

MANEJO CONSERVADOR. ¿QUÉ DEBE SABER EL TRAUMATÓLOGO?

A. M. Orejana García

*Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología. Clínica Universitaria de Podología.
Universidad Complutense de Madrid*

4

Introducción

El pie cavo se caracteriza por la presencia de un elevado arco interno asociado a una posición del tarso en supinación y una posición en flexión plantar del primer radio. Estas características morfológicas llevan al pie a tener un comportamiento mecánico que le predispone al desarrollo de cuadros de inestabilidad mecánica y, sobre todo, de cuadros dolorosos. Se estima que el 60% de los pacientes que presentan pie cavo llegan a desarrollar a lo largo de su vida cuadros dolorosos que pueden focalizarse en diferentes regiones anatómicas como los sesamoideos, metatarsófalángicas menores, fascia plantar o tendones peroneos⁽¹⁾. El principal objetivo del tratamiento conservador deberá ser el control de estos cuadros dolorosos. Para ello disponemos de dispositivos ortopédicos como las plantillas y las férulas, así como de terapias físicas. El objetivo del presente capítulo es describir los tratamientos ortopédicos, sus indicaciones, así como sus efectos clínicos y mecánicos.

Revisión del estado actual del tratamiento ortopédico del pie

Aunque no se han encontrado metaanálisis que analicen el efecto de las plantillas ortopédicas en el tratamiento del pie cavo, hay varios ensayos clínicos y estudios transversales que analizan el efecto inmediato y a 3 meses de las plantillas ortopédicas. Hay bastante heterogeneidad en las características de las plantillas usadas en los estudios. A pesar de todo, estos trabajos ponen de manifiesto la utilidad de las



<https://doi.org/10.24129/j.mact.1401.fs2205005>

© 2023 SEMCPT. Publicado por Imaidea Interactiva en FONDOSCIENCE® (www.fondoscience.com).

Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (www.creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

plantillas en el control de la clínica dolorosa que presentan los pacientes con pie cavo.

Las plantillas ortopédicas han demostrado que reducen la sintomatología dolorosa en los pacientes con pie cavo, sobre todo cuando este dolor se focaliza en el tarso⁽²⁾. El uso durante 3 meses de plantillas termoconformadas en polipropileno de 3 mm redujo el dolor en estos pacientes en un 74% y mejoró los niveles de función del pie en un 45%, aunque solo un 27% de los pacientes mostraron un alivio completo de su dolor. Estos cambios sintomáticos se acompañaron de modificaciones en las presiones plantares, sobre todo en antepié y retropié, que se redujeron un 26%⁽³⁾.

Sin embargo, los análisis de regresión no han mostrado una relación entre la mejoría sintomática que refieren los pacientes al usar plantillas y la disminución en los valores del pico de presión máxima y de la integral presión tiempo. La edad, el índice de masa corporal (IMC), la duración de los síntomas o el nivel educativo de los sujetos tampoco se relacionaron con la mejora del dolor^(2,4). Por el contrario, Najafi *et al.*⁽⁴⁾ sí pudieron explicar el 73% de la variación dolorosa que presentan los pacientes con tratamiento ortopédico. Su modelo de regresión lineal mostró que el cambio en el dolor estaba relacionado con las puntuaciones de dolor iniciales en el Foot Health Status Questionnaire (FHSQ) (los sujetos con más dolor inicial pueden beneficiarse más de la plantilla), el IMC (los sujetos con valores más altos pueden beneficiarse más de la plantilla), el grado de deformidad del pie medido con el Foot Posture Index (a mayor deformidad mayor beneficio ortopédico), la reducción de la integral presión tiempo y una mayor distribución de las presiones plantares que midieron con el índice dinámico de presiones plantares.

