

BIOMECÁNICA EN LAS AFOS. AFO PODIÁTRICAS.

José Manuel Cortés Barragán¹.

1. Podólogo. Departamento Podología Universidad Europea de Madrid.

CORRESPONDENCIA

José Manuel Cortés Barragán

Dr. Rivas, 8. Local 6

28350 Ciempozuelos (Madrid)

E-mail: josemanuel@ortesisfuncionales.com

BIOMECÁNICA EN LAS AFOS.
AFO PODIÁTRICAS

RESUMEN

A pesar del hecho que la formación podológica proporciona una excelente educación en la biomecánica y se enseña la patomecánica de prácticamente todas las enfermedades neuromusculares y degenerativas del miembro inferior, opciones de tratamiento empleadas por los podólogos, tradicionalmente, los tratamientos a nivel ortopodológico se han limitado y se limitan en la mayor parte de las ocasiones a terapia ortésica y modificaciones en el calzado.

Ferulizar la extremidad inferior es un reto apasionante y que ofrece grandes gratificaciones para el podólogo. Por otra parte, evaluar pacientes con grandes deformidades y limitaciones en la marcha requiere un alto grado de comprensión de la biomecánica del miembro inferior.

Este artículo pretende proporcionar una revisión de la biomecánica del pie y tobillo aplicada al tratamiento ortésico más relevante en la práctica podológica y concretamente las AFO PODIÁTRICAS

Para poder emplear esta potente arma terapéutica y garantizar los mejores resultados es indispensable, tener claras las directrices de evaluación, toma de moldes y prescripción de estos dispositivos.

PALABRAS CLAVE

AFOs, AFO podiátrica, Richie Brace.

ABSTRACT

Despite the fact that podiatric medical education provide stellar training in lower extremity biomechanics and teach the pathomechanics of virtually every neuromuscular disease, treatment options utilized by podiatric physicians, traditionally orthopaedic treatments have been limited to foot orthotic therapy and shoe modifications.

Bracing the lower extremity is challenging and rewarding for the podiatric physician. On the other hand, evaluating patients with significant deformity and gait impairment requires the highest level of understanding of lower extremity biomechanics.

This article is intended to provide an overview of the biomechanics of ankle-foot orthotic therapy relevant to podiatric practice, and specifically podiatric AFOs

We provide guidelines for evaluation, casting, and prescription of these devices in order to optimize outcomes with this powerful treatment intervention.

KEY WORDS

Ankle Foot Orthoses, Biomechanics AFO, podiatric AFO, Richie Brace.

DEFINICIONES TERMINOLOGÍA Y CLASIFICACION

Una ortesis se puede definir como: un dispositivo externo aplicado empleado para modificar las características funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético. También la podemos definir

como un aparato que da apoyo, alinea, previene o corrige las deformidades o mejora la función de partes móviles del cuerpo¹.

Dado la enorme cantidad de dispositivos existentes, es necesario realizar clasificaciones que ayuden a entender y aplicar todas las ortesis. Según la Norma UNE 11-909-90/1, adoptada de la International Standard Organization (ISO) 8549/1, "una ortesis es cualquier dispositivo aplicado externamente sobre el cuerpo humano, que se utiliza para modificar las características estructurales o fun-

cionales del sistema neuromúsculo-esquelético, con la finalidad de mantener, mejorar o recuperar la función. Además, está en contacto permanente con el cuerpo humano, diferenciándola de los demás productos de apoyo².

La palabra ortesis deriva del griego ortho (ορθω) que significa recto, enderezado o correcto. Es un término global que incluye dispositivos tanto dinámicos como estáticos³.

Entre los fines que se persiguen con las ortesis se encuentran la inmovilización de ciertas estructuras corporales, la estabilización articular, la prevención y la corrección de desviaciones o la protección y descarga de zonas lesionadas, entre otros. Por tanto, atendiendo a su función las podemos clasificar en:

- Estabilizadoras: permiten controlar articulaciones o segmentos óseos inestables.
- Correctoras: corrigiendo o evitando la progresión de deformidades.
- Funcionales: permiten la realización de funciones perdidas de manera temporal o permanente.
- Protectoras: descargando zonas lesionadas como articulaciones o focos de fractura trasladando la carga a otros puntos, asegurando así la protección de las mismas⁴.

El origen del dispositivo AFO proviene de la unificación de nomenclatura que la Norma ISO estandarizó en 1989 para clarificar la utilización de todos los dispositivos de miembro inferior. La clasificación denomina los dispositivos en función al segmento corporal que abarca de modo que:

- FO: foot orthosis (ortesis del pie, OP).
- AFO: ankle foot orthosis (ortesis de pie y tobillo, OPT).
- KAFO: knee-ankle foot orthosis (ortesis de rodilla tobillo y pie, ORTP).
- HO: Hip orthosis (ortesis de cadera, OC).
- KO: Knee orthosis (ortesis de rodilla, OR).
- HKAFO: hip-knee-ankle-foot orthosis (ortesis de cadera rodilla tobillo y pie OCRTP).

Esta clasificación no hace referencia a la función, ni detalla especificaciones o finalidad de la misma.

Dentro de las AFO existen múltiples tipos que se aplican en función a las diferentes patologías del miembro inferior. La gran variedad de marcas y posibilidades hacen compleja la elección del tipo adecuado para cada caso pudiendo presentar físicamente múltiples formas. Pueden ser tan simples como un fieltro bajo las cabezas metatarsales con taping que abraza el pie y tobillo o tan sofisticadas como una férula de carbono que controle los movimientos del pie y tobillo. La clasificación de este tipo de férulas atiende a criterios de mercado, tipos de materiales empleados, articulaciones presentes y sobre todo la función que realizan. La justificación del uso de estos tratamientos es diversa, por un lado forman parte de nuestro cuerpo de conocimientos y competencias profesionales; por otro y más importante, la aparición y el manejo de diversas patologías con un tratamiento complejo con ortesis funcionales y terapia física, (ej, la disfunción del tibial posterior) hacen que sea indispensable conocer su manejo. Dentro de las Ortesis de pie y tobillo, encontramos:

- Ortesis de pie y tobillo largas o infrapoplíteas, suelen ser AFO rígidas (Rancho de los amigos®), AFO articuladas en tobillo (Velocity® LS).
- Ortesis de pie y tobillo cortas (1/3 inferior de la pierna, Bebox®, Denis-Brown®).
- AFO Estándar o prefabricadas (articuladas o fijas, Trulife AFOs, Walkers).

- AFO a medida (DAFO cascade).
- **AFO podiátricas** (con molde previo de la pierna/tobillo, **Richie Brace®**).
- Con valvas posteriores, laterales, anteriores...

La definición más completa de una **ortesis plantar** (F.O.) y que probablemente más se ajusta a los criterios biomecánicos actuales, la ofrece K. A. Kirvy: *“una ortesis plantar es un dispositivo insertado en el calzado diseñado para alterar las magnitudes y patrones temporales de las fuerzas reactivas del suelo que actúan sobre la superficie plantar del pie con objeto de permitir una función normal del pie y miembro inferior y disminuir las cargas patológicas sobre los distintos segmentos del pie y extremidad inferior durante las actividades en carga”⁵.*

La mayor parte de las AFO normales no llevan una ortesis plantar propiamente dicha, sino simplemente una superficie plana sobre la que apoya el pie (ej AFO tipo rancho de los amigos) o como máximo la superficie plantar está moldeada (ALI termoconformado) según una toma de molde en carga o semicarga sin corrección (ej DAFO cascade)⁶ en la que la férula se estabiliza de forma que sea paralela al suelo.

