas, ortopédicas, neurológicas o circulatorias.

Es por ello por lo que se hace necesario llevar a cabo una investigación cuantitativa y cualitativamente mayor de la realizada hasta ahora con esta técnica de vendaje. Frente a este interés por investigar sobre la efectividad del vendaje neuromuscular y su comparación con el vendaje funcional se ha escogido realizar el estudio sobre el pie y en concreto sobre las alteraciones en el plano

frontal del retropié en pronación y supinación ya que, como mencionábamos anteriormente, ha sido tradicionalmente una localización anatómica muy utilizada y muy referenciada en los trabajos de investigación sobre vendaje funcional. Hemos pretendido analizar si el vendaje neuromuscular, dentro de una de sus indicaciones que se le señalan, la de corrección mecánica articular, podría ser equiparable sus efectos a los conseguidos con el vendaje funcional, lo cual supondría poder utilizar indistintamente uno u otro vendaje en el reposicionamiento del retropié en posición anatómica.

Este reposicionamiento podría ser de sumo interés a la hora de evitar lesiones propias del pie pronado y supinado, tal y como se menciona el capítulo I, mejorar la estática del pie, mejorar su dinámica durante la fase de apoyo de la marcha, y ser de ayuda en la recuperación de aquellas lesiones en las cuales nos interesa limitar la excesiva pronación o supinación del retropié, tales como lesiones ligamentosas del tobillo, pie equino varo del hemipléjico o fascitis plantar.

Así pues, uno de nuestros objetivos, como a continuación se detalla, ha sido cuantificar el grado de corrección de la pronación o de la supinación en el retropié. Dentro de los instrumentos de medición de la postura del pie destaca por su fiabilidad, validez y utilización en investigación y asistencia clínica el FPI. Sin embargo existen otros métodos para cuantificar la posición o alineamiento articular del pie que, aun siendo utilizados en la asistencia clínica, no gozan de una justificación en el mundo de la investigación, como son aquellos datos exploratorios provenientes de la utilización de las plataformas de presiones plantares. Debido a esto se ha medido el % de variabilidad en FPI que podía ser explicado por dos parámetros que nos muestra la plataforma de presiones plantares utilizadas: la distancia del centro de gravedad corporal al centro de presiones del pie y la superficie plantar total de apoyo en estática.

Tradicionalmente se ha asociado la idea de un vendaje funcional con una ganancia de estabilidad o de sensación en la zona vendada. Es por ello por lo que se incluyó también la cuantificación del efecto de cada una de las técnicas de vendaje sobre el equilibrio de los sujetos vendados, aspecto ya estudiado con anterioridad para el vendaje funcional pero no para el vendaje neuromuscular.

El grado de corrección obtenido por una u otra técnica, o la no corrección, podría estar debida al grado de laxitud ligamentosa del sujeto, por lo que se

decidió incluir un test que midiese ese grado de hiperlaxitud (test de Beighton), previo al estudio.

En varios estudios sobre vendaje funcional y tobillo se señala como aspecto importante también a la hora de realizar un vendaje sobre el tobillo las sensaciones y percepciones que sobre él tiene el sujeto, Se utilizó un cuestionario para medir el grado de confort y el grado de estabilidad aportado por cada técnica de vendaje, utilizado inmediatamente después de retirado cada vendaje.

Por tanto, la explicación al porqué de nuestro estudio reside básicamente en la necesidad de cuantificar la efectividad que, frente al vendaje funcional, posee el vendaje neuromuscular en cuanto a corregir mecánicamente una posición articular extrema, las alteraciones de pronación y supinación del retropié en este caso; su influencia sobre el equilibrio del sujeto vendado; la relación de la cuantía de la corrección con la laxitud articular; el grado de confort y estabilidad percibido por cada sujeto tras cada aplicación y la determinación de si medidas obtenidas por la plataforma de presiones plantares, como son: la superficie plantar total y la distancia del centro de gravedad al centro de presiones plantar podrían relacionarse con el test del FPI.



SPICUM
servicio de publicaciones

2. Objetivos

■ Objetivo principal

Comparar la efectividad del vendaje funcional y el vendaje neuromuscular en la corrección a corto plazo del retropié pronado y supinado.

■ Objetivos secundarios

1. Determinar la efectividad del vendaje funcional y el vendaje neuromuscular en la corrección a corto plazo del retropié pronado y supinado en pies dominantes y no dominantes.
2. Establecer la influencia del vendaje funcional y el vendaje neuromuscular sobre el equilibrio del retropié pronado y supinado a corto plazo, en pies en general, y en pies dominantes y no dominantes en particular.
3. Medir la percepción del sujeto del grado de confort y estabilidad proporcionado por el vendaje funcional y el vendaje neuromuscular.
4. Determinar la influencia de la hiperlaxitud articular en el grado de corrección mecánica experimentada por el retropié pronado y supinado tras ser sometido a vendaje funcional y neuromuscular.
5. Analizar el % de variabilidad en FPI que puede ser explicado por la medición de la superficie plantar total y la de la distancia del centro de gravedad al centro de presiones plantar del pie tras realizar vendaje funcional y neuromuscular.



SPICUM
servicio de publicaciones

3. Diseño

Estudio cuasi experimental de intervención con intención inferencial.

3.1. Población

Los sujetos que han participado en este estudio participaron voluntariamente en el mismo, siendo alumnos de la Facultad de Enfermería, Fisioterapia, Podología y Terapia Ocupacional de la Universidad de Málaga. En total se sometieron a estudio 21 sujetos.

3.2. Muestra

45 sujetos se presentaron voluntariamente al estudio. Tras una anamnesis inicial se descartaron 24 sujetos por no cumplir con los criterios de inclusión que se exponen a continuación.

Criterios de inclusión:

- Mayor de 18 años.
- No haber padecido lesión de tobillo en los 3 meses previos al estudio ni padecer dolor.
- Poseer un valor de FPI igual o mayor de 6 (pie pronado) e igual o menor de -1 (pie supinado). **24 sujetos no cumplieron este criterio.**
- Aceptar cumplir con las recomendaciones de la investigación.
- Firma de consentimiento informado.

De los 21 sujetos seleccionados 14 fueron mujeres y 7 hombres. Se llevaron a cabo mediciones de ambos pies, por lo que el total de pies evaluados ascendió a 42, 21 derechos y 21 izquierdos.

La edad media de la muestra fue de 24 años. El peso de medio fue de 66.5 kg y la altura media de 169.2 cms.

4 sujetos presentaban en ambos pies valores de pie supinado (8 pies) mientras que 17 presentaban en ambos pies valores de pie pronado (34 pies).

19 sujetos presentaron como pie dominante el pie derecho mientras que los dos restantes presentaron pie zurdo.

Hombre	Mujer	Edad	Peso	Talla	Pronado	Supinado	Diestro	Zurdo	Pies
7	14	24	66.5	169.2	34	8	19	2	42

Tabla 1: características de la muestra de estudio

3.3. Variables

Las variables independientes se categorizaron de la siguiente forma.

■ Variables independientes:

- Edad: años.
- Sexo: varón-mujer.
- Talla: centímetros.
- Peso: kilogramos.
- Tamaño del pie: numeración francesa.
- Pie dominante: medido en zurdo-diestro.
- Hiperlaxitud: numérica (Test de Beighton). Valores entre 0 y 9.

■ Variables dependientes:

- Pronación-supinación del pie: numérica. Valores entre +12 a -12.
- Pronación-supinación del retropié: numérica. Valores entre +6 a -6.
- Superficie de contacto plantar: numérica. Medida en centímetros cuadrados.
- Distancia centro de presiones plantar al centro de gravedad del cuerpo: Medida en centímetros.
- Equilibrio: número caídas en test Flamenco.
- Grado de confort con vendaje: numérica. Valores entre 0 y 5.
- Grado de estabilidad con vendaje: numérica. Valores entre 0 y 5.

3.4. Instrumentos de medida.

3.4.1. Tallímetro y báscula romana.

Para la medición de la talla y el peso se utilizó un tallímetro y báscula romana.



Figura 11: tallímetro y báscula romana para medir peso y talla

3.4.2. Test del flamenco

Para la medición de la variable dependiente: *equilibrio* se llevó a cabo en este trabajo un análisis del equilibrio global de los sujetos a través de la aplicación de un test, el test del flamenco, recogido en la batería EUROFIT que tiene como objeto general la medición de las capacidades físicas de un sujeto (Vanhees et al., 2005).

El objetivo de este test es medir la capacidad de equilibrio monopodal de los sujetos.

El equipamiento requerido fue un cronómetro y una barra de madera de 50cms de largo por 3cms de ancho por 5cms de alto.



Figura 12: barra para test del flamenco.

El test comienza con el sujeto subido en la barra que se encuentra en el suelo sobre la pierna requerida, con la otra pierna libre flexionada a nivel de la rodilla. La mirada se mantiene al frente, y se eliminan cualquier distracción visual o auditiva al sujeto para evitar la pérdida de concentración. El examinador toma nota de las caídas producidas durante un minuto. En cada caída se para el cronómetro y se vuelve a empezar cuando el sujeto adopta de nuevo la posición monopodal. Si en los primeros 30 segundos aparecen 15 caídas, se detiene el test y se da como nulo. Se llevó a cabo en ambos miembros inferiores.



Figura 13: test del flamenco previo



Figura 14: test del flamenco con vendaje funcional



Figura 15: test del flamenco con vendaje neuromuscular

3.4.3. Test de Beighton

Para la medición de la variable independiente: *hiperlaxitud articular* en nuestro estudio se incluyó un test que cuantificara dicha hipermovilidad articular en los sujetos de la muestra. El test Beighton (Beighton et al., 1973) es un test de 9 puntos que recoge información sobre el posicionamiento de una serie de articulaciones, bien en su posición natural o en una posición extrema de laxitud, otorgándose 0 cuando la posición es normal y 1 punto cuando sobrepasa los límites fisiológicos. Se concede un punto si se cumplen cada uno de estos puntos.

En este test se consideran 9 puntos:

1. Si el paciente es capaz en bipedestación de tocar con las palmas de las manos el suelo sin doblar las rodillas.
2. Aparición de genu recurvatum en la rodilla derecha.
3. Aparición de genu recurvatum en la rodilla izquierda.
4. Aparición de hiperextensión en el codo derecho.
5. Aparición de hiperextensión en el codo izquierdo.
6. Posibilidad de doblar el pulgar de la mano derecha hasta hacerlo contactar con el antebrazo.
7. Posibilidad de doblar el pulgar de la mano izquierda hasta hacerlo contactar con el antebrazo.
8. Presentación de hiperextensión del meñique de la mano derecha más allá de 90° en la articulación metacarpo falángica.
9. Presentación de hiperextensión del meñique de la mano izquierda más allá de 90° en la articulación metacarpo falángica.



Figura 16: dedos-suelo



Figura 17: hiperextensión de rodilla

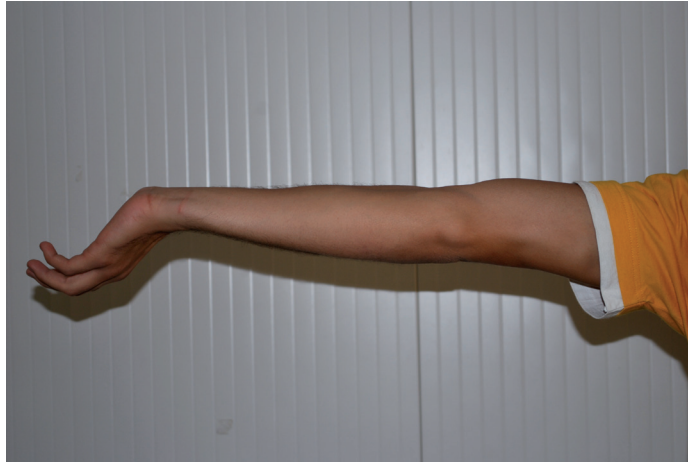


Figura 18: hiperextensión de codo



Figura 19: doblar el pulgar hasta el antebrazo



Figura 20: hiperextensión del meñique

El test recoge valores que van desde 0 a 9, siendo 0 el menor nivel de hiperlaxitud y 9 el mayor. Este test se realizó en la exploración previa a la realización de la intervención de la investigación.

Este test solo recoge la hipermovilidad en una serie de articulaciones del cuerpo, no siendo suficiente para establecer un diagnóstico sobre el síndrome benigno de hipermovilidad articular, pues este último necesita del análisis de otra serie de pruebas tales como dolor articular y presencia de heridas en la piel, factores que sí recoge el test de Brighton (Simpson, 2006), el cual está basado en la puntuación obtenida en el test de Beighton así como en los epígrafes anteriormente citados.

3.4.4. Test del Foot Posture Index (FPI)

Para la medición de la variable dependiente: *pronación-supinación del pie y pronación-supinación del retropié* se desarrolló el FPI, llevándose a cabo tal y como se describe en el capítulo del marco conceptual de esta tesis, siguiendo las recomendaciones de Redmond y colaboradores (Redmond et al., 2006).

El test fue realizado por una titulada en podología, con amplia experiencia previa en la medición con FPI. Se realizaron mediciones en 10 pies previo al estudio, para hallar la fiabilidad intra-observador. La medidora estuvo cegada en el estudio, no conociendo en ningún momento el motivo del estudio ni los procedimientos que se estaban siguiendo. Se obtuvo una fiabilidad intra-observador elevada, del 99%.

Se llevó a cabo colocando a los sujetos del estudio en posición de bipedestación sobre un banquito 50 cms de altura para facilitar la labor del examinador, con los pies separados a la altura de los hombros, en posición relajada, tratando de no desplazar el peso en exceso sobre una extremidad, con los brazos a lo largo del cuerpo. La medidora realizó 6 mediciones:

El retropié fue medido por tres mediciones:

- Palpación de la cabeza del astrágalo.



Figura 21: localización de astrágalo

Este es el único criterio que necesita más de la palpación que de la observación. La cabeza del astrágalo se palpó en la cara medial y lateral a nivel anterior del tobillo. La graduación se realizó por la observación de la posición como se desarrolla a continuación. Para el FPI la medición de la cabeza del astrágalo fue una simple palpación en la posición relajada en carga y se detalló la orientación de la cabeza del astrágalo. A veces fue necesario mover el pie e inversión eversión mientras se palpaba la cabeza del astrágalo para determinar la posición exacta de la cabeza del astrágalo en casos de pacientes con valores entre $+1/2$ y $-1/2$.

Las puntuaciones otorgadas se resumen en el siguiente cuadro:

Puntuación	- 2	- 1
	Cabeza del astrágalo palpable en la cara lateral pero no en la cara medial	Cabeza del astrágalo palpable en la cara lateral y ligeramente en la cara medial
	0	- 1
	Cabeza del astrágalo palpable en la cara medial y lateral	Cabeza del astrágalo ligeramente palpable en la cara lateral y palpable en la cara medial
	+ 2	
	Cabeza del astrágalo no palpable en la cara lateral pero si palpable en la cara medial	

Tabla 2: puntuaciones del criterio 1 del FPI

- Observación de curvas debajo de maléolo externo.

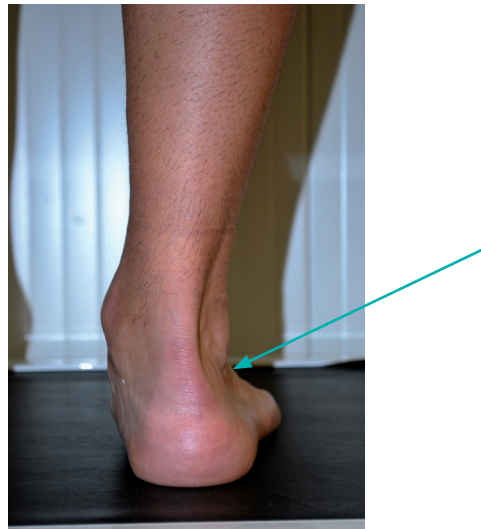


Figura 22: ausencia de curva bajo maléolo externo

Puntuación	- 2	- 1
	Curva debajo del maléolo más recta o convexa	Curva debajo del maléolo cóncavo pero más plano aunque más que la curva superior
	0	+ 1
	Cabeza del astrágalo palpable en la cara medial y lateral	Cabeza del astrágalo ligeramente palpable en la cara lateral y palpable en la cara medial
	+ 2	
	Curva infra maleolar marcadamente más cóncava que la curva supra	

Tabla 3: puntuaciones del criterio 2 del FPI.

