

ORTESIS FUNCIONALES EN ALTERACIONES DEL RETROPIÉ

FUNDAMENTOS BIOMECANICOS

M. GÓMEZ MONZÓN

Jefe Clínico del Departamento

de Traumatología y Ortopedia

del Hospital «Miguel Servet» de Zaragoza

Vamos a referirnos a las aplicaciones ortésicas «funcionales» en el retropié, describiendo los hechos fundamentales de la biomecánica del mismo que permitan comprender la actuación de una aplicación ortésica.

Semejan una cadena cinética cerrada de movimiento único. En dichas cadenas el movimiento de uno de los componentes da lugar a un movimiento determinado del conjunto.

Los movimientos del pie están pues ya en gran manera prefijados, no pudiendo realizarse más que en determinada dirección y amplitud, sea cual fuere la fuerza que los mueve.

Retropié cadena cinética

Desde un punto de vista funcional consideramos al tarso compuesto por el astrágallo, calcáneo, escafoides y cuboides. Estos huesos se relacionan entre sí por superficies articulares diversas en tamaño, orientación y forma, cada una con su propio eje (2,5) Un movimiento determinado del conjunto de ellos, es decir, del retropié, es el resultado de la combinación de los movimientos de los distintos huesos, alrededor de ejes no paralelos ni fijos, que cambian cada momento, permitiendo la movilidad finalmente sólo en determinado sentido y con una amplitud concreta. (1,3)

Momentos de giro al choque de talón

Cuando se carga sobre el talón se produce instantáneamente un doble movimiento del mismo, debido a que no coinciden los puntos de aplicación de las fuerzas actuantes, peso del cuerpo y reacción del suelo, con lo que se produce un movimiento de giro.

En el plano sagital, la tibia, transmisora del peso del cuerpo, actuando por delante del punto de apoyo del talón sobre el suelo, produce un movimiento de flexión plantar del pie. (Fig. 1).

En el plano transversal, debido a la desviación en bayoneta que existe entre el eje de

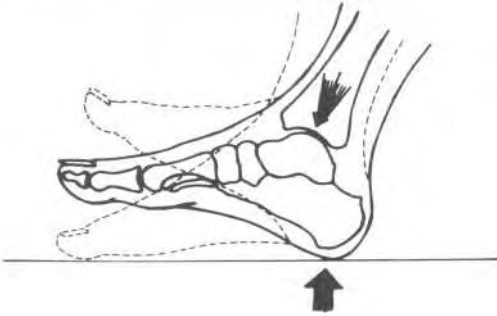


Fig. 1. *Ortesis funcionales en alteraciones del retropié.*

la tibia y el del calcáneo, se produce un movimiento de rotación interna con evasión o valgo del calcáneo. (Fig. 2.).

Estos dos movimientos ocurren sin necesidad de intervención muscular alguna, son puramente pasivos y debidos a la actuación de dos fuerzas opuestas.

Movimiento sincrónico del tarso

La especial configuración y orientación de las superficies articulares tibioastragalina, subastragalina y mediotarsiana, hacen que el movimiento de valguización de la articulación subastragalina, se transmita a las partes adyacentes dando lugar a dos movimientos sincrónicos, también fundamentalmente pasivos y que son, la pronación del antepié y la rotación interna de la tibia. (4,5,6,15)

El astrágalo, al recibir la carga que vuelca al calcáneo en valgo, se desliza «cayendo» hacia adentro, en rotación interna, hundiendo el arco interno del pie. (Fig. 3).

El choque del talón es pues el starter que al poner en valgo a la articulación subastragalina da lugar a la pronación del antepié.



Fig. 2. *Ortesis funcionales en alteraciones del retropié.*

Distalmente esta pronación del tarso con depresión del arco interno, produce una relajación en el acoplamiento de la articulación

transversa del tarso, dejando libre al antepié que queda móvil y flexible. (Fig. 3).