Las **Podiatric AFO** fueron introducidas en el mercado americano en el año 1997 en respuesta a una demanda del colectivo podiátrico y rehabilitador de los EEUU (ej Richie Brace)⁷. Las AFO podiátricas conjugan las ventajas de una AFO normal con valvas laterales y una ortesis funcional de modo que la base que está en contacto con la superficie plantar del pie se elabora siguiendo los mismos principios biomecánicos que las Ortesis Funcionales (OF), por lo que queda balanceada (inversión; neutra o eversión), presenta ALI y admite modificaciones del retropié tipo heel skive (medial o lateral) etc, es decir, se consigue el efecto de las OF y de las AFO. La aplicación de estas férulas es múltiple ya que se pueden aplicar a multitud de patologías y enfermedades del pie y tobillo cambiando el tipo de articulación y ajustando la prescripción de la AFO a las necesidades biomecánicas del paciente.

Las ortesis de la extremidad inferior afectan a los momentos articulares. Un momento se define como dos fuerzas, que actúan a una distancia de un eje de rotación de una determinada articulación en el cuerpo. Esta fuerza se mide en Newtons-metros. Los momentos articulares se pueden producir de forma externa e interna. Los momentos externos se producen por la inercia y las fuerzas reactivas del suelo. Los momentos internos son provocados por todas las estructuras activas y pasivas del cuerpo, tales como los músculos, ligamentos y cápsulas articulares. En la literatura científica, el término “momento” se refiere a un momento interno, provocado por estructuras anatómicas las cuales resisten/contrarrestan momentos externos producidos por fuerzas físicas. Cuando las estructuras internas fallan, las ortesis pueden modificar las fuerzas externas y momentos para permitir que el cuerpo recupere su la función “normal”.

¿CUALES SON LAS DIFERENCIAS ENTRE LAS OF Y LAS AFO?

La evolución de este tipo de tratamientos ha sido muy rápida y constante. Las ortesis funcionales tipo “Root” desde que se concibieron como las conocimos

en los 80" se han ido complementando con diversas teorías biomecánicas que han mejorado o cambiado la forma de entender el funcionamiento de la extremidad inferior. Actualmente existe un arsenal de tratamientos adicionales que mejoran y aceleran la curación o compensación de estas patologías, el calzado, taping, terapia física y multitud de férulas complementan estos tratamientos.

Uno de los grandes temas de investigación de la biomecánica y ortopedia actual es saber cómo y por qué funcionan los soportes plantares. ¿Son capaces las ortesis plantares de alinear y controlar el movimiento de diversas articulaciones del pie y tobillo?. Según la revisión de la literatura, hay un considerable número de estudios que demuestran que las OF son tanto terapéuticamente efectivas⁸ como bien toleradas en el tratamiento de múltiples lesiones en prácticamente cualquier tipo de paciente. Las ortesis funcionales han demostrado que alteran la cinética y cinemática del pie y extremidad inferior⁹⁻¹², modifican la actividad electromiográfica en los músculos de la extremidad inferior^{13, 14}, reducen las fuerzas y las presiones plantares durante la carrera y la marcha¹⁵. Adicionalmente investigaciones recientes demuestran que las ortesis pueden mejorar el equilibrio durante la bipedestación. Se han propuesto varias teorías que intentan explicar el funcionamiento de las OF pero estas teorías están constantemente siendo modificadas a medida que nuevas investigaciones proporcionan evidencias sobre la función biomecánica. Una de estas teorías más recientes es la "del camino preferido del movimiento" presentada por Nigg y cols¹⁶ en la que establece que las ortesis plantares pueden contrarrestar la biomecánica anormal, dar soporte al movimiento natural del individuo y cambiar los patrones de activación muscular. Las ortesis filtran la información generada por las fuerzas reactivas del suelo, esta información se envía al sistema nervioso central la cual actúan modulando la respuesta muscular alterando las señales de entrada. El pie presenta diversas neuronas sensitivas capaces de detectar señales de entrada con un umbral determinado. Los sujetos con umbrales sensitivos similares tienden a responder en sus movimientos de una manera similar. La suela del calzado, el tipo de ortesis y la superficie plantar del paciente actúan como filtros ante las fuerzas reactivas del suelo. Esta información "filtrada" se transmite al sistema nervioso central proporcionando al individuo una respuesta dinámica específica. El sujeto presenta un modo concreto y propio de realizar el movimiento. Si este "camino preferido del movimiento" se ve afectado asistiendo o contrarrestando el movimiento la actividad muscular puede verse reducida o aumentada. Basándonos en esta teoría, una ortesis puede reducir la actividad muscular, aumentar el confort o incrementar el rendimiento deportivo.

Por otra parte, y dependiendo del tipo de AFO las diferencias y sobre todo los efectos sobre el pie y el tobillo son diversos. Una AFO por si misma, ya puede presentar varias ventajas frente a un soporte plantar, ya que abarcan un mayor número de articulaciones. Las ortesis funcionales en ningún caso ejercen un control directo sobre el tobillo y la tibia ya que trabajan por debajo del eje articular, nunca por encima. Comparativamente, una AFO PODIÁTRICA con una AFO estandar, presenta todas las ventajas de una AFO estandar y de un soporte plantar funcional, es decir, se captura con un molde negativo en descarga, es capaz de compensar la posición del retropié, antepié, y

primer radio. Adicionalmente, la articulación del tobillo es anatómica, circunstancia variable en una AFO estandar.

BIOMECÁNICA Y FUNCION DE UNA AFO

La función de una AFO sobre el miembro inferior, es dependiente del tipo de control que esta ejerce sobre la articulación del tobillo, de este modo, se puede simplificar la denominación de la ortesis¹⁷:

- Ortesis de descarga: la descarga del segmento se consigue al reducir la carga o fuerzas sobre un segmento corporal concreto de forma controlada, reduciendo el dolor, inflamación de tejidos lesionados. Para poder ejercer esta función terapéutica, intentan reducir, transferir o distribuir las cargas sobre la extremidad u otro segmento corporal.
- Ortesis de inmovilización: impiden y restringen el movimiento articular fijando el tobillo y pie, en este caso en una posición funcional adecuada.
- Ortesis estabilizadoras o de control: protegen estructuras lesionadas o inestables de fuerzas/momentos patológicos capaces de provocar movimientos rotacionales/traslacionales sobre esas estructuras lesionadas.
- Ortesis dinámicas: su función se ejerce sobre musculatura débil, paralizada o sobre movimientos deficitarios facilitando o supliendo el movimiento o la ausencia del mismo.
- Ortesis posturales o preventivas: aplicadas en caso de riesgo de desviación o deformidad por un desequilibrio muscular o situaciones de inmovilidad prolongada.
- Ortesis correctoras: cambian la posición articular de forma permanente en deformidades estructuradas aplicando momentos de fuerza contrarios a la evolución de la deformidad.
- Ortesis Mixtas: muchas de estas ortesis combinan sus efectos para conseguir o potenciar el efecto terapéutico.

Los principios biomecánicos de estas ortesis en el miembro inferior se asocian a varios motivos. Bowker ha descrito cuatro formas diferentes en las cuales una ortesis puede modificar el sistema de fuerzas externas y los momentos que actúan sobre una articulación¹⁸. Los primeros tres patrones de acción son característicos a las ortesis de pie y tobillo, mientras que el último también incluye a las ortesis del pie

RESTRICCIÓN DE UN MOVIMIENTO ROTACIONAL EN UNA ARTICULACIÓN

Una AFO puede limitar el rango de movimiento de cualquier eje, o puede limitar el número de ejes sobre los cuales se da el movimiento. Una ortesis de pie y tobillo, puede limitar el movimiento de evasión/inversión, rotación interna/externa de la articulación del tobillo y subastragalina mientras que puede preservar el movimiento de dorsiflexión/plantarflexión; en la rodilla puede controlar los movimientos laterales, anteroposteriores.

Para poder controlar estos movimientos articulares, una ortesis tiene que realizar una fijación en tres puntos que a su vez ejercen tres fuerzas de forma equilibrada y controlada sobre el miembro: una colocada en el centro de la articulación con las otras dos

aplicadas proximal y distal al eje articular actuando en direcciones y sentidos opuestos a la primera (figura 1). La aplicación de estas fuerzas proximales y distales a la subastragalina y al tobillo no son posibles con soportes plantares, sin embargo sí se pueden conseguir con ortesis de pie y tobillo.

