

PRÓTESIS PARA AMPUTACIONES DEL PIE

PRINCIPIOS BIOMECÁNICOS

Hospital «Miguel Servet».
Centro de Traumatología.
Zaragoza

M. GÓMEZ MONZÓN
A. HERRERA RODRÍGUEZ
S. URBANO DUCE

Resumen

Cuatro son los principios que consideramos básicos, a tener en cuenta en la confección de un calzado o una prótesis para los amputados del pie: El alargamiento mecánico del pie, la disposición anatómica del muñón, la leva interna de Welsch y la descarga proximal.

Contando con un muñón proteizable y teniendo en cuenta los anteriores principios, se puede conseguir un «aparellaje» satisfactorio en los amputados del pie.

INTRODUCCIÓN E HISTORIA

Las grandes guerras del siglo pasado y del actual coinciden con una época de máxima inquietud científica e investigadora que da lugar a los descubrimientos más importantes de la Humanidad en todos los terrenos.

El despertar en serio de la conciencia social frente a la enfermedad y la obligación de aliviar a los miles de amputados que las guerras dejaban tras de sí, hacen evolucionar también y fijar los conceptos básicos sobre prótesis para amputados del pie.

A grandes rasgos podríamos decir que tres tipos de prótesis simbolizan el apa-

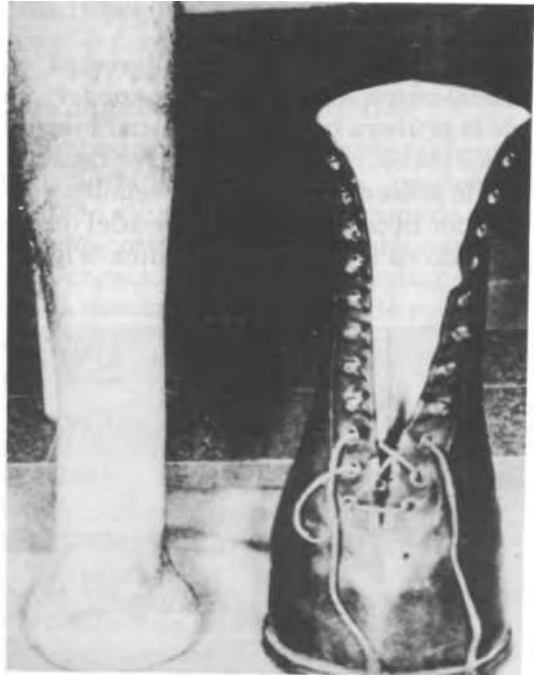


Fig. 1: Pie de caballo de Roux.

rellaje ortopédico para grandes amputados del pie en éste último siglo y medio: El pie de caballo de Roux, las prótesis de Syme/Pirogoff y la moderna prótesis de Toronto.

El pie de caballo, propagado por Roux a partir de 1846, no es más que la adaptación para el empleo humano de los cascos protectores que se ponían a las caballerías para que no resbalaran sobre el hielo -Campaña de Rusia de Napoleón- o en las piedras de las calles cuando empiezan a empedrarse éstas o bien para proteger sus cascos de heridas e infecciones. En alguna de sus formas venía solucionando desde sabe Dios cuanto tiempo las amputaciones totales o cortas del pie.

En cuero, con cierre anterior de cordón sobre ganchos, almohadada a conveniencia y con suela de cuero o goma, envuelve sólo el muñón y no se prolonga con un antepié protésico. Se emplea para amputaciones de medio y retropié en condiciones sociolaborales penosas. (Fig. 1).

Las prótesis de Syme y Pirogoff en metal-cuero son las prótesis «modernas» de la primera mitad del siglo para uso de unos pocos, mientras que el pie de caballo de Roux o similar sigue y seguirá siendo, por necesidad, patrimonio del tercer mundo en los cinco continentes. (Fig. 2).



Fig. 2 y 3. Oferta en un catálogo antiguo de diversos tipos de prótesis para amputaciones del pie.



Los «modernos» pies ortopédicos de aquella época son una imitación mecánica del pie con articulaciones metálicas, muelles de amortiguación, etc... que precisaban un espacio de 6-7-8 cm de altura como mínimo para colocarlos y que nos hacen pensar ahora, lo mucho que también se amputaría a lo Syme para poder emplear dichos pies. (Fig. 3).

