



ORTESIS Y PROTESIS DEL APARATO LOCOMOTOR

2.2 EXTREMIDAD INFERIOR

MANUAL DEL PROFESOR
DE ORTESIS Y PROTESIS
DE LA EXTREMIDAD INFERIOR
MÁS DE 100 ILUSTRACIONES Y FOTOGRAFÍAS

Dr. JOAQUÍN
DE LA ROSA
Dr. JUAN
DE LA ROSA

MASSON

Índice de materias

CAPÍTULO 1. Fisiopatología de las parálisis , por A. VILADOT	15
Bases neurológicas del movimiento humano (16); Fisiopatología de la motricidad (18); Diagnóstico (22); Biomecánica de las parálisis (22).	
CAPÍTULO 2. Parálisis flácidas: poliomielitis, mielomeningocele, distrofia muscular , por R. ESTEVE DE MIGUEL y C. ESTEVE DE MIGUEL	25
Poliomielitis (25); Mielomeningocele (29); Distrofia muscular de Duchenne (32).	
CAPÍTULO 3. Rehabilitación de la parálisis cerebral , por R. CRUZ HERNÁNDEZ	37
Generalidades (37); Etiología (37); Clínica (38); Diagnóstico-clasificación (39); Programa terapéutico (39).	
CAPÍTULO 4. Cirugía paliativa de las parálisis espásticas , por F. ANGLÉS GARCÍA	41
Extremidad inferior (42).	
CAPÍTULO 5. Ortesis y ayudas para la marcha , por O. COHÍ, R. VILADOT y S. CLAVELL	47
Ortesis antiequinas	47
Indicaciones (47); Descripción de los aparatos (48); Biomecánica (58); Observaciones de uso (61).	
Aparatos termoconformados para control de tobillo y rodilla	61
Indicaciones (61); Descripción de los aparatos (61); Biomecánica (64); Observaciones de uso (65).	
Bitutor largo por encima de la rodilla	65
Indicaciones (65); Descripción de los aparatos (65); Biomecánica (72); Observaciones de uso (74).	
Bitutores largos con cinturón pélvico	74
Indicaciones (74); Descripción de los aparatos (74); Biomecánica (78); Observaciones de uso (80).	
Grandes aparatos de marcha	80
Indicaciones (80); Descripción de los aparatos (81); Construcción del corsé (82); Biomecánica (85); Observaciones de uso (88).	
Ayudas para la marcha: bastones, muletas, andadores	88
Indicaciones (88); Descripción de los aparatos (88); Biomecánica (92); Observaciones de uso (97).	
Sillas de ruedas	97

CAPÍTULO 6. Ortesis en el mielomeningocele , por A. DIMEGLIO, E. DIMEGLIO, G. FLORENSA y M. MARCOULI	101
La ortesis no es una idea fría (101); Tres verdades esenciales (101); Exigencias estratégicas (102); De 0 a 5 años: verticalizar (103); De 5 a 10 años: escolarizar (105); A partir de 10 años: informar (106); A los 17 años: socializar (106).	
CAPÍTULO 7. Ortesis especiales en la parálisis cerebral infantil , por J. VAN ROLLIEGHEM	125
La estética debe ser un objetivo primordial (128).	
CAPÍTULO 8. Fundamentos biofísicos de los yesos y las ortesis funcionales , por F. FERNANDEZ ESTEVE	129
Compacidad uniforme (129); Conformaciones. Entrantes y salientes (130); Rozamiento (130); Efecto fuste y efecto punta (131); Carga controlada (131); Histéresis (133); Impulso osteogénico (134); Consolidación foco fractura = estabilidad × factores curación (135)	
CAPÍTULO 9. Tratamiento funcional de las fracturas del miembro inferior , por E. CACERES, M. T. UBIERNA y A. NAVARRO	137
Sistemática de tratamiento (137); Indicaciones (140); Resumen (140).	
CAPÍTULO 10. Ortesis funcionales en el tratamiento de las fracturas de la extremidad inferior , por S. CLAVELL, R. VILADOT y O. COHI	141
Indicaciones (141); Descripción de los aparatos (141); Biomecánica (145); Observaciones de uso (146).	
CAPÍTULO 11. Ortesis complementaria posquirúrgica de cadera , por R. VILADOT, L. XIMENO y O. COHI	149
Indicaciones (149); Descripción del aparato (149); Biomecánica (153); Observaciones de uso (153).	
CAPÍTULO 12. Lesiones de los ligamentos laterales de la rodilla , por M. MARÍN NAVARRO	155
Recuerdo anatómico (155); Fisiología y biomecánica (155); Patología (157); Tratamiento (158)	
CAPÍTULO 13. Lesiones de los ligamentos cruzados de la rodilla , por J.M. VILARRUBIAS y E. JIMENO	161
Mecanismo de producción (162); Diagnóstico (163); Tratamiento (165)	
CAPÍTULO 14. Biomecánica de las rodilleras , por M. FERNANDEZ FAIREN	167
Efecto térmico (168); Efecto de "encamisado" (168); Efecto estabilizador y de control de movimientos (168).	
CAPÍTULO 15. Ortesis para la rodilla , por O. COHI, R. VILADOT y M. MENDOZA	171
Rodilleras ortopédicas	171
Indicaciones (171); Descripción de los aparatos (171); Biomecánica (175); Observaciones de uso (175)	
Dispositivos ortopédicos para control y ayuda de la flexoextensión e inmovilización de la rodilla	177
Indicaciones (177); Descripción de los aparatos (177); Biomecánica (180); Observaciones de uso (181)	
CAPÍTULO 16. Tobilleras ortopédicas , por F. BOSCA, O. COHI y S. CLAVELL	183
Recuerdo biomecánico del gesto deportivo en el pie (183); Indicaciones (184); Descripción de los aparatos (185); Biomecánica (187); Observaciones de uso (188)	

PRÓTESIS PARA LA EXTREMIDAD INFERIOR

INTRODUCCIÓN por R. VILADOT, O. COHI y S. CLAVELL	191
...Un poco de historia... (191); ...Trabajo de un equipo... (193), ...¿Cuál es la mejor prótesis... (195).	
CAPÍTULO 17 Aspectos médicos de la protetización en la extremidad inferior , por J.R. GOIG y J.M. ^a CAMÓS.	197
CAPÍTULO 18. Amputaciones del antepié , por J.C. GONZÁLEZ CASANOVA, V. LEAL SERRA y A. VILADOT VOEGELI.	199
Indicaciones (199); Principios básicos (199).	
Amputación de los dedos.	200
Técnica quirúrgica (200).	
Amputación transmetatarsiana.	200
Técnica quirúrgica (200).	
Amputación o desarticulación de Lisfranc.	202
Técnica quirúrgica (202).	
Amputación de un radio.	203
Indicaciones (203); Técnica quirúrgica (204).	
CAPÍTULO 19 Amputaciones del retropié , por A. HERRERA RODRIGUEZ	205
Indicaciones (205). Normas generales de actuación (205). Técnicas más usuales (206).	
CAPÍTULO 20. Prótesis del pie , por R. VILADOT, S. CLAVELL y O. COHI	209
Prótesis para las amputaciones de los dedos (209); Prótesis para la amputación transmetatarsiana (212); Prótesis para la amputación de Lisfranc (213); Prótesis para la amputación de los radios del pie (213); Prótesis para la amputación de Chopart (214); Prótesis para la amputación de Syme (216). Prótesis para otras amputaciones del retropié (220); Prótesis para resecciones calcáneas (221). Biomecánica (221).	
CAPÍTULO 21. Amputaciones por debajo de la rodilla. Técnica quirúrgica , por A. HENRÍQUEZ LLUCH	225
Introducción (225); Indicaciones (225); Técnica quirúrgica (226).	
CAPÍTULO 22. Prótesis para amputaciones por debajo de la rodilla , por S. CLAVELL, O. COHI y R. VILADOT	229
Descripción de las prótesis (229); Construcción de la prótesis (231).	
CAPÍTULO 23. Prótesis para desarticulación de la rodilla , por R. VILADOT, E. RODRIGUEZ BORONAT, L. CASADO y O. COHI	237
Técnica quirúrgica (237); Protetización (239).	
CAPÍTULO 24 Amputaciones por encima de la rodilla , por J. BORRELL PEDROS	247
Amputaciones a nivel del muslo (247); Indicaciones de amputación (247); Nivel de amputación. Técnica quirúrgica (248).	
CAPÍTULO 25. Prótesis para amputaciones por encima de la rodilla , por O. COHI, S. CLAVELL y R. VILADOT	251
Tipos de encajes (252); Rodillas protésicas (254); Conjunto tobillo-pie (256). Alineación de las prótesis (257); Sistemas de suspensión (258); Modelos de prótesis (258)	

CAPÍTULO 26. Desarticulación de cadera y hemipelvectomías , por F.X. MATTO MONTANES	261
Desarticulación de cadera	261
Introducción (261); Indicaciones (262); Técnica quirúrgica (262)	
Hemipelvectomía	265
Introducción (265); Indicaciones (266); Técnica quirúrgica (267)	
CAPÍTULO 27. Prótesis para la desarticulación de la cadera y hemipelvectomías , por O. COHI, R. VILANOI y S. CLAVELL	273
Prótesis para muñones cortos (273); Prótesis para desarticulación de cadera y hemipelvec- tomías (274).	
CAPÍTULO 28. Amputaciones en la infancia. Características y protetización , por J. SALCEDO y S. AMAYA	279
Prótesis y rehabilitación (282).	
CAPÍTULO 29. Amputados geriátricos y dobles amputados , por J. PALACIOS CARVAJAL	285
Dobles amputados	286
CAPÍTULO 30. Rehabilitación del amputado de la extremidad inferior , por F. BALAGUÉ VIVES	289
Valoración del potencial de rehabilitación (289); Fases de la rehabilitación (290)	
ÍNDICE ALFABÉTICO	295

Fisiopatología de las parálisis

1

En la terapéutica de los trastornos motores de la extremidad inferior, junto con la recuperación funcional y la cirugía, cobra especial importancia el tratamiento con ortesis.

La neurología dista mucho de ser simple, y en la indicación del aparato ortopédico hay que tener en cuenta diversos factores.

1. Las ortesis varían según el tipo de alteración motora, es decir, según que ésta sea paralítica o espástica. También difiere si existen alteraciones del sistema extrapiramidal.

2. En muchas ocasiones la afectación motora se acompaña de alteraciones de la sensibilidad y del trofismo. En estos casos, la posibilidad de aparición de úlceras del tipo del mal perforante plantar determina que la protección de los apoyos del aparato ortopédico deba ser especialmente cuidadosa.

3. En ciertos casos, la lesión causal es progresiva, como puede ocurrir en la enfermedad de Charcot-Marie-Tooth, o tiene tendencia a la curación, como ocurre en la poliomielitis. En cualquier caso, el desequilibrio muscular secundario a una lesión neurológica motora tiende a deformar el miembro inferior. Precisamente, evitar esta progresión constituye uno de los objetivos del tratamiento ortésico.

4. La edad es un elemento importante a valorar. Hasta los 6 a 8 años, dada la cortedad de los miembros inferiores es inútil respetar la movilidad de la rodilla. Hasta la finalización del crecimiento, el rápido alargamiento de los miembros hace necesaria la posi-

bilidad de estirar los aparatos. En la infancia es más fácil la aparición de deformidades que en el adulto, el cual ya tiene el esqueleto estructurado, lo que obliga a que la ortesis sea más extensa. En este sentido, la gran movilidad de los niños determina la necesidad de un mayor grado de solidez de los aparatos, aunque el peso no debe ser excesivo.

5. El sexo y ciertas características sociales hacen valorar los factores estéticos. No se empleará el mismo material en un trabajador del campo, que tiene que hacer grandes esfuerzos, y en una joven estudiante, en la que el factor estético es primordial.

6. Por otra parte, en la elección de los materiales influyen otros elementos, como la incontinencia en la espina bífida, las reacciones alérgicas en la piel, los trastornos tróficos mencionados, etc.

7. Es importante que la ortesis sea un elemento que sustituya una función que *el miembro no puede realizar, pero nunca aquellas acciones que la extremidad puede efectuar con mayor o menor esfuerzo*. En este sentido recordamos el concepto de *estabilización pasiva de Putti* en la extremidad inferior (fig. 1.1). Colocando las articulaciones en hiperextensión se consigue que el eje de gravedad pase de forma tal que las estabiliza. Se procurará que la ortesis favorezca esta acción.

Se evitará en lo posible que el miembro quede inestable. De aquí la importancia de que previamente a la colocación de aparatos ortopédicos se corrijan las posturas viciosas.

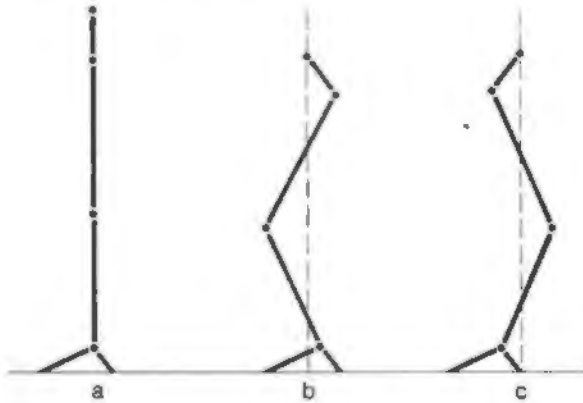


Figura 1.1. Estabilización pasiva de Putti. a. Pierna normal. b. Parálisis. c. Estabilización en hiperextensión.

Bases neurológicas del movimiento humano

Los movimientos de la extremidad inferior deben adecuarse a las necesidades de cada momento de forma voluntaria. El control de la posición erecta y la marcha bipodal constituyen la principal función del sistema locomotor de nuestras extremidades inferiores. La musculatura debe ajustarse como si toda ella fuera una unidad (Sherrington). Por otra parte, la coordinación motora se hará siempre con un consumo energético mínimo.

Para la consecución de los objetivos mencionados, el sistema nervioso cuenta con una serie de estructuras que describimos a continuación (fig. 1.2):

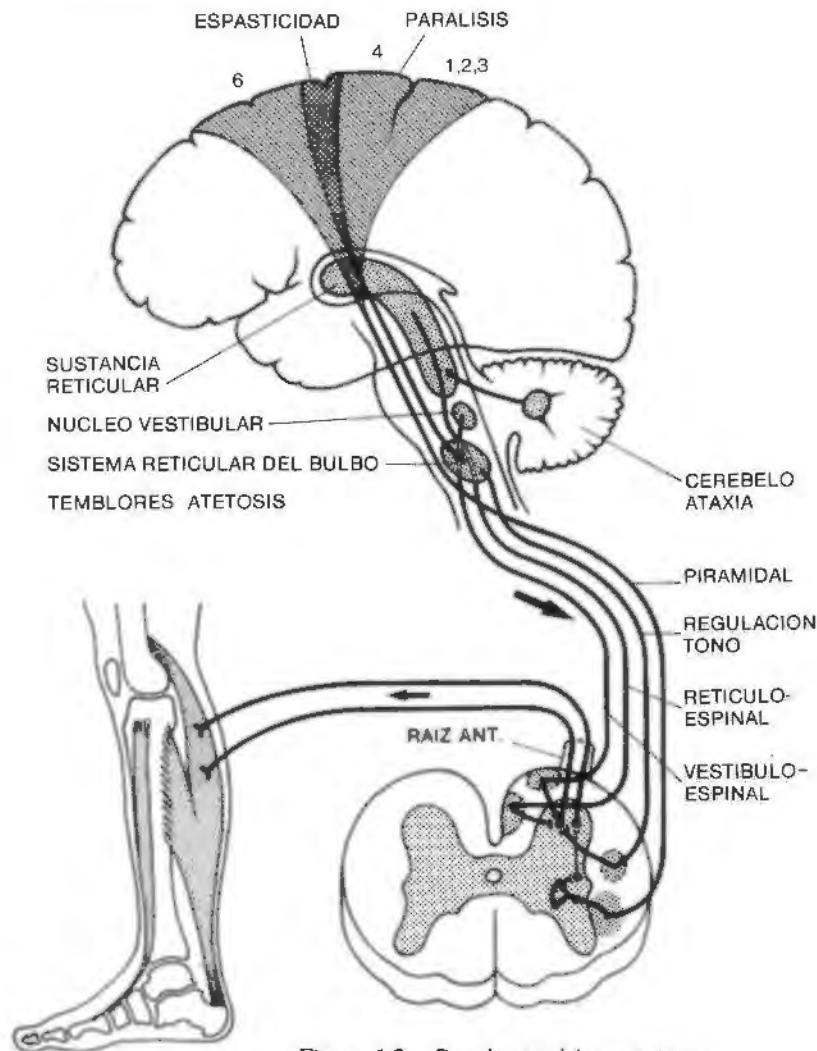


Figura 1.2. Regulación del movimiento.

Sistema piramidal

Originado en las células de Beth del área 4 de la corteza cerebral, sus fibras van a terminar a la motoneurona correspondiente del asta anterior de la médula. Es el origen de los movimientos voluntarios, que después son regulados por los demás sistemas. Junto con él transcurren las fibras reguladoras del tono, procedentes del área 4 S (sistema yuxtapiamidal de Barraquer).

Sistema extrapiramidal

Está constituido por fibras que parten de los núcleos grises centrales (*palidum*, *putamen*, cuerpo de Luys, etc.), y que están en conexión con células del área 6. Tienen por misión la producción de movimientos involuntarios que normalmente armonizan los diversos gestos. Los temblores y la atetosis que en ciertos casos acompañan a la parálisis cerebral se deben a lesiones de este sistema.

Vías cerebelosas descendentes

Facilitan los movimientos combinados. La incoordinación de la marcha se produce por lesiones de este sistema. Determinadas alteraciones de la enfermedad de Friedreich también se relacionan con él.

Vías vestibulospinales

El núcleo vestibular constituye una sinapsis de las vías que provienen de los órganos de orientación y del equilibrio. En este sentido, contribuyen al manteni-

miento de la postura bipodal y a la regulación de la marcha.

La unidad motora

Según Sherrington, esta unidad está formada por los siguientes elementos (fig. 1.3):

- a) La célula del asta anterior, la denominada motoneurona.
- b) El cilindroeje de la célula del asta anterior, que forma el nervio motor o la parte correspondiente del nervio mixto.
- c) La placa motora.
- d) Las fibras musculares.

Un nervio motor tiene múltiples cilindroejes, que van del asta anterior de la médula al músculo. Éste, a su vez, está formado por un gran número de fibras musculares, muy superior al número de cilindroejes. En consecuencia cada cilindroeje inerva varias fibras musculares. La unidad fisiológica está constituida por el conjunto de fibras musculares inervadas por un cilindroeje. Desde el punto de vista anatomopatológico, la lesión de un cilindroeje sólo produce la atrofia de la parte de músculo inervada por él.

El reflejo miotático (fig. 1.3) se halla formado por la vía aferente propioceptiva procedente del músculo junto con la correspondiente unidad motora. El estímulo sensitivo pone en marcha la contracción muscular a través de este reflejo. Ésta sería la forma más simple y primitiva de motricidad. Los centros superiores modularían el movimiento. La filogenia del sistema nervioso pasa de estos movimientos automáticos a otros superiores más complejos y voluntarios.

Existen en los músculos ciertas fibras musculares,

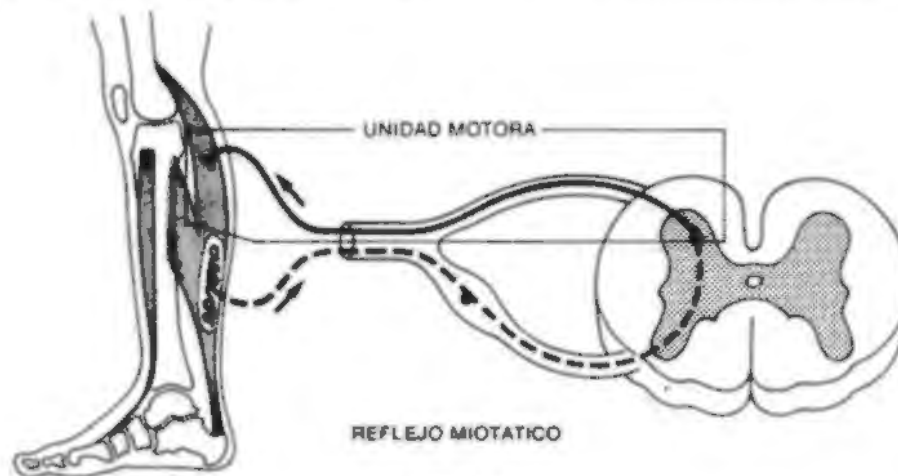


Figura 1.3

los husos neuromusculares, que presentan en su parte central receptores sensibles a la tracción. De estos receptores parten las fibras nerviosas que, a través del nervio y la raíz, desembocan directamente en las neuronas alfa. A nivel del segmento, este sistema es controlado por las neuronas motoras denominadas gamma, cuyos axones terminan en los husos neuromusculares. Su puesta en marcha activa los husos y, en consecuencia, prepara las neuronas motoras alfa para una eventual excitación central.

Fisiopatología de la motricidad

La alteración del sistema neuromuscular comporta características propias según el nivel en que se afecta.

Lesiones endocraneales

Pueden aparecer por muy diversas causas:

- a) Congénitas.
- b) Lesiones en el parto.
- c) Enfermedades vasculares.
- d) Trastornos degenerativos.
- e) Tumores.
- f) Traumatismos.

Sus características dependen de las estructuras lesionadas y de su etiología, que dan origen a diversos cuadros clínicos, entre los cuales destacan:

Hemiplejía cerebral subcortical

Generalmente es consecuencia de una alteración circulatoria. Se produce por una lesión del haz corticonuclear y corticospinal (fascículo piramidal), en la parte anterior de la cápsula interna. Se manifiesta en forma de una hemiplejía espástica contralateral, con aumento de los reflejos musculares y signos piramidales.

La postura del brazo es en flexión del codo, flexión y pronación de la muñeca y garra de los dedos. La pierna se coloca en hiperextensión, con el pie desviado en equino-varo por espasticidad de la musculatura supinadora. Constituye la típica marcha «en guadaña», girando ampliamente la pierna hacia fuera o flexionando la rodilla para evitar el contacto de la punta del pie en el suelo (fig 1.4).

Con las ortesis se intenta evitar la estructuración de la deformidad, lo que explica la utilidad de las férulas nocturnas antiequinas, así como de los calzados y tutores que eviten el equinismo durante la marcha. El

más característico es el muelle de Codivilla. Debemos recordar que, como en todos los espásticos, nunca se debe forzar la corrección. A mayor cantidad de estímulos, más aún si éstos son dolorosos, mayor contractura muscular.

Parálisis cerebral infantil

Bajo esta denominación se incluyen los estados en los que existe alguna alteración de la regulación del sistema motor por una lesión del sistema nervioso central (Ferguson). El primero en llamar la atención sobre este proceso fue Little, quien lo describió en 1853. Por esta razón, para algunos autores el concepto de parálisis cerebral infantil (PCI) es sinónimo al síndrome de Little.

La enfermedad aparece antes, durante o después del nacimiento, no tiene carácter evolutivo y cursa con trastornos motores de carácter espástico. Existe hiperreflexia. No hay alteraciones de la sensibilidad. Suele ser bilateral, pero generalmente afecta más una extremidad. La mayor o menor extensión lesional impide el desarrollo intelectual, y el grado del mismo condiciona toda la terapéutica de esta enfermedad.

Phelps clasifica estos pacientes en cinco categorías, según las características de la afectación motora:

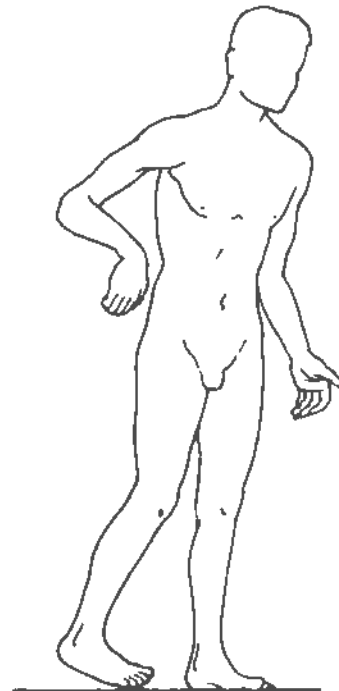


Figura 1.4. Parálisis cerebral infantil.

1. *La espasticidad*, con hipertonía muscular, predominantemente en los miembros inferiores. Los movimientos se efectúan con gran dificultad. Existe un gran retraso en el desarrollo de la psicomotricidad. No pueden caminar ni ponerse en pie hasta los 4 o 5 años. Es característica la marcha "de puntillas", como a pequeños saltos (más que caminar, corren). Las caderas y rodillas se hallan en flexión. El pie generalmente se halla fijo en equinismo. En ocasiones cede el antepié, lo cual, junto con la retracción del Aquiles, determina la aparición de un pie plano «en balancín».

2. *La atetosis*, con movimientos involuntarios, incoordinados de los miembros. Afectan la extremidad superior y los músculos faciales.

3. *La rigidez*, que impide el estiramiento de ciertos músculos, varía según determinados movimientos; éstos son posibles pero más controlados.

4. *La ataxia*, con incoordinación a la marcha.

5. *Los temblores* extendidos también a los miembros superiores.

La espasticidad depende fundamentalmente del sistema piramidal, la atetosis y la rigidez de los núcleos grises, de la base, y la ataxia y los temblores, del cerebelo.

Las ortesis en las parálisis cerebrales tienden a facilitar la marcha y a evitar la estructuración de las deformidades. Comprenden tres tipos de ortesis:

1. *Los grandes aparatos de marcha*. Son monotutores o bitutores que van del muslo al pie, junto con una cintura pélvica. Controlan la estabilidad lateral de la pelvis en carga y los movimientos demasiado vivos que presentan estos enfermos. A nivel de las rodillas y la cadera se hallan provistos de articulaciones que pueden bloquearse a voluntad.

2. *Los aparatos cortos*. Se limitan a la pierna. Son importantes para evitar el equinismo. El calzado debe estar reforzado de forma que impida la desviación en varo. Algunos autores aconsejan complementarlos con plantillas blandas o hidráulicas, las cuales, por su suavidad, limitan la afluencia de estímulos propioceptivos.

3. *Las férulas nocturnas*. La postura en la cama tiende a aumentar el equinismo. De aquí que el uso de férulas pasivas puede limitar las retracciones del tendón de Aquiles. Nunca deben forzar activamente el talo, ya que esto aumentaría la contracción refleja del tríceps sural.

Lesiones medulares

Puede haber una afectación total o parcial. En el primer caso existe paraplejía o tetraplejía, según el

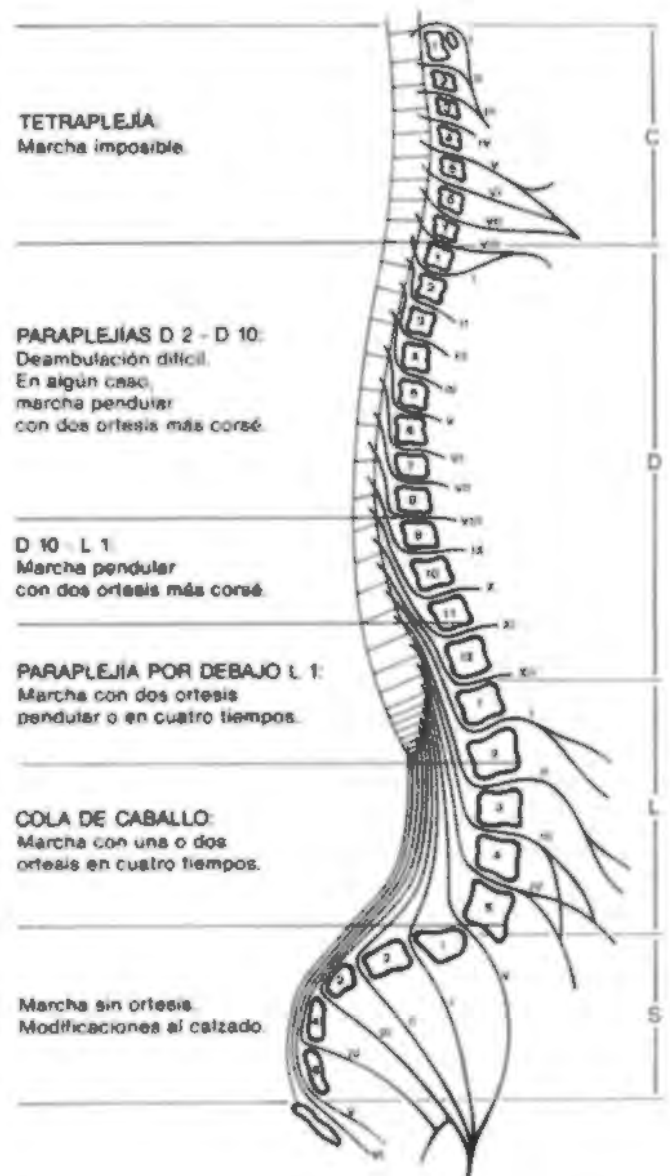


Figura 1.5. Lesiones medulares. Ortesis correspondientes.

nivel, acompañada de anestesia y de trastornos tróficos (fig. 1.5). Las parálisis son de carácter espástico con hiperreflexia. Las lesiones medulares incompletas pueden manifestarse por parálisis aisladas. No existe una afectación tan clara de la sensibilidad. Muchas veces se complican con lesiones de la motoneurona y entonces dan cuadros mixtos con parálisis flácidas.

Etiología

A lo largo de todo su trayecto, la médula puede lesionarse por tumores intramedulares o de vecindad, que pueden llegar a producir su sección completa. En este grupo incluimos también las paraplejías secundarias a hernias del disco cervical. Lo mismo puede decirse de los traumatismos. Las fracturas vertebrales son causa de paraplejías espásticas por sección medular.

A nivel de la columna lumbar son cada vez más frecuentes las lesiones por *mielomeningocele*, estudiadas en otra parte de la obra, que constituyen una de las indicaciones más frecuentes de ortesis.

En la *heredoataxia espinal de Friedreich*, además de la atrofia del haz piramidal, existen lesiones en los cordones posteriores, el cerebelo y los fascículos espino-cerebelosos, lo que origina alteraciones importantes de la marcha y abolición de los reflejos. La enfermedad tiene carácter progresivo y puede conducir a una incapacidad completa. Interesa destacar que el síntoma inicial de muchas de estas afecciones es la aparición de un pie cavo e, incluso, antes aún, la presencia de un pie cavo dinámico sin que exista alteración morfológica, pero con la típica cadencia del apoyo en antepié-talón-antepié, en lugar de la normal talón-antepié. En estos casos, la colocación de las ortesis adecuadas no debe desorientarnos y hacernos olvidar el carácter progresivo de estas lesiones, que en caso de duda hacen imprescindible la consulta con un neurólogo.

Ortesis

En las lesiones medulares no siempre se puede valorar de forma exacta hasta qué punto es posible la marcha con ortesis. Depende del estado psicológico de la persona, de la presencia de alteraciones tróficas, trastornos de la sensibilidad, incontinencia, etc. Por ello, muchos enfermos prefieren la silla de ruedas a las ortesis que les resultan molestas y poco eficaces.

A nivel cervical, cuando existe una paraplejía es absolutamente imposible la marcha. La moderna técnica ortopédica se esfuerza en preparar complicadas sillas de ruedas, que se pueden mover aprovechando el movimiento de los músculos del cuello o incluso los oculares. En el Hospital «Rancho Los Amigos», de California, vimos diversos aparatos que, más que su utilidad práctica, revelaban los esfuerzos de la bioingeniería para ayudar a estos grandes inválidos. En Europa, el profesor Rabischong, de Montpellier, también trabaja en este sentido. En su centro de investigación consigue hacer caminar a los parapléjicos, colocándoles

una vestimenta neumática completa que mantiene alineados el tronco y las piernas. La marcha se dirige mediante un monitor, que va transmitiendo las órdenes de movimiento a estos pacientes (fig. 1.5).

A nivel dorsal, no son solamente las parálisis de los músculos la causa de su invalidez. Son tanto o más graves las contracturas, que deforman la extremidad y obligan a una cirugía previa a la colocación del aparato. Éste será siempre un bitutor con un gran corsé. Sólo es posible conseguir una marcha pendular, y ello siempre y cuando exista una potente musculatura de la extremidad superior (fig. 1.5).

A nivel lumbar superior (hasta L3), los únicos músculos conservados de las extremidades inferiores son los flexores del muslo, los aductores, el recto interno y el cuádriceps, generalmente muy debilitado. Son necesarios dos aparatos cruropédicos. La marcha puede hacerse pendular o en cuatro tiempos. El uso de bastones implica una buena potencia de los brazos.

La asimetría entre ambas extremidades condiciona rotaciones de la extremidad, que dificultan la marcha, y obliga a complementar los tutores con tirantes correctores (fig. 1.5).

A nivel lumbar inferior y sacro, el cuádriceps es suficientemente potente para permitir la marcha sin ayuda de aparatos. Un zapato adecuado, en ocasiones con ayuda de un tutor, suele ser suficiente. En las lesiones incompletas y asimétricas, sólo es necesaria la ortesis en un lado (fig. 1.5).

Lesiones de la unidad motora

Debemos diferenciar varios tipos de parálisis según se afecten:

- a) La motoneurona.
- b) Las raíces o los plexos.
- c) El nervio periférico.

d) El músculo. No incluimos aquí las lesiones de la placa motora en forma de *miastenia*, ya que rara vez es tributaria de tratamiento con aparatos ortopédicos.

Afección de la motoneurona

La lesión más característica es la poliomielitis, que se estudia en el apartado correspondiente, pero la motoneurona también se afecta en otros procesos más complejos, como la *esclerosis lateral amiotrófica* o la *atrofia espinal progresiva*.

En la *atrofia muscular progresiva de tipo peroneal* (enfermedad de Charcot-Marie-Tooth) también se hallan lesionadas las células del asta anterior. Se trata de un trastorno familiar que afecta en primer lugar los

músculos peroneos y poco a poco se va extendiendo al resto de la musculatura del pie y después a la extremidad superior. Se trata de una parálisis flácida sin afectación de la sensibilidad y con disminución o ausencia de los reflejos. Suele aparecer alrededor de los 10 años de edad y, también de forma semejante a la enfermedad de Friedreich, el signo inicial puede ser la aparición de un pie cavo dinámico.

En todos estos casos de parálisis flácida, las ortesis y el calzado se hallan en función de la musculatura afecta y de la deformidad consiguiente. El zapato con un resorte del tipo Giontella, que no suele dar buenos resultados en los espásticos, tiene su principal indicación en este tipo de parálisis flácidas.

Síndromes radiculares

Son característicos de las lesiones osteoarticulares de la región, como las artrosis de las pequeñas articulaciones, las hernias lumbares, el síndrome del canal estrecho, etc., y provocan en las fases avanzadas fenómenos parestésicos o paréticos, con disminución o abolición de los reflejos y anestias en los dermatomas correspondientes (tabla 1.1).

Tabla 1.1. Síndromes radiculares lumbares

Lesión L1	Afectación del músculo sartorio
Lesión L2	Afectación de los músculos psoas, recto anterior, pectíneo y aductores
Lesión L3	Afectación del músculo cuádriceps y abolición del reflejo rotuliano
Lesión L4	Afectación de los músculos cuádriceps y tibial anterior
Lesión L5	Afectación y atrofia del extensor propio del dedo gordo
Lesión S1	Afectación de los músculos peroneos y abolición del reflejo aquileo

Lesiones de los nervios periféricos

Generalmente son de origen traumático, incluyen de las frecuentes lesiones por inyección. Cuando se secciona un nervio, su parte distal degenera tanto el cilindroeje como el músculo. Por otra parte es posible de regenerar a partir de la parte proximal. Cuando se trata de un nervio mixto, como los de la extremidad inferior, existe también la correspondiente zona anestésica, por afectación de la vía aferente.

Clásicamente se distinguen tres tipos de lesiones de los nervios periféricos:

1. *Neurotmesis* o sección completa del nervio.
2. *Axonotmesis* o lesión de los cilindros con conservación de la vaina mielínica

3. *Neuropraxia* o contusión del nervio, con interrupción de la transmisión nerviosa y, por lo tanto, parálisis pero sin pérdida de la continuidad anatómica.

Centrándonos en los nervios motores, su afectación produce en la pierna típicas parálisis (tabla 1.2).

Tabla 1.2. Lesiones de los nervios periféricos

<i>Nervio crural</i> . Parálisis del cuádriceps
<i>Nervio ciático</i> . Parálisis de los músculos semimembranoso, semitendinoso y bíceps crural, junto con toda la musculatura de la pierna y del pie. Si la sección es completa: alteraciones de la sensibilidad y trastornos tróficos
<i>Nervio ciático poplíteo interno</i> . Parálisis de los músculos triceps sural, flexores de los dedos, tibial posterior y musculatura corta plantar. Pérdida de sensibilidad de la planta y graves trastornos tróficos
<i>Nervio ciático poplíteo externo</i> . Parálisis de los músculos peroneos, extensores, tibial anterior y pedio. Las zonas anestésicas en el dorso del pie son menos importantes que en el interno. Tampoco suelen existir trastornos tróficos importantes
<i>Nervio ciático poplíteo externo (rama superficial)</i> . Músculos peroneos
<i>Nervio ciático poplíteo externo (rama profunda)</i> . Músculos tibial anterior, extensores de los dedos y pedio

Atrofia muscular

Puede estar causada por una lesión del propio músculo, *atrofias* o *distrofias miopáticas*, o por una alteración de la motoneurona o del nervio periférico, *atrofias neurógenas*.

Hay que pensar en las distrofias musculares, que se estudian con más detalle en otro capítulo, en todas aquellas alteraciones de la motricidad no justificadas por una lesión osteoarticular o neurológica evidente: un aparentemente pie plano banal, una retracción del tendón de Aquiles, las caídas frecuentes en un niño, etc. Hay que buscar sistemáticamente el signo de Gowers: si después de estar el niño en el suelo se le invita a levantarse, lo hace con dificultad, con sus *manos reptando por encima de sus piernas*.

La atrofia neurógena es la consecuencia de la alteración de la unidad motora, tanto si ésta afecta la neurona como sus vías de conducción. Dicha atrofia provoca en el músculo:

1. *Modificaciones estructurales*. Según Hines la constitución muscular puede dividirse, de forma esquemática, en dos compartimientos, la fibra muscular y las restantes estructuras (conjuntivo, vasos y nervios, fluidos intersticiales). En el músculo normal, el primer compartimiento celular representa el 86 %, y el segundo, extracelular, el 14 %. *En la atrofia muscular el músculo pierde hasta el 75 % de su volumen y la*

proporción de cada uno de los dos compartimientos citados es, aproximadamente, del 50 %.

2. *Modificaciones histológicas.* No aparecen de forma masiva, sino en forma de núcleos dispersos. Las fibras musculares se van degenerando y son invadidas por las células sanguíneas, que las transforman primero en tejido fibroso y después grasa. El músculo pierde su capacidad contráctil.

3. *Modificaciones eléctricas.* Después de la sección nerviosa se produce una serie de alteraciones de la excitabilidad del nervio y del músculo, que llevan a la denominada *reacción de degeneración*. Otro fenómeno característico del músculo en vías de atrofia es la *fibrilación*, que consiste en la aparición de una serie de contracciones, que aparecen de forma espontánea y a intervalos. Son ligeras, finas, rápidas y rítmicas. Las alteraciones electromiográficas son características de dicha fase y fundamentales para el diagnóstico.

4. *Modificaciones metabólicas.* El metabolismo presenta relativamente pocas alteraciones, siendo la más evidente su incapacidad para reponer la reserva de glucógeno. Toda la actividad metabólica se halla disminuida en función de los trastornos circulatorios.

5. *Modificaciones circulatorias.* Tienen una gran trascendencia en cuanto a la evolución de la atrofia. El músculo en reposo tiene una circulación muy reducida, pero en cuanto empieza la contracción el volumen hemático aumenta 30 o 40 veces, lo que condiciona su actividad metabólica. Al no existir contracción se pierde irrigación, disminuyendo verticalmente el metabolismo.

Diagnóstico

Para el diagnóstico de las afecciones neuromusculares contamos, además de la anamnesis y la exploración física, con una serie de exploraciones especializadas: electrodiagnóstico, electromiografía, electroencefalografía, TAC, resonancia magnética, biopsia muscular, examen de las enzimas musculares en sangre, etc. Su interpretación requiere en cualquier caso el asesoramiento de un experto.

Pero la valoración práctica que debe conocer todo especialista en aparato locomotor y realizar antes de recetar cualquier aparato ortopédico, es el *balance muscular*. Fue en 1946 que la *National Foundation for Infantile Paralysis* estableció el *muscle testing*, actualmente empleado por todos los centros de rehabilitación. Éste comprende una valoración de la función de cada músculo escalonada de 0 a 5 (tabla 1.3).

Tabla 1.3. Balance muscular

0	Ninguna contracción
1	Trazos. Contracción perceptible sin efecto motor
2	Pobre. Efecto motor posible en toda su amplitud, pero sin fuerza para vencer la gravedad
3	Debil. Efecto motor posible en toda su amplitud y con capacidad para vencer la gravedad
4	Bueno. Efecto motor contra una resistencia externa
5	Normal

Para la correcta práctica del balance se debe conocer de forma perfecta la acción de cada músculo, así como la posición del miembro para su mejor reconocimiento. Se debe disponer de una tabla adecuada, siendo la de Daniels la más eficaz.

Biomecánica de las parálisis

A continuación revisaremos las alteraciones más típicas que provocan parálisis de algunos grupos musculares.

Parálisis de los glúteos mayor y mediano. La parálisis del glúteo mayor causa dificultad para la extensión de la pierna, y el enfermo para levantarse de la silla necesita ayudarse con las manos. La parálisis del glúteo mediano provoca una caída de la pelvis hacia el lado contrario de la parálisis durante la marcha. Es característico el signo de Trendelenburg (fig. 1.6): al apoyarse el paciente sobre la pierna enferma, toda la pelvis bascula hacia el otro lado. Paradójicamente, en algunos casos el paciente intenta superar su déficit basculando fuertemente la pelvis hacia el lado de la pierna que apoya, de forma que el eje de gravedad al inclinar el tronco hacia el mismo lado coincida con el eje anatómico del miembro afecto.

En muchas ocasiones existe además una acusada retracción de la banda ileotibial y de los músculos que se insertan en la espina ilíaca, que coloca la cadera y la rodilla en flexión pronunciada. La primera se compensa con una lordosis lumbar. Para detectarla en decúbito es necesario flexionar la cadera contralateral y, entonces, al desaparecer la lordosis se descubre la verdadera flexión de la cadera (maniobra de Thomas).

La paresia glútea asociada a una retracción de los aductores facilita la luxación de la cadera.

Si la parálisis glútea se complementa con la de otros músculos de la extremidad, es imprescindible complementar la ortesis de la pierna con un corsé pélvico.

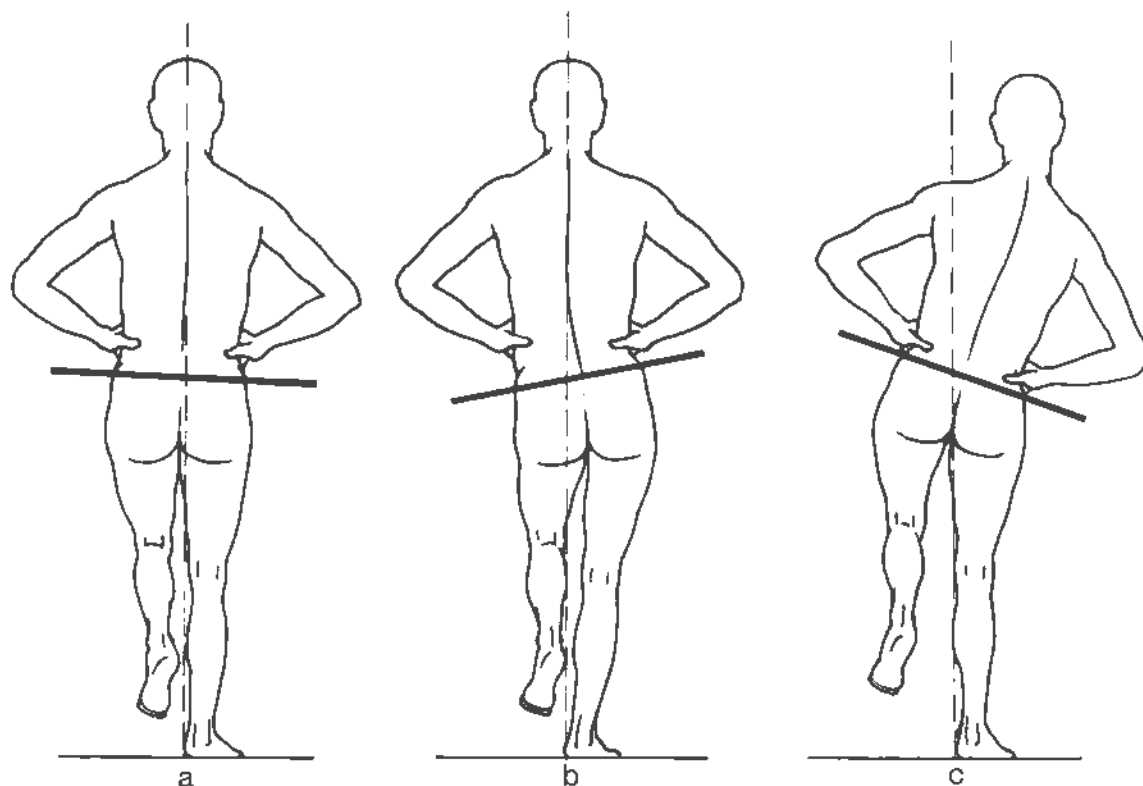


Figura 1.6. Signo de Trendelenburg. a. Pelvis normal. b. Parálisis glútea. c. Signo de Trendelenburg invertido.

Parálisis del cuádriceps. Si no se instaura una rehabilitación inmediata, la rodilla se deforma en flexión y la marcha se hace sumamente penosa: el paciente apoya su mano sobre la rodilla afecta para suplir el músculo paralizado y no caerse (fig. 1.7).

En los casos en que no hay retracción de los flexores, la parálisis se compensa activamente si existen los glúteos y el tríceps sural que tiran la rodilla hacia atrás. En hiperextensión, el autoatornillado de la rodilla en la última fase de la extensión, bloquea también la flexión de la rodilla. Por otra parte, la hiperextensión de la rodilla es también un componente de la *estabilización pasiva de Putti*, ya que el eje de gravedad pasa por delante del plano de flexión.

La parálisis del cuádriceps desde el punto de vista ortésico se compensa bien con un simple aparato que mantenga fija la articulación del tobillo en hiperextensión. Con este dispositivo, aun con una discreta flexión de la rodilla es posible la marcha (Boppe).

Parálisis de los músculos largos del pie. Para hacer comprender la mecánica de los músculos largos del pie, Ombrédanne elaboró un esquema que semeja en

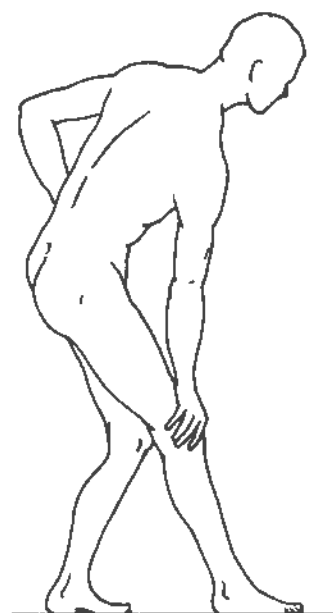


Figura 1.7. Marcha en la parálisis del cuádriceps.

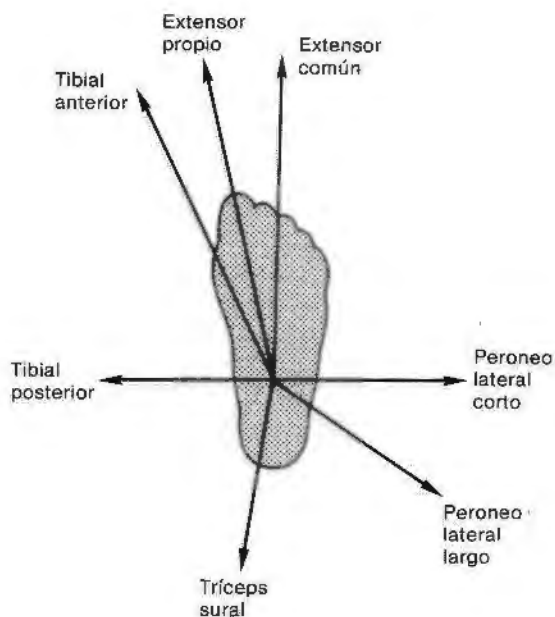


Figura 1.8. Esquema de Ombrédanne para comprender la acción de los músculos largos del pie.

Tabla 1.4. Deformidades del pie en función de los músculos paralizados

Parálisis del tríceps sural: pie talo
Parálisis peronea: pie varo
Parálisis tibiales: pie plano valgo
Parálisis tibial posterior: pie plano
Parálisis tibial anterior: pie cavo
Parálisis tibial anterior y extensores dedos: pie equino
(Son frecuentes las formas mixtas)

un solo plano la figura del pie, en cuya periferia lleva colocada una serie de tirantes que representan los diversos grupos musculares (fig. 1.8). El equilibrio de todos ellos mantiene la forma normal. La parálisis de cualquier grupo rompe el equilibrio y el pie se deforma. Pueden darse varias posibilidades (tabla 1.4).

Parálisis de los músculos cortos plantares. Causa una disminución de la potencia flexora de los dedos. La parálisis de los lumbricales e interóseos condicionan la deformidad «en garra» de los dedos.

Las ortesis para las deformidades de los pies se hacen en forma de calzado ortopédico o añadiendo diversas modificaciones al calzado normal. No hay que olvidar las férulas nocturnas. Debe recordarse que la cama tiende a desviar el pie en equino-varo.

BIBLIOGRAFÍA

- Barraquer-Bordas, L.: *Patología general del tono muscular*. Ed. Científico-Médica, Barcelona, Madrid, Lisboa, Río de Janeiro, 1957.
- Barraquer-Bordas, L.: *Patología general del sistema piramidal*. José Janes, Ed. Publicaciones Médicas, Barcelona, 1952.
- Daniels, L.; Williams, M.; Worthingan, C.: *Muscle Testing*. W. B. Saunders, Filadelfia, 1947.
- Duval-Baupere, G.; Maury, M.; Baccialone, L.; Boubée, M.; Brechnmacher, Th.: *Les appareils de marche dans les infirmités neurologiques*. Masson et Cie. París, 1966.
- Ferguson, A. Jr.: *Cirugía ortopédica en la infancia y adolescencia*. Ed. Jims. Barcelona, 1968 (1.ª ed. española).
- Gowitz, B. A.; Milnes, M.: *Understanding the Scientific Bases of Human Movement*, 2.ª ed. Williams and Wilkins, Baltimore, Londres, 1980.
- Kendall, K. O.; Kendall, F. P.; Wadsworth, G. E.: *Músculos. Pruebas y funciones*. Ed. Jims. Barcelona, 1974.
- Mac Connail, M. A.; Basmajian, J. V.: *Muscles and Movements. A basis for human kinesiology*. The Williams and Wilkins Co. Baltimore, 1969.
- Ombredanne, L.: *Tratado de Cirugía Infantil*. Ed. Pubul. Barcelona, 1931.
- Sharrard, W. J. W.: *Paediatric Orthopaedics and Fractures*, 2.ª ed. Blackwell Scientific, Oxford, 1979.
- Steindler, T.: *Kinesiology*. Charles C. Thomas Publishers, Illinois, 1955.
- Viladot, A.: "Introducción al symposium sobre el tratamiento del pie espástico". *Podologie*, tomo VI, págs. 58-68, 1968.

Parálisis flácidas: poliomielitis, mielomeningocele, distrofia muscular

2

Poliomielitis

La poliomielitis ha sido la causa más importante de parálisis nerviosas periféricas. Aunque no se haya erradicado por completo, los programas de vacunación han hecho que la enfermedad constituya una rareza en los países desarrollados, como en España. En cambio, todavía es epidémica en muchas partes del mundo; en nuestro país, algún caso aislado en niños no inmunizados manifiesta que el virus todavía está presente. La poliomielitis origina parálisis características pero de patrones muy variables, predominando las producidas por la lesión de las neuronas motoras de las astas anteriores de la médula espinal; la localización de las parálisis depende de la parte de la médula afectada. El bulbo y otros centros nerviosos superiores pueden afectarse también.

Clínicamente las parálisis son del tipo de afectación de neurona motora baja, es decir flácidas, con atrofia y arreflexia. La sensibilidad está conservada, así como la función esfinteriana (excepto, en algunos casos, en el período agudo).

Período agudo

En la mayoría de los casos, las parálisis se instauran y progresan en 1 o 2 días, siendo más graves las parálisis residuales en los miembros o músculos que

se afectan en primer término. Las parálisis pueden afectar músculos de uno o más miembros, de la columna vertebral, del abdomen, del tórax y craneales, de modo irregular, generalmente asimétrico. Su localización varía en las distintas edades. En los niños de corta edad son corrientes las parálisis de los miembros inferiores, siendo a veces el primer síntoma de la enfermedad. Los brazos se afectan también en los niños, aunque con menor frecuencia; en cambio las parálisis más extensas, de brazos, piernas y tronco, son poco frecuentes en los niños pequeños y van aumentando a edades mayores. También son poco frecuentes en los niños las parálisis respiratorias, cuya incidencia es mayor en adultos jóvenes. Algunos músculos se afectan con mayor frecuencia e intensidad, por ejemplo el deltoides, el oponente del pulgar, el tibial anterior, los peroneos.

Las parálisis alcanzan su intensidad máxima en la primera semana, pasada la cual se inicia la mejoría clínica, paralelamente a la regresión de las alteraciones patológicas reversibles de la médula. La potencia muscular se va recuperando; la recuperación mayor se produce durante el primer año. No obstante, la capacidad funcional de un músculo, de un grupo muscular o del sistema locomotor en conjunto, puede seguir mejorando pasado este período por el ejercicio o la reeducación. Tras un período variable, la mejoría de la potencia muscular cesa y persisten parálisis flácidas permanentes más o menos extensas e intensas.

Secuelas paralíticas

La extensión de las secuelas paralíticas es muy variable y abarca desde una afectación localizada y ligera, que requerirá poca asistencia, hasta parálisis muy extensas, que pueden afectar incluso los músculos respiratorios y requieren el uso de respiradores. Entre estos extremos puede darse toda clase de combinaciones de parálisis en una o más extremidades y el tronco.

Con el tratamiento correcto el paciente estará en condiciones de aprovechar al máximo los músculos restantes. Ello supone en primer lugar que no se hayan constituido deformidades, que añadirían una desventaja mecánica a la menguada capacidad motora. Por lo tanto, desde el inicio de la enfermedad hay que tomar medidas que eviten la producción de estas complicaciones. Ya en la fase aguda hay que aliviar el dolor con paños calientes húmedos y evitar las deformidades con un tratamiento postural y manteniendo la movilidad de las articulaciones con ejercicios pasivos. En los miembros inferiores es importante mantener un arco de movimiento completo en las caderas y las rodillas. Las caderas tienden a desarrollar contracturas en flexión que ejercen una acción lordosante sobre la columna vertebral lumbar.

Reeducación muscular

En cuanto el estado del paciente lo permite, se inicia la reeducación muscular, basada en un estudio cuidadoso del balance muscular. Puede ser necesario el uso de férulas ligeras, para evitar el estiramiento de los músculos débiles, mantener las articulaciones en posición correcta y evitar contracturas. En las fases precoces de la recuperación muscular hay que evitar la sustitución de los músculos débiles; más adelante, cuando se ve que la debilidad de determinados músculos ya es permanente, puede permitirse e incluso entrenar la sustitución muscular, para mejorar la función.

Ortesis

Para conseguir una alineación normal del miembro hay que corregir las contracturas de la extremidad inferior antes de colocar una ortesis definitiva, en particular cuando lleva articulaciones con movilidad libre. Al prescribir las ortesis hay que tener en cuenta que la velocidad de la marcha depende directamente de las articulaciones inmovilizadas. La velocidad media con una ortesis que inmoviliza el tobillo es de 70 m/min,

cuando se inmoviliza la rodilla de 64 m/min y cuando se inmovilizan la rodilla y el tobillo disminuye a 56 m/min. Por lo tanto, las ortesis han de dejar el máximo posible de articulaciones libres. En caso contrario, se condena innecesariamente al paciente a una reducción de la velocidad de marcha. Una situación particular es aquella en que se ha perdido la movilidad de una articulación como consecuencia de una artrodesis o de una ortesis que está diseñada para bloquear la movilidad de la rodilla o del tobillo obligando a hacer sustituciones en otras articulaciones, por ejemplo en la cadera con movimientos de circunducción o de inclinación.

A continuación se analiza la situación creada por las parálisis más frecuentes a cada nivel del miembro inferior.

Cadera

Para la marcha es necesario que los músculos anti-gravitatorios funcionen o se sustituyan. Si la cadera tiene un arco de movimiento completo, el paciente puede mantenerse de pie, incluso con una *parálisis total del miembro inferior*, con la ayuda de un bitutor largo por encima de la rodilla que bloquee la rodilla en extensión y el tobillo (éste en ligera flexión, para compensar la hiperextensión de la cadera). El paciente se mantiene de pie con la cadera en hiperextensión, tensando la cápsula anterior de la articulación, reforzada por el ligamento en Y. Las contracturas en flexión impiden esta acción estabilizadora. En las *parálisis bilaterales*, si la función de los miembros superiores permite el uso de muletas y si se pueden adelantar las piernas, el paciente puede tener una marcha oscilante o de cuatro puntos de apoyo.

Si la *potencia de los glúteos es buena* y hay capacidad para avanzar la pierna, no se necesitarán muletas. El avance de la pierna se puede conseguir incluso con unos músculos flexores de la cadera débiles. Los flexores de la rodilla ayudan también a la flexión de la cadera: en la posición de pie la flexión de la rodilla hace que ésta se coloque por delante de la cadera; la extensión de la rodilla hará avanzar la pierna.