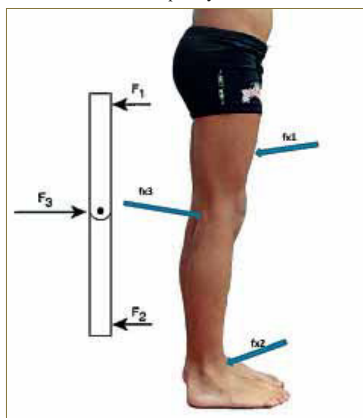


Figura 1. Sistema de fuerzas de tres puntos.

Como se ha detallado las ortesis de pie y tobillo no solo pueden ser inmovilizadoras y restringir el movimiento, sino que pueden además estabilizar un segmento concreto en una posición adecuada. Por ejemplo, una AFO sólida en un pie caído, puede mantener el pie con respecto a la pierna a 90° en una posición fija de forma permanente.

RESTRICCIÓN DEL MOVIMIENTO TRASLACIONAL

Si entendemos que el movimiento en una articulación normal en la extremidad inferior es rotacional, cualquier movimiento de tipo traslacional dentro de una articulación puede ser considerado patológico. De forma general, los movimientos traslacionales se dan cuando existe un cizallamiento, laxitud o pérdida de la integridad ligamentosa alrededor de una articulación, frecuentemente posterior a un traumatismo agudo o como resultado de un proceso degenerativo.

Las férulas que limitan los movimientos traslacionales requieren cuatro puntos de fijación. Esto requiere una férula rígida que incorpora cinchas, velcros y acomodaciones que se aplican tensionando directamente contra la superficie cutánea. Esta característica se incorpora a las **AFOs podiátricas**, las cuales se diseñan para controlar excesivos momentos rotadores en el plano transverso de la articulación del tobillo característicos de la inestabilidad de tobillo o en el pie plano del adulto adquirido (figura 2).



Figura 2. Sistema de fuerzas traslacionales con AFO Podiátrica.

REDUCCIÓN DE LA CARGA AXIAL DE UNA ARTICULACIÓN

La carga axial de las articulaciones en la extremidad inferior puede contribuir a producir dolor e incapacidad cuando el cartílago articular está dañado o las estructuras subyacentes se deforman.

Una ortesis de pie y tobillo puede descargar una articulación concreta cuando está adecuadamente diseñada para transferir carga hacia otras estructuras anatómicas. Mediante un encaje íntimamente adaptado se puede descargar la extremidad trasladando el peso hacia otras estructuras o prominencias. Un ejemplo de tal dispositivo es la "patelar tendonbearing orthosis" u ortesis de apoyo rotuliano (Figura 3).



Figura 3. Ortesis tipo Patellar Tendon Bearing.

CONTROL DE LA LÍNEA DE ACCIÓN DE LAS FUERZAS REACTIVAS DEL SUELO

Las fuerzas reactivas del suelo atraviesan el pie desde el impacto de talón al despegue digital y crean una línea de acción en cada articulación de la extremidad inferior. Estas fuerzas reactivas del suelo crean por tanto un momento alrededor de cada una de estas articulaciones. Las ortesis pueden afectar el alineamiento de las fuerzas reactivas del suelo para cambiar los momentos articulares y esta es una de las funciones principales de las ortesis del pie. Los soportes plantares no pueden aplicar un sistema de tres puntos de fuerza sobre la articulación subastragalina o en la articulación del tobillo, tan solo se podría establecer sobre las articulaciones mediotarsales con determinados diseños con ortesis tipo UCBL con aletas internas y externas elevadas. Este es el motivo por el cual, los estudios cinemáticos que hablan de la efectividad de las ortesis plantares han mostrado poca mejoría en los alineamientos del retropie¹⁰⁻¹¹. (Figura 4).

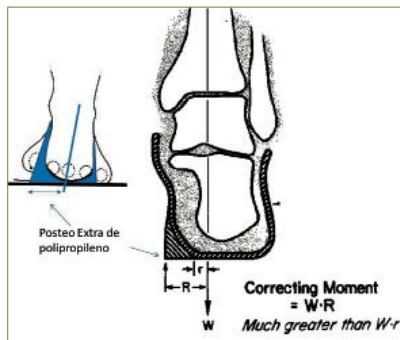


Figura 4. Control de las fuerzas reactivas del suelo.

Al contrario, diversos estudios han demostrado efectos cinéticos positivos de las ortesis plantares al alterar momentos de fuerza de la extremidad inferior¹⁹⁻²³. Por otra parte, existen estudios que muestran que las ortesis funcionales plantares con materiales rígidos o semirígidos que reproducen adecuadamente el contorno y la forma de la superficie plantar afectan positivamente provocando cambios cinéticos positivos así como acelerando la mejoría en la presencia de síntomas^{24,25}. De este modo, se podría inducir que las ortesis de pie y tobillo que reproducen y copian el contorno de la planta del pie deberían reproducir los mismos efectos positivos cinéticos, cinemáticos y neurofisiológicos que se han encontrado con las ortesis funcionales por si solas.

ESTUDIOS DE ORTESIS DE PIE Y TOBILLO

Las indicaciones para poder prescribir una AFO son múltiples, las patologías de pie y tobillo susceptibles de ser tratadas con estos dispositivos se pueden clasificar en patologías degenerativas, inflamatorias, inestabilidades de tobillo y patologías neuromusculares de diversa índole. Por otra parte, existen multitud de artículos que hablan de la influencia de las AFOs en diversas patologías del pie y tobillo, el problema es la mayoría de estos estudios se centran en el efecto que estos dispositivos tienen en pacientes con patología neuromuscular. Pocos estudios se han publicado sobre sujetos sanos y apenas se encuentran sobre aplicaciones deportivas.

Los efectos cinéticos y cinemáticos de las ortesis de pie y tobillo se ha estudiado extensivamente²⁶⁻³³. Aunque existen múltiples estudios sobre los efectos cinéticos y cinemáticos de las ortesis de pie y tobillo, es complejo analizar la influencia de todos los dispositivos y su efecto sobre todos los segmentos de la extremidad inferior en función a la cada patología. En el año 2006 se estudiaron los efectos cinéticos y cinemáticos de tres tipos de ortesis de pie y tobillo en 20 sujetos sanos, caminando sobre el suelo descalzo y con AFOs. En el plano frontal, las tres ortesis (una afo solida con armazón plantar moldeado, una AFO solida solo con molde de retropie y una AFO articulada con armazón moldeado), redujeron la cantidad de inversión del talón, pero sin afectar a la eversión³⁴. La AFO solida de tobillo redujo significativamente tanto la plantarflexión como la dorsiflexión del tobillo, mientras que la articulada no afectó al movimiento del plano sagital comparado con la situación de descalzo. El movimiento del mediopie se redujo con la AFO articulada y se incrementó con la AFO solida. La cadencia del paso se redujo con la AFO. En todas las férulas se observó una disminución posterior y medial de las fuerzas de cizallamiento comparadas con la situación de no ferulizado. Otros dos estudios realizados por Bregman et al^{35,36}, investigaron la efectividad de AFOs semirígidas de polipropileno en aspectos como la posible mejoría de la dinámica de pacientes que habían sufrido accidentes cerebro vasculares, realizando mediciones cinemáticas y cinéticas en 3D además del coste energético durante la marcha. Concluyó que cuando las férulas corregían eficazmente la reducción de la dorsiflexión del tobillo al final de la fase de balanceo al mismo tiempo se reducía eficazmente el CE. En la misma línea, Balaban et al.³⁷, en un estudio realizado sobre niños hemipléjicos con

parálisis cerebral encontró una reducción del coste energético con una simultanea mejoría de la cinemática del tobillo.