■ Inversión/eversión del calcáneo.

Este criterio se realizó por medio de la observación y es equivalente a las mediciones que normalmente se realizan para cuantificar la posición neutra y relajada del calcáneo en apoyo. Con el paciente en bipedestación en posición relajada de espaldas, se observó la cara posterior del calcáneo y se visualizó con el examinador perpendicular al eje del pie. La medición del ángulo respecto al suelo no es necesaria para el FPI, la postura del pie se gradúa según la visualización del calcáneo en el plano frontal.



Figura 23: calcáneo en eversión

Puntuación	- 2	- 1	
	Más de 5 grados de estimación de inversión o varo	Entre la vertical y los 5 grados de estimación de inversión o varo	
0	Vertical	+ 1	Entre la vertical y los 5 grados de estimación de eversión o valgo
+ 2	Más de 5 grados de estimación de eversión o valgo		

Tabla 4: puntuaciones del criterio 3 del FPI

El antepié-mediopié fue medido por tres mediciones:

- Palpación del tubérculo del escafoides.

En un pie neutro el área del pie equivalente a la articulación talo navicular (ATN) es plana. La ATN se convierte más prominente si la cabeza del astrágalo se aduce y el retropié se evierte. El abombamiento de esta zona se asocia por lo tanto a un pie pronado. En un pie supinado el área del pie está hundida.

Puntuación	- 2	- 1
	Área de la ATN marcadamente cóncava	Área de la ATN ligeramente pero poco definido de forma cóncava
	0	+ 1
	Área de la ATN plana	Área de la ATN ligeramente abombada
	+ 2	
	Área de la ATN marcadamente convexa o abombada	

Tabla 5: puntuaciones del criterio 4 del FPI

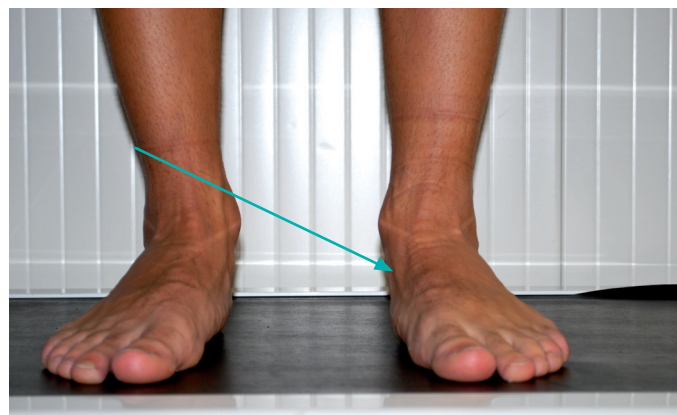


Figura 24: tubérculo del escafoides

■ Congruencia del arco longitudinal interno.

Mientras la altura del arco es un gran indicador de la función de pie, la forma del arco puede ser igual de importante. En un pie neutro la curvatura del arco interno debe ser relativamente uniforme, similar al segmento de una semicircunferencia. Cuando un pie se supina la curvatura del arco longitudinal interno se vuelve más aguda a nivel posterior (calcáneo) y al final del arco (primer radio). En pies excesivamente pronados el arco interno se aplanar a nivel central y las articulaciones mediotarsales y Linsfranc se abren. La observación se realizó al unísono la altura del arco y la congruencia.

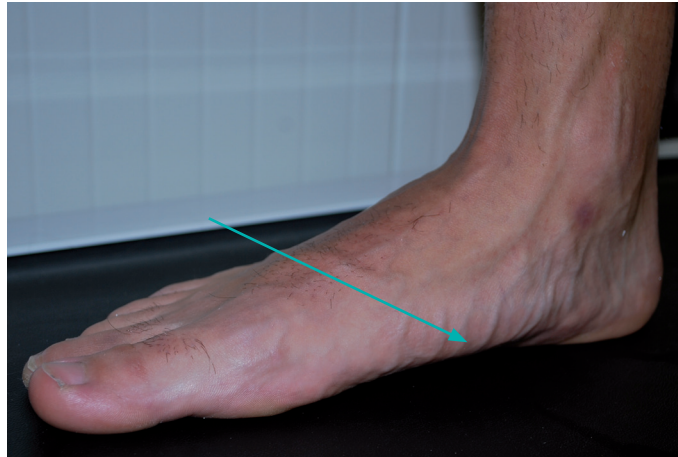


Figura 25: caída del arco longitudinal interno

Puntuación	- 2	- 1
	Arco alto y angulado hacia posterior	Arco moderadamente alto y ligeramente angulado hacia posterior
	0	+ 1
	Altura del arco normal y curvatura concéntrica	Arco ligeramente disminuido con ligero aplanamiento de la porción central
	+ 2	
	Arco excesivamente bajo, severo aplanamiento porción central y contacto con el suelo	

Tabla 6: puntuaciones del criterio 5 del FPI

■ Aducción/abducción del antepié.

Cuando observamos el pie directamente desde atrás, en línea con el eje longitudinal del talón (no el eje del pie), en un pie neutro observaremos la misma porción del antepié a nivel medial y lateral. En un pie supinado el antepié estará aducido respecto al retropié dando lugar a mayor visibilidad en la cara medial. Al revés, la pronación cursa con abducción del antepié dando lugar a un antepié más visible en la cara lateral.



Figura 26: abducción del pie

Puntuación	- 2	- 1
	Los dedos laterales no se visualizan. Visibilidad marcada de los dedos mediales	Los dedos mediales más visibles que los laterales
	0	+ 1
	Dedos mediales y laterales igual de visibles	Dedos laterales ligeramente más visibles que los mediales
	+ 2	
	Dedos mediales no visibles. Dedos laterales claramente visibles	

Tabla 7: puntuaciones del criterio 6 del FPI

Cada uno de estos 6 ítems fue puntuado por el examinador en una escala de 5 puntos, entre -2 y +2, siendo el valor -2 para posicionamientos en supinación y el valor +2 para posicionamientos en pronación. Por tanto, los valores globales pueden ir desde +12 un pie altamente pronado hasta -12 un pie altamente supinado.



Figura 27: medición del FPI (visión posterior) con vendaje funcional



Figura 28: medición del FPI (visión posterior) con vendaje neuromuscular

3.4.5. Plataforma de presiones plantares

Para la determinación de las variables dependientes: *distancia centro de presiones plantar al centro de gravedad del cuerpo y superficie de contacto plantar y peso* se realizaron mediciones con la plataforma de presiones PODO-PRINT, de la marca comercial NAMROL.

La plataforma Podoprint incorpora funciones baropodométricas para análisis estático y dinámico (análisis de marcha) de gran precisión, al disponer de más de 2300 sensores de presión con adquisición de 150Hz.

La plataforma Podoprint cuenta además con un sistema de sensores adicionales que la convierten en una plataforma normalizada para posturografía (eva-

luación de equilibrio y balance postural) con precisión de 0,1mm y adquisición de 40 Hz.

Su conexión al PC a través de puerto USB, dimensiones (530 x600 x 70 mm) y peso (12,5 kg) la convierten en una herramienta práctica versátil y portátil.

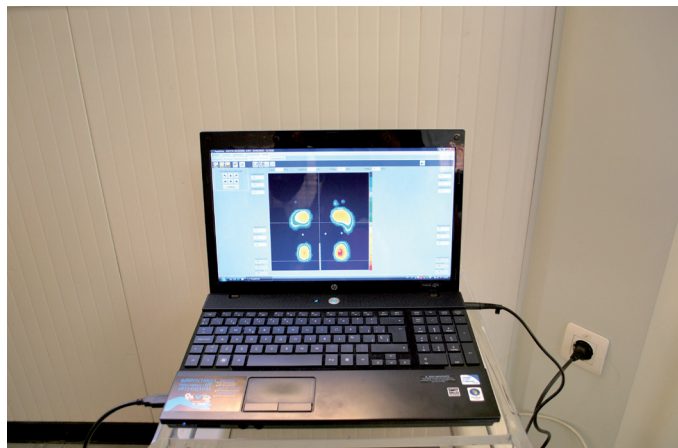
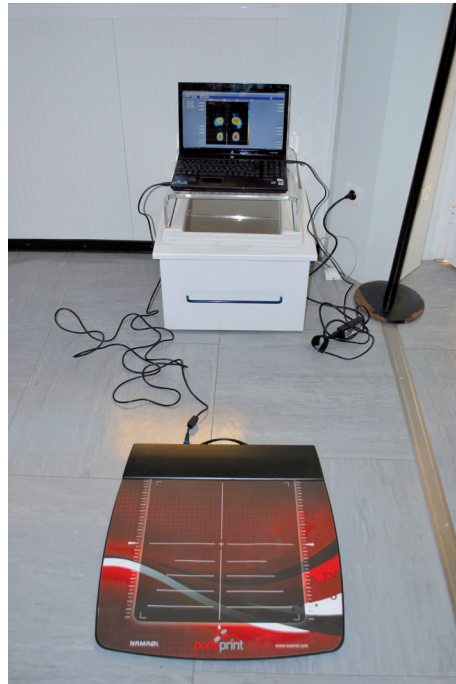


Figura 29: plataforma de presiones plantares

Baropodometría:

El software, totalmente traducido al castellano, junto con la plataforma Podoprint, permite un completo análisis estático y dinámico del paciente:

Análisis estático:

Se sitúa el paciente sobre la plataforma, y en un momento dado, se toma una “fotografía” de la presión de los pies. La presión se puede visualizar por líneas de presión, puntos, valores numéricos, contorno o 3D (en los 3 tipos de análisis): El software calcula, entre otros, los siguientes valores y genera un informe.

- Superficie (cm²), Fuerza (%) y distribución de la fuerza por lado y por cuadrante
- Presión máxima y media por pie.
- Distribución espacial de presión.

Análisis dinámico:

Previamente, el paciente se coloca sobre el podómetro para calibrar el peso del paciente.

Después el paciente da un paso con cada pie sobre el podómetro. Para optimizar la superficie del podómetro, el paso se puede dar en la diagonal del podómetro. El software monitoriza la evolución de las presiones a medida que avanza el paso (150 Hz), y construye numerosos gráficos como presión Vs tiempo, área Vs tiempo... que se pueden comparar con valores medios como referencia incluidos en una base de datos.

Además, hace comparaciones entre ambos pies de presión, superficie..., analiza presiones fotograma a fotograma y construye gráficos presión Vs superficie.

En nuestro trabajo hemos medido dos variables, tal y como describíamos anteriormente, que fueron: superficie total de apoyo plantar y distancia del centro de gravedad al centro de presión plantar de cada pie. Para lo cual se colocó al paciente en bipedestación con ambos pies apoyados sobre la plataforma de presiones plantares con una anulación de 45° utilizando un goniómetro sobre la superficie de la plataforma, localizando la mirada al frente, en posición relajada, y a los diez segundos se guardó el registro fotográfico plantar, todo ello en análisis estático.



Figura 30: plataforma de presiones con goniómetro a 45° para colocación del sujeto

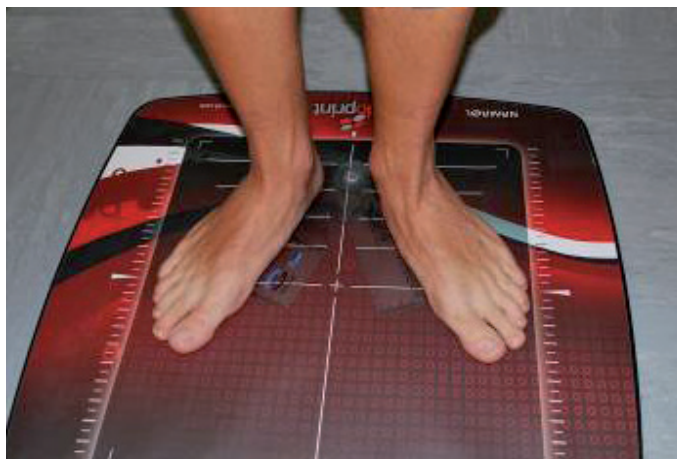


Figura 31: situación del sujeto sobre plataforma de presiones plantar en medición previa



Figura 32: situación del sujeto sobre plataforma de presiones plantar con vendaje funcional

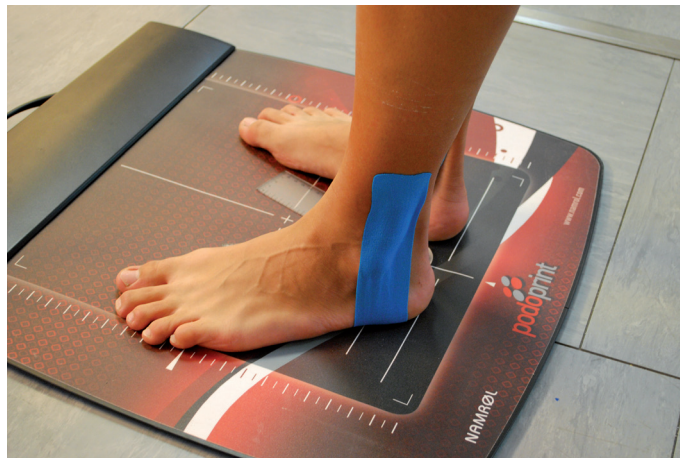


Figura 33: situación del sujeto sobre plataforma de presiones plantar con vendaje neuromuscular

Dos mediciones:

- distancia centro de presiones plantar al centro de gravedad del cuerpo.

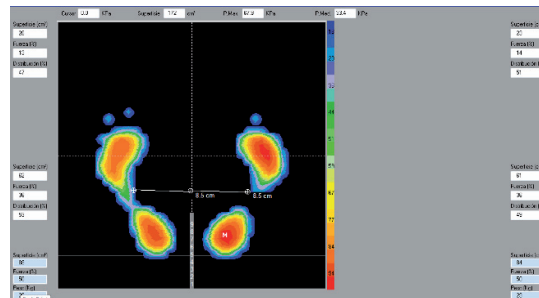


Figura 34: imagen tomada por plataforma de presiones plantares PODOPRINT

■ superficie de contacto plantar.

3.4.6. Cuestionario escala de confort y estabilidad ad hoc

Para la medición del estado de confort y el grado de estabilidad experimentado por cada sujeto se confeccionó un cuestionario con 5 respuestas posibles tipo Likert sobre el confort y la estabilidad experimentada tras la aplicación de cada vendaje. Dicho cuestionario fue cumplimentado a las 24 horas de retirado el vendaje, haciendo referencia la puntuación obtenida por el sujeto al global de las 24 horas que portó el vendaje, siendo 0 el mínimo de confort experimentado y 5 el máximo de confort experimentado y 0 el mínimo de sensación experimentada en términos de estabilidad, mientras que 5 fue el máximo de confort experimentado y 5 fue el máximo de estabilidad experimentada.

CUESTIONARIO CONFORT Y ESTABILIDAD VENDAJE FUNCIONAL Y NEUROMUSCULAR

Investigador
D. Alejandro Luque Suárez

Sujeto del estudio:

TÉCNICA 1

1. ¿Qué grado de confort te ha proporcionado este vendaje?

- 0
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5

2. ¿Qué grado de estabilidad te ha proporcionado este vendaje?

- 0
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5

TÉCNICA 2

3. ¿Qué grado de confort te ha proporcionado este vendaje?

- 0
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5

4. ¿Qué grado de estabilidad te ha proporcionado este vendaje?

- 0
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5

TÉCNICA 3

5. ¿Qué grado de confort te ha proporcionado este vendaje?

- 0
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5

6. ¿Qué grado de estabilidad te ha proporcionado este vendaje?