El desequilibrio muscular de la cadera puede producir *contracturas*, que limitan el movimiento en el sentido de los músculos más débiles. La contractura en flexión es perjudicial para la marcha (fig. 2.1). El desequilibrio entre los abductores y los aductores en el niño en crecimiento puede producir subluxación e, incluso, luxación de la cadera. Esta situación debe descubrirse precozmente, antes de que se produzca



Figura 2.1. a. Combinación frecuente de contracturas en flexión de cadera y de rodilla y equinismo, que determina una gran inseguridad para la marcha y dificulta la colocación de ortesis. b. Después de la corrección quirúrgica por descenso de la cresta ilíaca, osteotomía supracondílea del fémur, alargamiento del tendón de Aquiles y trasplantes tendinosos del pie.

una displasia del acetábulo, y corregirla, si es preciso, con medidas quirúrgicas.

En ocasiones es preciso colocar *bitutores largos unidos a un corsé o a una faja pélvica*. Esta solución es más utilizada en los niños, antes de que sepan andar con simples bitutores; también puede ser necesaria en los niños que están desarrollando una escoliosis. En los adultos, estas grandes ortesis pueden ser útiles como ayudas en algún momento del programa de rehabilitación, como la marcha en paralelas, pero no para un uso habitual. La marcha funcional ha de permitir la posibilidad de pasar de la posición sentada a la bipedestación, a bloquear y desbloquear las ortesis y a colocarlas y sacarlas independientemente. En los adultos con parálisis muy graves, el desplazamiento en silla de ruedas ahorra energías que puede dedicar a otras actividades, en vez de tener que gastarlas en un trabajo físico pesado para desplazarse. Es preferible moverse con ayudas mecánicas que no poder hacerlo

de forma independiente o de forma que se llegue fatigado al destino.

Rodilla

En la rodilla, la pérdida de función que provoca la *parálisis del cuádriceps* (fig. 2.2) puede reemplazarse por la acción del glúteo mayor o por una flexión plantar potente del tobillo. Cuando los músculos flexores plantares también son débiles, su acción se puede reemplazar por un bitutor corto con un tope superior, evitando así un bitutor largo. Si los músculos glúteos son fuertes se puede incluso subir escaleras. Para una marcha segura se requiere una extensión pasiva completa de la rodilla; una contractura en flexión, aun ligera, obliga a colocar una ortesis larga para estabilizar la rodilla; en general se ha de corregir quirúrgicamente (fig. 2.1).

En los niños, la sustitución funcional de la parálisis del cuádriceps por la acción del glúteo mayor y de los flexores plantares del pie puede provocar un *genu recurvatum progresivo* (fig. 2.3). Para evitarlo puede ser necesario un bitutor largo con articulación de la rodilla libre, que limite la hiperextensión. En algunos niños, la hiperextensión de la rodilla se puede controlar de un modo más sencillo, con un bitutor corto que limite la flexión plantar.

La rodilla puede desarrollar también una *laxitud de la cápsula interna*, como consecuencia de una fuerza valguizante, cuando la pierna paralítica se coloca en rotación externa durante la marcha (el paciente bloquea su rodilla tensando el ligamento interno). En estos casos se requiere un bitutor largo.

Pie

Los bitutores largos deben aplicarse con una rotación tibial externa. En caso contrario, al colocar el pie en el zapato, la articulación de la rodilla del bitutor, centrada en el eje de movimiento de la rodilla, fuerza el pie en varo. El zapato se puede montar como máximo en 15° de rotación externa; si se requiere más rotación externa hay que darla en las barras del tutor. Otra causa de varo en pies paralíticos es la acción persistente de los músculos flexores cortos del pie.

El *desequilibrio de los músculos del pie* puede causar deformidades, que se pueden controlar con ortesis (monotutores o bitutores) que eviten la flexión plantar o dorsal excesivas o las desviaciones laterales. Aun así la ortesis no corrige el desequilibrio muscular y se producirán deformidades en los huesos en crecimien-



a

b

Figura 2.2. La parálisis del cuádriceps puede ocasionar un grave trastorno de la marcha, cuando se produce un genu flexo secundario, o si no se puede compensar por un glúteo mayor y unos flexores plantares del pie potentes.

Figura 2.3. a. Genu recurvatum importante en una parálisis del cuádriceps que se acompaña de deformidad en equino-valgo de los pies. b. Corrección por osteotomía de las tibias, alargamiento de tendones de Aquiles y trasplantes tendinosos en los pies.



Figura 2.4. Acortamiento del miembro inferior derecho en una parálisis poliomiélfica.

to, por ello deben tomarse en consideración procedimientos quirúrgicos para restablecer el equilibrio muscular (fig. 2.3)

Dismetría. En el niño, las parálisis poliomielíticas unilaterales o de diferente intensidad en las dos piernas producen un acortamiento del miembro afectado por un enlentecimiento de su crecimiento longitudinal (fig. 2.4) El acortamiento debe compensarse en el calzado, lo que puede dificultar aún más la marcha por el aumento de peso y la rigidez del calzado. La corrección quirúrgica de la dismetría, generalmente al final del crecimiento, resolverá este problema.

Mielomeningocele

Esta malformación congénita consiste en un defecto en la línea media de la columna vertebral con un déficit neurológico. El mielomeningocele se manifiesta clínicamente por un saco visible o un defecto epitelial en el que hay tejido nervioso y se asocia con un déficit neurológico caudal al nivel de la lesión. La localización más frecuente es la región lumbosacra. La superficie de la lesión varía desde una cubierta casi completa de piel hasta una porción distal de la médula y la cola de caballo totalmente descubiertas.

La lesión neurológica es generalmente del tipo de neurona motora baja, con ausencia de reflejos y pérdida segmentaria de la sensibilidad. Suele haber una alteración de los esfínteres. Es frecuente el desarrollo de hidrocefalia, asociada a la malformación de Arnold Chiari.

La etiología de esta lesión es poligénica y multifactorial y su patogenia consiste en el fallo del cierre del tubo neural a las 4 semanas de gestación o, más tardíamente, en la formación de una hendidura por distensión de la médula con sobrecrecimiento de los elementos neurales. Afecta a ambos sexos casi por igual, con una frecuencia variable, que oscila desde el 0,1 al 4 % de recién nacidos vivos.

Son frecuentes las malformaciones asociadas: 10 veces más malformaciones nerviosas o urinarias, 2 veces más cardiopatías, paladar hendido o malformaciones de los miembros.

Los trastornos que aquejan estos niños limitan considerablemente su capacidad funcional, su calidad de vida y su independencia social. Basta considerar que el 90 % de ellos son incontinentes y que la mitad pasará la mayor parte de la vida sentados. Un problema muy grave es la importante morbilidad de estos pacientes, que limita aun más su escolarización y aprendizaje así como su integración social e independencia económica.

Sin embargo, la supervivencia de los niños nacidos con un mielomeningocele se asegura ahora inicialmente con el tratamiento quirúrgico derivativo de la hidrocefalia y se potencia por la reducción de las infecciones urinarias y de la pielonefritis.

Básicamente el tratamiento del niño con mielomeningocele consiste en ayudarlo a alcanzar el máximo nivel de desarrollo que permita su defecto neurológico. En este proceso es fundamental la rehabilitación ortopédica, con la que se intenta conseguir ciertos objetivos de estabilidad y de movilidad, de los que depende el desarrollo cognoscitivo y social del paciente. En estos niños, las decisiones médicas se basan más en la anticipación, la prevención y la mejora de la eficiencia que en la reparación, la sustitución o la reeducación. Su cuidado exige unos conocimientos y una experiencia particulares.

El tratamiento de cirugía ortopédica y ortésico de estos pacientes reviste la mayor importancia para conseguir su independencia. La mejoría de las técnicas quirúrgicas y un mayor conocimiento de sus indicaciones hacen más fácil y práctico el uso de ortesis. Para conseguir el mejor resultado posible es fundamental una colaboración íntima entre el cirujano ortopédico y el ortésico.

Capacidad del niño para la marcha. Lo más importante y decisivo para determinar las posibilidades de marcha del niño es el nivel de la paraplejía. Los pacientes que tienen lesiones altas, por ejemplo de L2 y superiores, con el tiempo dejarán de andar o al menos de tener una marcha útil y práctica. Los que tienen lesiones de L4 o inferiores a este nivel mantendrán generalmente sus posibilidades de marcha incluso fuera de la casa. Los pacientes con lesiones de L3 están en una situación intermedia; unas buenas ortesis y un control del peso pueden permitir que muchos de ellos lleguen a andar tanto por la casa como por el exterior. La obesidad es a menudo un factor que impone la silla de ruedas en estos niños que andan de una forma marginal. Es muy difícil evitar la obesidad de una forma constante.

A los pacientes que llegan a andar de forma marginal, aunque utilicen la silla las ruedas en el exterior, por ejemplo en el colegio, se les debe estimular para que sigan andando por la casa.

Ortesis

Las ortesis para el mielomeningocele han cambiado mucho en los últimos 20 años. Esto se debe a los avances en materiales nuevos que hacen las ortesis

más efectivas y más fáciles y también a los avances en el tratamiento de la incontinencia de orina, que han eliminado la necesidad de practicar abocamientos de orina al exterior con la problemática que creaban para las ortesis.

El tipo de ortesis que requiere un paciente con mielomeningocele depende de los objetivos necesarios en su caso: mantener la función, evitar la deformidad, facilitar la posición sentada, permanecer de pie o andar.

Los pacientes que tienen *lesiones altas* (de L3 o más cefálicas) necesitan ortesis importantes. La mayoría de ellos apenas salen de la casa y en la edad adulta están sentados constantemente. Los objetivos de la ortesis han de ser claros en cada nivel de edad. En los primeros años de la infancia se puede conseguir que los niños estén de pie y anden con ayuda de una ortesis, porque la energía que se requiere para la marcha no es excesiva. Sin embargo, a medida que el niño va aumentando de talla muchos de los casos con lesiones altas pasan de ser ambulatorios, incluso por el exterior de la casa, a andar por la casa únicamente y otros a convertirse en pacientes sentados en silla de ruedas. Esto no debe atribuirse a un fallo de la ortesis sino al aumento de la energía que se requiere para andar, que determina que la marcha no sea práctica. Aun así es importante la utilización de ortesis en la infancia para conseguir que el niño se ponga de pie y sea independiente; incluso cuando se supone que muchos de estos pacientes acabarán desplazándose en una silla de ruedas, es muy ventajoso que hayan conseguido estar de pie durante los años formativos.

Entre las ventajas que proporciona la posición de pie en el niño hay que incluir la estabilidad de la cabeza y el tronco, una disminución de las contracturas articulares, una disminución de las úlceras de decúbito producidas al arrastrarse o al estar sentados, un mejor drenaje urinario y una disminución de la osteoporosis y de las fracturas por sobrecarga.

Al estar de pie y andar, mejoran también la propia personalidad del niño y la relación con sus semejantes, pues la posición facilita la educación y la socialización.

Aunque están relacionados entre sí, pueden distinguirse los problemas propios de cada nivel del miembro inferior y su tratamiento.

Pie

Las deformidades del pie son frecuentes en el mielomeningocele; su forma es variable y a veces se puede predecir el tipo de deformidad que desarrollará un pie



Figura 2.5. Pies equino-varos neurógenos del mielomeningocele.

basándose en el nivel de la lesión. No siempre se sigue esta regla. Así, en cualquier nivel de lesión el pie puede tener una deformidad en equino-varo (fig. 2.5), cuyo aspecto es similar al pie zambo de la artrogriposis; esta deformidad, que puede considerarse neuropática, se observa ya en el momento del nacimiento. Los pies equino-valgos se producen en lesiones de nivel L3 y superiores y los pies talo-valgos (fig. 2.6b) en algunos niños con nivel L4 y en todos los de nivel L5. En las lesiones por encima de D12 el pie es completamente flácido.

El objetivo principal del tratamiento es conseguir y mantener un pie plantígrado. El hecho de que el niño no vaya a andar no contraindica la corrección de una deformidad, puesto que es importante conseguir que incluso los niños que no caminan puedan utilizar todo tipo de calzado. Un pie plantígrado, que se apoya bien en una silla de ruedas, hace más práctico y cómodo su uso y ayuda a evitar las úlceras por decúbito en los muslos y las nalgas, mientras que un pie deformado puede requerir calzado especial y apoyos diferentes en silla de ruedas.

Las ortesis no corrigen las deformidades ya establecidas, pero ayudan a mantener la corrección obtenida con medidas ortopédicas conservadoras o quirúrgicas. Es importante el uso de una ortesis postoperatoria durante el período de crecimiento del niño, para



Figura 2.6. Deformidades en flexión de la cadera (con aumento secundario de la lordosis lumbar), genu valgo y pies talo-valgos.

evitar las recidivas producidas por el crecimiento asimétrico, las alteraciones en el equilibrio y la potencia muscular, la acción de la gravedad y el peso.

Rodilla

La deformidad más común de la rodilla es la contractura en flexión, que suele ser progresiva, especialmente en los pacientes que no andan o están en silla de ruedas. Cuando la flexión es superior a 20° no permite la colocación de ortesis. Cuando hay una tendencia a que se produzca esta deformidad se coloca un bitutor largo, que ha de ser lo más ligero posible (de plástico y metal). Cuando la contractura ya está constituida deberá corregirse quirúrgicamente, en general mediante una osteotomía supracondílea femoral. Después de la operación es conveniente usar un bitutor para evitar la recidiva.

Otra deformidad frecuente es el genu valgo, provocado por la tendencia a andar con el miembro en rotación externa (fig. 2.6b). Puede requerir asimismo el uso de bitutores preventivos o una corrección quirúrgica por osteotomía femoral.

Cadera

El desequilibrio muscular en los mielomeningoceles con nivel L1 y L2, por la acción sin oposición de los flexores de la cadera, provoca, en un elevado número de casos, una luxación precoz de la cadera que en principio se trata mediante férulas en abducción. En las lesiones más bajas (L3-L4), con parálisis de los abductores de cadera, se puede producir una deformidad en valgo del cuello femoral, displasia acetabular y luxación tardía; en estos casos puede estar indicado un trasplante del psoas ilíaco (fig. 2.7).



Figura 2.7. a. Mielomeningocele de nivel L3. Subluxación de la cadera derecha. b. Corrección de la tendencia luxante por trasplante del psoas iliaco al trocánter mayor y osteotomía varizante del fémur.

Los niños con lesiones de nivel L1-L2 tienen unos flexores de la cadera muy débiles y generalmente no son capaces de andar con un bitutor largo; pueden hacerlo con una ortesis con una banda pélvica articulada en las caderas y con un mecanismo de marcha recíproca, que combina la flexión de una cadera con la extensión de la opuesta. Estas ortesis se construyen con polipropileno amoldado.

Distrofia muscular de Duchenne

Desde que la poliomielitis dejó de ser un problema epidémico en los países desarrollados, otras enfermedades musculoesqueléticas han ocupado la atención de pediatras, cirujanos ortopédicos, fisioterapeutas y ortésicos. Aunque numéricamente no representan un problema mayor, las enfermedades musculares y, en particular, las distrofias musculares forman un grupo importante en este contexto.

Las distrofias musculares son enfermedades miopáticas degenerativas primarias determinadas genéticamente. En la distrofia infantil clásica de Duchenne, el gen defectuoso es transportado por la mujer y la enfermedad es transmitida sólo al varón (tipo de herencia recesiva ligada al sexo). La enfermedad de Duchenne en las niñas es muy discutible y, en todo caso, rara; en general son formas más leves; algunas son portadoras del gen que manifiestan signos menores de la enfermedad.

El carácter común de las distrofias musculares es la abiotrofia con atrofia y debilidad subsiguiente de la

musculatura estriada: la musculatura de la columna, de los hombros y de las caderas se afecta con mayor frecuencia, antes y más intensamente. Las distrofias se caracterizan por un curso clínico progresivo, sin signos de afectación del sistema nervioso. Además de los problemas del aparato locomotor, estos pacientes pueden presentar otros trastornos primarios y secundarios que requieren atención clínica y cuidados específicos.

Síntomas

Excepto en el caso de las miopatías congénitas, en las formas infantiles, que son las más frecuentes (distrofia muscular de Duchenne), los síntomas aparecen alrededor de los 3 a 5 años, en cuyo momento ya ha habido una pérdida apreciable de masa muscular (más del 33%), que afecta clínicamente la función. La debilidad muscular produce además desequilibrios musculares y contracturas secundarias. Aunque los primeros músculos que se debilitan son los de la cintura escapular, en general se manifiesta clínicamente en primer lugar la afectación de los músculos extensores de la cadera, con disminución de su función estabilizadora pelvifemoral y contractura en flexión. Se observa torpeza en la marcha, caídas frecuentes, dificultad para subir escaleras y para levantarse del suelo.

Examen clínico

El examen de los niños muestra debilidad simétrica, con atrofia de los músculos de las cinturas escapular y pélvica, del abdomen y del cuádriceps. La contractura en flexión de las caderas produce un aumento de la



Figura 2.8. Tres fases sucesivas del proceso de levantarse del suelo de un niño con distrofia muscular progresiva.

lordosis lumbar. La tirantez de los tendones de Aquiles llega a producir equinismo. La debilidad del cuádriceps no permite que el niño se levante del suelo, excepto trepando sobre sus propias piernas (signo de Gower) (fig. 2.8). La mayoría de los músculos débiles tienen un aspecto atrófico, excepto las pantorrillas, donde se puede ver precozmente hipertrofia y más adelante pseudohipertrofia (fig. 2.9). El avance de la debilidad muscular es constante y puede acelerarse por la inmovilización prolongada.

Deformidades

La debilidad muscular, las contracturas tendinosas y las alteraciones de la postura ocasionan una secuen-

cia de trastornos mecánicos que conducen a deformidades, que muchas veces son típicas. En la distrofia muscular de Duchenne se produce una posición en lordosis lumbar, abducción y flexión de las caderas, flexión de las rodillas, equinismo de los tobillos y cavovaro de los pies (fig. 2.10).

Orientación del tratamiento

En el tratamiento de esta enfermedad tienen una importancia capital la orientación y la asistencia de los problemas psicológicos y sociales del niño y de su familia, como soporte del tratamiento físico que se realice en cada momento. El programa de rehabilitación se ha de dirigir para que los pacientes mantengan



Figura 2.9. Seudohipertrofia de los gemelos.



Figura 2.10. Deformidades típicas de la distrofia muscular de Duchenne.

su funcionalismo y su independencia física así como sus posibilidades vocacionales, ofreciendo al propio tiempo un soporte psicosocial durante las diversas fases de su enfermedad.

La posibilidad de realizar las actividades de la vida diaria está condicionada por los factores debilidad muscular, desequilibrio y contracturas. La estimación periódica de estos factores y de su repercusión funcional permite ordenar la actividad y el ejercicio diario de estos pacientes y, además, establecer el oportuno tratamiento ortésico, fisioterápico y quirúrgico, así como evaluar sus resultados. La cronología es importante en la elección del tratamiento de la distrofia muscular. Cada procedimiento terapéutico tiene sus indicaciones precisas.

Clasificación funcional

Puede ser de utilidad clasificar los pacientes en una escala con diez niveles (Vignos y cols.) que da una idea de su capacidad funcional:

1. Anda y sube escaleras sin ayuda.
2. Anda y sube escaleras con la ayuda de una barandilla.
3. Anda y sube escaleras lentamente con la ayuda de una barandilla.
4. Anda, pero no sube escaleras.
5. Anda sin ayuda, pero no puede subir escaleras ni levantarse de una silla.
6. Anda con ayuda o con ortesis.
7. En silla de ruedas. Se sienta recto. Puede reali-

zar las actividades de la vida diaria en silla de ruedas o en la cama.

8. En silla de ruedas. Se sienta recto. No puede realizar las actividades de la vida diaria en silla de ruedas o en cama sin ayuda.

9. En silla de ruedas. Necesita un soporte para sentarse recto. Actividades de la vida diaria mínimas.

10. En cama. No puede realizar actividades de la vida diaria sin ayuda.

En los niveles 1, 2 y 3 sólo se requiere el estiramiento de las contracturas de los miembros inferiores. Las actividades funcionales proporcionan un ejercicio activo suficiente. Entre los niveles 5 y 6 se requiere cirugía y ortesis, puesto que es cuando empeoran las contracturas, se presentan más dificultades con las actividades antigravitatorias y el paciente puede perder su capacidad para mantenerse de pie y para la marcha independiente. Las ortesis son en cambio un estorbo en las fases más iniciales. La necesidad de estas medidas se hace más inminente cuando el niño comienza a ayudarse con los brazos (apoyándose en los muebles o en las paredes) para la marcha.

Rehabilitación

Los principios generales de la rehabilitación son:

1. Mejorar la potencia muscular.
2. Evitar y corregir las contracturas.
3. Potenciar la eficiencia en las actividades de la vida diaria.

Las medidas utilizadas pueden ser de fisioterapia y terapéutica vocacional, ortésicas y de cirugía ortopédica.

Cirugía ortopédica

La cirugía ortopédica no es más que un momento en el tratamiento total del paciente con una enfermedad de esta naturaleza. Sin embargo, la indicación y el momento oportuno de esta cirugía electiva son muy importantes. Si las contracturas de los miembros inferiores van en aumento, con deformidades en los pies (equino-varo) y con una báscula pélvica (por las contracturas en flexión de las caderas), la base de soporte se hace inestable y llega a perderse la capacidad para la marcha. La cirugía no puede postergarse de este punto porque, con raras excepciones, una vez que el paciente ha de utilizar la silla de ruedas, no vuelve a andar. Si se descubren los signos incipientes de dificultad para andar y se corrigen quirúrgicamente las deformidades que alteran el equilibrio, se puede prolongar la deambulacion. Algunos casos de escoliosis, que

se desarrolla en el momento en que los niños con distrofia tipo Duchenne han de utilizar una silla de ruedas, tienen tratamiento quirúrgico.

Fisioterapia

La fisioterapia comienza con medidas posturales para prevenir las deformidades. Asimismo, hay que ejercitar los músculos débiles y estirar los músculos contracturados, para evitar una atrofia difusa por de suso. Hay que mantener una buena alineación y el apoyo estable del cuerpo; así, es fundamental evitar el equinismo (que puede ser un factor decisivo para que el niño deje de andar), la contractura en flexión y abducción de las caderas (tensor de la fascia lata, glúteo mediano) y la contractura en flexión de las rodillas.

Ortesis

Las ortesis y otros aparatos de ayuda pueden evitar deformidades y mantener a estos pacientes ocupados y bien ajustados durante más años. Frecuentemente se usan férulas nocturnas para prevenir las deformidades; tienen poco valor cuando éstas ya se han producido. Las férulas cortas de la pierna pueden provocar o aumentar una contractura en flexión de las rodillas, por la tendencia de los pacientes a flexionar las rodillas para aliviar la tensión de los gemelos. Por ello son aconsejables las férulas largas.

Las ortesis contribuyen también a mantener una alineación apropiada para la marcha. Así, es esencial que los pies tengan un apoyo plantigrado, pues la afectación de los hombros no permite el uso de muletas con seguridad. Pueden utilizarse ortesis cortas para evitar la caída del pie o bien ortesis largas con apoyo isquiático y con articulación en la rodilla. Dada la gran debilidad motora, los materiales utilizados para las ortesis han de ser a la vez ligeros y resistentes: la solidez de los plásticos delgados y ligeros (p. ej., propileno de 5 mm) puede incrementarse insertando fibras de carbono en el molde termoplástico. El diseño y la forma final de los aparatos se han de analizar para conseguir una función ortésica óptima, por ejemplo, para que no impidan los movimientos laterales del tronco, necesarios para la marcha, porque compensan la debilidad de los músculos abductores de las caderas. Muchos pacientes presentan problemas particulares que limitan la utilización de ortesis modulares y de diseño comercial y requieren ortesis fabricadas enteramente a su medida.

Rehabilitación de la parálisis cerebral

3

Generalidades

Las consecuencias de las lesiones cerebrales en la infancia comprenden desde la curación aparente o real hasta la muerte. Entre estas posibilidades extremas se encuentran distintos síndromes o secuelas que, desde el punto de vista pediátrico, se engloban en las llamadas encefalopatías estáticas. Según el predominio de unos signos clínicos sobre otros, habrá síndromes de tipo sensorial (déficit visual o déficit auditivo y de lenguaje). En otros cuadros predominan el déficit intelectual (síndrome de retraso mental) o las crisis epilépticas. Cuando coexisten síndromes neuropsicológicos de grado leve suele hablarse de disfunción cerebral mínima (DCM), en la que se aprecian trastornos perceptivos motores, déficit de atención y posibles trastornos de conducta.

El término parálisis cerebral se reserva a los síndromes caracterizados por un trastorno predominante del tono, la postura y el movimiento, secuelas de una alteración del sistema nervioso central en desarrollo.

Etiología

Ya William J. Little (1861), en su presentación a la Sociedad de Obstetricia de Londres, hacía hincapié en «la influencia del parto anormal, laborioso, el naci-

miento prematuro y la asfixia del neonato en la condición física y mental del niño, especialmente en relación con las deformidades». Más adelante, Freud (1897), publicó la clínica de las parálisis cerebrales infantiles en una descripción básicamente clínica. Entre 1896 y 1907 se ampliaron las publicaciones sobre el tema hasta 320 autores. Hubo que esperar el final de la segunda guerra mundial para asistir a la aparición de organizaciones dedicadas a la atención de los paralíticos cerebrales: *British Council for Welfare of Spastics* (1946) y Academia Americana de Parálisis Cerebral (1947).

En 1956, Tardieu propuso el término de *infirmité motrice cérébrale* (IMC), señalando la necesidad de conservación del nivel mental, en contra del concepto anglosajón más amplio de parálisis cerebral. En nuestro ámbito hay que señalar la inauguración en 1961 de un centro específico para la atención a los paralíticos cerebrales (Centro Piloto de Parálisis Cerebral de Montjuich). En el sector público de la Sanidad se creó, en 1966, una sección de parálisis cerebral en el Departamento de Rehabilitación de la Ciudad Sanitaria del Valle Hebrón de Barcelona. En esta sección hemos visitado, desde esa fecha, a más de 3 500 niños, de los cuales aproximadamente la mitad cumplía el requisito de la definición estricta de parálisis cerebral.

En la primera época, las etiologías más frecuentes se debían a trastornos y distocias del parto y anoxias cerebrales severas y, en menor porcentaje, a causas

prenatales y posnatales. En la actualidad, con la mejora de la asistencia en el embarazo y el parto, han aumentado proporcionalmente las causas prenatales y posnatales, aunque la prevalencia global de la parálisis cerebral permanece estacionada, tanto en nuestra casuística como en la de la mayoría de los autores, en alrededor de 2 por 1 000 nacidos vivos. Hay que resaltar el aumento de causas posnatales del tipo del traumatismo craneal en la infancia, que aunque ocurran en niños entre 3 y 14 años, desde el punto de vista terapéutico pueden englobarse en las poblaciones clásicas de parálisis cerebral. Sin embargo, la causa más frecuente de parálisis cerebral en los países desarrollados, y el nuestro empieza a serlo, es la diplejía espástica o, clásicamente, síndrome de Little debido a hemorragia periventricular en prematuros.

Clínica

El modelo de historia clínica en una parálisis cerebral puede ser: pediátrico, neurológico, ortopédico, psicológico y rehabilitador.

El objetivo de la historia rehabilitadora (que es el que seguimos) pretende no sólo describir los síntomas y signos secuelas de la lesión cerebral, sino constituirse en una verdadera evaluación, base de partida del programa terapéutico rehabilitador.

Anamnesis

Es importante determinar el motivo de la consulta, tanto desde el punto de vista médico como familiar (antecedentes de riesgo neonatal o preocupación familiar por el frecuente retraso psicomotor asociado). El diagnóstico y el tratamiento previos confirmarán y valorarán su eficacia. La situación sociofamiliar en que se encuentra el niño reviste un interés primordial.

Antecedentes familiares

Además de los posibles antecedentes neuropáticos familiares, se procurará información detallada del embarazo, el parto y el período neonatal. En ocasiones, la etiología es posnatal y, en general, la historia pediátrica del niño nos servirá para una mejor valoración del caso.

La historia del desarrollo la dividimos en cinco apartados:

1. *Desarrollo motor.* Incluye el control de cabeza, sedestación, gateo y marcha.

2. *Desarrollo funcional.* Comprende el estudio de la capacidad de prensión, la alimentación y el vestido, el control de esfínteres y, en general, el grado de independencia en las actividades de la vida diaria.

3. *Desarrollo de la comunicación.* Valora tanto la comunicación no verbal (sonrisa, gestos, etc.), como la verbal (fonema, palabra y frase).

4. *Desarrollo psicológico.* Intenta valorar la relación maternofilial, el carácter y la conducta del niño y la edad mental atribuible, comparativamente, por la familia.

5. *Desarrollo social.* Incluye el grado de integración escolar, juego-tiempo libre y, en etapas posteriores, las posibilidades laborales.

Exploración

Debe incluir tres grandes áreas:

1. *Estado general y morfología.* Comprende datos pediátricos y examen de cabeza, facies y otras posibles alteraciones morfológicas que nos harán pensar en posibles etiologías neonatales.

2. *Examen neuropsicológico.* Se inicia con el examen del estado de la conciencia y de la vigilia, el estudio sensorial aproximado de la visión, la audición y el lenguaje, así como las gnosias y praxias. En esta área se debe valorar el grado de contacto y colaboración del niño.

3. *Examen neuromotor.* Dada la definición, que aceptamos, de parálisis cerebral, será el trastorno predominante a estudiar. Se iniciará con el estudio de los reflejos y las reacciones primitivas, cuya persistencia o resolución en el tiempo serán un signo de inmadurez, aunque no definitivo, en el diagnóstico de parálisis cerebral. El examen de los reflejos clínicos y de la sensibilidad confirmará el origen central del trastorno neuromotor. El estudio del tono muscular es una pieza esencial para poder diferenciar las distintas formas clínicas según el tipo motor. Las hipertonías de tipo rígido o espástico, las hipotonías, su distinta distribución según los grupos musculares y, finalmente, las distonías (variaciones lábiles del tono). El estudio de la postura y sus trastornos en decúbito supino, sedestación o bipedestación nos demostrará las repercusiones de las alteraciones tónicas sobre el control postural. Además de mantener una postura, el niño necesitará realizar cambios posturales y desplazamientos que serán estudiados en función de la edad, del grado de integración neuromotor y de la posibilidad de ayudas manuales u ortopédicas. En los niños mayores, el estudio de la movilidad activa analítica se hará teniendo

do en cuenta la diferencia con la valoración en afecciones del tipo de la poliomielitis. Finalmente, el examen ortopédico informará sobre las repercusiones de las alteraciones citadas en el aparato locomotor, en el que pueden hallarse desde retracciones de partes blandas hasta auténticas deformidades ortopédicas que se irán instaurando a lo largo del período de crecimiento del niño

Diagnóstico-clasificación

Una vez comprobada la no evolutividad del cuadro, no bastará con etiquetarle al niño el diagnóstico de parálisis cerebral. Entre las clasificaciones propuestas parece razonable agruparlas en cuatro apartados.

1. *Etiología*. Prenatal, connatal, posnatal y no aclarada.
2. *Topografía*. Hemiplejía, diplejía y tetraplejía.
3. *Tipo motor*. Motilidad primitiva, espástica, distónica-atetósica, atáxica, hipotónica y mixta.
4. *Grado de afectación*. *Leve*: signos patológicos sin alteración funcional. *Moderada*: signos patológicos con alteración funcional. *Severa*: signos patológicos que imposibilitan la función.

Exámenes y consultas complementarias

Para completar este examen clínico, en ocasiones será necesario recurrir a estudios:

- Estudios neuropediátricos: genéticos, metabólicos, etcétera.
- Estudios neurofisiológicos y de neuroimagen: EEG, TAC, RMN.
- Examen oftalmológico y logofoniatrico.
- Examen radiológico.

Consulta, si procede, con el equipo de cirugía ortopédica.

Observación y valoración terapéutica

Dada la dificultad de una evaluación completa en una primera visita, es recomendable completar la observación con la información procedente de las áreas terapéuticas, ya sea en fisioterapia, en terapia ocupacional y en la situación psicopedagógica. Este primer paso dará idea de si puede plantearse un auténtico estudio psicométrico del niño que oriente las posibilidades escolares. Se confirmará la situación sociofamiliar a través del estudio de la asistencia social, que nos informará asimismo sobre los recursos comunitarios en el área de residencia del niño.

Programa terapéutico

Una primera condición es la de ser realista, lo cual quiere decir, el planteamiento de unos objetivos razonables a alcanzar. Desde el nihilismo terapéutico hasta los métodos que propugnan curaciones milagrosas se partirá de la irreversibilidad de la lesión cerebral, pero al mismo tiempo, basándonos en la posibilidad de suplencias cerebrales y en la demostrada prevención de deformidades, buscaremos las mejoras funcionales para una mayor calidad de vida del discapacitado paralítico cerebral. Otra condición del programa terapéutico es que ha de ser completo, con pretensión de atender a todas las necesidades del niño, aunque no dejará de tener en cuenta los recursos familiares y comunitarios que lo hagan realizable en la práctica.

Organización del tratamiento según la edad

Nos parece aconsejable sistematizar el tratamiento en las distintas etapas de la vida. Así hablaremos de tratamiento precoz (0-3 años), que es el realizado a través de la familia con técnicas de fisioterapia global tipo Bobath, con una auténtica estimulación psicomotriz y en el marco de una relación psicológica adecuada. En la etapa de 3-6 años es cuando la fisioterapia con métodos variables pretende corregir y minimizar el trastorno neuromotor. Se introduce la terapia ocupacional (actividades de la vida diaria). La logopedia y las ayudas a la comunicación pretenderán el inicio de la sociabilidad en el parvulario que, si es posible, se efectuará en un medio integrado. El tratamiento en la etapa 6-14 años tendrá como prioridad la escolaridad, especial o no, la insistencia en la terapia ocupacional, y la fisioterapia, que generalmente tendrá un papel de mantenimiento; se estudiará la necesidad de ayudas ortopédicas y los posibles sistemas alternativos a falta de un lenguaje oral. En la etapa de la adolescencia será el momento de determinar las posibles intervenciones con «cirugía definitiva»: en función del grado de escolaridad y de la posibilidad de integración, se valorarán las oportunidades laborales y, si es necesario, las ayudas psicológicas y la ocupación del tiempo libre, etc.

Ayudas ortopédicas en la parálisis cerebral

Generalidades

1. La ortesis o ayuda ortopédica utilizada en la parálisis cerebral debe estar integrada en el proceso

Cirugía paliativa de las parálisis espásticas

4

Siempre hemos entendido la cirugía paliativa de los pacientes con secuelas neurológicas periféricas como un paso más hacia su recuperación funcional. Por ello consideramos que el objetivo prioritario de la cirugía es el de corregir en lo posible las actitudes viciosas de los diferentes segmentos de la extremidad inferior, con los objetivos de obtener un mejor funcionalismo de la extremidad y poner al paciente en condiciones de aprovechar al máximo las ortesis que sean indicadas y, al mismo tiempo, que dichas ortesis se adapten más fácilmente y sean mejor toleradas por parte del enfermo.

Antes de entrar en la descripción técnica de las intervenciones que practicamos habitualmente, queremos precisar dos conceptos, el primero de tipo filosófico y el segundo práctico, que creemos son necesarios para concretar y delimitar el tema de la «cirugía de las parálisis espásticas».

El primer concepto es que los pacientes no sufren parálisis, no siendo por tanto enfermos paralíticos. Por ello, los criterios que seguimos para las parálisis flácidas, como la poliomielitis o las parálisis de los nervios periféricos, no nos sirven. En un enfermo afecto de una parálisis flácida, ésta abarcará unos músculos o grupos musculares determinados, que hacen los balances totalmente, o casi, inequívocos.

El enfermo espástico tiene una disfunción, una pérdida de equilibrio muscular determinada por las alteraciones del tono y por las retracciones. De ahí que el balance muscular sea mucho más complejo y que la

cirugía que indiquemos deba contemplar el resultado no estático, sino dinámico de nuestra actuación (fig 4.1).

El segundo concepto que queremos precisar, como premisa práctica, es que en las intervenciones que

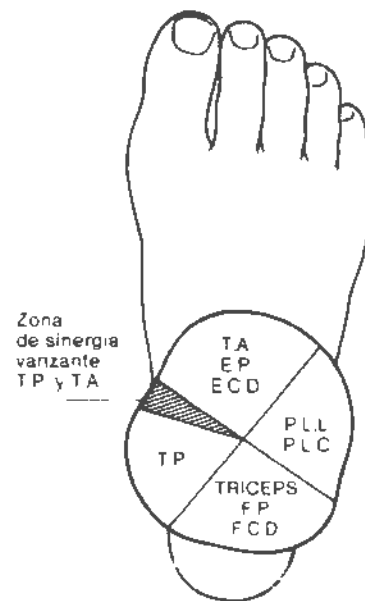


Figura 4.1. Esquema motor de la musculatura extrínseca del pie

efectuamos nunca eliminamos la acción de un músculo o de un grupo muscular, sino que, en todo caso, lo «debilitamos», cuando es preciso, pero nunca dejamos un músculo hipertónico o retraído, a cero. Con ello evitamos las hipercorrecciones.

Extremidad inferior

Durante la marcha se da el hecho de que actúan simultáneamente todos los elementos musculares que movilizan o estabilizan todas y cada una de las articulaciones de la cadena cinética que tiene su origen en la cadera (de proximal a distal) y su final en las articulaciones del antepié.

Por esta razón, la actitud viciosa o la deformidad de una articulación repercute directamente sobre las restantes: el ejemplo claro es el del pie equino (alarga la extremidad) que debe ser compensado mediante un flexo de rodilla y de cadera (acortan la extremidad).

Por esta razón, lo primero que hay que valorar es la actitud viciosa que llamaremos primaria (pie equino, rodilla flexa, etc.) y luego las secundarias. En ocasiones pueden coexistir las actitudes viciosas ya estructuradas en todos los niveles, por ejemplo, cadera flexa, rodilla flexa y pie equino.

Técnica quirúrgica

Describiremos someramente las diversas intervenciones que practicamos a nivel de cadera, rodilla y pie.

Cadera aducta

El músculo que conduce a la actitud en aducción de la cadera durante la marcha es el aductor mediano, o sea el más proximal de los aductores, que puede palpase perfectamente en la cara interna del muslo (fig. 4.2).

Efectuamos la miotomía del aductor mediano a cielo abierto, nunca percutánea por el riesgo que existe de lesionar vasos importantes como el cayado de la safena o el mismo paquete femoral. En el mismo acto quirúrgico llevamos a cabo la neurtomía de las dos ramas motoras del nervio obturador (anterior y posterior), con lo que evitamos la recidiva de la cadera aducta por hipertonia, una vez cicatrizada la masa muscular a través de un puente fibroso.

Cadera flexa

Es preciso hacer el diagnóstico diferencial entre la cadera flexa debida a los flexores que llamamos extrínsecos (recto anterior y sartorio), y la causada por el psoas iliaco, que conocemos como flexor intrínseco (fig. 4.3).

En el primer caso se practica la miotenotomía de los músculos citados por debajo de su inserción en la espina iliaca anterosuperior.

En caso de ser el psoas iliaco el causante de la flexión de la cadera, a través de un abordaje descrito por nosotros (anterointerno), procedemos a la tenotomía distal a nivel del trocánter menor.

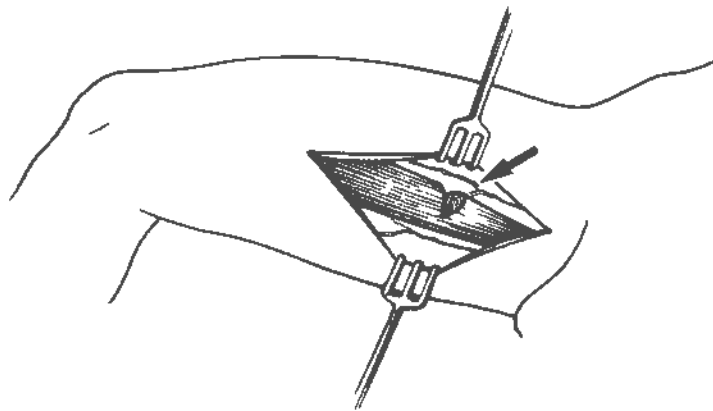


Figura 4.2. Miotomía del aductor mediano y neurtomía del obturador

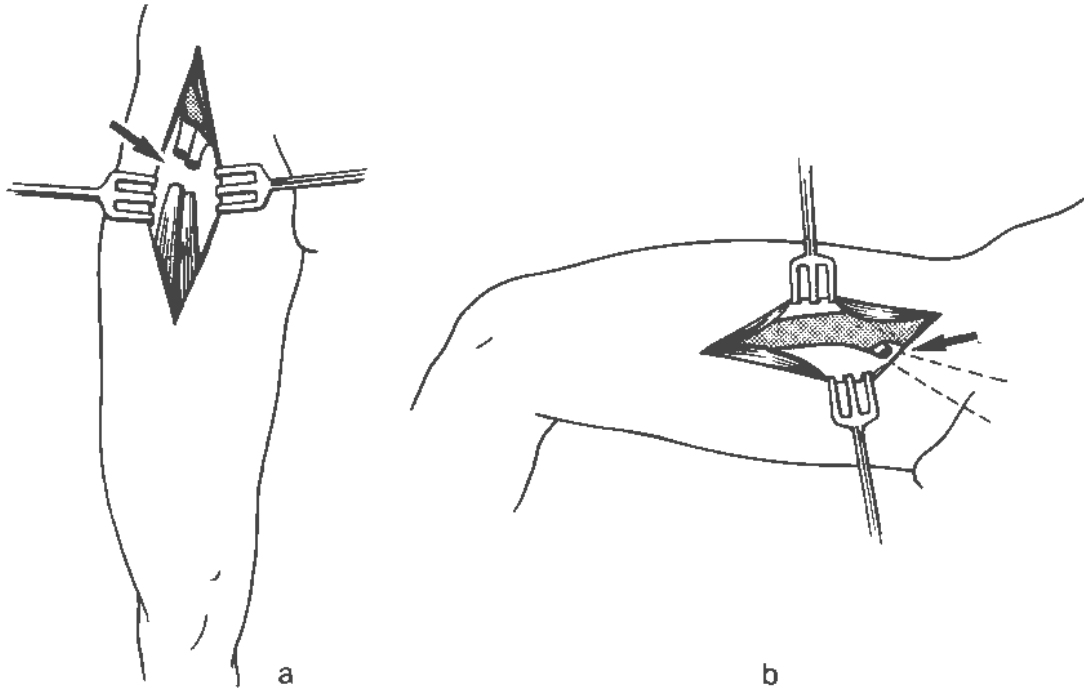


Figura 4.3. Cadera flexa a. Tenotomía del recto anterior y del sartorio. b. Tenotomía del psoas iliaco.

Cadera aducta-flexa

En el mismo acto quirúrgico se procede a la miotomía del aductor mediano, la neurotomía del obturador y la tenotomía de los flexores (recto anterior y sartorio o psoas iliaco).

Rodilla flexa

La rodilla flexa irreductible, activa o pasivamente, es una de las actitudes patológicas que más nos preocupan, ya que una vez retraídas las estructuras de la cara posterior de la articulación (alrededor de los 11 años de edad), difícilmente conseguiremos una extensión completa actuando sólo sobre partes blandas (cápsula articular y musculatura flexora). Por esta razón tiene prioridad de actuación, siempre y cuando, insistimos, sea irreductible pasivamente (fig. 4.4).

La rodilla flexa se debe generalmente a los músculos del compartimiento posterointerno; en ocasiones, sin embargo, puede afectar también la retracción del bíceps sural, es decir, el compartimiento externo.

La corrección se obtiene mediante la elongación escalonada de los músculos responsables, sin dejar solución de continuidad. Nuestro criterio no coincide con el de Eggers, que elimina completamente los flexores de la rodilla al pasarlos a los cóndilos femorales.

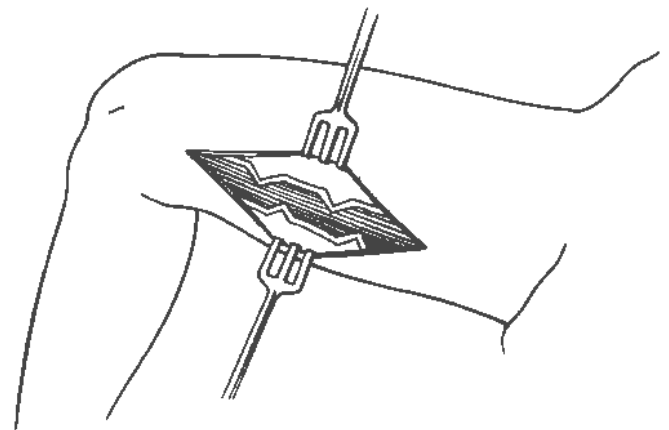


Figura 4.4. Rodilla flexa. Miotenotomías de los flexores de la rodilla.

Pie equino

El equinismo lo corregimos mediante la elongación del tendón de Aquiles. La técnica consiste en tenotomías parciales transversales, pasando la línea media, dos y una contralaterales, con el fin de conseguir una corrección del pie a 90° (fig. 4.5).

La escayola durante 3 semanas evitará la hipercorrección y la marcha activa durante este tiempo y hará

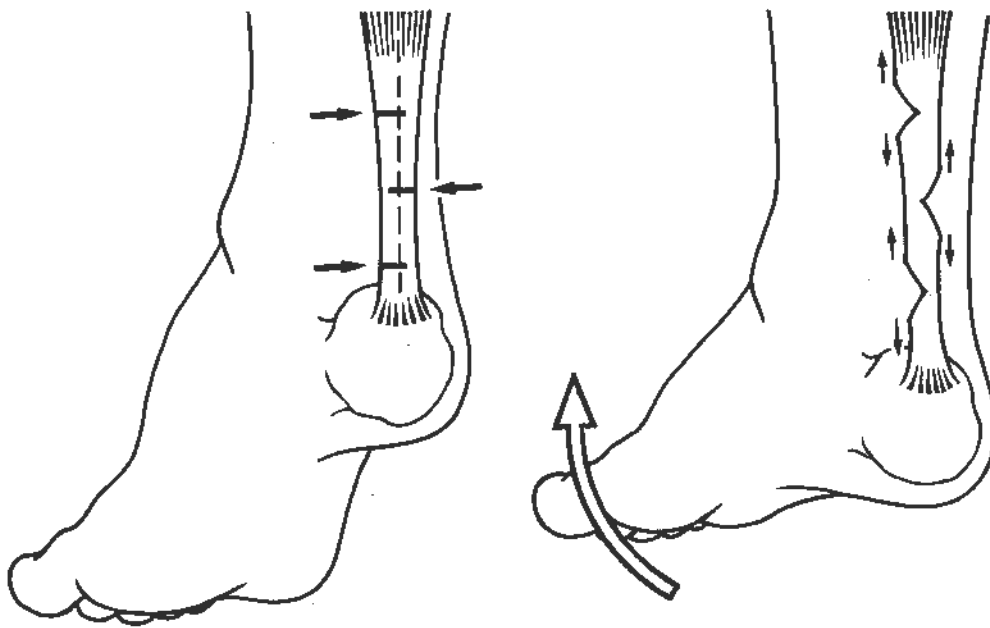


Figura 4.5. Pie equino. Elongación del tendón de Aquiles.

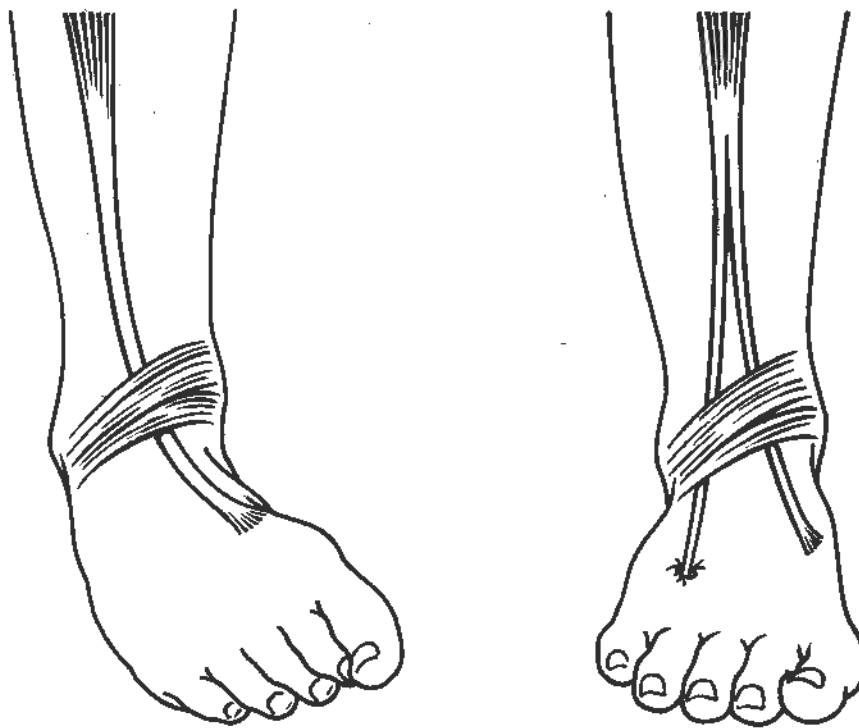


Figura 4.6. Pie equino-varo. Hemitrasplante del tibial anterior (según la técnica de Hoffer).

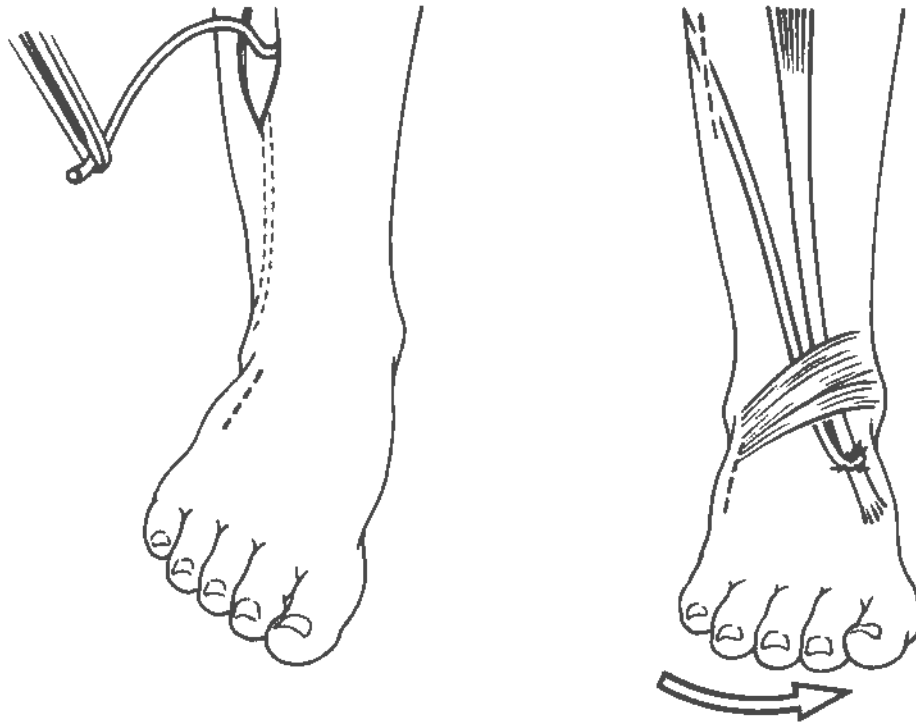


Figura 4.7. Pie equino valgo. Trasplante del peroneo lateral largo al tibial anterior (según la técnica de Frost).

que el vientre muscular (gemelos y sóleo) se alarguen, lo que precisa su tono patológico sin pasar del ángulo recto.

Pie equino-varo

La técnica completa consta de tres tiempos:

1. Elongación del tendón de Aquiles según la técnica descrita.
2. Tenotomías retromaleolares de tibial posterior, flexor propio del primer dedo y flexor común largo de los dedos.
3. Trasplante de la mitad longitudinal externa del tibial anterior a tercera cuña, según la técnica de Hoffer (fig. 4.6).

La mitad externa del tibial anterior será valguizante, mientras que la mitad interna en su inserción natural, con su componente varizante, evitará las hipercorrecciones.

Pie equino-valgo

Es menos frecuente que el equino-varo y nosotros lo consideramos como un intento de compensación, a expensas de la subastragalina y el tarso medio, del equinismo forzado (fig. 4.7).

La técnica consiste en.

1. Elongación del tendón de Aquiles.
2. Trasplante del peroneo lateral largo al tibial anterior, según la técnica de Frost.

Conclusiones

Insistiremos en el criterio de que la cirugía no debe ser un paso atrás, ni tan sólo una interferencia en el proceso de rehabilitación de estos pacientes.

Todas las técnicas descritas, excepto las de la cadera en que el postoperatorio inmediato se limita a una simple cura postural, permiten que el enfermo intervenido, gracias a una inmovilización mínima, tenga la posibilidad de una marcha activa.

La inmovilización consiste en un vendaje escayola do que el paciente llevará según cada intervención, pero que oscila entre 3 y 6 semanas como máximo.

Finalmente queremos dejar constancia de que esta cirugía no resuelve definitivamente los problemas de la marcha del enfermo espástico, pero sí le proporciona mayor comodidad y lo pone en condiciones más favorables de aprovechar las ortesis que le sean indicadas por el especialista.

Ortesis y ayudas para la marcha | 5

Ortesis antiequinias

Las ortesis antiequinias son dispositivos ortopédicos que tienen como misión evitar la caída del pie en equinismo. Unos sirven para normalizar la marcha y otros como ortesis posturales durante la noche.

Podemos distinguir dos grupos: las convencionales y las conformadas. Las primeras están construidas con elementos y articulaciones metálicas generalmente prefabricadas (muelle de Codivilla, bitutor corto, Klenzack, etc.). Las segundas se construyen a partir de moldes obtenidos sobre el miembro del paciente y termoconformando materiales plásticos (tipo "Rancho Los amigos", espiral de plexidur, etc.).

En la marcha normal distinguimos cuatro tiempos:

1. Apoyo posterior o de impulso.
2. Período oscilante o de elevación.
3. Doble apoyo anterior o de recepción.
4. Apoyo unilateral (fig. 5.1a).

En los pacientes afectos de una limitación de la dorsiflexión del pie (fig. 5.1b), existe una alteración de la marcha más acusada en el segundo y el tercer tiempos. En el segundo tiempo, para que el pie no contacte con el suelo se debe flexionar la cadera y elevar la rodilla. En el tercer tiempo la rodilla se hiperextiende para que el pie apoye plano en el suelo.

Para vencer la dificultad de adelantar la pierna, los hemipléjicos con frecuencia realizan un movimiento de circunducción del miembro afectado (marcha en guadaña). Para realizar el impulso, el miembro sano se ayuda de una inclinación lateral del tronco hacia el lado paralizado (fig. 5.1c).

Indicaciones

Cuadros clínicos en los que hay una limitación de la dorsiflexión del pie. Esta limitación obedece generalmente a una causa paralítica que puede ser: total o parcial, flácida o espástica.

- Hemiplejías por accidentes vasculares cerebrales (ictus).
- Secuelas de parálisis flácidas: poliomielitis, mielo meningocele, etc.
- Retracción del tendón de Aquiles en la parálisis cerebral infantil.
- Lesiones del nervio ciático poplíteo externo: traumatismos, parálisis postinyección glútea, etc.
- Ayuda en el tratamiento rehabilitador postoperatorio.

Las ortesis metálicas son más resistentes y por ello están más indicadas en los casos en que hay espastici-

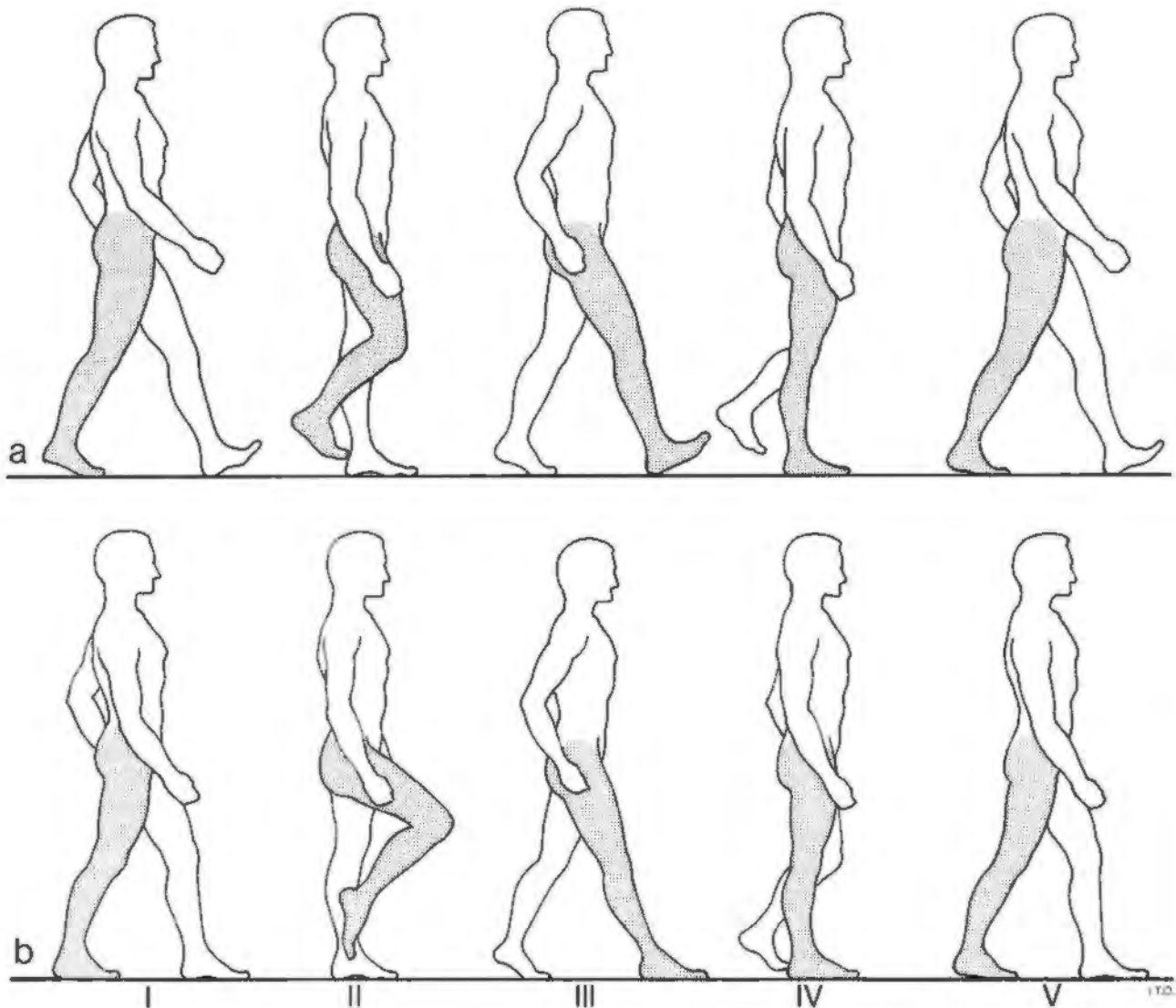


Figura 5.1 a y b

dad, pero tienen bastante peso y poca aceptación por el aspecto cosmético.