La utilización de cuñas pronadoras de manera aislada o incorporadas a plantillas se ha mostrado que genera un incremento en el rango de eversión, así como en el momento pronador y el impulso eversor del tobillo. Los estudios hacen referencia al tobillo al utilizar sistemas de análisis de la marcha que contemplan el pie como un único segmento. La magnitud de estos cambios muestra una relación inversa con la altura y la rigidez del arco interno. Cuando se coloca la cuña pronadora en una plantilla de EVA bidensidad (con la columna interna de menor densidad que la externa), se reducen los cambios cinéticos

un 50% y estos cambios no se observan cuando la plantilla es de EVA de alta densidad⁽⁵⁾. Los cambios cinemáticos que se observan al colocar cuñas pronadoras han mostrado tener una relación inversa con la velocidad de marcha de los sujetos estudiados⁽⁶⁾. La presencia de un morfotipo cavo del pie ha mostrado que los cambios cinéticos y cinemáticos observados son un 40% menores a los observados en morfotipos de pie neutro o plano⁽⁵⁾. De igual manera, en sujetos con inestabilidad lateral de tobillo se ha observado que estos cambios son también de menor magnitud⁽⁷⁾.

El desplazamiento del centro de presiones hacia lateral y el incremento del brazo de momento eversor que se genera al colocar las cuñas pronadoras son los responsables de los cambios cinéticos^(7,8) y han mostrado una fuerte relación con el momento inversor interno del tobillo y el impulso del momento inversor interno ($r = 0,759$; $p < 0,001$)⁽⁹⁾. Estos cambios cinéticos y cinemáticos se han relacionado con un incremento del estrés en estructuras mediales del tobillo^(9,10) y una disminución del estrés en los tendones peroneo lateral largo (PLL) y corto (PLC), sobre todo en la mitad de la fase de apoyo de la marcha⁽¹⁰⁾.

La colocación de plantillas ha mostrado efectos sobre la musculatura de la pierna. Las plantillas de polipropileno con relleno de la columna externa en EVA han mostrado en pacientes con pie cavo una disminución del tiempo de activación del PLL durante la fase de apoyo completo y la fase propulsiva, y una disminución del pico máximo de amplitud tanto del PLL como del gemelo externo. Estos datos sugieren una menor actividad de la musculatura encargada de decelerar los momentos inversores externos que soportan los pacientes con pies cavos⁽¹¹⁾. También se ha observado disminución de la actividad muscular del PLL al colocar solo cuñas pronadoras y estos cambios se obtienen con independencia de la altura de la cuña⁽¹²⁾.

Se echa en falta en los estudios analizados que se reflejen las complicaciones que han encontrado. Solo Burns *et al.*⁽³⁾ reflejaron que el 9% de los sujetos tratados con ortesis de polipropileno desarrollaron problemas (dolor de pie adicional 5%, irritación de la piel 1%, inestabilidad lateral del tobillo 3%), si bien en el grupo control (plantilla de poron de 3 mm) el porcentaje de sujetos que desarrollaron problemas fue del 15% (un 15% desarrolló dolores adicionales en otras regiones del pie).

Abordaje conservador de pie cavo

Plantillas ortopédicas (Figuras 1, 2 y 3)

Constituyen el elemento ortopédico más utilizado en el tratamiento de la clínica dolorosa de los pacientes con pie cavo. El diseño del tratamiento ortopédico estará condicionado por el síntoma clínico que presente el paciente y el tipo de fuerzas que predomina en su desarrollo (por incremento en la tensión de las partes blandas o de la compresión que soportan las estructuras óseas y las articulaciones).

También debemos tener presente que durante el ciclo de la marcha las fuerzas de reacción del suelo (FRS) tienen un desplazamiento desde posterior hacia anterior y que las modificaciones ortopédicas solo son efectivas cuando las zonas anatómicas donde se localizan están soportando FRS. Así pues, nuestras plantillas deben llevar modificaciones ortopédicas que generen cambios en el momento supinador que generan las FRS durante los 3 *rocker* del ciclo de la marcha. Las características de estas modificaciones ortopédicas las describiremos en los siguientes puntos.

Cuñas pronadoras del retropié

Es la pieza ortopédica que más se ha relacionado con el tratamiento del pie cavo. Presentan la

máxima altura en el borde lateral y posterior del talón y mueren a cero hacia medial en la zona central y hacia distal en la base del 5.º metatarsiano. En el caso de la cuña pronadora larga, muere hacia distal retrocapital en M5.

Pueden ser extrínsecas, que se añaden a la plantilla por su superficie plantar, o intrínsecas, que se generan como modificación del molde del paciente antes de conformar la plantilla. La mayoría de las plantillas hechas en materiales acomodativos llevan cuñas pronadoras extrínsecas y es más habitual la colocación de las cuñas pronadoras intrínsecas en plantillas hechas en materiales más rígidos.