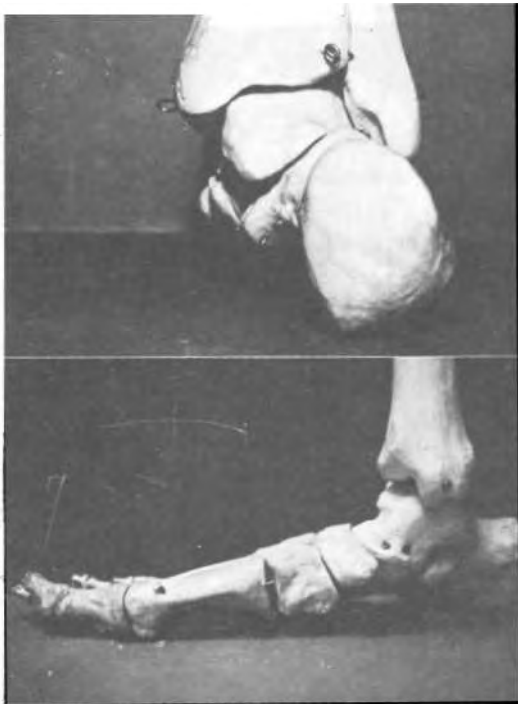


Fig. 3: *Ortesis funcionales en alteraciones del retropié.*

Proximalmente, la tibia que se apoya en el astrágalo y al que carga con la fuerza de que es portadora, le sigue en su movimiento rotatorio hacia adentro.

El movimiento inverso da lugar a los contrarios, es decir que la variación del calcáneo produce una supinación del tarso, con elevación del arco interno y bloqueo de la articulación transversa, dejando un antepié rígido y firme.

Esta respuesta a la valguización -o varización- del talón, es lo que se conoce como movimiento sincrónico del tarso.

No hay que olvidar, sin embargo, que estos movimientos sincrónicos de una cadena cinética cerrada, son reproducibles -como ocurre en el pie- en cualquier dirección y que el bloqueo de uno de los movimientos simples que componen la cadena, bloquea automáticamente los sincrónicos.

Dinámica de la marcha

Hay un momento en que el talón del miembro que oscila llega al suelo para dete-

ner y recibir al cuerpo que cae. Éste, en su avance, ha sobrepasado la base de sustentación del pie transmisor, quedando en situación de equilibrio inestable, con caída impulsada hacia adelante por efecto de la gravedad y de la energía cinética de que es portador.

El miembro que inicia el apoyo llega al suelo adelantado respecto al cuerpo, es decir con el centro de gravedad cayendo por detrás del pie.

El choque del talón produce la flexión plantar del pie y desencadena *el ya* descrito movimiento sincrónico del tarso.

La resultante de las fuerzas externas que actúan sobre el cuerpo, la estática de la gravedad y la dinámica de inercia, es una fuerza de progresión que hace girar al cuerpo hacia adelante, sobre el pie que se encuentra apoyado en el suelo.

Cuando en su progresión la proyección del centro de gravedad pasa por delante del tobillo, cosa que ocurre en la segunda mitad de la fase de apoyo, aumenta rápidamente la fuerza de giro sobre el pie, acelerando la velocidad de «caída» del cuerpo hacia adelante.

Siguiendo las leyes de equilibrio de los cuerpos, la caída sería inevitable, en cuanto la proyección del centro de gravedad sobrepasara la base de sustentación, si no hubiese mecanismos que evitan que el cuerpo se desplace hacia adelante más allá de dicha base.

Recordemos que desde el punto de vista mecánico la extremidad inferior es un conjunto de segmentos articulados que se flexionarían sin más, por estas fuerzas externas -gravedad e inercia- si no existieran otras fuerzas internas, las musculares, que estabilizan activamente las articulaciones, permitiendo y procurando en cada momento la movilidad precisa de las mismas, para el buen desarrollo de la marcha.

Existe un antagonismo en la actividad fundamental de los músculos del compartimento anterior de la pierna -flexores dorsales- y los del compartimento posterior -flexores plantares-, de tal forma que cuando un grupo se contrae, el otro se relaja y viceversa. (7,8,9,12)

Los músculos pretibiales -tibial anterior y extensores de los dedos- se contraen en las fases de transición correspondientes al apoyo bipodal.

