

TRATAMIENTO PROTÉSICO

ESCUELA U. ENFERMERÍA Y FISIOTERAPIA.
UNIVERSIDAD DE SALAMANCA

J. J. LORENZO GONZÁLEZ

La protetización del pie es siempre una situación compleja y poco apreciada, independientemente de la causa que haya provocado la decisión terapéutica.

Los tumores malignos son causa infrecuente de amputación aunque no cabe duda que dramática (1) y el empleo de técnicas quirúrgicas no mutilantes con el apoyo de la quimio y radioterapia, consiguen un excelente control local (2, 3).

La protetización se indica para restaurar la capacidad de marcha del paciente y para ello debe de suplir la función de la extremidad inferior (4), siendo un adecuado soporte para la fase de apoyo y conseguir una suspensión adecuada durante la fase de balanceo.

La función y la estética no son excluyentes, pero conseguir que el paciente acepte estéticamente una solución que, además, sea funcional y ante una patología tumoral, no es una cuestión sencilla de resolver.

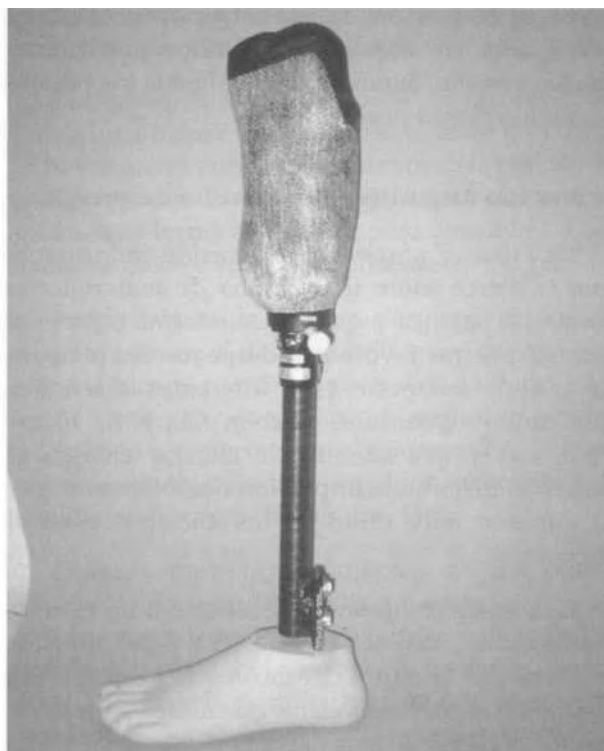
Las prótesis se componen de una estructura ligera y resistente, que se une al paciente mediante el encaje y contacta con el suelo con un elemento diseñado mecánicamente, para suplir al tobillo y pie. Estos elementos guardan una relación espacial entre ellos que se denomina «alineación» y que se puede modificar dependiendo de factores como: el tacón del calzado, la cadencia de marcha, el confort, etc.

Ante un paciente sometido a multitud de pruebas diagnósticas, donde la incertidumbre del resultado va haciendo mella psicológicamente y cuando su vida gira alrededor de los controles médicos periódicos a los que está sometido, la decisión de solucionar su problema a costa de la colocación de un dispositivo técnicamente eficaz y fácil de utilizar, hace inclinarnos hacia el tratamiento protésico como buena solución a un mal problema.

EL PIE PROTÉSICO

Ha sido diseñado con los principios biomecánicos de un pie anatómico y ambos necesitan conservar su estructura completa para realizar una función correcta. En él se distinguen una zona de amortiguación para el apoyo y otra de despegue en el antepié para facilitar la fase de balanceo. Además estos elementos cuando están conectados entre sí, permiten que la energía que se disipa en la amortiguación sea utilizada para la fase de impulsión, ahorrando esfuerzo al paciente y facilitando la velocidad de la marcha (5).

Existen diferentes tipos de pies protésicos:



a) Pies no articulados

Pie S.A.C.H. «tobillo sólido con talón blando»: donde la flexo-extensión del tobillo se compensa con la depresión que se produce al cargar el peso del cuerpo sobre un talón de goma-espuma que amortigua y facilita el contacto de la planta con el suelo, como si realizara una flexión plantar.