Dada su localización anatómica, su principal actuación es el primer *rocker* y la fase inicial del segundo *rocker*, diluyéndose su efecto a partir de este momento. Así pues, su principal indicación es el tratamiento de las tendinopatías de peroneos y la inestabilidad lateral del tobillo asociadas a la presencia de un pie cavo.

El principal punto oscuro para la prescripción de esta modificación ortopédica está relacionado con la altura que debe llevar. No existe una correlación con la severidad de los síntomas clínicos, el grado de deformidad del pie o el grado de daño que presentan los tejidos. Sin embargo, podemos tomar como referencia para determinar las características de esta cuña la proyección del eje de la articulación subastragalina (ASA) sobre

la superficie plantar del pie. Descrita en 1987 por Kirby⁽¹³⁾, esta técnica describe que en condiciones de normalidad el eje de la ASA tiene una orientación de posterior hacia anterior y de lateral hacia medial, quedando un tercio de la superficie plantar del talón lateral al eje de la ASA. De esta manera, cuando las FRS caen laterales al eje de la ASA generan un momento de fuerza pronador y cuando caen mediales generan un momento de fuerza supinador⁽¹⁴⁾.

Si tomamos como referencia esta situación



Figura 1. Cambios observados en la posición del talón con la colocación de una plantilla con cuña pronadora del retropié, balance en eversión, cuña pronadora del antepié y disminución de la altura del arco longitudinal interno (ALI).



Figura 2. Cambios observados en la posición de supinación del pie con la colocación de una plantilla con cuña pronadora del retropié, balance en eversión, cuña pronadora del antepié y disminución de la altura del arco longitudinal interno (ALI).



Figura 3. Cambios observados en la tensión de los peroneos con la colocación de una plantilla con cuña pronadora del retropié, balance en eversión, cuña pronadora del antepié y disminución de la altura del arco longitudinal interno (ALI).

clínica, podemos determinar el área del talón que debe ocupar la cuña pronadora para generar el mayor efecto pronador sobre el tarso. Cuando valoramos esta situación en nuestros pacientes, observamos que la zona del talón donde las FRS generan un momento pronador es pequeña. Por tanto, se tiende a usar cuñas pronadoras de mayor inclinación (unos 15°) que las descritas en los estudios para generar un incremento del gradiente pronador en el borde lateral del talón sin inva-

dir la zona del talón que queda medial al eje de la ASA.

La altura de la cuña pronadora, pues, es algo que se determina mejor durante el proceso de fabricación de la plantilla según como quede la localización del eje de la ASA. Es más sencillo calcular esta situación cuando se generan cuñas intrínsecas, ya que se hacen con una inclinación de 15° ocupando toda la zona lateral al eje de la ASA. Las cuñas extrínsecas, al ser prefabricadas, suelen tener inclinaciones inferiores a los 10° , por lo que el incremento de su altura está asociado a un incremento en anchura que las lleva a ocupar zonas plantares del talón que quedan mediales al eje de la ASA. Esto lleva a disminuir el momento pronador neto que generan.

Balance en eversión

Fue descrito por Root al describir el concepto de ortesis funcional⁽¹⁵⁾. Esta modificación intrínseca (siempre se hace sobre el molde del paciente) se genera en el antepié

y solo puede hacerse en plantillas que se conformen en materiales rígidos. Permite generar un gradiente pronador en la superficie de la plantilla que contacta con el pie, mientras que la superficie inferior de la plantilla se mantiene coplanar al suelo para garantizar su estabilidad. Este gradiente pronador se extiende por toda la columna externa del pie, por lo que incrementa las FRS en la columna externa durante todo el segundo rocker desplazando el centro de presiones hacia

lateral y favoreciendo el momento eversor sobre el tarso. Favorece el tratamiento de las tendinopatías de peroneos, sobre todo de PLC, al disminuir el estrés tensil que soportan estos tendones en esta fase del ciclo de la marcha (disminuye el momento eversor intrínseco que generan los peroneos).