En las parálisis flácidas están indicadas las férulas modulares que son ligeras, adaptables y de mejor apariencia estética.

Al prescribir una ortesis antiequina es conveniente observar si existen desviaciones en el retropié. La deformidad en varo o valgo, cuando es reductible, puede tratarse mediante complementos adaptados a la ortesis, como cinchas en forma de «T». En los casos en que la deformidad es más rígida puede ser necesaria una corrección-estabilización quirúrgica del retropié.

Descripción de los aparatos

Muelle de Codivilla (fig. 5.2)

Es una ortesis construida con alambre de acero templado de 4 mm de diámetro conocido con el nombre de «cuerda de piano». La parte inferior o base de la ortesis queda alojada debajo de la suela del zapato entre la porción anterior del tacón y el enfranque, que es el segmento de la suela donde va alojado el cambrión. Por ambos lados del calzado, a 1/4 de su longitud

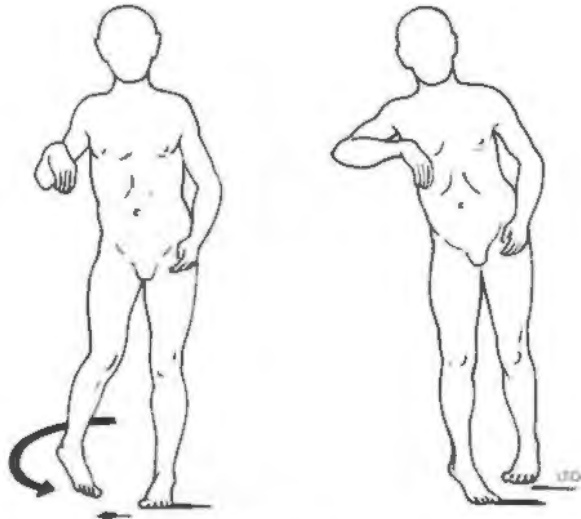


Figura 5.1 c

total, medido desde la parte posterior, el muelle sube verticalmente y, a la altura de la unión del tacón y la suela con el corte, forma unos bucles de una o dos vueltas de 25 mm de diámetro. Los alambres suben después verticalmente por ambos lados de la pierna y la parte superior se une a una abrazadera, de unos 4 cm de ancho, que contornea la parte posterior de la pantorrilla. El borde superior de dicha abrazadera queda situado sobre la pierna del paciente a 1 cm por debajo de la cabeza del peroné y va guarnecida con cuero, que se abrocha mediante Velcro u otro sistema.

Cuando el pie se separa del suelo durante la deambulación, por la acción de los muelles de la ortesis situados a ambos lados del zapato, se levanta activamente en una posición ligeramente forzada de dorsiflexión, lo que permite al paciente pasar el pie sin rozar la punta con el suelo y sin levantar la rodilla en exceso (fig. 5.3).

Esta ortesis da buen resultado en las parálisis flácidas, especialmente en las que no existen desviaciones laterales. Puede usarse con zapatos bajos que tengan la suela de cuero y es preferible que en pacientes masculinos el tacón sea de 2,5 cm de altura como mínimo y en pacientes femeninas que el tacón sea de base amplia y que tenga 4 o 5 cm de altura.

Bitutor antiequino (fig. 5.4)

Tiene la misión de evitar la marcha en *stepage* o en *guadaña* en los pacientes con un equinismo asociado a una espasticidad y/o a una desviación lateral del pie.

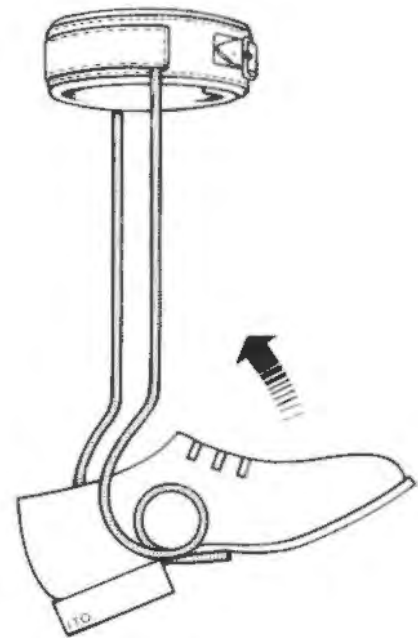


Figura 5.2



Figura 5.3

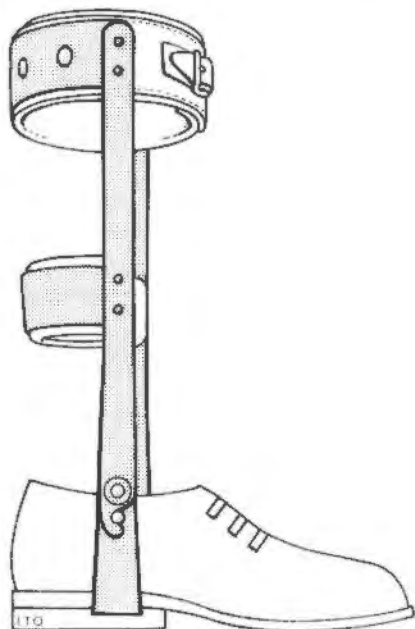


Figura 5.4

Es una ortesis más resistente que la descrita anteriormente, debido a los materiales que se emplean para su construcción: barras de duraluminio de $0,5 \times 2,5$ cm para los tutores medial y lateral, y pasamano de hierro o de duraluminio para los estribos, que se unen a las barras mediante una articulación mecánica.

El estribo en su base va remachado a la suela del calzado, y el eje vertical de sus lados medial y lateral coincide con el eje vertical que pasa por el centro de los maléolos tibial y peroneal. A la altura del eje transversal de dichos maléolos sobre el cual la articulación anatómica realiza los movimientos de flexoextensión, va situada la articulación mecánica manoaxial del dispositivo, que tal como muestra la figura 5.4, por la acción de su tope posterior y por la contrafuerza que ejerce la abrazadera de la pantorrilla situada a 1 cm por debajo del borde inferior de la cabeza del peroné, bloquea el movimiento de flexión plantar impidiendo de esta manera la caída del pie en equino (fig. 5.5).

Bitutor tipo Klenzack (fig. 5.6)

Tiene la misma función que el bitutor corto, o sea, evitar la caída del pie durante la marcha, pero así como aquél lo realiza de forma pasiva por medio del tope de la articulación situada a nivel de los tobillos, éste lo hace de manera activa, por la acción del muelle situa-



Figura 5.5

do dentro del mecanismo articular maleolar. Este mecanismo actúa sobre el estribo del aparato y lo obliga a un desplazamiento hacia arriba (fig. 5.7). La intensidad de este movimiento de elevación se puede regular, apretando más o menos el tornillo que está situado sobre el muelle y que funciona a modo de compresor de éste.

Terminada la ortesis, sus barras verticales y la base del zapato forman un ángulo agudo y móvil que va desde 85° a 75° , aproximadamente.

Cuando el paciente inicia la deambulación con la ortesis colocada, en el momento del choque del talón, se comprime el muelle de la articulación por la acción del peso del cuerpo y el pie se coloca a 10° de flexión plantar. Durante la fase de balanceo, con la extremidad totalmente descargada, actúa la fuerza del muelle que hace colocar el pie del paciente en posición neutra o en dorsiflexión de unos 5° , según sea más o menos intensa la espasticidad asociada.

Tanto en este aparato como en el bitutor corto pueden controlarse las desviaciones en varo o en valgo del tobillo. Las reductibles quedarán automáticamente compensadas por la acción de las dos barras verticales de la ortesis y la base transversal del estribo sobre el que va montado el calzado, merced a la resistencia del material de duraluminio en que están construidas, cosa que no sucede con el muelle de



Figura 5.6

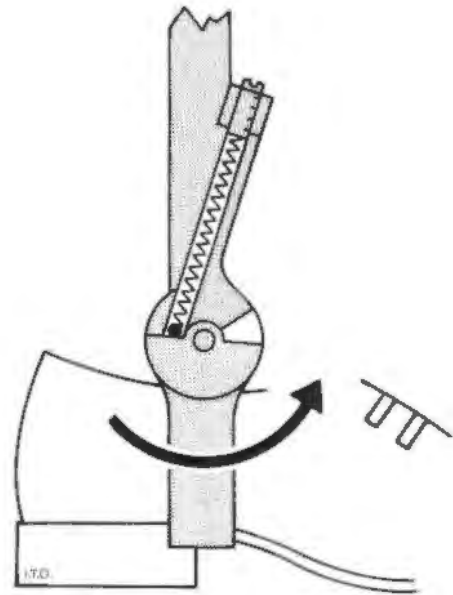


Figura 5.7

Codivilla por estar construido con cuerda de piano delgado, que no tiene la resistencia necesaria para ello.

Para la corrección de las desviaciones más rígidas, es necesaria la ayuda de una pieza accesoria, conocida con el nombre de cincha en forma de «T».

Dicha cincha, construida en cuero de curtido natural de unos 2 mm de grosor, se cose por su base a la línea que forma la unión del corte del calzado con la suela, en la zona correspondiente al alojamiento del talón del pie. Según se trate de corregir un valgo o un varo, se coloca en la parte medial o lateral del calzado hasta superar el nivel del tobillo. De cada extremo salen unas correas transversales que se unen mediante una hebilla sobre la barra vertical contralateral del aparato. La tensión más o menos fuerte de esta correa es la que procura la contención del valgo o varo del tobillo (fig. 5.8).

Para lograr una buena función de las ortesis anti-equinas son necesarias una cuidadosa toma de medidas y una correcta alineación.

Toma de medidas

La pierna del paciente se sitúa encima de un tablero. Entre la pierna y el tablero se pone un papel grueso. El tablero tiene una bisagra a la altura de la articulación de la rodilla que permite doblar el tablero y la rodilla a 90° en el momento de medir la rotación tibial. Para

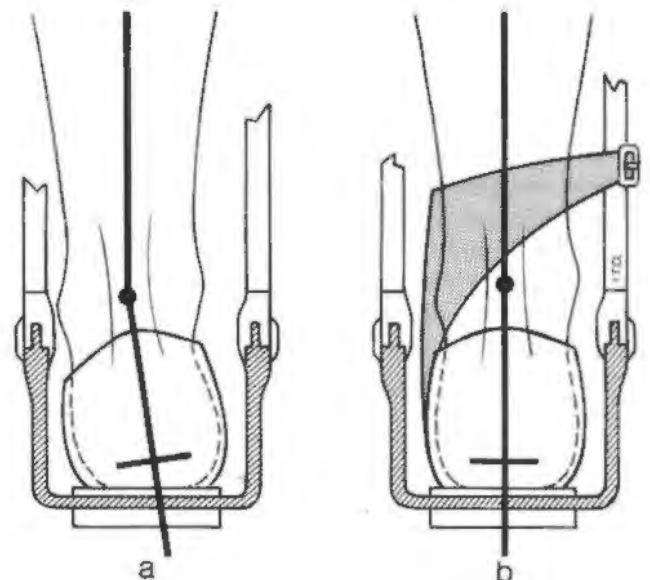


Figura 5.8

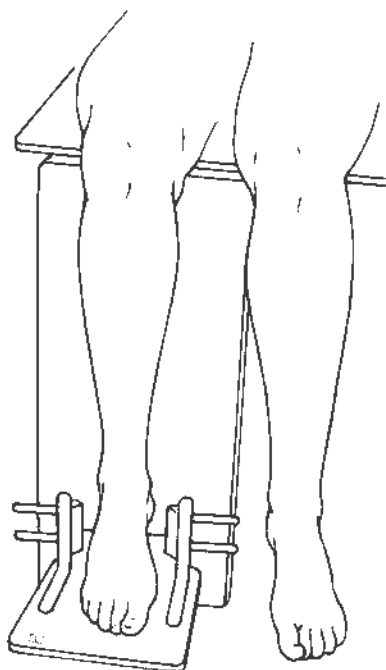


Figura 5.9

medir dicha rotación, en la parte inferior del tablero se halla situada una plataforma para apoyar la planta del pie lo mejor posible, que forma un ángulo de 90° en relación con el tablero. Por medio de unas guías laterales, dicha plataforma se acopla a la base del pie (fig. 5.9).

Con el tablero extendido obtendremos, con un lápiz de trazo grueso, el contorno de la pierna desde la parte medial de la rodilla hasta la parte lateral (fig. 5.10).

Con un lápiz dermatográfico se hacen las siguientes marcas sobre la pierna del enfermo:

1. Señal a 1 cm por debajo del borde inferior de la cabeza del peroné. Dicha marca se transfiere a la misma altura sobre el lado medial de la pierna.
2. Con la cinta métrica se miden 4 cm por debajo de la primera señal y se marca.
3. Marcamos también el centro de los maléolos tibial y peroneal en sentido tanto vertical como horizontal (quedará una cruz sobre cada uno de los maléolos).
4. En el lado externo del trazado y coincidiendo con la altura de las marcas señaladas anteriormente se dibujan un triángulo y, a su lado, una circunferencia.
5. Con un compás colocado horizontalmente a la base del pie, se mide el diámetro a nivel de cada señal y se anota dentro de los triángulos que se corresponden a cada señal.

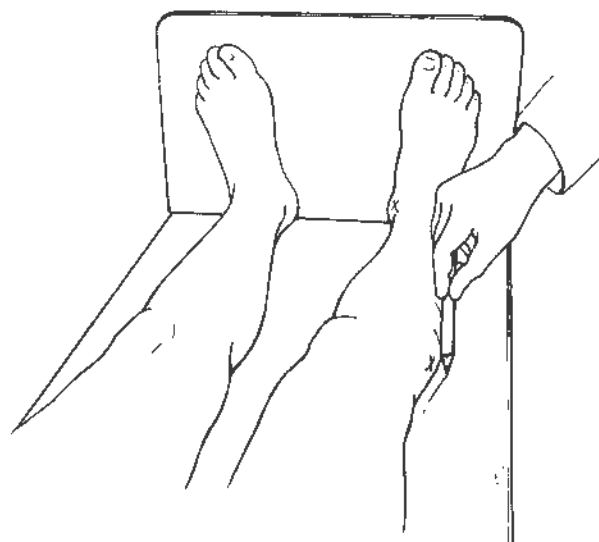


Figura 5.10

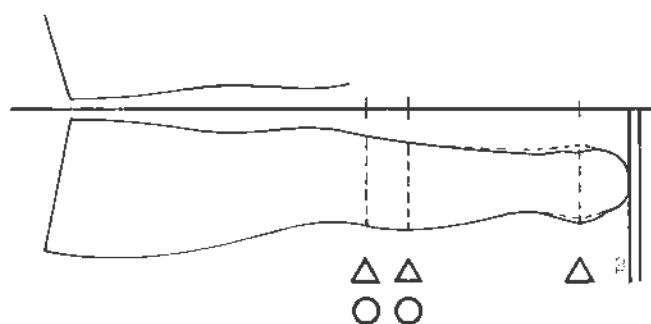


Figura 5.11

6. Con la cinta métrica y también a nivel de las dos marcas superiores, excepto la de los tobillos, se anotan las circunferencias dentro de los círculos correspondientes.

7. En la parte medial del trazado anotaremos en centímetros la altura desde la base del talón al centro horizontal del maléolo tibial, desde el maléolo a la segunda señal y desde ésta a la primera (fig. 5.11).

8. Con el pie del paciente colocado a unos 15° de rotación externa con respecto a la línea de progresión y el talón apoyado firmemente sobre el tablero, se mide la distancia desde el centro del maléolo interno al tablero y del centro del maléolo externo al tablero. La diferencia entre ellos nos indicará el grado de rotación tibial que debemos tener en cuenta para la correcta alineación del eje de la articulación mecánica de la ortesis.

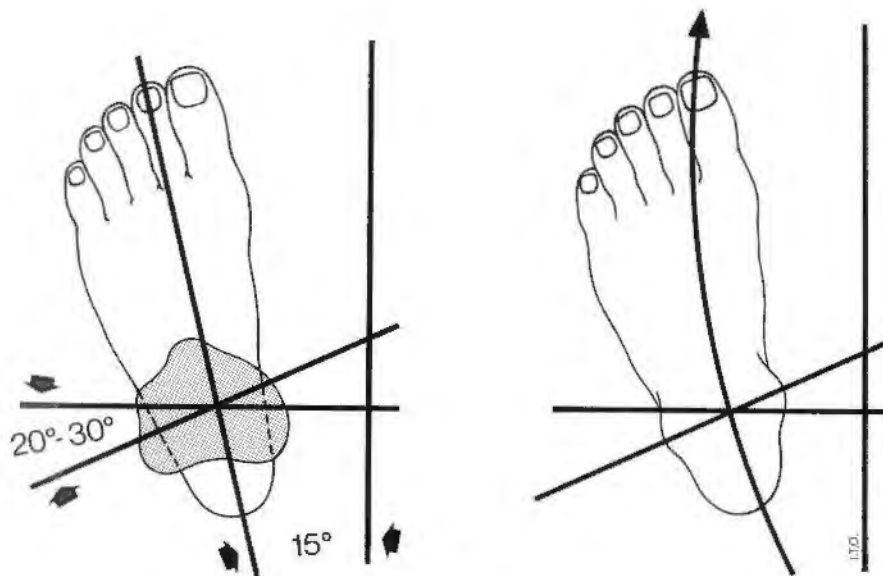


Figura 5.12

Con la información obtenida, dibujaremos un plano detallado para que el mecánico-ortésico pueda construir la ortosis.

La alineación de la ortosis se hace de forma transversal a la línea parasagital de la posición anatómica del paciente, y en relación al plano horizontal se respecta en la ortosis la posición de los ejes articulares anatómicos del paciente que se representan en la figura 5.12.

Férula tipo "Rancho Los Amigos" (fig. 5.13)

Pertenece al grupo de las ortosis de plástico conformado, llamadas así porque merced a su material y a su sistema de construcción se adaptan fielmente a la forma de la porción o de la totalidad del miembro cuya función o morfología pretenden ayudar o corregir. Fabricada con un polímero, llamado polipropileno, resulta por lo general ligera, cómoda y estética.

Para la construcción de este dispositivo procedemos, en primer lugar, a la toma del molde negativo de la pierna (fig. 5.14). Para ello el paciente está sentado con la rodilla flexionada a 90° y con el pie sobre una base de la misma altura posterior que la altura del tacón del zapato que usa el enfermo. Colocamos una calceta de algodón desde unos 10 cm por encima de la rodilla hasta la punta de los dedos, y sobre ella marcamos con lápiz copiador las siguientes señales:

- Línea horizontal a 1 cm por debajo del borde inferior de la cabeza del peroné.

- Contornos de los maléolos tibial y peroneal y parte más prominente de dichos maléolos.

- Cada una de las cabezas metatarsianas.

A continuación aplicamos las vendas enyesadas de la manera habitual y, antes de que fragüe la escayola, colocamos el pie del paciente sobre la base preparada, procurando que la pierna esté en ángulo recto al plano sagital y al frontal, y el pie en rotación externa de 15° en relación con la línea de progresión de la marcha.

Una vez fraguado el yeso, retiramos el molde negativo que nos servirá para obtener el positivo.

Alisada la superficie del molde positivo, sobre éste quedarán marcadas las señales que habíamos dibujado en la calceta. Se mide desde 5 cm por encima de la señal superior hasta sobrepasar 5 cm la punta de los dedos. Esto nos dará la longitud de la porción de plástico a cortar para la construcción de la férula. El ancho lo determinará el doble de la longitud de la circunferencia de la porción más gruesa del molde. El trozo de plástico cortado se introduce en un horno hermético de calefacción por aire y se calienta hasta 180°C .

A esta temperatura, el polipropileno queda transparente y blando. Mientras se calienta el plástico, se dibuja sobre el positivo la forma de la férula. El borde superior de la ortosis hace un arco descendente sobre la porción superior de la pantorrilla, y los laterales quedan a la altura de la señal inferior a la cabeza del peroné.

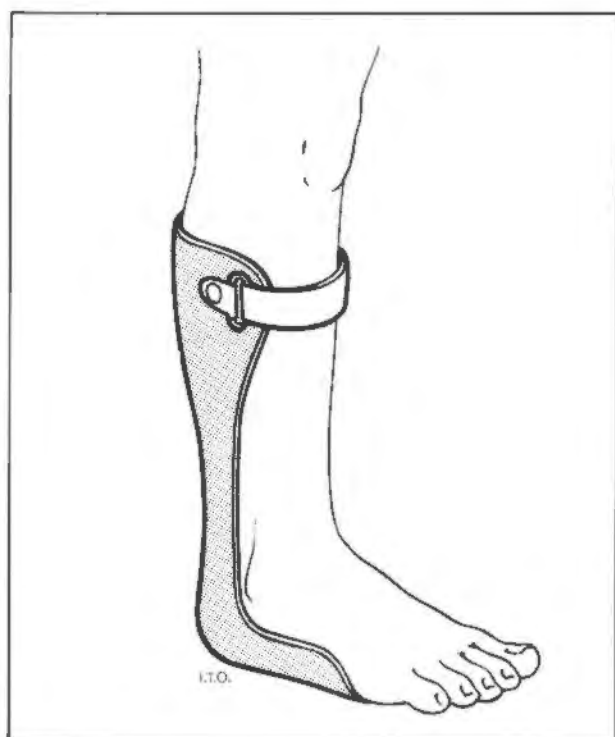


Figura 5.13

Estos bordes laterales bajan verticalmente por los lados de la pierna, y en su parte inferior pasan ligeramente por detrás de ambos maléolos, continuando por el pie. El lado medial termina inmediatamente antes de llegar a la cabeza del primer metatarsiano, y el lateral, antes de llegar a la del quinto. La base de la férula terminará un poco antes de llegar a la línea formada por la articulación metatarsofalángica.

Cuando el horno alcanza una temperatura de 180 °C se retira el plástico y, sujetándolo por sus cuatro puntas, se aplica sobre la superficie superior del molde, que está sujeto en posición horizontal. Los extremos del plástico que quedan colgando se unen entre sí y, por la acción del calor, se sueldan, formando una bolsa en cuyo interior queda el molde positivo. Mediante la extracción de aire, que realiza la bomba de vacío a través del tubo central del molde, el polipropileno se ciñe con precisión sobre la superficie posterior y lateral del molde que corresponde al área delimitada por los trazos dibujados anteriormente.

El polipropileno se endurece y se torna opaco a medida que se enfría.

Se cortan con sierra eléctrica los bordes de la férula siguiendo los trazos dibujados sobre el molde. Se

pulan los cantos y se coloca un Velcro sobre la parte anterosuperior de la férula que, complementado por la acción de un pasador, servirá para sujetarla a la pierna.

El paciente con la férula colocada se calza un zapato bajo, preferentemente abrochado con cordones. El propio zapato sirve para mantener sujeta la férula a la extremidad, tanto en posición estática como durante la deambulación.

Si asociado al equinismo existe un valgo o un varo no muy severos, para corregirlo se añade una pieza de contención interna o externa sobre el tobillo, que se forma mediante la modificación del borde correspondiente de la férula, para que el polipropileno cubra totalmente el maléolo, tal como muestra la figura 5.15.

La presión almohadillada directa sobre el maléolo y el perfecto ajuste del talón dentro de la férula conseguirán la corrección.

Antiequino postural nocturno (fig. 5.16)

Se considera una ortesis complementaria, ya que su uso está indicado en el postoperatorio y durante la noche para mantener la contención o corrección lo-



Figura 5.14

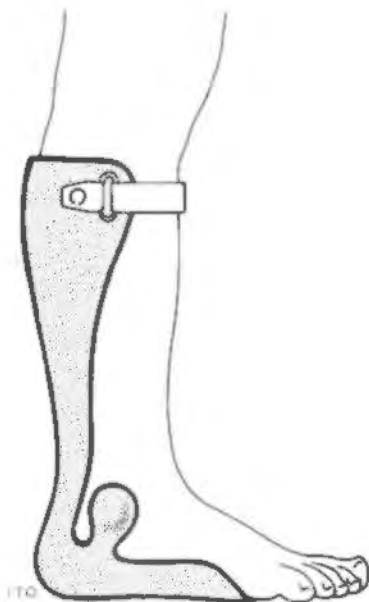


Figura 5.15

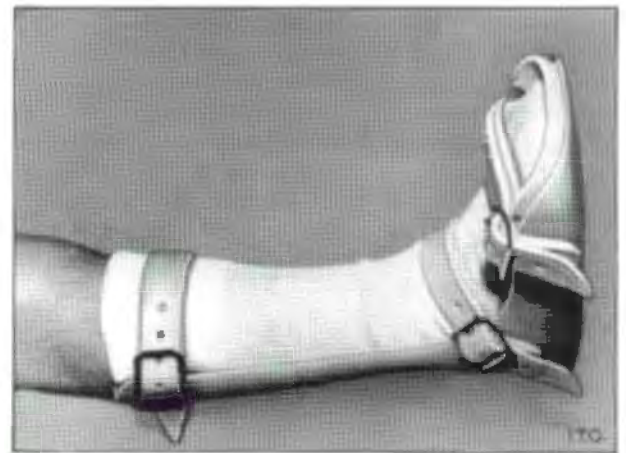


Figura 5.16

grada durante el día con cualquiera de las ortesis para la marcha descritas en este capítulo.

Se construye con polietileno, sobre un molde positivo obtenido de la misma forma que el que se ha explicado para la ortesis anterior, con la única variante de que en éste, el pie está a 90°, ya que al construir una férula postural no se ha de compensar la altura del tacón del zapato.

Sobre el molde se conforma el polietileno previamente calentado a 125 °C, pero así como el polipropileno se adapta al molde mediante la extracción de aire por vaciado, este plástico, mientras está blando por efecto de la temperatura, se adapta al molde presionando sobre él con unas bandas elásticas.

Se deja enfriar a la temperatura ambiente y se recorta siguiendo la misma técnica explicada para la ortesis anterior. La única variante es que aquella por la planta sólo llega hasta la línea de la articulación metatarsfalángica, y ésta, por ser de uso nocturno, llega hasta la punta de los dedos.

Antiequino espiral de «plexidur» (fig. 5.17)

A diferencia de las ortesis anteriores, la férula anti-equina en espiral permite la rotación de la pierna en relación al plano transversal, mientras que merced a las propiedades del plexidur limita la flexión plantar, la dorsiflexión, la inversión y la eversión.

Se construye, sobre un molde positivo modificado de la pierna del paciente, con material termoplástico de plexidur, que es un material semirrígido transparente y que tiene una resistencia notable al impacto.

Consta de los siguientes elementos:

1. Plantilla moldeada a la planta del pie desde el talón a la base de los metatarsianos.
2. Pieza en espiral que se origina sobre el lado medial del pie, va en sentido ascendente hasta la parte posterior y continúa hacia la parte anterior terminando sobre la meseta tibial.



Figura 5.17

3. Banda en la pantorrilla remachada al final de la pieza en espiral, con una abertura sobre la parte lateral de la pierna.

Cuando la pieza de la pantorrilla sólo da media vuelta a ésta, se conoce como férula semiespiral de flexión (fig. 5.18).

Estas ortesis son ligeras y consiguen una aceptable estabilización del pie. Al ir alojadas dentro del calzado y ser transparentes se disimulan con facilidad, por lo que el paciente las acepta bien.

Como inconveniente se puede citar que técnicamente son difíciles de alinear y construir.

Modificaciones en el calzado

Cuando con el uso de cualquiera de estas ortesis la movilidad del tobillo deba quedar muy limitada o anulada, es útil modificar el tacón y la suela del zapato para ayudar a normalizar la marcha (fig. 5.19).

En la parte posterior del tacón se interpone una cuña de goma esponjosa de aproximadamente 1 cm de grosor entre la base del zapato y el tacón normal. Esta cuña de goma amortigua el choque del talón y compensa la ausencia de flexión plantar. La suela se modifica practicando una barra en balancín. Dicha barra, que se hace de cuero o generalite, se pega bajo la suela, justo por detrás de la zona que corresponde a las cabezas metatarsianas. Su acción no sólo permite

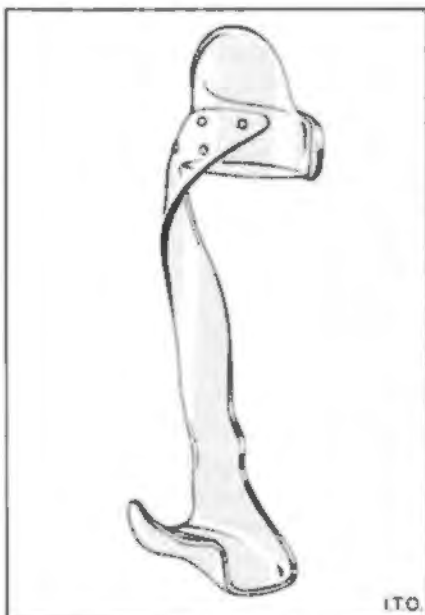


Figura 5.18

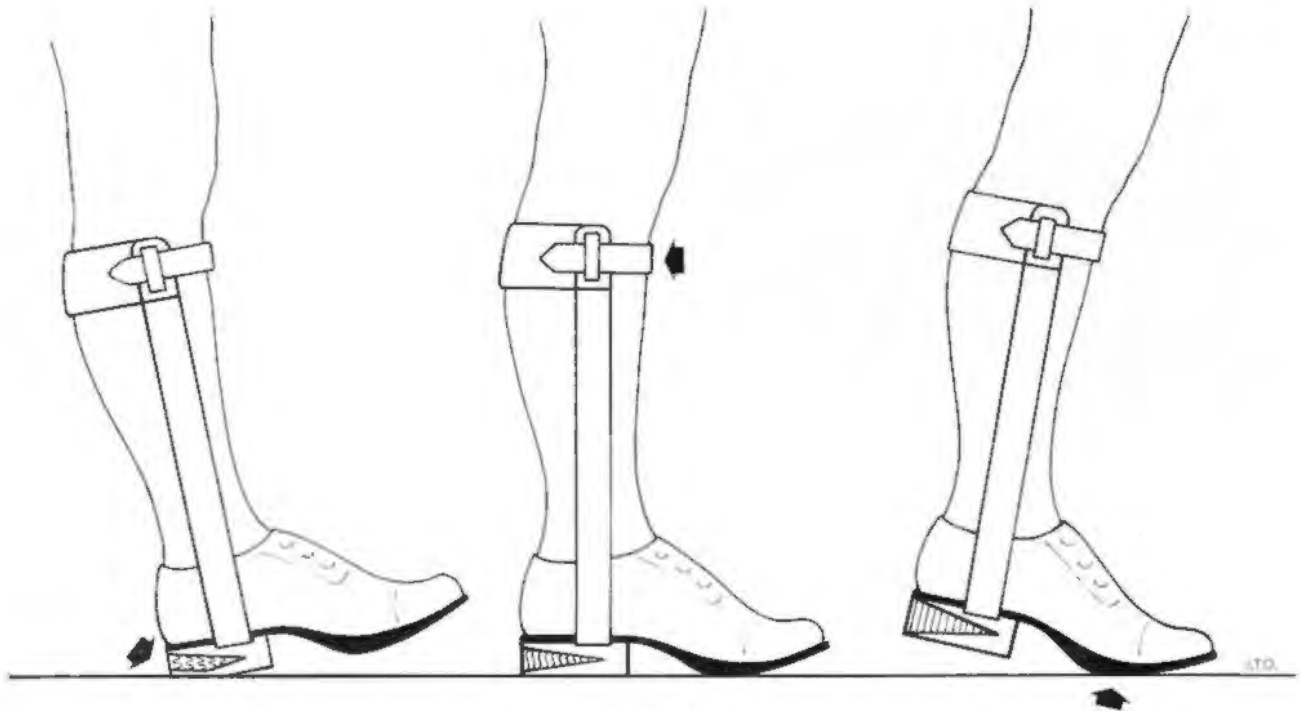


Figura 5.19

un movimiento más natural desde la fase del apoyo del talón al despegue de los dedos, sino que reduce las sollicitaciones mecánicas del tobillo y las articulaciones metatarsofalángicas.

Ortesis zapato de Giontella (fig. 5.20)

Es un calzado de apariencia normal para compensar los déficit de flexión dorsal del pie por medio de la acción de elevación automática del antepié merced a un mecanismo especial aplicado bajo la parte central de la suela del zapato.

La función extensora la realiza mediante la posición en flexión dorsal de la punta del zapato en ausencia de carga, transmitiendo un sistema de fuerza mediante el dispositivo alojado entre la suela y el tacón como puede verse en la figura.

Cuando el paciente apoya el pie en tierra, el peso vence la resistencia del muelle y el zapato se alinea al suelo.

Cuando el paciente levanta el pie para dar el paso, la extensión del muelle determina la elevación del antepié, que viene transmitida desde el retropié.

Ciñéndonos a la estructura esencial y remitiéndonos a la figura 5.21, esta ortesis consta de:

1. Un zapato de forma prácticamente normal debajo de cuya suela (1) se aplica una fina lámina (2) flexible y elástica, con la parte más próxima a la puntera del zapato contactando con la suela, mientras el resto, que se dirige hacia el tacón de 6 cm de altura para la mujer y de 4 cm para el hombre, va separada lo suficiente para aproximarse en el momento de carga y alineación del zapato al suelo.

2. De una mediasuela (3) con el fin de cubrir y proteger la parte de la lámina metálica que de otra forma tocaría al suelo.

3. De un mecanismo de empuje de dicha lámina (2) que comprende: un muelle de compresión (4) alojado dentro del tacón (5), el cual transmite su fuerza a la lámina por medio de un pistón (6) accionado por una pequeña biela (7) alojada a lo largo de la bóveda de la suela del zapato, y unida mediante una bisagra (8) al extremo de la lámina.

Con el pie elevado del suelo y por tanto en descarga, la fuerza (F1) que ejerce el muelle en extensión se transmite a través del pistón y la biela a la lámina. En la bisagra de conexión entre la biela y la lámina (8) se determina un componente (F2) de la fuerza dirigida directamente hacia abajo.



Figura 5.20

Con esta ortesis se consigue:

- Una deambulación más correcta. Desde un punto de vista estético la marcha es prácticamente normal.
- Una libertad completa de la pierna al ser un calzado de corte bajo.
- Que el mecanismo de la ortesis sea prácticamente invisible al ir acoplado debajo de la suela del zapato.

No obstante, es necesario hacer notar que este tipo de calzado no ejerce ninguna acción correctora o simplemente compensadora del equinismo al actuar sólo a nivel del antepié. Sólo actúa, gracias a la altura del tacón y al mecanismo elevador del antepié, para normalizar la marcha en los déficit de dorsiflexión del pie.

Biomecánica

Cuando no existe ninguna actividad muscular en el pie, éste se coloca en equinismo durante la fase de balanceo de la marcha. Ello se debe a que la parte anterior del pie, respecto del eje de giro (tobillo), pesa más que la posterior, es decir, el centro de masas o centro de gravedad del pie es anterior a dicho eje; por tanto, la fuerza del peso creará un momento flexor plantar (M) que será igual a (Pd) (fig. 5.22). Este momento flexor plantar puede estar aumentado en caso de espasticidad por la retracción del músculo tríceps sural, produciéndose un momento de fuerza mucho mayor. Estos desequilibrios de fuerzas producen una variación en el patrón normal de marcha, que se intentan paliar con el uso de ortesis antiequininas.

A este tipo de ortesis las podemos clasificar, según

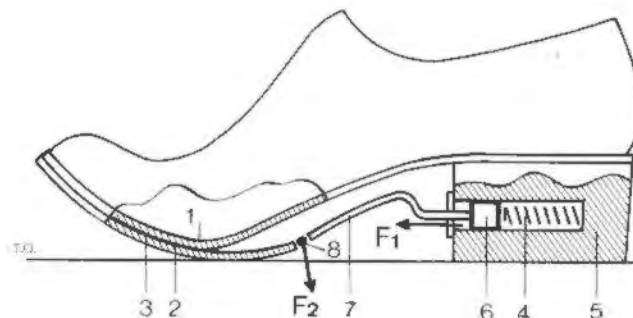


Figura 5.21

los materiales empleados, en metálicas, conformadas y mixtas, y según su función mecánica, en pasivas o activas.

Las pasivas impiden la caída del pie durante el desarrollo de la marcha evitando la flexión plantar en cualquier fase de la marcha. La flexión dorsal pasiva se puede respetar o bloquear.

Las activas producen la flexión dorsal del pie durante la fase de balanceo y pueden permitir algunos grados de flexión plantar después del choque de talón, lo que ayuda a normalizar la marcha.

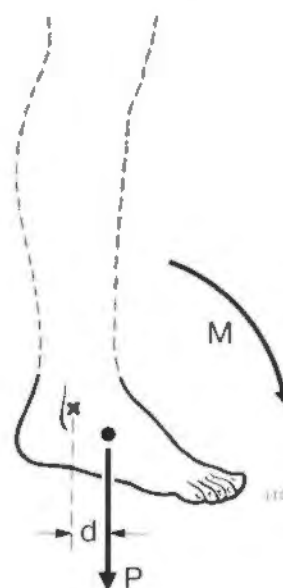


Figura 5.22

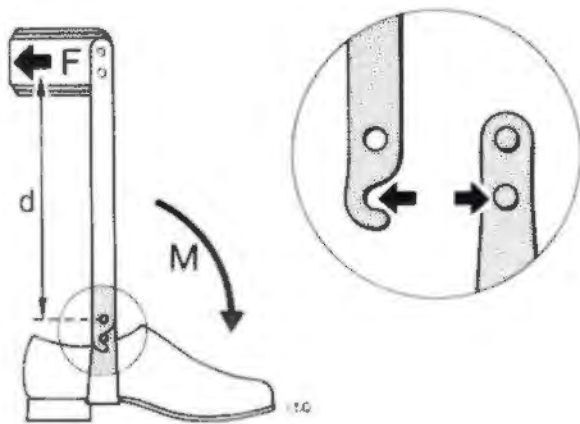


Figura 5.23

Veamos cómo actúan las distintas ortesis en la fase de balanceo y choque de talón.

En la fase de balanceo debe equilibrarse el momento flexor plantar o equinizante del pie. Este momento actuará sobre cualquier elemento solidario al pie, en este caso sobre el conjunto ortesis-calzado.

El bitutor antiequino está formado por dos elementos que se articulan, a nivel del tobillo (fig. 5.23), en la parte superior las barras y el semiarco, y en la parte inferior, en el estribo y el calzado. Veamos qué características presenta dicha articulación. El calzado respecto de las barras superiores puede girar libremente en el sentido contrario a las agujas del reloj (flexión dorsal), pero no en el mismo sentido (flexión plantar) debido al tope posterior, por lo que se comporta para el movimiento provocado por el momento equinizante como si se tratara de una sola pieza rígida. Por tanto, si el calzado gira en este sentido las barras también giran. Para evitarlo aparecerá una fuerza (F), que por la distancia (d) provocará un momento contrario que equilibre el sistema. Esta fuerza F se origina en el semiarco posterior al chocar contra la pierna, y será menor cuanto mayor sea la distancia d, distancia desde F al centro del giro (tobillo), para un momento (M) determinado. Sobre la extremidad actuarán unas fuerzas externas provocadas por el uso de la ortesis, principalmente la reacción sobre la pantorrilla de la fuerza del semiarco superior, y una fuerza de reacción sobre el pie de la fuerza del propio peso del pie (fig. 5.24).

También actúan otras fuerzas que mantienen solidarios el calzado con el pie, para que no haya desplazamientos internos, como elevación del talón dentro del calzado.

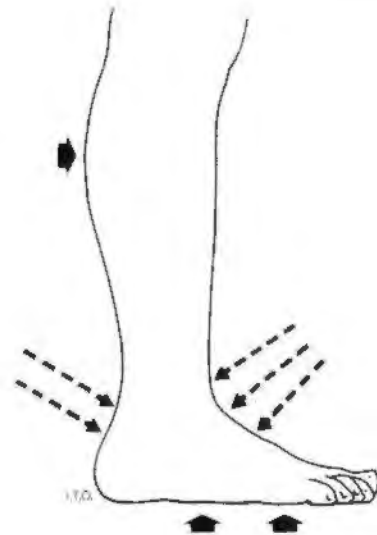


Figura 5.24

El bitutor tipo Klenzack se comporta fundamentalmente igual (fig. 5.25), pero la diferencia estriba en la articulación que aporta la fuerza interna de un muelle a compresión, que hace variar la posición relativa de las barras con el calzado, el cual se puede considerar como un elemento rígido. Esta posición de equilibrio final, que se produce durante el balanceo, es generalmente de una mayor dorsiflexión (menos de 90°), pero depende del valor del momento M, de la fuerza del muelle y del tope articular.

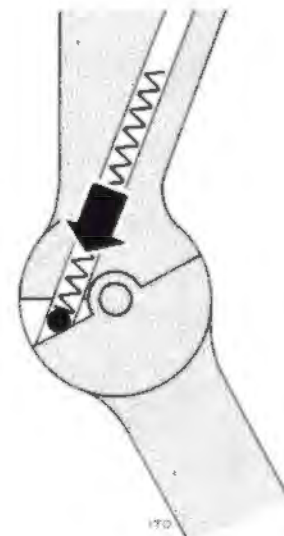


Figura 5.25

Con el muelle de Codivilla ocurre algo semejante, pero la diferencia reside en el tipo de muelle, que en este caso es un muelle a torsión.

Las férulas conformadas mantendrán durante esta fase de balanceo la posición en la que se obtuvo el molde del paciente, apareciendo el mismo sistema de fuerzas en equilibrio, pero la fuerza F aparecerá repartida en mayor superficie en la pantorrilla, por lo que habrá menos presión.

Durante la fase de balanceo, la aplicación de estas ortesis produce una normalización de la marcha, si ésta era en *stepagge*, ya que al reducir la longitud de la extremidad no deberán elevar tanto la rodilla para dar el paso. Si la marcha es en guadaña se hará menor el radio del movimiento de circunducción.

En el choque del talón, el bitutor corto antiequino se comporta como un elemento rígido, donde la energía del choque y la fuerza sobre el suelo se concentran en el talón durante más tiempo en esta fase, no llegando a repartirse en el antepié hasta que la posición del cuerpo y la extremidad permitan su contacto, dando un patrón de marcha menos normalizado. Para mejorar la marcha, disminuyendo las sollicitaciones sobre el talón, puede colocarse una cuña de material viscoelástico en el tacón del calzado que actúa de amortiguador.

En cambio, el bitutor tipo Klenzack produce un amortiguamiento y una normalización mejor de la marcha, ya que en la marcha normal después del

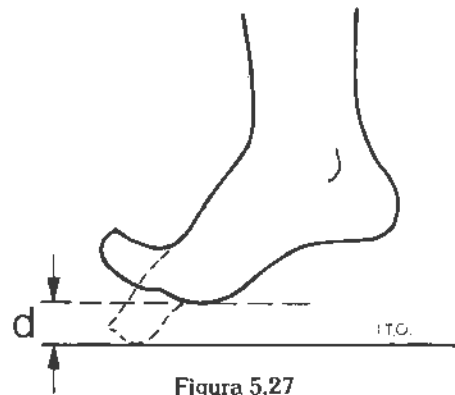


Figura 5.27

choque del talón se producen unos 15° de flexión plantar, y el bitutor Klenzack o el muelle de Codivilla permiten algo la flexión plantar. El momento creado por la fuerza de choque, más el momento equinizante (M) es superior al de los muelles y, por consiguiente, éstos ceden y el tobillo gira hasta llegar al tope metálico interior de la articulación o hasta una nueva posición de equilibrio (fig. 5.26).

Las ortesis conformadas en la fase de choque de talón se comportan según el diseño, el grosor y el tipo de material. Pueden actuar de una forma elástica, cediendo al momento de la fuerza de choque y permitiendo la flexión plantar, o comportarse como un bitutor rígido, ya que la resistencia del material puede soportar dicho momento sin deformarse.

El calzado de Giontella, a pesar de ser considerado como una ortesis antiequina, no actúa sobre la articulación del tobillo. Su función de normalización de la marcha la realiza, por una parte, aumentando la distancia de la pelvis al suelo de la extremidad sana al colocar un tacón entre 4 y 6 cm de altura y permitir así cierto grado de equinismo en la extremidad afectada durante la fase de balanceo, y por otra mediante el mecanismo incorporado que realiza una flexión dorsal del antepié durante el balanceo reduciendo así la longitud de la extremidad (fig. 5.27).

En cuanto a las desviaciones laterales del tobillo, pueden determinar el tipo de ortesis a emplear ya que hay aparatos que no pueden llevar una contención lateral. Esta contención se consigue con una cincha en forma de «T» o doble «T» en las ortesis metálicas o una aleta de material termoplástico en las ortesis conformadas.

La marcha supone, como todo ejercicio, un gasto energético.

En los pacientes que sufren cualquier alteración de

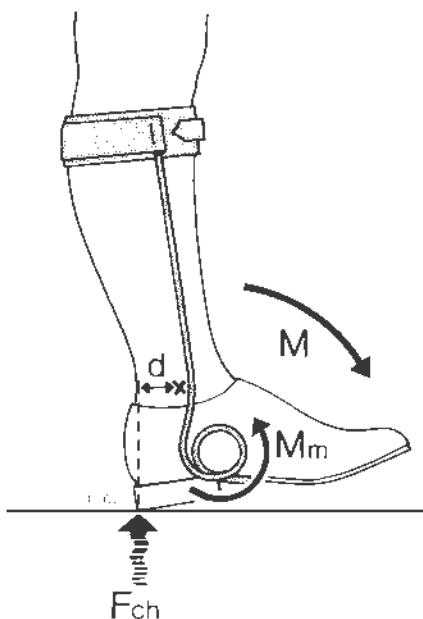


Figura 5.26

la marcha, como en el caso de las hemiplejías, el consumo de energía es superior.

Bard y Ralston, por una parte, y Corcoran y cols., por otra, realizaron una serie de trabajos en los que demostraron que el gasto energético disminuye en los pacientes hemipléjicos cuando se les proporciona una ortesis antiequina para la deambulaci3n. Este ahorro energético les permite realizar desplazamientos más largos.

En funci3n del material empleado, varía el ahorro del consumo energético. El menor peso de los materiales termoplásticos empleados en las ortesis modulares influye favorablemente en este sentido en relaci3n con las ortesis construidas con materiales más pesados como las metálicas. Debe tenerse también en cuenta el peso del calzado.

Observaciones de uso

– Los pacientes con una limitaci3n total o parcial de la flexi3n dorsal del pie mejoran durante la marcha con la colocaci3n de una ortesis antiequina.

– La indicaci3n del tipo de ortesis antiequina está condicionada por las características de la enfermedad y la edad del paciente.

– En las secuelas de un accidente vascular cerebral (hemiplejías) se aconsejan ortesis metálicas tipo bitutor corto o Klenzack.

– En las parálisis flácidas y las personas jóvenes empleamos férulas tipo «Rancho Los Amigos», más ligeras y estéticas, o en espiral de plexidur.

– El calzado-ortesis de Giontella no actúa sobre el equinismo, pero mejora notablemente la marcha, por el dispositivo que lleva incorporado en la suela y la elevaci3n en el tac3n.

– Con frecuencia debe asociarse el empleo de la ortesis a una rehabilitaci3n adecuada con el fin de reeducar la marcha.

– Con las ortesis no sólo se normaliza la marcha sino que el paciente realiza un menor consumo energético durante aquélla, con lo que disminuye el cansancio y puede realizar recorridos más largos.

– Las férulas antiequinas nocturnas están indicadas en el tratamiento postoperatorio para prevenir la aparici3n de recidivas y como coadyuvantes del tratamiento rehabilitador.

– El calzado que debe usarse para las ortesis metálicas debe estar construido con suela de cuero para poder remachar los estribos. Se puede usar calzado bajo o botas, dependiendo de las desviaciones laterales del pie.

– Para las férulas conformadas puede usarse un calzado normal, pero siempre respetando la altura del tac3n para la que fue construida.

– Las modificaciones descritas para el calzado, tac3n blando y balancín anterior, permiten una marcha mejor en aquellos pacientes en los que nos vemos obligados a limitar con la ortesis, de manera importante, la movilidad del tobillo.

Aparatos termoconformados para control de tobillo y rodilla

Están construidos con materiales plásticos que en ocasiones se asocian a elementos metálicos. La cualidad más notable de los materiales termoplásticos es la de poder adaptarse a las características particulares de cada paciente. Su ductilidad les permite amoldarse fácilmente a la deformidad producida por la secuela de la parálisis o a cualquier prominencia o concavidad ósea.

Existe una gran variedad de modelos, cuyo diseño y construcci3n se realizará en funci3n del tipo de parálisis, grado de ésta, deformidad que ha provocado, edad, sexo, actividad social o laboral, contornos óseos, estado de la piel, etc.

Las ventajas sobre las metálicas se deben a su menor peso y mejor estética.

Indicaciones

Se utilizan preferentemente en secuelas paralíticas para compensar las desviaciones y/o limitaciones producidas.

También se emplean como método complementario para mantener la correcci3n obtenida después de una intervenci3n quirúrgica.

Descripci3n de los aparatos

Ortesis termoconformada para control de la estabilidad mediolateral del tobillo (fig. 5.28)

Se emplea para aquellos casos en que existe desviaci3n en varo o valgo del tobillo. Como protecci3n posquirúrgica, después de una operaci3n para equili-

brar el pie mediante trasplantes tendinosos, o tras una estabilización realizada por intervención sobre partes óseas.

Se construye con material termoplástico de polipropileno que se conforma sobre el molde de yeso, obtenido de la pierna del enfermo. El pie está en posición neutra respecto del sentido mediolateral, y con un discreto equinismo para respetar la altura del tacón del calzado.

Bajo la planta del pie, la férula se adapta de manera semejante a como lo hace una plantilla para pie plano. El borde anterior está situado ligeramente por detrás de la articulación metatarsofalángica, con el objeto de respetar su movilidad. El borde posterior cubre todo el talón.

Por ambos lados de la pierna ascienden dos valvas que cubren ampliamente la región del tobillo, se estrechan sobre él y alcanzan un nivel inferior a la rodilla localizado a 1 cm por debajo de la cabeza del peroné. En este punto se fijan a la pierna mediante tiras de Velcro.

Una variante de esta férula resulta de la incorporación de una articulación libre a nivel del tobillo. Con ello se consigue igualmente estabilidad en el sentido mediolateral y se respeta la totalidad del movimiento plantar y dorsal, lo que permite usar calzados con tacones de diferente altura (fig. 5.29).

Ortesis termoconformada para control de la flexión dorsoplantar y estabilidad mediolateral del tobillo (fig. 5.30)

Está indicada en los casos en que interesa un control más estricto de los movimientos del pie, que además de desviarse en varo o valgo tiene tendencia a equinizarse o talizar en relación con el tipo de parálisis que lo afecta.

En este tipo de ortesis, el polipropileno cubre el dorso del pie hasta la raíz de los dedos. Bajo la planta se extiende desde el tacón hasta por detrás de las cabezas metatarsianas.

Asimismo, cubre la parte anterior de la pierna, dejando una amplia ventana central.

La ortesis se ajusta sobre la pantorrilla con la ayuda de una tira de Velcro.



Figura 5.28



Figura 5.29

Férula termoconformada estabilizadora de rodilla (fig. 5.31)

Está indicada en las parálisis del cuádriceps cuando pasivamente se puede realizar la extensión completa de la rodilla y, además, existe una buena estabilidad mediolateral de ella. Se fundamenta en que durante la marcha se realizará un apoyo prepatelar para conse-

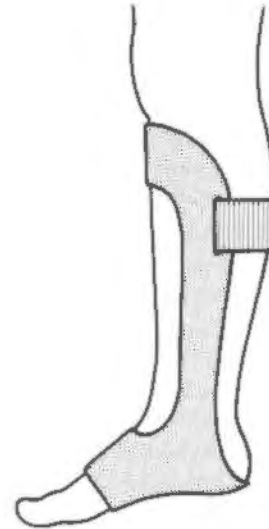


Figura 5.30

guir un recurvatum de rodilla al apoyar el pie y, con ello, lograr una estabilización pasiva de la extremidad afectada.

Para lograr este objetivo el pie debe estar en discreto equinismo y la ortesis impedir sus desviaciones laterales.

Las características técnicas de este dispositivo son las mismas que las descritas en la ortesis precedente,



Figura 5.31

con la diferencia de que en ésta, la valva anterior llega hasta la mitad de la rótula, en cuya base un apoyo ejerce presión sobre el tendón rotuliano y empuja la rodilla hacia atrás durante la fase de apoyo del pie.

Cuando existe una discreta inestabilidad mediolateral de rodilla, la ortesis se modifica prolongando la parte proximal de la rodilla hasta por encima de los cóndilos femorales (fig. 5.32).

Este dispositivo fue presentado el año 1969 por el *Institute of Rehabilitation Medicine*, conociéndose también con el nombre de SKA (*supracondilar knee ankle*).

En las parálisis severas e inestabilidades importantes de rodilla, a la ortesis se le incorpora una pieza a nivel del muslo que se une a la parte inferior de la pierna mediante una articulación con el centro de giro al mismo nivel del eje anatómico de la rodilla, tal como se explicará en el apartado correspondiente.

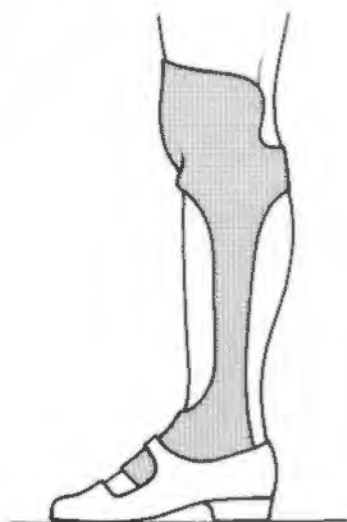


Figura 5.32

Biomecánica

Para que la acción biomecánica se desarrolle correctamente en las ortesis termoconformadas para inestabilidad lateral del tobillo, debe realizarse el molde en posición neutra de la articulación del tobillo en relación con el plano frontal, ya que dicha acción se realiza al mantener esta posición neutra durante la marcha. Sobre la pierna del paciente aparecerán las fuerzas siguientes: una sobre la zona del maléolo ex-

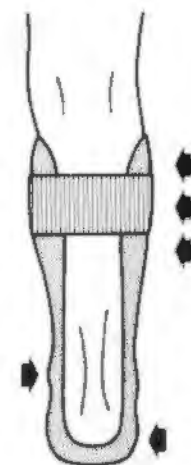


Figura 5.33

terno o interno para el varo o valgo, respectivamente, y dos contralaterales, la primera concentrada en la zona inferior del calcáneo y la segunda más repartida por la zona lateral de la pierna (fig. 5.33).

Con la ortesis de control de la flexión dorsoplantar y estabilidad mediolateral del tobillo se logra mantener el control mediolateral con la misma acción biomecánica. En cuanto a la flexión dorsoplantar, el pie se mantiene en una posición media y estabilizada merced a la altura del tacón del zapato, de forma que no fuerce la rodilla a flexionar cuando está en bipedestación. Esta posición es la que debe mantenerse al hacer el molde negativo.

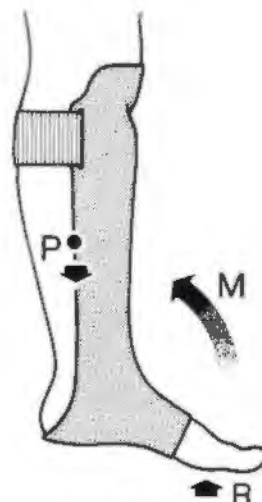


Figura 5.34

En la ortesis termoconformada estabilizadora de rodilla encontramos dos acciones, una de contención lateral del tobillo igual que las ortesis anteriores, y otra de control de la flexoextensión de rodilla. La fase de choque de talón desaparecerá casi por completo y se transformará en una de apoyo anterior que se producirá por el equinismo del pie. La fuerza de reacción del suelo (R) se desplazará hacia delante, lejos de la línea de carga del peso del cuerpo, con lo que se produce un momento (M) que hará rotar la férula en sentido contrario a las agujas del reloj hasta que el tacón contacte con el suelo, instante en que se equilibran las fuerzas (fig. 5.34).

El momento M produce fuerzas sobre la zona anterior de la pierna, especialmente en la región prepatear. Estas fuerzas harán que la rodilla no flexione y se coloque en un ligero recurvatum en posición de equilibrio.

Si prolongamos esta ortesis hasta la zona supracondílea obtendremos un mayor control lateral de la estabilidad de la rodilla.

La acción de las ortesis para el control de rodilla se ve alterada según el terreno sobre el que el paciente camina, sea descendente o ascendente. En el primer caso, la pendiente fuerza al paciente a flexionar la rodilla, con la consiguiente pérdida de equilibrio, en tanto que en el segundo, la cuesta obliga al paciente a recurvar la rodilla en exceso, lo que hace muy difícil su marcha.

