

1 Prótesis de miembro inferior

F. Molina Rueda



CONTENIDOS

OBJETIVOS DE APRENDIZAJE DEL TEMA
INTRODUCCIÓN
ETIOLOGÍA
NIVELES DE AMPUTACIÓN: TERMINOLOGÍA
PRINCIPALES ALTERACIONES DE LA MARCHA EN LOS SUJETOS CON AMPUTACIÓN DE MIEMBRO INFERIOR
PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR
DISPOSITIVOS TERMINALES O PIES PROTÉSICOS
ELEMENTOS INTERMEDIOS: RODILLAS Y CADERAS
ENCAJES Y ADAPTACIONES PROTÉSICAS SEGÚN EL NIVEL DE AMPUTACIÓN

- Amputaciones a la altura del tobillo-pie
- Amputaciones por debajo de la rodilla
- Amputaciones por encima de la rodilla

SISTEMAS DE ANCLAJE Y SUSPENSIÓN
ESTRUCTURAS
BIBLIOGRAFÍA



OBJETIVOS DE APRENDIZAJE DEL TEMA

Al finalizar el tema, el fisioterapeuta será capaz de:

- Conocer los principales niveles de amputación de miembro inferior, su etiología, su terminología y las alteraciones en la marcha.
- Distinguir los diferentes componentes de una prótesis de miembro inferior.
- Conocer las prótesis empleadas según el nivel de amputación.
- Describir la variedad de encajes, dispositivos terminales, sistemas de anclaje e interfaces empleados en la protetización de la extremidad inferior.

INTRODUCCIÓN

La **amputación** constituye una cirugía que extirpa, pero tiene un componente constructivo porque prepara un miembro residual apto para ser el origen de una prótesis funcional.

El **aparato locomotor** constituye un sistema completamente integrado, de manera que existe una interacción dinámica entre las aferencias sensoriales y los centros de control motor de la locomoción. Una amputación conlleva la pérdida física de la porción amputada y su contribución en la totalidad del organismo.

La **amputación del miembro inferior** consiste en una alteración primariamente periférica que no solo supone la pérdida estructural del soporte estático: conlleva, además, la pérdida de la función dinámica del complejo articular y una pérdida de información sensorial, propioceptiva y exteroceptiva.

Por tanto, la amputación constituye un proceso potencialmente discapacitante que representa, a nivel mundial, un importante problema sociosanitario. La amputación de una extremidad en cualquier grupo de edad genera una discapacidad mayor que afecta de una forma esencial a todos los aspectos de las actividades de la vida diaria.

ETIOLOGÍA

La etiología de la amputación es múltiple, incluyéndose entre sus causas la diabetes *mellitus*, la enfermedad vascular periférica, los traumatismos, los procesos neoplásicos malignos, los procesos infecciosos y las malformaciones congénitas. En el mundo occidental, la causa más frecuente de amputación es la patología vascular periférica.

NIVELES DE AMPUTACIÓN: TERMINOLOGÍA

Los niveles de amputación pueden estar predeterminados por el proceso de enfermedad, como en el caso de los tumores o las infecciones. Se preserva la máxima longitud, consecuente con quitar el tejido enfermo/dañado y con el tipo de prótesis adecuada, si es conveniente. Según el criterio de funcionalidad, el nivel más óptimo es aquel que se realiza en el tercio medio de los huesos largos, ya que asegura un buen recubrimiento del muñón, un adecuado brazo de palanca y un buen estado de la piel.

Ante la necesidad de establecer una terminología común referente al ámbito de las amputaciones y de los dispositivos protésicos, a lo largo de la segunda mitad del siglo xx se realizaron diferentes propuestas. En 1973, en Escocia, un grupo formado por nueve miembros que representaban a cinco países, y respaldado por la *International Standards Organization* (ISO), desarrolló un sistema de terminología exacto de clasificación y nomenclatura descriptiva basado en la práctica. Los términos creados por este grupo han sido modificados ligeramente y adoptados y aprobados por la ISO en el año 1989.