Pie Dinámico: que tiene semejante construcción y, además, consigue una marcha más simétrica que hace que el paciente se encuentre subjetivamente mejor. Este pie permite la utilización de calzado con un tacón más bajo (zapatillas, deportivas, descalzo...), sin que se tenga que modificar la alineación de la prótesis.

b) Pies articulados (6)

El más sencillo tiene un eje central y topes de material depresible, que controlan el movimiento de flexo-extensión con la carga sobre él. Su excesivo peso y el coste del mecanismo no se corresponden con una evidente mejora sobre el pie Sach (7).

El modelo College Park dispone de varios ejes y bumpers intercambiables que permiten prácticamente la totalidad de movimientos como un pie normal: pronación, abducción, inversión, flexo-extensión, etc.

El pie Greissinger: dotado con una articulación y dos grados de movimiento: prono-supinación y flexo-extensión, aunque subjetivamente los pacientes no lo valoran positivamente.

c) Pies con dispositivo almacenador de energía

En ellos se aprovecha la presión deformante que se ejerce sobre una lamina de material con forma de palanca y que se transforma en fuerza impulsante que favorece el despegue del pie para la fase de balanceo. Hay diferentes diseños y fabricantes: Quantum, Carbón Copy II, Fleex-Foot, etc. y que además de ahorrar energía al paciente, mejoran la impulsión notablemente, por lo que son muy útiles en los ancianos y en el deporte.

La adaptación de un pie protésico a un calzado convencional, también es sencilla y estética y sólo requiere que la altura del tacón en el calzado sea similar en todos los modelos que utilice para facilitar la alineación de la prótesis.

NIVEL DE AMPUTACIÓN

Debe garantizar la curación local del tumor y se elegirá considerando que la amputación del pie va seguida de un tratamiento protésico para el cual hay unos requerimientos de espacio, configuración del muñón, etc., imprescindibles para conseguir un buen resultado.

No se puede aseverar que es mejor una amputación de pierna que a nivel del pie para el paciente. Es cierto que un pie protésico es mejor que un muñón doloroso o deforme, y que una prótesis de pierna es más sólida y funcional, aunque un paciente con muñón de longitud normal y de apoyo puede caminar sin necesidad de prótesis, circunstancia muy importante para su calidad de vida.

Cuando un amputado se protetiza, hay fundamentalmente tres elementos que valorar (8):

- Su estado biológico: peso, agilidad, habilidades...
- El muñón: longitud, dolor, deformidad...
- La actividad que piensa desarrollar: deporte, calzado, movilidad...

Las prótesis se denominan igual que el nivel de amputación, clasificándose en:

a) Prótesis para amputaciones con acortamiento en longitud de la extremidad inferior

Son las prótesis para la amputación transtibial o de pierna: se consideran muy aceptables y eficaces. El paciente que las utiliza llega a integrarse con la prótesis, consiguiendo correr a velocidad de récord y hacer actividades de todo tipo.

Aunque los dispositivos protésicos tienen que suplir al tobillo y al pie, cuando se adaptan adecuadamente restauran la capacidad de marcha, siendo imprescindible que para ello el paciente consiga una óptima utilización de la musculatura residual (9).

El encaje es la parte más compleja de la prótesis y además de recoger el peso, debe de ser diseñado para garantizar la suspensión de la prótesis. Actualmente se intenta aumentar la superficie de contacto y repartir así la carga y el apoyo sobre una zona más amplia del muñón.

La configuración del encaje ha evolucionado incorporando estas premisas y dando el nombre a la prótesis generalmente (10).

Prótesis con encaje P.T.B. (Patellar Tendón Bearing): diseñada para recoger fundamentalmente



el apoyo sobre el tendón rotuliano, gracias al ajuste que se realiza desde la cara posterior del encaje la suspensión con una correa a la porción distal del fémur (11). En ocasiones produce erosiones, hiperqueratosis y además la suspensión es mala, por lo que actualmente se prescribe poco.