En un estudio realizado sobre sujetos sanos subiendo escaleras³⁸ se estudiaron los efectos cinéticos y cinemáticos de férulas unilaterales sólidas y articuladas de pie y tobillo. La AFO articulada produjo efectos cinéticos y cinemáticos similares a los sujetos que no llevaban ortesis, mientras que la AFO sólida produjo ángulos articulares anormales en el tobillo, además de compensaciones en forma de variación de ángulos articulares, momentos y fuerzas más proximales en la rodilla, cadera y pelvis que la articulada durante la marcha en las escaleras. Por otra parte, los sujetos que llevaban ambas férulas caminaban más despacio, comparados con los no ferulizados.

Huang et al. en el año 2006 realizó dos estudios de AFOs relacionados uno con artritis de tobillo de diversa índole³⁹ y otro con artrosis degenerativa en articulación subtalar de carácter unilateral⁴⁰. Comparó 3 tipos de AFOs, la primera articulada y las otras dos sólidas (una sólida completa y la otra con moldeado de retropie. Comparó a todos los sujetos en diversas condiciones, caminando sobre distintas superficies y comparando las situaciones con calzado estandar y con calzado estandar más el uso de la AFO. Las conclusiones fueron que la AFO sólida con control de retropie era la que mejor restringía el movimiento del tobillo y subastragalina, pero también producía mayores movimientos en el plano sagital en las articulaciones mediotarsales. Las limitaciones en ambos estudios mostraban que la muestra era limitada, además, tampoco relacionaba el grado de restricción de movimiento con la mejora de la sintomatología. Por otra parte, no evaluaba el efecto de AFOs podiátrica, a priori, con un mayor control articular

La inestabilidad de tobillo ha sido también objeto de estudio. Hartsell y Spaulding⁴¹ midieron la torsión pasiva resistida aplicada a través del rango de movimiento de inversión en el tobillo de sujetos sanos y sujetos con tobillos inestables crónicamente. Una Afo articulada semirrígida estándar demostró un incremento significativo de las fuerzas de torsión pasivas resistidas en inversión y restricción de la cantidad total de movimiento en inversión mejor que una férula con cordonaje en el tobillo. Si además las férulas de pie y tobillo llevan algún tipo de control de la inversión en el armazón moldeado la AFO incrementa su eficacia⁴². Un inconveniente del uso de las férulas para tobillos estabilizar el tobillo es que pueden afectar a factores como la agilidad aunque no influyan en otros gestos como el salto vertical o el equilibrio dinámico⁴³.

El *pie plano del adulto* es una condición también susceptible de ser tratada con AFOs. Existen pocos estudios que analicen esta patología en un estado de DTTP II en adelante. Un estudio realizado por Lin et al.⁴⁴ con AFOs tipo Arizona exploró a 21 pacientes con diagnóstico de DTTP en grados I, II y III. El estudio incluía una valoración con la escala AOFAS y Foot posture index y un cuestionario tipo SF-36 realizando un seguimiento del tratamiento de hasta 12 meses. En general se mostró una mejoría clínica con el uso de este tipo de férulas para la DTTP en grado I y II. El problema de este estudio, era que la muestra era heterogénea e insuficiente y no existía un grupo control para poder comparar los resultados. Otro estudio de un caso clínico sobre la AFO podiátrica tipo Richie Brace⁴⁵ realizado sobre un sujeto con DTTP de

58 años se le comparó en varias condiciones: calzado, calzado más ortesis tipo root, calzado más dispositivo de control de DTP y calzado más Richie Brace. Los resultados arrojaron una mayor disminución en la velocidad de eversión y una menor rotación tibial en la férula Richie Brace comparativamente con los otros dispositivos.

El equilibrio y el control postural también ha sido objeto de varios estudios. Baier y Hopf estudiaron a 22 atletas con inestabilidad funcional de tobillo comparando a otros 22 atletas sanos⁴⁶. Evidenciaron una mejoría significativa del control postural, como resultado de una reducción de la velocidad de balanceo medio lateral en el grupo de la inestabilidad y una probable mejora de la propiocepción medio lateral cuando llevaban férulas de tobillo rígidas como semirrígidas. Los pacientes hemiparésicos también pueden mejorar su equilibrio y reducen el riesgo de caídas con el uso de AFOs⁴⁷. No obstante, otros estudios realizados sobre sujetos sanos y con inestabilidad funcional de tobillo han fallado al intentar demostrar mejorías sobre el control postural usando férulas de tobillo⁴⁸⁻⁵¹. De la misma manera, revisiones de estudios acerca de efectos de férulas de pie y tobillo sobre el equilibrio y la propiocepción no arrojan conclusiones definitivas haciendo necesario más investigación al respecto⁵², aunque varios estudios de eficacia de este tipo de tratamientos comúnmente atribuyen cualquier hallazgo positivo a mejoras en la propiocepción^{53,54}.

Curiosamente, los estudios sobre ortesis plantares comparados con los de las ortesis de pie y tobillo, muestran mucha más consistencia en las mejorías del equilibrio y control postural⁵⁵. La razón por la que las ortesis plantares comparadas con las ortesis de pie y tobillo, pueden mejorar el control postural puede estar relacionado con dos mecanismos. Primero, la forma moldeada del soporte plantar se ha especulado que mejora los campos receptores de respuestas sensoriales en el circuito propioceptivo entre el pie y la médula espinal. Muchas ortesis de tobillo y ortesis de pie y tobillo no tienen armazones moldeados al pie. Segundo, la limitación del movimiento del tobillo en una AFO fija o restrictiva y en determinadas férulas de tobillo pueden afectar a vías sensoriales destinadas a la propiocepción. Cuando el tobillo está bloqueado, los mecanorreceptores que están dentro de los ligamentos no pueden ser estimulados para proporcionar una entrada propioceptiva. Por otra parte, la restricción del movimiento del tobillo puede inhibir el reflejo extensor de los músculos de la pierna y tendones, considerados uno de los componentes más importantes del sistema somatosensorial para el equilibrio y control postural^{52,55}.

Estos factores se vuelven importantes cuando se considera el ferulizar a un individuo con el equilibrio y el control postural comprometido. Irónicamente, estos pacientes pueden ser los mayores candidatos a recibir una terapia de AFOs en la práctica diaria: pacientes mayores, diabéticos, e individuos con afectación neurológica. En pacientes mayores las caídas son una causa frecuente de muerte accidental^{56, 57}. Los estudios han mostrado que los pacientes con diabetes tienen 15 veces mas probabilidad de sufrir caídas con consecuencias graves que sujetos de su misma edad sin esta enfermedad⁵⁸. Independientemente de la etiología, los pacientes con afectación neurológica presentan un alto riesgo de caídas⁵⁹⁻⁶². Los estudios que hablan sobre la instauración de este tipo

de dispositivos en pacientes neuropáticos, sugieren que pueden tener efectos contraproducentes sobre el control postural⁶³, y la dinámica del paciente ya que afectan a su cinemática⁶⁴ aunque puedan presentar mejorías mejoras en el equilibrio estático⁶⁵.

CONSIDERACIONES CLÍNICAS EN LA PRESCRIPCIÓN DE AFOs

Los estudios cinemáticos que comparan férulas de pie y tobillo articuladas frente a las sólidas o fijas sugieren que los cambios que ocurren durante la marcha pueden tener consecuencias clínicas importantes. No está claro todavía cual es el rango óptimo y el plano del movimiento controlado por las ortesis de pie y tobillo necesario para alcanzar el efecto de tratamiento deseado. No sólo se afectan las fuerzas o los momentos que se transmiten a articulaciones vecinas a nivel proximal o distal, sino que se pueden producir alteraciones de la respuesta sensorial que pueden afectar a su vez al equilibrio y la propiocepción. Cuando una ortesis elimina el movimiento en el tobillo, se tienen que producir adaptaciones significativas para que el paciente continúe la marcha.