La prótesis canadiense, la llamada prótesis de Toronto, (Fig. 8) sustituirá en los privilegiados países adelantados, en la segunda mitad del siglo, a las prótesis de Syme o Pirogoff que ahora se dicen antiguas, inestéticas, etc., sin que en muchos casos se haya llegado a poder solucionar satisfactoriamente los problemas que plantea la interfase muñón-prótesis. A pesar de todo no hay que olvidar que el pie de caballo de Roux sigue siendo, aún hoy día, la solución para la mayor parte de la humanidad.

Después de la Segunda Guerra Mundial es cuando cirujanos de los países contendientes que tuvieron la ocasión de practicar por un lado y sobre todo de tratar y estudiar posteriormente a cientos de amputados del pie, fueran llegando, sin olvidar experiencias y publicaciones anteriores, a conclusiones aparentemente sencillas y que ahora nos parecen «lógicas» de lo que debía llevar un calzado o una prótesis para amputados.

La década de los 50 es muy importante para la proteización de los amputados del pie ya que se fijan y propagan conceptos básicos y se incorporan nuevos materiales y técnicas constructivas.

En 1953 el americano Canty presenta el encaje de contacto total, perfectamente adaptado al muñón, con lo que se consigue mayor control y descarga. Aunque la idea no era nueva, su propagación hace que se imponga rápidamente a todos los niveles de amputación sea en miembro superior o inferior. (6.15)

En 1955 Marquard, Schlütter, Welsch y Teufel publican en la revista alemana «Der Orthopädischmachermeister» — «El maestro zapatero-ortopédico»- una serie

de artículos en los que exponen aisladamente y propagan con ello detalles de construcción básicos para la elaboración del calzado o prótesis para los amputados del pie. (12.13.17.19.26.)

En 1958 Otto Bock comercializa un pie monobloc en caucho, el llamado pie SACH = «Solid Ankle Cushion Heel» que va a suponer una gran ayuda para la construcción de las prótesis del miembro inferior -en general y muy especialmente para los olvidados amputados del pie. (15)

Lleva un núcleo duro de madera en el tarso, embutido en un antepié de poliuretano compacto, un talón más o menos duro para emplearlo según el peso del paciente y una suela con elevación de la puntera para favorecer el desarrollo.

Puntera, talón y suela pueden emplearse para el aparellaje de amputados del pie aislada o conjuntamente, según necesidades.

En 1958 igualmente, en Berkeley, RADCLIFFE y FOORT proponen el llamado encaje PTB = «Patellar Tendón Bearing» para amputados de pierna. (15)

Aunque empleado fundamentalmente para amputados de pierna, permitirá también solucionar muchos casos de amputados cortos del pie o de muñones con poca capacidad de carga, precisamente por la descarga y el control de rotación que proporcionan.

A la vez también en 1958 en Nancy, Fajal propone el encaje PTS = «Proteses Tibial Supracondílea» que remonta por delante englobando la rótula y se extiende lateralmente pegado a los cóndilos, para procurar mayor estabilización lateral y rotacional. (15)

En la década de los 50 la evolución de los materiales empleados en la construcción es radical. Al cuero, la madera y el acero se van imponiendo los plásticos, muchos de ellos conocidos ya desde finales del siglo pasado. Se perfecciona su fabricación, se multiplican sus diversas composiciones y se extienden por todo.

Plexiglas, Plexidur, Plastozone, Ortolen, PVC, Pedilén, Teflón, Nylon, Fibra de vidrio, Resinas epoxi, Siliconas, Fibra de Carbono, boro, etc... son nuevos materiales con propiedades específicas y técnica de manejo delicada que sólo puede conocer y emplear bien un buen Técnico Ortopédico.

PRINCIPIOS BIOMECÁNICOS

Reunidos, sistematizados y estandarizados los conocimientos indicados, constituyen por el momento lo que consideramos principios biomecánicos para el tratamiento ortopédico de los amputados del pie y que son:

- Principio del alargamiento mecánico del pie.
- Principio de la disposición anatómica del muñón.
- Principio de la escuadra interna.
- Principio de la descarga proximal.