- 0
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5

NOTA

- 0: nada**
- 1: muy poco**
- 2: poco**
- 3: bien**
- 4: muy bien**
- 5: excelente**

Figura 35: cuestionario confort y estabilidad vendaje funcional y neuromuscular

3.5. Procedimiento

Previo a describir todo el apartado de procedimiento, que hace referencia a la fase puramente experimental del estudio que se presenta se hace necesario ubicar temporalmente todo este trabajo. Para ello se presenta el siguiente esquema:

	Oct - Dic. 09	Ene - Mar 10	Abr - Jun 10	Jul - Sept 10	Oct - Dic 10
Búsqueda información sobre el tema					
Planificación del estudio y procedimiento					
Mediciones y recogida de resultados					
Tratamiento estadístico de resultados					
Discusión de resultados y prospectiva					

Tabla 8: cronograma del estudio

A continuación se pasa a describir el apartado de procedimiento, ubicado dentro del cronograma expuesto anteriormente en la fase de Mediciones y recogida de resultados.

En la entrevista previa realizada a cada sujeto participante en el estudio se midieron las variables independientes: sexo, talla, peso, edad, tamaño del pie y pie dominante. Todas las mediciones y aplicaciones de los vendajes se realizaron en una sala donde se mantuvo una temperatura de 24°C.

Se escogió la medición en estática de la pronación-supinación, aplicando tres técnicas de vendaje, vendaje funcional (VF), vendaje neuromuscular o kinesiotaping con tensión (KCT) y vendaje neuromuscular o kinesiotaping sin tensión o placebo (KST), y registrando valores hasta 24 horas después de la aplicación de los mismos. En cuanto al vendaje funcional se decidió no tomar el LDT ni el HDT ya que ambos incidían en el retropié y en el antepié, por lo

que decidimos optar por tiras de esparadrapo que solo actuaran sobre el retropié, al igual que con el vendaje neuromuscular, de tal forma que la comparativa de ambas técnicas resultara lo más veraz posible, aunque se utilizaron métodos de medición no solo del retropié, sino del pie en general, para valorar la repercusión que sobre estas localizaciones tendría la acción sobre el retropié con los vendajes. Se decidió realizar medidas hasta 24 horas posteriores a la colocación del vendaje para cuantificar el grado de pérdida de efectividad (si es que la hubiese) de cada una de las técnicas de vendaje con el paso del tiempo. En el afán por cuantificar exactamente el grado de efectividad de las técnicas se incluyó una tercera técnica a modo de placebo consistente en una cinta de vendaje neuromuscular sin ninguna tensión, siguiendo el mismo procedimiento y mediciones que con las anteriores.

Tanto la examinadora como los sujetos estuvieron cegados en el estudio. En cuanto a la examinadora no conoció en ningún momento los propósitos de cada uno de los vendajes aplicados cuando realizó las exploraciones, así como el sentido de la corrección que se llevó a cabo. Y a los pacientes no se les informó de los efectos perseguidos con cada una de las tres técnicas de vendaje aplicadas. Por tanto, se llevó a cabo un estudio doble ciego.

3.5.1. Consideraciones comunes a los tres vendajes

Tras la aplicación de las tres diferentes técnicas de vendaje, VF, KST Y KCT, se le comunicó a cada sujeto que debería protegerlo durante el aseo personal durante las 24 horas del estudio, no mojándolo. La actividad deportiva estuvo permitida pero se informó que podía ser riesgo de lesión ya que el tobillo fue posicionado en posición de máxima corrección pudiendo dejar en posición de desventaja biomecánica bien la cara lateral o la cara medial del tobillo. Es decir, en el estudio se realizó un montaje asimétrico, estando recomendado en la práctica deportiva realizar montajes simétricos.

El mismo terapeuta que colocó el vendaje fue el encargado de retirar el mismo. Para retirar las técnicas KST y KCT simplemente se despegó la cinta en sentido longitudinal a la piel y en la dirección que la cinta fue tensada. Para retirar el vendaje funcional se utilizó unas tijeras “pico de pato” y un alcohol para despegar mejor el mismo.

3.5.2. Grupos de intervención

Se establecieron seis grupos diferentes de intervención a los cuales se fueron asignando los sujetos por orden de llegada. Los grupos fueron los siguientes:

GRUPO	ORDEN DE TÉCNICAS	NÚMERO SUJETOS
1	VF-KCT-KST	3
2	VF-KST-KCT	3
3	KCT-VF-KST	4
4	KCT-KST-VF	3
5	KST-VF-KCT	4
6	KST-KCT-VF	4

Tabla 9: grupos de intervención

3.5.3. Cronología del estudio y desarrollo del mismo

Cada sujeto del estudio participó en el mismo durante cuatro semanas. En la **primera semana** se recogieron los datos previos del mismo en una **anamnesis y exploración previa**:

- Nombre
- Edad
- Sexo
- Talla
- Peso
- Pie dominante
- FPI
- Test del flamenco
- Test de Beighton
- Superficie plantar en PODOPRINT en estática de ambos pies
- Distancia centro gravedad a centro de presiones plantar de ambos pies en PODOPRINT en estática

Ese primer día de exploración cada participante firmó el *consentimiento informado* de la investigación y se comprometió a cumplir las recomendaciones del estudio durante las cuatro semanas.

Anexo 2: Consentimiento informado**DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO INFORMADO**

D./ña. _____, de ____ años de edad y con DNI nº _____, manifiesta que ha sido informado/a sobre los objetivos del Proyecto de Investigación titulado “Efectividad a corto plazo del vendaje neuromuscular y vendaje funcional en la corrección del retropie pronado y supinado”

He sido informado/a que mi participación en este estudio no supone ningún perjuicio sobre mi bienestar y salud.

He sido también informado/a de que mis datos personales será protegidos.

Me comprometo a cumplir las recomendaciones relativas al estudio, que serán:

1. Cuidado y mantenimiento del vendaje durante la duración del estudio.
2. En caso de cualquier duda sobre la terapia aplicada podrá contactar con el investigador: aluques@uma.es

Tomando ello en consideración, OTORGO mi CONSENTIMIENTO a que esta encuesta y medición tenga lugar y sea utilizada para cubrir los objetivos especificados en el proyecto.

Málaga, a _____ de _____ de 2010.

Fdo.

Figura 36: consentimiento informado

Durante la **segunda semana** el sujeto fue sometido a la primera técnica según el grupo al que fue asignado. Una vez vendado se realizaron las mediciones al minuto, a los 10 minutos, a la hora y a las 24 horas. Entre la medición del minuto y de los 10 minutos permaneció en la sala de exploración. A partir de esos 10 minutos se le permitió salir y hacer vida normal. En cuales quiera de los tres tipos de vendaje se le recomendó protegerlo durante el aseo personal con cualquier tipo protección como bolsa de plástico. La actividad deportiva no fue limitada. Cada vendaje fue retirado una vez realizada la última medición por el mismo terapeuta que lo colocó el día anterior. También se avisó que ante cualquier alteración del vendaje o presencia de picor o escozor en la zona de piel vendada se podría retirar el vendaje.

Entre aplicación y aplicación medió una semana para provocar un “efecto lavado” de la técnica, es decir, eliminar los posibles efectos residuales ocasionados por portar durante 24 horas el vendaje.

En las **semanas 3 y 4** se siguió con el mismo procedimiento expuesto anteriormente.

Para clarificar todo lo expuesto anteriormente respecto a la cronología del estudio, presentamos estos cuadros.

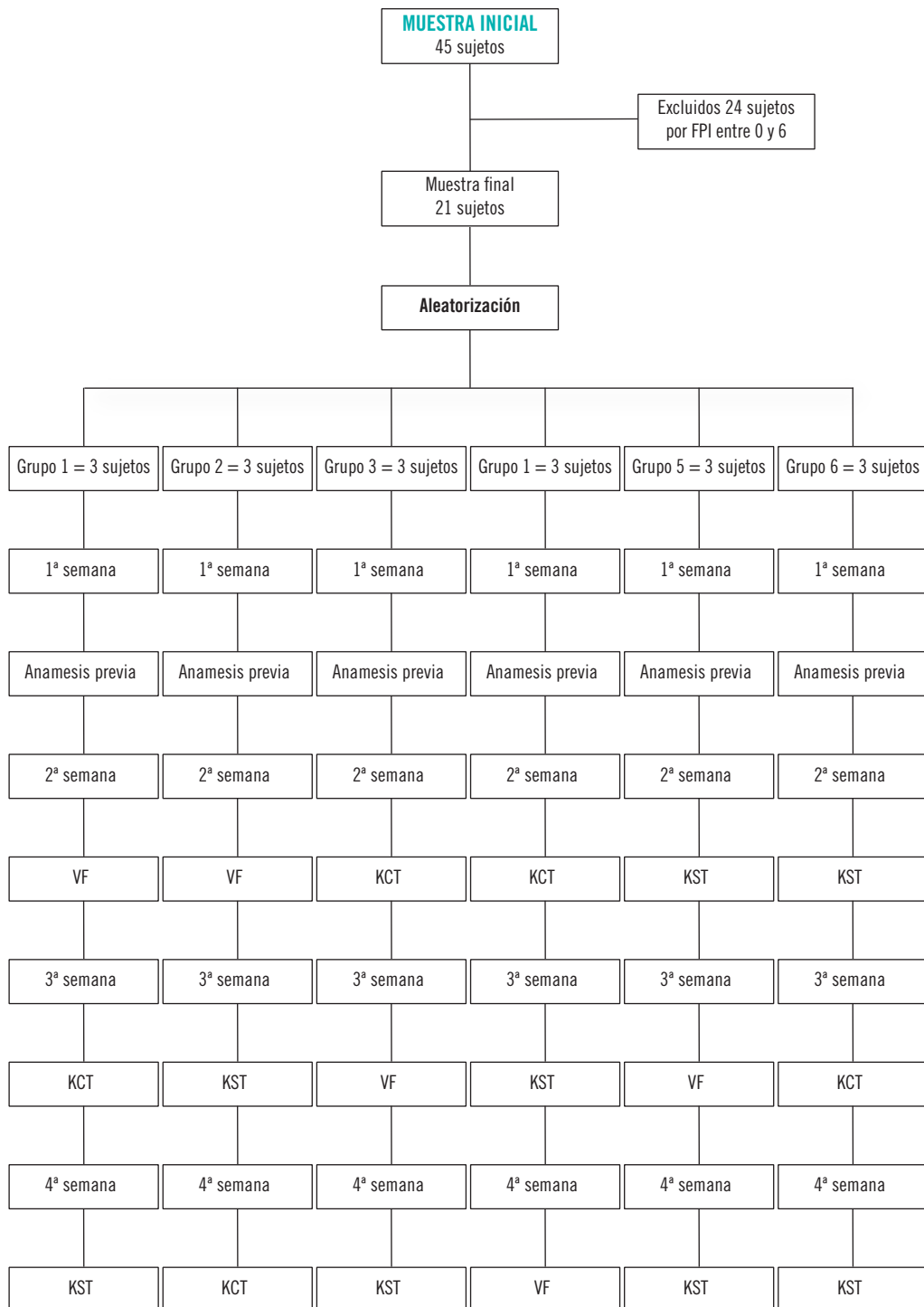


Figura 37: desarrollo de la investigación

GRUPO 1: 3 sujetos

SEMANA	TÉCNICA	DATOS RECOGIDOS
1	Anamnesis previa	Exploración previa: nombre, edad, sexo, talla, peso, número calzado, pie dominante, FPI cada pie, test flamenco, superficie plantar cada pie y distancia centro de gravedad a centro de presiones plantar de cada pie
2	VF	FPI pie dominante minuto 1 FPI pie no dominante minuto 1 FPI pie dominante minuto 10 FPI pie no dominante minuto 10 FPI pie dominante minuto 60 FPI pie no dominante minuto 60 FPI pie dominante 24 horas FPI pie no dominante 24 horas Test flamenco pie dominante minuto 1 Test flamenco pie no dominante minuto 1 Test flamenco pie dominante minuto 10 Test flamenco pie no dominante minuto 10 Test flamenco pie dominante minuto 60 Test flamenco pie no dominante minuto 60 Test flamenco pie dominante 24 horas Test flamenco pie no dominante 24 horas Superficie plantar pie dominante minuto 1 Superficie plantar pie no dominante minuto 1 Superficie plantar pie dominante minuto 10 Superficie plantar pie no dominante minuto 10 Superficie plantar pie dominante minuto 60 Superficie plantar pie no dominante minuto 60 Superficie plantar pie dominante 24 horas Superficie plantar pie no dominante 24 horas Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 1 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 1 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 10 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 10 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 60 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 60 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante 24 horas Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante 24 horas
3	KCT	Idem que VF
4	KST	Idem que VF

GRUPO 2: 3 sujetos

SEMANA	TÉCNICA	DATOS RECOGIDOS
1	Anamnesis previa	Exploración previa: nombre, edad, sexo, talla, peso, número calzado, pie dominante, FPI cada pie, test flamenco, superficie plantar cada pie y distancia centro de gravedad a centro de presiones plantar de cada pie
2	VF	FPI pie dominante minuto 1 FPI pie no dominante minuto 1 FPI pie dominante minuto 10 FPI pie no dominante minuto 10 FPI pie dominante minuto 60 FPI pie no dominante minuto 60 FPI pie dominante 24 horas FPI pie no dominante 24 horas Test flamenco pie dominante minuto 1 Test flamenco pie no dominante minuto 1 Test flamenco pie dominante minuto 10 Test flamenco pie no dominante minuto 10 Test flamenco pie dominante minuto 60 Test flamenco pie no dominante minuto 60 Test flamenco pie dominante 24 horas Test flamenco pie no dominante 24 horas Superficie plantar pie dominante minuto 1 Superficie plantar pie no dominante minuto 1 Superficie plantar pie dominante minuto 10 Superficie plantar pie no dominante minuto 10 Superficie plantar pie dominante minuto 60 Superficie plantar pie no dominante minuto 60 Superficie plantar pie dominante 24 horas Superficie plantar pie no dominante 24 horas Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 1 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 1 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 10 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 10 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 60 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 60 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante 24 horas Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante 24 horas
3	KST	Idem que VF
4	KCT	Idem que VF

GRUPO 3: 4 sujetos

SEMANA	TÉCNICA	DATOS RECOGIDOS
1	Anamnesis previa	Exploración previa: nombre, edad, sexo, talla, peso, número calzado, pie dominante, FPI cada pie, test flamenco, superficie plantar cada pie y distancia centro de gravedad a centro de presiones plantar de cada pie
2	KCT	FPI pie dominante minuto 1 FPI pie no dominante minuto 1 FPI pie dominante minuto 10 FPI pie no dominante minuto 10 FPI pie dominante minuto 60 FPI pie no dominante minuto 60 FPI pie dominante 24 horas FPI pie no dominante 24 horas Test flamenco pie dominante minuto 1 Test flamenco pie no dominante minuto 1 Test flamenco pie dominante minuto 10 Test flamenco pie no dominante minuto 10 Test flamenco pie dominante minuto 60 Test flamenco pie no dominante minuto 60 Test flamenco pie dominante 24 horas Test flamenco pie no dominante 24 horas Superficie plantar pie dominante minuto 1 Superficie plantar pie no dominante minuto 1 Superficie plantar pie dominante minuto 10 Superficie plantar pie no dominante minuto 10 Superficie plantar pie dominante minuto 60 Superficie plantar pie no dominante minuto 60 Superficie plantar pie dominante 24 horas Superficie plantar pie no dominante 24 horas Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 1 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 1 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 10 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 10 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 60 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 60 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante 24 horas Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante 24 horas
3	VF	Idem que KCT
4	KST	Idem que KCT