Observaciones de uso

- Las diferentes posibilidades de los plásticos termoconformables permiten una buena adaptación a cada paciente en particular.
- Debe advertirse al paciente que la altura del tacón ha de ser siempre la misma, excepto en aquellos casos en que en la ortesis exista una articulación a nivel del tobillo.
- Se recomienda una limpieza periódica de la ortesis y el uso de medias de algodón que cubran la zona de la pierna en contacto con el aparato ortopédico.
- Cuando el paciente presente intensa sudación, con el fin de facilitar la transpiración pueden practicarse orificios en la ortesis.
- Las ortesis termoconformadas logran una mejor fijación, contención e incluso corrección que las ortesis de neopreno o elásticas, por lo cual, están indicadas en deformidades importantes.
- Este tipo de ortesis está contraindicado en los

enfermos con alergia cutánea a los materiales plásticos. En estos casos se utilizarán sistemas ortopédicos convencionales, tipo bitutores o similares.

- Los pacientes portadores de estos tipos de ortesis pueden usar calzados normales. El aparato dentro del zapato es prácticamente invisible, ya que puede cubrirse con el calcetín.
- Las ortesis termoplásticas ofrecen mayor comodidad y estética, por lo que en general los pacientes las aceptan mejor que las clásicas o «metálicas».
- Los pacientes portadores de ortesis termoconformadas no deben acercarse a fuentes de calor (estufas, fuegos de hogar, etc.) que sobrepasen los 50 °C.
- Los enfermos que vivan en zonas rurales o en lugares con calles de grandes desniveles, caminarán mejor con bitutores largos que puedan bloquear la flexión de la rodilla.

Bitutor largo por encima de la rodilla

Dispositivo ortopédico cuya misión es estabilizar la extremidad inferior, controlar las deformidades y facilitar la marcha.

Indicaciones

Básicamente se prescribe en las secuelas paralíticas que afectan una o ambas extremidades inferiores hasta por encima de la rodilla:

- Secuelas poliomiélicas.
 - Mielomeningocele.
 - Parálisis cerebral infantil, etc.
- Pueden también emplearse como tratamiento complementario en secuelas de traumatismos, incurvaciones óseas, etc.

Descripción de los aparatos

Según los materiales y la forma de construcción se clasifican en metálicos, termoconformados y mixtos. Todos los modelos de estas ortesis tienen funciones, formas y elementos que les son comunes. La diferencia entre ellos consiste en los materiales y en el tipo de articulaciones. La elección de los materiales dependerá de si se considera más importante la solidez, el peso o la estética del aparato.

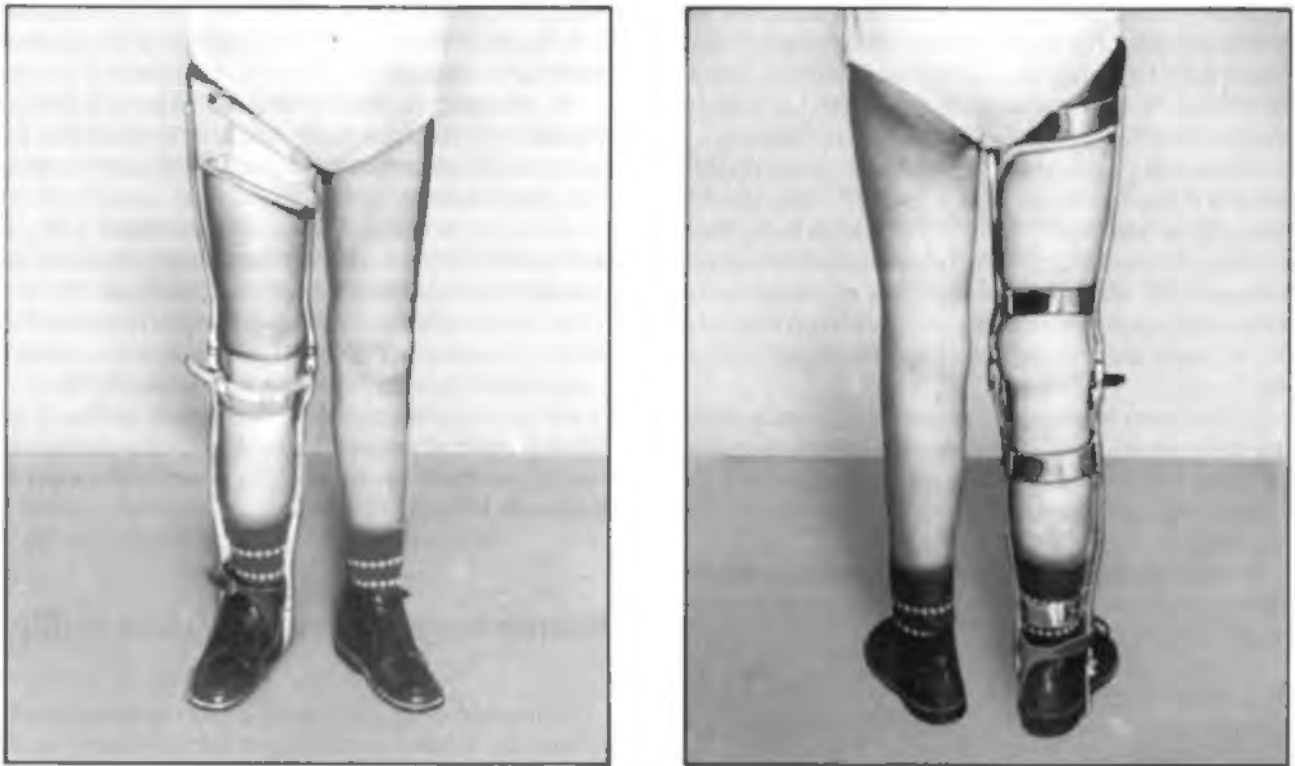


Figura 5.35

Bitutores metálicos (fig. 5.35)

Toma de medidas

Como en todas las ortesis que se construyen a medida individualmente, es muy importante la observación de las desviaciones y deficiencias del miembro para el que se aplicará el dispositivo. Por esto es necesario observar al paciente de pie, mientras camina, si puede hacerlo, y también acostado sobre la camilla para examinar hasta qué punto es corregible la deformidad o la deficiencia que le afecta.

Todo lo observado se anotará sobre la «Hoja de información ortésica», junto con los datos del paciente (fig. 5.37).

Esta hoja se utilizará en el taller, en el momento de las pruebas y colocación del aparato, y llevará información sobre las medidas y planos de la ortesis.

Para tomar las medidas, situaremos las piernas del paciente de igual forma y sobre el mismo tablero que se describió en las ortesis antiequinias (fig. 5.36).

Con el tablero extendido, obtendremos con un lápiz de trazo grueso el contorno de la pierna desde la zona

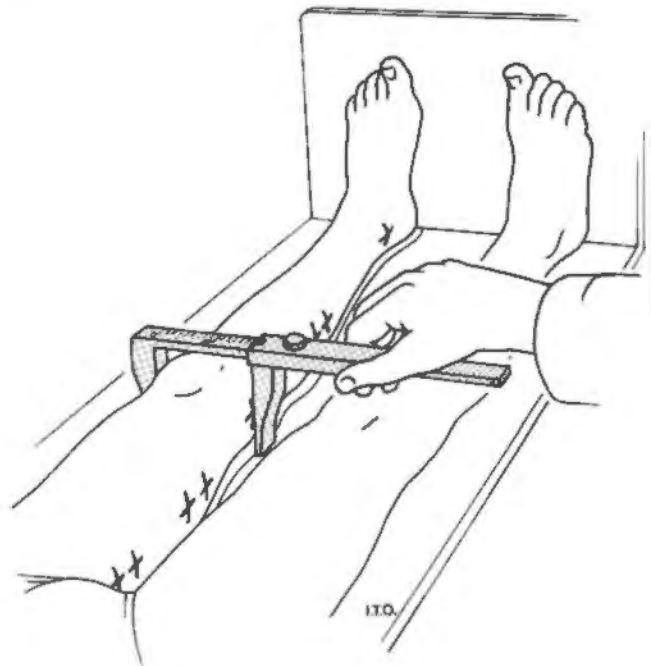


Figura 5.36



DEPARTAMENTO
ORTESICO

HOJA DE INFORMACION ORTESICA

NOMBRE

EDAD

PESO

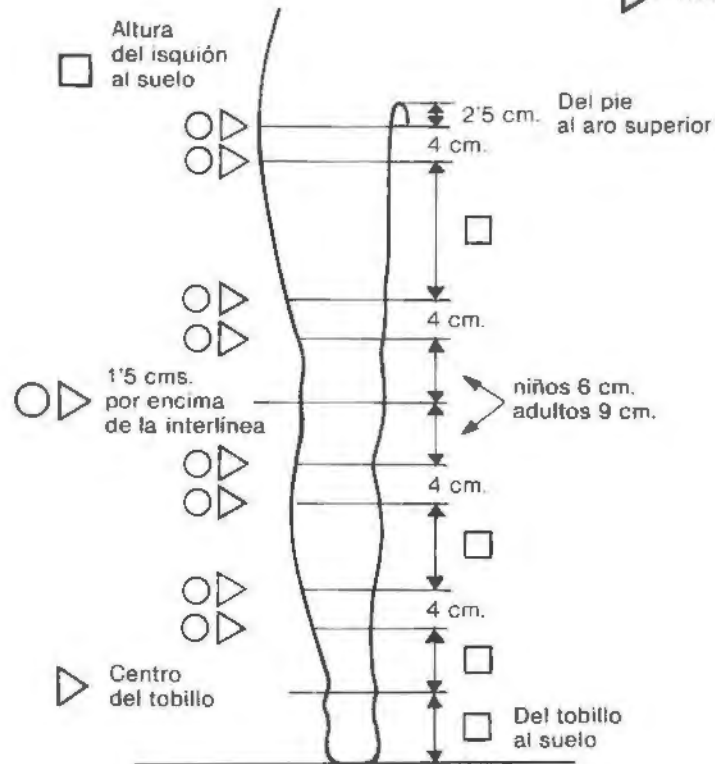
SEXO

DIAGNÓSTICO

ALTURAS

CIRCUNFERENCIAS

DIAMETROS



TEST DE PRUEBA:

TEST FINAL:

OBSERVACIONES:

TORSION TIBIAL

MALEOLO INT. cm.

MALEOLO EXT. cm.

I.T.O.

Figura 5.37

perineal en descenso por todo el lado medial, hasta el ángulo que forma el tablero con la plataforma sobre la que apoya el pie con firmeza. Por el lado lateral subirá desde el ángulo que forma la plataforma bajo el talón hasta alcanzar la cresta superior del ala ilíaca.

Con un lápiz dermatográfico se hacen las siguientes marcas sobre el lado interno de la pierna del enfermo.

1 Señal a 2,5 cm por debajo del perineo y otra 4 cm más abajo. Estas marcas sitúan la altura y la anchura del semiario proximal del muslo.

2. Señal a 1,5 cm por encima de la interlínea de la articulación de la rodilla. Esta marca indica la situación de la articulación mecánica de la rodilla en el caso de que el aparato sea articulado.

3 Señal a 9 cm por encima de la marca de la rodilla, y otra a 4 cm por encima de la anterior. Estas marcas indican la altura y la anchura del semiario distal del muslo.

4. Señal a 9 cm por debajo de la marca de la rodilla, y otra a 4 cm por debajo de la anterior. Indican la altura y la anchura del semiario proximal de la pantorrilla. Los semiarios distal del muslo y proximal de la pantorrilla se sitúan a 6 cm desde la señal de la rodilla cuando se trata de niños menores de 10 años.

5. Señal sobre el centro del maléolo tibial con objeto de indicar la situación de la articulación mecánica del tobillo.

6. Cuando desde la señal del tobillo hasta el borde inferior del semiario proximal de la pantorrilla haya 20 cm o más, se señalará la localización de un semiario intermedio para dar más solidez al aparato y asegurar al mismo tiempo la función de la articulación mecánica del tobillo.

A continuación, en el lado externo de la figura representada en la *hoja de información ortésica* coincidiendo con la altura de las marcas señaladas (tal como se muestra en la fig. 5.37), se dibujan un triángulo y una circunferencia, para determinar los diámetros y los perímetros de la pierna, de igual manera que se explicó para las ortesis antiequinas. Dentro de los cuadrados dibujados en el lado interno se anotan las alturas correspondientes y también la altura desde el isquion al suelo. Se miden los grados de rotación de la tibia de la misma manera en que se indicó para las ortesis antiequinas.

Esta información sirve para que, una vez positivado el plano y modificado convenientemente, el mecánico ortésico pueda construir la ortesis con la seguridad de que estará bien alineada y se adaptará con fidelidad tanto a la función como a la forma de la pierna del paciente.

Elementos de la ortesis (fig. 5.38)

Las ortesis metálicas básicas constan de dos tutores verticales, generalmente de duraluminio, que bajan a lo largo de la pierna, uno por el lado interno desde 2 cm por debajo del perineo hasta la planta del pie, y otro por el lado externo desde 4 cm por encima del trocánter mayor, también hasta la planta del pie. Dichos tutores se unen entre sí por medio de semiarios situados sobre la parte posterior de la pierna y horizontales al suelo, en número de tres o cuatro según la longitud de la extremidad.

El primer semiario está situado en la parte más superior del muslo. Cuando es necesario que el bitutor descargue del peso del cuerpo a la extremidad (apoyo isquiático), este semiario se sitúa inmediatamente por debajo de la tuberosidad isquiática, con la forma adecuada para que no presione en la zona perineal. La parte situada debajo del isquion es horizontal y lateralmente se remonta por encima del trocánter.

El segundo semiario está situado en la parte inferior del muslo. En los bitutores para pacientes adultos, a 9 cm por encima de la interlínea de la articulación de la rodilla, y para los niños, a 6 cm.

El tercer semiario está situado en la parte superior de la pantorrilla a 9 o a 6 cm por debajo de la línea articular de la rodilla según se trate de individuos adultos o niños. En el caso de que la distancia entre este último semiario y la articulación de los tobillos sea superior a 20 cm, se situará un cuarto semiario, justo a la mitad de esta distancia.

Por delante, los semiarios posteriores de las ortesis se completan con guarnecidos de piel que, mediante hebillas y correas o con Velcro, fijan la ortesis a la pierna.

A nivel de las articulaciones anatómicas de la rodilla, en ocasiones, los tutores verticales incorporan unas articulaciones de rodilla mecánicas, de las que existen varios modelos. Las más utilizadas son las bloqueables por anillas y las bloqueables por gatillo, también conocidas como articulaciones semiautomáticas o suizas.

Estas articulaciones permiten al paciente sentarse y flexionar la rodilla hasta 120°. En cambio, en posición erecta, con la articulación bloqueada por medio del sistema de anillas o del gatillo suizo, el bitutor impide que la rodilla se flexione, posibilitando la marcha.

En el centro de esta articulación mecánica, una rodillera de forma cóncava, que está sujeta a las barras del bitutor mediante correas graduables, aguanta la rodilla cuando el paciente está de pie con las articula-

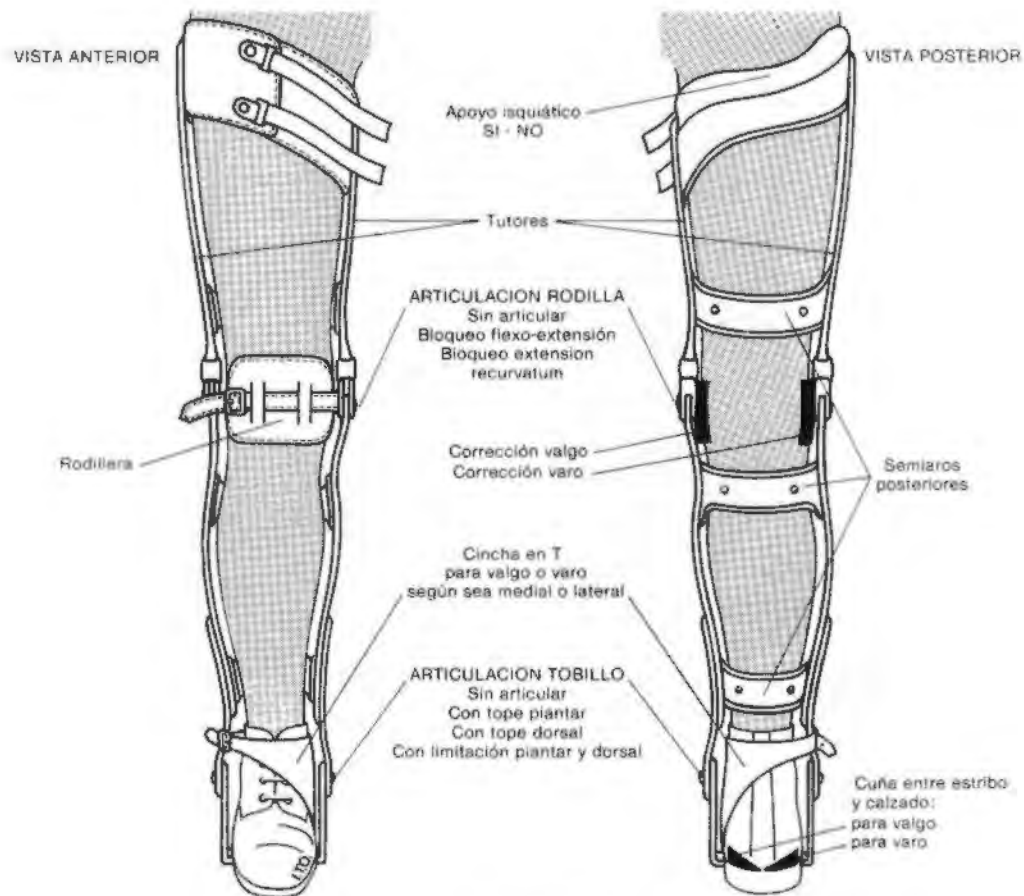


Figura 5.38

ciones mecánicas bloqueadas, permitiéndole doblarla, para sentarse, cuando desbloquea la articulación.

Los bitutores incorporan también articulaciones mecánicas, cuando son necesarias, a nivel de los tobillos, con el fin de respetar total o parcialmente el movimiento de flexoextensión de aquéllos.

Generalmente, las articulaciones del tobillo son desmontables y facilitan al enfermo el poner o retirar el aparato con facilidad. La unión del bitutor con el zapato se realiza mediante una pieza llamada estribo, construida con un pasamano y montada de la misma forma que la explicada en el apartado correspondiente al bitutor antiequino.

Sobre la base del estribo va montado el zapato o la bota (elección que se hace según las características de cada enfermo) de igual manera que se explicó para el bitutor corto.

Bitutores termoconformados (fig. 5.39)

Este tipo de bitutor, como el anterior, sirve para contener la rodilla sin ninguna o con poca actividad del cuádriceps y para controlar la posición del pie durante la marcha.

Se llaman termoconformados porque están contruidos con polipropileno, material plástico que se conforma sobre el molde obtenido de la extremidad inferior del paciente a una temperatura de 140 °C.

Sólo las articulaciones mecánicas de la rodilla y, en ocasiones, la del tobillo son metálicas y de iguales características que los bitutores metálicos.

En general, estas ortesis no son tan sólidas, por lo que no es aconsejable aplicarlas a enfermos con deformidades importantes.

La finalidad que predomina es la estética, además de

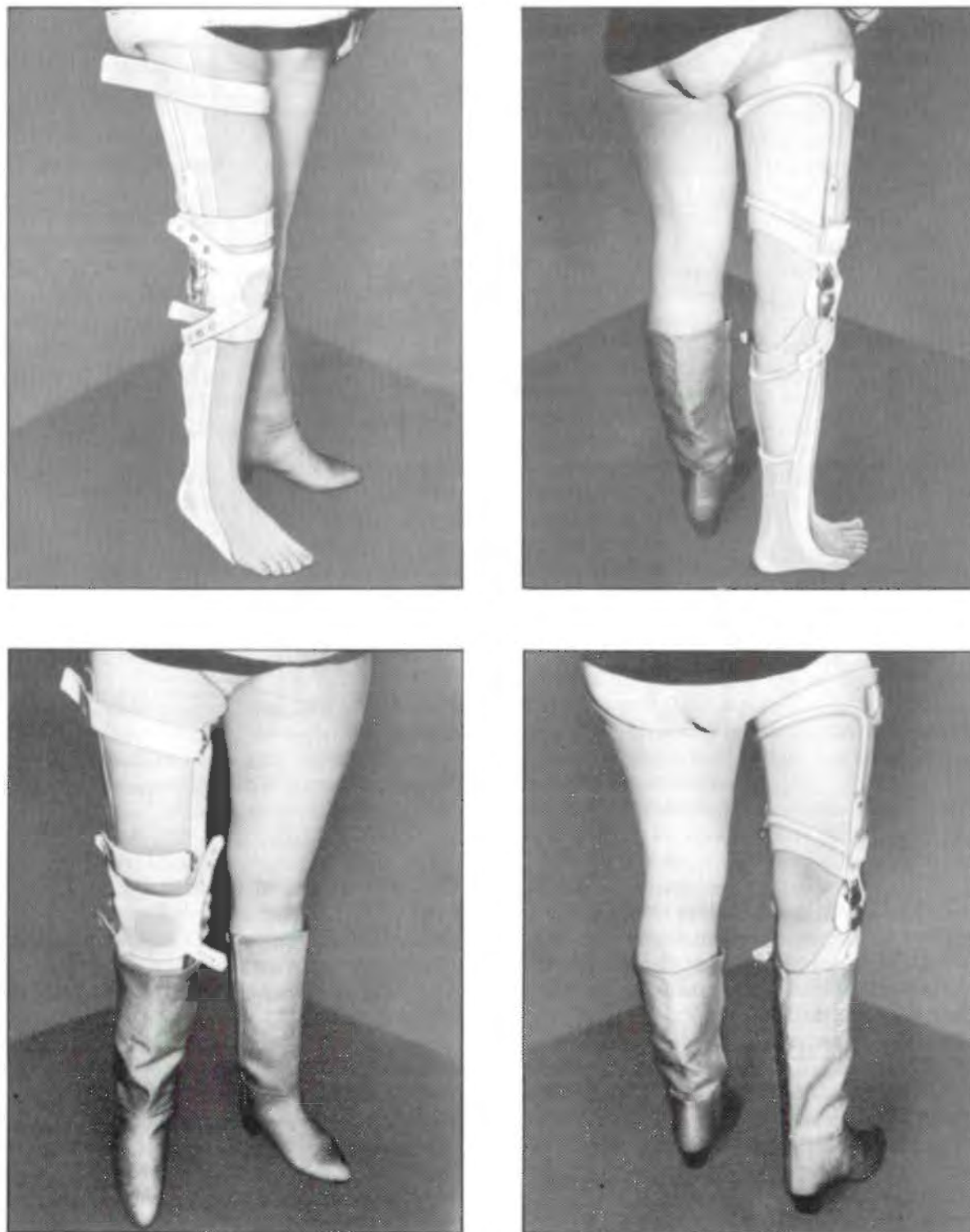


Figura 5.39

la funcional. La parte inferior de la ortesis se coloca directamente sobre la pierna, y la pieza que controla el pie queda cubierta por el calcetín o la media, pudiendo además calzar un zapato normal, como puede verse en la figura 5.39.

La aceptan bien las pacientes femeninas que pueden llevarla con faldas, sin que se note demasiado su presencia.

Al no ser tan resistente como los bitutores metálicos, si se quiere aplicar a algún paciente masculino, se tendrá en cuenta la edad, el peso y la actividad del paciente, para que la duración y la efectividad del dispositivo sean correctas.

Bitutores mixtos (fig. 5.40)

Como la palabra indica, es una combinación de los dos modelos anteriores.

La parte inferior a la rodilla es de polipropileno y tiene las mismas características que el bitutor termoconformado.

La articulación de la rodilla es metálica y puede ser del tipo que se bloquea con anillas o del semiautomático, con gatillo y semiaro posterior.

La parte superior a la rodilla es exactamente igual al bitutor largo metálico descrito anteriormente.

Se construye sobre molde de yeso obtenido de toda la pierna del paciente, siguiendo la técnica habitual de las ortesis termoconformadas.

Su finalidad es combinar la estética con la resistencia.

Por lo general, los bitutores construidos con materiales plásticos, al cubrir mayores áreas del miembro y permitir escasa transpiración, resultan más calurosos que los metálicos.

Los bitutores mixtos permiten combinar las ventajas de los dos modelos evitando algún inconveniente de cada uno de ellos.

Elementos correctores adicionales

Con la adición de piezas complementarias es posible corregir deformidades a distintos niveles de la pierna. Las más frecuentes son valgos o varos de rodilla y/o de tobillo.

Para corregir el valgo de rodilla se aplica una placa de termoplástico rígida o semirrígida, amoldada a la forma del cóndilo interno, y remachada sobre el lado medial de la articulación de la rodilla.

Para corregir el varo se aplica una pieza como la anterior, pero en el lado lateral de la articulación de la rodilla.

Para corregir el valgo o el varo del tobillo, se añaden al bitutor piezas de cuero en forma de «T», como las presentadas en el apartado de los bitutores cortos antiequinos.

En este tipo de aparatos también resulta una ayuda eficaz para corregir el valgo o el varo del tobillo añadir cuñas mediales o laterales, entre el tacón y la base horizontal del estribo, con el objeto de inclinar la parte posterior del zapato hacia el lado contrario de la deformidad. En este caso es imprescindible que el zapato acoplado a la ortesis tenga unos potentes contrafuertes en el talón, para sujetar éste con firmeza.

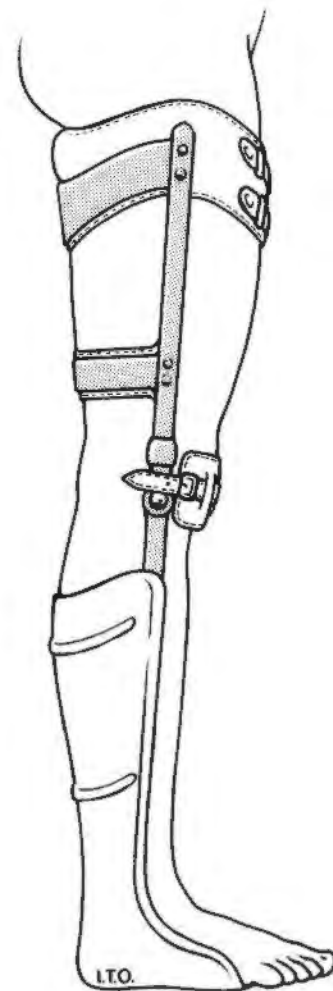


Figura 5.40

Biomecánica

Con el bitutor largo buscamos tres fines: estabilizar la extremidad, controlar las deformidades y facilitar la marcha.

Estabilización de la extremidad

Ya se han descrito los diferentes elementos con que se construyen los bitutores, ya sean de tipo metálico, termoplástico o mixto.

El apoyo isquiático es recomendable cuando existe una insuficiencia de los músculos de la cadera. Se ajusta al muslo y se moldea a modo de asiento alrededor de la tuberosidad isquiática y por debajo de ésta. Realiza también una función de descarga que facilita la prevención y el control de deformidades.

La articulación de la rodilla se mantiene bloqueada durante la marcha para evitar su flexión por parálisis del cuádriceps; al desbloquearla permite la sedestación. Estos pacientes, si no llevan ortesis, deben apoyar su mano sobre la cara anterior del muslo para estabilizar la extremidad inferior (fig. 5.41). El bloqueo

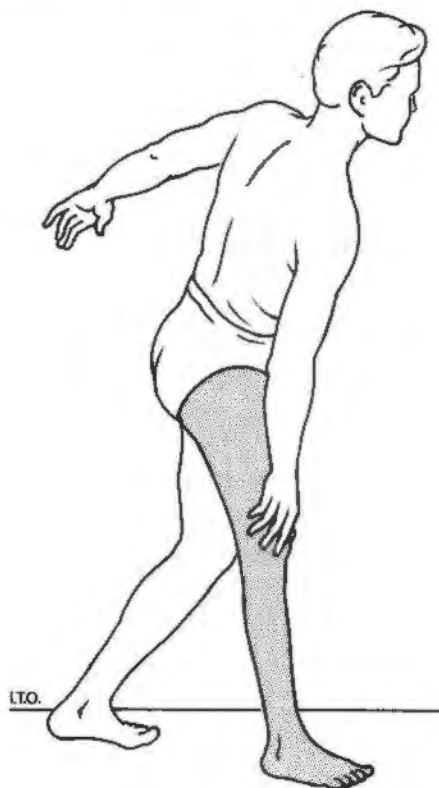


Figura 5.41

de la articulación de la rodilla previene también el excesivo recurvatum, que en ocasiones es de origen yatrogénico.

En la articulación del tobillo, la flexión dorsal debe ser de 15°, necesaria para una marcha aceptable. Generalmente la flexión plantar es nula; sin embargo cuando el paciente se ve obligado a caminar por terrenos desiguales, es interesante permitir una flexión plantar de 5-10°.

Control de las deformidades

Para controlar las deformidades de la extremidad afectada y evitar su progresión se emplean unas técnicas determinadas.

El apoyo isquiático, que ya se ha mencionado, es útil por la función de descarga que comporta.

Los apoyos laterales y/o mediales en la rodilla y las cinchas en «T» en el tobillo, ayudan a mantener bien alineada la extremidad, evitando o controlando el valgo o el varo a estos niveles.

Marcha con ortesis

En los pacientes que usan bitutor largo pueden observarse variaciones de la marcha normal (fig. 5.42).

1.º tiempo: *doble apoyo o de impulso*. El cuerpo se desplaza hacia delante para dar impulso a la extremidad afectada.

La pierna sana debe colocarse en extensión completa para compensar la artrodesis mecánica de la rodilla de la pierna lesionada.

2.º tiempo: *período oscilante o de elevación*. La pierna sana debe estar en extensión completa. La elevación del tacón contralateral facilita este tiempo de la marcha.

El tope que bloquea la flexión plantar del tobillo de la extremidad lesionada ayuda a realizar una marcha correcta.

En este tiempo existe una báscula compensadora de la pelvis.

3.º tiempo: *doble apoyo anterior o de recepción*. La estabilización de la extremidad afectada está asegurada por el bitutor. La amortiguación es muy deficiente, por lo que es en este momento cuando se produce más deterioro en la ortesis, donde es necesaria una absorción adecuada de los impactos (cuña blanda de tacón).

4.º tiempo: *apoyo unilateral*. De características similares a la anterior, está menos solicitada la ortesis de la extremidad afectada.

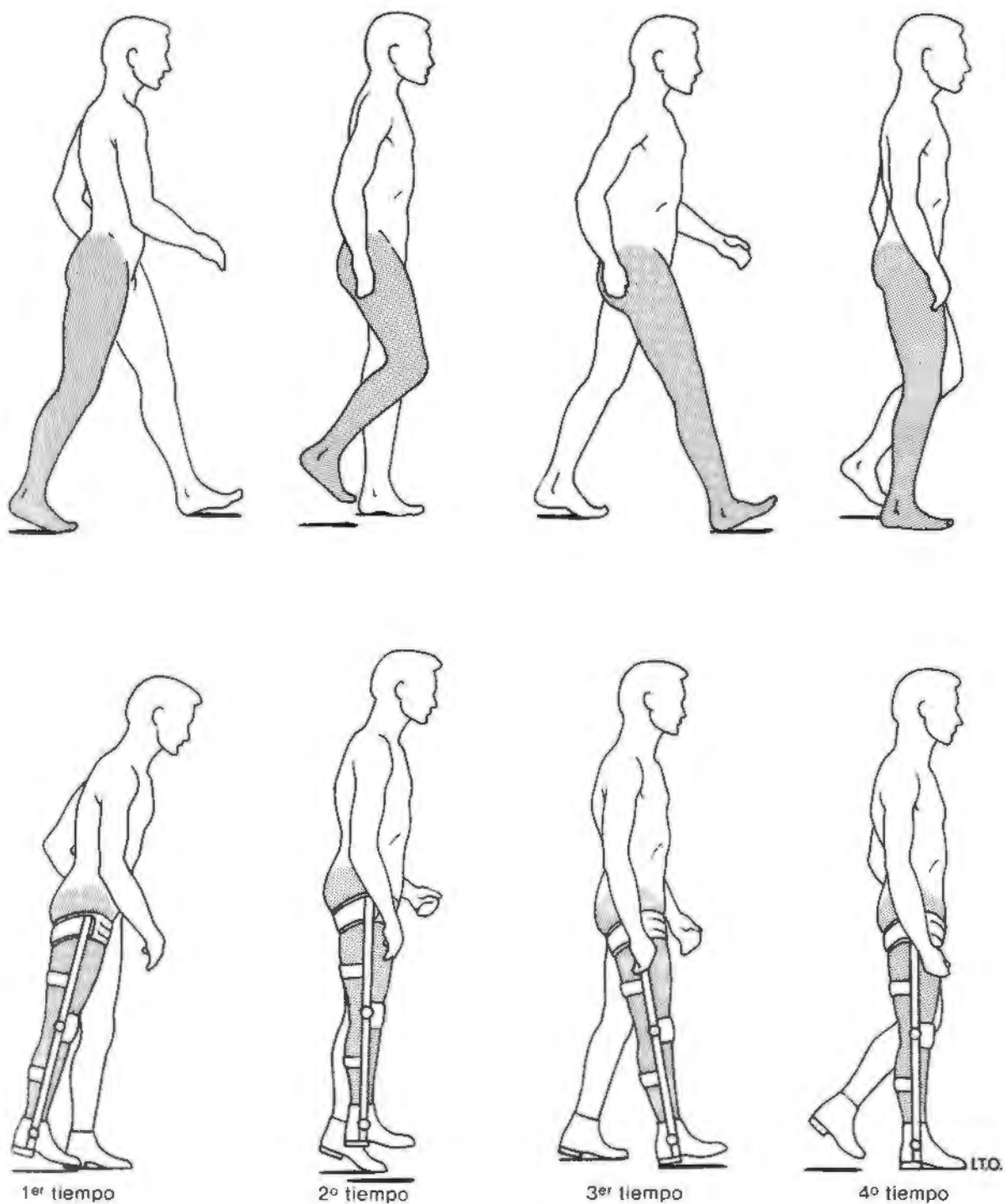


Figura 5.42

Observaciones de uso

– El bitutor largo es una ortesis clásica. Se indica en las secuelas de las parálisis motoras en las que generalmente hay afectación del cuádriceps.

Las ortesis metálicas son más resistentes, por lo que están indicadas en pacientes de constitución corpulenta o atlética y/o con actividad física apreciable.

Los bitutores termoplásticos ofrecen mayor comodidad y estética. Por lo general los pacientes los aceptan mejor que a los clásicos o metálicos.

Las ortesis mixtas buscan combinar la funcionalidad y la cosmética.

– Es importante una toma de medidas cuidadosa y un test de comprobación final. Ello determina la comodidad del aparato y el buen cumplimiento de su finalidad terapéutica.

– Los centros rotatorios de los ejes mecánicos de las articulaciones deben coincidir el máximo posible con los ejes anatómicos de la rodilla y del tobillo. Un eje de la rodilla más bajo no influye demasiado para la marcha, pero dificulta la sedestación. Un eje de tobillo demasiado alto o demasiado bajo puede ocasionar presiones de las bandas anteriores o los aros posteriores.

Los pacientes portadores de ortesis modulares o plásticas pueden llevar calzados normales. Al ir el aparato alojado dentro del calzado es prácticamente invisible ya que puede cubrirse con el calcetín.

El uso de las ortesis termoconformadas puede ocasionar un aumento de la sudación. Es útil usar una calceta de algodón sobre la pierna para evitar el contacto directo de la piel con el plástico. En ocasiones se practican agujeros en el plástico para favorecer la transpiración.

– Los materiales plásticos pueden estar contraindicados en los enfermos con alergia cutánea. En estos casos se utilizan sistemas ortopédicos convencionales, guarnecidos de curtidos naturales.

– Los bitutores termoconformados no deben acercarse a fuentes de calor (estufas, fuegos de hogar, etc.) que sobrepasen los 50 °C.

– Para prevenir o contener deformidades de la extremidad, los elementos correctores, cuando están bien aplicados, ayudan a la ortesis en su función.

– La limitación de la articulación mecánica del tobillo, combinada con el bloqueo de la rodilla, comporta algunas dificultades de deambulación por terrenos con desniveles: por ejemplo, para el descenso, los enfermos suelen colocar la extremidad en rotación externa.

– Como en el caso de todas las ortesis que cubren una zona amplia del cuerpo, es importante una higiene cuidadosa tanto de la zona corporal como del aparato.

Bitutores largos con cinturón pélvico

Además de las funciones del bitutor largo, estas ortesis limitan la movilidad de la cadera.

Indicaciones

La prescripción de estas ortesis se limita a casos muy especiales porque restringen de manera importante la motilidad, especialmente en los adultos.

La mayoría está destinada a niños con secuelas paralíticas que afectan la cadera, para evitar actitudes viciosas, sobre todo al iniciar la marcha. Pueden estar indicadas en:

– Inestabilidad de la cadera por secuelas paralíticas.

– Vicios de posición de la extremidad inferior que tienen su origen en la cadera por desequilibrio muscular (generalmente rotación interna o externa).

– Actitudes anómalas de tipo espástico.

Descripción de los aparatos

Se construyen con materiales metálicos o plásticos o con la combinación de ambos.

No obstante, en estos aparatos que incluyen la cadera, por su volumen y la limitación de movimiento que comportan, el peso es un factor determinante para la marcha. Por esta razón, los materiales empleados para este tipo de ortesis han de ser ligeros y resistentes.

Actualmente, además de los sistemas modulares contruidos con plásticos termoconformados, se empiezan a usar las fibras de carbono porque son, en la práctica, los materiales menos pesados y más resistentes de los conocidos hasta ahora, pero tienen el inconveniente de su elevado coste.

Ortesis metálicas

Las ortesis metálicas se construyen en duraluminio o en acero.

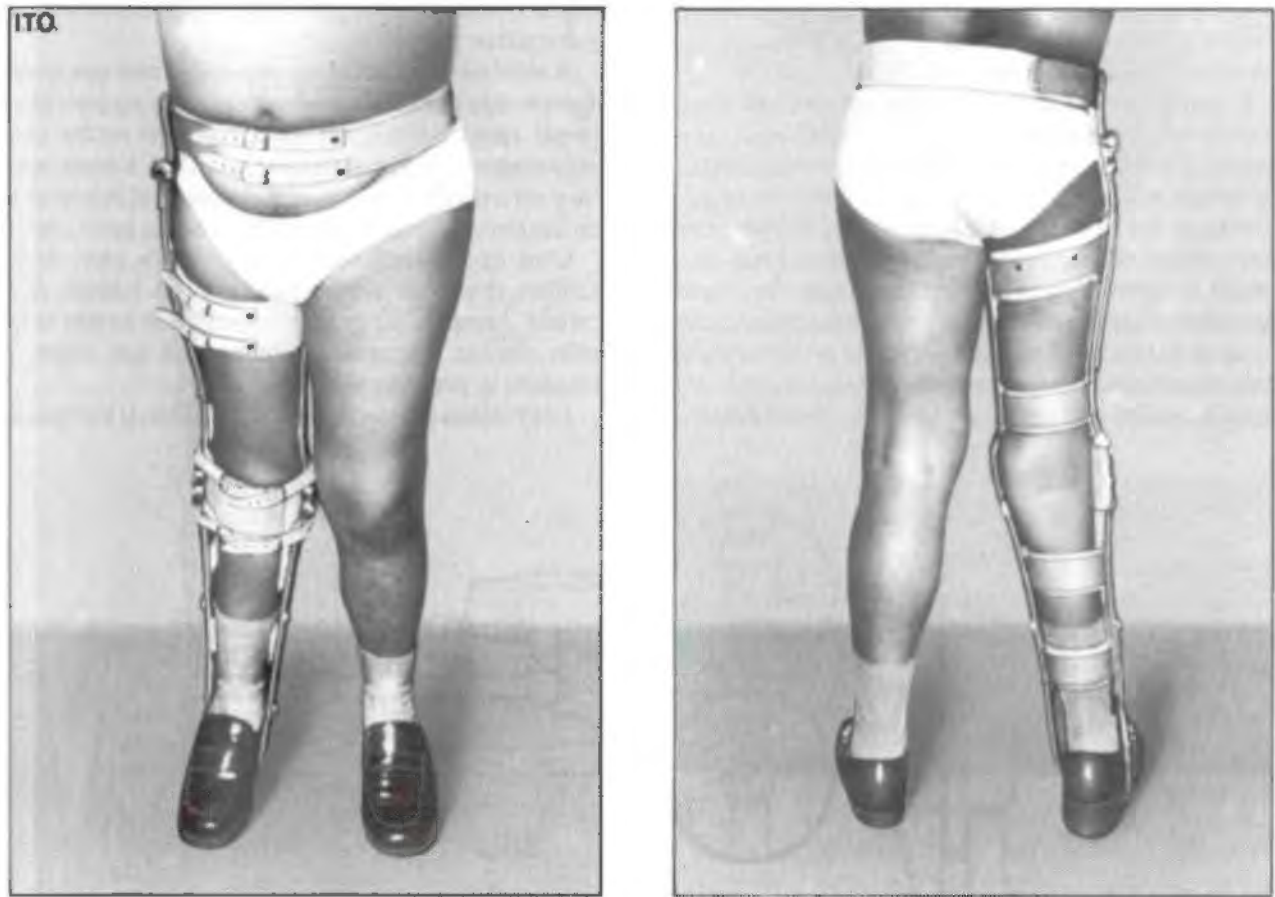


Figura 5.43

Ortesis unilaterales (fig. 5.43)

Se dice que son unilaterales cuando ayudan a la función de una sola de las dos extremidades inferiores.

Hasta la raíz del muslo son exactamente iguales que los bitutores largos descritos antes. Por la parte superior lateral incorporan una articulación mecánica de cadera que en su extremo superior se une a una banda pélvica. Ésta se construye desde la parte lateral hasta la posterior, en duraluminio o acero, y está almohadillada interiormente. Por delante la banda pélvica se abrocha con un cinturón ancho de piel. Esta banda pélvica se encuentra localizada entre la cresta ilíaca y el trocánter mayor.

En las ortesis unilaterales, la articulación mecánica de la cadera está muy reforzada, ya que al compensar el paciente la limitación del movimiento de la cadera con la movilidad del tronco, se ve sometida a grandes

solicitaciones que causan frecuentes roturas de la articulación mecánica, de los puntos de unión de ésta con el bitutor o de la banda pélvica.

La mayoría de las articulaciones mecánicas de cadera limitan los movimientos de flexoextensión mediante mecanismos de bloqueo, generalmente anillas. Algunas permiten cierto grado de abducción (fig. 5.44).

Es muy importante que el centro de giro de la flexoextensión de la articulación mecánica coincida con el centro anatómico de flexoextensión de la cadera. Si está demasiado alto o bajo, causará molestias al enfermo al sentarse.

Ortesis bilaterales (fig. 5.45)

Cuando la ortesis es para las dos extremidades, es bilateral.

Las características técnicas son las mismas que la

ortesis anterior, pero con dos bitutores largos unidos a sendas articulaciones de cadera que, a la vez, se encuentran unidas por la banda pélvica.

Es importante que el médico ayude con una prescripción precisa y detallada a la labor del técnico ortopédico. Estos pacientes son complejos por la variedad de formas que pueden adoptar las parálisis. El conocimiento de las limitaciones y necesidades del paciente determinará el número y tipo de articulaciones que tendrá la ortesis, para conseguir el buen fin y uso apropiado de ella. Tanto en las ortesis bilaterales como en las unilaterales se pueden combinar el número y la clase de articulaciones necesarias. Así, por ejemplo, en el pie, el estribo que se une al zapato puede articularse

lateral y medialmente para respetar la movilidad subastragalina.

A nivel de la suela del zapato, en la zona que queda ligeramente por delante del calcáneo, un agujero transversal revestido con un tubo metálico recibe unos espárragos cilíndricos terminales de los tutores interno y externo de la ortesis, que permiten el movimiento de flexión y extensión al pie (articulación tipo Caliper).

Otro tipo de articulación se utiliza a nivel de los tobillos, donde el estribo se une a los tutores de la ortesis y respeta su movimiento. Puede limitar la flexión plantar, la dorsal o ambas a la vez, según lo requiera la prescripción.

Las rodillas pueden ir o no articuladas, y los tipos de

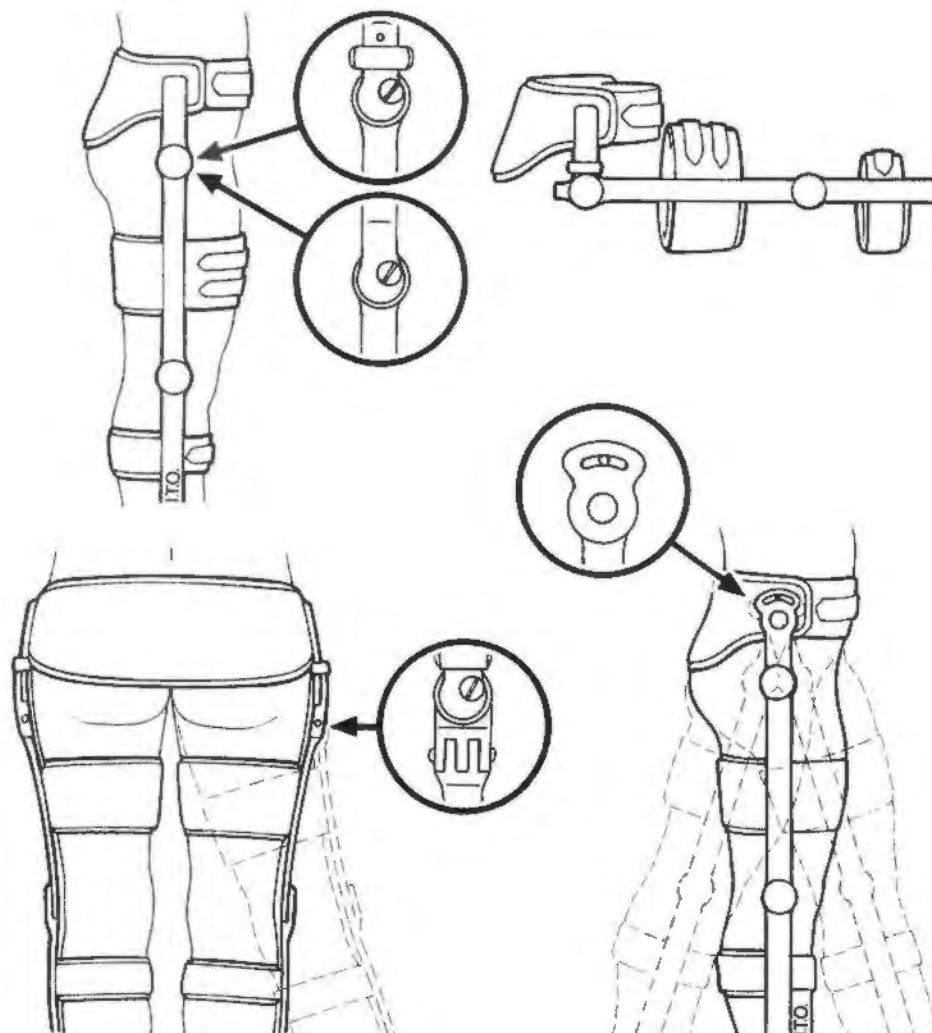


Figura 5.44

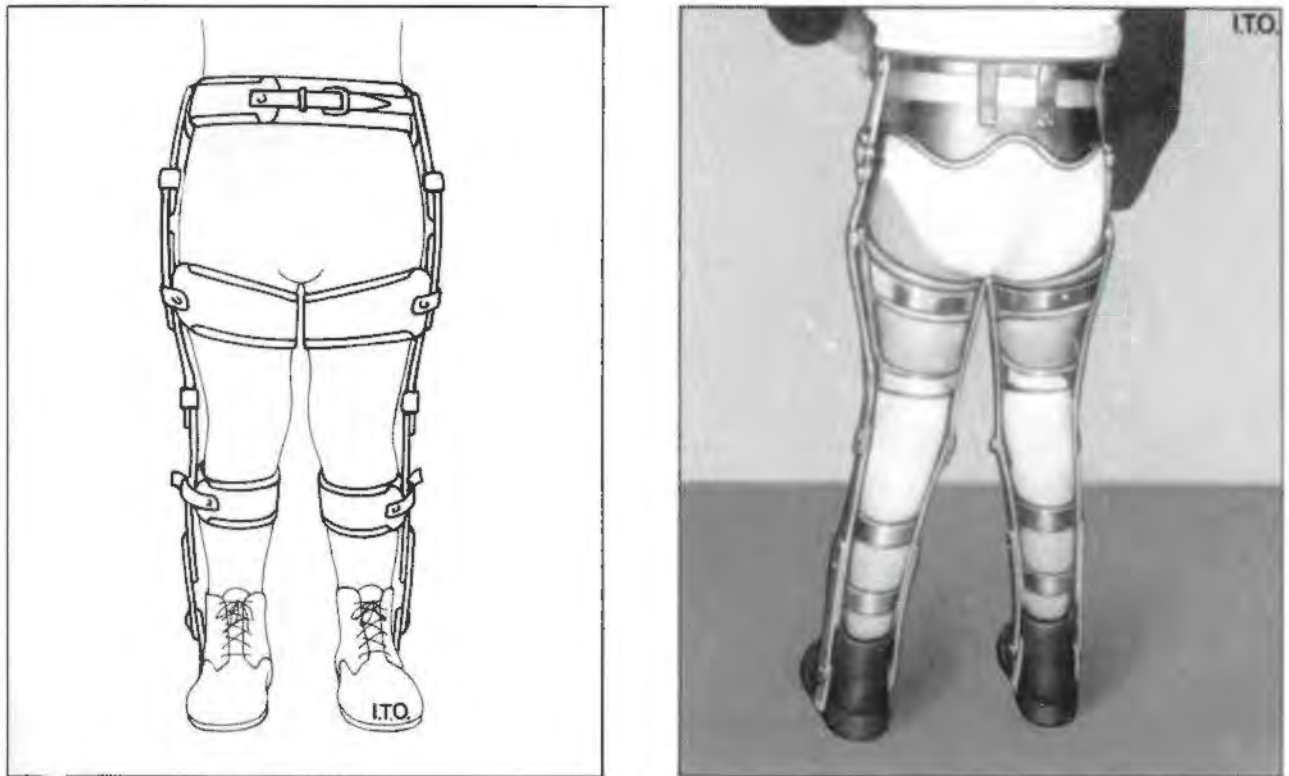


Figura 5.45

articulaciones son los mismos que los explicados en el bitutor largo.

A nivel de las caderas, las articulaciones son del tipo mencionado anteriormente, con movimiento de flexión y tope a la extensión; en algunos casos permiten movimientos de abducción (fig. 5.44).

Ortesis termoconformadas y mixtas

Se construyen con materiales plásticos que a temperatura adecuada se conforman a presión sobre moldes positivos de escayola.

Técnica y mecánicamente son muy parecidas a las ortesis metálicas. Sus fines son exactamente los mismos.

Al prescribirlas se tiene en cuenta la importancia del factor peso y del consumo energético.

Los plásticos más empleados para su construcción son: el polipropileno, trabajado sobre molde por sistemas de vacío como se ha explicado anteriormente, y el politeno en todas sus variantes de densidades y grosores.

No existen ortesis totalmente plásticas. Las articulaciones, aunque existen algunas en teflón, por lo general son de acero o de duraluminio. Estos materiales, aun siendo más pesados, tienen la suficiente resistencia y duración para este aparato, especialmente en enfermos que lo usan permanentemente.

Casos particulares

En enfermos con parálisis cerebral infantil estas ortesis pueden complementarse con un mecanismo desrotador tipo Twister (fig. 5.46).

En las secuelas de mielomeningocele, desde el cinturón pélvico hasta los bitutores se colocan unos tensores elásticos posteriores que actúan a modo de glúteo mayor (fig. 5.47).

Fillauer propone una ortesis bilateral que está indicada en parapléjicos y en determinados casos de mielomeningocele, con un cinturón glúteo-sacro y una contención toracoabdominal. Las articulaciones de las caderas tienen incorporado un mecanismo «reciproca-dor» que le permite al enfermo una marcha alternante (figs. 5.48 y 5.49).



Figura 5.46



Figura 5.47

Biomecánica

La incorporación de articulación o articulaciones de cadera y cinturón pélvico al bitutor o bitutores largos aumenta la estabilidad del paciente.

Estos elementos están destinados a mejorar los trastornos que no se controlan mediante el uso de un bitutor largo, como por ejemplo, el balanceo pélvico y las rotaciones de la extremidad.

Cuando existe un gran balanceo pélvico, a causa de la debilidad muscular de la extremidad afectada y en ocasiones también de la extremidad contralateral, se puede incorporar el cinturón y una articulación con movimiento libre de flexoextensión. En esta situación, todo el material de la estructura superior estará fuertemente solicitado a flexión y sometido a un gran desgaste por fatiga, por lo que debe realizarse en acero de grosor suficiente. En los casos unilaterales es poco frecuente el uso de articulaciones bloqueables, aunque en los trastornos con cierta espasticidad es útil

para controlar la extremidad durante el balanceo.

Para evitar la rotación de la extremidad se usa el cinturón pélvico y una articulación libre de cadera con movimiento de abducción para respetar la máxima movilidad articular. En ocasiones es útil incorporar un mecanismo tipo Twister.

En los casos bilaterales, el uso del cinturón y las articulaciones bloqueables constituye uno de los sistemas utilizados para estabilizar las caderas. En posición estática, el equilibrio es mucho más fácil para el paciente.

En posición bipodal y durante la marcha, esta estructura mantiene la extensión de las caderas. Mediante los bastones y la fuerza de los brazos (impulsión), los pacientes logran elevarse para realizar el balanceo.

La rigidez de las caderas la compensan con el movimiento del tronco. Antes de la impulsión, el bloqueo de la articulación mantiene la estabilidad. En este momento, algunos pacientes que aprenden a arquearse hacia atrás pueden prescindir del cinturón, ya que, si

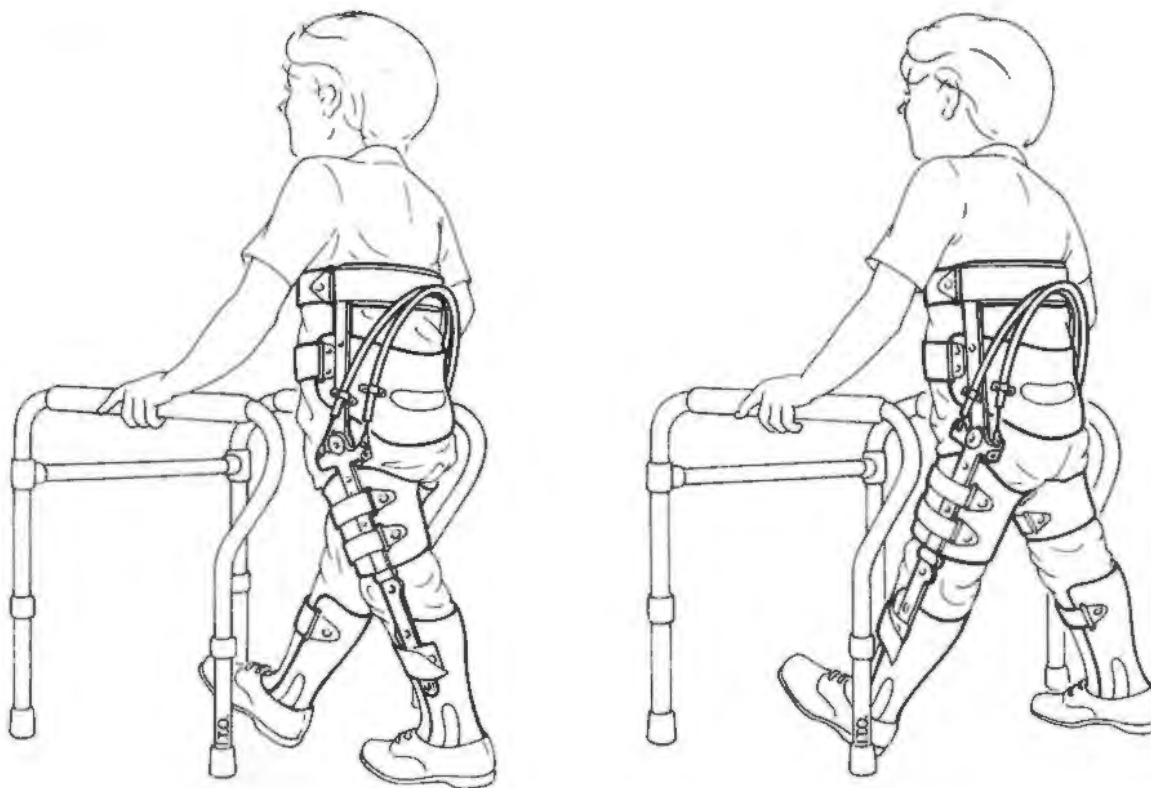


Figura 5.48

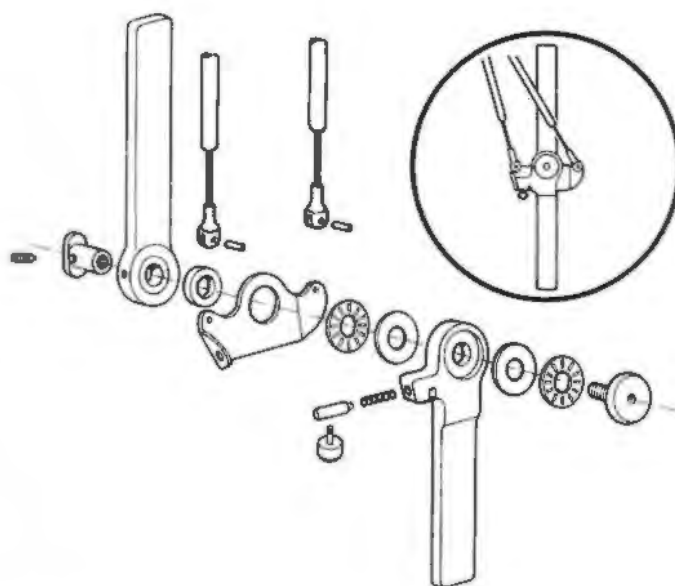


Figura 5.49. Despiece del mecanismo «reciprocador».

logran trasladar el centro de gravedad del cuerpo por detrás de la articulación de la cadera, se creará un momento de fuerza que mantendrá la extensión.