Cuando el tobillo queda bloqueado al restringir su movimiento con una AFO sólida, sus efectos a nivel proximal se observan en la rodilla. Cuando el tobillo se fija a 90° con una AFO, la fase de contacto de la marcha se prolongará, ya que el tobillo no puede plantarflexionar para acercar el antepie al suelo. Esto hace que se traslade un momento externo de flexión en la rodilla forzando la tibia hacia delante para permitir que el antepie alcance el suelo. (Figura 5). Para evitar esa fuerza perjudicial y suavizar el contacto de talón, podemos proteger la rodilla si el paciente incorpora en su calzado un tacón redondeado en la zona posterior, una suela completa en forma de balancín o un tacón amortiguador que incorpore en la entresuela una capa de material más blando para reducir el impacto^{66,67}.



Figura 5. Una AFO sólida restringe la FP tobillo y provoca un momento flexor en la rodilla.

En la fase de medioapoyo una AFO sólida o fija de tobillo también causa momentos anormales en la rodilla. Próximos al tercer rocker, en el momento en que la pierna adelanta al pie, la falta de dorsiflexión en el tobillo dificultará la migración anterógrada de la tibia causando un momento extensor de rodilla. Esto puede provocar dolor o incluso una hiperextensión de la rodilla durante la última fase de medioapoyo. Un tacón de amortiguación, redondeado posteriormente

o una suela en forma de balancín son las mejores modificaciones en el calzado para neutralizar la mayor parte de estos momentos anormales de extensión en la rodilla (Figura 6)⁶⁶.

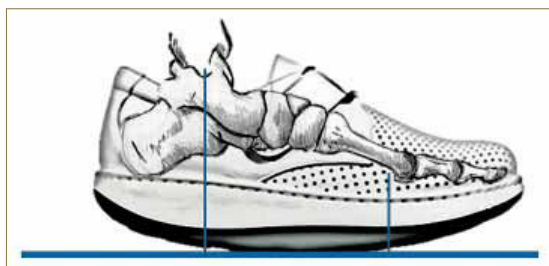


Figura 6. La suela en balancín puede reducir el movimiento flexor en la rodilla.

Durante la marcha, la función del cuádriceps es la de extender la rodilla en la fase de balanceo y controlar el grado de flexión de rodilla durante la fase de apoyo medio. En pacientes con debilidad muscular, el efecto “ferulizador” de una AFO sólida sobre los momentos extensores y flexores de rodilla se puede aprovechar de forma positiva para mejorar la marcha de estos pacientes. En aquellos pacientes con debilidad en los cuádriceps, existe una tendencia a retrasar la extensión de rodilla al final del medioapoyo. Una AFO sólida extenderá la rodilla en pacientes con debilidad de los cuádriceps y evitará la “caída en flexión” que habitualmente se ve en la rodilla en estos pacientes durante la marcha.

En casos de recurvatum de rodilla, la AFO sólida también puede proporcionar un momento flexor de rodilla que beneficie la marcha de ese paciente. Si la AFO sólida orienta el armazón plantar en una posición de ligera dorsiflexión, se cambia el centro de rotación de la rodilla al redireccionar las fuerzas reactivas del suelo posteriores al centro de rotación de la articulación de la rodilla. De este modo, se facilita la transición desde el contacto de talón al despegue digital (Figura 7).



Figura 7. La AFO sólida direcciona las FRS para reducir el recurvatum de la rodilla.

Durante la marcha, y en bipedestación, se debe valorar el equilibrio y el control postural. El test de Romberg con los ojos abiertos detectará la pérdida de control postural. Esto se encuentra comúnmente en pacientes diabéticos o con deformidad del pie plano del adulto adquirido. Es importante evaluar con cuidado la prescripción de AFO sólidas o de tipo guante, ya que estos dispositivos limitan el movimiento del tobillo. Para todos los pacientes con problemas de equilibrio se debe prescribir un bastón si tienen que

utilizar AFOs sólidas ya que se ha demostrado que los bastones normalizan el control postural en pacientes neuropáticos⁶⁸.

GUÍA DE PRESCRIPCIÓN

La prescripción de cualquier tipo de dispositivo ortopédico, como es natural, debe ir precedida de una exhaustiva exploración biomecánica. Para instaurar cualquier tipo de AFO, es necesario realizar un diagnóstico certero que incluya una valoración articular completa del miembro inferior, pruebas funcionales específicas, un análisis de la marcha, en ocasiones balance muscular y pruebas neurológicas de equilibrio y propiocepción. Sólo de esta manera nos aseguraremos una prescripción adecuada.

De todos los tipos de AFO, la decisión fundamental a la hora de elegir el dispositivo adecuado se basa en el efecto que deseamos que se ejerza sobre el tobillo. ¿Queremos restringir y bloquear el movimiento del tobillo, no influir sobre él o asistir la flexión dorsal?, es decir prescribimos una AFO sólida, AFO con articulación libre o una AFO con asistencia a la dorsiflexión. Adicionalmente se puede aumentar el control sobre subtalar y articulaciones mediotarsales realizando modificaciones sobre la placa plantar de la férula, prescribiendo en este caso una AFO podiátrica. Por otro lado, la espasticidad o debilidad de grupos musculares, la estabilidad de la rodilla también determinan la decisión de prescripción.

Valoración de la rodilla: Para realizar una marcha normal es necesario que la rodilla sea estable, comience su flexión durante la fase de contacto, apoyo y despegue digital, y se extienda durante la fase de balanceo y contacto de talón. Cualquier alteración en las fases de la marcha provoca modificaciones funcionales de la marcha. Deficiencias de flexión de 5° ó 10° suponen un miembro relativamente rígido, ya que reduce la capacidad de absorción de impactos en el apoyo. Podemos observar cuatro alteraciones que afecten a la estabilidad de rodilla.

Una *flexión inadecuada* en la fase de preoscilación dificultará el despegue; durante la fase inicial de la oscilación si no se elevan suficientemente la pierna y el pie se origina un arrastre de los dedos, con dificultad para adelantar el miembro que oscila.

Una *extensión exagerada* aparece sobre todo durante el apoyo. Esto se corresponde con dos situaciones clínicas, un empuje extensor provocado por una fuerza extensora exagerada acompañada de una extensión de tobillo precoz. La hiperextensión aparece cuando la rodilla es capaz de realizar un recurvatum. Puede ocurrir en cualquiera de las fases de apoyo. Suele ocurrir como consecuencia del adelantamiento del cuerpo (y muslo) sobre una tibia inmóvil (espasticidad del cuádriceps, pie en equino...). Tanto la flexión inadecuada como la extensión exagerada se pueden producir por los mismos procesos patológicos. Durante la fase de apoyo, la patología que origina flexión inadecuada (fase inicial del apoyo y preoscilación) origina también habitualmente una extensión exagerada (fases media y final del apoyo), por ejemplo una debilidad de los cuádriceps. Las alteraciones que afectan a la oscilación habitualmente

responden a causas distintas a las que afectan las fases de apoyo.

Un *exceso de flexión* en la rodilla se da en la fase media de oscilación, suele representar un efecto secundario a una flexión aumentada de cadera, dando lugar a una marcha en estepage, para compensar un pie equino, intentando evitar el arrastre de los dedos.

Una *extensión inadecuada* crea problemas en las fases media y final del apoyo y en la fase final de la oscilación. Durante la fase de apoyo origina una pérdida del avance corporal por la posición retrasada del muslo, además la imposibilidad de extender la rodilla aumenta los requerimientos de los cuádriceps. En la fase final de la oscilación, no se puede realizar la extensión de rodilla tras el máximo de flexión que tiene lugar en la oscilación, por lo que hay una disminución de la longitud de la zancada y el miembro no está en posición adecuada para el apoyo. Las causas principales de una flexión exagerada unidas a una extensión inadecuada podemos mencionar una contractura en flexión de rodilla, actividad inadecuada de isquiotibiales y debilidad del soleo.

La AFO adecuada para estos casos debe ser una AFO sólida con valva posterior tipo rancho de los amigos o AFO sólida con forma hoja. Estos dispositivos, y dependiendo de su construcción permiten ciertos grados de movimiento o una restricción completa del movimiento limitando el avance de la tibia y estabilizándola durante todas las fases de la marcha.