Además, tiene efecto sobre la cuña pronadora del retropié incrementando su altura al incrementar su inclinación. Se puede considerar una modificación que potencia los efectos de la cuña pronadora del retropié mientras esta actúa y los mantiene hasta finalizar el segundo *rocker*.

También genera una modificación de la pendiente del arco longitudinal interno (ALI). Al generar una eversión del molde del paciente, se produce una menor inclinación del ALI, que se traduce en una disminución de su altura. De esta manera, se disminuye el momento supinador que genera el ALI al disminuir las FRS que genera.

El efecto mecánico de esta modificación ortopédica se ve muy alterado cuando el material en el que se ha conformado la plantilla se fatiga. Esto permite que la plantilla ya no sea estable y que la columna externa no pueda soportar las fuerzas de flexión que se generan sobre ella en el segundo *rocker*. El resultado de ambas situaciones genera una disminución del gradiente pronador de la plantilla en la columna externa, disminuyendo su efecto mecánico. Esta razón suele llevar a elegir materiales rígidos en la base de la plantilla que tardan en fatigar.

Altura del arco longitudinal interno

Se localiza en una región de la planta del pie que está medial al eje de la ASA. Por tanto, es una modificación ortopédica que genera un elevado momento supinador sobre el tarso. Sobre todo, en los pacientes con pie cavo que presentan un ALI elevado. Nuestro objetivo en los pacientes con pie cavo es disminuir el momento supinador que soportan las articulaciones del tarso. Así pues, en estos pacientes debemos disminuir la altura del arco interno para disminuir el momento supinador neto que generan las FRS. Técnicamente, esta situación puede conseguirse de diferentes maneras que elegiremos en función del síntoma clínico del paciente. No obstante, en la mayoría de los pacientes se suelen combinar.

Como ya hemos descrito, puede conseguirse mediante el balance en eversión. Este tipo de descenso del ALI no genera descensos del ALI importantes y permite que el contacto entre el ALI del paciente y de la plantilla se genere con el tarso en una situación de cierta pronación. Suele utilizarse en aquellos pacientes que tienen asociado al pie cavo una fasciopatía plantar, un dolor compresivo dorsal de mediopié o un dolor compresivo en las cabezas metatarsales (metatarsalgias del segundo *rocker*).

También podemos disminuir la altura del arco interno mediante modificaciones de la altura del ALI que tiene el molde del paciente. Esta situación suele generar una disminución del apoyo del ALI del paciente en el ALI de la plantilla. Disminuye mucho el momento supinador que genera el ALI, pero también los pacientes suelen tener menos sensación de confort con la plantilla. Suele utilizarse en pacientes que presentan sintomatología en el tarso posterior.

Finalmente, se puede disminuir la altura del ALI estrechando la plantilla por su región medial. Esta situación es muy útil en pacientes con pie cavo, ya que permite un mejor acople de la plantilla a la horma del calzado favoreciendo su utilización al disminuir su volumen.

Cuñas pronadoras del antepié

Son modificaciones extrínsecas que se colocan en la región lateral del antepié. La máxima altura se localiza en el borde lateral del antepié y muere a cero en el primer espacio intermetatarsal. Es una modificación que se puede poner en cualquier tipo de plantillas (rígidas y acomodativas). Van a incrementar las FRS en la región lateral del antepié, por lo que va a generar un momento eversor durante el segundo y el tercer *rocker*.

En el contexto del tratamiento de un pie cavo es una modificación muy importante, ya que se localiza en la región del pie más alejada del eje de la ASA (la que presenta mayor brazo de momento eversor), por lo que junto con el balance en eversión es la modificación ortopédica que más influye en modificar la posición de inversión del pie cavo. La altura de la cuña pronadora que se coloca suele oscilar entre 3 y 6 mm, aunque la altura que se necesita colocar en los pacientes con pie cavo está muy relacionada con el grado

de antepié valgo que presente el paciente. Debe rellenar el espacio que hay entre M5 y el suelo.