GRUPO 4: 3 sujetos

SEMANA	TÉCNICA	DATOS RECOGIDOS
1	Anamnesis previa	Exploración previa: nombre, edad, sexo, talla, peso, número calzado, pie dominante, FPI cada pie, test flamenco, superficie plantar cada pie y distancia centro de gravedad a centro de presiones plantar de cada pie
2	KCT	FPI pie dominante minuto 1 FPI pie no dominante minuto 1 FPI pie dominante minuto 10 FPI pie no dominante minuto 10 FPI pie dominante minuto 60 FPI pie no dominante minuto 60 FPI pie dominante 24 horas FPI pie no dominante 24 horas Test flamenco pie dominante minuto 1 Test flamenco pie no dominante minuto 1 Test flamenco pie dominante minuto 10 Test flamenco pie no dominante minuto 10 Test flamenco pie dominante minuto 60 Test flamenco pie no dominante minuto 60 Test flamenco pie dominante 24 horas Test flamenco pie no dominante 24 horas Superficie plantar pie dominante minuto 1 Superficie plantar pie no dominante minuto 1 Superficie plantar pie dominante minuto 10 Superficie plantar pie no dominante minuto 10 Superficie plantar pie dominante minuto 60 Superficie plantar pie no dominante minuto 60 Superficie plantar pie dominante 24 horas Superficie plantar pie no dominante 24 horas Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 1 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 1 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 10 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 10 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 60 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 60 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante 24 horas Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante 24 horas
3	KST	Idem que KCT
4	VF	Idem que KCT

GRUPO 5: 4 sujetos

SEMANA	TÉCNICA	DATOS RECOGIDOS
1	Anamnesis previa	Exploración previa: nombre, edad, sexo, talla, peso, número calzado, pie dominante, FPI cada pie, test flamenco, superficie plantar cada pie y distancia centro de gravedad a centro de presiones plantar de cada pie
2	KST	FPI pie dominante minuto 1 FPI pie no dominante minuto 1 FPI pie dominante minuto 10 FPI pie no dominante minuto 10 FPI pie dominante minuto 60 FPI pie no dominante minuto 60 FPI pie dominante 24 horas FPI pie no dominante 24 horas Test flamenco pie dominante minuto 1 Test flamenco pie no dominante minuto 1 Test flamenco pie dominante minuto 10 Test flamenco pie no dominante minuto 10 Test flamenco pie dominante minuto 60 Test flamenco pie no dominante minuto 60 Test flamenco pie dominante 24 horas Test flamenco pie no dominante 24 horas Superficie plantar pie dominante minuto 1 Superficie plantar pie no dominante minuto 1 Superficie plantar pie dominante minuto 10 Superficie plantar pie no dominante minuto 10 Superficie plantar pie dominante minuto 60 Superficie plantar pie no dominante minuto 60 Superficie plantar pie dominante 24 horas Superficie plantar pie no dominante 24 horas Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 1 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 1 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 10 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 10 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 60 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 60 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante 24 horas Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante 24 horas
3	VF	Idem que KST
4	KCT	Idem que KST

GRUPO 6: 4 sujetos

SEMANA	TÉCNICA	DATOS RECOGIDOS
1	Anamnesis previa	Exploración previa: nombre, edad, sexo, talla, peso, número calzado, pie dominante, FPI cada pie, test flamenco, superficie plantar cada pie y distancia centro de gravedad a centro de presiones plantar de cada pie
2	KST	FPI pie dominante minuto 1 FPI pie no dominante minuto 1 FPI pie dominante minuto 10 FPI pie no dominante minuto 10 FPI pie dominante minuto 60 FPI pie no dominante minuto 60 FPI pie dominante 24 horas FPI pie no dominante 24 horas Test flamenco pie dominante minuto 1 Test flamenco pie no dominante minuto 1 Test flamenco pie dominante minuto 10 Test flamenco pie no dominante minuto 10 Test flamenco pie dominante minuto 60 Test flamenco pie no dominante minuto 60 Test flamenco pie dominante 24 horas Test flamenco pie no dominante 24 horas Superficie plantar pie dominante minuto 1 Superficie plantar pie no dominante minuto 1 Superficie plantar pie dominante minuto 10 Superficie plantar pie no dominante minuto 10 Superficie plantar pie dominante minuto 60 Superficie plantar pie no dominante minuto 60 Superficie plantar pie dominante 24 horas Superficie plantar pie no dominante 24 horas Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 1 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 1 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 10 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 10 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante minuto 60 Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante minuto 60 Distancia centro gravedad centro presiones pie dominante 24 horas Distancia centro gravedad centro presiones pie no dominante 24 horas
3	KCT	Idem que KST
4	VF	Idem que KST

La fase de intervención del estudio (anamnesis previa y las 3 semanas de intervención con técnicas de vendaje) se llevó a cabo durante 3 meses, a razón de dos grupos cada mes.

3.5.4. Técnicas de tratamiento

En nuestro estudio se llevó a cabo la aplicación de tres técnicas de vendaje a los 21 sujetos que compusieron la muestra, en ambos pies. Los vendajes fueron aplicados por un fisioterapeuta especialista en vendaje funcional y neuromuscular, con más de 15 años de experiencia. Estas tres técnicas fueron las siguientes:

Vendaje funcional (VF)

Para la aplicación del vendaje funcional se utilizó esparadrapo o “tape” adhesivo inelástico de 4 centímetros de ancho tipo Strappal de la marca BSN. Asimismo se utilizó pre vendaje o pre tape previo a su aplicación. El procedimiento consistió en colocar al sujeto en sedestación sobre una camilla, con las piernas por fuera de la misma a nivel del tercio medio de la pierna. Se limpió la piel previamente con alcohol para mejor adherencia del vendaje. Para proteger la piel se colocó el vendaje con pre vendaje partiendo del tercio medio del pie y llegando hasta el tercio inferior de la pierna justo por debajo de la unión miotendinosa del tríceps sural. A continuación se colocaron dos tiras semicirculares anteriores y dos posteriores a modo de anclaje en el tercio medio de la pierna. Posteriormente se pidió al paciente una supinación del pie si el paciente contaba con un pie pronado o una pronación del pie si contaba con un pie supinado. En esa posición de corrección se colocaron tres tiras activas de esparadrapo desde el anclaje proximal, siendo de medial a lateral en el caso de un pie supinado y de lateral a medial en el caso de un pie pronado. Por último se colocaron 4 tiras semicirculares, dos anteriores y dos posteriores, a modo de tiras de cierre, en el mismo lugar que se pegaron los anclajes.

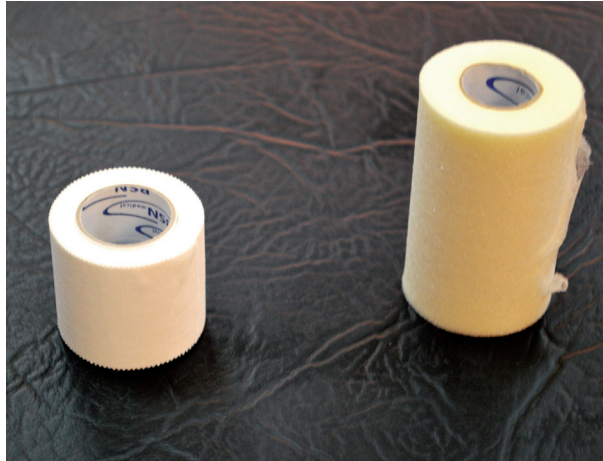


Figura 38: esparadrapo o tape rígido BSN 4 cms ancho y pre vendaje BSN



Figura 39: colocación de pre vendaje



Figura 40: tira activa de lado interno de anclaje a lado externo, para retropié supinado (a)

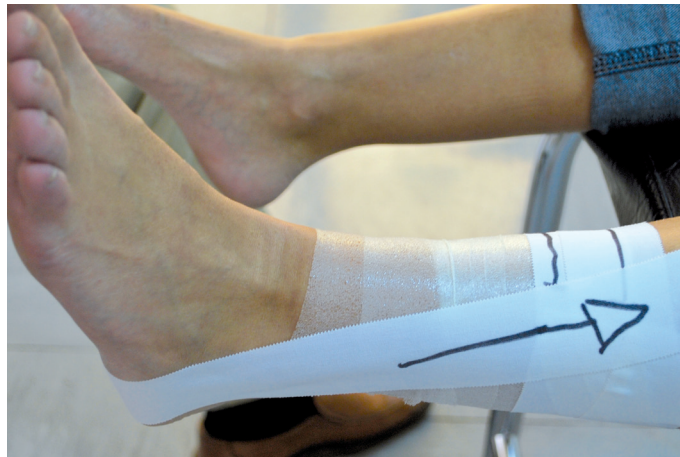


Figura 41: tira activa de lado interno de anclaje a lado externo, para retropié supinado (b)



Figura 42: salida de las tres tiras activas en cara interna para corrección del retropié supinado



Figura 43: fin de las 3 tiras activas en cara externa para corrección de retropié supinado



Figura 44: tiras de cierre longitudinal semicirculares en tercio medio de pierna



Figura 45: tira activa de externo a interno con corrección del pie para retropié pronado



Figura 46: tres tiras activas para retropié pronado

Vendaje neuromuscular o kinesiotaping con tensión (KCT)

Para su aplicación se llevó a cabo la preparación de la piel del paciente. De un lado se le pidió que acudiese a someterse a esta técnica con el área a vendar totalmente depilada. Previo a la colocación del vendaje se limpió la piel con alcohol para eliminar la suciedad, el sudor y la grasa corporal posible en la zona. A continuación se cortó una cinta de kinesiotape color azul de la marca CURETAPE, con una longitud de 25 cms. Esta cinta de kinesiotape posee una elasticidad de un 40% extra en sentido longitudinal. Por tanto, podemos conseguir de forma extra 10 cms de estiramiento. Esos 10cms de estiramiento constituyen el 100% de tensión extra. Siguiendo a Pijnappel, en el uso de una técnica de corrección mecánica podemos utilizar en torno al 75% de tensión en la cinta, por tanto, 7.5cms en nuestro trabajo que, sumados a los 25 cms iniciales constituyen un total de 32.5 cms de cinta ya estirada y aplicada sobre la región a tratar (Pijnappel,H, 2009). Se marcó el inicio de la cinta por encima del maléolo interno en el caso de la corrección de un pie supinado y por encima del maléolo externo en el caso de la corrección de un pie pronado. Se midieron los 32.5 cms hasta donde debía llegar la cinta de kinesiotape que sería el borde externo de la pierna en el primer supuesto de pie supinado y el borde interno de la pierna en el segundo supuesto de pie pronado. De esta forma aseguramos que la tensión dada a la cinta fuese del 75%. En ambos supuestos, la cinta fue aplicada con corrección previa del segmento, en este caso, el pie en pronación en los casos de pie supinado y en supinación en los casos de pie pronado. Tanto el extremo como la base del kinesiotape fueron colocados sin tensión. Una vez aplicado se calentó manualmente la cinta tres veces con la mano del terapeuta.

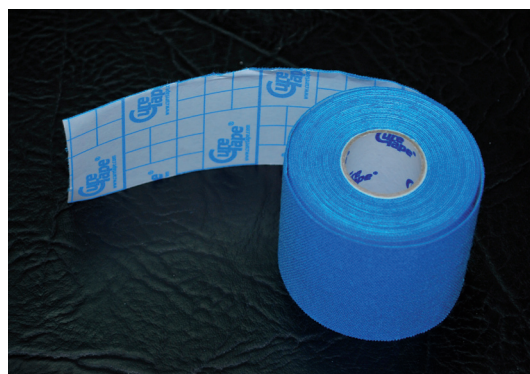


Figura 47: kinesiotape utilizado

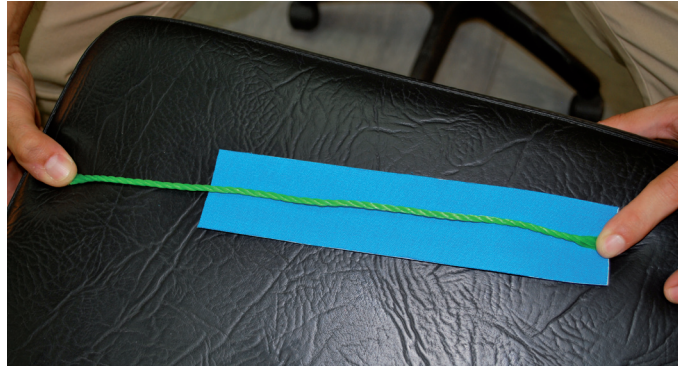


Figura 48: cinta de kinesiotape de 25 cms y cuerda de 32.5 cms utilizada como referencia



Figura 49: marcado por encima de maléolo interno (para corregir retropié supinado) para medición de los 32.5 cms necesarios previos a la aplicación de kinesiotape



Figura 50: marcado en el lado externo de la pierna (para corrección de retropié supinado) con la medición de los 32.5 cms necesarios para elongar el kinesiotape



Figura 51: longitud de tensión que se le da al vendaje neuromuscular para aplicar en la corrección del retropié el 75% de tensión



Figura 52: colocación de la base de la cinta sin tensión



Figura 53: tensión de la cinta en el sentido de la corrección (pie supinado en este caso), finalizando en la marca trazada

Vendaje neuromuscular o Kinesiotaping sin tensión (KST) (efecto placebo)

Para la aplicación de esta técnica se llevaron a cabo los mismos pasos que en la técnica anterior (KCT). Sin embargo, no se aplicó ninguna tensión a la cinta de kinesiotape, pero el resto del procedimiento, posicionamiento del segmento articular, calentamiento de la cinta, tipo de material, color, fue el mismo que en el KCT.



Figura 54: colocación del kinesiotaping sin tensión para retropié pronado (efecto placebo). Se aprecia la diferencia de tensión con el kinesiotaping con tensión

3.6. Consideraciones éticas

La investigación fue desarrollada siguiendo las consideraciones éticas establecidas en la Declaración de Helsinki. Además, se solicitó a la dirección de la Facultad de Enfermería, Fisioterapia, Podología y Terapia Ocupacional de la Universidad de Málaga autorización para llevar a cabo el presente trabajo, aprobándose dicha autorización en Junta de Centro del día 15 de marzo de 2010.

3.7. Estadístico

Se ha utilizado análisis de medidas repetidas para estudiar las diferencias entre técnicas de tratamiento (KCT, KST y VF) y el efecto del tiempo sobre el tratamiento, donde la medición ha sido el cambio producido entre la situación basal o medición previa, tomada como valor 0, y la medición en cada momento

del estudio. Se utiliza el cambio producido como medida para ajustar las diferencias individuales entre cada sujeto, ya que todos los sujetos no parten de situaciones previas similares.

Además, se realizaron las tres técnicas en cada sujeto con lo que los efectos de cada técnica se compararon dentro del mismo individuo.

Se llevó a cabo un período de lavado entre aplicación de técnica y técnica, como se comenta en el apartado de “procedimiento” para asegurar la no influencia de la aplicación de una técnica sobre otra, aspecto que fue certificado posteriormente.

Adicionalmente, para prevenir cualquier efecto restante que pudiese reflejarse en el orden de aplicación de las intervenciones, los individuos fueron divididos en 3+2+1=6 bloque equilibrados, de forma que todos los órdenes de aplicación de la intervención fueran considerados. Finalmente esta precaución resultó innecesaria para el tiempo de lavado previsto fue efectivo como demostró el análisis posterior.

Los resultados fueron analizados con SPSS versión 15.

4. Resultados y discusión

4.1. Objetivo principal

4.1.1. Comparar la efectividad del vendaje funcional y el vendaje neuromuscular en la corrección a corto plazo del retropié pronado y supinado

Las diferencias de efectividad entre técnicas, analizadas con ANOVA, fueron seguidas de análisis de seguimiento de Scheffe post hoc.

La acción del tiempo fue analizada mediante la prueba de contraste intra-sujetos, incluyendo los términos tiempo y técnica.