El vocabulario y los términos adoptados por la nueva clasificación para describir los niveles de amputación y deficiencias congénitas de extremidades quedan recogidos en el ISO 8549, parte II. El estándar ISO 8549-2.1 recoge el nivel de amputación de los miembros en amputaciones adquiridas. Este engloba términos relacionados con la prótesis y los usuarios. La nueva terminología usa tres descripciones: «trans», «desarticulación» y «parcial», en contraposición a los términos aceptados y utilizados previamente: «encima», «debajo» o «a través de la articulación».

El prefijo **trans** se utiliza cuando la amputación se realiza a través del eje de un hueso largo, como transfemoral o transhumeral. En los casos en los que hay dos huesos contiguos (tibia/peroné y radio/cúbito), solo se denomina el primer hueso o el más largo (transtibial, transradial).

Cuando la amputación se realiza a través de la articulación, se emplea el término **desarticulación** (desarticulación de la rodilla, desarticulación del codo).

El término **parcial** describe las amputaciones del pie distales a la articulación del tobillo y las amputaciones de la mano distales a la articulación de la muñeca.

PRINCIPALES ALTERACIONES DE LA MARCHA EN LOS SUJETOS CON AMPUTACIÓN DE MIEMBRO INFERIOR

El parámetro más estudiado en las publicaciones médicas, y mejor relacionado con el resto de parámetros de marcha, es la velocidad. Varios artículos han descrito una **disminución de la velocidad** de marcha y de la cadencia en los sujetos con amputación, describiendo valores de velocidad que oscilan entre 0,9-1,1 m/s, y valores de cadencia en torno a 104 pasos/min. Sin embargo, otros trabajos no observaron diferencias

relevantes en cuanto a la velocidad de marcha y la cadencia entre los sujetos con amputación y los sujetos sin patología, obteniendo velocidades de marcha que variaban en torno a 1,3 m/s y cadencias alrededor de los 109 pasos/min. Posiblemente, estos valores más positivos en los estudios recientes tengan relación con un aumento de la calidad de los componentes protésicos y se traducen en una mejora del funcionamiento de los sujetos con amputación durante la marcha.

Los sujetos con amputación de miembro inferior presentan **dificultades para asumir la carga en su extremidad inferior protetizada**, ocasionadas por alteraciones en los tejidos blandos que quedan afectados por la amputación.

A pesar de la mejora de los componentes protésicos, los estudios más recientes siguen mostrando asimetrías en la carga entre ambas extremidades inferiores de los sujetos con amputación.

Como consecuencia de esta asimetría, la extremidad inferior sana se somete continuamente a **elevadas solicitaciones mecánicas**, que pueden desembocar en dolor o en degeneración del cartílago articular. De hecho, aproximadamente el 71 % de los sujetos con amputación de las extremidades inferiores ha referido **dolor** en su extremidad inferior sana o en el raquis lumbar. Además, se ha observado que existe una incidencia más elevada de artrosis en la extremidad inferior sana en comparación con la extremidad inferior protetizada, tanto en sujetos con amputación transtibial unilateral como en sujetos con amputación transfemoral unilateral.

Estudios previos han descrito un mayor grado de **enfermedad degenerativa articular** a la altura de la extremidad inferior sana y en la región lumbar en sujetos con amputación transtibial unilateral respecto a personas sin amputación.

PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR

La principal dificultad de la protetización consiste en adaptar de forma relativamente confortable el encaje, de manera que permita amortiguar el peso corporal y pueda transmitir las fuerzas dinámicas que se producen durante la marcha. Por tanto, el objetivo de la protetización en los sujetos con amputación de la extremidad inferior consiste en lograr una deambulación con la máxima estabilidad, el menor coste energético y la apariencia más normal posible.

El diseño de las prótesis necesita adecuarse a estos objetivos para que cada extremidad pueda encargarse del control del soporte, la oscilación y el despegue, y se reduzcan, en la medida de lo posible, los cambios degenerativos en la columna lumbar, las caderas y las rodillas. Con todo ello, el funcionamiento de la marcha de personas con amputación es a menudo atribuido al estado actual de la tecnología protésica.