Principio del alargamiento mecánico del pie

Hay que suplir la longitud perdida del pie para compensar la afectación funcional que la amputación supone al quedar disminuida la longitud de la palanca del pie. (13.17).

Esta pérdida de longitud afecta:

- Al reparto de cargas que se hace normalmente en unas 3/5 partes sobre el antepié a través del arco y 2/5 partes sobre el retropié.
- Al desarrollo del paso. Sin antepié el cuerpo gira sobre la corta superficie del muñón sin el impulso, freno y, en definitiva, modulación que regula la situación del centro de gravedad del cuerpo, afectándose igualmente la estabilización de las articulaciones proximales de rodilla y cadera.

Resultado de ello es una marcha insegura, fatigosa, con cojera, a pasos cortos, con apoyo solo y sin desarrollo.

El alargamiento mecánico del pie se consigue mediante una suela rígida dispuesta en balancín. (Fig. 4).

En los muñones largos, transmetatarsianos o de Lisfranc, el balancín se situará justo por detrás de la punta del muñón. En los muñones cortos el balancín se localizará en el sitio teórico del desarrollo del antepié protésico.

Esta suela rígida en balancín procura:

- Recuperar mecánicamente la longitud de la palanca del pie.
- Alargar la superficie de carga del muñón.
- Favorecer el desarrollo del pie.
- Descargar la punta del muñón.

Principio de la disposición anatómica del muñón

Llamado también de carga en talo o colocación en gancho para el retropié, consiste en disponer el muñón dentro del calzado o prótesis de tal forma que se encuentre en la misma posición que esa parte del pie tendría, caso de que no hubiera amputación. (11.12.13)

Dejando a sí mismo un muñón de pie, sea cual sea su longitud, tenderá a apoyarse completamente en el suelo. La posición plantígrada de un muñón del medio y retropié supone un equino del mismo tanto más importante cuanto más corto es el muñón, aumentando más como es lógico, según la altura del tacón. (Fig. 5).

Todo equino de un muñón de pie tiene un triple efecto:

- Sobre superficie de carga. Altera el reparto de presiones concentrándolas en la punta que es la zona menos apropiada.
- Sobre la estabilidad de un encaje o calzado. Facilita la rotación del mismo sobre el muñón tanto más cuanto mayor es el equino.
- Sobre la flexión plantar del muñón. Esta queda tanto más disminuida