En el momento del apoyo, la estabilidad de la cadera queda garantizada al quedar los bastones por detrás del cuerpo; así, la línea del centro de gravedad será posterior a la articulación.

En las parálisis del glúteo mayor (mielomeningocele), en lugar de usar articulaciones bloqueables es útil colocar unos tirantes elásticos posteriores que ayudan a mantener la extensión de la cadera y permiten mayor movilidad. Con ello, el sujeto puede realizar una marcha en cuatro tiempos, en vez de una marcha a saltos, lo que supone menor gasto energético, al disminuir la longitud del paso y el esfuerzo muscular a nivel de los brazos. Recientemente, con el uso del mecanismo «reciprocador» propuesto por Fillauer, también es posible que los enfermos realicen una marcha a cuatro tiempos.

Observaciones de uso

– Para prescribir tanto el número y la clase de articulaciones como el de elementos que habrá de tener la ortesis, deben observarse rigurosamente los déficit motores del paciente.

– En algunos pacientes será más importante la ligereza que la resistencia del aparato. Ello dependerá del sexo, la edad, las condiciones físicas y la actividad del paciente.

– La elección del metal o el plástico para la construcción de la ortesis está condicionada, además de por los dos puntos anteriores, por el factor estético y por el medio ambiente. En general, las ortesis plásticas son más calurosas (factor sudación) que las metálicas, aunque resultan más estéticas, por ser menos visibles.

– Influye también la predisposición a estados alérgicos. Para hacer más transpirables las ortesis de plástico se emplean materiales de cuero y pieles naturales en su guarnecido.

– El paciente debe usar leotardos finos o medias, preferiblemente de algodón, para evitar el contacto directo de su piel con la ortesis. Favorece la higiene y evita roces y magulladuras.

– Debe acudirse rápidamente al técnico ortopédico ante cualquier fallo mecánico de la ortesis. Es muy importante una perfecta puesta a punto del aparato en todo momento.

– A este tipo de ortesis se le pueden añadir tantos elementos correctores adicionales como hagan falta: cinchas en «T» para compensar valgus o varos del pie, cuñas para la rodilla, etc.

Grandes aparatos de marcha

Aparatos que se aplican a pacientes con graves parálisis, cuya misión principal es hacer posible la bipedestación y la marcha y limitar o corregir alteraciones de las extremidades inferiores y del tronco (fig. 5.50).

Indicaciones

Estas ortesis están indicadas en enfermos que padecen importantes déficit motores, generalmente de origen paralítico (poliomielitis, mielomeningocele, parálisis cerebral infantil, etc.). Sin la ayuda de las ortesis son imposibles la bipedestación y la marcha.

A pesar de que limitan considerablemente la movilidad, son bien aceptadas por los enfermos pues les permiten mantener una vida de relación aceptable.



Figura 5.50

Descripción de los aparatos

Constan de uno o dos bitutores para las extremidades inferiores (figs. 5.50 y 5.51), articulados o no a nivel de las rodillas y los tobillos, unidos a un corsé, más o menos alto, mediante una o dos articulaciones de cadera.

El aspecto diferencial entre ellos está dado por el número y la clase de bitutores inferiores, por el tipo y la altura del corsé, por el número y las particularidades de las articulaciones y por la diversidad de los materiales empleados en sus componentes.

La determinación de cada uno de estos aspectos diferenciales se hace en el momento de la prescripción, después de un cuidadoso estudio del parálitico y de todas sus necesidades en particular.

Esto hace que sea muy amplia la diversidad de grandes aparatos que se pueden construir.

En el aparato de marcha podemos distinguir las siguientes partes:

- Corsé ortopédico de contención.
- Elementos mecánicos de unión entre el corsé y el o los bitutores.
- Bitutor o bitutores para las extremidades inferiores.

Corsé ortopédico de contención

El tipo de corsé está en relación con el nivel lesional. Se clasifican según la altura en: lumbares, dorsolumbares y cervicodorsolumbares.

Corsés lumbares. Sus indicaciones son las mismas que tienen las ortesis con cinturón pélvico descritas anteriormente, pero los corsés lumbares ejercen mejor control de la movilidad lateral y de la rotación de las extremidades inferiores.

Estabilizan lateralmente la pelvis y contienen el abdomen, lo que contribuye a mejorar la capacidad respiratoria. No ejercen control sobre la estabilidad del raquis.

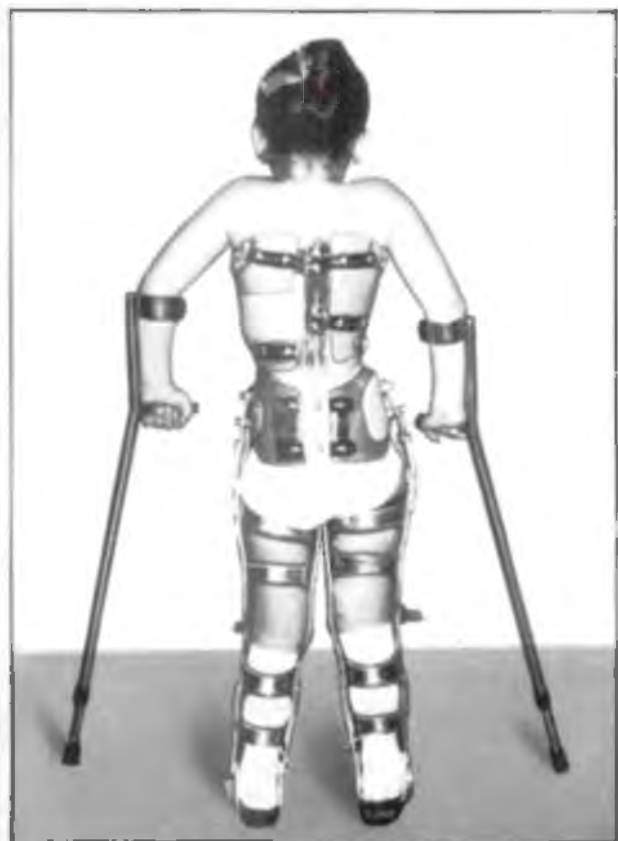


Figura 5.50 (cont.)

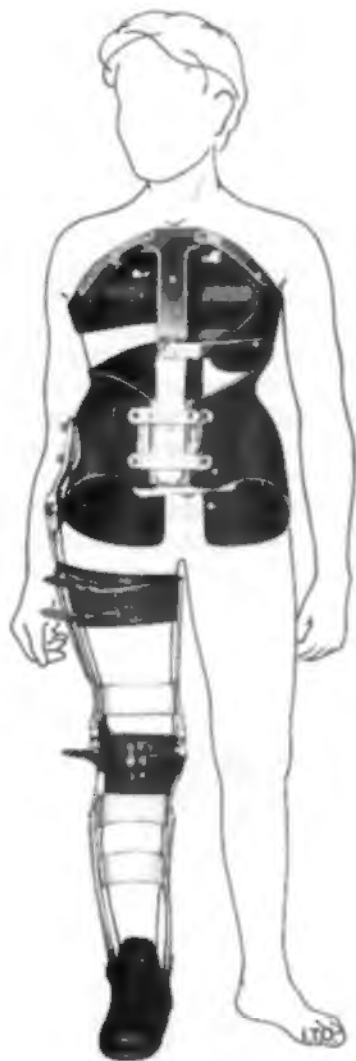


Figura 5.51

Corsés dorsolumbares (fig. 5.52). Están indicados en las parálisis de la musculatura abdominal y espinal media e inferior.

Actúan con eficacia en las desviaciones sagitales del tronco: lordosis y cifosis. Su efecto es mucho menor en las escoliosis.

Corsés dorsolumbares con apoyo axilar (fig. 5.53). Tienen las mismas indicaciones que los corsés anteriores y además están especialmente indicados en déficit de la musculatura espinal superior asociada a cifosis.

En nuestra experiencia, un corsé que cumple bien estas funciones es el Lyonés, construido con material de plexidur, propuesto por Stagnara pero modificado en el sentido de dejar la máxima capacidad respiratoria.

Es importante que estos corsés, en la parte lateral o posterior, tengan unas bisagras con el objeto de poderlos abrir y cerrar en el momento de su colocación.

Corsés cervicodorsolumbares (fig. 5.54). Semejantes a los anteriores pero con la adición de unos apoyos occipitomentonianos.

Su objetivo es mantener la totalidad del raquis. Están indicados cuando la lesión es a nivel de la 5.^a vértebra dorsal o por encima de ella. Dada su complejidad, este aparato es un pequeño compendio de todas las ortesis para la extremidad inferior y el tronco.

Los corsés no deben sobrepasar los límites de la zona lesionada, con el fin de evitar una inmovilización innecesaria que dificultaría la marcha. No obstante, a veces, una musculatura normal se inmoviliza con el fin de no provocar una estructuración de la actitud escoliótica que se produce durante la marcha. La presencia de contracturas importantes también puede condicionar una mayor cobertura del corsé.

En cambio, en el caso contrario, es decir, de curvas rígidas o cuando una curva se compensa con otra, en ocasiones, no es necesario protegerlas con corsé.

A causa de la menguada capacidad respiratoria de estos pacientes debe evitarse cualquier presión sobre la caja torácica. También debe prevenirse la aparición de trastornos digestivos debidos a una presión excesiva en el abdomen.

Cuando estos pacientes presentan alteraciones de la sensibilidad cutánea, para evitar la aparición de decúbitos o escaras han de protegerse o aislarse las zonas óseas prominentes (apófisis espinosas, ángulos inferiores de los omóplatos, costillas prominentes, crestas ilíacas y sacro).

Construcción del corsé

Se construyen siempre a partir de un molde negativo que, si es posible, se obtiene con el enfermo de pie y colocado en tracción suave mediante la ayuda de un collar de Sayre (fig. 5.55). Cuando ello no es posible se utiliza un marco ortopédico. Es importante mantener el equilibrio de la pelvis en el momento de obtener el molde negativo, y moldear bien las crestas ilíacas. En los corsés altos con apoyo subaxilar, debe moldearse perfectamente esta región. Para ello es útil que el paciente levante los brazos en abducción de 90° en el momento de moldear esta zona, y los baje cuando el yeso inicia el fraguado. Así quedará bien dibujado el contorno axilar.

El molde positivo ha de tener una buena alineación.

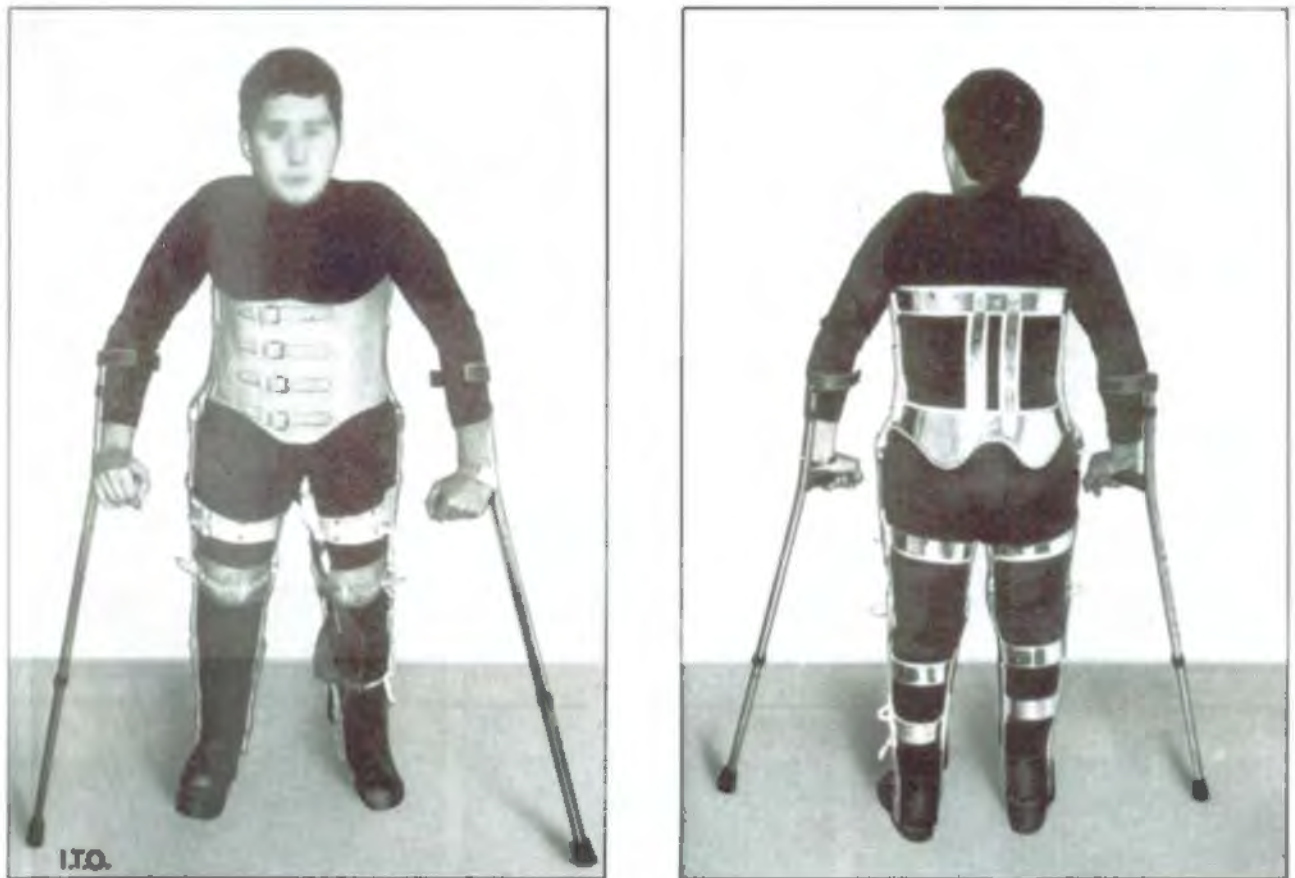


Figura 5.52

El material con el que se fabricará el corsé debe estar en función del tipo de parálisis y de los trastornos de sensibilidad asociados a las características de cada paciente en particular.

Los materiales plásticos se moldean mejor que otros sobre puntos óseos salientes o en zonas conflictivas.

Los materiales metálicos permiten una mejor transpiración, lo que los hace más idóneos para pacientes con pieles muy sensibles.

El guarnecido será siempre muy suave en consideración a la extensión de las zonas que cubren y se tendrá especial cuidado en proteger con almohadillas y evitar contacto sobre puntos en los que podrían producirse decúbitos o escaras.

Antes de la entrega del aparato, el técnico ortopédico comprobará si éste cumple cada una de las indicaciones del médico especialista y hará un test final con el enfermo acostado, sentado, en bipedestación y caminando.

Elementos mecánicos de unión entre el corsé y el bitutor o los bitutores

Están contruidos generalmente con articulaciones a nivel de la cadera, con el fin de facilitar la marcha y la sedestación del paciente.

Los detalles técnicos de estas articulaciones ya se han descrito.

En determinadas ocasiones interesa anular totalmente la movilidad para posibilitar la estática. En estos casos, las articulaciones son del tipo de bloqueo o se sustituyen por elementos rígidos.

Bitutor o bitutores para las extremidades inferiores

Según la extensión de la parálisis, el gran aparato de marcha constará sólo de un bitutor largo, de uno largo y otro corto en la extremidad contralateral o de dos bitutores largos (fig. 5.56).



Figura 5.53

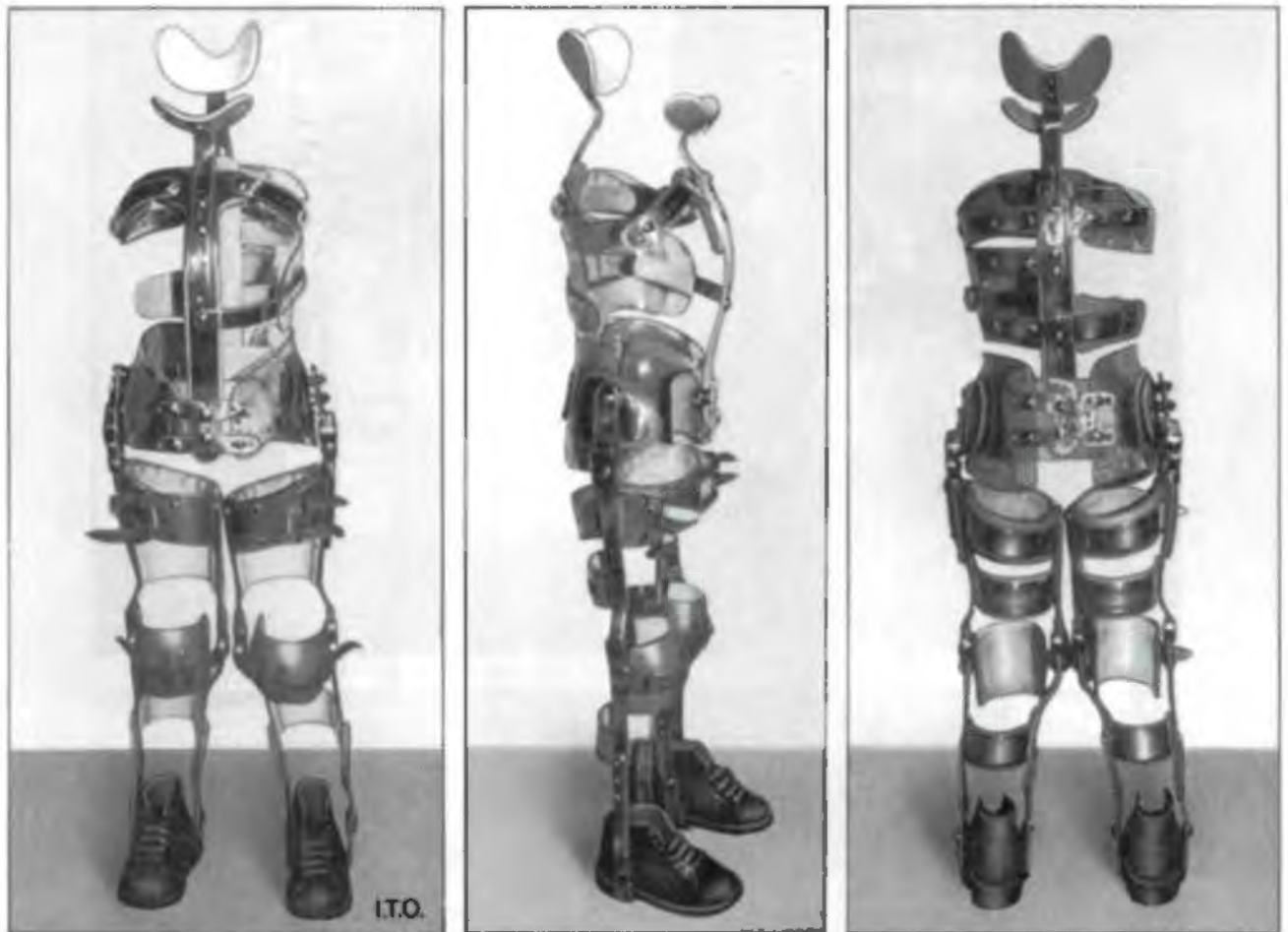


Figura 5.54

Los sistemas de unión de los bitutores con el corsé pueden ser de muchos tipos y admiten gran cantidad de combinaciones. Los más comunes son: un bitutor unido al corsé con bloqueo o sin él, con la otra pierna libre; un bitutor largo unido al corsé y un bitutor corto para la otra pierna, o ambos bitutores articulados, unos con una articulación bloqueable y otra libre, y excepcionalmente con ambos bloqueados.

Biomecánica

La misión del gran aparato de marcha es permitir la bipedestación y la deambulación. Para ello inmovilizamos las articulaciones cuyo grupo muscular no es capaz de mantenerlas en extensión. En el caso de la articulación del tobillo se permiten unos pocos grados

de movilidad para adaptarse mejor a los distintos tipos de terreno. Las articulaciones de cadera y rodilla se pueden desbloquear para permitir la sedestación.

En estos pacientes se coloca un corsé para estabilizar el tronco y evitar la flexión de la articulación de cadera. Pueden tener otra función, como la de sustentación del tronco, controlando así las deformaciones de la columna. En este caso ha de tenerse en cuenta no limitar la capacidad respiratoria del paciente y no sobrepasar la zona lesionada.

Los grandes aparatos que tienen un solo bitutor largo deben realizar un mantenimiento más estricto, ya que este aparato sufre una fuerte sollicitación sobre estructuras cercanas a la articulación de la cadera, provocada por el momento de fuerza que se aplica cuando el paciente eleva la extremidad que no lleva aparato.



Figura 5.55

La marcha que realizan generalmente los usuarios de estos aparatos es en tres tiempos o «saltos», es decir:

1.º fase: apoyo de los bastones delante del cuerpo con los pies atrasados.

2.º fase: impulsar el cuerpo hacia delante, mediante el esfuerzo principalmente de los brazos.

3.º fase: finalmente los pies quedan situados a la altura de los bastones.

Hay que señalar que este tipo de marcha es posible gracias a la fuerza de los brazos. En ocasiones pueden realizarla en cuatro tiempos sin necesitar tanto esfuerzo de los brazos, pero es más difícil coordinar los movimientos y, también, la marcha resulta algo más lenta, por lo que los jóvenes, dado su brío, generalmente no la practican. En algunas ocasiones existe la posibilidad de cambiar las articulaciones de cadera por el dispositivo «reciprocador», comentado anteriormente, para conseguir un tipo de marcha más normal (fig. 5.57).

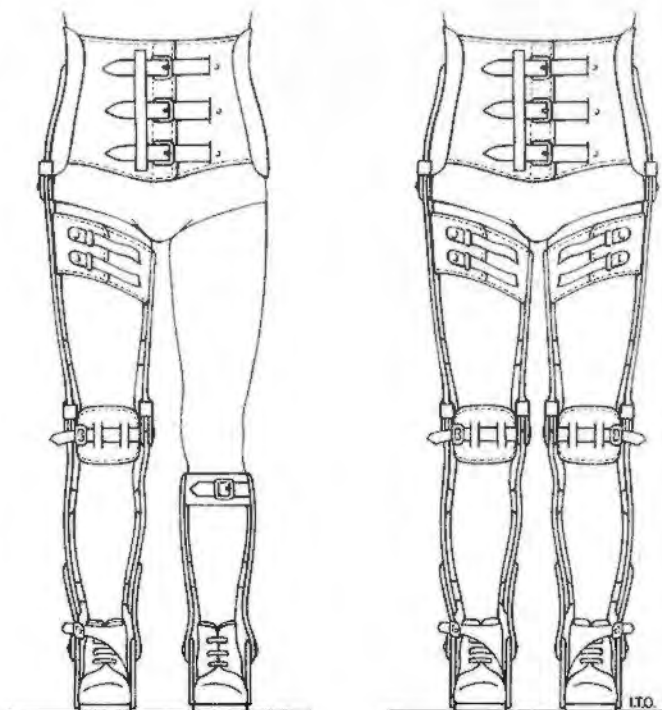
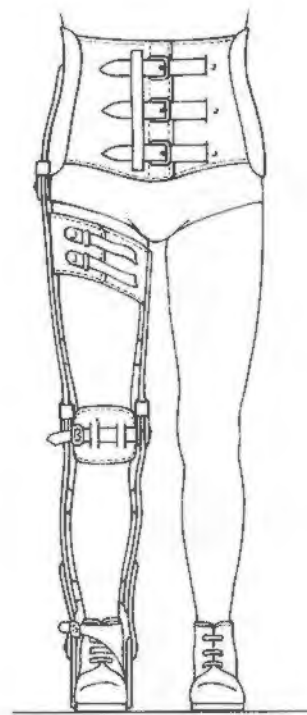


Figura 5.56

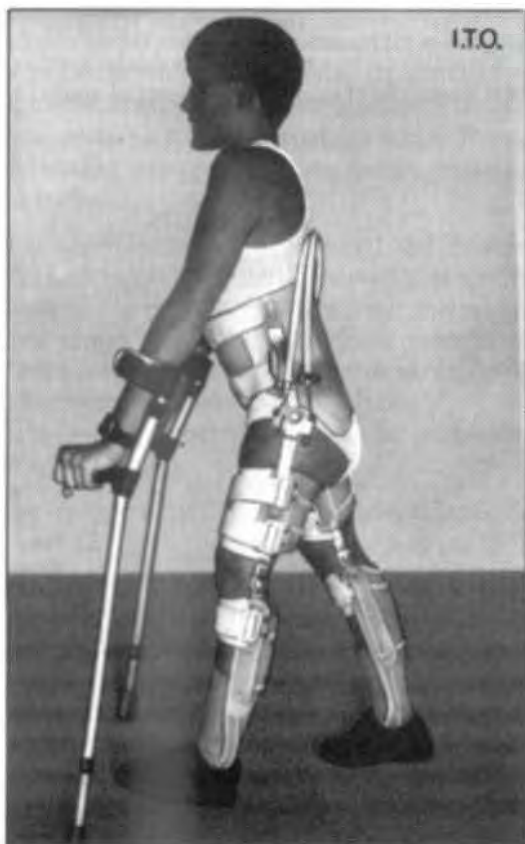
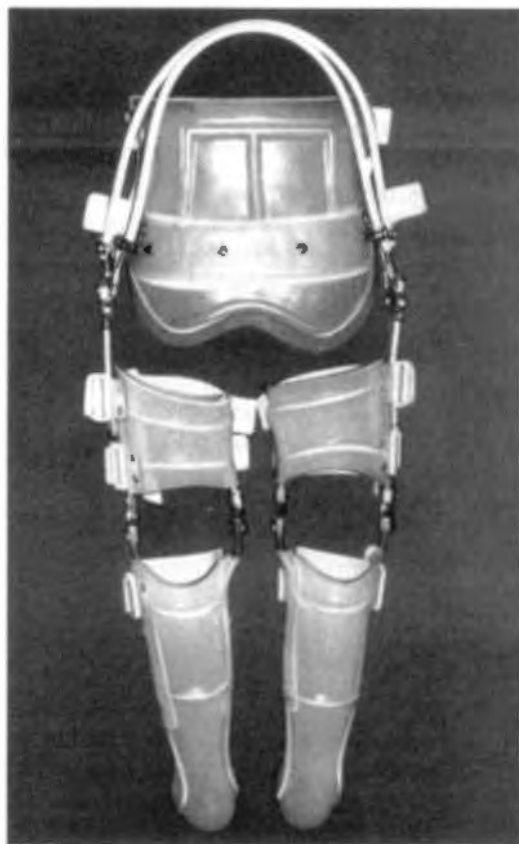


Figura 5.57

Observaciones de uso

- El peso es un factor importante en los grandes aparatos de marcha. Atendiendo a la extensa zona que cubren y la limitación de movimientos que comportan, el hecho de que sean ligeros posibilitará mejorar los desplazamientos del paciente.

- Las articulaciones a nivel de la cadera constituyen el punto más vulnerable de la ortesis. Por esta razón, en la mayoría de las ocasiones se prefieren articulaciones algo más pesadas, pero más resistentes.

- En las zonas que están expuestas a humedad (especialmente en enfermos con incontinencia), deberá procurarse que los guarnecidos sean impermeables. Existen tipos de plástico que, al ser suaves, cumplen estos requisitos, aunque no se debe olvidar las posibles alergias que pueden provocar los materiales sintéticos.

Es importante advertir al usuario de estos dispositivos, el protagonismo del calzado. Los tacones y las suelas son la base del gran aparato. Si existen zonas desgastadas, pueden desestabilizar la ortesis y hacer la marcha más difícil o incluso ser causa de roturas. Es conveniente revisar las suelas y tacones del calzado con regularidad.

- Antes de prescribir o construir un gran aparato de marcha con material termoplástico, es necesario conocer los puntos que habrán de estar en contacto o muy próximos a la piel. Es conveniente abrir amplias ventanas en la espalda, dorso de muslos y piernas, para facilitar la transpiración y hacer que la ortesis no sea demasiado calurosa. También hay que advertir al enfermo que no se aproxime a fuentes de calor (estufas, fuego de hogar, etc.), ya que se podría deformar la ortesis.

- Dada la complejidad de estos aparatos, es aconsejable que el paciente o sus familiares no practiquen arreglos caseros. Su buen funcionamiento depende de una cuidadosa puesta a punto que sólo debe realizar un técnico ortopédico cualificado.

- Los pacientes que deambulan con estas ortesis se ayudan, en la mayoría de los casos, con bastones y muletas. Existe una gran variedad de modelos que describiremos a continuación.

Ayudas para la marcha

Son dispositivos ortopédicos que buscan un apoyo suplementario del cuerpo al suelo durante la deambulación.

Indicaciones

- Mejorar el equilibrio.
- Ayudar el desplazamiento del cuerpo hacia delante al facilitar el impulso de uno o ambos miembros inferiores.
- Conseguir una marcha con menor gasto energético.
- Cooperar a la realización de una deambulación correcta.

Descripción de los aparatos

En este capítulo vamos a referirnos a:

- Bastones.
- Bastones ingleses.
- Bastones modificados.
- Muletas.
- Andadores.

Bastones

Constan de tres partes: empuñadura, caña y contra o parte distal que contacta con el suelo (fig. 5.58).

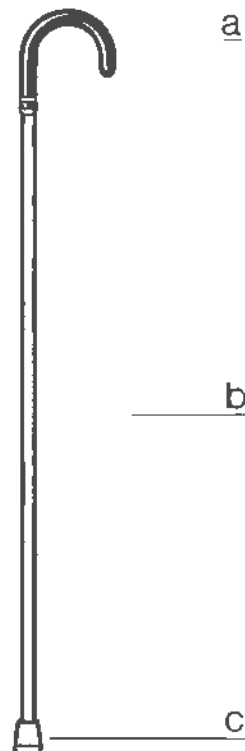


Figura 5.58

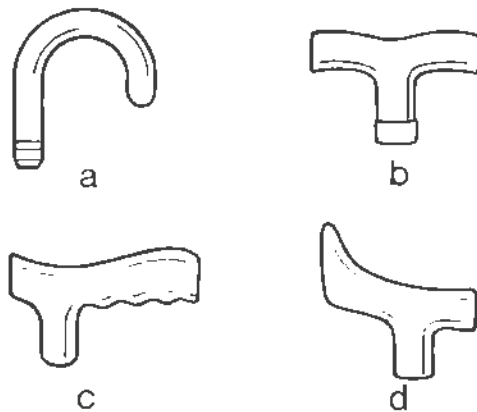


Figura 5.59

Empuñadura o parte proximal que sirve para coger el bastón. Debe permitir una presa eficaz y correcta. Los hay de varias formas, siendo las más comunes la curvada y en T (fig. 5.59a y b). En algunos casos en la empuñadura hay unas depresiones para facilitar la presa de los dedos (fig. 5.59c). Cuando existen deficiencias de la musculatura de los dedos o de los radiales, es aconsejable colocar un tope anterior (fig. 5.59d). En determinadas lesiones de la mano se aconseja forrar la empuñadura con material blando para que la presa se realice de manera suave. Puede ser de diferentes materiales, como hueso, plástico, madera o metal.

Caña o segmento central vertical del bastón (fig. 5.58b). La longitud de la caña se determina aproximadamente por la distancia del trocánter mayor del paciente al plano del suelo. Cuando la marcha se realice de forma pendular u oscilante es aconsejable que sea discretamente más larga (fig. 5.60).

La parte central es de madera o caña de bambú para que resulte ligero.

Contera o parte distal (fig. 5.58c). Generalmente de caucho, son anchas y cóncavas para permitir una buena fijación al suelo. Las conteras pequeñas, duras y convexas resbalan y son peligrosas.

El uso de un bastón está indicado en:

- Las parálisis que afectan la musculatura de la raíz de los miembros, fundamentalmente el glúteo mayor y el tríceps sural.

- Cuando se produce un desequilibrio durante la marcha, caso frecuente en los hemipléjicos.

- Cuando interesa descargar parcialmente alguna articulación por traumatismos, procesos artrósicos, postoperatorios, etc.

El uso de dos bastones puede estar indicado en:

- La parálisis de los músculos de la raíz de la extremidad inferior de ambos lados.

- En todos los casos en que sea necesaria una descarga parcial de ambas extremidades.

Bastones ingleses (fig. 5.61)

Constan de cinco partes: abrazadera del antebrazo, segmento del antebrazo, empuñadura, caña y contera.

Abrazadera del antebrazo (fig. 5.61a). Se sitúa sobre la parte proximal del antebrazo, en región posterior, a unos 5 cm por debajo del codo. Esta abrazadera puede ser rígida o semirrígida y más o menos envolvente. Es fija o articulada basculando hacia atrás, en cuyo caso lo hace alrededor de un eje horizontal, que permite utilizar las manos, quedando el bastón inglés sujeto al antebrazo (p. ej. para abrir una puerta). Si es necesario se almohadilla convenientemente para que su apoyo no produzca roces ni decúbitos.

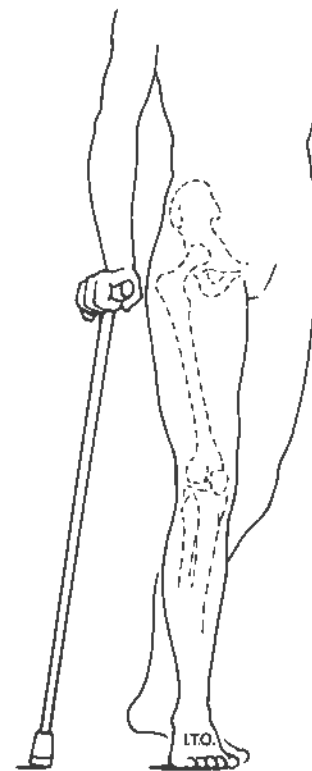


Figura 5.60

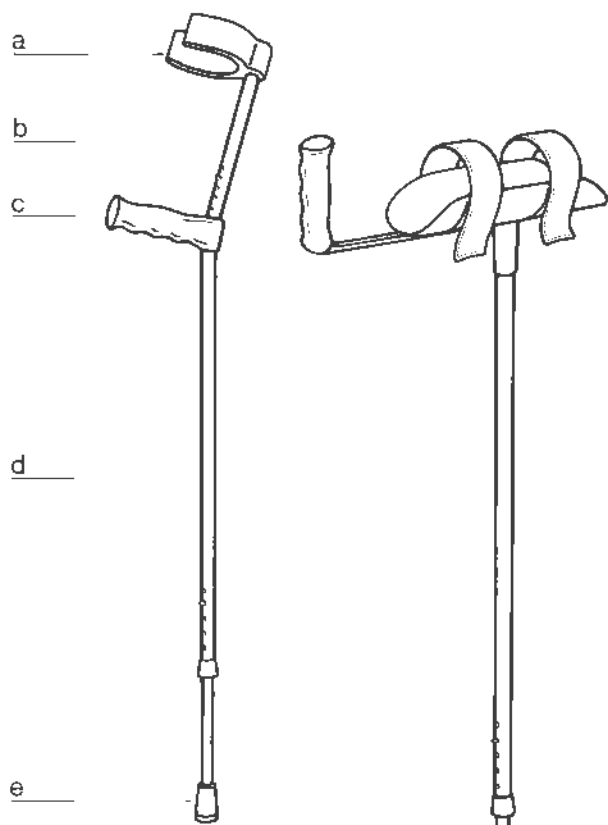


Figura 5.61

Figura 5.62

Segmentos del antebrazo (fig. 5.61b). Este componente se halla inclinado unos 30° sobre la vertical y se puede regular o no en altura.

Empuñadura (fig. 5.61c). Al igual que la de los bastones, puede tener depresiones para que los dedos se acoplen bien en el momento de la presa. También se pueden añadir unos topes para que la mano no se deslice hacia delante cuando existe una debilidad muscular. En enfermos poliartríticos o en parálisis importantes del tríceps braquial se modifica el bastón inglés a nivel del segmento del antebrazo, de manera que el paciente se apoye con los codos flexionados a 90° y con el puño en posición vertical (fig. 5.62).

Caña (fig. 5.61d). Metálica y regulable en altura con sistema telescópico a tornillo o botón con muelle.

Conteras (fig. 5.61e). Son del mismo tipo que las de los bastones. Como estos bastones los usan pacientes

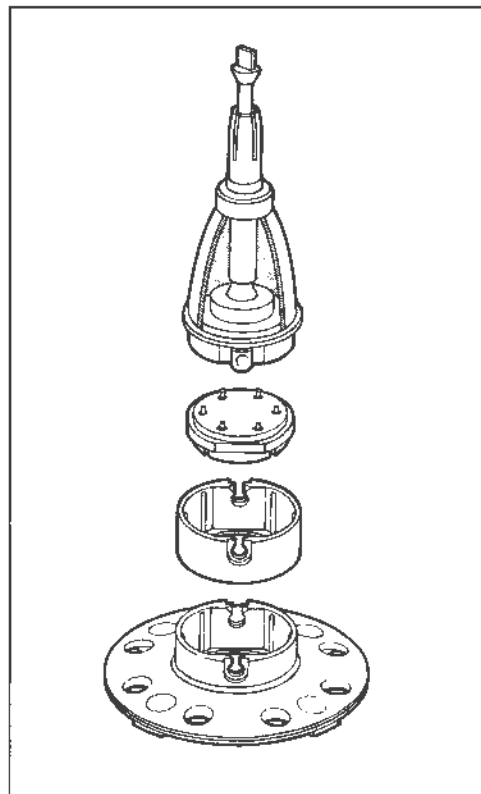
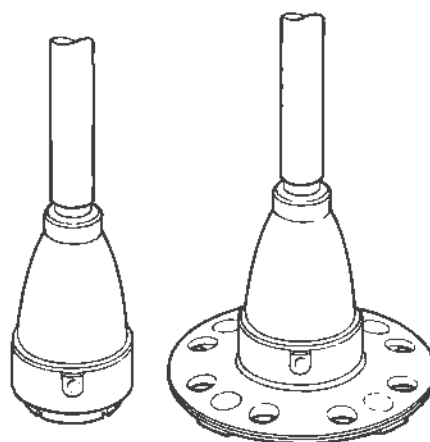


Figura 5.63

que tienen necesidad de un apoyo y un equilibrio importantes o bien enfermos que los han de utilizar siempre, puede ser útil la contera articulada (fig. 5.63) que tiene la virtud de adaptarse a cualquier configuración del terreno sin que el bastón pierda el apoyo horizontal de su zona distal al suelo, y no se deslice sobre éste ni en las circunstancias más adversas (sobre nieve, dentro del agua, en la arena, etc.) (fig. 5.64).



Figura 5.64

Bastones modificados

Se conocen generalmente con el nombre de trípodes, aun cuando pueden tener tres o cuatro pies (fig. 5.65). Pueden ser de madera, aluminio o acero. Es importante que las conteras sean de la forma y el material adecuados para evitar deslizamientos.

Los pies están dispuestos de manera que permiten subir y bajar escaleras.

La caña es regulable para adaptarse a la altura del paciente y en muchas ocasiones la empuñadura presenta depresiones para los dedos.

Raramente están indicados de manera definitiva y constituyen un paso intermedio entre la marcha en las paralelas y la deambulación con bastones ingleses o un bastón simple.

Están indicados en pacientes con secuelas paralíticas graves, pero su utilidad principal reside en enfermos geriátricos que han sufrido fracturas en su extremidad inferior, especialmente de cuello de fémur. También se usan en amputados para iniciar la marcha, en hemipléjicos, sustituciones protésicas, etc.

Muletas

Los enfermos las aceptan con mucha dificultad, excepto cuando necesitan tener las manos libres manteniendo el apoyo al mismo tiempo.

Están indicadas cuando se quiere conseguir una buena estabilidad y equilibrio, ya que realizan un apoyo directo sobre el tronco.

Para realizar la marcha pendular son más eficaces que los bastones ingleses.

Aunque hay varios tipos, los que más se usan, por lo general, son la muleta axilar normal (fig. 5.66a), y la muleta axilar regulable (fig. 5.66b). Esta última se halla provista de un sistema regulable en altura a nivel de la longitud total y también a nivel del apoyo de la mano.

El apoyo axilar tiene forma cóncava que le permite encajarse en la cara anterolateral del tórax. El apoyo axilar debe estar bien almohadado con gomas puma para evitar la compresión nerviosa a nivel del hueco axilar, que se traduce por hormigueos o pérdida de fuerza muscular en una zona determinada del miembro superior.

Este apoyo debe estar situado a 5 cm por debajo y ligeramente por delante del hueco axilar. El paciente debe apoyar las muletas contra el tórax y no quedar suspendido por las axilas.

Para mantener el equilibrio, la contera debe quedar situada unos 8-10 cm por delante y por fuera de la punta de los pies. Con la mano cogiendo la empuñadura, el codo debe estar en una flexión de 30°.

Andadores

Con estos dispositivos los pacientes realizan una marcha semejante a la de las paralelas, pero tienen la facultad de desplazarse junto con los aparatos, lo que proporciona mayor independencia.

Su uso les da una gran seguridad, ya que además de un buen equilibrio les procura mayor tranquilidad psicológica.

Los andadores hacen posible la deambulación en pacientes que sin ellos no podrían realizarla.

Existen varios modelos que pueden ser fijos o articulados, con conteras o con ruedas. La elección de unos u otros está en función de las características individuales del paciente (fig. 5.67).

Dentro de este apartado puede incluirse una gran variedad de ayudas mecánicas, especialmente indicadas en la edad infantil, que facilitan el desplazamiento de niños disminuidos físicos (fig. 5.68).

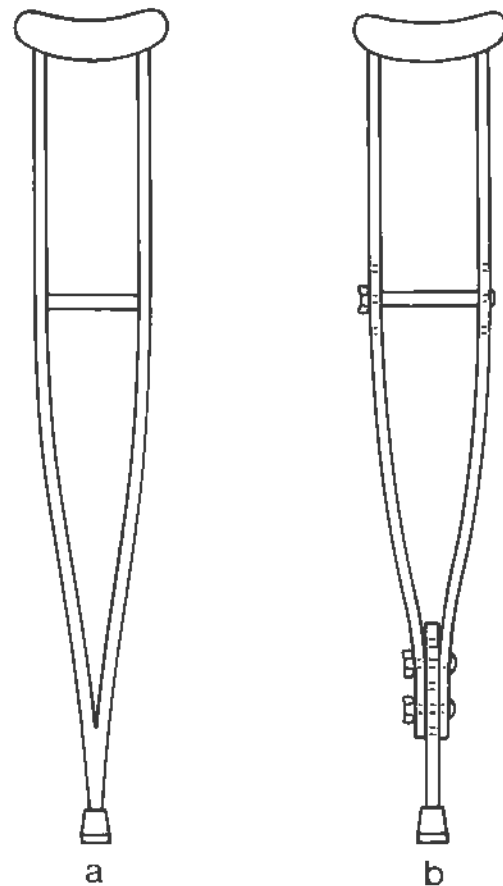


Figura 5.66

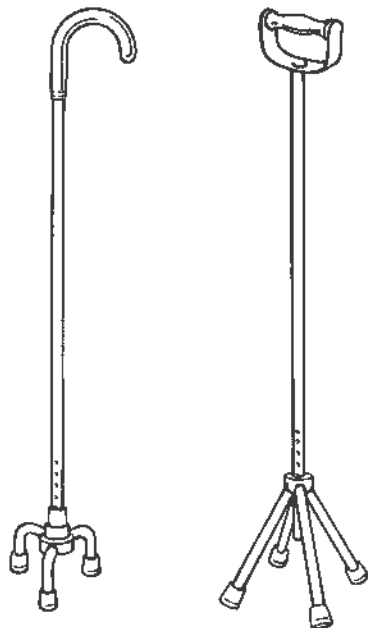


Figura 5.65

Biomecánica

En condiciones normales, el peso corporal se halla soportado por los pies, que forman en bipedestación la base o el polígono de sustentación, el cual se halla delimitado en su parte lateral por los bordes externos del pie, en su parte posterior por los talones y en la anterior por los dedos (fig. 5.69a). Este polígono de sustentación puede ampliarse o modificarse según la posición de los pies. Al separarlos con un movimiento de abducción de las extremidades, ampliamos el polígono de sustentación pero sólo en dirección sagital (la dirección normal o perpendicular al plano sagital).

Un sólido se halla en equilibrio estable cuando la línea vertical que pasa por su centro de gravedad corta el plano del polígono de sustentación por su interior. La línea del centro de gravedad del cuerpo humano en bipedestación corta el polígono de sustentación entre



Figura 5.67



Figura 5.68

los pies (fig. 5.69a). De esta forma, la carga que soportan las extremidades en equilibrio estático es la misma para ambas. Cualquier variación o desplazamiento de este punto de corte en dirección sagital puede representar una mayor carga para una u otra. Si el desplazamiento es en dirección frontal (anteroposterior) aumentará la concentración de cargas en la parte anterior o posterior del pie. El equilibrio en estas condiciones, aunque posible, es más inestable.

Cuando el apoyo es unipodal (fig. 5.69b) el polígono de sustentación queda reducido al área que delimita un solo pie, llamado también triángulo de apoyo. El punto de corte de la línea del centro de gravedad se desplaza al interior del triángulo de apoyo, para permitir mantener el equilibrio; además, toda la carga del peso del cuerpo se concentra en esta extremidad.

Los bastones o muletas se utilizan como ayudas para la deambulación. Tienen dos funciones: aumentar la estabilidad de los pacientes y disminuir la carga sobre una o ambas extremidades. Estas dos funciones pueden darse a la vez o por separado. Cuando el equilibrio del paciente es precario, necesitamos aumentar la estabilidad y, para ello, ampliamos la base de sustentación o apoyo con el uso de bastones. Por ejemplo, en el caso de un apoyo unipodal, si colocamos un bastón aumentaremos el área de apoyo, con lo que la estabilidad mejorará, ya que con los movimientos del cuerpo que desplazan el punto de corte de la

línea de gravedad, éste tiene más superficie de desplazamiento en la que puede mantenerse el equilibrio (fig. 5.69c). Pero para realizar la marcha con el apoyo de un solo pie es necesario el uso de dos bastones para tener una base de apoyo suficiente para mantener el equilibrio y poder reducir la carga sobre dicha extremidad (fig. 5.69d).

Para disminuir la carga sobre las extremidades, el paciente debe apoyarse firmemente sobre los bastones con los brazos. Al realizar mayor fuerza con éstos, en el tronco aparece una fuerza hacia arriba que hace reducir la que llega al suelo a través de las extremidades inferiores por los pies. Esta fuerza hacia arriba es la suma de las de reacción de ambos bastones con el suelo y depende por tanto de la potencia muscular de las extremidades superiores (fig. 5.70). En la figura 5.69e podemos apreciar que se ha ampliado el polígono de sustentación y que el punto de corte de la línea de gravedad con la base se desplaza hacia delante centrándose mejor en el área de apoyo. Se han representado los pies en líneas discontinuas para simular la reducción de la carga.

Cuando el paciente usa sólo un bastón hay un desplazamiento lateral del punto de corte de la línea del centro de gravedad con el plano del suelo, con lo que se descarga la extremidad contralateral al bastón y se carga la otra extremidad. Como muestra la figura 5.69f, también se amplía el polígono de sustentación.

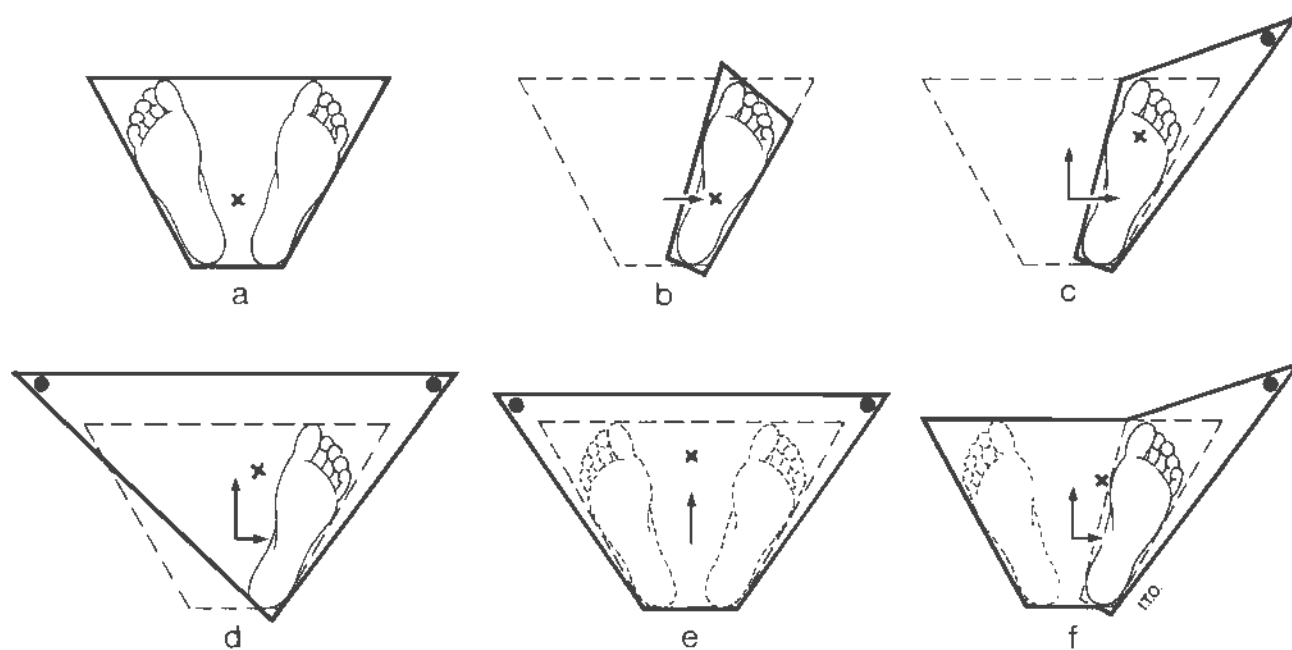


Figura 5.69

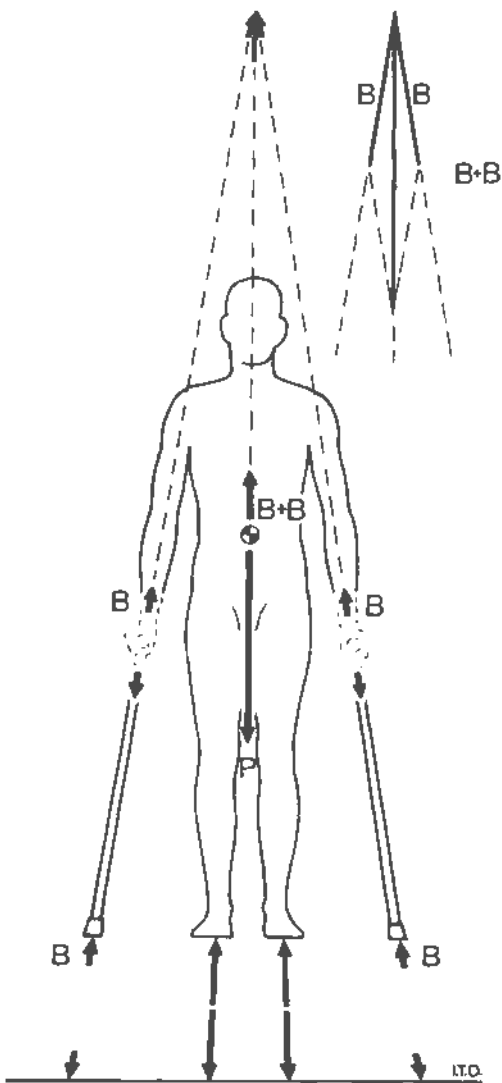


Figura 5.70

Con los andadores, se aumenta mucho el área de la base de sustentación delimitada por el propio andador. No se busca reducir la carga sobre las extremidades, sino dar a los pacientes mayor estabilidad.

Veamos los distintos tipos de marcha:

Un bastón y reducción de la carga en una extremidad. El bastón se coloca en el lado contralateral de la extremidad a descargar. Se inicia la marcha con la pierna afectada y el bastón para repartir la carga entre ambos. La extremidad sana soportará todo el esfuerzo para avanzar después del bastón y la pierna afectada (fig. 5.71).

Dos bastones y un solo pie de apoyo. Con los bastones delante, éstos y la extremidad mantienen la carga, entonces con el apoyo de los bastones se avanza la pierna y, a continuación, apoyando sobre la pierna se adelantan los bastones (fig. 5.72).

Dos bastones y carga parcial de ambas extremidades. Cada bastón se moverá a la par con su extremidad correspondiente, de forma que el apoyo se realizará con una extremidad y el bastón, desplazándose el punto de corte de la línea del centro de gravedad con el plano del suelo hacia este lado, lo que permitirá avanzar la otra pierna y su bastón sin carga. Luego se repite el ciclo. De esta forma cuando se produce el apoyo, la carga soportada queda repartida entre el bastón y la extremidad correspondiente (fig. 5.73).

También pueden darse otros tipos de marcha con dos bastones, como la explicada en el apartado sobre los grandes aparatos de marcha.

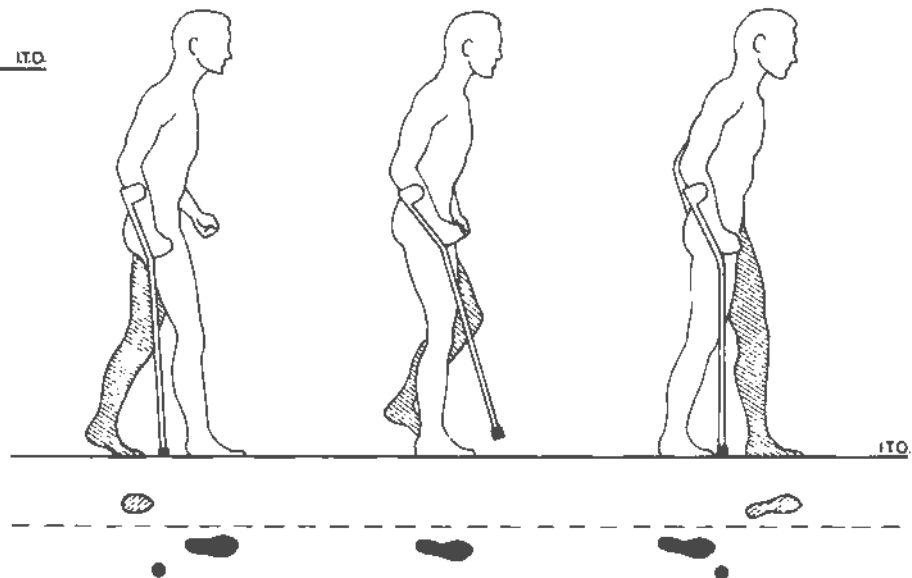


Figura 5.71

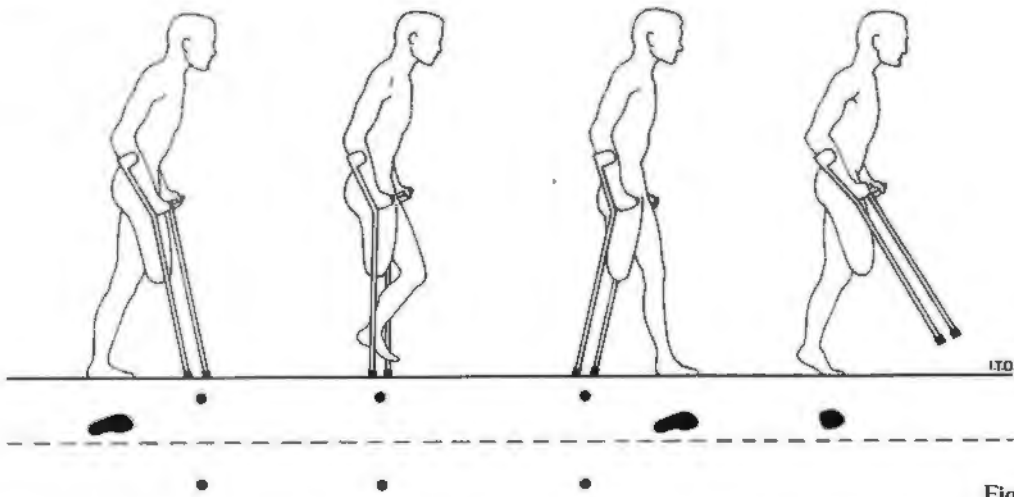


Figura 5.72

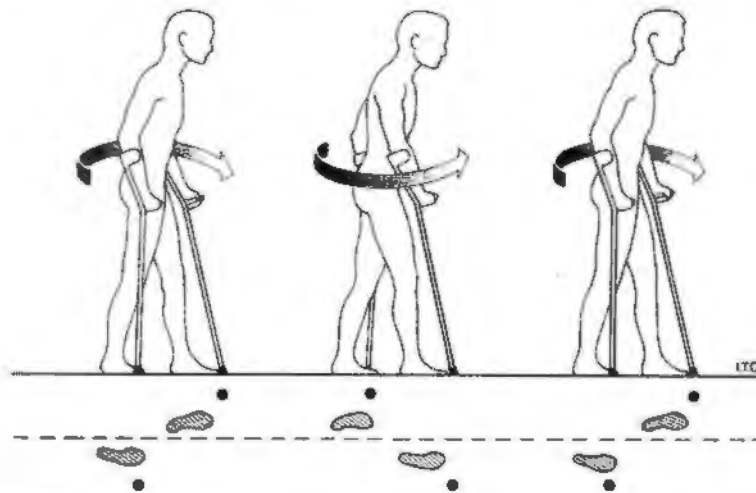


Figura 5.73

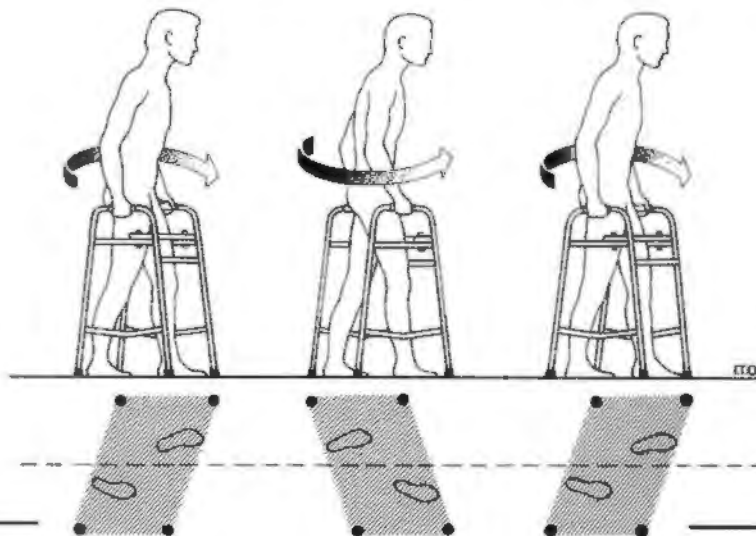


Figura 5.74

Andadores. Con estos aparatos la marcha se realiza apoyándose sobre éstos y las extremidades, aumentando la estabilidad; cuando avanza el caminador la carga se produce en ambas extremidades a la vez, excepto en el caso del andador articulado (fig. 5.71), en el que la marcha se realiza de la misma manera que con dos bastones (fig. 5.74).