Resultado 1

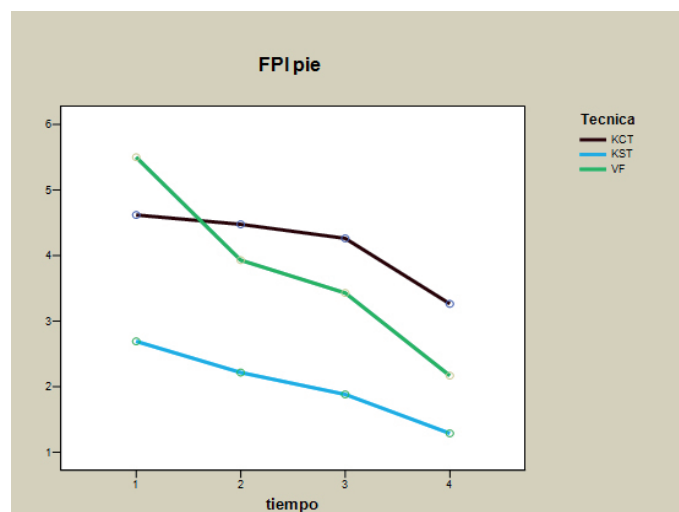


Gráfico 1: variaciones en unidades del FPI del pie sobre los 42 pies, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)

Las tres técnicas produjeron una variación de unidades del FPI sobre la medida inicial. La diferencia entre KST con respecto a VF y KCT fue estadísticamente significativa. El efecto del tiempo tuvo un efecto significativo.

Resultado 2

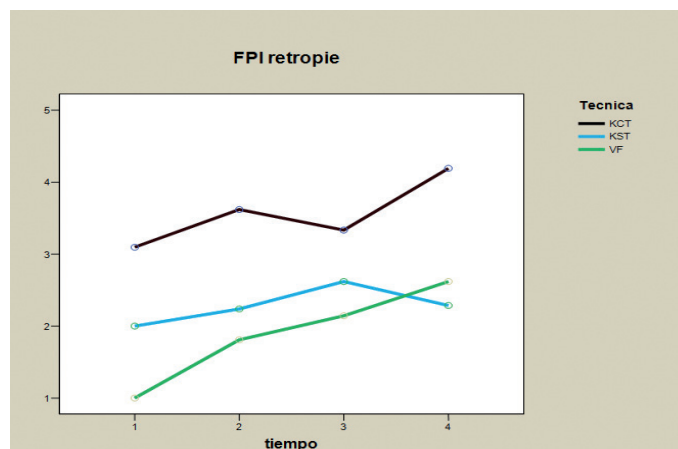


Gráfico 2: variaciones en unidades del FPI del retropié sobre los 42 pies, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)

Las diferencias entre técnicas sobre el retropié en unidades de FPI no fueron estadísticamente significativas, mostrándose el KCT como el más efectivo. El factor tiempo sí supuso un efecto significativo en cuanto al aumento de efectividad de las técnicas con el paso del mismo.

En ambas figuras podemos observar con respecto al valor 0 en el eje de coordenadas, referente a la medición previa, que los sujetos de estudio experimentaron una corrección importante en sus valores de FPI, observados inmediatamente tras la aplicación de la técnica, al minuto de su aplicación, decreciendo a medida que pasaba el tiempo de aplicación de los tres tipos de vendaje en el caso del análisis del pie en su conjunto, mientras que en el caso del retropié en particular se produjo un aumento de la corrección con el paso del tiempo. Sin embargo, tras 24 horas expuestos a estas técnicas no se recuperaron los valores iniciales, por lo que parte de la corrección siguió latente, es decir, conseguimos mantener el efecto buscado aún después de 24 horas, eso sí, en menor medida. Este descenso en la efectividad de la corrección provocada por estas técnicas de vendaje se contrapone con los hallazgos de Delahunt y colaboradores, donde en un estudio sobre los efectos del taping en tobillos inestables concluyeron que no hubo grandes diferencias en el efecto conseguido en antes de realizar el ejercicio y tras 25 minutos de ejercicios en su estudio sobre vendaje de tobillos inestables. (Delahunt, McGrath, Doran, & Coughlan, 2010b)

En esta misma línea se presentan los resultados de Nolan y colaboradores, donde en su análisis por cuantificar la latencia o no de los efectos del low dye taping (LDT) sobre el antepié y mediopié concluyen que los efectos se mantuvieron 20 minutos después de la aplicación de la técnica (Nolan & Kennedy, 2009).

Sin embargo, estudios como el de Meana y colaboradores se sitúan en la misma línea que el nuestro, puesto que estos investigadores concluyeron que hubo una pérdida de efectividad en el vendaje funcional de tobillo tras realizar un entrenamiento de 30 minutos. (Meana, L M Alegre, Elvira, & X Aguado, 2008).

Hasta donde conocemos no encontramos estudios previos que disciernan entre pie en global (antepié, mediopié y retropié) y retropié en particular. El hecho de que al analizar el retropié observemos que se produce un aumento de efectividad en unidades de FPI con el paso de los tiempos del estudio puede hacer referencia a que el vendaje fue aplicado sobre el retropié, con lo que en los primeros momentos sí que se produjo un aumento de corrección en todas las regiones del pie por acción indirecta del mismo sobre mediopie y antepié. Posteriormente fueron decreciendo los efectos sobre el medio y antepié mientras que sobre el retropié se mantuvieron e incluso aumentaron.

En relación a qué técnica de vendaje de tobillo consigue más efectividad en la corrección encontramos los estudios de Abián-Vicén y colaboradores, en su estudio sobre vendaje de tobillo preventivo y comparativa sobre vendaje rígido sobre elástico concluyeron que ambos provocaron la misma limitación en el rango de movimiento articular.(Abián-Vicén et al., 2009)

No obstante encontramos gran dificultad a la hora de concluir y comparar nuestros resultados con los de otros investigadores, puesto que la pérdida o mantenimiento de los resultados obtenidos con el vendaje en los trabajos anteriores nunca fue cuantificada en variaciones del FPI, por lo que la comparación se hace altamente difícil, ya que el FPI tradicionalmente ha sido muy utilizado, tal y como veíamos en el capítulo II, en instrumento diagnóstico para identificar tipos de pie, su relación con otras patologías, o relacionar tipos de pies con patrones biomecánicos concretos.

4.2. Objetivos secundarios

4.2.1. Determinar la efectividad del vendaje funcional y el vendaje neuromuscular en la corrección a corto plazo del retropié pronado y supinado en pies dominantes y no dominantes

Las diferencias de efectividad entre técnicas, analizadas con ANOVA, fueron seguidas de análisis de seguimiento de Scheffe post hoc.

La acción del tiempo fue analizada mediante la prueba de contraste intra-sujetos, incluyendo los términos tiempo y técnica.

Resultado 3

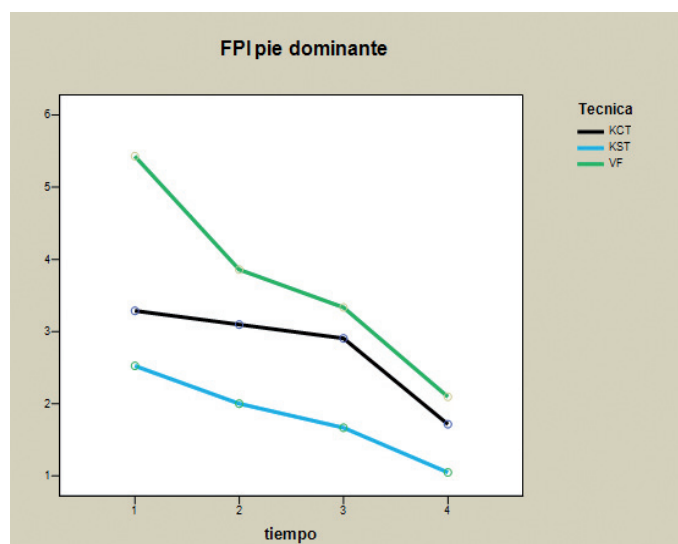


Gráfico 3: variaciones en unidades del FPI sobre los 21 pies dominantes, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)

El VF se mostró más efectivo que KCT y KST. Las diferencias fueron significativas entre VF y KST, no siéndolo entre VF y KCT, ni entre KCT y KST. El factor tiempo tuvo un efecto significativo. Las tres técnicas produjeron un aumento de corrección con respecto a la medición inicial, apareciendo una pérdida de efectividad con el paso del tiempo que, como decíamos anteriormente, fue significativa.

Resultado 4

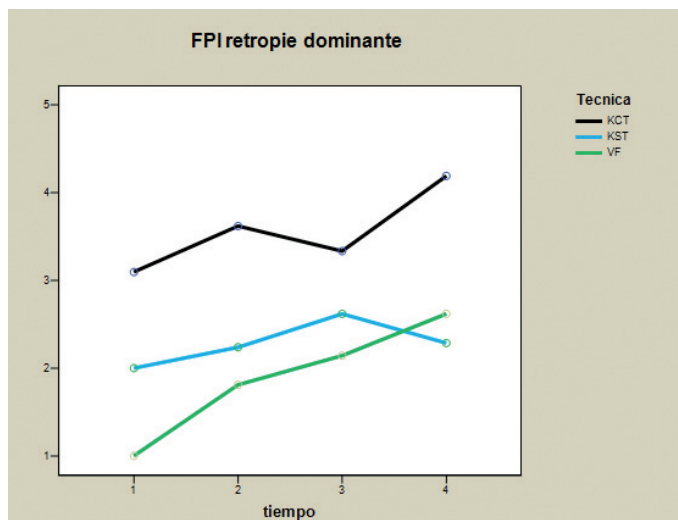


Gráfico 4: variaciones en unidades del FPI del retropié sobre los 21 pies dominantes, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)

En el retropié dominante el KCT produjo mayor variación en unidades de FPI que el resto de técnicas, no siendo las diferencias halladas en las tres técnicas estadísticamente significativas. El tiempo tuvo un efecto significativo.

Resultado 5

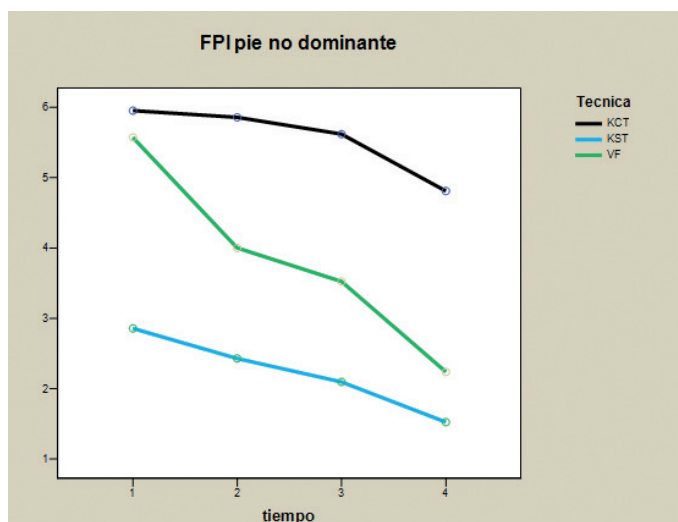


Gráfico 5: variaciones en unidades del FPI sobre los 21 pies no dominantes, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)

Los resultados nos muestran que las tres técnicas produjeron un aumento de corrección medido en unidades de FPI, siendo la mayor corrección la provocada con el KCT, siendo estadísticamente significativas las diferencias de KCT con respecto a VF y KST, no siéndolo entre VF y KST.

Resultado 6

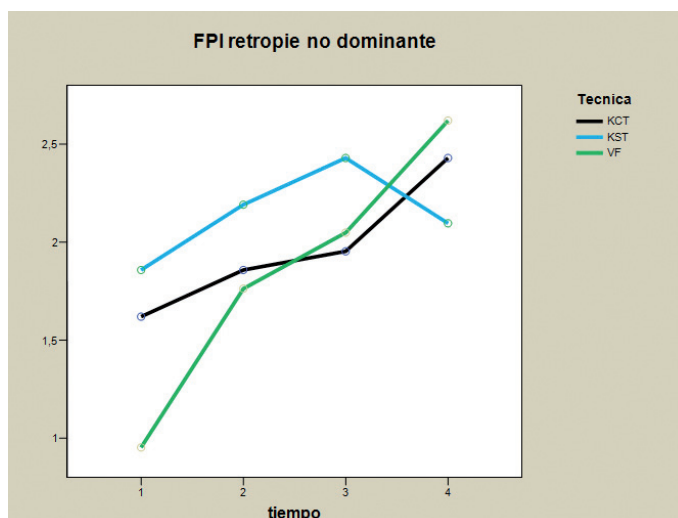


Gráfico 6: variaciones en unidades del FPI del retropié sobre los 21 pies no dominantes, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)

En las tres técnicas existe una tendencia generalizada a aumentar los valores del FPI del retropié con el paso del tiempo, no siendo significativas las diferencias entre técnicas. El tiempo tuvo un efecto significativo.

Resultado 7

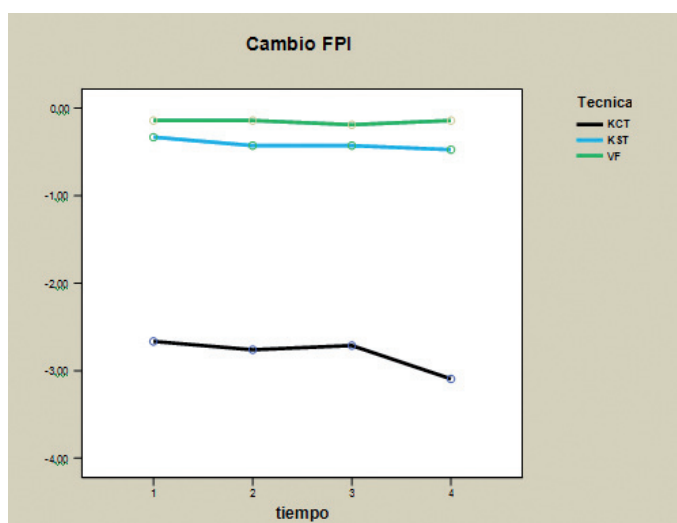


Gráfico 7: diferencia de efectividad entre pies dominantes y no dominantes, medida en variaciones de FPI, tomando como valores positivos la mayor efectividad de las técnicas en pies dominantes y como negativos la mayor efectividad de las técnicas en pies no dominantes

KCT se mostró más efectivo en el pie no dominante (valores más negativos) que VF y KST, que prácticamente mostraron los mismos valores en pies dominantes y no dominantes. La diferencia entre KCT con respecto a VF y KST fue estadísticamente significativa, mientras que entre VF y KST no lo fue. El factor tiempo no tuvo efectos significativos.

En cuanto a la técnica que consigue mayor efectividad podemos observar que en el caso del pie dominante es el vendaje funcional, seguido del vendaje neuromuscular y en último lugar el vendaje neuromuscular sin tensión (placebo). Sin embargo, en el pie no dominante el vendaje neuromuscular es el que consigue mayor efectividad en la corrección de la desviación del retropié, seguido del vendaje funcional y por último del placebo. Esto podría ser debido a que los datos relativos a la cantidad de superficie plantar en apoyo del pie no dominante es menor que la del pie dominante por lo que un vendaje elástico y más exteroceptivo como es el vendaje neuromuscular podría haber provocado mayor corrección que el funcional en estos pies no dominantes. En este sentido Abián-Vicén y colaboradores, en su estudio sobre vendaje de tobillo preventivo y comparativa sobre vendaje rígido sobre

elástico concluyeron que ambos provocaron la misma limitación en el rango de movimiento articular.(Abián-Vicén et al., 2009)

No obstante hasta donde conocemos no hemos encontrado ningún estudio que cuantifique si existen diferencias a la hora de aplicar cualquier tipo de vendaje sobre el pie en relación a pie dominante frente al no dominante. En nuestro trabajo, una vez vistas las diferencias de efectividad que se producen en pie dominante frente a pie no dominante en tanto en cuanto los efectos provocados son diferentes (ver resultados 3, 4,5 y 6) decidimos incluir el resultado 7, a saber, mostrar las variaciones de FPI provocadas por los tres tipos de técnica, en pies dominantes y no dominantes, hallándose que la corrección fue mayor en el pie no dominante que en el dominante, y que fue mayor la corrección provocada por el KCT.