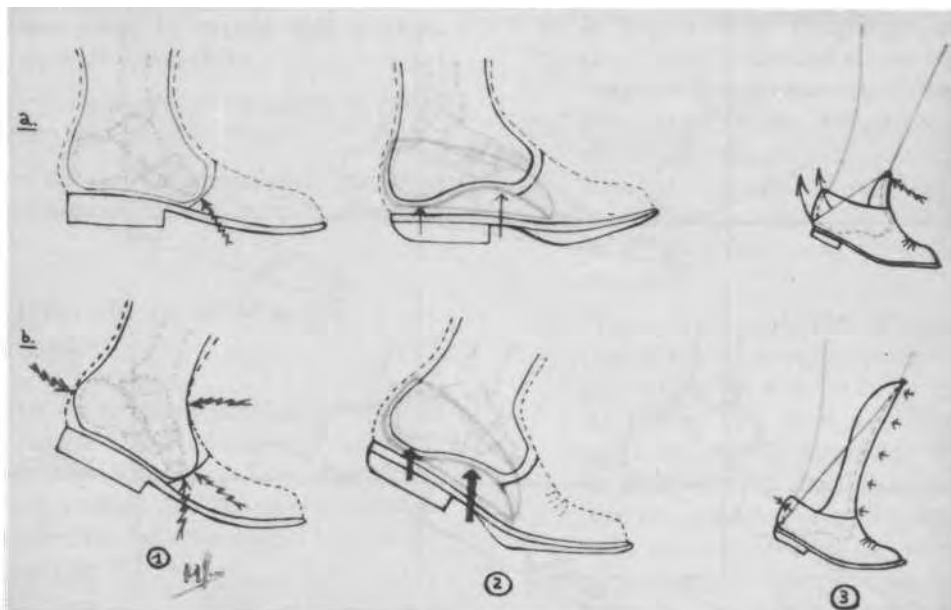


Fig. 5. 1. Calzado normal con relleno de puntera que deja al muñón a su aire. a) El muñón acaba colocándose en equino irreducible con dolor por hiperpresión o roce sobre la puntera del muñón. b) Durante el desarrollo efecto punta muy aumentado y múltiples zonas de hiperpresión. 2. Calzado con alargamiento rígido de la suela, ayuda para el desarrollo del pie y cazoleta de sustentación en posición fisiológica del muñón. a) Disposición en talo del muñón dentro del calzado: carga sobre zonas aptas. b) Durante el desarrollo se sustenta el muñón evitando hiperpresiones y manteniéndose la reserva de flexión. 3. Calzado con tope o leva anterior. a) Con tope anterior corto, durante el desarrollo, se concentran presiones en el borde superior con dolor, a la vez que actuando este borde como eje de giro de la pierna tiende a descalzarse el talón y a crear una zona de roce e hiperpresión. b) Durante el desarrollo, con leva anterior de longitud adecuada se evita el deslizamiento hacia adelante del muñón; se reparten presiones evitando efecto punta y se sujeta el talón a la talonera sin hiperpresiones.

cuanto mayor es el equino. (Fig. 6). Normalmente la flexión plantar es de unos 45°. En muñones de retropié queda limitada a unos 15°, anulándose cuando el muñón se coloca ya en discreto equino.

Resultado de ello es un muñón doloroso a la carga, que da lugar a una marcha con cojera, sin ritmo, con apoyo mínimo sobre el pie amputado para descansar rápidamente en el sanó, fatigosa, insegura y sin desarrollo del pie.

Si el muñón se vuelve a colocar en posición anatómica, es decir, en taló del retropié -si es precisó con cirugía- se consigue:

- Descargar la punta del muñón.
- Aumentar la estabilidad del encaje.
- Recuperar la flexión plantar perdida.

La disposición anatómica se mantiene una vez conseguida con un lechó del muñón ó encaje del talón en cazoleta, con soporte adecuado para mantener, dado el caso, los restos del arco y sujetar el sustentaculum tali. Si es precisó se prolonga en aleta interna ó externa, antivaro ó antiválgo.

La carga en taló procura:

- Intentar prevenir la peligrosa deformación en equino.
- Mantener la superficie de carga de la planta.
- Repartir y distribuir las presiones en las zonas más aptas.
- Descargar la punta del muñón tanto en la fase de estancia como durante el desarrollo del pasó.