Se oponen al momento flexor del choque de talón, frenan la aceleración tras el despegue y evitan la caída del antepié en la oscilación.

Los músculos retrotibiales -gemelos, soleo, tibial posterior y peroneos- se contraen sólo durante la fase de apoyo unipodal.

Por su situación posterior respecto al tobillo producen una flexión plantar o frenan una flexión dorsal.

Su objetivo es frenar la rotación anterior de la tibia en un esfuerzo creciente para oponerse al progresivo y rápido aumento del momento de flexión dorsal del tobillo. Éste llega a ser nueve veces mayor que a su comienzo en cuanto la resultante de la gravedad e inercia actúa por delante del eje de giro.

Cuando la tibia ha rodado sobre el astrágalo 15-20°, en el 40% del ciclo de marcha, la potente actuación de los músculos posteriores de la pierna para la dorsiflexión (41% del ciclo), lo que permite que el impulso anterior que lleva el cuerpo levante el talón del suelo.

La fase de apoyo tiene una primera parte valguizante y otra final varizante. Coinciden con los momentos más traumatizantes para el pie que son el choque de talón y el despegue del antepié.

La primera, valguizante, amortigua el trauma del choque del talón y de la carga del peso mediante la valguización del calcáneo -pronación del tarso-, depresión del arco interno, a la vez que dispone el pie para poder soportar el despegue.

En cuanto el pie apoyado en el suelo comienza a recibir el peso del cuerpo, cesa en su actividad el tibial anterior y comienzan a actuar el tibial posterior y los flexores para oponerse activamente a la eversión pasiva que está sufriendo el pie. Esta actuación se ve doblemente potenciada por el soleo en cuanto el peso del cuerpo, en su traslado hacia adelante, pasa más allá del tobillo. El soleo, a pesar de su corto brazo de actuación y debido a su gran masa, tiene doble efecto inversor que el tibial posterior (8) .

Todo ello provoca la progresiva inversión de la articulación subastragalina que va bloqueando la articulación transversa del tarso, rigidizando el antepié y preparándolo para recibir el peso tras el despegue del talón. A esta estabilización previa del pie contribuyen también eficazmente los músculos intrínsecos, activados al final de la fase de carga. (13).

Transferido el peso al antepié, el «rodar» del mismo sobre el suelo se hace en el apoyo oblicuo hacia afuera que presenta la superficie del antepié y que es de unos 28°. Esto contribuye y asegura a la vez a la inversión pasiva de la articulación subastragalina y propicia la rotación externa de la tibia.

Función amortiguadora

Una de las funciones propias del pie, junto con las de soporte y movilidad, es la de amortiguación.

Los diversos tejidos que lo componen, la propia disposición estructural arqueada y elástica del pie y la actuación muscular y ligamentosa, forman un complejo sistema de amortiguación pasivo y activo-resistivo.

Esta disposición es precisa para hacer frente al traumatismo que ejercen las fuerzas actuantes sobre el retropié durante la marcha, y que por su intensidad y repetición pueden ocasionar una lesión o aumentar un daño ya existente.

Una persona de 70 kg caminando normalmente con 58 apoyos de talón por minuto, carga éste con el 85 al 120% del peso del cuerpo. En carrera se llega al 300 %.

El máximo de fuerza que soporta el talón ocurre a dos milisegundos tras el choque, cuando el peso se encuentra centrado sobre él. La presión de carga oscila de 3,3 hasta 5 kg/cm² sobre la zona de la tuberosidad que es donde se concentra más el impacto (11).

Por otro lado, el choque de talón produce una vibración que en marcha normal llega a ser de 25 a 100 ciclos por segundo, que se propaga por todo el esqueleto y que puede llegar a ser lesiva. (14).

El organismo cuenta para oponerse a estas fuerzas con una serie de dispositivos.