Modificaciones ortopédicas del antepié (piezas retrocapitales y fenestraciones)

Los pacientes con pie cavo suelen tener un aumento del ángulo de inclinación de los metatarsianos y deformidades en garra de los dedos. Estas situaciones generan un incremento de las presiones subcapitales que llevan al desarrollo de metatarsalgias que suelen ser mixtas o del segundo *rocker*. Son mucho menos frecuentes las del tercer *rocker* en estos pacientes. En este contexto, la colocación de la pieza retrocapital y la altura de esta vienen determinadas por la respuesta que tengamos a la maniobra de Kelikian. Colocaremos una pieza retrocapital alta (7 mm o más en látex de densidad media) en los pacientes con pie cavo que reduzcan la extensión de las articulaciones metatarsofalángicas al realizar esta maniobra. Por el contrario, esta pieza será baja (menos de 5 mm en látex de densidad media) cuando se reduce levemente la posición de extensión de estas articulaciones. No se debe incluir una pieza retrocapital en aquellos pacientes que no reducen nada la posición de extensión metatarsofalángica, ya que su colocación solo generará incremento de fuerza compresiva en las partes blandas retrocapitales que llevan al paciente a no tolerar la pieza.

La colocación de vaciados subcapitales (fenestraciones) es una situación que disminuye de manera importante la presión que se focaliza en las cabezas metatarsales. Están indicadas cuando existen entre 1 y 3 cabezas metatarsales en una situación de flexión plantar respecto del resto de los metatarsianos y esta posición no se reduce al realizar la maniobra de Kelikian. Deben circunscribirse al metatarsiano afectado. Suelen tener una profundidad de 3 mm por defecto y solo se rellenan de material viscoelástico como el poron cuando la fenestración incluye 3 o 4 cabezas metatarsales. En los casos que incluyen 1 o 2 cabezas metatarsales, se dejan sin relleno.

Finalmente, cabe señalar que las coberturas de las plantillas deben ser en materiales que absorban energía cuando los pacientes con pie cavo presentan sintomatología clínica en el antepié.

Talonerías

Los pacientes con pies cavos presentan equinos semirrígidos del antepié. Esta situación va a generar que los pacientes presenten un incremento de las fuerzas compresivas en la región dorsal de las articulaciones del tarso medio. También incrementa la presión en las cabezas metatarsales y favorece que el tobillo esté en una posición de mayor flexión dorsal para permitir al paciente tener un apoyo plantígrado. Esta situación favorece el incremento de estrés tensil tanto en la fascia plantar como en el tendón de Aquiles.

La colocación de una talonera corta que reduzca parcialmente la posición de equino del antepié tiene como objetivo en estos pacientes la disminución de las fuerzas compresivas en la región plantar de las cabezas metatarsales y en la región dorsal de las articulaciones del mediopié. Por tanto, cuando los pacientes con pie cavo desarrollan cuadros sintomáticos en estas regiones se deben incluir talonerías de 4-5 mm en el tratamiento ortopédico.

Por otra parte, favorece que se obtenga el apoyo plantígrado en una situación de menos flexión dorsal del tobillo, lo que disminuye la tensión del Aquiles y de la fascia plantar. En los casos donde el paciente desarrolla dolor insercional del Aquiles o en la región plantar del talón, la altura de la talonera debe ser algo mayor (entre 5 y 8 mm) y suele asociarse en las fasciopatías a una fenestración del talón de 4 mm rellena de poron para disminuir las FRS que soporta la tuberosidad interna del calcáneo.

Limitaciones de las plantillas

No hay una guía clara para determinar los pacientes que se benefician del uso de una plantilla ortopédica y aquellos donde no está indicada su utilización. Sin embargo, los resultados del tratamiento con plantillas son pobres cuando los pacientes con pie cavo presentan uno o varios de estos datos clínicos:

1. Al proyectar el eje de la ASA en la superficie plantar del pie encontramos que parte del borde lateral del talón y no deja ningún área lateral al eje. En esta situación cualquier modificación ortopédica que coloquemos en la región del retropié no ge-

nerará momento pronador sino supinador, por lo que estos pacientes tendrán la sensación subjetiva de tener mayor grado de inestabilidad lateral, sobre todo el primer *rocker* y el inicio del segundo *rocker*.