Prótesis con encaje P.T.S. (Prótesis Tibial Supracondilea): que envuelve toda la cara anterior de la rótula, aumentando la superficie de contacto con el muñón. La suspensión se realiza sobre el borde superior de la rótula y la región supracondilea, lo que evita la correa, ganando mucho en estética. El inconveniente radica en la limitación que sufre la extensión máxima de la rodilla por la cara anterior del encaje (12).

Prótesis con encaje K.B.M. (Kondylen Bettung Munster): diseñada para estabilizar lateralmente la rodilla, deja libre la rótula y lateralmente envuelve a los condilos femorales, haciendo presión sobre el borde superior y facilitando la suspensión de la prótesis. Su efecto se puede reforzar con una cuña supracondilea de material blando, o con una rodillera elástica de soporte, siendo la que más satisfacción produce en los pacientes.

S.S.S. (3 S) (Silicone Succión Socket): donde una calceta de silicona se interpone entre el muñón y la prótesis, para amortiguar presiones y aumentar la superficie de contacto entre el muñón y el encaje (13). Para garantizar la suspensión la calceta de silicona queda atrapada por un mecanismo con lanzadera en el extremo distal del encaje, lo que hace que los bordes superiores del encaje sean algo más cortos y permitan la flexoextensión de la rodilla con mayor facilidad.

Prótesis de Syme: donde el encaje se adapta a un muñón voluminoso en su porción más distal, que dificulta luego su utilización con calzado convencional, lo que además de pesada hace una prótesis antiestética. La ventaja es que el extremo del muñón está recubierto por la piel del talón y aunque hay un discreto acortamiento, el paciente puede caminar sin prótesis, para hacer pequeños recorridos.

b) Prótesis para amputaciones sin acortamiento en longitud de la extremidad inferior

Tienen la ventaja de que al conservar la piel y parte de las estructuras del pie, el paciente puede caminar sin prótesis durante algunos períodos, realizar el aseo, playas y pequeños paseos confortablemente (14). Por otra parte el muñón al ser tan potente, hace que la prótesis sea más frágil y en muchas ocasiones el paciente opta por soluciones más sencillas, como rellenar el calzado con algodón, etc., situación que termina favoreciendo la aparición de plantalgias y deformidades del muñón.

Prótesis para la amputación del retropié: Malgaine, Pirogoff y Ricart, que son reconocidos por todos los autores como mal nivel de amputación, y actualmente no se realizan (15).

Prótesis para la amputación por la art. de Chopart: donde el muñón es muy potente y almohadillado, frente a las prótesis y que en pacientes de mucha actividad requieren un encaje adaptado a la cara anterior de la tibia, y que ascienda hasta el tendón rotuliano. (Prótesis de Benett).

En casos más sedentarios la prótesis de Barrachina puede resultar estéticamente más aceptable ya que su encaje sólo se adapta a la porción de muñón que es el resto de pie, como si fuera un guante con forma anatómica, pero que obliga a calzados amplios y con sujeción al dorso del pie.

Prótesis para la amputación por la art. de Lisfranc: donde el desequilibrio muscular que ocasiona el triceps, puede provocar deformidades en el muñón con varo de calcaneo y actitud en equino que deben ser precozmente compensados con una prótesis almohadillada y con alguna solución para facilitar el despegue del antepié (16).

Prótesis para la amputación de los dedos: Diseñadas para suplir la falta del dedo y evitar las deformidades (supinación en la amputación del primer dedo), facilitar el despegue y prevenir la metatarsalgia, además de rellenar el espacio interdígital para evitar desviaciones laterales de los dedos (17).



RESUMEN

Desde el punto de vista funcional, la limitación para la capacidad de la marcha con una prótesis de extremidad inferior por debajo de la rodilla, es poco significativa en la mayoría de los casos, siempre que todos los elementos de la cadena terapéutica estén bien dispuestos (18).

Las prótesis transtibiales ofrecen la ventaja de función y estética mejor que las diseñadas para otros niveles de amputación, por lo que en patología tumoral, deben de ser las elegidas en la mayoría de los pacientes.