Para solventar las restricciones en la participación y en el funcionamiento de los sujetos con amputación, la cirugía que extirpa la estructura amputada se enfoca siempre hacia un objetivo reconstructivo. Es decir, su propósito es obtener un muñón con posibilidades de ser adaptado a una prótesis capaz de suplir en mayor o menor medida las funciones modificadas. En este sentido, los componentes básicos de una prótesis de miembro inferior son:

- Dispositivos terminales o pies protésicos.
- Elementos intermedios: rodillas/caderas.
- Encajes y adaptaciones protésicas (diferentes según el nivel de amputación).
- Sistemas de suspensión e interfaces.
- Estructuras.

DISPOSITIVOS TERMINALES O PIES PROTÉSICOS

El pie protésico proporciona una superficie estable para la marcha, amortigua los golpes, reemplaza la función muscular perdida, replica la articulación anatómica y restaura fines cosméticos. Actualmente, existen una gran variedad de pies protésicos, adaptados a las necesidades del paciente. Son generalmente prescritos según el nivel de actividad de cada sujeto. Los tipos de pies protésicos son:

- **Solid Ankel Cushion Heel (SACH):** ligero, simple y barato. Sin partes móviles. Por lo general, indicado para sujetos mayores con bajos niveles de actividad física. Consta de una estructura de madera y una cuña de látex flexible en el talón (Fig. 3.1-1).



Figura 3.1-1. Pie articulado SACH

- **Articulado o uniaxial:** permite la flexión plantar y la dorsiflexión del tobillo. El grado de movimiento y la resistencia se pueden ajustar. Especialmente útil cuando se desea la estabilidad de la rodilla durante la respuesta a la carga. Se indica en sujetos mayores que realizan actividad moderada (Fig. 3.1-2).



Figura 3.1-2. Pie articulado

- **Multiaxial:** incorpora la capacidad de moverse en los planos sagital, coronal y transversal. Puede adaptarse a cualquier tipo de terreno. Requiere bastante control por parte del paciente, por lo que no suele prescribirse.
- **Pie de absorción o de almacenamiento de energía (PAE) o respuesta dinámica:** esta categoría se caracteriza típicamente por incluir pie y tobillo de fibra de carbono como una sola unidad. La larga palanca que lo constituye se deforma durante la carga. Indicado en sujetos jóvenes o en mayores con elevado nivel de actividad. Flex-foot®, Vari-Flex®, Sure-Flex®, College Park® o Quantum® son algunos ejemplos de pies PAE. Este tipo de pies buscan un compromiso entre la rigidez y la flexibilidad (Fig. 3.1-3).



Figura 3.1-3. Pie de respuesta dinámica

En 2010 se introdujo en el mercado el primer **pie biónico** (Propio Foot®) dotado de microprocesadores para registrar cambios en el contacto con el terreno y adaptar el movimiento a la superficie por la que se desplaza el sujeto (Fig. 3.1-4).



Figura 3.1-4. Pie biónico Propio Foot®
[cortesía de Ossur]

ELEMENTOS INTERMEDIOS: RODILLAS Y CADERAS

La **elección de la rodilla** en el sujeto con amputación es una decisión importante que repercutirá en las características de la marcha. Esencialmente, esta decisión clínica se fundamenta en tres aspectos: capacidad del paciente para controlar la estabilidad de la rodilla, habilidad para controlar la flexión de rodilla en los períodos de apoyo y oscilación y, por último, posibilidad de usar la prótesis a distintas velocidades y en contextos/ambientes diferentes. En el mercado, existen una gran variedad de rodillas que a continuación se enumeran:

- **Rodillas con bloqueo (de cerrojo o pestillo):** continuamente bloqueadas en extensión durante la marcha, desbloqueándose para la sedestación. Se indican en sujetos mayores. Son más ligeras y seguras, pero son poco fisiológicas.
- **Rodillas libres:** disponen de distintos sistemas de control (fricción y frenado) de la flexoextensión durante las fases de la marcha. Son de mayor peso y son menos seguras. No se indican en sujetos mayores. Existen diferentes modalidades:
 - Libres mecánicas o de control por fricción: conservan la capacidad de flexión y extensión de la rodilla durante la marcha. La fricción controla la extensión de la rodilla en el período de oscilación e impide la flexión durante el período de apoyo mediante un mecanismo de freno. Para lograrlo, el sujeto debe aprender a situar su centro de gravedad por delante del eje de la rodilla protésica. Esta habilidad debe trabajarse durante el proceso de rehabilitación y reentrenamiento de la marcha.
 - Libres de control por fluidos: incorporan un cilindro que contiene un tipo de fluido, así como pistones. Aplican resistencia a la flexión y a la extensión de la rodilla. Esta resistencia puede graduarse y, por tanto, adaptarse a diferentes velocidades de marcha. Esto supone una de sus grandes ventajas frente a las rodillas mecánicas. En este grupo se encuentran las rodillas hidráulicas o neumáticas.
 - Rodillas monocéntricas: durante la flexoextensión, el eje de la rodilla permanece en el mismo lugar en relación con el resto de elementos protésicos. Se prescriben en niños. Son ligeras y duraderas.
 - Rodillas policéntricas: realizan un movimiento de giro deslizante según se flexiona la rodilla. De esta manera, el centro de rotación se mueve de atrás hacia adelante según la rodilla pasa de extensión a flexión, lo que imita el mecanismo fisiológico que sucede en las rodillas anatómicas. Estas rodillas pesan entre 430 y 800 g (Fig. 3.1-5).



Figura 3.1-5. Rodilla policéntrica

- Rodillas de control electrónico: incorporan microprocesadores. Son las rodillas inteligentes. A través del microprocesador se ajusta la resistencia del pistón, proporcionando un amplio abanico de resistencias que permite a la rodilla adaptarse a diferentes velocidades de la marcha. La mayoría no dejan subir de uno en uno los escalones, pero sí bajarlos, a excepción de la Power Knee® y la Genium® (Fig. 3.1-6).



Figura 3.1-6. Rodilla de control electrónico Power Knee® (cortesía de Ossur)

En relación con las **caderas**, uno de los avances más significativos realizados ha sido el diseño de la cadera Helix3D®, que permite realizar los movimientos de rotación interna y externa de la articulación. Dispone de un sistema hidráulico en miniatura, integrado en la articulación de cadera, que controla los patrones de movimiento tridimensionales durante los períodos de apoyo y oscilación, favoreciendo una deambulación más fisiológica (Fig. 3.1-7).

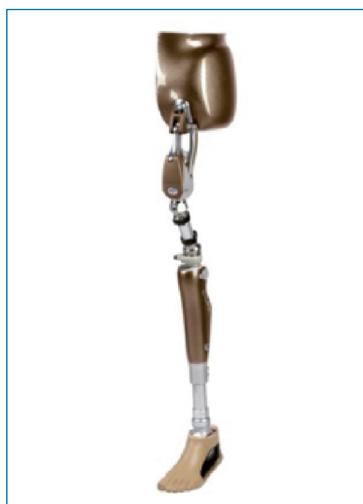


Figura 3.1-7. Cadera Helix3D® de Ottobock

ENCAJES Y ADAPTACIONES PROTÉSICAS SEGÚN EL NIVEL DE AMPUTACIÓN

Amputaciones a la altura del tobillo-pie

Se analizarán a continuación, los distintos tipos de amputaciones a la altura del tobillo-pie.

Amputación de los dedos del pie

Se emplean rellenos para evitar el desvío de los dedos vecinos.

Amputación del primer dedo del pie

Es necesario restablecer el brazo de palanca. El primer dedo soporta el 50% del peso corporal en la fase de despegue. Es frecuente la desviación a varo y la sobrecarga de los metatarsianos. Se pueden emplear plantillas semirrígidas (con relleno para el primer dedo y un fleje acorado en la base), plantillas en *composite* de fibra de carbono y dedos protésicos de silicona (Fig. 3.1-8).