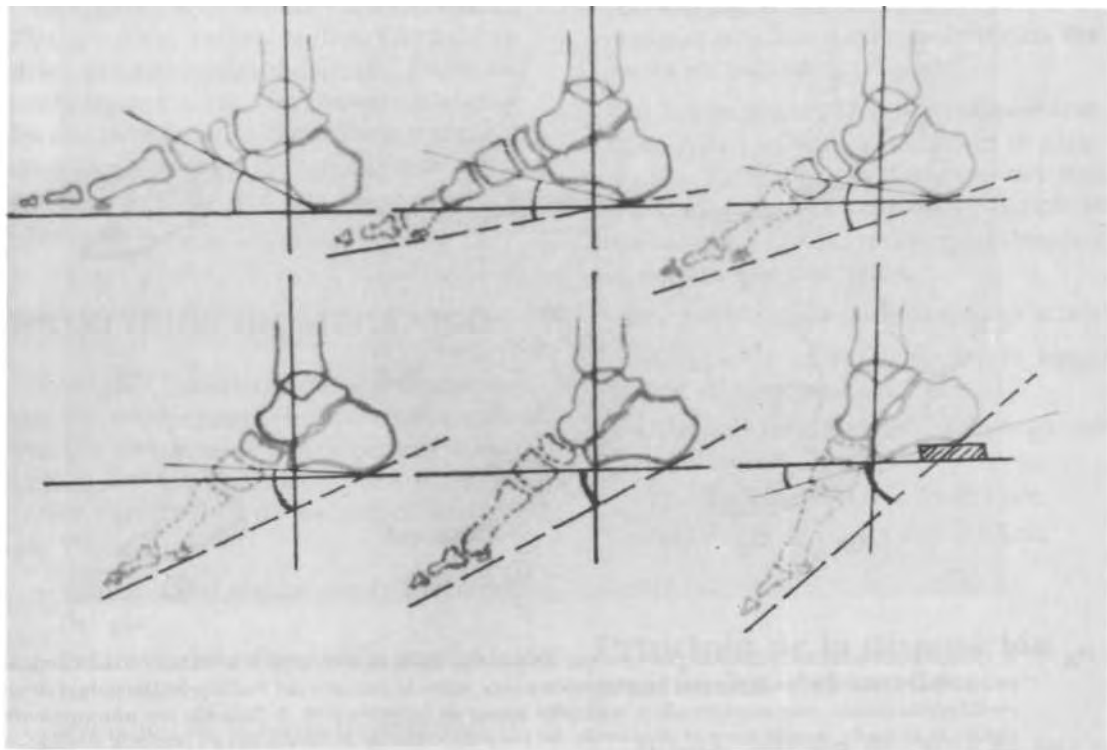


Fig. 6. Representación de la posición del pie normal y de la disposición en equino del mismo, tanto mayor cuanto más longitud de pie se amputa con pérdida igualmente proporcional de la flexión plantar posible.

- Contrarrestar en cierta medida los temidos movimientos rotacionales en el plano horizontal, tanto más posibles cuanto más corto es el muñón y/o más en equino se encuentra.
- Aumentar indirectamente la seguridad de la rodilla.
- Recuperar la flexión plantar anulada por el equino.

Principio de la escuadra interna

Aprovecha la acción mecánica de tope y apoyo de una escuadra o leva angular anterior. (26)

La escuadra interna se materializa por un refuerzo o lengüeta anterior que hace cuerpo con el pie protésico. (Fig. 5).

No debe ser demasiado corta, pues si no la pierna, apoyándose en el borde superior de la lengüeta durante el desarrollo, tiende a girar hacia atrás con lo que por un lado hace daño el borde sobre el que se clava la pierna, duele en el apoyo anterior y por otro lado, la presión concentrada en el talón, que tiende a girar hacia atrás y arriba, puede llegar a lesionarlo y/o descalzarlo.

Debe acabar entre el tercio inferior y la mitad de la pierna, zona por un lado mecánicamente efectiva para repartir presiones suficientes y evitar el efecto canto, es decir, que se clave el borde y por otra con mullido muscular suficiente para tolerar bien la presión. (Fig.).

La leva o escuadra angular procura:

- Que la pierna y, por tanto, el muñón se vengán hacia delante.

- Se descarga la punta del muñón durante el desarrollo.
- Se reparten presiones sobre la rama vertical de la escuadra.
- Se evita que se descalce el talón al pegarlo contra la talonera que lo contiene.