Es necesario mencionar como el vendaje neuromuscular sin tensión (placebo) consiguió en ambos casos, en pie dominante y en pie no dominante, una corrección también reseñable, menor que las otras dos técnicas aplicadas en cualquier caso. Sería interesante remarcar que esto pudo ser debido a, como comentamos anteriormente, una acción importante exteroceptiva del vendaje neuromuscular que, aún habiéndose aplicado sin ninguna tensión, al ser aplicado siguiendo el mismo proceso y dirección que los anteriores, pudo provocar en el sujeto un mecanismo inconsciente de corrección mecánica. Esta acción del efecto placebo ya la encontramos documentada en otros trabajos sobre vendaje funcional en particular. En concreto, Sawkins y colaboradores, en su estudio sobre el efecto placebo del vendaje funcional en tobillos inestables encontraron resultados similares en sujetos vendados y sujetos con vendajes sin tensión (placebo), comentando que aunque la explicación aún no está clara los clínicos deberían tener en cuanto esa sensación de confort y seguridad que aportan vendajes incluso cuando no tienen ningún fin biomecánico (Sawkins et al., 2007).

4.2.2. Establecer la influencia del vendaje funcional y el vendaje neuromuscular sobre el equilibrio del retropié pronado y supinado a corto plazo

Las diferencias de efectividad entre técnicas, analizadas con ANOVA, fueron seguidas de análisis de seguimiento de Scheffe post hoc.

La acción del tiempo fue analizada mediante la prueba de contraste intra-sujetos, incluyendo los términos tiempo y técnica.

Resultado 8

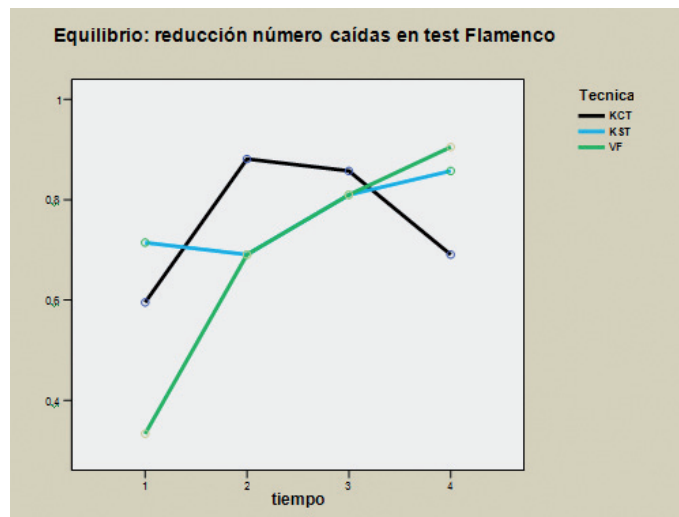


Gráfico 8: variaciones en número de caídas en test del flamenco sobre los 42 pies, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)

No se hallaron diferencias estadísticamente significativas tras la aplicación de cada una de las tres técnicas de vendaje en relación a disminuir el número de caídas en el test del flamenco (análisis del equilibrio monopodal) sobre los 42 pies objeto de estudio.

La acción del tiempo sí que fue significativa en los efectos sobre el equilibrio producidos por cada una de las tres técnicas.

Resultado 9

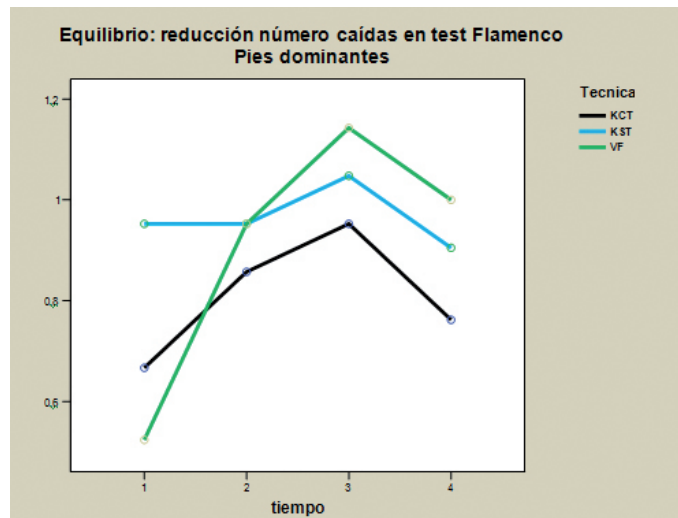


Gráfico 9: variaciones en número de caídas en test del flamenco sobre los 21 pies dominantes, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)

Se observa en un primer momento un aumento de caídas en el test del flamenco, para al día siguiente, en la medición de las 24 horas, producirse un pérdida de efecto de las tres técnicas sobre el equilibrio, no siendo significativas en cualquier caso la acción de cada técnica sobre el test del flamenco.

La acción del tiempo no fue estadísticamente significativa.

Resultado 10

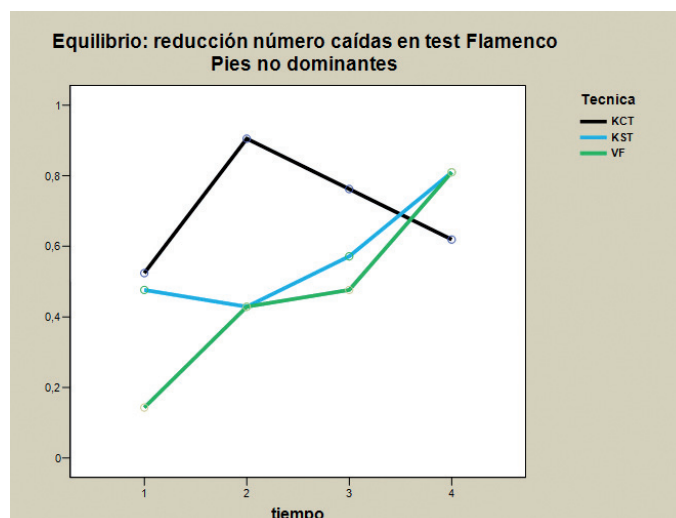


Gráfico 10: variaciones en número de caídas en test del flamenco sobre los 21 pies no dominantes, en los 4 tiempos del estudio (1 minuto, 10 minutos, 60 minutos y 24 horas)

No se hallaron diferencias significativas en las tres técnicas sobre el equilibrio en el pie no dominante.

El factor tiempo sí fue significativo.

Analizados los resultados 8, 9 y 10, observamos que no hubo repercusión del tipo de técnica de vendaje utilizada en el equilibrio monopodal del sujeto de estudio.

Delahunt y colaboradores concluyeron en la misma línea tras estudiar la repercusión que tenía el vendaje de tobillo sobre el equilibrio en pies inestables. (Delahunt et al., 2010a)

También Barkoukis y colaboradores, en su trabajo sobre efectividad del taping y las ortesis de tobillo sobre el equilibrio, afirmaron que no existían diferencias significativas tras aplicar estas técnicas en la cualidad del equilibrio monopodal de los sujetos de estudio. (Barkoukis, Sykaras, Costa, & Tsorbatzoudis, 2002b)

Ozer y colaboradores no hallaron diferencias en cuanto a equilibrio en su estudio con vendaje y ortesis de tobillo. (Ozer et al., 2009).

Sin embargo, Rome y colaboradores sí encontraron mejoras en el equilibrio latero-lateral tras la aplicación durante 4 semanas de ortesis de tobillo. (Rome & Brown, 2004)

4.2.3. Medir la percepción del sujeto del grado de confort y estabilidad proporcionado por el vendaje funcional y el vendaje neuromuscular.

Se utilizó la prueba de ANOVA para el análisis de las variables confort y estabilidad, y con la prueba de análisis de seguimiento de Scheffe.

Resultado 11

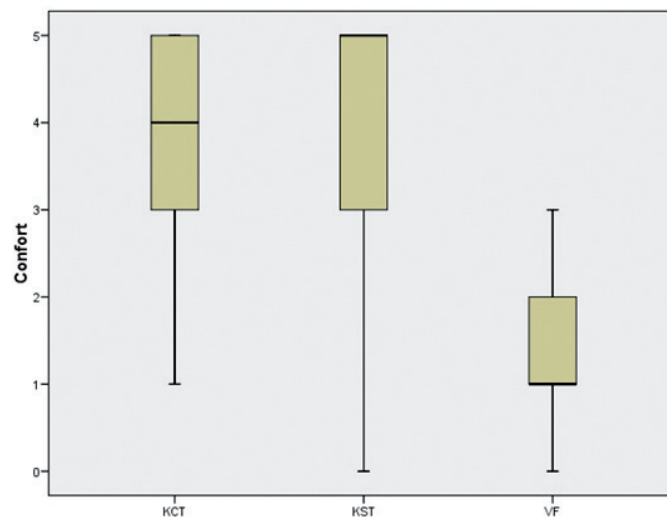


Gráfico 11: escala de confort (0-5) percibida por los sujetos tras la aplicación de KCT, KST y VF

KCT y KST se mostraron técnicas que proporcionaron confort al sujeto, más que VF. Las diferencias no fueron significativas entre KCT y KST, pero sí lo fueron entre ambas y VF.

Abián-Vicén y colaboradores concluyeron en este mismo sentido, en su trabajo sobre vendaje elástico frente a vendaje inelástico, donde encontraron que los sujetos de estudio manifestaron mayor sensación de confort con el vendaje elástico que el rígido, (Abián-Vicén et al., 2009), al igual que en nuestro estudio, donde sintieron más confortable aquellos vendajes confeccionados con material elástico (KCT y KST).

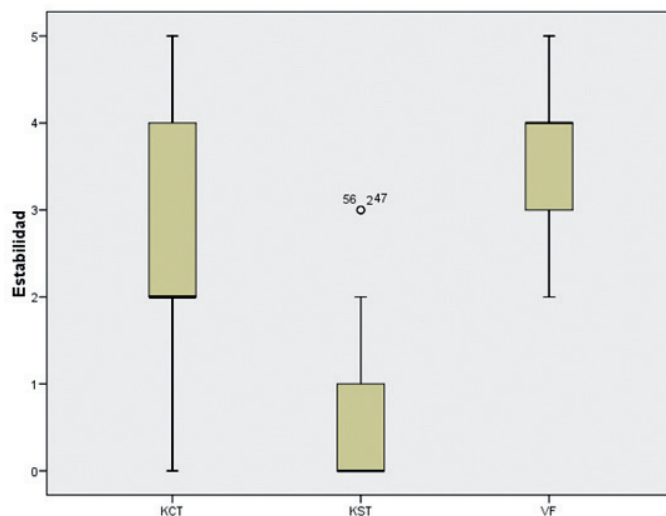
Resultado 12

Gráfico 12: escala de estabilidad (0-5) percibida por los sujetos tras la aplicación de KCT, KST y VF.

VF proporcionó mayor sensación de estabilidad que KCT y que KST, siendo las diferencias entre las tres técnicas estadísticamente significativas.

Podemos observar como sobre todo dos técnicas, VF y KCT proporcionaron sensación de estabilidad o seguridad, algo en consonancia con otros estudios, como el de Sawkins y colaboradores, que al estudiar vendaje funcional e inestabilidad de tobillo encontraron que los sujetos manifestaban incluso con el vendaje placebo cierta sensación de estabilidad y seguridad. (Sawkins et al., 2007)

En la misma línea encontramos el trabajo de Delahunt y colaboradores, donde en un trabajo sobre el efecto del taping en el equilibrio en tobillos inestables concluyeron que los sujetos de estudio manifestaron mayor sensación de confianza y estabilidad en sus tobillos vendados. (Delahunt et al., 2010a)

4.2.4. Determinar la asociación de la hiperlaxitud articular en el grado de corrección mecánica experimentada por el retropié pronado y supinado tras ser sometido a vendaje funcional y neuromuscular.

Se utilizó la prueba estadística de correlaciones bivariadas de Pearson para determinar dicha influencia, no hallándose ninguna correlación entre las variaciones acontecidas en el FPI y una puntuación determinada en el test de Beighton.

Hasta donde conocemos no existen estudios que analicen el grado de hiperlaxitud de un sujeto y la efectividad en la corrección de un vendaje de tobillo.

4.2.5. Analizar el % de variabilidad en FPI que puede ser explicado por la medición de la superficie plantar total y la de la distancia del centro de gravedad al centro de presiones plantar del pie tras realizar vendaje funcional y neuromuscular.

Se aplicó una regresión lineal.

Variable dependiente: FPI

Variabes predictoras: distancia del centro de gravedad al centro de presiones plantar y superficie plantar total.

$R^2 = 0.08$

Por tanto, la variabilidad de FPI explicada por los cambios de las variables: distancia del centro de gravedad al centro de presiones plantar y superficie plantar total, medida en %, es de un 8%.

No existen resultados hasta donde nosotros conocemos sobre relacionar FPI con parámetros como superficie plantar total y distancia del centro de gravedad al centro de presiones plantar del pie. Este bajo % de relación entre ambas mediciones puede ser debido, tal y como se comenta en el apartado posterior de limitaciones del estudio, al hecho de que las mediciones en la plataforma plantar, ya descritas en el apartado de instrumentos de medida, dentro del diseño del presente estudio, fueron tomadas en un instante en bipedestación. Es posible que el sujeto motivo de estudio, pese a cumplir con las premisas dadas por los examinadores del estudio en cuanto a colocación exacta en la misma po-

sición que se medía sobre la plataforma de presiones cada vez que se procedía a un examen, y se esperaban 10 segundos para realizar el registro, presentara variaciones propias de tener gran dificultad el registrar estas medidas. Como se comentara en la prospectiva, se planteará en sucesivos estudios tomar varios registros en un minuto sobre la plataforma de presiones plantar para, tras cálculo estadístico, hallar un valor medio que refleje con más veracidad los posibles cambios acontecidos en la estática plantar.



SPICUM
servicio de publicaciones

5. Limitaciones del estudio

Los registros en la plataforma de presiones plantares, como se comenta en el apartado anterior, fueron calculados una sola vez en cada medición, siendo, posiblemente muy necesario, haber tenido que realizar una media de mediciones en cada instante del estudio.

Tal y como se señala en el apartado II.4.2. del presente escrito, las mediciones en la plataforma de presiones plantar como instrumento de medida para las alteraciones biomecánicas del pie han sido tradicionalmente muy utilizadas en la práctica diaria de clínicos como médicos, podólogos o fisioterapeutas, gozando de gran popularidad, no siendo así en el campo de la investigación biomédica, por las razones en parte expuestas anteriormente, la dificultad que entraña el reproducir las mediciones de forma fiel cuando se analiza un sujeto durante varias ocasiones, dificultades de reproducir la misma posición y que otros segmentos articulares superiores adyacentes no modifiquen la medición (rodilla, cadera, columna vertebral).

Otra de las limitaciones del estudio radica en no haber utilizado registros fotográficos en las mediciones del FPI, así como marcadores en los diversos relieves anatómicos referentes en esta medición.

Si bien hasta donde sabemos no existen trabajos con vendaje neuromuscular y vendaje funcional en tobillo con aplicaciones más allá de 24 horas nuestro estudio pudo haber necesitado alguna medición más allá de este tiempo para identificar en qué momento volvían los valores a ser iguales que los previos.

Como factor limitante en nuestro estudio se encuentra el hecho de que al haber analizado 42 pies pero en 21 sujetos, es decir, se vendaron ambos tobillos, el vendaje de uno de esos tobillos pudo condicionar el resultado en el otro, aunque no hemos encontrado estudios previos a el nuestro donde se demostrase tal efecto.

El hecho de, como citábamos en el apartado de Resultados y Discusión, no existan hasta donde conocemos trabajos sobre el análisis de la efectividad del vendaje de tobillo medido con el FPI, hace complejo el poder analizar y comparar nuestros resultados con otros autores.



SPICUM
servicio de publicaciones

6. Conclusiones

Objetivo principal

Comparar la efectividad del vendaje funcional y el vendaje neuromuscular en la corrección a corto plazo del retropié pronado y supinado.