Observaciones de uso

- La altura del apoyo de la mano debe ser la correcta, con la muñeca en flexión dorsal aproximadamente a la altura del trocánter mayor.
- Un bastón demasiado largo o demasiado corto influirá desfavorablemente en la marcha.
- Salvo en excepciones, cuando se usa sólo un bastón, éste debe llevarse en el lado contrario de la lesión. De esta manera, el paciente se apoya mejor al descargar con mayor eficacia la extremidad afectada.
- Debe comprobarse el buen estado de las conteras. La parte que contacta con el suelo no debe estar gastada. Las estrías han de estar bien marcadas ya que, de lo contrario, pueden producirse resbalones y caídas.
- Las conteras articuladas son muy útiles cuando el paciente usa bastones de manera permanente o para los amputados cuando andan sin prótesis (p. ej., para ir al servicio durante la noche). Al ser articuladas y tener mayor amplitud de la base de apoyo permiten al paciente andar sobre arena, nieve, etc.
- El usuario de muletas debe apoyarlas en la parte anterolateral superior del tórax, y no colgarse de ellas por las axilas. Un apoyo incorrecto puede provocar alteraciones nerviosas por compresión del plexo braquial.

Sillas de ruedas

Están indicadas en los pacientes que no pueden andar y en aquellos casos en que la marcha es muy precaria.

Existe una gran variedad de modelos en función del tipo de invalidez y de los fines que se buscan: localización y extensión de las parálisis, características de la amputación, la edad y el medio en que se va a utilizar, práctica deportiva, etc.

Vamos a referirnos únicamente al modelo más común de uso domiciliario y al que se utiliza para desplazamientos por el exterior. El primero posee unas medi-



Figura 5.75

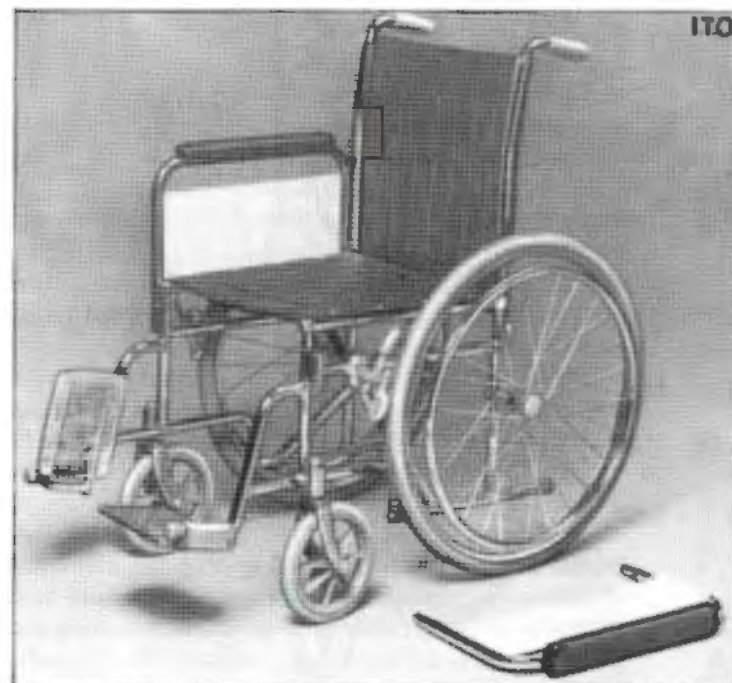


Figura 5.76



Figura 5.77

A ambos modelos se les puede añadir una pieza supletoria para adaptar un bacinete que permita realizar al enfermo sus necesidades fisiológicas sin levantarse de la silla.

Las sillas de ruedas han adquirido en la actualidad una gran perfección, no sólo en cuanto a los aspectos técnicos (sillas motorizadas, provistas de mecanismos direccionales, sistemas para facilitar la incorporación del enfermo, luces, etc.) (fig. 5.77), sino también en la búsqueda de un diseño atractivo y actual (fig. 5.78), que permite al gran inválido efectuar una actividad lúdica de tanta trascendencia en nuestros días como es la práctica deportiva (fig. 5.79).

Las sillas van provistas de frenos para la seguridad del enfermo al incorporarse, en pendientes, etc.

En las parálisis o en ausencia de miembros superiores las sillas van provistas de motores eléctricos que pueden ser puestos en marcha y dirigidos mediante dispositivos mandados con la boca, el aliento o por cualquier otro medio posible para el enfermo.

das que le permiten cruzar las puertas de las diferentes dependencias del hogar. Las ruedas pueden ser grandes para la autoimpulsión o bien pequeñas para ser trasladadas por una segunda persona. En general no acostumbran ser plegables. Los apoyos de los brazos se pueden retirar para facilitar el traslado del paciente a otros lugares (sillas, cama, etc.).

Los apoyos de los pies se pueden levantar individualmente para cada pie, a fin de facilitar la ubicación del paciente en la silla.

Los respaldos, de diferentes alturas, incluso con apoyos para la cabeza, pueden ser reclinables y fijarse en varias posiciones (fig. 5.75).

Las que sirven para desplazarse por el exterior se diferencian de las anteriores en que son plegables para poder trasladarlas en los maleteros de los automóviles. Una vez plegadas ocupan un ancho de 20 a 30 cm.

En estas sillas las ruedas grandes se sitúan posteriormente para hacer posible la propulsión mediante otras ruedas concéntricas a ellas. Las anteriores son giratorias para los cambios de dirección. Los asientos y respaldos son de lona o skay para permitir el plegado (fig. 5.76).



Figura 5.78

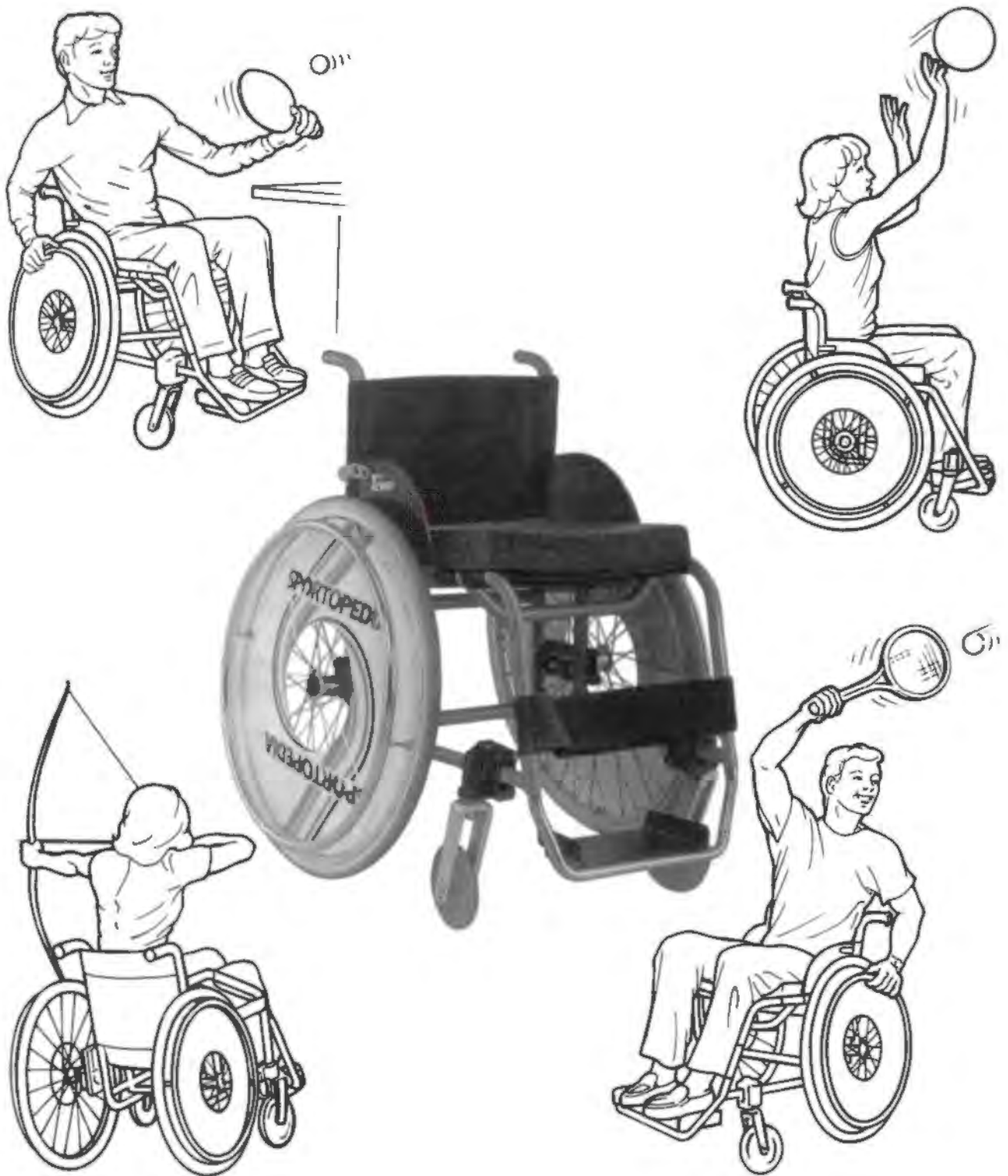


Figura 5.79

Ortesis en el mielomeningocele | 6

Realismo, coherencia y creatividad

Tres palabras clave caracterizan el condicionamiento ortopédico de un niño que presenta una espina bífida:

- *Realismo.*
- *Coherencia.*
- *Creatividad.*

1. *Realismo.* Es necesario diferenciar bien:

- *Los niños que caminarán,* y dentro de éstos, los que caminarán fuera de su domicilio y los que lo harán dentro de su casa.

- *Los niños que vivirán sentados,* y dentro de éstos, los que vivirán sentados con un raquis derecho y los que lo harán con un raquis deformado (cifosis, escoliosis)

2. *Coherencia.* La acción terapéutica debe inscribirse en la continuidad, conjugando los imperativos a corto plazo y las solicitudes a largo plazo.

Nada es más nocivo que aprovechar una oportunidad, la cirugía porque sí, las acciones puntuales y sin futuro.

3. *Creatividad.* Es decir, utilizar todos los recursos de la imaginación, para integrar a los niños en la colectividad.

La ortesis no es una idea fría

Una idea de Gadgets, recogida de un catálogo: «Su final no es sustituir las funciones que faltan o los déficit musculares: esta visión de la ortesis es muy reducida y pasiva».

La ortesis tiene ambiciones más nobles:

1. Aumentar las aptitudes del niño. Optimizar la función muscular restante.

2. Incluirlo en la colectividad y ayudarlo a afrontar el universo de la ciudad.

3. Permitirle escapar a la lógica infernal de la marginación y a la fatalidad de su hándicap.

Tres verdades esenciales

La prioridad de las prioridades es que sea útil y funcional

Primera verdad. Que sea eficaz y apta y, si es posible, también elegante. Los aparatos deben ser de colores, inspirándose en los preferidos por los pequeños (rojo, amarillo, verde). El diseño y la imagen son condiciones esenciales de la ortesis.

Segunda verdad. Sacar provecho de la evolución tecnológica: el Velcro, la fibra de carbono, el polipropi-

leno, los materiales termomaleables han revolucionado las ortesis.

Tercera verdad. Evitar la ortesis vergonzosa. No encerrar a los niños en el ghetto, centros exclusivamente para ellos, sino hacerlos lo más útiles posibles a su familia y en la escuela.

Ortesis es también la ordenación del espacio, del mobiliario de la casa, las escaleras, la mesa de trabajo, la cama, los sanitarios modificados. La idea defendida por la Escuela de Standford (Bleck) merece ser repetida aquí:

«Antes de colocar una ortesis a un niño paralizado, es preciso pedir a un ingeniero de artes y oficios y a un arquitecto que acudan al domicilio de la familia y hagan un inventario de todos los obstáculos que pueden surgir en el entorno del niño.

»Todo cuenta, desde la altura de las escaleras, hasta la elección del automóvil familiar.

»Conozco una familia que antes de construir su casa había hecho construir en las inmediaciones una piscina para el niño. A causa de su incontinencia urinaria, este niño no podía ir a la piscina municipal.»

Exigencias estratégicas

Tratar quiere decir:

1. Planificar
2. Anticipar.
3. Definir un calendario.
4. Establecer las prioridades.

La urología y la neurocirugía tienen prioridad sobre la ortopedia.

Antes de colocar una ortesis en una espina bífida se deben plantear dos interrogantes:

1. ¿Hay hidrocefalia?, ¿cuál es su gravedad?
2. ¿Hay insuficiencia renal?, ¿cuál es su gravedad?

Si bien cada caso específico requiere una estrategia particular, se han de respetar cuatro principios fundamentales para conseguir una acción eficaz.

Primer principio: clasificar el nivel

Pueden clasificarse en cuatro grandes familias

1. *Las torácicas:* los niños vivirán sentados. Son las más graves, las más expuestas a la cifoscoliosis.

2. *Las lumbares altas:* puede esperarse que los niños caminen momentáneamente y que acaben sentados.

3. *Las lumbares bajas:* con más o menos buen cuádriceps. Con mayores o menores aptitudes, son en general deambulantes dentro de su domicilio.

4. *Las espinas sacras:* es la situación más favorable. En general son niños deambulantes fuera de su domicilio, a menos que una hidrocefalia hipoteque su futuro.

Segundo principio: evaluar los pros y los contras

Los pros:

1. Ausencia de hidrocefalia.
2. Buen coeficiente intelectual.
3. Ausencia de alteraciones urinarias.
4. Buen cuádriceps (pasaporte para la locomoción) y raquis derecho.
5. Buen estado cutáneo.
6. Familia bien dispuesta y responsable.

Los contras:

1. Los fracasos repetidos de las derivaciones ventriculoperitoneales (alteraciones del equilibrio, afección de miembros superiores).
2. Una siringomielia evolutiva y solapada.
3. Una hiperazoemia.
4. Una cifosis.
5. Las escaras.
6. Un niño de mal carácter, no colaborador o abandonado.

Tercer principio: racionalizar las alternativas ortopédicas precozmente

A la edad de 5 años hay un cambio, es un momento crucial en el que hay que escoger a los niños, fijar objetivos claros, predecir el futuro para establecer, al final del crecimiento:

- ¿Quién vivirá sentado?
- ¿Quién será deambulante fuera de su domicilio?
- ¿Quién será deambulante dentro de su casa?

Todo ello *sin hacerse demasiadas ilusiones.*

En efecto, las previsiones más prudentes sobrestiman siempre la capacidad funcional del niño.

La *pubertad* y la *adolescencia* pueden conducir a tres riesgos graves:

1. Obesidad.
2. Cifoscoliosis.
3. Envejecimiento precoz de la médula.

Cuarto principio: la cirugía debe realizarse en función de la ortesis

Cada intervención quirúrgica propuesta debe ser precedida de tres preguntas:

1. ¿Qué beneficio funcional se obtendrá?
2. ¿Con la perspectiva de qué ortesis?
3. ¿Cirugía de los miembros inferiores y ortesis?

Cadera

Objetivos. Dar prioridad a la flexibilidad y a la simetría.

La cirugía ocupa hoy un lugar más definido relacionado con las ortesis

a) *La cirugía preventiva de la luxación de cadera parálitica es la más gratificante: una tenotomía de los aductores realizada en un buen momento, es decir antes de los 3 años, puede restablecer el equilibrio muscular frontal y el centraje de la cadera.*

b) *La cirugía complicada, tosca, ha perdido su lugar. Las transposiciones del psoas asociadas a osteotomías de la pelvis (Chiari y otras), del fémur (varización, desrotación) tienen indicaciones excepcionales. Los trasplantes del psoas agravan la cojera e impiden al niño subir escaleras. Las grandes intervenciones quirúrgicas no se justifican, excepto si hay un buen cuádriceps. Las luxaciones bilaterales de la cadera no se tratan por la mayor parte de los equipos. La luxación unilateral justifica un tratamiento si ésta entraña una pelvis oblicua. Los desequilibrios plantean problemas para la colocación de ortesis.*

Rodilla

Objetivo. La extensión.

En la rodilla, la flexión altera la ortesis, tolerándose un límite de 10°. Por encima de 10° es perjudicial: son necesarias tenotomías amplias y, eventualmente, osteotomías supracondíleas del fémur, para obtener la rectitud del miembro y, por lo tanto, de la ortesis. La eficacia de las osteotomías es temporal, ya que permiten al menos ganar algunos meses o algunos años de verticalidad. Esto es siempre muy importante, y hay que saber respetarlas.

Pies

Objetivos. Pie plantigrado, flexible y sin alteraciones tróficas.

Numerosas deformidades pueden respetarse y tratarse fácilmente con ortesis: pie valgo, pie talo (tratamiento quirúrgico difícil). Los equinos discretos pueden ser bien tolerados, así como los varos ligeros de calcáneo.

Los pies serán estabilizados para la marcha con una férula posterior de polipropileno en el calzado, más o menos unido a un gran aparato según el déficit. Para

evitar que estas pequeñas deformaciones se agraven, es prudente mantenerlas en férulas nocturnas.

– Las alteraciones del trofismo son difíciles de controlar. Se inscriben en el círculo vicioso mantenido por: las deformaciones, las ortesis ineficaces, la falta de verticalización y la siringomielia solapada sobreañadida e imperceptible.

– Cuando se comprueba la aparición de una escara en un lugar que no se explica por ninguna deformación, ni por ningún problema de la ortesis, hay que pensar en una siringomielia o en una médula afectada.

– Las alteraciones de rotación de los miembros inferiores, cuando alteran la ortesis, pueden ser objeto de osteotomías realizadas con un material de osteosíntesis simplificado (agujas, grapas) con el solo objeto de alinear el miembro.

«Todo niño operado de sus miembros inferiores debe ser verticalizado en los días siguientes a la cirugía en su yeso pelvipédico, para evitar las osteoporosis y las fracturas iterativas» (Parsh)

Cirugía del raquis y ortesis

La cirugía plástica permite hoy una cobertura cutánea más segura, previa a toda cirugía raquídea.

Vale más un raquis corto y derecho.

No hay que forjarse ilusiones: las cifosis, la obesidad y los troncos cortos hacen que las cifosis y las escoliosis no puedan tratarse con medidas ortopédicas.

La cirugía debe ser precoz, eventualmente anterior y posterior.

De 0 a 5 años: verticalizar (figs. 6.1 a 6.7)

Hay una edad para la marcha como hay una edad para el lenguaje. Los pediatras consideran a esta edad como un tiempo de estado de gracia: es un período que corresponde a una expansión del niño con una necesidad de independencia. Pasado este tiempo, la adquisición de la bipedestación es más o menos difícil: el deseo de andar se hace menos vivo. El niño se habitúa a otro modo de locomoción: estar sentado, gatear, reptar.

A medida que el niño crece, la verticalización se vuelve cada vez más difícil. La cabeza se coloca mucho más alta en relación con el suelo. El centro de gravedad se desplaza. El riesgo de caídas es más elevado. Con la edad, el aprendizaje de una nueva posición lo aterroriza.

En ciertos casos incluso los potenciales del niño se debilitan, las reacciones para parar los golpes se blo-

quean: parece como si el niño no hubiera desarrollado o explotado su sentido del equilibrio.

La verticalización se prepara desde el nacimiento. No hay que dejarse sorprender por una hidrocefalia evolutiva.

Hay que seguir el calendario neurológico y hacer los cálculos sobre las adquisiciones motrices.

Las estrategias son siempre las mismas:

1. Sobre los territorios paralizados: prioridad a la prevención.

– Luchar contra las posturas anómalas.

– Las guarderías poco preparadas a menudo agravan la situación.

2. Sobre los territorios debilitados: prioridad a la estimulación.

– El itinerario, bien seguro, es siempre el mismo: obtener el control de la cabeza, luego el del tronco, la cuadrupedia antes de la verticalización.

En tanto un niño no sostenga su cabeza, no hay razón para que se mantenga sentado.

En tanto un niño no se mantenga sentado, no hay razón para la bipedestación.

Desde los 6 meses de edad el niño se mantiene sentado. Cuando así sea hay que estimular la cuadrupedia, explotar las reacciones de defensa para las caídas.

Las ortesis intentarán mantener un alineamiento correcto de la pelvis y los miembros inferiores: férulas ligeras de plástico, mantenimiento del grado de aducción mediante dispositivos ortopédicos.



Figura 6.1. Inicio de la verticalización desde que el niño sostiene su cabeza y se aguanta sentado. La concha posterior de yeso es de realización fácil, poco onerosa, accesible a todos, moldeada sobre los miembros inferiores en abducción para mantener el centraje de las caderas.

Duración: 2 horas por la mañana y noche.

Destacar el uso de Velcro, simple y práctico.



Figura 6.2. Incluso por la noche la vigilancia debe ser atenta y las ortesis contribuyen a prevenir las deformidades.

El centraje de las caderas es una preocupación esencial:

1.º Toda limitación del nivel de abducción puede imponer una tenotomía de aductores.

2.º En ciertos casos, la concha posterior forrada y almohadada de fieltro puede alinear los miembros inferiores manteniendo los pies en ángulo recto.

3.º La actitud en batración con caderas en flexión + abducción + rotación externa debe eliminarse.

El peso de la ropa puede ser agresivo, de ahí el interés de poner un arco.





Figura 6.3. Incluso el niño operado debe ser verticalizado muy pronto en su yeso pelvipédico, para evitar fracturas.

Las alteraciones tróficas son un grave problema. Se deben eliminar las zonas de apoyo nocivas y, a pesar de las escaras, no desanimarse y proseguir la verticalización postoperatoria.

Estas fotografías muestran tres niños verticalizados precozmente en el postoperatorio y que juegan rápidamente en el jardín de infancia.

Figura 6.4. Otros medios de verticalización, más dinámicos, son posibles utilizando resortes, cinchas elásticas o flotadores montados sobre ruedas.

Los padres pueden participar en la realización de estas ortesis, como en el caso de esta cincha, donde los pañales han sido unidos con cinchas elásticas, permitiendo al niño desplazarse a saltos.





Figura 6.5. Si las condiciones lo permiten, si el niño no es torpe en sus adquisiciones motrices por las intervenciones quirúrgicas (neurocirugía, urología), hay que automatizar al niño enseguida que se mantenga sentado.
La introducción de ruedas aumenta su espacio vital, su perímetro de actividad y participa en su despertar.



Figura 6.6. En las tiendas para niños se encuentran juguetes motorizados que pueden ser muy útiles y que son muy apreciados, pero no debe perderse de vista el aparato de marcha que le requiere más esfuerzos.

La historia de este niño ilustra bien la visión amplia que hay que tener de las ortesis: su padre es agricultor y ha encontrado un tractor de la talla de su hijo.

Este ejemplo confirma la función social del juguete.

La comunicación es una prioridad en el condicionamiento de un niño portador de una espina bífida.

Figura 6.7. Sentar bien al niño, con el raquis derecho, la pelvis horizontal y las caderas en abducción.

El asiento moldeado en polietileno es una adquisición de estos últimos años.

Hay que almohadillar con material termomoldeable para evitar los apoyos nocivos sobre una cifosis lumbar o una gibosidad.

En la situación más difícil, con cifosis angular, se puede construir una silla de ruedas equipada de un revestimiento blando vaciado a nivel del vértice de la cifosis.

Esta situación dramática de cifosis angular descuidada es hoy muy rara gracias al condicionamiento precoz de los niños.

La cirugía precoz de la cifosis, preparada por intervenciones plásticas, permite tener un dorso derecho, más fácilmente adaptable.



¿Cómo verticalizar?

Tanteando, por aproximaciones sucesivas, utilizando todos los recursos de la imaginación.

Cuando la afección motriz es moderada, hay que ayudar al niño usando el plano inclinado, espalderas, caminadores, paralelas, etc.

Cuando la afección es severa, hay múltiples posibilidades:

- La concha posterior toracicopedia es un útil precioso. El plástico blando, moldeado de plastazote, reemplaza hoy al yeso.

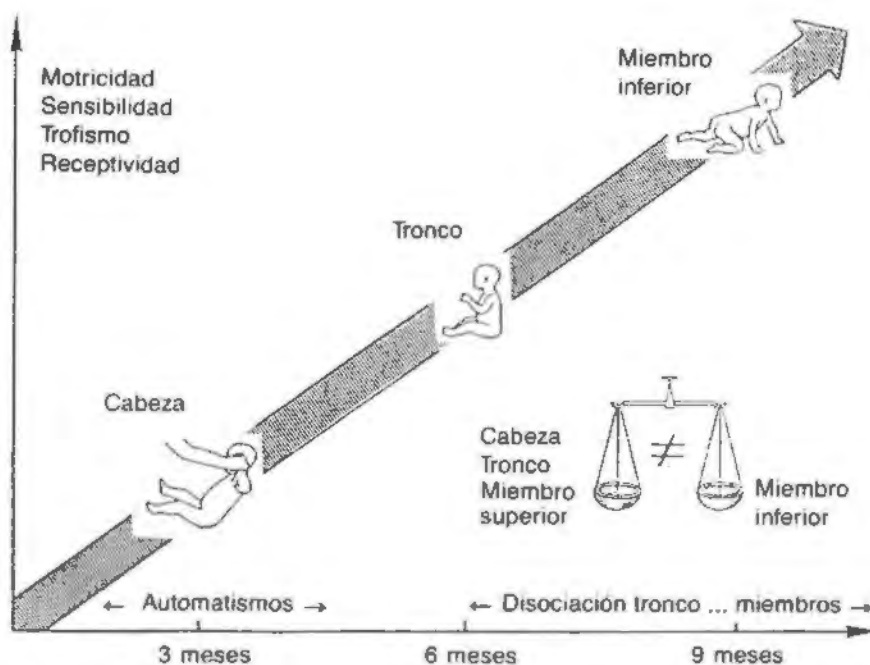
- El aparato de Beck es muy seductor en su concepción, pero el niño tiene miedo de los trastornos del equilibrio. No está seguro. Es preciso mejorar las ortesis que suspendan al niño y le permitan avanzar por saltos sucesivos, ayudándose de movimientos del tron-

co, preservando la independencia de los miembros superiores.

- El parapodium, introducido por la escuela de Toronto, juega hoy un papel muy importante. Su valor es inestimable en el programa de verticalización, para conseguir la bipedestación (figs. 6.8 a 6.13). Es un aparato clave y de gran utilidad: es ligero, estable, poco molesto y práctico, su confección es rápida, se adapta y sigue el crecimiento e introduce de lleno al niño al mundo vertical.

Desde los 2 años de edad un niño puede empezar a ser independiente en un parapodium. Es práctico para la familia, puede ser completado con ruedas. Da al niño una dimensión de espacio mayor.

Cuando se puede poner a un niño en un parapodium se ha franqueado una gran etapa.



PARTIR DEL CALENDARIO NEUROLÓGICO:

0-6 meses: período dominado por la desaparición progresiva de los automatismos

6-12 meses: disociación progresiva del tronco y de los miembros

Hacia los 9 meses: estado de cuadrúpedo antes de pasar al estado de bipedestación

Hay que tener en cuenta la relación que se establece entre la cabeza, el tronco y el miembro superior, respecto del miembro inferior.

- El problema debe considerarse en cuatro parámetros:
- motricidad,
 - sensibilidad,
 - trofismo y
 - receptividad.

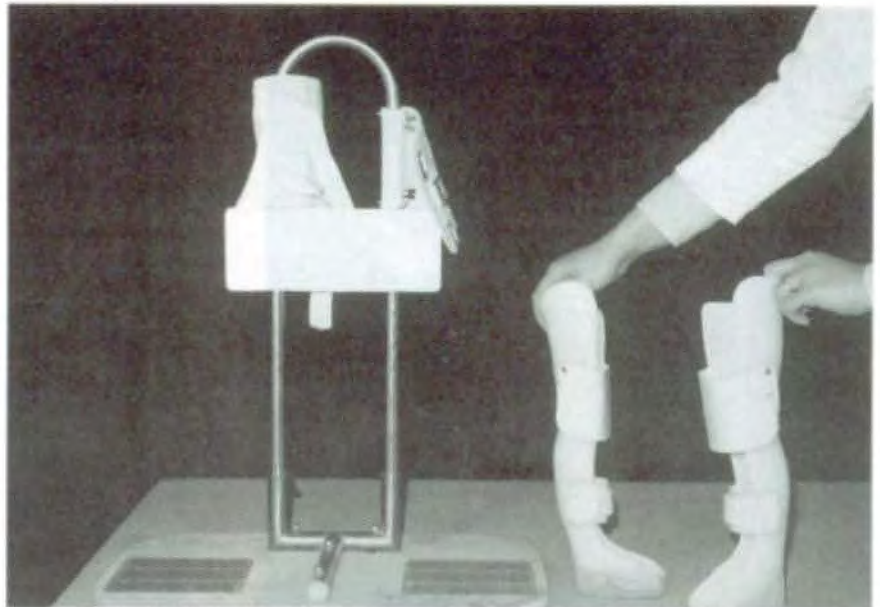
Figura 6.8. Este aparato de verticalización prefigura el parapodium. Puede crecer con el niño gracias a los tutores posteriores que se deslizan.

El interés de este aparato de verticalización reside en el hecho de que los miembros inferiores pueden colocarse en abducción desplazando las calzas de los pies.

Para un niño muy hipotónico y grueso, en el que la cincha posterior de la rodilla no es suficiente, se utiliza una férula posterior de plástico para dar rigidez a los miembros inferiores.

Se incluyen aquí también el uso del Velcro y el cuidado de una cierta estética, vistiendo y calzando al niño.

Este aparato libera los miembros superiores pudiendo el niño participar en las actividades de grupo en un jardín de infancia o bien jugar él solo.



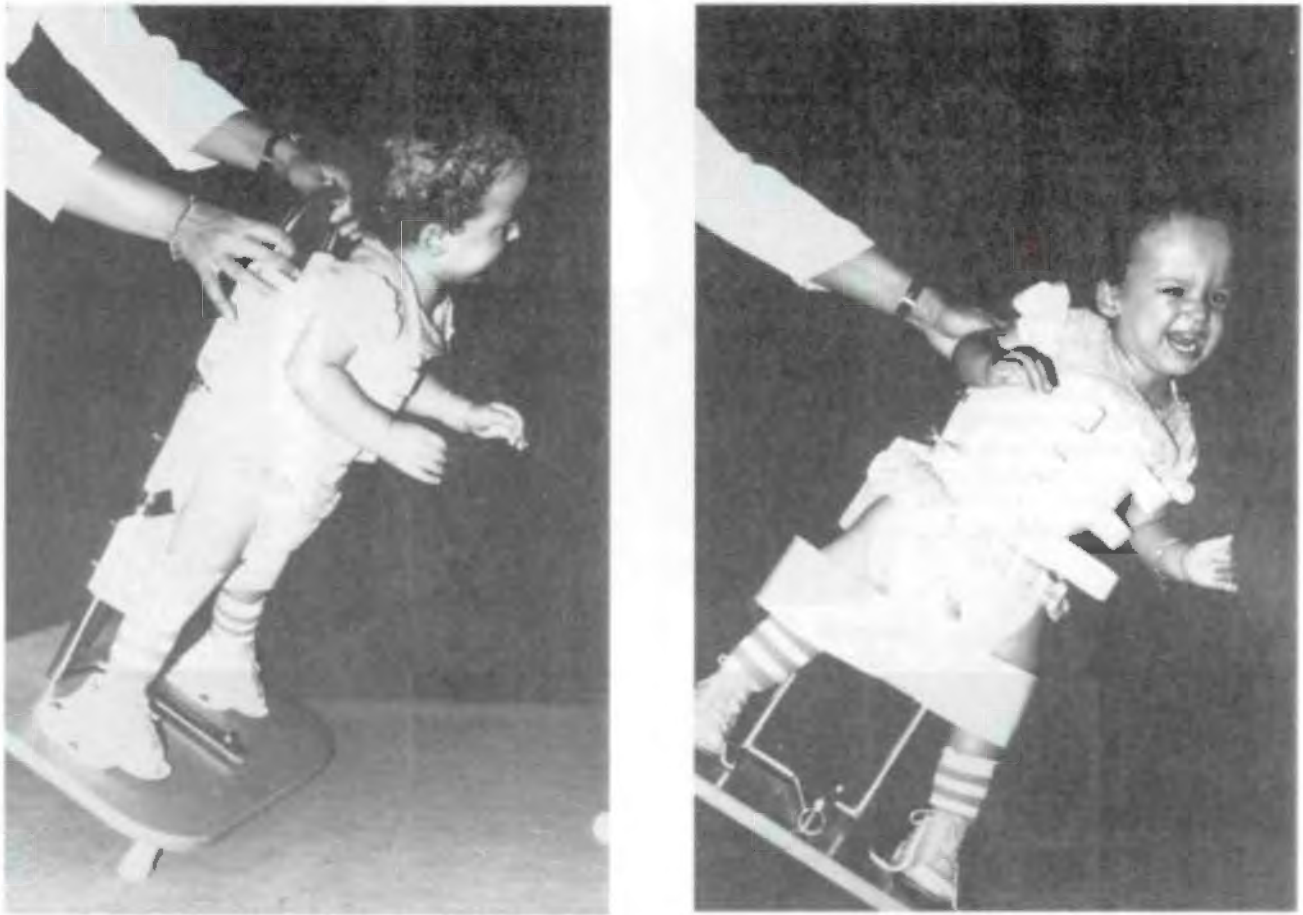


Figura 6.9. Aparato no estático. Una vez de pie es utilizado por un fisioterapeuta para hacer trabajar las reacciones del equilibrio laterales o anteroposteriores.



Figura 6.10. El parapodium reviste el interés de permitir verticalizar al niño todo el día. Como es articulado a nivel de las rodillas y caderas permite al niño sentarse fácilmente.

Los pivotes colocados bajo el pedestal permiten el desplazamiento gracias a movimientos del tronco.

La deambulaci3n es igualmente posible, con la ayuda de bastones, pero el gasto energ3tico es importante.



Figura 6.11. Niño que se sostiene sentado pero que presenta una actitud en batracio (espina lumbar alta L1-L2 con caderas centradas).

El primer aparato de marcha es simple. La férula posterior es rígida en la rodilla y blanda sobre el zapato cerrado por Velcro. La cintura es ancha, igualmente en polipropileno, lo cual aligera el aparato.

Figura 6.12. Más tarde el aparato mayor será articulado de la rodilla y unido al calzado por medio de tornillos.

Los montantes metálicos pueden realizarse en fibra de carbono, lo que aligera la ortesis y le da mucha más resistencia, sobre todo si el niño es grueso, pero también la hace más onerosa.

Las ayudas de marcha serán utilizadas de forma progresiva: deambulador, bastones, tripodes, bastones canadienses, a medida que el equilibrio se afirma.



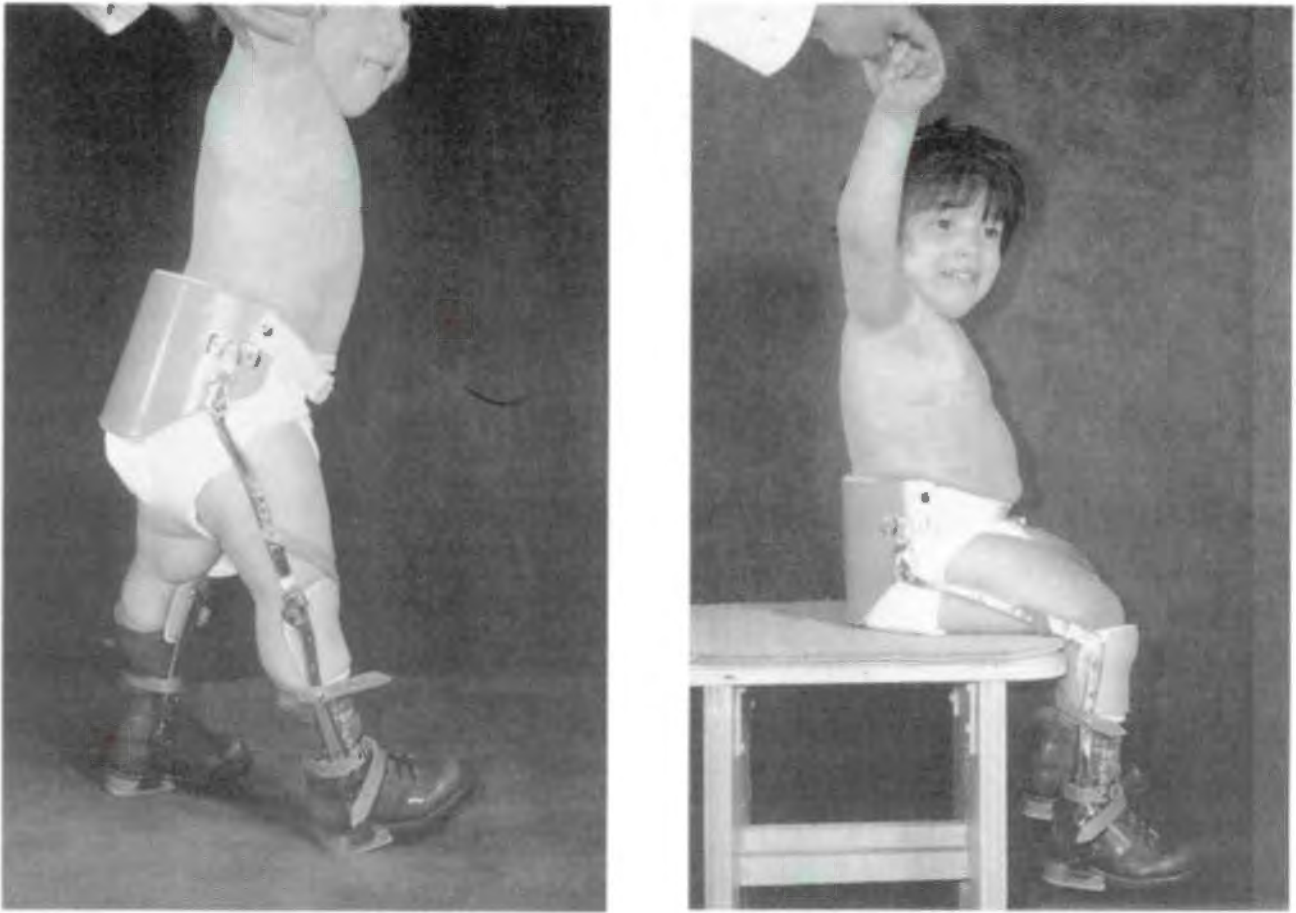
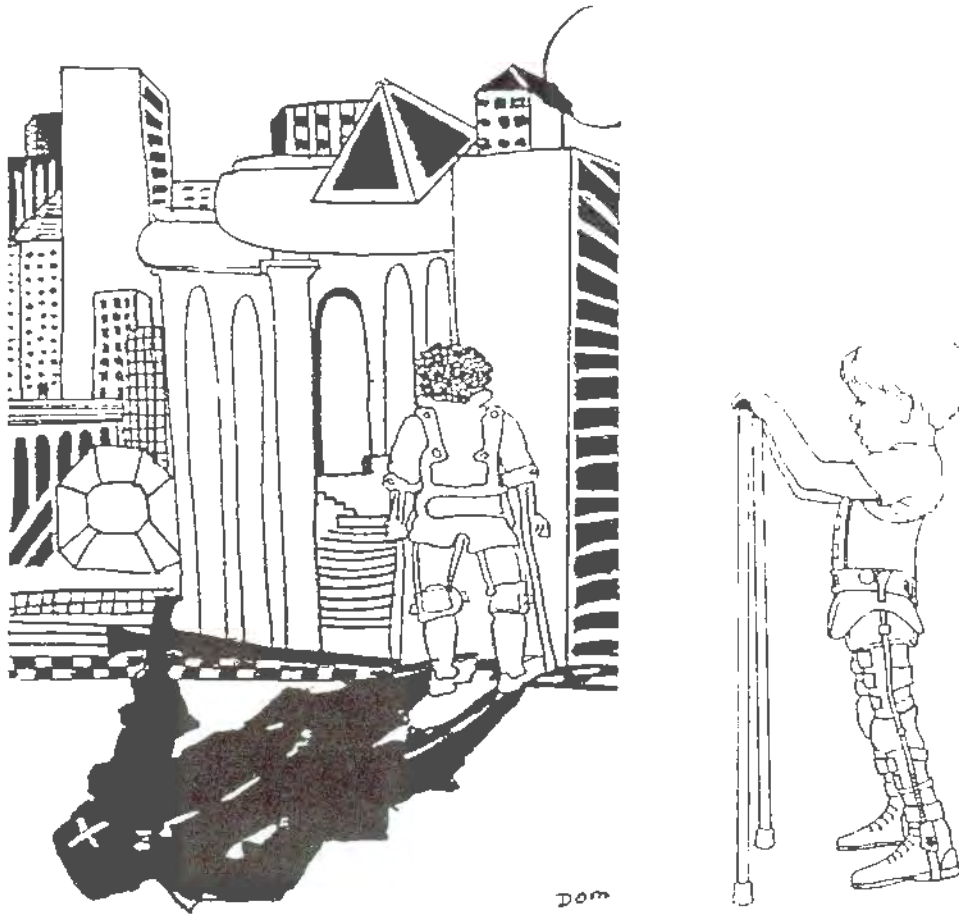


Figura 6.13. Ejemplo de un aparato de marcha peor tolerado con concha blanda directamente en la cara anterior y la cintura posterior rígida en polietileno, que descende sobre los glúteos para estabilizar en el plan anteroposterior. Sin embargo, el apoyo sobre las rodillas es a menudo mal soportado, con riesgo de escaras.



LA CIUDAD MODERNA ES PARTICULARMENTE DURA PARA LOS DISMINUIDOS FÍSICOS, PARA LOS QUE PRESENTAN DIFICULTADES PARA CIRCULAR Y DESPLAZARSE Y PARA LOS QUE TIENEN LOS REFLEJOS DISMINUIDOS.

Ellos sufren la Impotencia frente a un Mundo que los excluye:
Ni las calles, ni las habitaciones, ni los edificios públicos, ni los servicios públicos están pensados en función de su minusvalía.
Al sentimiento de exclusión, se añade una sensación de estar a prueba de manera permanente y cotidiana.

De 5 a 10 años: escolarizar

(figs. 6.14 a 6.17)

El niño pesa aproximadamente 20 kg. En las alteraciones severas el sobrepeso puede ser un hándicap.

La escolarización es una etapa esencial para comunicarse, integrarse. El niño puede proseguir su vertica-

lización o bien rendirse a una silla de ruedas (en los casos más severos). La incontinencia urinaria supone una barrera objetiva y constituye una pantalla olfativa entre el niño y sus compañeros de clase.

Con el tiempo, los padres toman conciencia de la gravedad de la situación, teniendo tendencia a desmoralizarse y a dejarlos cada vez más a menudo en los centros especiales con cualquier pretexto.



Figura 6.14. Ejemplo de espina lumbar baja con parálisis de los glúteos, del segmento tibial y buen cuádriceps.

Este niño está equipado por arriba con unas bermudas de plástico con un tirante posterior para compensar los glúteos mayores. Por abajo del pie se estabiliza en una férula posterior en polipropileno.

Esta bota puede estar articulada en el tobillo.

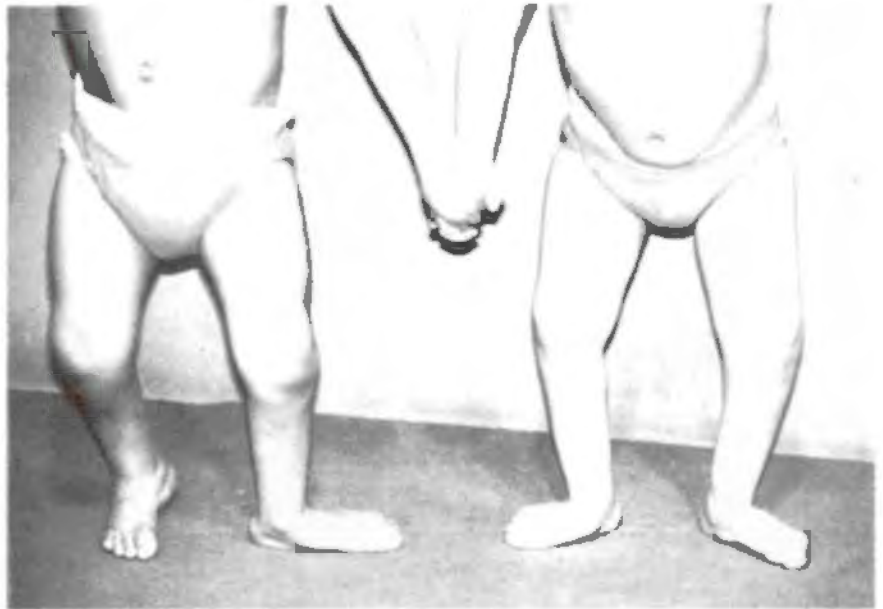
Esta ortesis ha sido utilizada sólo durante un año. Después el niño ha preferido caminar con su deformidad.



Figura 6.15. Niños de 5 años que presentan una deformidad de los miembros inferiores en rotación externa, pies valgos y cuádriceps a 3.

Hay que aceptar las deformaciones y resistir la tentación de operar el pie plano, de desrotar el miembro inferior y colocar un gran aparato.

Como compensación, a estos niños con deformidades (pequeños flexum, pequeños equinos y valgos de pies), se les debe colocar una ortesis postural durante la siesta y la noche.



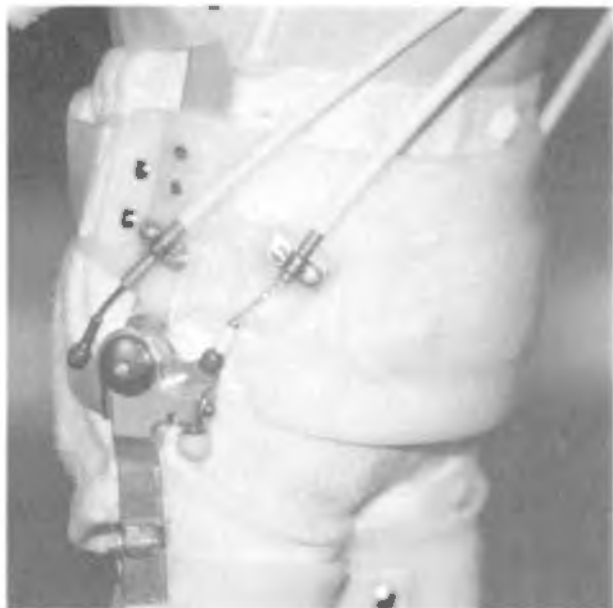


Figura 6.16. El reciprocador disminuye el gasto de energía del niño gracias al sistema de cables arqueados que transmiten la fuerza de una ortesis de una pierna sobre la otra; la flexión de una cadera estabiliza la otra cadera en extensión.

Esta ortesis puede utilizarse incluso en casos de ausencia de control de los flexores y extensores de la cadera.

La marcha en cuatro tiempos requiere la utilización de bastones o un deambulador.

El desplazamiento pendular es posible.

El aparato se utiliza igualmente para la verticalización y previene también las deformaciones ortopédicas alineando correctamente tronco-pelvis-miembros inferiores.

El reciprocador requiere mucha cooperación por parte del niño y de la familia.

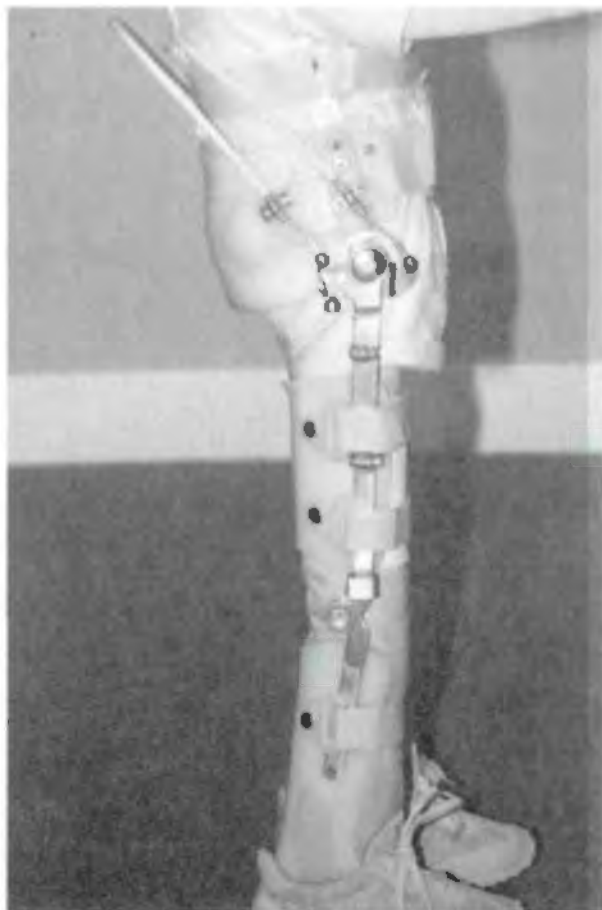
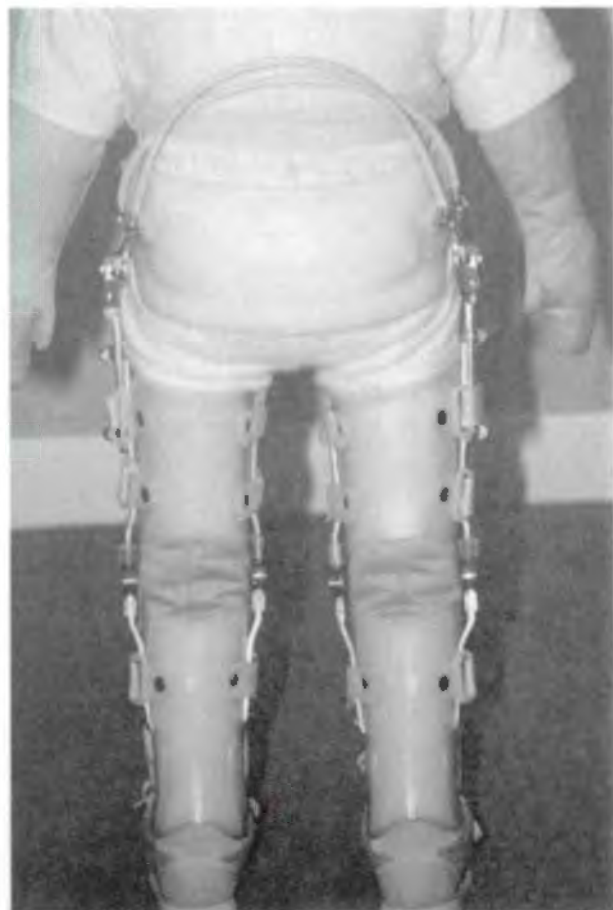




Figura 6.17. Lo que hay que evitar.

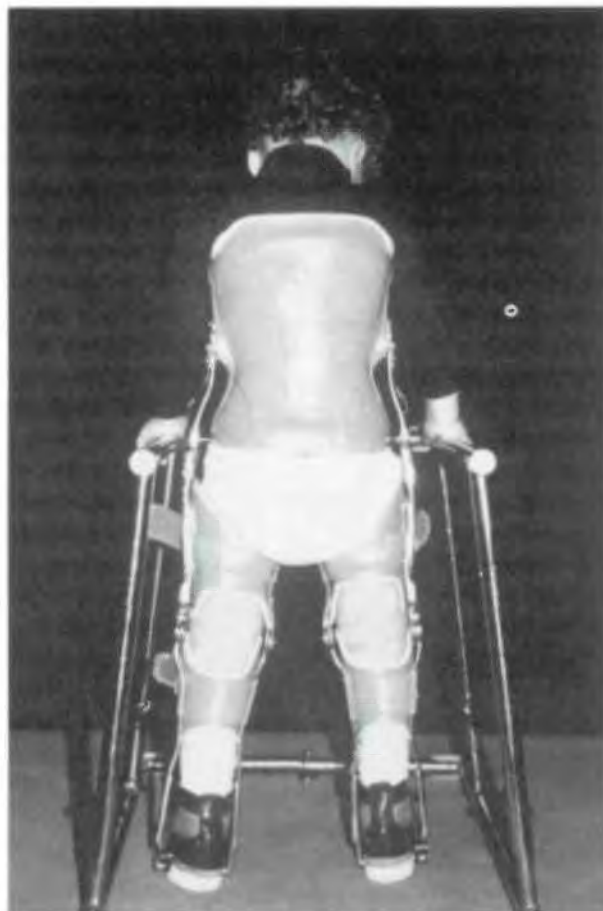
1.º Evitar los zapatos de cordones.

El niño será más independiente si los zapatos tienen Velcro. Tener en cuenta los gustos del niño y dejarlo escoger el color de los zapatos. Éstos deben ser altos, para estabilizar mejor el pie (aunque por lo general los zapatos del comercio son suficientes).



Figura 6.17. Lo que hay que evitar (cont.)

2.º Evitar el apoyo anterior rígido a nivel de la rodilla, mal soportado, o a nivel de la extremidad superior de la tibia que implica un recurvatum con el crecimiento.



3.º No hacer las ortesis con cuero metal, muy pesado. Aligerar utilizando materiales termomoldeables y fibra de carbono.
Apreciar la obesidad de este niño que se ha puesto su aparato sólo para la foto. No lo ha utilizado nunca y va siempre en silla de ruedas.

A partir de 10 años: informatizar

- El teclado del ordenador es un buen auxiliar educativo.

- Es grande la tentación de poner al niño en una silla de ruedas eléctrica.

- Las ganas de deambular disminuyen.

- El niño duplica su peso entre los 10 y los 17 años, pasando de 30 kg a 60 kg.

- Las deformidades de la columna aumentan. Son siempre severas para las curvas lumbares y torácicas.

- Las deformidades de los miembros inferiores recidivan. Con el tiempo y el crecimiento el pronóstico funcional se agrava.

No hay que dudar en operar un raquis que se deforma.

A los 17 años: socializar

Es una etapa difícil. El adolescente toma conciencia de sus terribles hándicaps y limita sus círculos sociales.

Abandona las ortesis muy grandes en provecho de las sillas eléctricas.

Hay tres tipos de adolescentes:

1. Los que caminan y cojean, considerando su cojera como un perjuicio estético.

Se acomodan a las deformidades de los pies, resistiéndose a todas las cirugías posteriores, incluso a las mejores artrodesis.

2. Los que teniendo una marcha precaria se defienden con bastones o usan una silla de ruedas eléctrica.

3. Los que viven sentados, condenados a la obesidad, a las deformaciones raquídeas, a las escaras, a la osteoporosis, a los trastornos urinarios.

El hándicap esencial no es el ortopédico, sino el urológico. Viven dolorosamente su incontinencia urinaria.

El condicionamiento de una espina bífida es total

Es un programa de obstinación cotidiana. Hay que luchar todos los días: deformación por deformación, articulación por articulación y aparato por aparato (cerebro, riñones, articulaciones), y esto durante todo el crecimiento, y durante toda la vida.

La ortesis es un eslabón en un largo itinerario que debe desembocar hacia la independencia y la autonomía.

Esta afección es una polimalformación. Frente a los múltiples déficit, hay que orientarse en muchas direcciones a la vez (neurocirugía, urología, ortopedia) e inscribir las ortesis en este itinerario: flexibilidad, adaptabilidad y crecimiento, que constituyen los aspectos clave.

No hay que dejarse engañar por los falsos problemas: un equino nunca ha sido un obstáculo para la verticalización, incluso la luxación.

Las primeras fases de la vida son importantes porque en ellas: todo se decide, se organiza y se programa. Después de pasado el tiempo, hay que pagar los errores cometidos al inicio.

Un solo mensaje resume la filosofía: *No comprometer el futuro por el presente.*



EN CUALQUIER MOMENTO TODO PUEDE SER CUESTIONADO

Ortesis especiales en la parálisis cerebral infantil

7

Antes de los años 50 se hablaba de *enfermedad de Little*. Las ortesis, nada específicas, consistían en arreglos más o menos afortunados de las utilizadas en los niños afectados de poliomielitis.

Los primeros dispositivos ortopédicos para los espásticos fueron realizados en países anglosajones.

Phelps puso a punto las ortesis pelvipédicas dobles, de tipo clásico (fig. 7.1).

Más tarde apareció el aparato de Perlstein, con topes excéntricos, para la corrección del equino.

El equipo francés del Prof. Tardieu analizó el problema de los niños afectados de parálisis cerebral infantil (PCI) y modificó el aparato de Phelps. Este tipo de dispositivo ortopédico se convirtió en una ortesis de rehabilitación, tanto en posición de pie como en la marcha.

El cinturón pélvico tiene como objetivo evitar la aducción.

Los topes de Perlstein se utilizan tanto en las ortesis de Phelps como en las de Perlstein, que tienen uno o dos tutores laterales que acaban a nivel de la rodilla.

Estos aparatos corrigen el equino en la medida de lo posible y evitan las deformaciones laterales. Están montados sobre zapatos reforzados (fig. 7.2).

Estos dispositivos fueron reemplazados por ortesis de cuero y metal o bien de plástico, que se colocan dentro de un zapato de serie (fig. 7.3).

Los zapatos abotinados (por debajo de la rodilla) presentan más dificultades para la colocación del aparato, pero son más estéticos.

Los zapatos anchos de Grenier controlan bien el pie. En cuanto al aparato de aducción, del mismo



Figura 7.1. Aparato de Phelps.