Las partes blandas del talón son una almohadilla amortiguadora, formada por una malla de tejido fibroso, en cuyo interior se encuentran las células grasas. La malla tiene una disposición espiroidea pero con fibras dispuestas también transversal y diagonalmente, que unen la piel al hueso y que le permiten soportar tanto el peso como las fuerzas de tracción y torsión que se producen. (Figs. 1-2).

El tejido cartilaginoso articular, la propia estructura arqueada del pie y la respuesta al choque del talón que supone el movimiento sincrónico del tarso, con valguización del calcáneo, pronación del antepié y hundimiento del arco interno, tensado de ligamentos y fascia plantar y resistividad «elástica» modulada de los músculos, completan estos mecanismos.

En condiciones normales el sistema es adecuado para hacer frente a las exigencias de la marcha. Pero el deterioro fisiológico de la edad, el patológico de la enfermedad, la sobrecarga o el trauma repetido, pueden producir una disminución de espesor o de la elasticidad, o una alteración en el movimiento sincrónico del tarso, o en la situación muscular que afecte patológicamente a la función amortiguadora.

En estos casos el organismo se defiende en principio disminuyendo la fuerza del impacto a base de rebajar el número de impactos, es decir, reduciendo la velocidad de marcha. Otras veces limita el tiempo de actuación, acortando el tiempo de apoyo sobre el talón.

Nosotros debemos procurar mantener o suplir esta función amortiguadora siempre que esté en peligro. Para ello debe (le generalizarse el empleo de materiales o estructuras que disminuyan el impacto y absorbieran el choque).

Aplicaciones ortésicas funcionales del retropié

Incluimos aquí aquellas construcciones mecánicas, de aplicación externa, que actuando sobre el retropié, ayudan a recuperar o a suplir la afectación o pérdida existen-

te en las funciones primordiales de soporte, marcha y amortiguación del pie.

Vamos a considerar dos tipos de pies, el valgo-laxo y el varo rígido, que sintetizan las más importantes alteraciones del retropié.

Esto permitirá contemplar la actuación de las principales aplicaciones ortésicas desde un punto de vista biomecánico.

Pie valgo laxo

Corresponde a un pie hipermóvil en el que se ha afectado el control dinámico del tarso por el retropié, entre el choque de talón y el despegue.

Se produce una excesiva evasión del talón que se acompaña de hundimiento del arco interno y aumento de la pronación y rotación interna de la tibia.

Durante la fase de carga se produce una distensión continua de ligamentos y músculos.

Éstos se encuentran en estado de concentración extrínseca permanente, lo que acaba produciendo su elongación, con lo que se disminuye el control que las adecuadas tensión ligamentosa y contracción muscular procuran. Puede llegarse hasta la pérdida del control dinámico del tarso.

Para compensarlo tenemos las siguientes aplicaciones ortésicas funcionales.

Cuña interna sólida

-Sólida, medial e interna. Controla el valgo del calcáneo horizontalizando el sustentáculo tali, lo que permite restablecer a límites fisiológicos los ejes mecánicos del pie, redistribuyendo el peso y la acción muscular.

Esto sólo es posible si la acción correctora del valgo que procura la cuña se mantiene con un contrafuerte de talón duro y bien adaptado, para evitar holguras que anulan sus efectos. Así pues, la corrección obtenida por la cuña debe complementarse obligatoriamente con la contención procurada por la talonera. (Fig. 4).

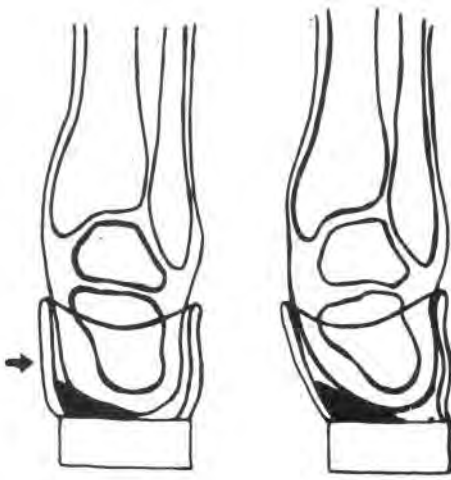


Fig. 4. Ortesis funcionales en alteraciones del retropié.