1. El VF, KCT y KST produjeron corrección sobre el pie pronado y supinado tras las 24 horas de su aplicación, siendo significativas las diferencias entre VF y KCT con respecto a KST, disminuyendo su efectividad con el paso del tiempo.
2. El VF, KCT y KST produjeron corrección sobre el retropié pronado y supinado tras 24 horas de su aplicación, no siendo significativas las diferencias entre técnicas, aumentando su efectividad con el paso del tiempo.
3. El VF se mostró más efectivo que KCT y KST en los pies dominantes, siendo estadísticamente significativa la diferencia entre VF y KST. Las tres técnicas produjeron un efecto corrector. Con el paso del tiempo durante las 24 horas de medición las tres técnicas fueron perdiendo efectividad.
4. El KCT se mostró más efectivo en el retropié dominante que VF y KST, no siendo significativas las diferencias. Las tres técnicas aumentaron su efectividad con el paso del tiempo de forma significativa.
5. El KCT se mostró más efectivo en el pie no dominante que VF y KST, siendo estadísticamente significativas las diferencias. Las tres técnicas disminuyeron su efectividad con el paso del tiempo.
6. No fue significativa la acción de cualquier tipo de vendaje sobre el equilibrio monopodal de los sujetos de estudio.
7. KCT y KST se mostraron técnicas más confortables que VF.
8. VF produjo mayor estabilidad a los sujetos que KCT y que KST.

9. No se encontró relación entre la hiperlaxitud del sujeto y la corrección obtenida por los vendajes.

10. Los tests sobre plataforma de presiones plantar: distancia centro de gravedad a centro de presiones y superficie plantar explicaron únicamente un 8% de las variaciones de FPI.

7. Prospectiva

- Realizar varias mediciones durante un minuto cada vez que se quiera registrar un valor en la plataforma de presiones plantares a fin de eliminar los posibles errores debido a la dificultad que entraña el que el paciente se coloque en bipedestación en la misma posición cada vez que se intenta realizar una medición. Asimismo intentar validar las dos mediciones usadas en este estudio sobre la plataforma de presiones plantares, a saber, la superficie plantar total de apoyo y la distancia del centro de presiones plantar al centro de gravedad del cuerpo como instrumento de medida en las desviaciones del retropié en el plano frontal.
- Llevar a cabo de forma dinámica y no solo en estática las mediciones sobre la plataforma de presiones plantares, con el objeto, de un lado, de adquirir más información sobre el comportamiento del pie y retropié pronado y supinado tras la aplicación de vendaje funcional y neuromuscular, analizando el grado de excursión del centro de presiones plantar en todo su recorrido desde el primer momento de apoyo del pie en la marcha hasta la fase de despegue, y de otro lado, relacionar los hallazgos acaecidos en la medición estática con la dinámica. Los resultados gozarían de mayor repercusión puesto que el miembro inferior en general, y el pie en particular adquieren su mayor importancia en los desplazamientos del ser humano en actividades dinámicas de apoyo.
- Desarrollar el presente trabajo en sujetos con patologías diagnosticadas propias del pie pronado tales como fascitis plantar, tendinopatías del tibial posterior, periostitis tibial, hallux rigidus, síndrome fémoro patelar (véase capítulo II del presente estudio) o supinado como tendinopatías del peroneo lateral largo, esguinces ligamento lateral externo de tobillo o dolor externo de rodilla (véase capítulo II del presente estudio) a fin de poder cuantificar el efecto de las técnicas de vendaje expuestas en este trabajo en el tratamiento y/o prevención de las afecciones citadas anteriormente.

Utilizar registros fotográficos como ayuda a la medición del FPI por parte del examinador, con marcadores en la piel en aquellos relieves anatómicos clave para la medición de este índice.

- Aumentar el tiempo de estudio sobre estas técnicas de vendaje para poder determinar a partir de qué instante los valores retornan a los iniciales y para analizar el tiempo de pegado que tiene cada una de las técnicas.
- Seguir investigando sobre el vendaje neuromuscular o kinesiotaping, no solo sobre el retropié, sino sobre mediopié y antepié, para poder comparar eficacias con el amplio número de investigaciones que se encuentran sobre vendaje funcional y mediopié (low-dye-taping).
- Realizar mediciones en un solo pie de cada sujeto de estudio pues, como ya comentábamos en las limitaciones del mismo, aunque no hay datos que nos indiquen una posible influencia del vendaje de un pie dominante sobre el no dominante o viceversa, creemos que los datos obtenidos gozarán de mayor fiabilidad.
- Establecer un estudio de coste-beneficio entre vendaje neuromuscular y vendaje funcional en el tobillo ya que, en igualdad de efectividad, será interesante conocer, junto con el dato aportado antes de qué técnica perdura más en el tiempo, saber cuál ocasiona menor gasto económico.

Capítulo IV
Bibliografía



SPICUM
servicio de publicaciones

- ▮ **A**bián-Vicén, J., Alegre, L. M., Fernández-Rodríguez, J. M., & Aguado, X. (2009). Prophylactic ankle taping: elastic versus inelastic taping. *Foot & Ankle International / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 30(3), 218-225. doi:10.3113/FAI.2009.0218
- ▮ Aguirre T, Achalandabaso M. (2009). *Kinesiology Tape Manual*. San Sebastián: Biocorp.
- ▮ Aguirre, Txema. (2010). *Kinesiology Taping. Teoría y práctica*. Biocorp.
- ▮ Alexander, I. J., Chao, E. Y., & Johnson, K. A. (1990). The assessment of dynamic foot-to-ground contact forces and plantar pressure distribution: a review of the evolution of current techniques and clinical applications. *Foot & Ankle*, 11(3), 152-167.
- ▮ Ator, R., Gunn, K., McPoil, T. G., & Knecht, H. G. (1991). The Effect of Adhesive Strapping on Medial Longitudinal Arch Support before and after Exercise. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 14(1), 18-23.
- ▮ **B**almaseda, M. T., Koozekanani, S. H., Fatehi, M. T., Gordon, C., Dreyfuss, P. H., & Tanbonliong, E. C. (1988). Ground reaction forces, center of pressure, and duration of stance with and without an ankle-foot orthosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69(12), 1009-1012.
- ▮ Barkoukis, V., Sykaras, E., Costa, F., & Tsorbatzoudis, H. (2002a). Effectiveness of taping and bracing in balance. *Perceptual and Motor Skills*, 94(2), 566-574.
- ▮ Barkoukis, V., Sykaras, E., Costa, F., & Tsorbatzoudis, H. (2002b). Effectiveness of taping and bracing in balance. *Perceptual and Motor Skills*, 94(2), 566-574.

- Barr, A. E., Siegel, K. L., Danoff, J. V., McGarvey, C. L., Tomasko, A., Sable, I., & Stanhope, S. J. (1992). Biomechanical comparison of the energy-storing capabilities of SACH and Carbon Copy II prosthetic feet during the stance phase of gait in a person with below-knee amputation. *Physical Therapy*, 72(5), 344-354.
- Barton, C. J., Bonanno, D., Levinger, P., & Menz, H. B. (2010). Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(5), 286-296. doi:10.2519/jospt.2010.3227
- Bates, B. T., Osternig, L. R., Mason, B., & James, L. S. (1979). Foot orthotic devices to modify selected aspects of lower extremity mechanics. *The American Journal of Sports Medicine*, 7(6), 338-342.
- Beeson, P., Phillips, C., Corr, S., & Ribbons, W. J. (2009). Hallux rigidus: a cross-sectional study to evaluate clinical parameters. *Foot (Edinburgh, Scotland)*, 19(2), 80-92. doi:10.1016/j.foot.2008.12.001
- Beighton PH, Solomon L, Soskolne CL. Articular mobility in an African population. *Ann Rheum Dis* 1973; 32:413-7.
- *Ann Rheum Dis* 1973; 32:413-7.
- Bove. (1994). *El vendaje funcional*. Barcelona: Doyma
- Brandes, C. B., & Smith, R. W. (2000). Characterization of patients with primary peroneus longus tendinopathy: a review of twenty-two cases. *Foot & Ankle International / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 21(6), 462-468.
- Burns, J., Keenan, A., & Redmond, A. (2005). Foot type and overuse injury in triathletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 95(3), 235-241.
- Callaghan, M. J. (1997). Role of ankle taping and bracing in the athlete. *British Journal of Sports Medicine*, 31(2), 102-108.

- Carmines, D. V., Nunley, J. A., & McElhaney, J. H. (1988). Effects of ankle taping on the motion and loading pattern of the foot for walking subjects. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 6(2), 223-229. doi:10.1002/jor.1100060209
- Carter, K., & Chockalingam, N. (2009). An assessment of strapping techniques commonly used for pronated foot deformities. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 99(5), 391-398.
- Cavanagh, P. R., & Rodgers, M. M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*, 20(5), 547-551.
- Cloak, R., Galloway, S., & Wyon, M. (2010). The effect of ankle bracing on peak mediolateral ground reaction force during cutting maneuvers in collegiate male basketball players. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 24(9), 2429-2433. doi:10.1519/JSC.0b013e3181e2e0d5
- Cordova, M. L., Takahashi, Y., Kress, G. M., Brucker, J. B., & Finch, A. E. (2010). Influence of external ankle support on lower extremity joint mechanics during drop landings. *Journal of Sport Rehabilitation*, 19(2), 136-148.
- Cornwall, M. W., McPoil, T. G., Lebec, M., Vicenzino, B., & Wilson, J. (2008). Reliability of the modified Foot Posture Index. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(1), 7-13.
- Cowan, D. N., Robinson, J. R., Jones, B. H., Polly, D. W., & Berrey, B. H. (1994). Consistency of visual assessments of arch height among clinicians. *Foot & Ankle International / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 15(4), 213-217.
- Chesnin, K. J., Selby-Silverstein, L., & Besser, M. P. (2000). Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements. *Gait & Posture*, 12(2), 128-133.
- Chuter, V. H. (2010). Relationships between foot type and dynamic rear-foot frontal plane motion. *Journal of Foot and Ankle Research*, 3, 9. doi:10.1186/1757-1146-3-9

- Dahle, L. K., Mueller, M. J., Delitto, A., & Diamond, J. E. (1991). Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 14(2), 70-74.
- De Donckere, Kowalski C. (1970). Le pied normal et pathologique. *Acta Orthop. Bel*, 36, 377-560.
- De Pisi, F. (2006). Aids and orthoses in patients with stroke consequences. *Clinical and Experimental Hypertension (New York, N.Y.: 1993)*, 28(3-4), 383-385.
- Delahunt, E., McGrath, A., Doran, N., & Coughlan, G. F. (2010a). Effect of taping on actual and perceived dynamic postural stability in persons with chronic ankle instability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(9), 1383-1389. doi:10.1016/j.apmr.2010.06.023
- Delahunt, E., McGrath, A., Doran, N., & Coughlan, G. F. (2010b). Effect of taping on actual and perceived dynamic postural stability in persons with chronic ankle instability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(9), 1383-1389. doi:10.1016/j.apmr.2010.06.023
- Dorca Coll, A. ; Céspedes Céspedes, T. ; Concustell Gonfaus, J. ; Sacristán Valero, S. ; Dorca Coll, M.R. (1996, *Revista Española de Podología* ; VII () : 329-344 6). Nuestro concepto actual del pie valgo. Recuperado Enero 24, 2011, a partir de <http://alfama.sim.ucm.es/wwwisis2/wwwisis.exe/%5Bin=enftxt.in%5D/>
- Eils, E., Imberge, S., Völker, K., & Rosenbaum, D. (2007). Passive stability characteristics of ankle braces and tape in simulated barefoot and shoe conditions. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(2), 282-287. doi:10.1177/0363546506294471
- Esquenazi, A., Ofluoglu, D., Hirai, B., & Kim, S. (2009). The effect of an ankle-foot orthosis on temporal spatial parameters and asymmetry of gait in hemiparetic patients. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 1(11), 1014-1018. doi:10.1016/j.pmrj.2009.09.012
- Evans, A. M., Copper, A. W., Scharfbillig, R. W., Scutter, S. D., & Williams, M. T. (2003). Reliability of the foot posture index and traditional measures of

foot position. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93(3), 203-213.

- Fleet, K., Galen, S., & Moore, C. (2009). Duration of strength retention of ankle taping during activities of daily living. *Injury*, 40(3), 333-336. doi:10.1016/j.injury.2008.07.020
- Franettovich, M., Chapman, A., Blanch, P., & Vicenzino, B. (2010). Continual use of augmented low-Dye taping increases arch height in standing but does not influence neuromotor control of gait. *Gait & Posture*, 31(2), 247-250. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.10.015
- Frey, C., Feder, K. S., & Sleight, J. (2010). Prophylactic ankle brace use in high school volleyball players: a prospective study. *Foot & Ankle International / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 31(4), 296-300. doi:10.3113/FAI.2010.0296
- Fu, T., Wong, A. M. K., Pei, Y., Wu, K. P., Chou, S., & Lin, Y. (2008). Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes-a pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 11(2), 198-201. doi:10.1016/j.jsams.2007.02.011
- Fuller, E. A. (1999). Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(6), 278-291.
- González-Iglesias, J., Fernández-de-Las-Peñas, C., Cleland, J. A., Huijbregts, P., & Del Rosario Gutiérrez-Vega, M. (2009). Short-term effects of cervical kinesio taping on pain and cervical range of motion in patients with acute whiplash injury: a randomized clinical trial. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(7), 515-521. doi:10.2519/jospt.2009.3072
- Harradine P, Herrington L, Wright R. The effect of low dye taping upon rear-foot motion and position before and after exercise. *The Foot*. 2001;11:57-60.
- Hertel, J., Gay, M. R., & Denegar, C. R. (2002). Differences in Postural Control During Single-Leg Stance Among Healthy Individuals With Different Foot Types. *Journal of Athletic Training*, 37(2), 129-132.

- Hlavac HF. (1997). *The Foot Book*. Mountain View, CA: World Publications.
- Holmes, C. F., Wilcox, D., & Fletcher, J. P. (2002). Effect of a modified, low-dye medial longitudinal arch taping procedure on the subtalar joint neutral position before and after light exercise. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32(5), 194-201.
- Hopper, D., Samsson, K., Hulenik, T., Ng, C., Hall, T., & Robinson, K. (2009). The influence of Mulligan ankle taping during balance performance in subjects with unilateral chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 10(4), 125-130. doi:10.1016/j.ptsp.2009.07.005
- Hubbard, T. J., & Cordova, M. (2010). Effect of ankle taping on mechanical laxity in chronic ankle instability. *Foot & Ankle International / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 31(6), 499-504. doi:10.3113/FAI.2010.0499
- Hume, P. A., & Gerrard, D. F. (1998). Effectiveness of external ankle support. Bracing and taping in rugby union. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 25(5), 285-312.
- Instituto Biomecánica Valencia. (1993). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. VAlencia: Generalitat Valenciana.
- Irving, D. B., Cook, J. L., Young, M. A., & Menz, H. B. (2007). Obesity and pronated foot type may increase the risk of chronic plantar heel pain: a matched case-control study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8, 41. doi:10.1186/1471-2474-8-41
- James, S. L., Bates, B. T., & Osternig, L. R. (1978). Injuries to runners. *The American Journal of Sports Medicine*, 6(2), 40-50.
- Jerosch, J., Thorwesten, L., Bork, H., & Bischof, M. (1996). Is prophylactic bracing of the ankle cost effective? *Orthopedics*, 19(5), 405-414.
- Kapandji, A. (1999). *Fisiología Articular (5º ed.)*. Madrid: Panamericana.