Valoración del rango de movilidad del tobillo:

Los clínicos deben evaluar con cuidado la cantidad de movimiento disponible antes de prescribir cualquier tipo de ortesis de pie y tobillo. Es importante detectar la cantidad de movimiento disponible en flexión plantar y flexión dorsal. Generalmente la afectación más importante es una flexión plantar aumentada. Las causas más frecuentes son las siguientes condiciones:

Espasticidad o contractura en flexión: cualquier grado de espasticidad o limitación a la dorsiflexión condiciona la instauración del tratamiento. Por regla general las causas de la espasticidad derivan de un control neurológico deficitario provocado por parálisis cerebral, accidente cerebrovascular, traumatismos cerebrales, lesiones medulares y esclerosis múltiple. La consecuencia directa de esta condición influye en todas las fases de la marcha. Inicialmente, durante la fase de contacto, el apoyo lo realiza en antepie condicionando el resto de las fases. Si la contractura es elástica el talón llega a contactar con el suelo, en caso contrario el apoyo se produce mayormente con el antepie provocando un despegue precoz del talón, dificultad para adelantar la tibia y una probable inclinación del tronco y pelvis. Si el explorador de forma pasiva no es capaz de dorsiflexionar el tobillo hasta una posición neutra (90° del pie con respecto a la pierna), con la rodilla extendida, se debería prescribir una AFO sólida articulada al rango máximo de dorsiflexión o con tope de flexión plantar. En este caso al existir una restricción en la dorsiflexión del tobillo se debe prescribir una talonera o elevación del talón, bien en el calzado o en la misma férula para asegurar un adecuado alineamiento de la

pierna y la rodilla. Si el tobillo alcanza los 90° una AFO sólida neutra podría ser suficiente. La posición del pie en plantarflexión en el contacto de talón se puede deber a: equino fijo de tobillo, espasticidad de los plantarflexores de tobillo o debilidad de los dorsiflexores.

Pie caído por debilidad muscular: Puede ser debida a una atrofia muscular por desuso, a lesiones neurológicas y a miopatías de la musculatura pretibial. La marcha de este tipo de pacientes se caracteriza por contacto inicial con un apoyo o caída del antepie de forma incontrolada. En la fase media de la oscilación, la flexión plantar de tobillo dificulta el avance del miembro. La parte anterior del pie no consigue levantarse del suelo, arrastrándose. El paciente suele compensarlo flexionando exageradamente la cadera y la rodilla (marcha equina o en steppage) o realizando una circunducción de cadera (marcha en guadaña).

La AFO indicada en casos de pies caídos flácidos es variable en función al grado de estabilidad de rodilla valorada. Si la rodilla es estable, se prescribe una AFO con asistencia dinámica o DAFO. Una opción recomendable en este caso puede ser una AFO podiátrica con articulación libre tipo Tamarack® (Figura 8) que actúa como muelle facilitando 15° de movilidad en FxD durante la fase balanceo y permitiendo movilidad FxP durante fase apoyo. En caso de inestabilidad de rodilla se recurre a una AFO sólida.



Figura 8. Richie Brace con asistencia dinámica.

Valoración de la articulación subastragalina y mediotarsiana: históricamente la valoración articular del pie a la hora de instaurar una AFO, no ha sido de vital importancia. Al tratarse de compensaciones en planos diferentes al sagital, las AFOs tradicionales al no llevar un armazón plantar moldeado no han sido capaces de compensar las alteraciones biomecánicas del pie. Sólo cuando existían grandes deformidades en varo o valgo, se instauraban modificaciones en el calzado, correas y tutores metálicos para controlar las fuerzas patológicas. Como se ha visto, muchas de las patologías susceptibles de ser tratadas con AFOs tienen su origen en una deformidad no tratada adecuadamente en el pie o en las que el pie deformado o se asocia otra compensación más proximal. Las AFO podiátricas son capaces de controlar los momentos patológicos ya que incorporan una ortesis funcional modificada específicamente para alterar las fuerzas reactivas del suelo y cambiar los momentos patológicos que pueden afectar a la deformidad del pie.

La **posición en varo subtalar** requieren una modificación en la prescripción. En casos de

retropié varo severos, comúnmente vistos en la enfermedad de Charcot Marie Tooth, las AFOs tradicionales no son capaces de evitar la inestabilidad lateral. Si un paciente tiene una posición en equino rígido, situar el pie en una posición neutra de 90° con una AFO solida será imposible. Del mismo modo, cuando existe una posición de varo fija de retropié, la aplicación de una AFO solo puede corregir la posición del retropié al rango de eversión disponible en el tobillo y la subtalar.

En estos casos es aconsejable incorporar postes laterales del antepie y retropié. Además, en los calzados se pueden incorporar modificaciones como el tacón en pico de pato o cuñas laterales en la entresuela para mejorar la estabilidad en los casos de varos extremos o limitaciones en la eversión. El tipo de AFO dependerá del grado de movilidad del tobillo. Si se presenta una deformidad en equino asociada a un varo de retropié se puede prescribir una AFO sólida con elevación del talón o una AFO podiátrica articulada con elevación del talón. En casos de varo subtalar asociados a una inestabilidad lateral de tobillo, las modificaciones en el armazón plantar pretenden controlar el exceso de fuerzas supinadoras. Cuñas y postes supinadores, rectificadores de borde externo son elementos frecuentes. La AFO podiátrica articulada con control de supinación es una elección adecuada ya que las valvas laterales se encargan de aumentar el control del tobillo.

El **valgo subtalar**, o eversiones severas asociadas al pie plano del adulto adquirido también requieren la intervención de una AFO. A partir del grado II de la disfunción del tendón del tibial posterior un soporte plantar con control de la eversión por si mismo es incapaz de compensar el exceso de fuerzas pronadoras. En estos casos se pueden emplear AFOs sólidas convencionales, AFOs tipo Arizona y AFO podiátricas articuladas con modificaciones en eversión. La ventaja de la AFO podiátrica es que al incorporar una valva lateral y medial permiten un mejor control de la rotación interna. Además la incorporación de una base para el pie con un balance similar al que colocamos en las ortesis funcionales facilita un mejor control de retropié y mediopie en planos transversos y frontal.

Cuando nos referimos a los postes en las férulas AFO, el prescriptor debe tener en cuenta que este tipo de elementos, no solo inclinan el armazón de la férula sino que inclinan también las valvas que abarcan o abrazan el tercio inferior de la pierna. Por tanto, si instauramos un poste de 3° de antepie en varo al armazón de la AFO, este, inclinará la pierna a 3° de inversión con respecto al suelo. Si el paciente no tiene un varo tibial de 3° o más, postear la férula puede causar un problema de ajuste y un balanceo potencial entre el retropié y antepie.

De la misma manera, un paciente con un genu varo significativo o un varo tibial importante de más de 6°, requerirá una modificación en la prescripción de la AFO. Al contrario de cuando se llevan ortesis plantares, donde la alineación de la pierna no cambia con la angulación del soporte plantar, las ortesis de pie y tobillo crean una nueva situación que no es siempre familiar a la práctica podológica. La alineación de la pierna en el plano frontal con respecto al

suelo en el medioapoyo determinará la alineación de toda la AFO, incluyendo el armazón inferior. En otras palabras, la AFO cuando se fija a la pierna, alineará el armazón con respecto al suelo, los mismos grados de orientación de la pierna con respecto al suelo. Así, cuando la tibia se alinea 12 grados en varo, si fijamos una AFO a esta pierna, el armazón se orientará 12 grados en inversión. Un varo tibial significativo o un genu varo necesita que el armazón de la AFO se postee a los mismos grados de varo tibial para proporcionar una superficie estable entre la AFO y el suelo. Alternativamente, y dependiendo de la patología, el armazón de la AFO, se puede articular o reorientar para que apoye en plano con respecto al suelo mientras que la parte superior de la férula permanece orientada en varo. Esta modificación se recomienda solo cuando la subastragalina y el tobillo presentan rango de movimiento disponible para poder evertir el pie con respecto a la posición invertida de la tibia así poder estabilizar el dispositivo.