El restablecimiento a límites fisiológicos del valgo del talón, permite que la secuencia del movimiento sincrónico del tarso se desenvuelva normalmente. No aparece pronación excesiva al choque de talón y se bloquea en fase el antepié para el despegue.

Por otro lado al acercar los puntos de inserción, se relajan tendones y músculos contracturados, con la ganancia funcional que ello supone.

Es tanto más efectiva mecánicamente cuanto más próxima al talón actúa, por lo que debe colocarse en el interior del tacón.

No debe sobrepasar el escafoides para no interferir en la pronación fásica del antepié.

Si hipercorriga, de momento puede bloquear con el aro fuera de fase el antepié y con el tiempo puede llegar a producirse una pérdida del control dinámico del antepié por el tarso.

La acción supinadora para la misma cuña varía con la altura del tacón. La elevación del tacón -equinismo- variza el calcáneo, recentra y tensa el tríceps y favorece la supinación del retropié. Así pues, una cuña vale sólo para una determinada altura de tacón.

Cuña externa elástica

Aplicación ortésica opuesta a la anterior. Es elástica, lateral y externa, es decir, colo-

cada por fuera, en el tacón. Su modo de actuación es también distinto.

Al apoyar el tacón, la cuña elástica externa contacta con el suelo, por su mayor altura, antes que el borde interno, duro, del mismo y empieza a comprimirse. (Fig. 5-c).

Conforme se va comprimiendo va «absorbiendo» peso, retrasando su transmisión al suelo, hasta que la parte interna y dura del tacón choca con el mismo. (Fig. 5-b).

En dicho instante actúan las fuerzas del peso del cuerpo y reacción del suelo que, al hacerlo en la parte interna del eje de giro, generan un momento de inversión. Éste neutraliza o disminuye el momento de everción que normalmente ocurre, reduciéndolo a límites fisiológicos. (Fig. 5-a).

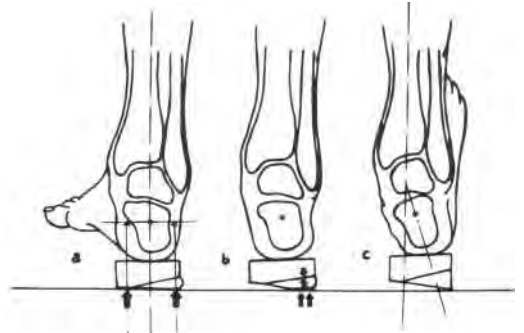


Fig. 5. Ortesis funcionales en alteraciones del retropié.

Todo ocurre en instantes. Recordemos que desde el choque de talón hasta el apoyo plano del pie en el suelo transcurren 10-12 centésimas de segundo y que sólo 2 milisegundos después del choque, cuando el peso se encuentra centrado en el talón, se alcanza el máximo de fuerza vertical, con una concentración en la zona correspondiente a la tuberosidad de 5 kg/cm^2 .

La cuña debe comprimirse con rapidez para trasladar instantáneamente el peso al borde interno del tacón y por ello debe colocarse por fuera, en el propio tacón, en la zona de encuentro de las fuerzas actuantes, para evitar el retraso en su reacción que produciría la colocación interna.

Apoyo de arco interno

Dentro del movimiento sincrónico del tarso, la pronación -hundimiento del arco

interno- ocurre en la fase de carga, va acoplado a rotación interna de la tibia y se realiza dentro de límites adecuados a la buena dinámica del pie.

Desde un punto de vista biomecánico no debe impedirse esta parte del movimiento sincrónico del tarso.

Por lo tanto, un apoyo de arco interno nunca será rígido, no se extenderá más allá de la primera cuña y deberá ceder al sufrir la carga por lo menos en un 25-30%.

De esta forma controla el efecto de compresión dinámica del cuerpo durante la fase de carga y actúa a la vez como elemento amortiguador.