Figura 7.2. Calzado terminado.



Figura 7.3. Ortesis para el pie que se coloca en el calzado.

nombre, tiene el inconveniente de no ser estable (fig. 7.4).

Los nuevos métodos de fisioterapia han aportado modificaciones a los diferentes tipos de ortesis.

Los planos inclinados estándar han sido progresivamente reemplazados por moldes prefabricados de material plástico y adaptados a un plano inclinado de fabricación individual (fig. 7.5).

Los aparatos para la posición bipodal están articulados mediante unas rótulas (fig. 7.6).

Con este tipo de ortesis se logra una progresiva mejoría en la flexión de la rodilla (fig. 7.7).

En el capítulo de las ortesis de bienestar, el corsé-silla o la concha obtenida a partir de un molde permiten mantener a los afectados de PCI en una posición cómoda, sin tener por objetivo una corrección muy pronunciada (fig. 7.8).

Las conchas estándar se utilizan en los casos simples. Sin embargo, se deben almohadillar de manera adecuada para evitar las presiones bruscas.

Con el tiempo, los diversos tipos de sillas de ruedas se han adaptado específicamente a cada enfermo, como las sillas de ruedas con pelota de presión o las adaptadas para el corsé-silla (fig. 7.9).

Numerosos autores han descrito otras ayudas técnicas para conseguir que los afectados de PCI consigan una paulatina reinserción social.

Constatamos que las ortesis han sido y serán un medio de educación para los pacientes afectados de PCI.



Figura 7.4. Aparato de Grenier.



Figura 7.5. Plano inclinado con tope anterior.



Figura 7.6. Ortesis en extensión completa.

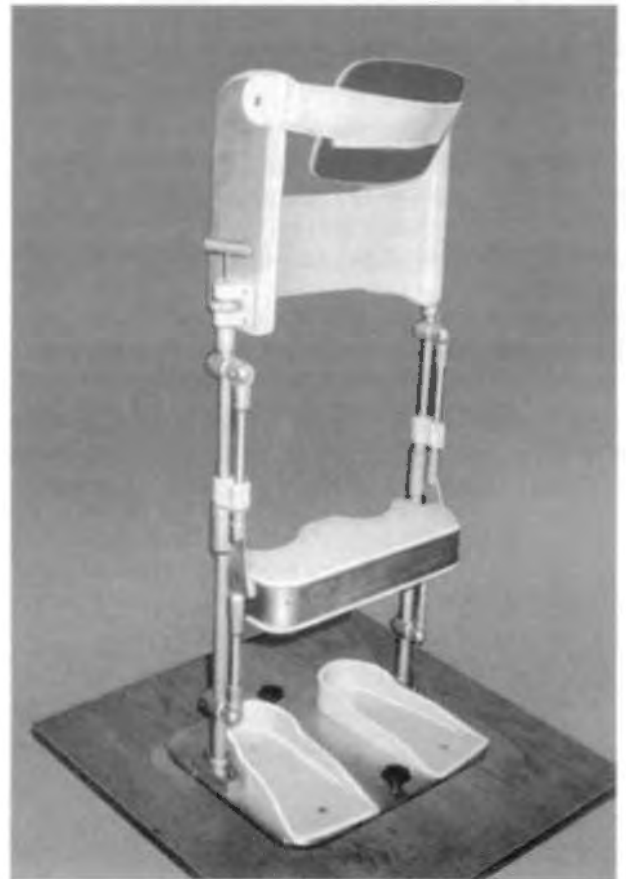


Figura 7.7. Rodilla en flexión.



Figura 7.8. Corsé asiento con sistema de inclinación.



Figura 7.9. Corsé-asiento en silla de ruedas.

Despreciarlas no hace más que suprimir una posibilidad complementaria en el tratamiento del paciente.

Las ortesis no deben ser una carga, sino que deben estar adaptadas a cada caso, física, social y psicológicamente.

La estética debe ser un objetivo primordial

La aplicación de las ortesis se debe hacer en perfecta colaboración con un equipo de rehabilitación. Sólo en estas condiciones será una ayuda y no una carga.

BIBLIOGRAFÍA

- Carlson, J. M.: "Biomechanik und orthetische versorgung der unteren extremitäten bei kindern mit zerebraler lähmung". *O.T.* 9, 1987.
- Grison, M.: "La chaussure de l'enfant IMC - La technologie du sport au service de l'enfant handicapé". *Journal de Réadaptation. Med* 3, n.º 4, 1983.
- Normand, X.; Dubouset, J.: "Remise en tension de l'appareil extenseur du genou dans la démarche en triple chez l'enfant infirme moteur". *Revue de Chirurgie Orthopédique*, 71, 1985.
- Showers, D. C.: "Cerebral palsy: a complex brain disorder". *Orthotics and Prosthetics*, vol. 38, n.º 3, 1984.
- Yasse, Dr.; Falmagne-Monnoyer, Mm.; Hubert, G.: "Motivation de l'autonomie". *Revue de Réadaptation*, vol. 16, n.º 1, 1974.

Fundamentos biofísicos de los yesos y las ortesis funcionales

8

Un método conservador actual para el tratamiento de las fracturas de los huesos apendiculares (tibia, fémur, cúbito radio y húmero) es el uso de los yesos u ortesis funcionales, después de haberse obtenido la reducción de la fractura, su estabilización mediante el yeso de inmovilización, y haber desaparecido completamente los signos agudos.

Sólo tras la fase aguda está indicado el yeso funcional al haberse logrado una estabilidad intrínseca del foco fracturario, que no sólo comprende los fragmentos óseos, sino los tejidos circundantes (músculos, fascias, tejido celular, piel, etc.), que participan en la curación al permitir el yeso funcional la carga y la función controlada y progresiva.

¿Qué es un yeso funcional? Vamos a intentar dar una definición en la que aparecerán varios conceptos que posteriormente desarrollaremos para su mejor comprensión.

- Un yeso funcional es un encaje de venda enyesada o plástica,
 - que envuelve a un segmento apendicular (muslo, pierna, etc.),
 - que mediante los *entrantes y salientes* realizados en él,
 - logra una *compacidad uniforme* de los elementos que «enzuncha»,
 - que permite una *función* asistida controlada de carga (fémur, tibia).
 - con *solicitud mecánica* a través del segmento óseo,

- que va a ser absorbida por las partes blandas (*efecto fuste*),
- y sólo cierta parte (*efecto punta*) llegará al foco de fractura,

- que será aprovechada (*histéresis*),
- para lograr el *impulso osteogénico* buscado.

En breves palabras, el yeso funcional permite *crear y acelerar el impulso osteogénico* en el callo primitivo fibrocartilaginoso para lograr la curación ósea del foco de fractura.

En la definición deben aplicarse varios conceptos biofísicos para que el yeso funcional sea útil:

1. Compacidad uniforme.
2. Conformaciones: *entrantes y salientes*.
3. Enzunchar, *efecto rozamiento*.
4. *Efecto fuste, efecto punta*
5. Carga controlada.
6. *Histéresis*.
7. *Impulso osteogénico*.
8. *Estabilidad × Factores de curación = Consolidación foco fractura.*

Compacidad uniforme

Se entiende por compacidad el grado de textura y porosidad de un cuerpo. *Muy compacto*: textura apretada y poco poroso. *Poco compacto*: textura separada y gran porosidad. Compacidad uniforme es el estado

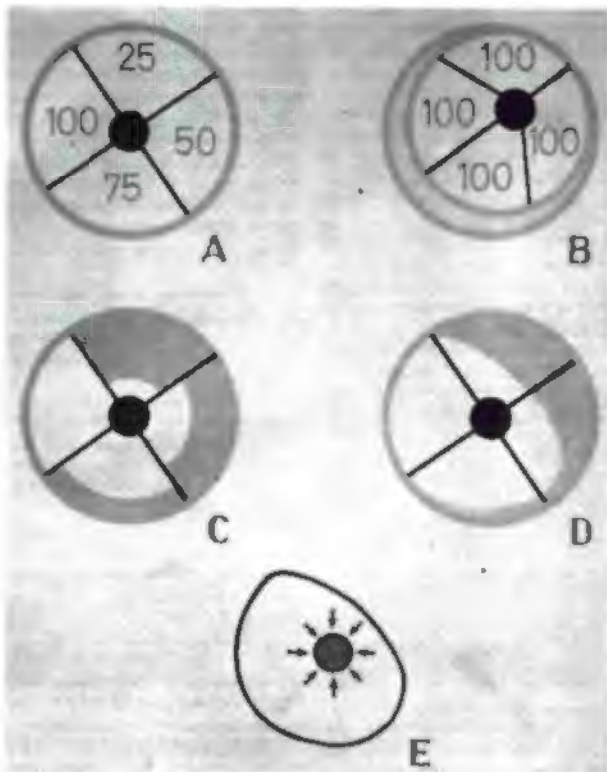


Figura 8.1. Todo segmento apendicular fracturado tiene diversos componentes con distintos valores de dureza, compacidad o isotropía. Para lograr la estabilidad mecánica-funcional habrá que enfundar o escayolar el miembro con la intención de obtener un medio con una compacidad uniforme, conformando o comprimiendo las partes más blandas o menos compactadas. De esta forma el segmento óseo fracturado estará encamisado por múltiples capas de tensión uniforme (efecto zuncho).

resultante de someter un cuerpo de distintas compacidades a presiones inversamente proporcionales, logrando que las paredes blandas sometidas a presión aumenten su textura y disminuya su porosidad obteniéndose una tensión interna uniforme (fig. 8.1).

Conformaciones. Entrantes y salientes

Son las deformaciones intencionadas y selectivas que realizamos en los yesos durante el fraguado para lograr una compacidad uniforme del medio que envuelve (fig. 8.1).

Todo segmento apendicular fracturado tiene diversos componentes con distintos valores de dureza, compacidad o isotropía (hueso, tendones, músculos, tejido

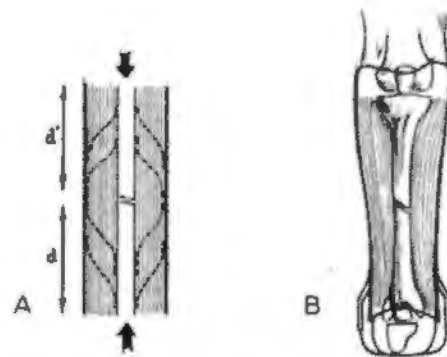


Figura 8.2 A. El efecto zuncho impide la deformación lateral bajo carga axial.
B. El múltiple encamisado de compacidad uniforme se opone a los desplazamientos laterales superada la fase aguda.

celular subcutáneo, hematoma fracturario, atrición de partes blandas, etc.). Para lograr la estabilidad mecánica-funcional habrá que enfundar o escayolar el miembro con la intención de obtener un medio con una compacidad uniforme, conformando o comprimiendo las partes más blandas o menos compactadas (fig. 8.1). De esta forma, el segmento óseo fracturado estará encamisado por múltiples capas de tensión uniforme (fig. 8.2). Cada paciente tendrá un patrón de entrantes y salientes individual para obtener la compacidad uniforme. Esta encamisadura a tensión del segmento apendicular (muslo, por ejemplo) hace que aparezca el efecto «zuncho» sobre el segmento óseo fracturado, estabilizando el foco de fractura. El efecto estabilizador del zuncho es más patente al aumentar la fuerza de carga, mientras no supere ciertos valores y la compacidad lograda en los tejidos blandos no pueda crear problemas vasculonerviosos.

Rozamiento

Cuando dos superficies están en contacto (en nuestro caso, partes blandas a compacidad uniforme y diáfisis ósea) y se intenta mover una de ellas respecto de la segunda (o movimiento inminente), aparecerán siempre fuerzas tangenciales, llamadas *fuerzas de rozamiento* (fig. 8.3, R=rozamiento).

La fuerza de rozamiento estático es proporcional al coeficiente de rozamiento, el cual depende de la naturaleza de los materiales y de su estado de compacidad. Por ejemplo, el fémur al recibir la carga (F) y derivarla hacia la diáfisis rodeada de un muslo de compacidad uniforme (W), crea la fuerza de rozamiento (R).

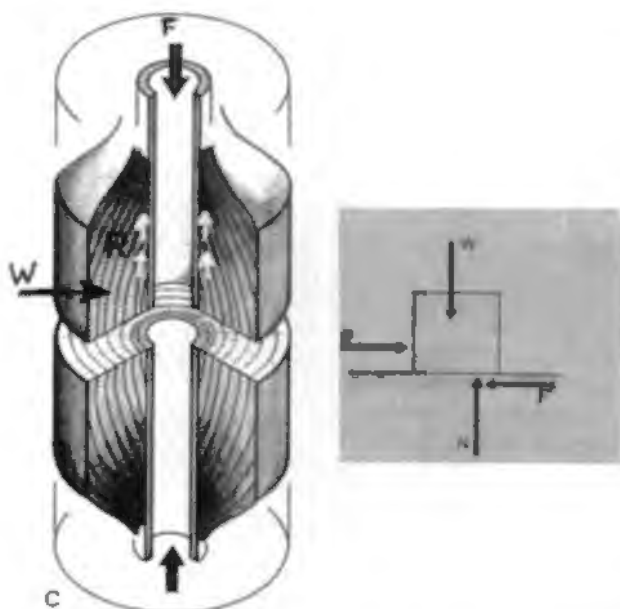


Figura 8.3. Las solicitaciones de carga a través del hueso serán en buena parte absorbidas por las partes blandas por rozamiento, siguiendo el diagrama de isobaras representadas en la figura.

Para una tensión o compacidad determinada (W), las fuerzas de rozamiento aumentan si el peso aumenta, hasta un valor determinado ($P_x > R_m$). Este efecto de rozamiento en un muslo enzunchado hace que aparezca la absorción de esfuerzos por las partes enzunchadas y comprimidas de compacidad uniforme.

Efecto fuste y efecto punta

El *efecto fuste* es la absorción de esfuerzos por rozamiento que ocurre en un medio dado (arena) con la introducción de un pilote, por ejemplo. Para una longitud dada, a mayor compacidad del terreno la absorción de esfuerzos (*efecto fuste*) será proporcionalmente mayor, siempre que la fuerza sobre el pilote sea la misma (fig. 8.4 A).

El *efecto punta* consiste en los esfuerzos durante el hincamiento de un pilote, que no han sido absorbidos por el efecto fuste. Los esfuerzos que superen a la suma del efecto fuste y el efecto punta determinado (para cada medio), producirán mayor hincadura (penetración) del pilote en el medio (fig. 8.4 B).

La clave para entender el funcionamiento de un yeso u ortesis funcional es valorar la aparición de este *efecto fuste* o participación de las partes blandas en la carga durante la función (marcha del fracturado, por

ejemplo). La mayor o menor absorción será proporcional a la compacidad del medio (fig. 8.4 A) o a la longitud de la ortesis funcional (figs. 8.4 B y 8.11).

El efecto fuste será el «preciso» para que a nivel de la fractura sólo aparezca un efecto punta suficiente para estimular la condrogénesis y/o la osteogénesis, pero que nunca supere ciertos valores que originen desplazamientos en la reducción obtenida y mantenida durante la fase aguda de descarga (fig. 8.5).

Siempre hay que conseguir un efecto punta controlado, que en las primeras semanas deberá ser más bien pequeño (estabilidad intrínseca, callo cartilaginoso, nube blanca) (fig. 8.6, 2) y que a la aparición de imágenes óseas en uno o dos planos podrá ir aumentando (fig. 8.6, 3 y 4). Al llegar a este punto (normalmente a las 4 o 6 semanas de llevar el yeso funcional), la ortesis de plástico será la más indicada, ya que la estabilidad es grande y podremos disminuir el efecto fuste en busca de un mayor efecto punta con un mayor poder osteogénico (fig. 8.6).

Carga controlada

Es la carga uniaxial cíclica en el foco de fractura por acción del yeso o la ortesis funcional conformada cuando el paciente realiza la función, la marcha. En estas circunstancias es condrogénica y osteogénica, originando amplios puentes óseos alejados del centroide (fig. 8.6). Para que el experto tenga un buen margen de seguridad en la curación de la fractura, debe predecirse la carga controlada uniaxial a que va a estar sometido el foco de fractura durante los procesos de curación (véanse los tipos de foco de fractura).

La carga podrá ser mayor a medida que ocurra la creación de los puentes periósticos, ya que la fractura será progresivamente más estable. Existe un periodo «crítico» al final de la fase aguda y en los estadios de calcificación del armazón cartilaginoso, en los que las solicitaciones groseras a flexión cizalladura y a torsión van a desmoronar el estado preóseo, apareciendo el «efecto barrera» en las células mesenquimales activadas con capacidad de actividad osteoblástica. También se romperán las incipientes conexiones vasculares, deteniéndose la invasión vascular del cartílago y la metaplasia ósea. Todo ello conduce a un nuevo estado agudo o «estupor focal», punto de partida para iniciar el círculo vicioso de persistir la movilidad incontrolada. La acción repetitiva de este fenómeno producirá imágenes radiográficas de retardo de consolidación y, posteriormente, de pseudoartrosis (fig. 8.7).

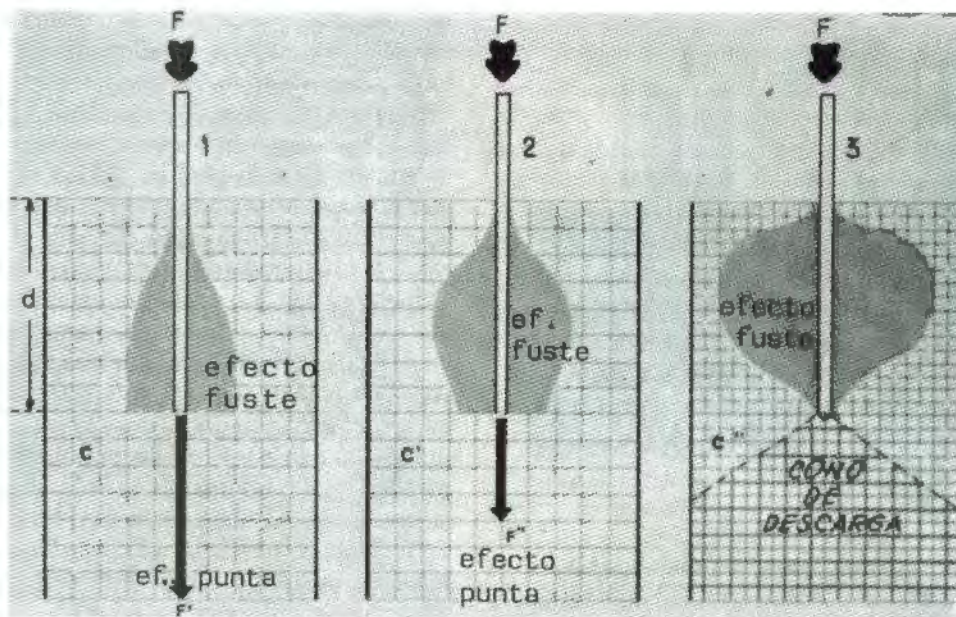


Figura 8.4A. Efecto de rozamiento en distintos medios de compactación. A mayor compactación, mayor absorción de fuerzas por rozamiento, para una misma distancia.

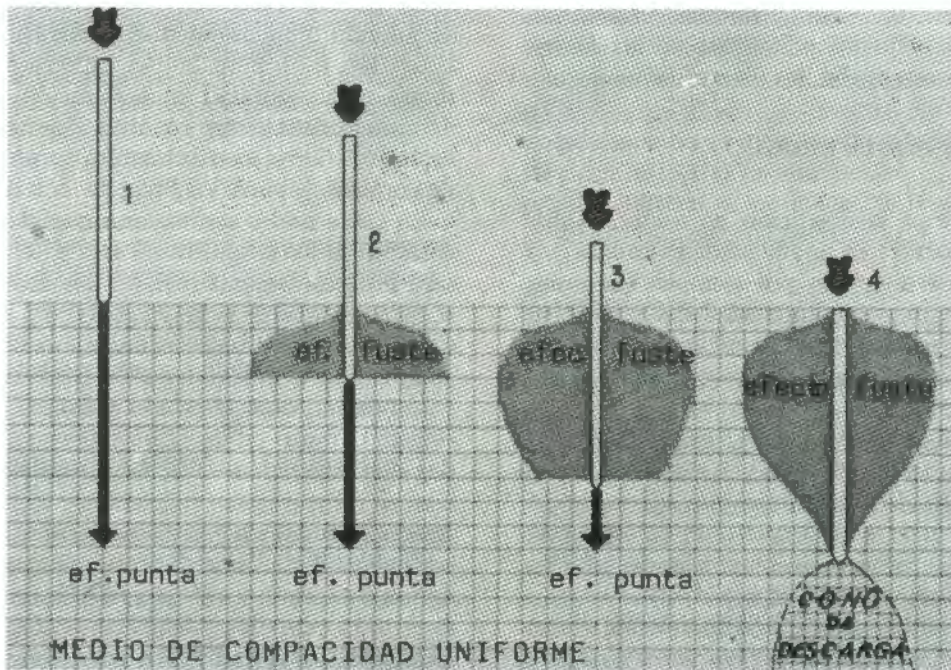


Figura 8.4B. A mayor longitud, mayor absorción de esfuerzos por rozamiento y menor efecto punta.

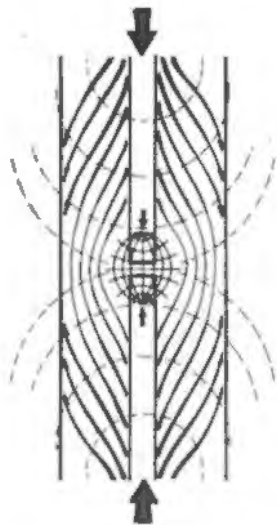


Figura 8.5. Distribución de las tensiones principales a lo largo de las partes blandas por el efecto fuste (músculos). En el centro, distribución de las familias isostáticas a compresión a nivel del foco de fractura (efecto punta controlado), que pondrán en marcha la formación ordenada del callo perióstico.

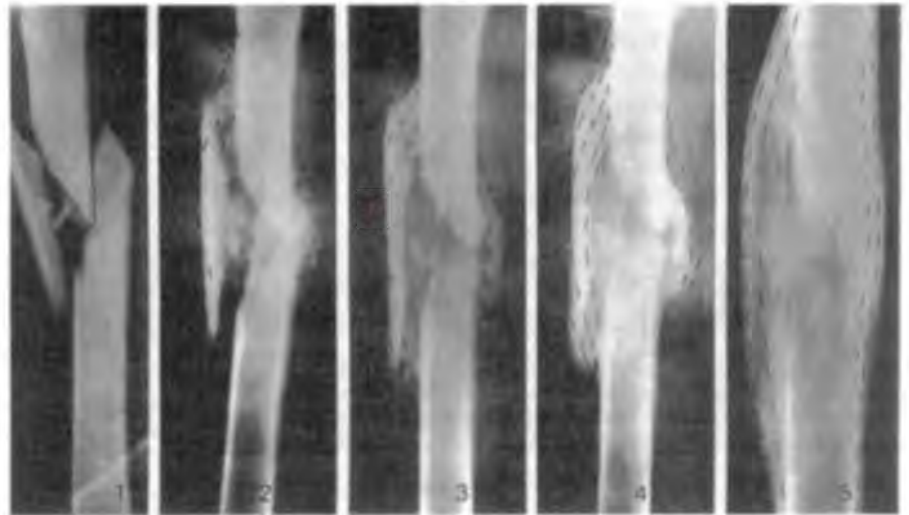


Figura 8.6. Estadios de la formación del callo perióstico en una fractura de fémur tratada por método ortopédico-funcional (QTB) con carga precoz. 1. Fractura trifragmentaria. 2. Zonas de calcificación y osificación de la matriz condrocítica. 3. Creación de los puentes óseos principales a la máxima distancia posible del centroide. 4. Consolidación del foco. 5. Remodelación, incorporando al montaje el tercer fragmento.

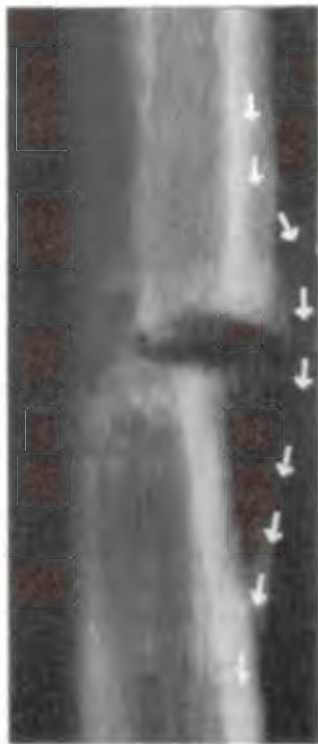


Figura 8.7. Verdadera imagen de callo de sufrimiento debido a los esfuerzos rotacionales. Callo corto, amplio y en pico roto.

Histéresis

Cuando se produce una deformación en un material elástico, se efectúa un trabajo, y este trabajo significa movimiento de una fuerza sobre una longitud. La fuerza es aquí la carga, y la longitud es una cantidad de deformación (*strain*) (fig. 8.8).

Cuando la carga se quita, la deformación desaparece por definición. Si esto no ocurriera el material no sería elástico. En un material elástico perfecto, una cantidad de trabajo se gasta en la deformación del material, siendo igual la cantidad de trabajo para recuperar dicha deformación. En los materiales elásticos, reales, el trabajo que realiza como deformación excede siempre al que realiza la recuperación cuando la carga se quita y la deformación se resuelve. En otras palabras, hay una energía perdida. Algo similar pasa en el hueso, en el cual parte de esa energía, llamada *histéresis*, es usada para generar las señales, la «activación» con la que las células van a responder (fig. 8.9).

En los fracturados que presentan un yeso funcional, cuando realizan la carga, cierta parte de la energía de deformación (*histéresis*) es absorbida por el almacén y usada para generar las señales de activación de las células mesenquimales provenientes de la invasión vascular (conexiones vasculares) (fig. 8.10).

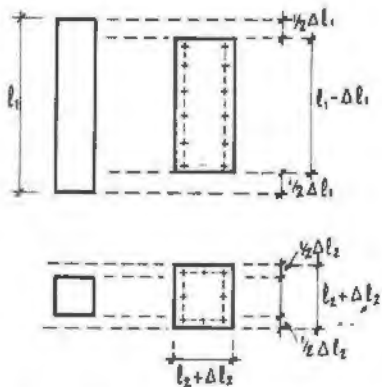


Figura 8.8. Las células mesenquimales son activadas ante sollicitaciones a compresión y tracción debido a las deformaciones inducidas por la carga.

Impulso osteogénico

Es el proceso de orden y respuesta con el cual las células mesenquimales comienzan la división y la generación de nuevas células (fig. 8.9). La movilidad de los fragmentos óseos, uniaxial, controlada, cíclica, es osteogénica y sigue un patrón arquitectónico de osificación.

La viabilidad de la respuesta biológica descansa en la diferencia existente entre la deformidad controlada, uniaxial, capaz de originar la actividad osteoblástica, y la magnitud de deformación necesaria para desplazar los fragmentos. Sólo el yeso funcional conformado hace posible esta ostensible diferencia tanto a la movilidad activa como a la carga (función).

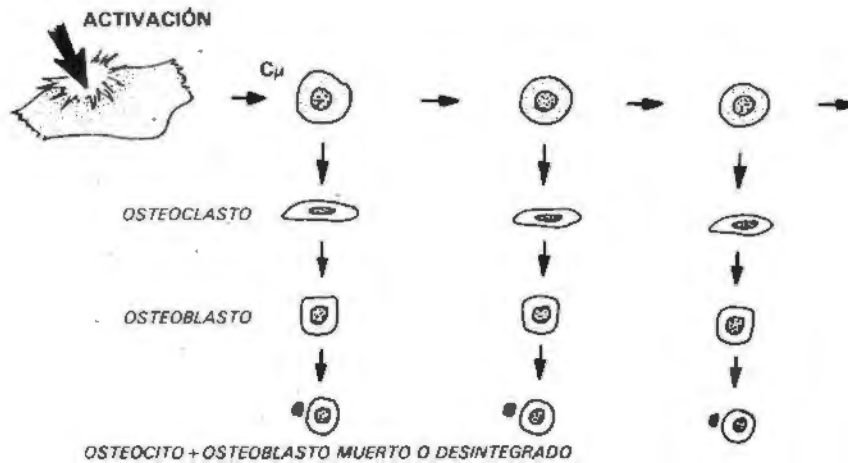


Figura 8.9

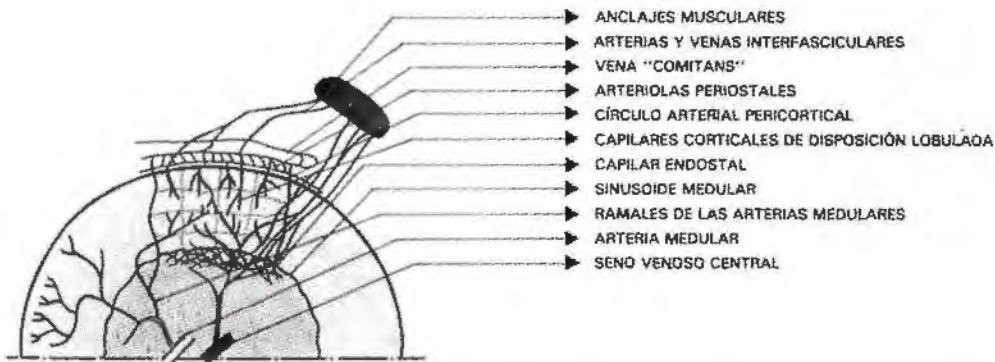


Figura 8.10. Diagrama de una sección transversal de un hueso largo mostrando la vascularización según Stan, y las experiencias de Rhinelander.

Consolidación foco fractura = = estabilidad × factores curación

Estabilidad

El *quid* del tratamiento ortopédico-funcional está condicionado al tipo de foco de fractura y a la evolución durante la fase aguda que precederá a la fase funcional. La consolidación ósea y la estabilidad, íntimamente unidas, pueden representarse en esta fórmula matemática (fig. 8.11):

$$E = \frac{\text{Red} \times C \times d^2}{\text{Signos agudos}} + K \text{ (metabolismo celular)}$$

donde E = estabilidad intrínseca; Red = reducción de la fractura (anatómica, biomecánica); C = grado de compacidad partes blandas; d = longitud del yeso (de inmovilización o funcional); signos agudos = condiciones del foco de fractura: favorables, no favorables y adversas; K = metabolismo celular, activación, efecto barrera, etc.

Factores de curación

Son aquellos que favorecen y se traducen en:

- La producción de cartílago.
- Las solicitaciones mecánicas cíclicas (fig. 8.12).
- La invasión vascular.
- La metaplasia ósea.

Están en relación con:

- La edad del paciente.
- La sensibilidad de las células mesenquimales.
- La viabilidad focal posfracturaria (periostio, músculos).
- Las solicitaciones mecánicas (función).
- Los cambios tensionales cíclicos (bomba impelente-aspirante) (fig. 8.12).
- Otros factores: hormonales, enzimas, bioelectricidad, etc.
- La «conjunción» de todos ellos o la potenciación de los existentes o en precario.

Condiciones biomecánicas del foco de fractura

Los diversos patrones y vicisitudes con que se nos presenta el foco de fractura en los diversos pacientes, podríamos resumirlos en tres grandes grupos con actitudes distintas de actuación terapéutica en el Servicio de Urgencias, aunque todos ellos tributarios de un tratamiento funcional precoz.

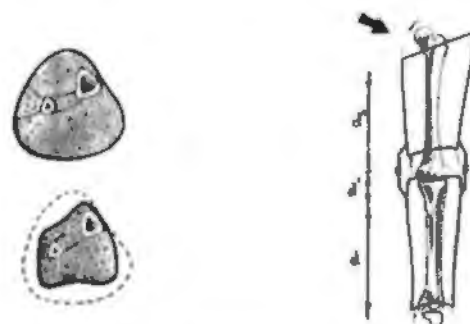


Figura 8.11. La estabilidad del foco de fractura dependerá de C, compacidad de las partes blandas, d, distancia enzunchada, Red., reducción fractura.

Tipo 1. Condiciones favorables. Pacientes con fractura de reducción muy estable y que presentan factores de curación. En estos casos, la fase de inmovilización aguda dura 3 semanas y es seguida de un yeso u ortesis funcional que llevará durante otras 10 semanas (± 2).

Tipo 2. Condiciones no favorables. La reducción del foco es posible, pero la estabilidad es precaria por el trazo oblicuo, espiroideo, 1/3 proximal femoral, tercer fragmento en ala mariposa, etc., y pueden faltar alguno de los factores de curación (edad avanzada, gran hematoma, etc.). Aunque en nuestra casuística estos casos fueron bien resueltos, requieren una técnica muy depurada y una buena colaboración del paciente. De aquí nuestro consejo de reducir y estabilizar dichas fracturas mediante el enclavado intramedular de Ender, percutáneo, si es posible en torre Eiffel. Ello da una estabilidad del foco de fractura inmediata y un acortamiento de la fase aguda, por lo que en 2 o 3 semanas podrá confeccionarse un yeso u ortesis funcional y potenciar los «factores de curación». El resultado de nuestra casuística desde 1981 con más de 300 casos ha sido excepcional, muy especialmente en miembros inferiores. En estas condiciones el período de curación es de 14 semanas (± 2).

Tipo 3. Condiciones adversas. La curación del foco de fractura en condiciones adversas va a poner a prueba el bien hacer del traumatólogo que reciba al fracturado el día del accidente. La suerte del fracturado dependerá sobre todo de la primera atención y de tener bien en cuenta los factores adversos:

- Inestabilidad de la reducción y si ésta es posible.
- La gran atrición de todos los elementos del foco

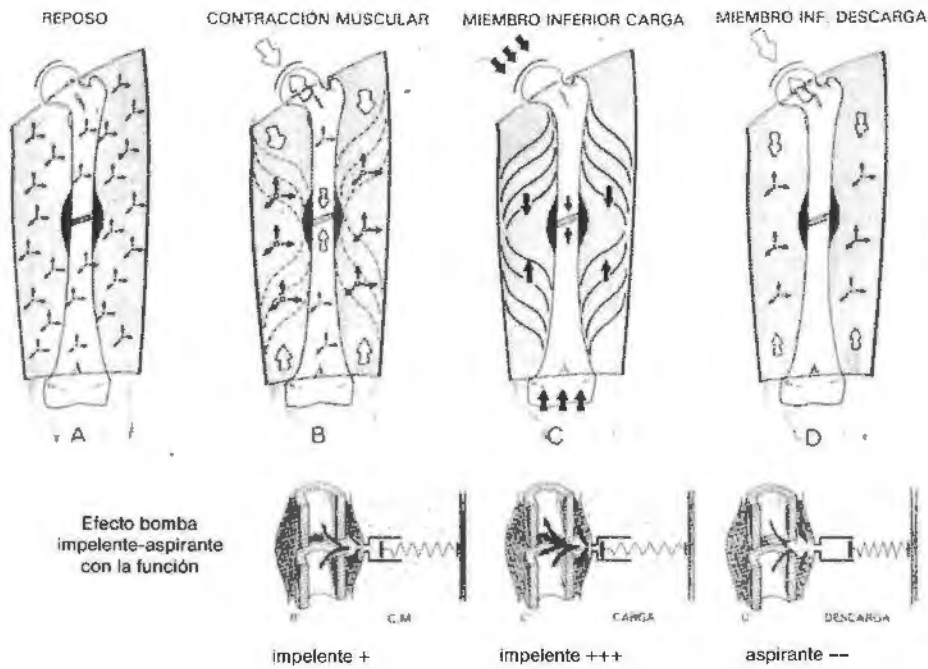


Figura 8.12

de fractura: periostio, músculos perifocales, compromiso vascular, amplia contaminación o infección, etc.

– Los factores de curación son poco ostensibles o faltan.

– Todo ello conlleva un «alargamiento» del período agudo.

En estos casos lo primero es estabilizar el foco de fractura con el sistema más seguro pero que permita trabajar a los fragmentos óseos con una carga precoz. Aunque los enclavados intramedulares de Ender pueden ser suficientes, optamos por los enclavados intramedulares del clavo de Küntcher encerrojados estáticos, para posteriormente dinamizarlos, siempre asociados a la ortesis funcional, por los factores de beneficio que otorga el efecto fuste al participar las partes blandas en la curación del foco de fractura (efecto bomba impelente-aspirante), así como el poder de inhibición del dolor durante la carga precoz.

El arte de curar las fracturas, hoy más que nunca, es un complejo conjunto de amplios conocimientos biológicos y, específicamente, biomecánicos, de todos los factores que van a intervenir en la curación del foco de fractura, de la técnica a realizar y de una suficiente experiencia en los diversos tipos de tratamientos. Opino que, en general, no existen «malos tratamientos», sino indicaciones terapéuticas inapropiadas en las diversas situaciones fracturarias, en las que el binomio médico-paciente es el protagonista.

BIBLIOGRAFÍA

- Bordier, J.: "Aspectos biológicos del remodelamiento óseo". *Triángulo*, vol. 2, n.º 3, 1973.
- Cochran, V. B.: "Electromechanical properties of moist bone". *J. Bone Joint Surg.*, 50-A, 4, 825, 1968.
- Charnley, J.: *El tratamiento incruento de las fracturas*. Ed. Médica Panamericana S.A. Buenos Aires, 1976.
- Del Sel, J. M.: *Ortopedia y traumatología*, 3.ª ed. Ed. López Libreros. Buenos Aires, 1979.
- Evans, F. G.: *Mechanical Properties of Bone*. Charles C. Thomas. Springfield, Illinois, 1973.
- Fernández Esteve, F.: *Healing of the fracture. Biomechanics of bone induration*. International Symposium on Viareggio. Italia, octubre 1979.
- Fernández Esteve, F.: "Tratamiento ortopédico de las fracturas del húmero mediante un yeso corto de brazo". *Rev. Esp. Cir. Ost.*, 11, 357, 1976.
- Fernández Esteve, F.: "Tratamiento ortopédico de las fracturas del fémur, con carga precoz, mediante isquiopédico funcional". *Rev. Esp. Cir. Ost.*, 11, 275, 1976.
- Fernández Esteve, F.: "Tratamiento biológico de las fracturas". Monografía Salamanca 64. Valencia, 1980.
- Frankel, V. H.; Burstein, A.H.: *Biomecánica ortopédica*. Ed. Jims. Barcelona, 1973.
- Frost, H. M.: *The Laws of Bone Structure*. Charles C. Thomas. Springfield, Illinois, 1964.
- Hardy, A. E.: "Pressures generated in the thigh muscles and under the thigh cast of an uninjured subject wearing a cast-brace". *J. Bone Joint Surg.*, 61-A, 3, 362-364, 1979.
- Hoden, C. E. A.: "The role of blood supply to soft tissues in the healing of diaphyseal fractures". *J. Bone Joint Surg.*, 54-A, 993, 1972.
- Houghton, G. R.; Rooker, G. D.: "The role the periosteum in the growth of bones". *J. Bone Joint Surg.*, 61-B, 2, 218-220, 1979.
- Sarmiento, A.; Sinclair, W. F.: "Application of prosthetic-orthotic principles to orthopaedics". *Art. Limbs*, 2, 2, 1967.
- Sarmiento, A.; Latta, L.; Zilioli, A.; Sinclair, W. F.: "The role of soft tissues in stabilization of tibial fractures". *Clin. Orthop.*, 195, 116, 1974.
- Stan, S.: "Vascularisation des pseudarthroses de l'os long". *Act. Orthop. Bel.*, tomo 41, fasc. 1: 54-65, 1975.

Tratamiento funcional de las fracturas del miembro inferior

9

La inmovilización de las articulaciones proximal y distal al foco de fractura preconizada por Bohler ha presidido durante muchos años el tratamiento ortopédico clásico de las fracturas.

Si bien este tipo de tratamiento ha evitado los riesgos de la cirugía a cielo abierto (derivados de la técnica quirúrgica y del riesgo de infección), no se han visto cientos de importantes secuelas por los tiempos prolongados de inmovilización, rigidez articular, enfermedad posfracturaria, atrofia muscular.

Todo ello ha motivado la búsqueda de un método que, evitando los riesgos inherentes a la cirugía, permitiera una rápida recuperación funcional, con movilidad precoz de las articulaciones implicadas en el traumatismo.

En 1916, Delbet abrió el camino del tratamiento funcional de las fracturas en el miembro inferior, con su aparato de marcha, modificado posterior y sucesivamente por Gurd y por Weismann, para el tratamiento de las fracturas de la tibia y del peroné.

Debimos esperar hasta 1967, año en que Sarmiento extrapoló sus experiencias previas con encajes para amputados (basados en el yeso de contacto total y en el efecto hidráulico de las partes blandas) al tratamiento de las fracturas de los huesos de la pierna.

La función precoz replantea una serie de incógnitas biomecánicas en el comportamiento del callo de fractura con respecto a los estímulos de carga y función.

En la década de los 70, Fernández Esteve creó los conceptos de efecto punta controlado, efecto fuste,

conformación y vaivén vital, basados no ya en las propiedades hidráulicas de la materia orgánica, sino en el concepto de compacidad uniforme, que permite una función precoz mediante la conformación de los yesos, controlando los estímulos de carga y función para que éstos sean osteogénicos.

La creación de *unidad de yesos funcionales* en 1979 y su posterior desarrollo nos ha permitido recoger una experiencia en este tipo de tratamiento.

Sistemática de tratamiento

El tratamiento funcional de una fractura empieza en el momento de su indicación. Su elección implica el conocimiento y el respeto riguroso de sus tres fases de tratamiento:

- Fase aguda.
- Fase funcional.
- Fase de readaptación.

Fase aguda

Se inicia en el momento en que el paciente acude a Urgencias.

En primer lugar procederemos a la valoración clínica (estado de las partes blandas, grado de exposición, lesiones asociadas), radiológica (tipo de fractura, grado de desplazamiento) y de los criterios de estabilidad de la fractura.



Figura 9.1 A. Fractura del tercio medio distal de la tibia y del peroné derechos tratada según el método funcional.

En el caso de las fracturas que afectan la pierna (tibia y peroné), se procederá a la reducción ortopédica bajo anestesia e inmovilización con vendaje de yeso cruropédico.

Cuando se trata del fémur, se colocará una tracción transesquelética, habitualmente tipo Neufeld (tracción-suspensión), que permite la movilidad articular de la rodilla y proporciona mayor bienestar al paciente.

En las fracturas del tobillo se llevará a cabo su reducción ortopédica e inmovilización con botina de yeso.

El tratamiento de la fase aguda persigue la remisión de los signos inflamatorios y la consecución de una estabilidad intrínseca.

La duración de esta fase aguda oscilará entre 3 y 6 semanas en función del grado de afectación de las partes blandas y del tipo de fractura.

Últimamente, el uso del enclavado endomedular flexible en las fracturas diafisarias de los huesos largos ha acortado considerablemente la duración de esta fase, a la vez que ha ampliado el abanico de indicaciones.

Fase funcional

Una vez superada la fase aguda, entraremos en la llamada fase funcional: carga de la extremidad y movilidad articular.

En las fracturas de la tibia se retirará el vendaje cruropédico, para proceder a la confección de un yeso funcional tipo PTB (*patelar tendon bearing*). A las 24 horas de su colocación el paciente iniciará la carga asistida de la extremidad.



Figura 9.1 B. Paciente en fase funcional con carga total de su peso por la extremidad fracturada, tratada mediante una ortesis funcional tipo PTB

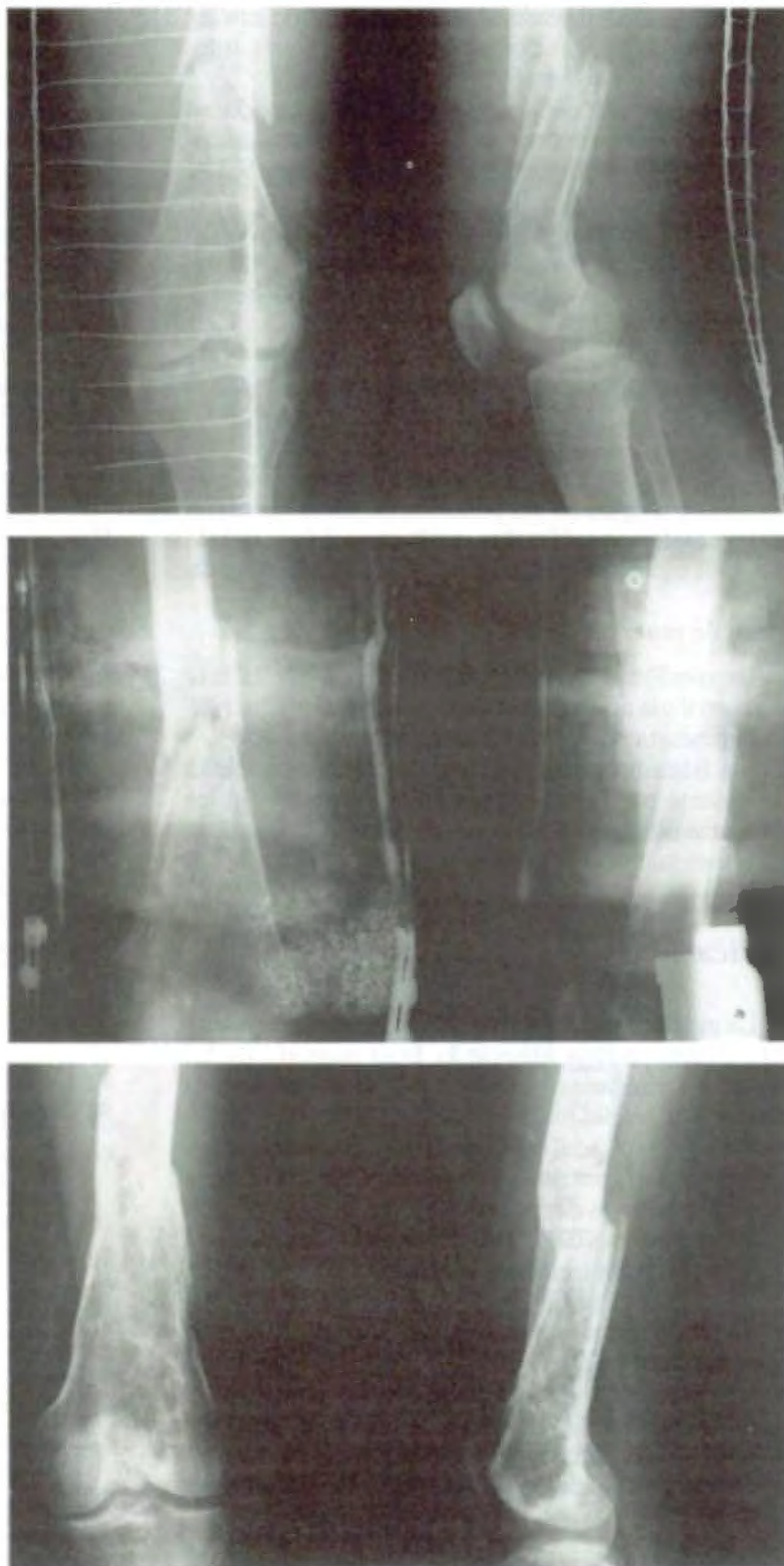


Figura 9.2 A, B, C. Fractura distal de fémur tratada mediante el método funcional.

El PTB es habitualmente muy bien tolerado por los pacientes, ya que proporciona una importante autonomía de marcha (figs. 9.1 A y B).

En las fracturas del fémur, tras retirar la tracción, se procederá a la colocación de un yeso u ortesis funcional tipo QTB (*quadriateral thigh bearing*) (figs. 9.2 A, B y C).

A las 24 horas el paciente inicia la deambulacion con las articulaciones bloqueadas en extension para, posteriormente, reeducar la marcha permitiendo la movilidad articular.

En las fracturas bimaloleares, entre la 3.ª y la 4.ª semanas se retirará la inmovilización inicial y se confeccionará una polaina funcional conformada (PFC) que permitirá la carga posteriormente.

En todos los casos se aconseja la deambulacion frecuente distribuida en periodos de corta duracion.

La fase funcional finaliza con la consolidación de la fractura, momento en que se retirará la ortesis utilizada.

Fase de readaptación

La movilidad articular permitida durante la fase funcional y la autorización de la deambulacion precoz acorta o anula en ocasiones esta fase.

Las fracturas de los huesos de la pierna y del tobillo raramente requieren recuperacion funcional. En las fracturas de la diafisis femoral, en ocasiones se realizara potenciación del cuádriceps.

Indicaciones

La indicación del tratamiento funcional en el miembro inferior podria abarcar la gran mayoría de las fracturas diafisarias de fémur y tibia y, con menor frecuencia, las del tobillo.

Aunque en cada ocasion deberemos sopesar las características concretas de la fractura, de una manera general podemos decir que:

- Las fracturas del tercio proximal del fémur no son tributarias de un tratamiento funcional.
- Las fracturas que afectan la superficie articular de la rodilla podran tratarse con el método funcional asociado a otras técnicas.
- El resto de fracturas diafisarias del fémur, incluyendo las conminutas, pueden ser objeto de un tratamiento funcional. La conminucion de una fractura no sólo no contraindica la prescripción de tratamiento

funcional sino que la refuerza, ya que se consigue una mayor estabilidad a la tracción y a la carga posterior

- En las fracturas de la diafisis tibial podriamos decir que todas serán tributarias de tratamiento funcional, excepto aquellas cuya estabilidad intrínseca se vea comprometida (difícil reducción o contención) o que provoquen una situación biomecánica intolerable (acortamiento o angulación considerable). En estos casos la utilización del enclavado endomedular elástico asociado a ortesis funcional ha permitido alcanzar resultados muy satisfactorios.

- Las fracturas del tobillo obligan a restringir y seleccionar la indicación del tratamiento funcional debido a la dificultad de conseguir una reducción y una contención satisfactorias.

Resumen

El tratamiento funcional entendido como *carga precoz y movilidad articular precoz* se podria considerar el tratamiento ideal de una fractura. Busca conseguir la consolidación en el menor tiempo posible, sin deformidad residual y con el mínimo riesgo.

Sin embargo, el tipo de fractura, la existencia de lesiones asociadas o la falta de colaboración del paciente pueden obligarnos en ocasiones a sacrificar sus ventajas.

Considerar el tratamiento funcional como un tratamiento de elección y no un tratamiento de recurso, permite llegar a conocer cuándo debemos renunciar a él.

BIBLIOGRAFIA

- Cáceres, E., Robres, I., Ferrer, H., Fernandez Sabaté, A.: "Tratamiento funcional de las fracturas del fémur" *Rev. Ortop. Traum.* **18**: 301-304, 1983.
- Cáceres, E., Jorns, C., Cabo, X., Font, F.: "Nuestra experiencia en el tratamiento funcional de las fracturas del tobillo". *Rev. Ortop. Traum.* **18**: 275-279, 1983.
- Cáceres, E., Fernandez Sabaté, A., Ubierna, M. T., Cabo, X., Robres, I.: "Tratamiento funcional versus osteosíntesis: defensa de las fracturas conminutas de la diafisis femoral". *Rev. Ortop. Traum.* **18** (en prensa), 1988.
- Fernandez Esteve, E.: "Tratamiento ortopédico de las fracturas del fémur con carga precoz, mediante isquipedico funcional". *Rev. Cir. Osteo.* **11**: 275, 1976.
- Sarmiento, A., Latta, L.: "Factors controlling the behavior of tibial fractures: A correlation of clinical and laboratory studies". *J. Bone Joint Surg.* **58A**: 724, 1976.

Ortesis funcionales en el tratamiento de las fracturas de la extremidad inferior

10

Su objetivo es favorecer la consolidación ósea permitiendo la movilidad de las articulaciones vecinas.

Indicaciones

- Fracturas en el período funcional, como alternativa de los yesos funcionales, y en el período de readaptación.
- Retardos de consolidación y pseudoartrosis.

Descripción de los aparatos

Vamos a referirnos a las ortesis funcionales que se usan en la tibia y en el fémur.

Ortesis funcionales conformadas para la tibia PTB (patelar tendon bearing)

Desarrollada por A. Sarmiento, esta ortesis se fundamenta en el modelo de encaje para prótesis que se usa en amputados del miembro inferior por debajo de la rodilla, en los que el apoyo principal se realiza por debajo del borde inferior de la rótula encima del tendón patelar, y el contraapoyo en la cara posterior correspondiente al hueco poplíteo. La descarga del foco de fractura se realiza por el efecto hidráulico (fig. 10.1).

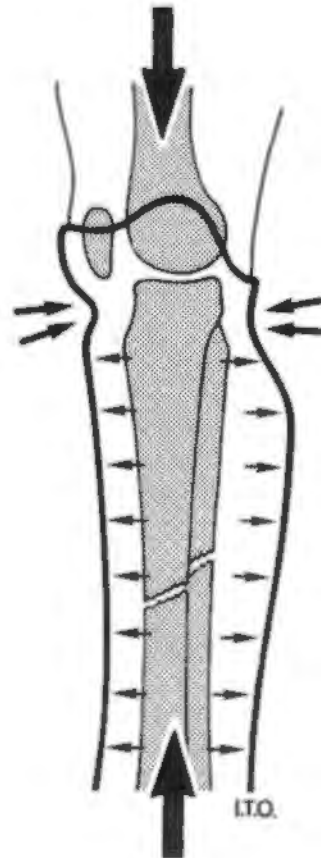


Figura 10.1

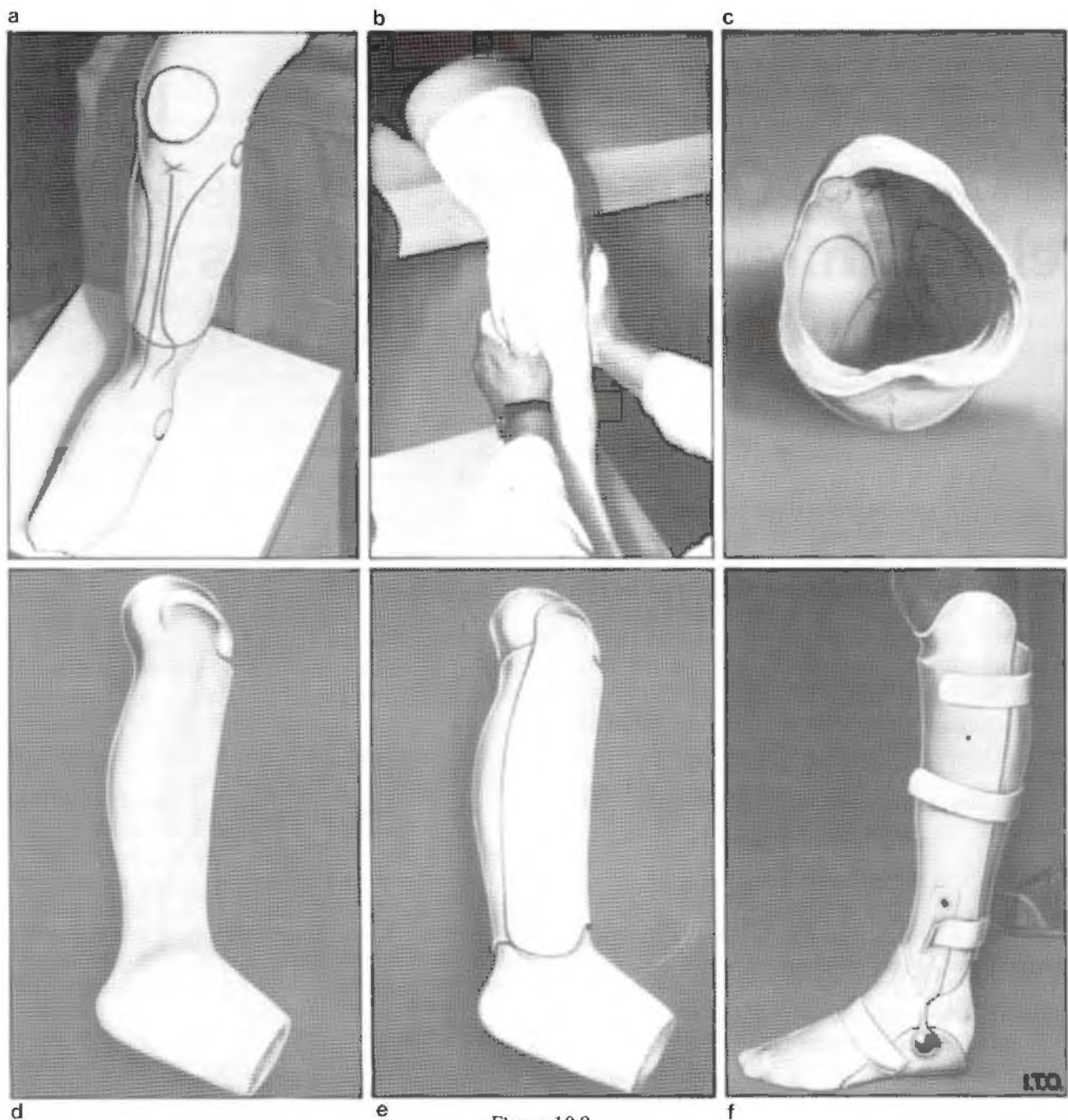


Figura 10.2

La construcción de la ortesis se inicia con un molde negativo de la extremidad inferior por debajo de la rodilla. Para ello el paciente se halla con la pierna suspendida fuera de la camilla.

Se cubre la zona con un tubular de algodón. Con lápiz copiador se dibujan todos los puntos óseos pro-

minentes: cabeza del peroné, tuberosidad tibial anterior, espina de la tibia, bordes medial y lateral y maléolos peroneal y tibial (fig. 10.2a). Se empieza el vendaje enyesado desde la raíz de los dedos hasta cerca del polo inferior de la rótula. A continuación se conforma el yeso marcando zonas «entranques y salientes».

En la parte anterior se marca una depresión a todo lo largo de la membrana interósea, especialmente a nivel del foco de fractura, y en la parte posterior, una depresión en sentido posteroanterior a nivel del hueso poplíteo.

Como zonas salientes hay que respetar la cresta tibial, la cabeza del peroné, el tendón del bíceps, los isquiotibiales y ambos maléolos (fig. 10.2b).