2. Rango de eversión de la ASA limitado. Cuando la valoración clínica muestra valores que se aproximan a los 0° de eversión, los cambios cinéticos y cinemáticos que pueden generar las modificaciones ortopédicas son pequeños. Esto reduce los efectos sobre la clínica del paciente.
3. Tobillo en una posición de equino estructurada. Suele asociarse a una posición de la ASA estructurada en varo, por lo que apenas queda área del talón lateral al eje de la ASA. En estas circunstancias, la colocación de taloneras para conseguir un apoyo plantígrado genera un incremento de fuerzas en la región del talón medial al eje de la ASA, por lo que, aunque se consigue una situación de apoyo plantígrado, es a costa de incrementar el momento supinador sobre el tarso.
4. Presencia de una inestabilidad mecánica del tobillo. El daño de las estructuras ligamentosas del tobillo genera un desacople cinemático pierna-pie que limita los efectos de la plantilla, sobre todo en terrenos irregulares.

Férulas (Figura 4)

Son dispositivos que los pacientes no siempre aceptan de manera positiva y con frecuencia no las consideran útiles para mejorar sus limitaciones funcionales⁽¹⁶⁾. Se estima que más de un tercio de los pacientes con Charcot-Marie-Tooth no se encuentran satisfechos con el uso de férulas de pie y tobillo (AFO). La principal queja fueron problemas dolorosos y/o dérmicos relacionados con la utilización de la AFO (el 32% referían molestias, el 35% abrasiones o irritaciones y el 36% dolor derivado del uso de la AFO), pero el aspecto estético de la AFO fue citado por el 42% de los sujetos como causa de insatisfacción para su utilización⁽¹⁷⁾.

Generan una disminución de la rotación externa/interna de la pierna y una disminución del movimiento de inversión/eversión del tobillo y del tarso. Proporcionan una mayor estabilidad



Figura 4. Férula de Richie en paciente con pie cavo.

en los planos frontal y transversal disminuyendo la magnitud del momento pronador que necesitan generar las partes blandas para compensar el momento supinador externo generado por las FRS. Su mayor efecto terapéutico está relacionado con dolores que presente el paciente en el tarso y la columna externa asociados a inestabilidad lateral.

Las indicaciones para la prescripción de una férula son un aspecto controvertido. La principal indicación para tratar un pie cavo con AFO es la incapacidad para controlar la sintomatología clínica con plantillas, tanto si se usan de forma aislada como si se asocian a otros elementos que actúan por encima de la articulación del tobillo.

Entre estos elementos se encuentran el calzado supramaleolar, así como los estabilizadores bivalva o las cinchas elásticas que se colocan alrededor del tobillo en rotación interna. En muchos casos se recurre a complementar la plantilla ortopédica con estos elementos ante el rechazo del paciente por las AFO por miedo a no tolerarlas o a tener conflictos para poder encontrar calzado adecuado.

Las AFO que se pueden indicar en estos pacientes pueden ser con articulación del tobillo libre o rígidas sin articulación del tobillo. Están hechas en polietileno o polipropileno con una cobertura interior en EVA.

Las AFO con articulación libre del tobillo se caracterizan por tener una plantilla con cazoleta y aletas externa e interna altas unidas, a través de una articulación del tobillo, a dos valvas laterales o una valva posterolateral. Estas valvas se fijan a la pierna a través de tiras que, en el caso de los pies cavos y las inestabilidades laterales del tobillo, tienen un cierre de lateral a medial en rotación interna. Es importante que la AFO controle la posición del pie para disminuir el momento supinador que generan las FRS. La férula de Richie es la que mejor control de la posición del pie permite. Aunque originalmente se ha descrito para el tratamiento de los pies planos valgus asociados a disfunción de tibial posterior⁽¹⁸⁾, también puede utilizarse en pies cavos e inestabilidades laterales de tobillo. Su principal característica es que la plantilla que lleva incorporada admite la realización de balances en eversión. Esto nos permite generar en toda la columna externa un gradiente pronador, como hemos explicado en la plantilla, sin que la AFO pierda estabilidad. Además, pueden incorporarse otras modificaciones intrínsecas y extrínsecas, que también pueden llevar las AFO clásicas, como las cuñas pronadoras del retropié, la disminución de altura de ALI y las cuñas pronadoras del antepié.