Un arco interno rígido, ni contiene, ni corrige, ni ayuda a la dinámica del pie. Sólo traumatiza y no está biomecánicamente justificado.

Cazoleta elástica

Biomecánicamente es más efectiva en la corrección contención del valgo que la cuña interna, siempre que reúna las condiciones que requiere. La gran mayoría de las cazoletas que se emplean, fabricadas en serie, no las reúnen, con lo que se va desprestigiando esta aplicación ortésica.

Para ser efectiva ha de ser:

1. Talonera, es decir, corta, llegando por delante hasta la proyección vertical del maléolo interno.

2. Plana en talón, tal como la describiera HELFET en Ciudad del Cabo, y no redondeada.

La planta puede ser totalmente plana o procurar en zona anterointerna una elevación siguiendo el inicio del arco interno.

En el primer caso la talonera es estable por sí misma. En segundo puede oscilar dentro del zapato, siguiendo el valgo sin corregirlo, aparte de producir molestias. Se evita esto pegando en dicha zona una cuña estabilizadora de corcho para darle apoyo plano completo en su parte anterior. (Fig. 6).

Si la planta en lugar de plana es redondeada puede girar dentro del calzado.

3. Ser elástica y no rígida.

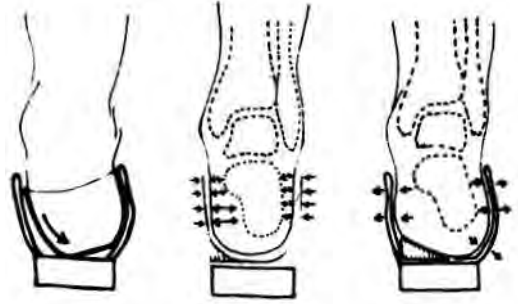


Fig. 6.1 Ortesis funcionales en alteraciones del retropié.

4. Usarla en calzado con talonera reforzada, al que se adapte sin holguras la cazoleta.

De esta forma la cazoleta:

a) No interfiere ningún movimiento fásico o sincrónico del tarso, manteniendo el talón en corrección.

b) Su efecto corrector es mayor que el de la cuña, por la mucha mayor superficie de contacto existente con el talón que sirve de «agarre» o «apoyo» para corregir el valgo.

c) Por otro lado, al estar moldeada sobre positivo de yeso en corrección, se adapta perfectamente a los contornos propios del talón del paciente. Al no haber holguras con el talón reforzado del calzado standar, no se pierde tanta efectividad como ocurre con la cuña.

La toma de molde debe realizarse con el talón en corrección activa y carga parcial. Se consigue esto presionando suavemente sobre el molde en el suelo, a la vez que con el pie fijo se rota hacia afuera su pierna para reproducir el movimiento sincrónico de variación del calcáneo (elevación del arco).

Se puede tomar también presionando sobre la planta con una tablilla de madera a la vez que se rota hacia afuera la tibia, hasta que seque el molde.

d) Al ser elástica, cede sin separarse, cuando al cargar el peso aumenta, por compresión de las partes blandas, el volumen del talón.

Al encontrarse este contenido dentro del estuche de la cazoleta, el aumento de presión que se produce en los tejidos blandos al recibir el peso y la tensión elástica que se genera, se transmite hacia las paredes de la ca-

zoleta, a las que se sujeta el talón en amplia superficie, a la vez que evita concentración de presiones en una sola zona.

PÉRDIDA DE CONTROL DINÁMICO DEL TARSO

La pérdida del control dinámico del tarso por el retropié, se manifiesta por una excesiva pronación del antepié, fuera de fase y se produce al choque de talón y en el despegue.

En el choque de talón ocurre por el aumento de la valguización del calcáneo que desencadena instantáneamente, ya antes de que el pie «se hunda» por el peso del cuerpo, la pronación excesiva del tarso. Como ya hemos indicado, la cuña elástica externa en el tacón, amortigua el impacto y reconduce la eversion del talón -y por tanto la pronación del antepié- a límites funcionales.