Figura 3.1-8. Amputación del primer dedo del pie y plantilla con relleno para el primer dedo

Amputación de la articulación de Lisfranc

Se trata de un mal nivel con tendencia al equinismo. El objetivo de la protetización es restablecer el brazo de palanca y compensar el varo del muñón. Se utilizan plantillas con relleno y con un fleje en la base, desde el talón hasta el primer radio. También pueden emplearse plantillas en fibra de carbono (Fig. 3.1-9).



Figura 3.1-9. Amputación de Lisfranc y plantilla desde el talón hasta el antepié

Amputación de la articulación de Chopart

Igualmente, constituye un mal nivel de amputación, también con tendencia al equinismo. Se utiliza la prótesis de Barrachina, que tiene como objetivo controlar el equino-varo, así como repartir las cargas. La prótesis envuelve al calcáneo y continua hacia el antepié acabando con un relleno para restablecer la forma del pie. Puede incorporarse una plantilla en fibra de carbono o un fleje metálico.

También puede utilizarse la prótesis con apoyo prepatelar (en casos de sujetos con actividad física alta o en aquellos en los que se ha realizado una artrodesis de tobillo). Consiste en un antepié flexible unido a una valva posterior y anterior que asciende hasta la base de la rótula y se apoya en el tendón rotuliano.

Amputación del calcáneo

Se emplea una plantilla con relleno del retropié en las amputaciones parciales. Si falta todo el calcáneo, se coloca un soporte sobre la plantilla para el arco longitudinal.

Amputación de Syme

Se trata de un buen nivel de amputación. La Amputación Syme (desarticulación tibio-peronea-astragalina y osteotomía bimaleolar), se pueden utilizar prótesis con encajes que ascienden hasta el tendón rotuliano y que presentan ventanas laterales o anteroposteriores. Estas ventanas pueden cerrarse con velcros o con cierres metálicos. La prótesis se completa con un pie protésico, habitualmente de perfil bajo (pie SACH, por ejemplo). Otra opción es colocar una prótesis con *liner*. En estos casos, el encaje rígido se constituye de una sola pieza, presenta apoyo patelar y puede añadir una rodillera en suspensión.

Amputaciones por debajo de la rodilla

Se analizarán a continuación, los distintos tipos de amputaciones por debajo de la rodilla.

Amputación transtibial

Constituye el nivel de amputación más común y representa un buen nivel para la adaptación de la prótesis. Los principales tipos de encajes tibiales que se utilizan son:

- **Encaje PTB (*Patellar Tendon Bearing*):** su denominación hace referencia al apoyo infrapatelar. El modelo original añadía un pequeño brazaletes de suspensión suprapatelar (Fig. 3.1-10).



Figura 3.1-10. Encaje PTB

- **Encaje PTS (*Prothese Tibiale Supracondylienne*):** la diferencia fundamental con el encaje PTB es que su parte anterior asciende por encima de la rótula, lo que añade una estabilización lateral supracondílea.
- **Encaje KBM (*Kondilen Bettung Münster*):** su muro anterior libera completamente la rótula, pero los laterales se remontan por encima de los cóndilos. Se han añadido diversos tipos de cuñas mediales para facilitar la suspensión y la retirada de la prótesis (Fig. 3.1-11).



Figura 3.1-11. Encaje KBM

- **Encaje TSB (*Total Surface Bearing*):** constituye uno de los encajes más empleados actualmente. Están diseñados según el principio de apoyo hidrostático. No hay zonas de presión concentrada en el muñón. La prótesis tibial con encaje tipo TSB se puede aplicar con sistema de anclaje tipo «pin» o con bomba de vacío (Fig. 3.1-12).



Figura 3.1-12. Encaje TSB

- **Encaje HST (*Hydrostatic Total Surface*):** constituye una variante del encaje TSB que mantiene sus mismos principios. La diferencia reside en la toma del molde, en la que se utiliza una cámara de presión de aire uniforme sobre toda la superficie del muñón.

Estudios que comparan los encajes protésicos de presión distal (PTB) y los de presión hidrostática (TSB, HST) han demostrado niveles similares de funcionalidad a corto plazo; sin embargo, los usuarios de encaje tipo TSB refieren menos molestias a largo plazo. La mayoría de los pacientes prefieren encajes hidrostáticos porque suponen un mayor confort, en especial en casos de muñones de longitud larga, forma cilíndrica y consistencia tisular firme, mientras que en caso de muñones cortos y formas cónicas es mejor un encaje de presión distal.