CONSIDERACIONES FINALES

Las técnicas de toma de molde en semicarga con escayola, sitúan el pie al mismo plano que el suelo, a mismo tiempo que mantienen la angulación en varo e en valgo del miembro durante la fabricación de la AFO. No obstante, en la mayoría de los casos, esta técnica elimina la posibilidad de capturar el pie con la subastragalina en su posición neutra y la mediopie bloqueada y estable sobre sus ejes. La neutralización en suspensión continúa siendo por tanto la preferible para poder capturar una posición óptima del pie en la fabricación de ortesis funcionales por expertos. Munderman ha mostrado que la característica más importante de los soportes plantares de cara a la mejora de aspectos cinéticos y cinemáticos de la extremidad inferior es la reproducción del contorno del pie por parte del soporte plantar²⁴. Tal contorno se pierde y se modifica cuando la toma de molde se realiza en semicarga o carga. También en las AFOs podiátricas es indispensable reproducir el contorno del pie al tomar el molde. Cuando se tome el molde para realizar una AFO podiátrica y se neutralice en suspensión, se debe de tener en cuenta la alineación de la pierna con respecto al suelo en bipedestacion⁶⁹.

Las AFO solidas y las AFO tipo guante (ej California AFOs) no ajustarán en el margen superior interior del talón correctamente. Esto se debe a que el plástico rígido de la parte posterior del talón que contacta con la zona de inserción del aquileo en la parte superior del contrafuerte o cazoleta y casi siempre está ligeramente inclinado hacia adelante. Esto hace que la férula empuje hacia adelante la pierna y dificulte el contacto del pie con el interior de la cazoleta. Por este motivo, es frecuente que las AFO sólidas y las AFO tipo guante, necesiten un incremento de por lo menos una talla del calzado.

Finalmente, el corte del calzado es una parte esencial de ese sistema de fuerzas de tres puntos que emplean las AFO para corregir o modificar la correcta alineación del pie y pierna. La parte superior del corte correspondiente al mediopie y antepie, es decir, la puntera, pala y flancos, deben sujetar firmemente para evitar que el pie se deslice por el interior del calzado en el plano sagital, transversos y frontal.

RESUMEN

Las ortesis de pie y tobillo tienen multitud de ventajas frente a los soportes plantares al ser capaces de mejorar la alineación y cambiar momentos articulares de la extremidad inferior.

No obstante, la aplicación de AFOs también puede conllevar efectos nocivos sobre el paciente, los cuales deben ser valorados en el momento de prescribir este tipo de dispositivos.

Las ortesis de pie y tobillo, dependiendo del diseño, pueden crear compensaciones en rodilla y mediopie. Estos efectos negativos se pueden neutralizar mediante modificaciones adecuadas en el calzado.

En ocasiones y con determinados pacientes, los efectos de ferulizar la extremidad inferior también se pueden considerar como negativos o positivos en términos de equilibrio y propiocepción. Muchos pacientes que necesitan ser tratados con AFO presentan en

si mismo un alto riesgo de sufrir caídas. Por tanto, los especialistas deben valorar si ese paciente necesita una AFO articulada o sólida/fija, teniendo en cuenta los objetivos del tratamiento contra los potenciales efectos negativos de restringir el movimiento alrededor del tobillo.



Figura 9.

BIBLIOGRAFÍA

1. C. Michael schuch, cpo, charles h. Pritham, cpo.international standards organization terminology: application to prosthetics and orthotics. *Journal of prosthetics and orthotics* 1994; vol 6, num 1, p 29
2. http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=15800
3. <http://es.wikipedia.org/wiki/ortesis>
4. Programa anual 2003 de formación continuada acreditada para médicos de atención primaria <http://www.elmedicointeractivo.com/ap1/emioi/aula2003/tema2/traumas14.htm>
5. Kirvy KA. Definition for foot orthoses. Foot and lower extremity biomechanics II 1999 Precision Intracast newsletters 1997-2002.: 7-8
6. http://www.dafos.com/wp-content/uploads/casting_for_dafos.pdf
7. <http://www.richiebrace.com/>
8. Walter JH, Ng G, Stoitz JJ: A patient satisfaction survey on prescription custom-molded foot orthoses. *JAPMA*, 94:363-367, 2004.
9. Zammit GV, Payne CB. Relationship between positive clinical outcomes of foot orthotic treatment and changes in rearfoot kinematics. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2007 May-Jun;97(3):207-12.
10. Nigg BM, Stergiou P, Cole G, Stefanyshyn D, Mündermann A, Humble N. Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running *Med Sci Sports Exerc*. 2003 Feb;35(2):314-9.
11. Pascual Huerta J, Ropa Moreno JM, Kirby KA, García Carmona FJ, Ovejuna García AM. Effect of 7-degree rearfoot varus and valgus wedging on rearfoot kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2009 Sep-Oct;99(5):415-21.
12. Nester CJ, Van Der Linden ML, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture*, 17:180-187, 2003.
13. Mündermann A, Wakeling JM, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity *Gait Posture*. 2006 Apr;23(3):295-302. Epub 2005 Jun 8.
14. Nawoczenski DA, Ludewig PM: Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Arch Phys Med Rehab*, 80:540-544, 1999.
15. Scherer PR, Sanders J, Eldredge DE, Duffy SJ, Lee RY: Effect of functional foot orthoses on first metatarsophalangeal joint dorsiflexion in stance and gait. *JAPMA*, 96:474-281, 2006.
16. Nigg BM. The Role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clin J Sport Med*. 2002 Jan;12(1):57-9.
17. Navalón Sanchez N et al: Manejo del paciente hemipléjico mediante la utilización de AFOs: puntos clave para la prescripción podológica de AFOs. *El Peu* 2011;31(1):17-33
18. Bowker P, Condie DN, Bader DL, Pratt DJ. *Biomechanical Basis of Orthotic Management*. Butterworth Heinemann, Oxford, 1993; 27-38
19. Williams DS, McClay-Davis I, Baith SP: Effect of inverted orthoses on lower extremity mechanics in runners. *Med. Sci. Sports Exerc*. 35:2060-2068, 2003.
20. MacLean C, Davis IM, Hamill J: Influence of a custom foot intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. *Clin Biomech*, 21:621-630, 2006.
21. Rubin R, Menz HB: Use of laterally wedged custom foot orthoses to reduce pain associated with medial knee osteoarthritis: A prelim. Investigation. *JAPMA*, 95:347-352, 2005
22. MacLean CL, Davis IS, Hamill J: Short and long-term influences of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics. *Clin J Sport Med*, 18:338-343, 2008.
23. Stackhouse CL, Davis IM, Hamill J. Orthotic intervention in forefoot and rearfoot strike running patterns. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004 Jan;19(1):64-70.
24. Mündermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clin Biomech* 2003, 18(3):254-262.
25. Richie DH Jr, Olson WR. Orthoses for athletic overuse injuries. Comparison of two component materials. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1993 Sep; 83(9):492-8.
26. Brehm MA, Harlaar J, Schwartz M. Effect of ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in children with cerebral palsy. *J Rehabil Med*. 2008; 40(7): 529-534.
27. Romkes J, Brunner R. Comparison of a dynamic and a hinged anklefoot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture* 2002; 15:18-24.
28. Thijssen DH, Paulus R, van Uden CJ. Decreased energy cost and improved gait pattern using a new orthosis in persons with long-term stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007 Feb;88(2):181-6.
29. Do an A, Mengüllu lu M, Özgürin N. Evaluation of the effect of ankle-foot orthosis use on balance and mobility in hemiparetic stroke patients. *Disabil Rehabil*. 2011;33(15-16):1433-9.
30. Franceschini M, Massucci M, Ferrari L, Agosti M, Paroli C. Effects of an ankle-foot orthosis on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait. *Clin Rehabil* 2003; 17:368-372.
31. Wang RY, Yen L, Lee CC, Lin PY, Wang MF, Yang YR. Effects of an anklefoot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 2004; 18:550-557.
32. Geboers JF, Drost MR, Spaans F, Kuipers H, Seelen HA. Immediate and long-term effects of ankle-foot orthosis on muscle activity during walking: a randomized study of patients with unilateral foot drop. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83:240-245.
33. De Wit DC, Bourke JH, Nijlant JM, Izerman MJ, Hermens HJ. The effect of an ankle-foot-orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 2004; 18:550-557.
34. Kitaoka HB, Crevoisier XM, Harbst K, Hansen D, Kotajarvi B, Kaufman K. The effect of custom-made braces for the ankle and hindfoot on ankle and foot kinematics and ground reaction forces. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87:130-135.
35. Bregman DJ, deGroot V, van Diggeloo P, Meulman H, Houdijk H, Harlaar J. Polypropylene Ankle Foot Orthosis in central neurological patients: A mechanical and functional evaluation. *Prosthet Orthot Int*. 2010;34(3): 293-304.
36. Bregman DJ, Harlaar J, Meskers CG, de Groot V Spring-like Ankle Foot Orthoses reduce the energy cost of walking by taking over ankle work. *Gait Posture*. 2012 Jan;35(1):148-53.
37. Balaban B, Yasar E, Dal U, Yazicioglu K, Mohur H, Kalyon TA. The effect of hinged ankle-foot orthosis on gait and energy expenditure in spastic hemiplegic cerebral palsy. *Disabil Rehabil* 2007;29(2): 139-144.
38. Radtka SA, Oliveira GB, Lindstrom KE, Borders MD. The kinematic and kinetic effects of solid, hinged, and no ankle-foot orthoses on stair locomotion in healthy adults. *Gait Posture* 2005; (2):211-8.
39. Huang YC, Harbst K, Kotajarvi B, Hansen D, Koff MF, Kitaoka HB, Kaufman KR. Effects of ankle-foot orthoses on ankle and foot kinematics in patient with ankle osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*.