Principio de la descarga proximal

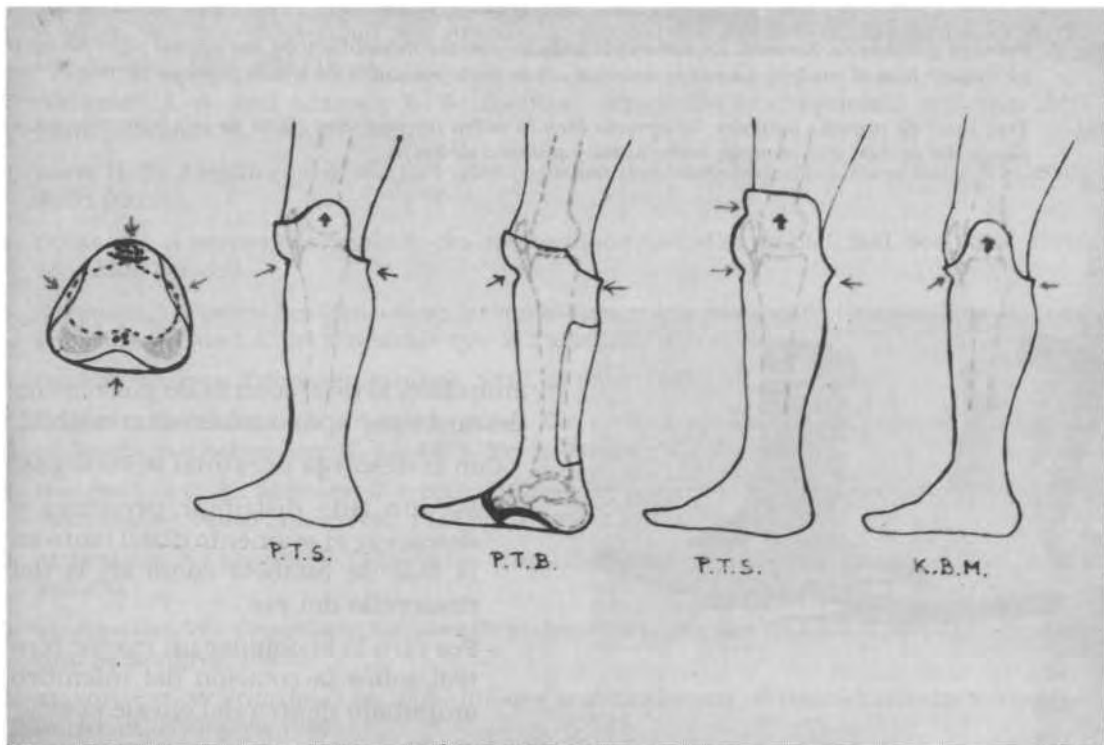
Consiste en repartir directamente a la pierna cargas y esfuerzos que normalmente toma a su cargo el pie, para descargar un muñón que tenga disminuida o haya perdido su capacidad de carga. (6.15.19). (Fig. 7).

Tres métodos permiten conseguirlo:

1. El encaje de contacto total. Propuesto en 1953 por el americano Conty, es un encaje perfectamente adaptado al muñón en toda su superficie con lo que se consigue repartir y descargar presiones y un cierto control de la rotación del miembro dentro del encaje.

2. El apoyo tibial. Propuesto en 1955 por Teufel, consiste en un refuerzo anterior que transmite directamente la carga, durante la peligrosa fase del desarrollo del pie, desde la tuberosidad tibial del antepié protésico. Es como una «espinillera», una leva de Welsch alargada hasta la tuberosidad.
3. El apoyo patelar o PTB. «Patelar Tendon Bearing». Propuesto en 1958 por Radcliffe y Foort para los amputados de pierna. Se pasa de los encajes redondos a la triangulación del encaje, aplanando la cara posterior para que los gemelos encuentren a cada lado de la embocadura su sitio de alojamiento y agarre, a la vez que se empuja el muñón hacia delante para que se apoye en la zona del tendón rotuliano, la más apropiada para recibir la carga.

Como en muchas cosas, no hay nada totalmente nuevo. Ya Delbet en 1916 en el *Nouveau Traité de Chirurgie* (figuras 41 y 178, pág. 93 y 283) describe el llamado aparato de Reclus para el tratamiento



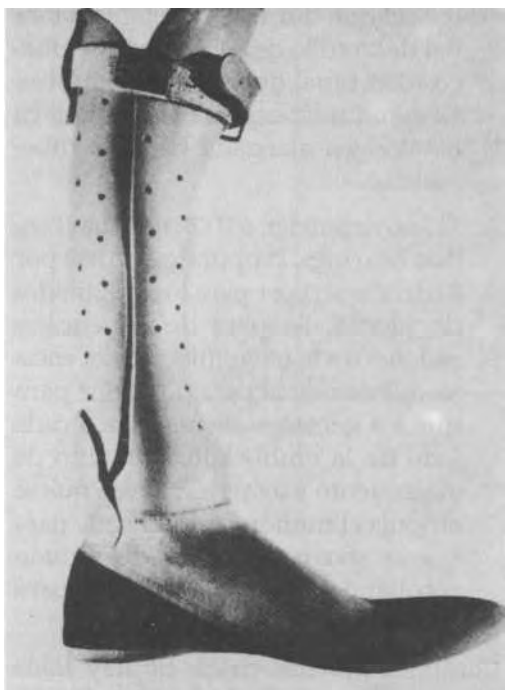


Fig. 8. *Primera prótesis de Toronto. En laminado plástico con pie monobloc y en dos valvas para permitir introducir bien el muñón. La valva anterior actúa como escuadra de Welch y apoyo de Teufel.*

Fig.9 . *Tres tipos de prótesis actuales. Se aprecia bien la valva anterior con efecto de escuadra interna, el encaje del muñón y el montaje sobre suela y puntera de Sach.*



ambulatorio de fracturas de pierna, con descarga por apoyo tuberositario tibial.