Los encajes de silicona, las estructuras protésicas de carbono y los pies almacenadores de energía son en la actualidad la mejor solución protésica para cualquier amputado y no requieren para su adaptación otra cosa que colaboración por parte del paciente.

El sistema de protetización en carbono ICEX permite construir una prótesis para amputación transtibial en menos de dos horas.

El trauma psicológico de la amputación se puede compensar mostrando al enfermo los buenos resultados de la protetización y aumentando las expectativas de vida del paciente con un tratamiento eficaz y definitivo que garantice la curación local del tumor (19).

El diagnóstico precoz, el tratamiento oncológico y la protetización, son las armas que permiten a un paciente tumoral resolver rápidamente su problema, reintegrándose a su actividad sin hándicap manifiestos.

BIBLIOGRAFÍA

(1) BAUMGARTNER, R.; STINUS, H.: Tratamiento ortésico-protésico del pie. Ed. Masson. 135-147. Barcelona 1997.

(2) FERRÁNDEZ PORTAL, L.; MAÑAS RUEDA, A.: Tumores del pie. En: Biomecánica y cirugía del pie. Ed. Masson. 256-279. Barcelona 1997.

(3) FERRÁNDEZ PORTAL, L.: «Tumores óseos malignos». Ed. Universidad de Salamanca, 1988.

(4) NÚÑEZ-SAMPER, M.; LLANOS ALCÁZAR, L.F.: Biomecánica y cirugía del pie. Ed. Masson. Barcelona 1997.

(5) American Academy of Orthopaedic Surgeons. Atlas Of Limb Prosthetics, Surgical and Prosthetic Principales. The C.V. Mosby Co. Saint Louis, 1981.

(6) COHI, O.; CLAVEL, S.; VILADOT, R.: Ortesis y prótesis del ap. locomotor 2.2 Est. Inf. 257-259. Ed. Masson.

(7) DOANE, N.E.; HOLT, L.E.: «A comparison of the Sach and single axis foot in the gait of unilateral below-knee amputee». Prost. Orth. Int., 7, 33-36, 1983.

(8) LEHMANN, J.F.: Biomechanics of ankle-foot orthose: prescription and desig. Arch. Phys-Med. Rehabil. 60. 200-207. 1979.

(9) GAMERO, A.: Consideraciones sobre la marcha de los amputados de miembro inferior. Rehabilitación 4. 189-195. 1970.

(10) KÖHLER, P.; LIND, L.; NETZ, P.: Comparison of Cad-Cam and hand made sockets for PT.B. protheses. Prot. Orth. Int. 13, 19-24, 1989.

(11) RADCLIFFE, C.W.; FOORT, J.: Pattelar tendon-Bearing Below-Knee Prosthesis. Universidad de New York. 1961.

(12) BURGÉS, E.M.; ROMANO, R.L.; ZETL, J.H.: El tratamiento de la amputación de extremidad inferior. A.E.T.O.R. Madrid, 1976.

(13) SALCEDO, J.: «Avances en el diseño y construcción de encajes». Fundación Mapfre. 90-94. Madrid, 1990.

(14) ROBLES GÓMEZ, E.: Ortesis y prótesis. El calzado. En: Biomecánica y cirugía del pie. Ed. Masson. 594-595. Barcelona, 1997.

(15) VITALI, M.; ROBINSON, K.P.; ANDREWS, B.G.; HARRIS, E.E.: Amputations and protheses. Baillière Tindall. Londres, 1978.

(16) DUCROQUET, R.: Marcha normal y patológica. Toray-Masson. Barcelona, 1972.

(17) JORDAN, H.H.: «Prótesis ortopédicas». Ed. Jims. Barcelona, 1969.

(18) HUMM, W.: Rehabilitación del amputado de miembro inferior. Ed. Jims. Barcelona, 1985.

(19) KENNETH, C.F.: «Tumores del pie». En: Trastornos del pie. Ed. Salvat, 607-619. 1979.