- 2006 May;87(5):710-6
40. Huang YC, Harbst K, Kotajarvi B, Hansen D, Koff MF, Kitaoka HB, Kaufman KR. Effects of ankle-foot orthoses on ankle and foot kinematics in patients with subtalar osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006 Aug;87(8):1131-6
41. Hartsell HD, Spaulding S J. Effectiveness of external orthotic support on passive soft tissue resistance of the chronically unstable ankle. *Foot Ankle Int* 1997; 18:144-150.
42. Zhang S, Wortley M, Chen Q, Freedman J. Efficacy of an ankle brace with a subtalar locking system in inversion control in dynamic movements. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2009 Dec;39(12):875-83.
43. Ambegaonkar JP, Redmond CJ, Winter C, Cortes N, Ambegaonkar SJ, Thompson B, Guyer SM. Ankle stabilizers affect agility but not vertical jump or dynamic balance performance. *Foot Ankle Spec*. 2011 Dec;4(6):354-60
44. Lin SS, MD; Momi KS, MD; Berkman A, MD; Janisse D, C.Ped;(1) Noll K, C.Ped, BOC; Castro E, C.Ped;(2) Johnson JE, MD(3). Nonoperative treatment of posterior tibial tendon dysfunction using the Arizona AFO™ Brace. 66th annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. Anaheim, CA. 5 febrero 1999
45. MacLean CL "Dynamical Influence of a Richie Brace Intervention: A Case Study.Paris Orthotics Lab Division. Vancouver, British Columbia. Canada"
46. Baier M, Hopf T. Ankle orthoses effect on single-limb standing balance in athletes with functional ankle instability. *Arch Phys ed Rehabil* 1998; 79:939-944
47. Cakar E, Durmus O, Tekin L, Dincer U, Kiralp MZ. The ankle-foot orthosis improves balance and reduces fall risk of chronic spastic hemiparetic patients. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2010 Sep;46(3):363-8.
48. Kinzey SJ, Ingersoll CD, Knight KL. The effects of selected ankle appliances on postural control. *Jour Athl Train* 1997; 32:300-03.
49. Palmieri RM, Ingersoll CD, Cordova ML, Kinzey SJ. The spectral qualities of postural control are unaffected by 4 days of ankle-brace application. *J Athl Train* 2002; 37:269-274.
50. Barkoukis V, Sykaras E, Costa F, Tsoarbatzoudis H. Effectiveness of taping and bracing in balance. *Percept Mot Skills* 2002; 4:566-574.
51. Wikstrom EA, Arrigenna MA, Tillman MD, Paul AB. Dynamic postural stability in subjects with braced, functionally unstable ankles. *J Athl Train* 2006; 41:245-250.
52. Hijmans J, Geertzen JAB, Dijkstra PU, Postema K. A systematic review of the effects of shoes and other ankle or foot appliances on balance in older people and people with peripheral nervous system disorders. *Gait and Posture* 25: 316-323, 2007.
53. Sittler M, Ryan J, Wheeler B, McBride J, Arciero R, Anderson J, Horodyski M. The efficacy of a semirigid ankle stabilizer to reduce acute ankle injuries in basketball: a randomized clinical study at west Point. *Am J Sports Med*. 1994; 22:454-461.
54. Surve I, Schwellnus MP, Noakes T, Lombard C. A fivefold reduction in the incidence of recurrent ankle sprains in soccer players using the sport-stirrup orthosis. *Am J Sports Med*. 1994; 12:601-606.
55. Richie DH. Effects of foot orthoses to treat chronic ankle instability. *Jour Am Pod Med Assoc* 97(1): 19-30, 2007.
56. Stel VS, Smit JH, Pluijm SMF, Lips P. Balance and mobility performance as treatable risk factors for recurrent falling in older persons. *J Clin Epidemiol* 56: 659-669, 2003.
57. Clark S, Rose DJ, Fujimoto K. Generalizability of the limits of stability test in the evaluation of dynamic balance among older adults. *Archives of Physical Med Rehab* 78: 587-591,1997.
58. Cavanagh PR, Derr JA, Ulbrecht JS et al. Problems with gait and posture in neuropathic patients with insulin-dependent diabetes mellitus. *Diabetic Med* 9: 469-474, 1992.
59. Richardson JK, Ashton-Miller JA. Peripheral neuropathy. An overlooked cause of falls in the elderly. *Postgraduate Medicine* 99: 161-172, 1996.
60. Simoneau GG, Ulbrecht JS, Derr JA, Becker MB, Cavanagh PR. Postural instability in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care* 17: 1411-1421, 1994.
61. Richardson JK, Hurvitz EA. Peripheral neuropathy: a true risk factor for falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 50: M211-15, 1995.
62. Simmons RW, Richardson C, Pozos R. Postural stability of diabetic patients with and without cutaneous sensory deficit in the foot. *Diabetes Res Clin Pract* 36: 153-160, 1997.
63. Lavery LA, Fleishl JG, Laughlin TJ, Vela SA, Lavery DC, Armstrong DG. Is postural stability exacerbated by offloading devices in high risk diabetics with foot ulcers? *Ostomy Wound Manage* 44: 26-34, 1998.
64. Nahonizk MT et al. Kinematic compensations as children reciprocally ascend and descend stairs with unilateral and bilateral solid ankle-foot orthoses. *Gait Posture* 9: 199-206, 1999.
65. Cattaneo D, Marazzini F, Crippa A, Cardini R. Do static or dynamic AFOs improve balance? *Clinical Rehab* 2002.
66. Hullin MG, Robb JE. Biomechanical effects of rockers on walking in a plaster.
67. Wu WL, Rosenbaum D, Su FC. The effects of rocker sole and SACH heel on kinematics in gait. *Med Eng Phys*. 2004 Oct; 26(8):639-46.
68. Richardson JK, Hurvitz EA. Peripheral neuropathy: a true risk factor for falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 50: M211-15, 1995.
69. Richie D, Root J. A comparison of negative casting techniques used for the fabrication of custom ankle foot orthoses. *Podiatry management*. 2007 Sept; 129-136.