En el despegue ocurre debido a la hiper movilidad o laxitud de la articulación transversa del tarso, que impide que se bloquee el antepié al varizarse el calcáneo.

Se ha perdido la interrelación dinámica retropié-antepié y debe ser restaurada.

Para ello hay que solidarizar el mediopié con el retropié, de tal forma que se impidan los movimientos excesivos o fuera de fase que se produzcan, a la vez que se deja libre la posibilidad del desarrollo del normal movimiento sincrónico del tarso.

Cazoleta flexible alargada

Podemos conseguir restaurar el control mediante un molde flexible del pie que, manteniendo el calcáneo en posición neutra de carga, se extiende hasta el antepié sujetando el empeine.

Es una cazoleta flexible, alargada hasta la zona de rodamiento de antepié, con talonera reforzada sin llegar nunca a ser rígida, que se adapta estrechamente al empeine al que sujeta y al cual se sujeta, para no perder su íntima relación con el pie. (Fig. 7).

Mantiene el mediopié en relación normal con el retropié, sin impedir el hundimiento fásico del arco interno a la carga, permiti-

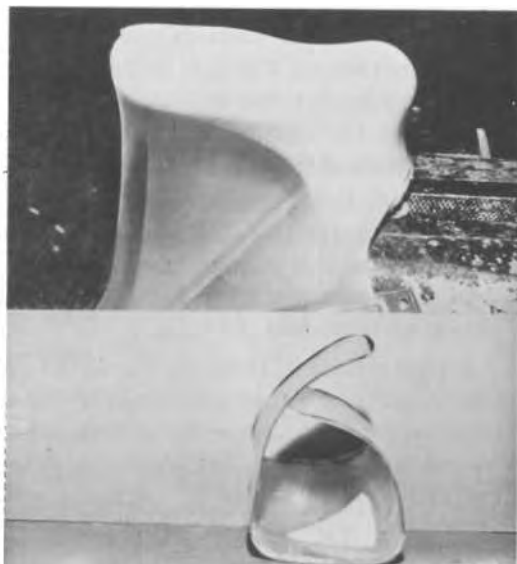


Fig. 7: Ortesis funcionales en alteraciones del retropié.

tiéndolo dentro de límites fisiológicos mediante la ayuda elástica del arco que se añade.

Evita la pronación excesiva del antepié fuera de fase y permite que el retropié, cuando se invierte tras la fase media de carga para el despegue, actúe sobre el mediopié, bloqueando en fase la articulación media del tarso.

Pie varo rígido

En cuanto la proyección de la fuerza de reacción del suelo cae por dentro de la proyección del peso del cuerpo, se crea un momento inversor varizante, tanto mayor cuanto mayor sea el brazo de fuerza y la intensidad del impacto.

La posibilidad de actuar funcionalmente sobre un varo de retropié se pierde en cuanto no puede corregirse fácilmente de una forma pasiva la alineación varizante.

Deben emplearse entonces medidas correctoras ortopédicas o quirúrgicas, que anulen las fuerzas tendinoso-musculares que mantienen el varo e incluso llegar a la reestructuración quirúrgica de la propia disposición anatómica del calcáneo.

Sólo una ortesis que desborde el pie alargándose hasta la pierna, proporcionará la estructura mecánica precisa en que apoyarse,

para poder actuar pasivamente bien mediante correas en T o tope antiválgo, bien envolviendo el retropié en corrección y uniéndolo, fija o articularmente, a la parte de pierna de la ortesis.

El varo de talón fuera de fuse supone cargar sobre un pie bloqueado internamente, que ha detenido el «elástico» movimiento sincrónico del tarso y con ello la importante acción amortiguadora del mismo.

Si para reducir el brazo de fuerza del momento inversorizante nos vemos impotentes la mayoría de las veces, sí podemos al menos actuar sobre el momento inversor, reduciendo la intensidad del impacto y acortando su tiempo de actuación.