Las AFO rígidas se caracterizan porque la valva posterior y la plantilla están unidas en una única pieza. Están indicadas en pacientes que presentan deformidades severas donde la movilidad en eversión de la ASA no reduce el varo y la movilidad en flexión dorsal del tobillo no suele reducir su posición de equino. En bipedestación observamos que la proyección del maléolo externo cae alejada del borde lateral del talón y esta situación no se corrige con manipulaciones o correc-

ciones externas. En esta situación, el objetivo de la férula no es modificar la posición que tiene el pie del paciente, sino ejercer una fuerza externa supramaleolar que contrarreste el momento supinador que generan las FRS. Por esta razón, a la hora de tomar el molde para la realización de estas férulas no hay que forzar ninguna corrección de la posición del pie (solo aquellas que se realicen sin resistencia) y la férula deberá adaptarse a la morfología del pie y el tobillo del paciente y se extenderá por la cara posterior de la pierna al menos hasta su tercio medio.

Las prominencias óseas que presentan estos pies en la cara dorsolateral del pie y en el maléolo externo son los principales focos de conflictos para tolerar estas férulas. Deben salvarse mediante vaciados de la zona que eviten la presión. Colocar materiales acomodativos sin hacer el vaciado no suele dar resultados positivos. Deben llevar una estabilización extrínseca que compense parcialmente la posición de equino del tobillo si el paciente la presenta y, sobre todo, que ensanche el apoyo lateral de la férula hasta que la proyección del maléolo externo caiga dentro de la base de sustentación. Estas modificaciones hacen compleja su compatibilidad con un calzado convencional y requieren en muchos casos el uso de un calzado ortopédico hecho a medida.

Ortesis de silicona

Las deformidades digitales en los pacientes con pies cavos incluyen dedos en garra que suelen cursar con un grado variable de lesiones dérmicas en la región dorsal de las articulaciones interfalángicas, en el pulpejo de los dedos y en la uña.

En estas situaciones, el tratamiento conservador consiste en deslaminaciones periódicas de los helomas y tratamiento de las onicopatías. Se debe recomendar el uso de calzados que presenten buena profundidad en la región del antepié y/o que presenten tejidos que permitan cierto grado de deformabilidad para disminuir la presión que soportan los dedos. Sin embargo, posiblemente la colocación de ortesis de silicona es la mejor manera de disminuir la presión focal que tienen estos pacientes en la región dorsal de las articulaciones interfalángicas y el pulpejo de los dedos.

El tipo de ortesis de silicona que debe hacerse depende de la localización de las lesiones y

del grado de estructuración que presente la deformidad digital. En general, la mayor indicación de estos dispositivos son las deformidades digitales que presentan cierto grado de reducción en las valoraciones clínicas. Aquellas deformidades completamente estructuradas suelen tener peor respuesta a estos tratamientos.

Las ortesis de silicona mejoran la clínica de los pacientes con deformidades digitales porque se disminuye la magnitud de la presión que soporta el dedo al aumentar la superficie sobre la que se está generando la presión. Se deben hacer corrigiendo la posición del dedo hasta donde comienza a oponer resistencia. La mayoría de los rechazos que se tienen son porque se hace la ortesis en una posición donde se fuerza la corrección de la deformidad. Esto se puede conseguir en descarga, pero cuando el paciente soporta carga suele generarle mucha fuerza compresiva que le lleva a no tolerar la ortesis.

Cuando la lesión dérmica se localiza en la zona dorsal de las articulaciones interfalángicas, la ortesis de silicona que suele usarse tiene forma de omega. La parte dorsal es la que protege la lesión y los brazos laterales los que se usan para anclar la ortesis y evitar desplazamientos. La protección de la lesión se consigue cubriéndola con una cantidad menor de silicona que las zonas adyacentes para poder repartir la presión. Cuando la deformidad no se reduce o se reduce muy levemente, la ortesis de silicona debe llegar hasta la zona donde está la lesión dérmica sin cubrirla y generando un pequeño escalón (con 1-2 mm es suficiente) entre la ortesis y la lesión dérmica.

Cuando el paciente presenta lesiones en el pulpejo del dedo y onicopatías, las ortesis indicadas son crestas subdigitales. Estas siempre deben cubrir el espacio subdigital y llegar hasta la zona donde está la lesión dérmica generando un pequeño escalón (con 1-2 mm es suficiente) entre la ortesis y la lesión dérmica para evitar la presión local.