Desarticulación de rodilla

Se emplea un encaje cuadrangular sin apoyo isquiático que estrecha a nivel supracondilar. Permite la carga distal. Precisa de rodilla, frecuentemente policéntrica.

Amputaciones por encima de la rodilla

Se analizarán a continuación, los distintos tipos de amputaciones por encima de la rodilla.

Amputación transfemoral

Pueden utilizarse tres encajes principalmente:

- **Encaje cuadrangular con interfase de silicona:** indicado en muñones largos, firmes y regulares, así como en sujetos mayores poco activos. La cara anterior del encaje queda limitada por el pliegue inguinal, evitando limitar la flexión de cadera. La cara interna es la más baja, evitando interferir en el periné. La cara externa es la más alta de todas y está inclinada hacia dentro para estabilizar al fémur en aducción y evitar la contractura en abducción. En casos de contractura en abducción, no se indica este encaje. Por último, la cara posterior se apoya en la tuberosidad isquiática, permitiendo una distribución adecuada de las fuerzas (Fig. 3.1-13).



Figura 3.1-13. Encaje cuadrangular

- **Encaje de contención isquiática CAT-CAM (*Contoured adducted trochanteric-controlled alignment method*) con interfase de silicona:** es un encaje más fisiológico que coloca el muñón en aducción. Tiene la característica de alojar el isquion dentro del encaje en lugar de apoyarse en él. Se prescribe en jóvenes activos con muñón corto e irregular y volumen estable (Fig. 3.1-14).



Figura 3.1-14. Encaje CAT-CAM

- **Encaje flexible, el encaje ISNY (Icelandic-Swedish-New York):** consiste en un encaje cuadrangular o de contención isquiática hecho de termoplástico flexible, pero reforzado con un material rígido (resina o fibra de carbono). Este encaje mejora las posibles molestias en isquion y periné en la sedestación.

En la amputación transfemoral, la prótesis se completa con sistemas de suspensión (pin, aro o vacío), rodillas y pies protésicos. La aplicación de una rodilla u otra, así como del tipo de pie, dependerán del paciente y de su nivel de actividad.

Desarticulación de cadera y hemipelvectomía

Se puede utilizar el encaje canadiense constituido por una cesta pélvica de una pieza que se apoya en las crestas ilíacas, isquion y masa glútea.

En la hemipelvectomía, este encaje asciende hasta cubrir la cavidad abdominal, distribuyendo el peso sobre su superficie.

En sujetos con desarticulación de la cadera se emplea también la prótesis anatómica UCLA, cuyo encaje presenta dos valvas para cada hemipelvis, evitando así desbloquear el movimiento de la hemipelvis del lado no amputado.

La articulación de la cadera, integrada en el encaje, se sitúa por delante de su ubicación original para que el peso del cuerpo recaiga detrás del eje de movimiento de la cadera, evitando que no se doble hacia atrás y se extienda.

La rodilla más común usada en la desarticulación de la cadera es la monocéntrica libre con freno o con freno en la carga.

SISTEMAS DE ANCLAJE Y SUSPENSIÓN

Los **sistemas de anclaje** facilitan la colocación de la prótesis, su sujeción y también su liberación. Estos suelen incorporarse a las interfaces o **sistemas de suspensión**.

Existen diferentes modalidades de anclaje:

- **Manga (Sleeve):** de neopreno, silicona o material similar. Se coloca en el borde proximal del encaje y se enrolla sobre el muslo.
- **Pin/lanzadera:** se trata de una clavija lisa o dentada insertada en el extremo distal de la interfase blanda. Al introducir totalmente el muñón en el encaje, el pasador se inserta en un mecanismo de bloqueo incorporado en el encaje. Un botón accesible en el exterior del encaje libera el bloqueo (Fig. 3.1-15).
- **Correa suprarrotuliana:** es el método más simple de suspensión. Está unida a la zona medial y lateral del encaje en forma de tirantes y se suspende proximal de la rótula mediante una correa circunferencial para evitar el pistoneo.
- **Sistemas de succión:** la acción de vacío se consigue mediante diferentes sistemas. El más sencillo es una válvula de expulsión colocada en el encaje, que, una vez sellado el contacto entre la interfase y el encaje, permite que el aire sea expulsado durante la carga sin posibilidad de entrada en descarga. Otro sistema es una bomba de vacío que se coloca entre el encaje y el pie protésico; durante la deambulación, la bomba se comprime de manera telescópica y mantiene un vacío constante en la extremidad residual (Fig. 3.1-16).



Figura 3.1-15. Icelock® 600 Series (cortesía de Ossur)



Figura 3.1-16. Válvulas de expulsión Icelock 551 y 552® (cortesía de Ossur)

Las **interfaces o sistemas de suspensión** son materiales incorporados entre el muñón y el encaje protésico, cuyo objetivo es reducir la fricción y el cizallamiento asociados con la deambulación en una prótesis. Pueden ser tan simples como un calcetín o tan complicadas como un revestimiento (*liner*) de diseño personalizado.

- **Interfase dura:** se utiliza un manguito de *pelite*, material microporoso de unos 3-5 mm de grosor que se puede calentar y adaptar al molde positivo del muñón mediante una bomba de vacío y sobre el cual se moldea posteriormente el encaje rígido externo. Tienen las ventajas de permitir doblar mejor la rodilla (no la sobrepasan), ser más económicas, producir menor sudoración y pesar menos. La principal desventaja es que protegen y acolchan menos el muñón.
- **Interfases blandas o *liner*:** fabricadas en materiales para absorción de impactos, se colocan sobre el muñón antes de ponerse la prótesis. La mayoría de los materiales disponibles se comprimen con el tiempo y no tienen plena recuperación de la deformación durante el ciclo de la marcha. Facilitan la reducción de volumen del muñón y son en sí mismos un sistema de suspensión (Fig. 3.1-17).



Figura 3.1-17. Iceross Transformal Seal-In® (cortesía de Ossur)

Pueden ser de silicona, de uretano o de gel mineral. Son cada vez más usadas por el confort que proporcionan. Están disponibles en diferentes grosores y pueden fabricarse según tallas estándar o a medida. Debe instruirse al paciente para que mantenga una óptima limpieza para evitar problemas de intolerancia cutánea o infecciones. La suspensión se asegura habitualmente mediante una rodillera de neopreno.

ESTRUCTURAS

La conexión de los distintos componentes protésicos suele realizarse a través de una estructura **endosquelética**. Normalmente, se trata de un simple tubo compuesto por materiales resistentes y ligeros (como duraluminio o fibra de carbono) que conecta el encaje y el pie mediante adaptadores. En otras ocasiones, puede emplearse un pión **exoesquelético**, que consiste en una estructura de fibra de vidrio rígida que adopta la forma de la pierna y puede teñirse para imitar la piel. Tiene el inconveniente de su mayor peso y la dificultad para hacer ajustes una vez finalizada la alineación.

Por último, las estructuras pueden incorporar **adaptadores**, que sirven para alinear la prótesis, cambiar la longitud y hacer diferentes retoques hasta lograr el ajuste definitivo. Además, pueden añadirse **sistemas de amortiguación** para absorción de impactos verticales y las torsiones.