Cuña lateral elástica alargada

Se extiende a lo largo del borde externo del pie, hasta morir a cero por detrás de la cabeza del quinto metatarsiano.

Cuando se carga sobre el talón se hace primero sobre el borde externo, con lo que se produce un momento de eversión, discreto y rápido, ya que instantáneamente cede la cuña.

Conforme la cuña va comprimiéndose «absorbe» peso, retrasando la transmisión del mismo a la zona externa y con ello, retardando la producción del momento de inversión del calcáneo que se va a producir en

cuanto la zona interna, rígida, del tacón, choque con el suelo. Al retardar el comienzo (le su acción, disminuye también el tiempo total (le actuación.

Conclusión

Las aplicaciones ortésicas con actuación fisiológica sobre alteraciones funcionales del pie deben:

1. No impedir el normal desarrollo, fisiológico y secuencial, del movimiento sincrónico del tarso.
2. Oponerse a que actúen fuerzas o se realicen movimientos que, por su intensidad o por el momento de aparición, se encuentren fuera de fase.

Lo anterior puede obtenerse si las aplicaciones ortésicas:

- a) Son adecuadas en tamaño, forma y situación.
- b) Son fundamentalmente elásticas y no rígidas.
- c) Son amortiguadoras del efecto de las fuerzas actuantes.

Elasticidad, amortiguación y correcta colocación de la aplicación ortésica, son las premisas biomecánicas para una buena actuación funcional, correctora en el pie.

BIBLIOGRAFÍA

1. AMBAGTSHEER, J. B. T.: *The Function of the Muscles of the Lower Leg in Relation to Movements of the Tarsus*. Acta Orthop. Scand., 172 (1978).
2. EOLERT, R. E., and JAYAKUMAR, S. S.: *Boyd and Syme ankle amputations in children*. J. Bone Joint Surg., 58:1138 (1976).
3. ELFTMAN, H.: *The transverse tarsal joint and its control*. Clin. Orthop., 16:41 (1960).
4. HARRIS, R. I.: *Syme amputation: Technical details essential for success*. J. Bone Joint Surg., 38 B: 614 (1956).
5. HICKS, J. H.: *The mechanics of the foot*. Journal of Anatomy. London. 87: 345. (1953).
6. HUSON, A.: *La chaîne cinématique fémés*. Bull. Association des Anatomistes. Vol. 57, nº 159 (1973).
7. INMANN, V. T.: *Human Locomotion*. Canad. Med. Assn. J., 94: 1047. (1966).
8. MANN, R., and INMANN, V. T.: *Phasic activity of Intrinsic Muscles of the foot*. J. Bone Joint Surg., 46 A: 469-481 (1964).
9. MURRAY, M. P., and coll.: *Function of the Triceps Surae during Gait*. J. Bone Joint Surg., 60 A: 473 (1978).

10. PAUL, I. L., and coll.: *Muskuloskeletal shock absorption: Relative contributions of bone and soft tissues at various frequencies*. J. Biomech., 11:237 (1978).
11. PERRY, JACQUELIN: *Anatomy and Biomechanics of the Hindfoot*. Clin. Orthop. and Related Res., 177:9-15 (1983).
12. RAINANT J., et LATTEAU, J.: *Telemetric de la marche*. Rev. Chir. Orthop., 59:5-20 (1973).
13. VILADOT, A.: *Patología del antepié*. Cap. III. Biomecánica. Ediciones Toray, S. A. Barcelona (1974).
14. VOLOSHIN, A., and Wosk J.: *Influence of Artificial Shock Absorbers on Human Gait*. Clin. Orthop. and Related Res., 160: 52 (1981).

Hindfoot Functional Ortheses. Biomechanical principles.

Key-words: Foot orthotics appliances.

Biomechanics of hindfoot and orthoses.

Summary: After describing the biomechanics of the hindfoot on the basis of synchronical tarsus movement, are studied the orthotics applications under a functional viewpoint.

Shock absorbers, suitable materials and a correct use and application of them, enables an elastic and functionally regulated response to control the disfunction.