Con la descarga proximal se consigue:

- Por un lado distribuir presiones y descargar el segmento distal tanto en la fase de estancia como en la del desarrollo del pie.
- Por otro lado obtener un mayor control sobre la rotación del miembro amputado dentro del encaje.

CONCLUSIÓN

El aparellaje ortopédico de los amputados del pie sigue siendo a veces una cosa muy difícil, debido a los problemas que plantea la interfase muñón-prótesis.

Sin embargo la técnica ortopédica está hoy día en condiciones de construir un calzado o una prótesis satisfactoria, funcionalmente útil y que proporciona lo que racionalmente puede pedirse de una prótesis, siempre que se proporcione un muñón proteizable y se tengan en cuenta los requisitos enunciados de los principios biomecánicos. (Fig. 7).

Los dos primeros de éstos, el alargamiento mecánico del pie y la disposición anatómica del muñón, son obligatorios en todo aparellaje, sea calzado o prótesis. Los otros serán opcionales según las posibilidades de carga del muñón, debiendo

emplearse de una forma secuencial de acuerdo con las necesidades concretas que se prevean o se vayan planteando.

En cuanto a materiales y técnica constructiva tenemos como avances fundamentales en 1957 el empleo de las resinas sintéticas y las fibras de vidrio y nylon y en 1958 el pie Sach. Ello permite la fabricación de la prótesis canadiense o de Toronto.

Avances últimos son el empleo de las fibras de carbono, grafito y boro, termoplásticos, mullidos termoformables, polímeros viscoelásticos y siliconas.

Como modelo tipo de una prótesis actual sería una prótesis ligera con pie Sach, en laminado de fibra de vidrio y nylglas, con armadura de fibra de carbono, descarga con material viscoelástico e interfase de muñón con silicona.

BIBLIOGRAFÍA

1. AHRENS, W.: *Beurteilung von 500 Amputationsstümpfen des Beines*. Langenbecks Arch. Dtsch. Zchr. Chir. 282 (1955).
2. ANDERSEN, J. A. and KLABORS, K. E.: *Forefoot amputation in rheumatoid arthritis*. Acta Orthop. Scand. 58, 394-397, 1987.
3. BOYD, H. B.: *Amputation of the foot with calcaneotibial arthrodesis*. J. Bone Surg. 21 (1939), 997-1.000.
4. COULLAND: *A propos des resultats des amputations partielles du piel*. Bull. Sor. Chir. Paris, 48 (1922), 846-850.
5. CRISPILSCH, J. TURPIN: *Les chaussures orthopédiques et leur place dans l'appareillage du pied*. Enciclopedia Med. Chir. Kinesiterapie Z. Paris, 1-26161. A 50.
6. DELBET: *Nouveau Traité de Chirurgie*. 1916, p. 93 et 283.
7. ELSNER: *Orthopdietechnik. 3 Sonderheftüber. Die Versorgung des Fussamputierten*. Der Orthop dieschumachermeister N. 12, 1955. Verlag-Mourer. Geislingen.
8. HELLEBROUD, F. A., MUELLER, E. e coll.: *Influence of Lower extremity amputations on stance mechanics*. J. Amer. med. Asc. 194 (1950), 1353-1356.
9. McDONALD, A.: *Chopart's Amputation. The Advantages of a modifical Protesis*. 37 B (1955), 468-470.
10. MARQUARDT, W.: *Organische Kunststoffe in der orthopüdischen Technik*. Ver. Dtsch. Orthop. Ges. 34 Kongres, 1940.
11. MARQUARDT, W.: *Gliedmassenamputationen und Gliedersatz*. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft. Stuttgart, 1950.