BIBLIOGRAFÍA

- Battani H, Olney SJ. Kinematic and kinetic variations of below-knee amputee gait. *J Prosthet Orthot.* 2002;14:2-10.
- Beyaert C, Grumillier C, Martinet N, Paysant J, Andre JM. Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees. *Gait Posture.* 2008;28:278-84.
- Cohí O, Ximeno L. Actualizaciones en técnica ortopédica. Barcelona: Masson, 2001.
- Dumbleton T, Buis A, McFadyen A, McHugh B, McKay G, Murray K, Sexton S. Dynamic interface pressure distributions of two transtibial prosthetic socket concepts. *J Rehab Research.* 2009;46:405-16.
- Fey NP, Klute GK, Neptune RR. The influence of energy storage and return foot stiffness on walking mechanics and muscle activity in below-knee amputees. *Clin Biomech.* 2011;26:1025-32.
- González-Viejo MA, Avellanet Viladomat M, Huerta Condón MJ, Georgiu G, Provencal Camós JM. Aplicación clínica de la respuesta cinética y del análisis de la confortabilidad durante la marcha con siete pies protésicos. *Rehabilitación (Madr).* 2000;34:276-84.
- Grumillier C, Martinet N, Paysant J, André JM, Beyaert C. Compensatory mechanisms involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral transtibial amputees. *J Biomech.* 2008;41:2926-31.
- Hofstad C, Linde H, Limbeek J, Postema K. Prescription of prosthetic ankle foot mechanisms after lower limb amputation. *Cochrane Database Syst Rev.* 2004;(1):CD003978.
- Kovac I, Medved V, Ostojić L. Ground reaction force analysis in traumatic transtibial amputees' gait. *Coll Antropol.* 2009;33:107-14.
- Kulkarni J, Adams J, Thomas E, Silman A. Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male war veterans with major lower limb amputations. *Clin Rehabil.* 1998;12:348-53.
- Laing S, Lee PV, Goh J Ch. Engineering a trans-tibial prosthetic socket for the lower limb amputee. *Ann Acad Med Singapore.* 2011; 40(5):252-9.
- Molero-Sánchez A. Control postural estático y dinámico en sujetos con amputación transtibial protetizados. Estudio instrumental. [Tesis doctoral]. Universidad Rey Juan Carlos. Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Rehabilitación y Medicina Física; 2015.
- Molina Rueda F. Estrategias de control motor en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral: análisis instrumental. [Tesis doctoral]. Universidad Rey Juan Carlos. Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Rehabilitación y Medicina Física; 2012.
- Nolan L, Wit A, Dudzinski K, Lees A, Lake M, Wychowanski M. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait Posture.* 2003;17:142-51.
- Organization for Standardization. ISO 8549-2: Prosthetics and orthotics-Vocabulary, Part 2: Terms relating to external limb prostheses and wearers of these prostheses. Geneva: International Organization for Standardization; 1989, p. 1-4.
- Powers CM, Rao S, Perry J. Knee kinetics in trans-tibial amputee gait. *Gait Posture.* 1998;8:1-7.
- Rodríguez-Piñero Durán M, Rodríguez-Piñero Bravo-Ferrer M. Rodillas protésicas. Clasificación e indicaciones clínicas. *Rehabilitación.* 2003;37(4):207-14.
- Sagawa Y, Turcot K, Armand S, Thevenon A, Vuillerme N, Watelein E. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review. *Gait Posture.* 2011;33:511-26.
- Schuch CM, Pritham CH. International Forum-International Standards Organization Terminology: Application to Prosthetics and Orthotics. *J Prosthet Orthot.* 1994;6:29-33.
- Soares AS, Yamaguti EY, Mochizuki L, Amadio AC, Serrão JC. Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: a review. *Sao Paulo Med J.* 2009;127:302-9.
- Underwood AH, Tokuno CD, Eng JJ. A comparison of two prosthetic feet on the multi-joint and multi-plane kinetic gait compensations in individuals with unilateral trans-tibial amputation. *Clin Biomech.* 2004;19:609-16.
- Ventura JD, Klute GK, Neptune RR. The effect of prosthetic ankle energy storage and return properties on muscle activity in below-knee amputee walking. *Gait Posture.* 2011;33:220-6.
- Ventura JD, Klute GK, Neptune RR. The effects of prosthetic ankle dorsiflexion and energy return on below-knee amputee leg loading. *Clin Biomech.* 2011;26:298-303.
- Viladot R, Cohí O, Clavell S. Ortesis y prótesis del aparato locomotor. 2.2. Extremidad inferior. Barcelona: Masson, 1991.
- Zmitrewicz RJ, Neptune RR, Walden JG, Rogers WE, Bosker GW. The effect of foot and ankle prosthetic components on braking and propulsive impulses during transtibial amputee gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87:1334-9.