- Karadag-Saygi, E., Cubukcu-Aydoseli, K., Kablan, N., & Oflluoglu, D. (2010). The role of kinesioteaping combined with botulinum toxin to reduce plantar flexors spasticity after stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 17(4), 318-322. doi:10.1310/tsr1704-318
- Katoh, Y., Chao, E. Y., Laughman, R. K., Schneider, E., & Morrey, B. F. (1983). Biomechanical analysis of foot function during gait and clinical applications. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (177), 23-33.
- Keenan, A. M., & Tanner, C. M. (2001). The effect of high-Dye and low-Dye taping on rearfoot motion. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(5), 255-261.
- Keenan, A., Redmond, A. C., Horton, M., Conaghan, P. G., & Tennant, A. (2007). The Foot Posture Index: Rasch analysis of a novel, foot-specific outcome measure. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 88-93. doi:10.1016/j.apmr.2006.10.005
- Kelly, L. A., Racinais, S., Tanner, C. M., Grantham, J., & Chalabi, H. (2010). Augmented low dye taping changes muscle activation patterns and plantar pressure during treadmill running. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(10), 648-655. doi:10.2519/jospt.2010.3164
- Kirby, K. A. (1992). The medial heel skive technique. Improving pronation control in foot orthoses. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 82(4), 177-188.
- Knapik, J. J., Darakjy, S., Swedler, D., Amoroso, P., & Jones, B. H. (2008). Parachute ankle brace and extrinsic injury risk factors during parachuting. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 79(4), 408-415.
- Knapik, J. J., Spiess, A., Swedler, D. I., Grier, T. L., Darakjy, S. S., & Jones, B. H. (2010). Systematic review of the parachute ankle brace: injury risk reduction and cost effectiveness. *American Journal of Preventive Medicine*, 38(1 Suppl), S182-188. doi:10.1016/j.amepre.2009.10.012

- Lange, B., Chipchase, L., & Evans, A. (2004). The effect of low-Dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 34(4), 201-209.
- Lelievre J. (1973). Patología del pie. Recuperado Enero 24, 2011, a partir de <http://www.google.com/search?sclient=psy&hl=es&source=hp&q=Instituto+de+biomec%C3%A1nica+de+Valencia.+Biomec%C3%A1nica+de+la+marca+humana+normal+y+patol%C3%B3gica.+Generalitat+Valenciana%2C+1993.&aq=f&aqi=&aql=&oq=>
- Luque A, Fuentes MT, Fernandez M. (2009). El vendaje neuromuscular (II): aplicaciones prácticas en lesiones del pie. *Salud del pie*, 2, 17-21.
- Lutter, L. D. (1981). Cavus foot in runners. *Foot & Ankle*, 1(4), 225-228.
- Lysens, R. J., Ostry, M. S., Vanden Auweele, Y., Lefevre, J., Vuylsteke, M., & Renson, L. (1989). The accident-prone and overuse-prone profiles of the young athlete. *The American Journal of Sports Medicine*, 17(5), 612-619.
- McCulloch, M. U., Brunt, D., & Vander Linden, D. (1993). The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 17(1), 2-10.
- McGuine, T. A., Greene, J. J., Best, T., & Levenson, G. (2000). Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 10(4), 239-244.
- McPoil, T. G., Adrian, M., & Pidcoe, P. (1989). Effects of foot orthoses on center-of-pressure patterns in women. *Physical Therapy*, 69(2), 149-154.
- Meana, M., Alegre, L. M., Elvira, J. L. L., & Aguado, X. (2008). Kinematics of ankle taping after a training session. *International Journal of Sports Medicine*, 29(1), 70-76. doi:10.1055/s-2007-965126
- Medina Porqueres I, Luque Suarez A. (2009). Vendajes funcionales en traumatología deportiva (ebook). Malaga: Canales 7.

- Meier, K., McPoil, T. G., Cornwall, M. W., & Lyle, T. (2008). Use of antipronation taping to determine foot orthoses prescription: a case series. *Research in Sports Medicine (Print)*, 16(4), 257-271. doi:10.1080/15438620802310842
- Michaud TC. (1993). *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. Baltimore: William & Wilkins.
- Morrison, S. C., & Ferrari, J. (2009). Inter-rater reliability of the Foot Posture Index (FPI-6) in the assessment of the paediatric foot. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2, 26. doi:10.1186/1757-1146-2-26
- Mueller, M. J., Host, J. V., & Norton, B. J. (1993). Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83(4), 198-202.
- Murray H. (2001). The Effects of Kinesio Taping on Proprioception in the Ankle and in the Knee. *J Orthop Sports Phys Ther*, 31, A31.
- Nielsen, R. G., Rathleff, M. S., Moelgaard, C. M., Simonsen, O., Kaalund, S., Olesen, C. G., Christensen, F. B., et al. (2010). Video based analysis of dynamic midfoot function and its relationship with Foot Posture Index scores. *Gait & Posture*, 31(1), 126-130. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.09.012
- Nishikawa, T., Kurosaka, M., Yoshiya, S., Lundin, T. M., & Grabiner, M. D. (2002). Effects of prophylactic ankle supports on pronation during gait. *International Orthopaedics*, 26(6), 381-385. doi:10.1007/s00264-002-0362-4
- Noakes, H., & Payne, C. (2003). The reliability of the manual supination resistance test. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93(3), 185-189.
- Nolan, D., & Kennedy, N. (2009). Effects of low-dye taping on plantar pressure pre and post exercise: an exploratory study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10, 40. doi:10.1186/1471-2474-10-40
- Nubé, V. L., Molyneaux, L., & Yue, D. K. (2006). Biomechanical risk factors associated with neuropathic ulceration of the hallux in people with diabetes mellitus. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96(3), 189-197.

- **O'Sullivan, K., Kennedy, N., O'Neill, E., & Ni Mhainin, U. (2008).** The effect of low-dye taping on rearfoot motion and plantar pressure during the stance phase of gait. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9, 111. doi:10.1186/1471-2474-9-111
- **Ozer, D., Senbursa, G., Baltaci, G., & Hayran, M. (2009).** The effect on neuromuscular stability, performance, multi-joint coordination and proprioception of barefoot, taping or preventative bracing. *Foot (Edinburgh, Scotland)*, 19(4), 205-210. doi:10.1016/j.foot.2009.08.002
- **Paton, J. S., & Spooner, S. K. (2006).** Effect of extrinsic rearfoot post design on the lateral-to-medial position and velocity of the center of pressure. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96(5), 383-392.
- **Pedowitz, D. I., Reddy, S., Parekh, S. G., Huffman, G. R., & Sennett, B. J. (2008).** Prophylactic bracing decreases ankle injuries in collegiate female volleyball players. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(2), 324-327. doi:10.1177/0363546507308358
- **Pérez P, Gascó J, Merino MA, Sandá A, Moll R, Castillo V. (s.d.).** Influencia del vendaje neuromuscular sobre la presión plantar durante la marcha. *Fisioterapia* 32(3), 111-5.
- **Pijnappel, H, T. (2009).** Medical taping concept. www.medicaltaping.com.
- **Piulachs P. (1975).** Lecciones de Patología quirúrgica. Toray.
- **Purcell, S. B., Schuckman, B.E., Docherty, C. L., Schrader, J., & Poppy, W. (2009).** Differences in ankle range of motion before and after exercise in 2 tape conditions. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(2), 383-389. doi:10.1177/0363546508325925
- **Redmond A, Burns J, Crosbie, J, Ouvrier R, Peat J.** An initial appraisal of the validity of a criterion based observational clinical rating system for foot posture. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001; 31: 160.
- **Redmond, A. C., Crosbie, J., & Ouvrier, R. A. (2006).** Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Postu-

- re Index. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 21(1), 89-98. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002
- Refshauge, K. M., Raymond, J., Kilbreath, S. L., Pengel, L., & Heijnen, I. (2009). The effect of ankle taping on detection of inversion-eversion movements in participants with recurrent ankle sprain. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(2), 371-375. doi:10.1177/0363546508324309
- Reilly, K., Barker, K., Shamley, D., Newman, M., Oskrochi, G. R., & Sandall, S. (2009). The role of foot and ankle assessment of patients with lower limb osteoarthritis. *Physiotherapy*, 95(3), 164-169. doi:10.1016/j.physio.2009.04.003
- Rome, K., & Brown, C. L. (2004). Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clinical Rehabilitation*, 18(6), 624-630.
- Ryan, J. B., Hopkinson, W. J., Wheeler, J. H., Arciero, R. A., & Swain, J. H. (1989). Office management of the acute ankle sprain. *Clinics in Sports Medicine*, 8(3), 477-495.
- **S**alter RB. (2005). *Trastornos y lesiones del sistema músculo-esquelético*. Barcelona: Masson.
- Salvat I, Alonso A. (2010). Efectos inmediatos del kinesio taping en la flexión lumbar. *Fisioterapia*, 32(2), 57-65.
- Sawkins, K., Refshauge, K., Kilbreath, S., & Raymond, J. (2007). The placebo effect of ankle taping in ankle instability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(5), 781-787. doi:10.1249/MSS.0b013e3180337371
- Scott, G., Menz, H. B., & Newcombe, L. (2007). Age-related differences in foot structure and function. *Gait & Posture*, 26(1), 68-75. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.07.009
- Scherer, P. R., & Sobiesk, G. A. (1994). The center of pressure index in the evaluation of foot orthoses in shoes. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 11(2), 355-363.

- █ Sell, K. E., Verity, T. M., Worrell, T. W., Pease, B. J., & Wigglesworth, J. (1994). Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19(3), 162-167.

- █ Sharpe, S. R., Knapik, J., & Jones, B. (1997). Ankle braces effectively reduce recurrence of ankle sprains in female soccer players. *Journal of Athletic Training*, 32(1), 21-24.

- █ Sijmonsma, J. (2007). *Taping neuro muscular* (1º ed.). Cascais: Aneid.

- █ Simoneau, G. G., Degner, R. M., Kramper, C. A., & Kittleson, K. H. (1997). Changes in ankle joint proprioception resulting from strips of athletic tape applied over the skin. *Journal of Athletic Training*, 32(2), 141-147.

- █ Simpson, MR. Benign Joint Hypermobility Syndrome: Evaluation, Diagnosis, and Management. *The Journal of American Osteopathic Association*. Vol 106 • No 9 • September 2006 • 531-536

- █ Słupik, A., Dwornik, M., Białoszewski, D., & Zych, E. (2007). Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja*, 9(6), 644-651.

- █ Sobel, E., Levitz, S., Caselli, M., Brentnall, Z., & Tran, M. Q. (1999). Natural history of the rearfoot angle: preliminary values in 150 children. *Foot & Ankle International / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 20(2), 119-125.

- █ Staheli, L. T., Chew, D. E., & Corbett, M. (1987). The longitudinal arch. A survey of eight hundred and eighty-two feet in normal children and adults. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 69(3), 426-428.

- █ Thacker, S. B., Stroup, D. F., Branche, C. M., Gilchrist, J., Goodman, R. A., & Weitman, E. A. (1999). The prevention of ankle sprains in sports. A systematic review of the literature. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(6), 753-760.

- Thelen, M. D., Dauber, J. A., & Stoneman, P. D. (2008). The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(7), 389-395. doi:10.2519/jospt.2008.2791
- Trojian, T. H., & McKeag, D. B. (2006). Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. *British Journal of Sports Medicine*, 40(7), 610-613; discussion 613. doi:10.1136/bjism.2005.024356
- Tudor, A., Ruzic, L., Sestan, B., Sirola, L., & Prpic, T. (2009). Flat-footedness is not a disadvantage for athletic performance in children aged 11 to 15 years. *Pediatrics*, 123(3), e386-392. doi:10.1542/peds.2008-2262
- Tweed, J. L., Campbell, J. A., & Avil, S. J. (2008). Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(6), 436-444.
- Van Gheluwe, B., & Dananberg, H. J. (2004). Changes in plantar foot pressure with in-shoe varus or valgus wedging. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94(1), 1-11.
- Vanhees, L., Lefevre, J., Philippaerts, R., Martens, M., Huygens, W., Troosters, T., & Beunen, G. (2005). How to assess physical activity? How to assess physical fitness? *European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation: Official Journal of the European Society of Cardiology, Working Groups on Epidemiology & Prevention and Cardiac Rehabilitation and Exercise Physiology*, 12(2), 102-114.
- Vera FJ, Martinez-Gramage J, San Miguel R, Ortiz R, Vilanova P, Salvador EM, Delgado N, Tortajada N, Valero J. (2010). Efecto del Kinesio taping sobre la respuesta refleja de los músculos bíceps femoral y gemelo externo. *Fisioterapia*, 32, 4-10.
- Verhagen, E. A., van Mechelen, W., & de Vente, W. (2000). The effect of preventive measures on the incidence of ankle sprains. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 10(4), 291-296.

- ▮ Vicenzino, B., Franettovich, M., McPoil, T., Russell, T., & Skardoon, G. (2005a). Initial effects of anti-pronation tape on the medial longitudinal arch during walking and running. *British Journal of Sports Medicine*, 39(12), 939-943; discussion 943. doi:10.1136/bjism.2005.019158
- ▮ Vicenzino, B., Franettovich, M., McPoil, T., Russell, T., & Skardoon, G. (2005b). Initial effects of anti-pronation tape on the medial longitudinal arch during walking and running. *British Journal of Sports Medicine*, 39(12), 939-943; discussion 943. doi:10.1136/bjism.2005.019158
- ▮ Vicenzino, B., Griffiths, S. R., Griffiths, L. A., & Hadley, A. (2000). Effect of antipronation tape and temporary orthotic on vertical navicular height before and after exercise. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 30(6), 333-339.
- ▮ Viladot A. (1989). *Quince lecciones sobre patología del pie*. Barcelona: Masson.
- ▮ Williams, D. S., McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16(4), 341-347.
- ▮ Wong, L., Hunt, A., Burns, J., & Crosbie, J. (2008a). Effect of foot morphology on center-of-pressure excursion during barefoot walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(2), 112-117.
- ▮ Wong, L., Hunt, A., Burns, J., & Crosbie, J. (2008b). Effect of foot morphology on center-of-pressure excursion during barefoot walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(2), 112-117.
- ▮ Yates, B., & White, S. (2004). The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(3), 772-780.
- ▮ Zernicke, R. F., Hoy, M. G., & Whiting, W. C. (1985). Ground reaction forces and center of pressure patterns in the gait of children with amputation: preliminary report. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 66(11), 736-741.

Capítulo V
Anexos



SPICUM
servicio de publicaciones

Anexo 1: Cuestionario confort y estabilidad

TÉCNICA 3

5. ¿Qué grado de confort te ha proporcionado este vendaje?

- 0
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5

6. ¿Qué grado de estabilidad te ha proporcionado este vendaje?

- 0
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5

NOTA

- 0: nada**
- 1: muy poco**
- 2: poco**
- 3: bien**
- 4: muy bien**
- 5: excelente**

Anexo 2: Consentimiento informado

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

D./ña. _____, de ____ años de edad y con DNI nº _____, manifiesta que ha sido informado/a sobre los objetivos del Proyecto de Investigación titulado “Efectividad a corto plazo del vendaje neuromuscular y vendaje funcional en la corrección del retropié pronado y supinado”

He sido informado/a que mi participación en este estudio no supone ningún perjuicio sobre mi bienestar y salud.

He sido también informado/a de que mis datos personales será protegidos.

Me comprometo a cumplir las recomendaciones relativas al estudio, que serán:

1. Cuidado y mantenimiento del vendaje durante la duración del estudio.
2. En caso de cualquier duda sobre la terapia aplicada podrá contactar con el investigador: aluques@uma.es

Tomando ello en consideración, OTORGO mi CONSENTIMIENTO a que esta encuesta y medición tenga lugar y sea utilizada para cubrir los objetivos especificados en el proyecto.

Málaga, a _____ de _____ de 2010.

Fdo.

Anexo 3: Hoja de recogida de datos índice postura del pie

Nombre del paciente

Nº historia

	Criterios	Plano	Puntuación 1 Fecha		Puntuación 1 Fecha		Puntuación 1 Fecha	
			Comentario		Comentario		Comentario	
			Izquierdo - 2 a +2	Derecho - 2 a +2	Izquierdo - 2 a +2	Derecho - 2 a +2	Izquierdo - 2 a +2	Derecho - 2 a +2
R E T	Palpación cabeza del astrágalo	Transverso						
R O P	Curvatura supra e inframaleolar lateral	Frontal / Transverso						
I É	Calcáneo plano frontal	Frontal						
A N T	Prominencia región talonavicular	Transverso						
E P I	Congruencia arco longitudinal interno	Sagital						
É	Abd / ad antepié respecto retropié	Transverso						
	Total							

Valores de referencia

Normal = 0 a +5

Pronado = +6 a +9 Altamente pronado 10 +

Supinado = -1 a -4 Altamente supinado 5 a -12



SPICUM
servicio de publicaciones