Conclusiones

1. Las plantillas ortopédicas han mostrado ser útiles en el control sintomático del pie cavo.
2. La colocación de cuñas pronadoras de repitié y antepié, la disminución de la altura del ALI y las estabilizaciones en eversión

de la plantilla permiten incrementar el momento eversor durante todo el ciclo de la marcha.

3. Las AFO articuladas se reservan para pacientes con mal control sintomático mediante plantillas. Las AFO rígidas son para pacientes donde no hay indicación de usar plantillas por tener una deformidad severa y estructurada.
4. La patología dérmica y dolorosa por las deformidades digitales se trata mediante la colocación de ortesis de silicona.

Bibliografía

1. Burns J, Crosbie J, Hunt A, Ouvrier R. The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2005 Nov;20(9):877-82.
2. Crosbie J, Burns J. Predicting outcomes in the orthotic management of painful, idiopathic pes cavus. *Clin J Sport Med*. 2007 Sep;17(5):337-42.
3. Burns J, Crosbie J, Ouvrier R, Hunt A. Effective orthotic therapy for the painful cavus foot: a randomized controlled trial. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2006 May-Jun;96(3):205-11.
4. Najafi B, Wrobel JS, Burns J. Mechanism of orthotic therapy for the painful cavus foot deformity. *J Foot Ankle Res*. 2014 Jan 23;7(1):2.
5. Tse CTF, Ryan MB, Hunt MA. Influence of foot posture on immediate biomechanical responses during walking to variable-stiffness supported lateral wedge insole designs. *Gait Posture*. 2020 Sep;81:21-6.
6. Kluge F, Krinner S, Lochmann M, Eskofier BM. Speed dependent effects of laterally wedged insoles on gait biomechanics in healthy subjects. *Gait Posture*. 2017 Jun;55:145-9.
7. Kakiyama W, Torii S, Akai M, Nakazawa K, Fukano M, Naito K. Effect of a lateral wedge on joint moments during gait in subjects with recurrent ankle sprain. *Am J Phys Med Rehabil*. 2005 Nov;84(11):858-64.
8. Jones RK, Zhang M, Laxton P, Findlow AH, Liu A. The biomechanical effects of a new design of lateral wedge insole on the knee and ankle during walking. *Hum Mov Sci*. 2013 Aug;32(4):596-604.
9. Fukuchi CA, Lewinson RT, Worobets JT, Stefanyshyn DJ. Effects of Lateral and Medial Wedged Insoles on Knee and Ankle Internal Joint Moments During Walking in Healthy Men. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2016 Nov;106(6):411-8.
10. Forghany S, Jones R, Preece S, Nester C, Tyson S. Early observations of the effects of lateral wedge or-

- thoses on lower limb muscle length and potential for exacerbating spasticity. *Prosthet Orthot Int*. 2010 Sep;34(3):319-26.
11. Moisan G, Cantin V. Effects of two types of foot orthoses on lower limb muscle activity before and after a one-month period of wear. *Gait Posture*. 2016 May;46:75-80.
 12. Sánchez-Gómez R, Gómez-Carrión A, Martínez-Sebastián C, Alou L, Sevillano D, Núñez-Fernández A, et al. Innovative Medial Cushioning Orthoses Affect Peroneus Longus Electromyographic Activity during Running. *J Clin Med*. 2022 Feb 28;11(5):1339.
 13. Kirby KA. Methods for determination of positional variations in the subtalar joint axis. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1987 May;77(5):228-34.
 14. Kirby KA. Rotational equilibrium across the subtalar joint axis. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1989 Jan;79(1):1-14.
 15. Root ML, Orien W, Weed JH. Normal and abnormal function of the foot. Vol II. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp; 1977.
 16. Vinci P, Gargiulo P. Poor compliance with ankle-foot-orthoses in Charcot-Marie-Tooth disease. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2008 Mar;44(1):27-31.
 17. Zuccarino R, Anderson KM, Shy ME, Wilken JM. Satisfaction with ankle foot orthoses in individuals with Charcot-Marie-Tooth disease. *Muscle Nerve*. 2021 Jan;63(1):40-5.
 18. Richie D. Biomechanics and Orthotic Treatment of the Adult Acquired Flatfoot. *Clin Podiatr Med Surg*. 2020 Jan;37(1):71-89.