Este molde negativo (fig. 10.2c) se convierte en positivo llenándolo con escayola. Se aumentan los salientes óseos para evitar presiones directas sobre estas zonas (fig. 10.2d).

A partir del positivo se moldea la plancha de polietileno en dos valvas; en la anterior se fijará la talonera con la articulación del tobillo (fig. 10.2e).

Las valvas colocadas sobre la pierna se abrochan con cintas de Velcro (fig. 10.2f).

Polaina funcional conformada (PFC)

Fernández Esteve ha desarrollado la teoría de la compacidad uniforme y utiliza en el período de readaptación la polaina funcional conformada (fig. 10.3).

Esta polaina se diferencia de la ortesis PTB en que no posee el apoyo prepatelar, con lo que se busca aumentar la presión higrométrica. Según el autor, el 50 % de la fuerza se dirige a las paredes de la ortesis y de éstas al suelo por medio de las pletinas de plástico de la talonera.

Los esfuerzos no absorbidos son transmitidos a través de la tibia, el peroné y el tarso posterior.

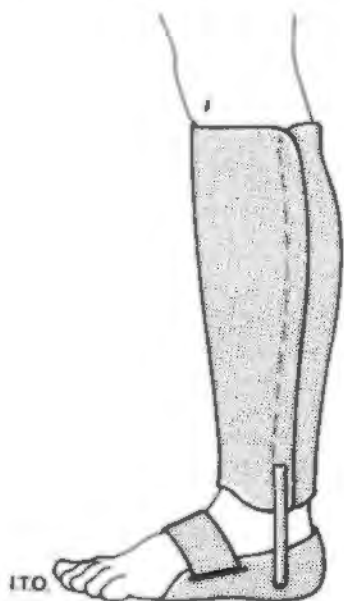


Figura 10.3

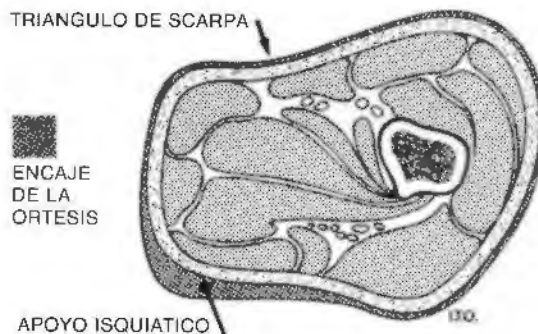


Figura 10.4

Ortesis funcional conformada QTB (quadrilateral thigh bearing)

Está indicada en las fracturas de fémur que han sido tratadas de entrada mediante una tracción continua. De todos los tipos de tracción la que goza de mayor predicamento es la de Neufeld.

Aproximadamente a las 6 semanas, la tracción se sustituye por un yeso tipo QTB y, posteriormente, por una ortesis funcional de iguales características. La construcción de la ortesis parte de un molde negativo de la pierna del paciente realizado en tres fases. En la primera fase se conforma la parte situada por debajo de la rodilla del mismo modo que si se tratara de obtener un molde para una PTB. En la segunda fase conformamos la zona distal del muslo, ejerciendo una presión lateral externa y una presión medial, con salientes a nivel de los flexores de la rodilla (bíceps e isquiotibiales). Para la tercera y última fase se reserva la parte proximal. El conformado de esta zona se realiza de forma cuadrangular como los encajes de contacto total de las prótesis femorales, es decir, con apoyo isquiático, presión sobre el triángulo de Scarpa, liberación de los tendones aductores y presión plana en la zona medial. Para asegurar el resultado se utiliza un aparato de conformación cuadrangular (fig. 10.4).

El negativo se llena con escayola, obteniéndose el positivo sobre el que se realizan las rectificaciones precisas para resaltar las prominencias óseas y perfeccionar el molde en toda su superficie (fig. 10.5). Realizamos el moldeado de las planchas de polietileno en cuatro partes, una para la cara anterior del muslo, otra para la cara posterior, otra para la cara anterior de la pierna y, finalmente, otra para la cara posterior.

Se recortan los bordes siguiendo el diseño trazado sobre el molde positivo y se colocan las valvas encima

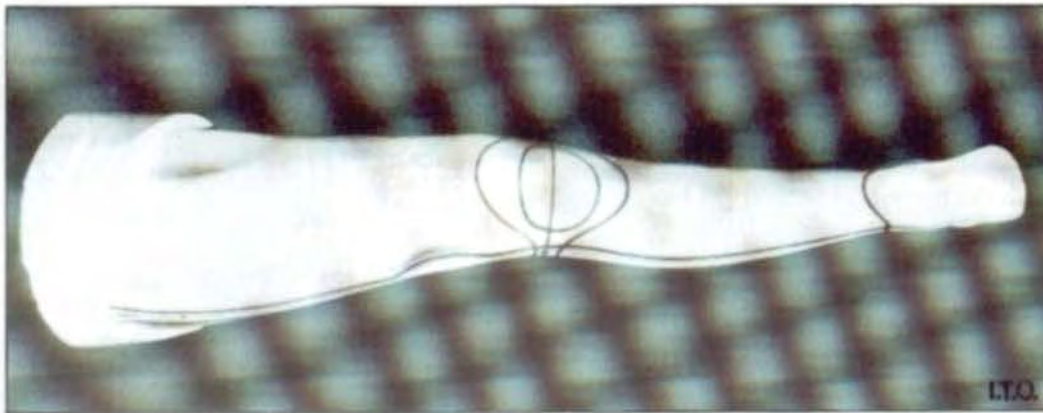


Figura 10.5

del positivo, fijándolas con cintas para acoplar seguidamente las articulaciones de la rodilla.

Finalmente, se coloca la talonera articulada en la parte distal (fig. 10.6).

Muslera conformada

Está indicada en los retardos de consolidación y en las fracturas, cuando se comprueba radiológicamente

la existencia de un puente óseo, como medida de protección al retirar material de osteosíntesis o después de una intervención quirúrgica cuando el montaje de la osteosíntesis es precario. Se trata de una ortesis de compacidad uniforme.

La toma de medidas se inicia con la obtención de un molde negativo del muslo del paciente, conformado en forma cuadrangular sobre la parte proximal y también conformando los cóndilos femorales para su suje-

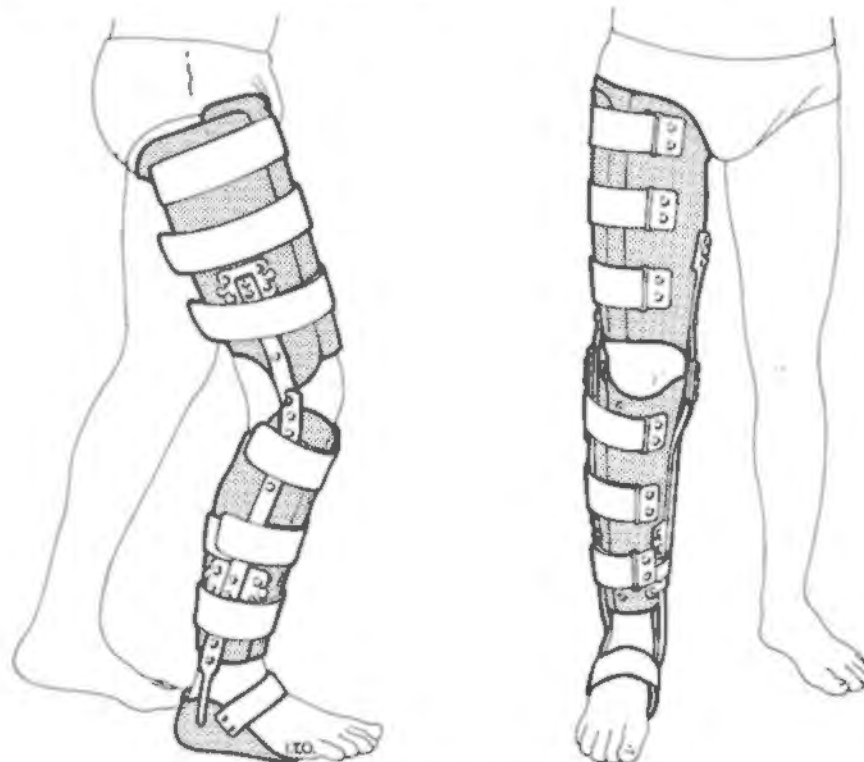


Figura 10.6

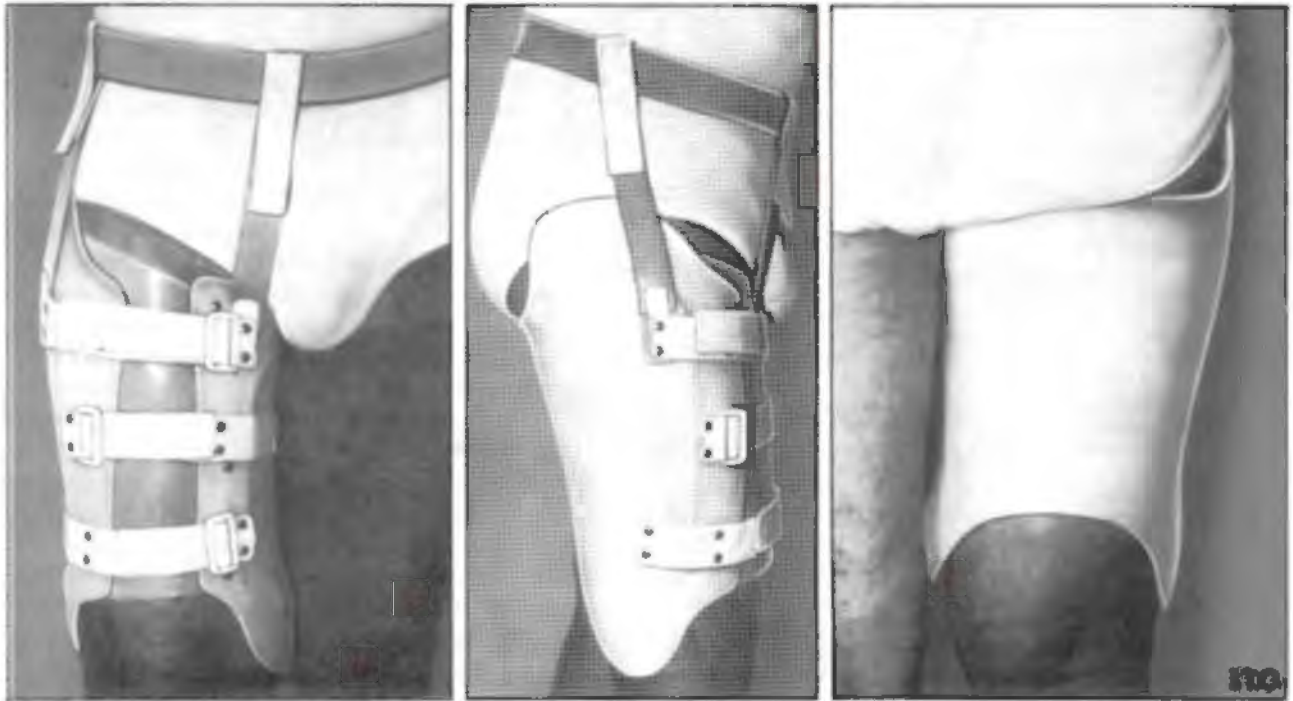


Figura 10.7

ción, aunque a veces, para asegurarla sea necesario añadir un cinturón con banda lateral.

Se rectifica el molde positivo para resaltar las zonas conformadas. El moldeo de la plancha de politeno se realiza en una sola pieza, cerrándose anteriormente con cinta de Velcro. Según las características del paciente, a veces se realiza en dos valvas, una anterior y otra posterior. El recorte de los bordes distales debe hacerse de manera que cubra los cóndilos femorales pero que permita la flexoextensión de la rodilla (fig. 10.7).

Biomecánica

Se basa en dos efectos principales: el primero consiste en obtener una compacidad uniforme, de manera que las contracciones musculares no provoquen unas fuerzas internas que tiendan a desplazar la fractura. Para ello se encierran los grupos musculares en un espacio volumétrico, delimitado por las paredes de la ortesis, y determinado a su vez por la conformación realizada, como ha sido descrito en la toma del molde. Es importante que éste se haga en descarga para que la musculatura se encuentre en estado de relajación,

para evitar contracciones musculares al conformar el molde negativo de la ortesis.

En la figura 10.8 se muestra, esquemáticamente, la diferencia del comportamiento interno entre un yeso convencional y uno conformado. Cuando un músculo se activa, el antagonista se relaja, por lo que hay un cambio en el volumen ocupado, el músculo activado aumenta y el relajado disminuye. Si estos grupos musculares se hallan encerrados dentro de un yeso convencional, el aumento de volumen del músculo se realiza hacia el interior a expensas de la relajación del otro; el volumen global es el mismo pero se crea una fuerza de empuje sobre el hueso que tiende a desplazarlo. Si el yeso realizado es conformado y con compacidad uniforme no puede ocurrir el desplazamiento, ya que los músculos son comprimidos y encerrados en su volumen mínimo de relajación, y al activarse uno, no puede ocupar mayor espacio, ya que el antagonista no puede reducirse; por ello se crea una compresión circular sobre el hueso que aumenta la estabilidad.

El otro efecto es el control de la carga sobre el segmento fracturado. Dado que las cargas a compresión favorecen la formación de callo óseo, y las de tracción no, siempre que esté asegurada la estabilidad, si las fuerzas aplicadas fueran en sentido longitudinal

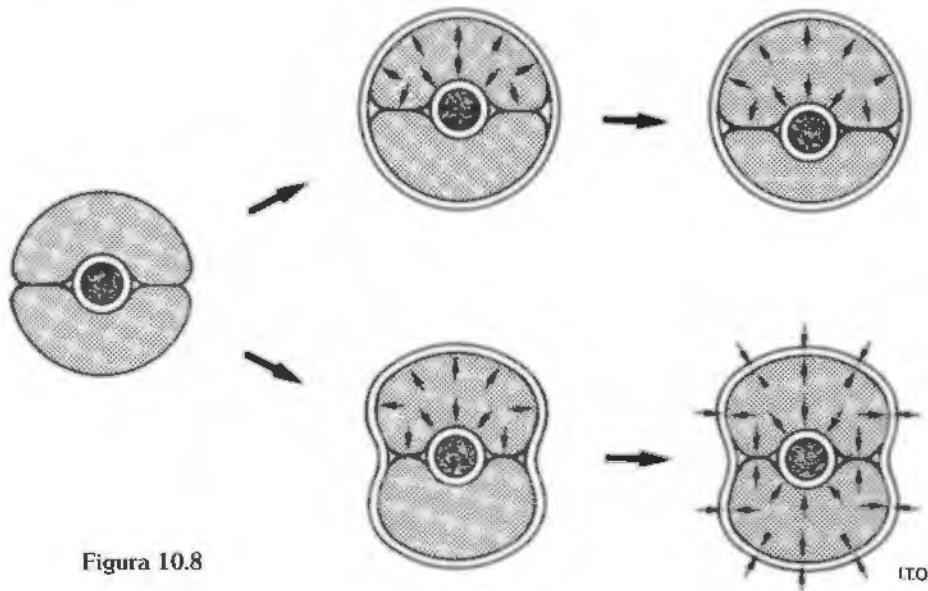


Figura 10.8

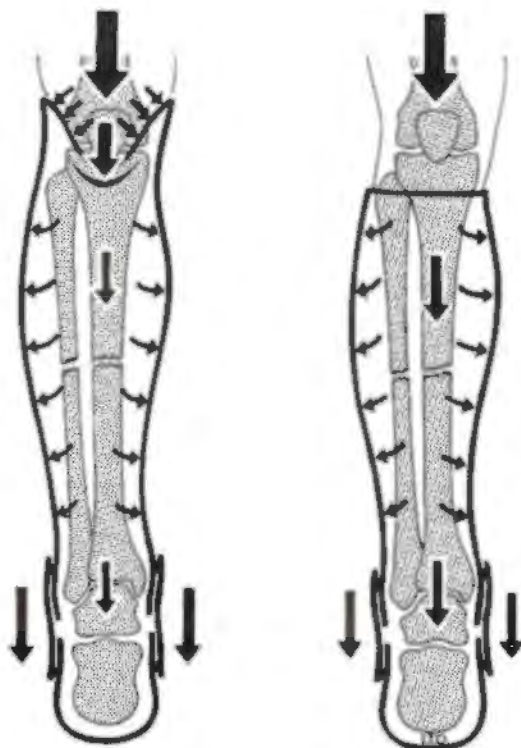


Figura 10.9

del hueso y la fractura en el transversal (p. ej., en la tibia), la acción de dichas fuerzas sería positiva para la fractura, pero si el plano de fractura fuera oblicuo, la excesiva carga tendería a desplazar los fragmentos por las fuerzas transversales que se generan. Sin embargo, este efecto se puede reducir por la compacidad uniforme hasta cierto límite. La compresión que realiza la ortesis provoca la reducción de la carga por el efecto pilote o de rozamiento entre hueso-músculo y músculo-ortesis, por el cual una parte de la carga de la zona fracturaria se desvía a las paredes de la ortesis y del final de ésta al suelo, por medio de una talonera o por la estructura restante de la pierna (fig. 10.9).

En casos de mayor complejidad fracturaria se puede aumentar la reducción de la carga por medio de los anclajes o apoyos óseos. Realizando un buen apoyo prepatelar se reducirá la carga completa de la extremidad. Lo mismo se puede lograr con el apoyo isquiático. En las ortesis conformadas muchas veces no es necesaria tanta descarga, ya que se prescriben como medio de protección para el aumento de la estabilidad ósea.

Observaciones de uso

- Una ventaja de las ortesis funcionales es que durante el reposo, el enfermo las puede retirar, por ejemplo, para dormir.
- Otra ventaja es que permiten realizar la higiene completa de la zona que cubre la ortesis.

- En la deambulaci3n, el peso de las ortesis construidas con materiales termopl3sticos es sensiblemente menor que los yesos, y como resultado representa un menor gasto energ3tico.

- Es conveniente, por tanto, despu3s del periodo de consolidaci3n del callo 3seo en que se ha usado el yeso funcional (de 6 a 8 semanas, seg3n el tipo de fractura) sustituirlo por la ortesis.

- Con la ortesis funcional se puede reemprender casi la totalidad de las actividades de la vida normal e incluso alguna actividad deportiva.

- Es aconsejable usar una malla o media de alg3don entre la pierna y la ortesis, para evitar el contacto directo de la piel con la superficie del pl3stico.

- En el momento de la colocaci3n de la ortesis, el enfermo debe permanecer sentado para evitar la carga total sobre el miembro, cuando 3ste todav3a no est3 protegido por la ortesis.

- No se debe retirar la ortesis y cargar directamente sobre la extremidad antes de terminar el tratamiento sin orden expresa del m3dico, excepto en los periodos de reposo.

BIBLIOGRAF3A

- American Academy of Orthopaedic Surgeons: *Atlas of Orthotics. Biomechanical principles and applications*. C.V. Mosby, Saint Louis, 1975.
- Bordier, J.: "Aspectos Biol3gicos del remodelamiento 3seo". *Tri3ngulo*, vol. 2, n.º 3, 1973.
- Burny, F.: "Propri3t3s m3caniques du tissu osseux". III Symp. CIBO 1974. *Acta Orthop. Bel. Supl.* 1, 9, 1975.
- Evans, F. G.: *Mechanical properties of bone*. Charles C. Thomas, Springfield, Illinois, 1973.
- Fern3ndez Esteve, F.: *Tratamiento biol3gico de las fracturas*. Ed. Fern3ndez Esteve, F. Valencia, 1980.
- Fern3ndez Esteve, F.: "Tratamiento ortop3dico de las fracturas de f3mur, con carga precoz, mediante isquiop3dico funcional". *Rev. Esp. Cir. Ost.*, 11, 275, 1976.
- Fern3ndez Esteve, F.: *Tratamiento funcional de las fracturas del tercio distal del f3mur y del tercio proximal de la tibia del adulto. Principio y fundamento del brace*. XI Congreso Hispano-Portugu3s de Cirujia Ortop3dica y Traumatologia. Valladolid, octubre, 1977.
- Frankel, V. H.; Burstein, A. H.: *Biomec3nica ortop3dica*. Ed. Jims. Barcelona, 1973.
- Gerhardt, J. J.; King, P. S.; Zettl, J. H.: "Amputations immediate and early prosthetic management", p3gs. 210-238. Hans Huber Publ. Berna, Stuttgart, Viena, 1982.
- Sarmiento, A.: "A functional below-the-knee cast for tibial fractures". *J. Bone Joint Surg.*, 49A: 855, 1967.
- Sarmiento, A.: "Functional bracing of tibial and femoral shaft fractures". *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 82: 2, 1974.
- Stills, M.: "Thermoformed ankle foot orthoses". *Selected Reading*. American Orthotic and Prosthetic Assoc. Washington, D. C., 305, 1980.

Ortesis complementaria posquirúrgica de cadera

11

Sirve para estabilizar la cadera, limitar la movilidad y permitir la bipedestación y la marcha precoz.

Desde que John Charnley colocara la primera endoprótesis total de cadera, hace ya más de un cuarto de siglo, esta técnica quirúrgica se ha difundido por todo el mundo y son miles las intervenciones de este tipo practicadas hasta nuestros días.

Como consecuencia de ello han aparecido complicaciones por defectos o descementación del implante elegido, errores de técnica quirúrgica o mala calidad ósea, y en muchas ocasiones se ha hecho necesario un recambio protésico, con los problemas que ello comporta.

En determinados casos la ortesis posquirúrgica de cadera permite una mejor vigilancia en el postoperatorio de estos pacientes, dando mayor seguridad al enfermo y permitiendo una deambulación precoz.

Indicaciones

Está especialmente indicada en cirugía protésica, en los siguientes casos:

- Montajes insuficientes o defectuosos.
- Recambios complicados de prótesis totales de cadera.
- Limitar la movilidad de la cadera después de reducida la luxación de la prótesis.
- Fracturas asociadas a prótesis de cadera.

– Inestabilidad de la prótesis, cuando está contraindicada una reintervención.

- Mala calidad ósea (osteoporosis).
- Para evitar un acortamiento excesivo después de la extracción de una prótesis.

Descripción del aparato

Consta de dos partes: una cesta pélvica, bien adaptada a las crestas ilíacas, construida en polietileno, que se une a una muslera del mismo material, cuyo molde se realiza de la misma manera que la explicada para las ortesis funcionales. La muslera va provista de un apoyo isquiático y de un apoyo sobre los cóndilos.

La articulación que une ambos elementos permite movimientos de flexión y extensión y, según sus características mecánicas, también movimientos de abducción y aducción. Puede bloquearse quedando entonces anulados todos los movimientos de la cadera (fig. 11.1).

La construcción se inicia con un molde escayolado que cubre en exceso toda la región anatómica donde se aplica la ortesis, es decir:

- Parte inferior del tórax, por encima de las costillas flotantes.
- Crestas ilíacas superiores, marcando bien las depresiones por encima de ellas.
- Región lateral de la pelvis y trocánter.

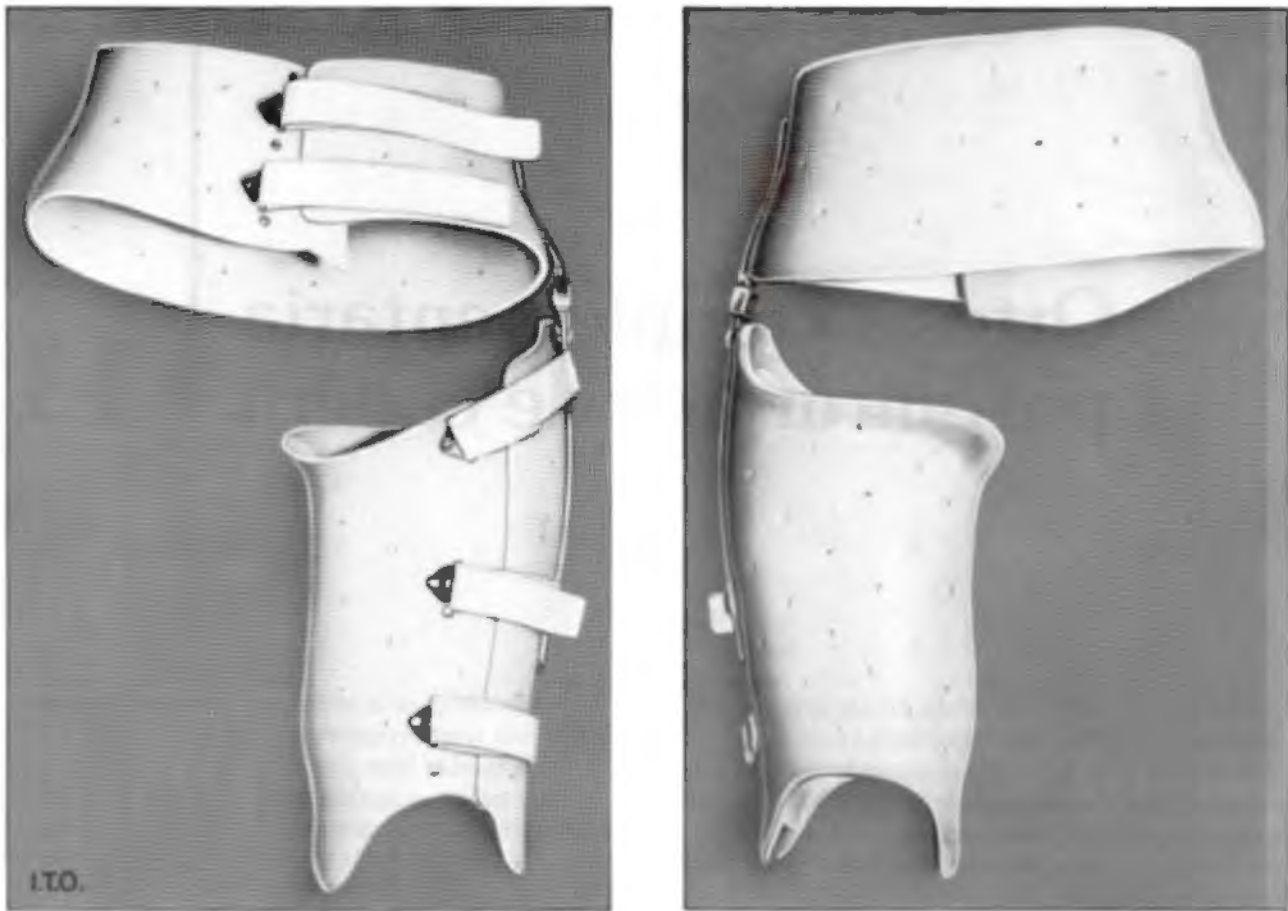


Figura 11.1

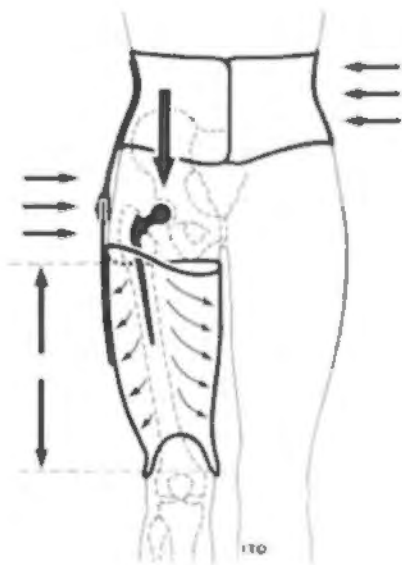


Figura 11.2

- Parte proximal del muslo marcando claramente el apoyo de isquion, trocánter mayor, triángulo de Scarpa, aductor y zona perineal. Esta parte debe conformarse de forma cuadrangular.

- Zona medial del muslo, procurando no ejercer excesiva presión al arrollar las vendas.

- En la región distal del muslo el molde cubrirá toda la rodilla para poder marcar claramente las depresiones por encima de los cóndilos medial y lateral.

Durante la realización del molde el enfermo, si es posible, se hallará en posición vertical, con la extremidad afectada en descarga total y en ligera tracción. Ha de procurarse que la pelvis conserve su posición perfectamente horizontal durante toda la maniobra.

Sobre el positivo se moldea la plancha de polietileno, previamente calentada en el horno; en primer lugar se moldea la pieza que corresponde a la pelvis y, seguidamente, la del muslo. Se recortan los bordes de manera que con el enfermo de pie se asegure sin

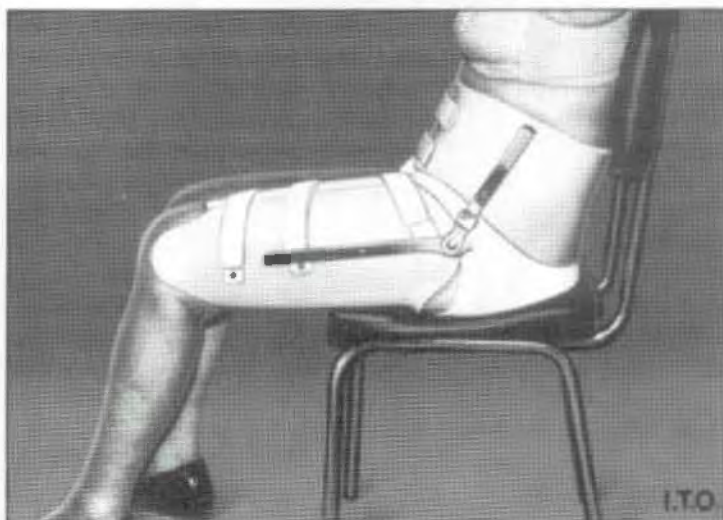
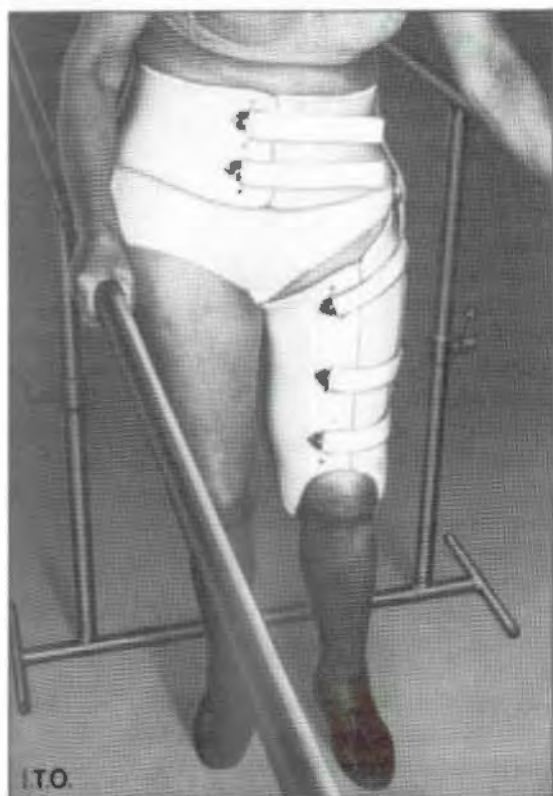


Figura 11.3. T.A. 70 años. Fractura compleja de fémur por debajo de una endoprótesis cefálica colocada 10 años antes. Se intervino a la paciente implantando una endoprótesis total de cadera de vástago largo. La ortesis complementaria permitió la sedestación y la marcha precozmente.

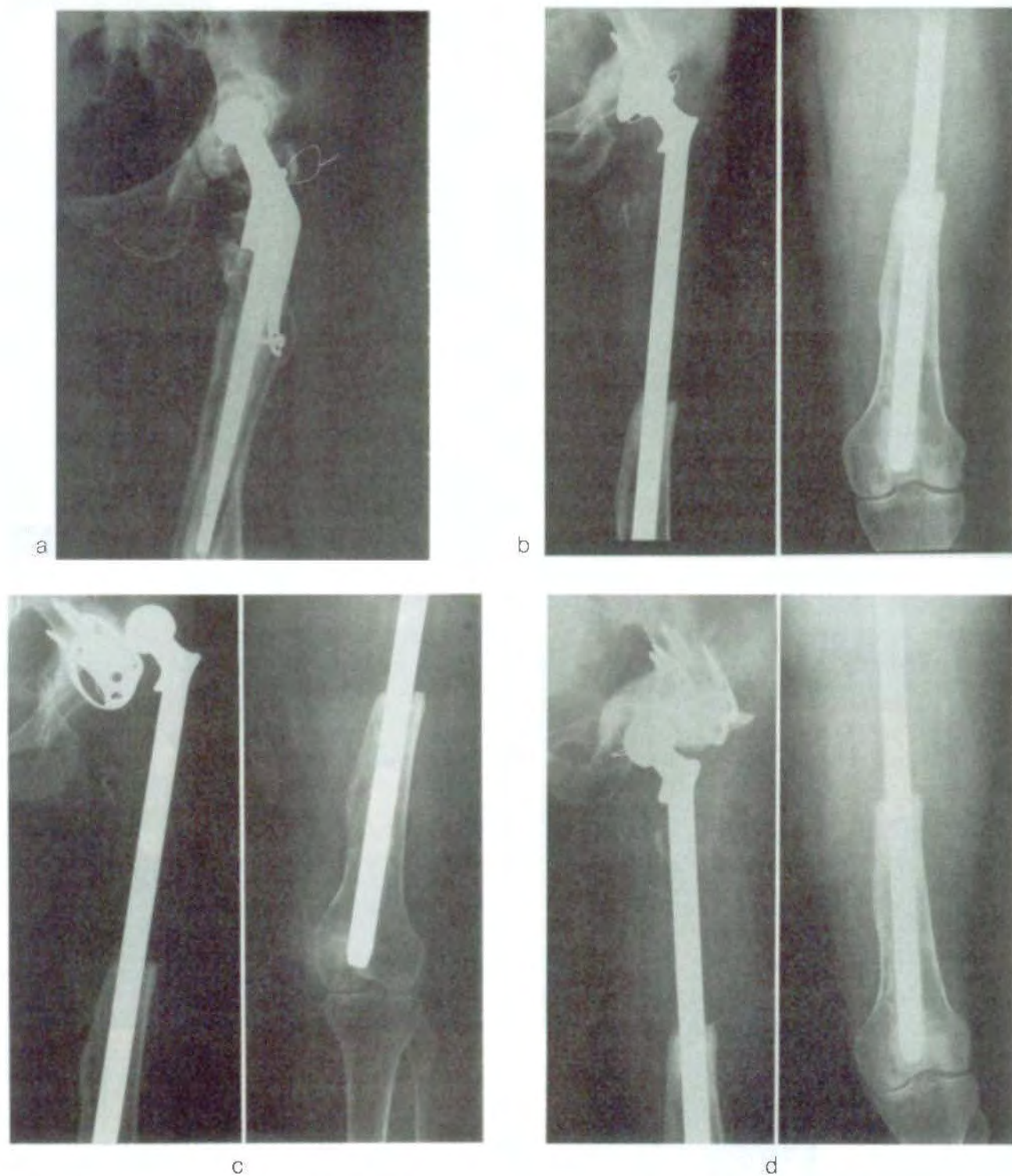


Figura 11.4. T. Ch. 37 años. **a.** Prótesis infectada. **b.** A los dos años, resección ósea y colocación de una megaprótesis. **c.** Posteriormente, alojamiento del componente acetabular y luxación de la prótesis. **d.** Nueva intervención a nivel del acetábulo protésico. Se indicó la ortesis posquirúrgica para conseguir la estabilidad de la cadera, limitar la movilidad y permitir la marcha.

problemas la estabilidad de la cadera, y cuando esté sentado no le molesten los bordes de la ortesis. Finalmente, se unen los dos elementos mediante la articulación mecánica de la cadera, que se selecciona de acuerdo con el grado de inmovilización o movimiento que se desea.

Es aconsejable realizar una radiografía con la ortesis colocada, para comprobar si cumple los requisitos pedidos en la prescripción.

Biomecánica

La efectividad de la ortesis se basa en dos puntos: mantener la distancia del isquion a la rodilla, mediante el apoyo isquiático y el apoyo sobre los cóndilos, y el efecto «zuncho» de la muslera conformada, según los principios de Sarmiento y Fernández Esteve, que absorben parte de la carga. Además, la sujeción de la pelvis mediante cinturón pélvico bien conformado sobre las crestas ilíacas, junto a la acción de la articulación mecánica que lo une con la pieza del muslo, evita el desplazamiento lateral de la cadera durante el desarrollo de la marcha (fig. 11.2).

Observaciones de uso

– La ortesis complementaria posquirúrgica de cadera constituye una ayuda eficaz para permitir la bipedestación y la marcha en las complicaciones de la

cirugía protésica, especialmente en los casos de revisión protésica (fracturas, inestabilidad, etc.) (figs. 11.3 y 11.4).

– Acorta el postoperatorio de los pacientes a los que se les ha practicado una intervención de Girdlestone haciendo innecesaria la tracción posquirúrgica para evitar el acortamiento.

– La inmovilización que proporciona la muslera ayuda a tratar los cuadros inflamatorios posquirúrgicos.

– Da una mayor seguridad al paciente especialmente en edades muy avanzadas con osteoporosis acusadas y estado general deteriorado.

– En los casos de luxación de la prótesis, el componente femoral de la ortesis debe estar en abducción.

BIBLIOGRAFÍA

- Allchedge, R. A.; Snow, B. M.: "Lower Extremity Braces". American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Orthopedic Appliances Atlas*, vol. I. J. W. Edwards, Ann Arbor, Mich, 1952
- Coventry, M. B.: "Late dislocations in patients with Charnley total hip arthroplasty". *J. Bone Joint Surg.*, 67 A: 832-841, 1987.
- Chamley, J.: "Resultats a 12 ans et plus des protheses totales de hanche". *Rev. Chir. Orthop.*, 67, 701, 1981.
- Debeyre, J.: "Luxations des protheses scellees". *Rev. Chir. Orthop. (supl.)*, 61, II, 39, 1975.
- Ejsted, R., Olsen, N. J.: "Revision of failed total hip arthroplasty". *J. Bone Joint Surg.*, 69-B (1): 57-60, 1987
- Fernández Esteve, F.: *Tratamiento biológico de las fracturas*. Ed. Fernández Esteve, F. Valencia, 1980.
- Ling, R. S. M.: *Complicaciones de las artroplastias totales de cadera*. Ed. Salvat, Barcelona, 1987.
- Muller, M. E.: "Preservation of septic total hip replacements versus Girdlestone operation". *An Proceeding of the second scientific meeting of the society*, p. 308, C.V. Mosby, Saint Louis, 1974.
- Ruys, E. C.: "Trochanteric girdle to prevent hip dislocation in standing". Suggestion from the field. *Physther* 68 (2): 226-227, 1988.
- Sarmiento, A.: "Fracture bracing". *Clin. Orthop.*, 102, 1974.

Lesiones de los ligamentos laterales de la rodilla

12

Recuerdo anatómico

Los ligamentos laterales de la rodilla son formaciones anatómicas situadas a ambos lados de la articulación, con una función estabilizadora de ésta en el plano lateral. Su morfología es muy diferente, pues el ligamento lateral interno (LLI) o ligamento medial, que une el fémur y la tibia, está formado por una estructura acintada en forma de abanico (fig. 12.1) con una capa superficial, o ligamento lateral interno superficial, y una capa profunda, o ligamento lateral interno profundo, que a su vez y debido a su íntima unión con el menisco interno, se subdivide en ligamento meniscofemoral y meniscotibial. La inserción superior o femoral se sitúa en el epicóndilo interno, en el llamado «punto de esquí», y la inserción inferior o tibial, en la cara medial de la tibia, en una zona medioposterior amplia.

El ligamento lateral externo (LLE) es de forma cordonal y se inserta en el fémur, en el epicóndilo externo, y distalmente en la cabeza del peroné (fig. 12.2).

La función de ambos ligamentos laterales es proporcionar estabilidad a la rodilla en el plano lateral. Para efectuar su cometido, tanto desde el punto de vista estático, como en el desarrollo cinemático, los ligamentos laterales están sincronizados con diversas estructuras periféricas capsulares y con los ligamentos cruzados anterior y posterior.

El sintonismo de estos ligamentos crea, debido a unos mecanorreceptores nerviosos, un mecanismo de

defensa, descrito como reflejo fibroneuromuscular, que condiciona a la musculatura para su contracción defensiva ante una noxa traumática o una incoordinación motora en un momento determinado (accidentes deportivos).

Así pues, aunque su funcionalismo global sea semejante, la estructura anatómica de ambos ligamentos laterales es muy diferente, acintado el medial y cordonal el lateral. Su relación con los meniscos es también diferente, ya que el LLI está íntimamente unido al menisco interno, sin ninguna solución de continuidad, por la llamada zona parameniscal, ricamente innervada y vascularizada. En cambio, el ligamento lateral externo es totalmente independiente del menisco externo y no tiene relación anatómica alguna con él.

Fisiología y biomecánica

Ya hemos hablado de la coordinación funcional de los ligamentos por medio de los arcos reflejos. De un modo esquemático debemos decir que en todo el arco de movimiento de la rodilla el LLI tiene posiciones de relajación y otras de tensión de sus fibras. Pero hemos de considerar, debido a su amplitud, que no todas las fibras se tensan o relajan simultáneamente, sino que en cada posición del arco de flexión hay fibras relajadas y fibras tensas. En general, en las posiciones próximas a la extensión se tensan sobre todo las fibras posteriores, como, por ejemplo, la parte denominada



Figura 12.1. Ligamento lateral interno. Pieza anatómica.

ligamento oblicuo posterior de Hughston, que no es más que la parte posterior del LLI, y en la flexión acentuada se tensan las fibras anteriores (ligamento capsular anterior de Cabot). De una manera global podemos afirmar que en las posiciones extremas de máxima extensión y máxima flexión el LLI está tenso, y en las posiciones intermedias, relajado.

El LLE, al ser una estructura más uniforme y estrecha, actúa como una cuerda. Igualmente, se tensa en las posiciones extremas del arco y se relaja en las intermedias, pero como un elemento unitario.

Funcionalmente, los ligamentos se hallan motorizados por grupos musculares, de modo que el LLI tiene un sintonismo con los músculos de la pata de ganso, sartorio, recto interno y semitendinoso, pero sobre todo con el músculo semimembranoso, que es el auténtico motor que pone en tensión el ligamento por medio de sus brazos terminales (3 o 5 según los autores).

El LLE tiene una relación funcional con el bíceps y la cintilla de Maissiat (oblique externo) y el tendón del músculo poplíteo, aunque este músculo sea un rotador interno tibial.

Desde el punto de vista puramente ligamentoso, hay un sintonismo funcional entre el LLI y el ligamento cruzado anterior (LCA), y entre el LLE y el ligamento cruzado posterior (LCP), pudiéndose hablar de posiciones defensivas ligamentosas de la estabilidad, que son alteradas por la rotura de uno o varios ligamentos. Dichas posiciones estarían representadas, de forma

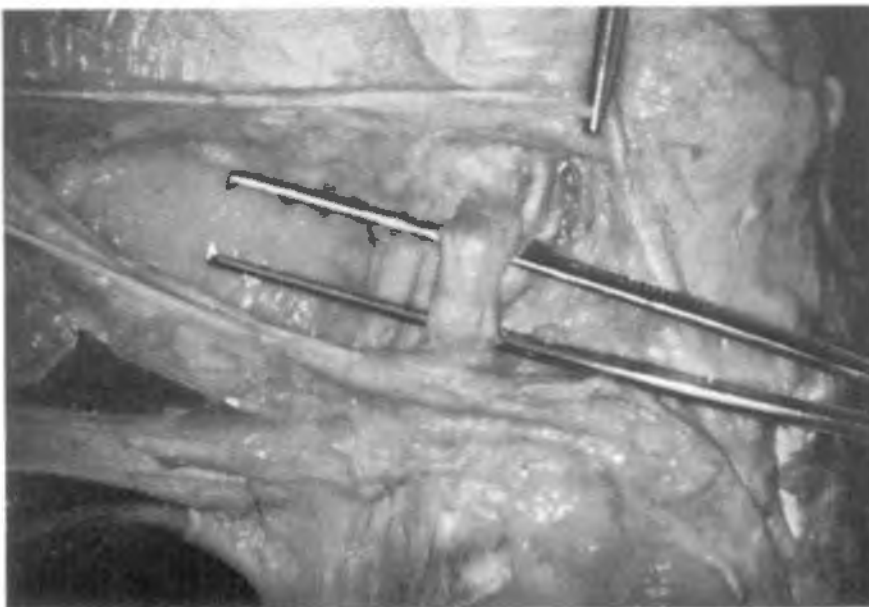


Figura 12.2. Ligamento lateral externo. Disección anatómica.

simplificada, por las posiciones de valgo-flexión-rotación externa para el LLI, y varo-flexión-rotación interna para el LLE.

Patología

Las roturas ligamentosas también se manifiestan de formas muy diferentes en ambos ligamentos laterales.

El LLE roto provoca, como ligamento cordonal que es, la retracción de los cabos, no admitiendo en general situaciones de lesión menor. En cambio, el LLI puede presentar los tres grados lesionales clásicos:

- El esguince, lesión producida en un área pequeña, con elongación de las fibras y sin solución de continuidad en el ligamento. Ello es frecuente en el «punto de esquí», llamado así por la frecuencia de esta lesión benigna en la práctica de dicho deporte

Un mayor grado lesional sería la rotura parcial, en la que las fibras están rotas, pero la extensión de la rotura no afecta a todo el ligamento.

En contraposición, en el tercer grado o rotura total, hay afectación masiva del ligamento y extensa solución de continuidad de él.

Conviene tener presente que las lesiones de los ligamentos laterales, sobre todo las más graves, suelen ir asociadas a las roturas de otras estructuras ligamentosas, como los elementos del pivote central (ligamentos cruzados), los elementos capsulares periféricos y los meniscos.

La importancia de las lesiones asociadas de uno o ambos ligamentos cruzados hace variar enormemente la gravedad de la lesión y modifica sustancialmente la conducta terapéutica a seguir.

Trillat definió las lesiones combinadas, denominándolas tríadas o pentadas, según este lesionado un ligamento cruzado o ambos. Así, por ejemplo, la tríada anterointerna, la más frecuente asociación lesional, afectaría el LLI superficial, el profundo o ambos, el LCA, el menisco interno y, a veces, la cápsula postero-interna. Este mismo caso con afectación del LCP y alguna otra estructura capsulomeniscal sobreañadida sería calificado como pentada anterointerna.

Lo mismo sucede con las lesiones del LLE, asociados muy frecuentemente al tendón del músculo poplíteo, el LCP y la cápsula posteroexterna (complejo arco), lesiones, como fácilmente se comprenderá, de extrema gravedad. Las roturas completas del LLE y sus asociaciones lesionales ligamentosas pueden complicarse con la elongación o rotura del nervio ciático poplíteo externo, cuadro clínico que consiste en la

parálisis de este nervio y se conoce con el nombre de síndrome de Platt.

La clínica de las lesiones de los ligamentos laterales es característica, dependiendo de su grado, localización y asociación lesional. El dolor es claramente indicativo de la zona afectada y puede acompañarse de equimosis. En el grado I, o esguince, apenas hay más sintomatología. La palpación de la zona dolorosa nos indicará si es una lesión de la inserción superior o inferior o bien si la distensión se halla situada en la zona media. En el grado II aparece ya, además del dolor, el signo fundamental de las lesiones ligamentosas: la movilidad patológica, es decir, el bostezo articular al valgo o varo forzados, según si la lesión es medial o lateral, que habitualmente es catalogado como de 1+, 2+ o 3+ según que la apertura de la interlínea afecta sea de 0.5, 1 o más de 1 cm.

Este test de valgo o varo se efectuará en extensión completa (0°) y a 30° de flexión. El bostezo articular a 0° nos hará sospechar la rotura asociada de un elemento del pivote central, sobre todo del LCP, que habrá que comprobar con otras pruebas (fig. 12.3).

Para la exploración del bostezo del LLE, aparte del método clásico ya expuesto, es muy útil la maniobra de Moragas, que pone en evidencia la rotura de dicho ligamento. Se explora con la rodilla en posición 4 de Cabot, es decir, en flexión de 90°, cadera en rotación externa y talón sobre el muslo contralateral. En esta posición existe una apertura máxima de la interlínea externa y el LLE es puesto en tensión y fácilmente palpable. La desaparición de esta cuerda indicativa de la presencia del ligamento lateral nos informa de su rotura (fig. 12.4).

La exploración radiológica, aparte de revelar posibles arrancamientos óseos de las inserciones ligamentosas mediante la exploración funcional en valgo o varo forzado nos dará una confirmación de la rotura. Además, permite la medición del bostezo articular (fig. 12.5).

Es evidente que en las asociaciones ligamentosas en las que aparecen afectados los ligamentos cruzados, son positivas otras maniobras propias del pivote central, como los signos del cajón anterior o posterior, el cajón en extensión (Lachman) y los tests dinámicos (*pivot shift*). Ello nos dará, junto a la realización de las maniobras meniscales pertinentes (signos funcionales y mecánicos) y la exploración de la rótula, el aparato extensor y el sinovial, el examen general de la rodilla lesionada, pudiendo entonces hacer una valoración global del número y de la gravedad de las estructuras afectadas y proceder a una correcta táctica quirúrgica u ortopédica.

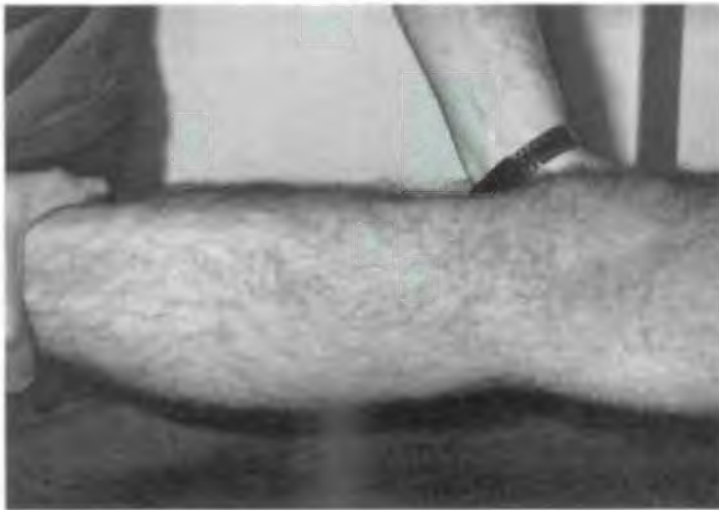


Figura 12.3. Exploración del LLI. Maniobra de valgo forzado en extensión.



Figura 12.4. Exploración del LLE. Signo de Moragas.



Figura 12.5. Radiología dinámica. Valgo forzado. Pentada interna.

Tratamiento

Las lesiones de los ligamentos no deben tratarse considerando al ligamento afecto individualmente sino en el conjunto de la rodilla traumatizada. En general, podemos decir que las roturas del pivote central tienen prioridad jerárquica sobre los ligamentos laterales.

El esguince benigno de LLI deberá tratarse ortopédicamente, mediante tratamiento antiinflamatorio, hielo, infiltraciones de anestésicos y corticoides (prohibiendo la práctica deportiva mientras dure el trata-

miento) y reposo. Son útiles las inmovilizaciones con ortesis descritas en esta obra y, en caso necesario, la inmovilización escayolada.

El tratamiento de la rotura parcial del ligamento medial variará tácticamente en relación con la lesión o integridad del LCA. Si éste está lesionado, el tratamiento es quirúrgico y, al tiempo que se repara el LCA, se procede a la sutura o re inserción del LLI. En los casos de integridad del pivote central, puede optarse por el tratamiento ortopédico con calza escayolada durante 6 semanas. En los pacientes con rotura total

del LLI. como elemento participante de las graves triadas o pentadas, el tratamiento será quirúrgico sin discusión.

Como ya hemos indicado anteriormente, el LLE, debido a su estructura cordonal, suele romperse de una forma total, con retracción de cabos, y acompañarse de la rotura del LCP y/u otras estructuras. Por tanto, casi en el 100% de los casos es tributario de reparación quirúrgica.

BIBLIOGRAFIA

- Baratta, R. y cols. "Muscular coactivation: The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability" *Am J Sports Med.* vol. 16, n.º 2, 113-122 marzo-abril 1988
- Bunnell, E. y cols. *Les laxites chroniques du genou.* Masson, París, 1984
- Cabot, J. R. "Reparation et reconstruction des ligaments du genou". *Livre de Rapports.* VII. Congrés de la Société Internationale de Chirurgie Orthopédique et Traumatologie. Barcelona, 1957.
- Cabot, J. R. *Lesiones ligamentosas de la rodilla.* Ponencia Oficial III Congreso Hispano Argentino de Cirugía Ortopédica y Traumatología, 1973
- Cabot, J. R. *Práctica Quirúrgica.* P. Figueras, J. y cols. Tomo IV. Ed. Salvat, Barcelona, 1975
- de Haven, K. E., Collins, H. R. "Diagnosis of internal derangements of the knee: The role of arthroscopy" *J Bone Joint Surg. (Am.)*, 57, 802, 1975.
- Dejour, H., Chambat, P. "La chirurgie ligamentaire du genou". *Encycl. Med. Chir. Paris.* Techniques chirurgicales Orthopédie, 4, 2, 06, 44790.
- Ficat, P. *Pathologie des ménisques et des ligaments du genou. Application thérapeutique.* Masson et Cie, Paris, 1962
- Frankel, V. H. y cols. "Biomechanics of internal derangement of the knee: Pathomechanics as determined by analysis of the instant centers of motion" *J. Bone Joint Surg. (Am.)*, 53, 945, 1971
- Grace, T. G. y cols. "Prophylactic knee braces and injury to the lower extremity" *J Bone Joint Surg.* vol. 70-A, n.º 3, 422-427 marzo, 1988
- Hart, D. P., Dalmers, L. E. "Healing of the medial collateral ligament in rats: The effects of repair, motion and secondary, stabilizing ligaments" *J Bone Joint Surg.* vol. 69-A, n.º 8, 1194-1199, octubre, 1987
- Hughston, J. C. y cols. "Classification of knee ligaments instabilities" *J. Bone Joint Surg.* vol. 58-A, n.º 2, 1976
- Hughston, J. C., Eilers, A.F. "The role of the posterior oblique ligament in repairs of acute medial (collateral) ligaments tears of the knee". *J. Bone Joint Surg. (Am.)*, 55, 923, 1973
- Insall, J. N. *Surgery of the knee.* Churchill Livingstone, Nueva York, 1984
- Laws, G., Walton, M. "Fibroblastic healing of grade II ligament injuries" *J Bone Joint Surg.* vol. 70-B, n.º 3, 390-396, mayo, 1988.
- Lerat, J. L. y cols. "La mobilisation précoce dans les suites post-opératoires pour instabilité ligamentaire ancienne du genou. A propos de 40 cas". *Acta Orthop. Belg.* tomo 48, fasc. 3, 473-480, mayo-junio, 1982.
- Martin, M. y cols. "Sistematización diagnóstica de las laxitudes crónicas de la rodilla" *Rev. Ortop. Traum.* vol. 23 IB, fasc. 3, julio, 1979.
- Müller, W. *The knee. Form, function and ligament reconstruction.* Springer-Verlag, Berlin, 1983
- Navarro, A. *Inestabilidad ligamentosa de la rodilla.* Ponencia Oficial XXI Congreso de la SECOT, Sevilla, abril, 1983
- Naves, J., Rubies, P. *La Rodilla.* Ed. Científico-Médica, Barcelona, 1959
- Naves, J. y cols. *Traumatología de la rodilla.* Ed. Salvat, Barcelona, 1985
- O'Donoghue, D. H. "Surgical treatment of fresh injuries to the major ligaments of the knee" *J Bone Joint Surg.* 32-A, octubre, 1950.
- Palmer, I. "On the injuries to the ligaments of the knee joint. A clinical study" *Acta Chir. Scandin (supl.)*, 53, 1938.
- Sandberg, R. y cols. "Operative versus non operative treatment of recent injuries to the ligaments of the knee: A prospective randomized study." *J Bone Joint Surg.* vol. 69-A, n.º 8, 1120-1126, octubre 1987
- Smillie, I. *Traumatismos de la articulación de la rodilla.* Livingstone, Edimburgo, 1977
- Trillat, A. "Laxités post-traumatiques du genou". Symposium XLVI Réunion annuelle de la SOFCOT, 1971. *Rev. Chir. Orthop. (supl.)*, tomo 58, 1972
- Trillat, A. y cols. *Chirurgie du genou.* Cours 1977 Lyon, Simep Lyon, 1978.
- Woo, S. L. Y. y cols. "The biomechanical and morphological changes in the medial collateral ligament of the rabbit after immobilizations and mobilization" *J. Bone Joint Surg.* vol. 69-A, n.º 8, 1200-1211, octubre, 1987.

Lesiones de los ligamentos cruzados de la rodilla | 13

El pivote central de la rodilla está formado por el ligamento cruzado anterior (LCA) y el ligamento cruzado posterior (LCP). Esta estructura, al actuar de forma sincrónica, permite movimientos combinados de flexoextensión, rotación y deslizamiento, en una articulación que posee unas superficies articulares asimétricas desde el punto de vista anatómico.

Estos ligamentos se disponen, desde el punto de vista anatómico y con la rodilla en extensión, de forma cruzada. El LCA se desliza de adelante hacia atrás, desde la cara medial (espina tibial anterior) tibial al cóndilo externo femoral, y el LCP desde la metáfisis posteroexterna tibial al cóndilo medial (figs. 13.1 y 13.2). Su disposición anatómica varía según el ángulo de rotación de la tibia; así, en rotación externa ambos ligamentos se colocan paralelos entre sí. En cambio, en rotación interna, se cruzan y autotensan.

De la buena función de ambos ligamentos depende la congruencia articular de unas superficies tibiales asimétricas, un platillo lateral de forma convexa, un platillo medial de forma cóncava y unos cóndilos de tamaño y ángulo de giro diferentes.

Al ser una articulación de deslizamiento, con movimientos asociados de flexión, varo-rotación interna y extensión, valgo-rotación externa, el autotensado y la relajación de estos ligamentos son imprescindibles, respectivamente, en la flexión y en la extensión para su estabilidad. En este sentido, creemos que su lesión debe repararse siempre, ya que si bien las estructuras laterales y mediales son importantes, nunca, por sí solas, compensan una inestabilidad en cajón anterior o en cajón posterior (fig. 13.3).



Figura 13.1. Anatomía del pivote central.

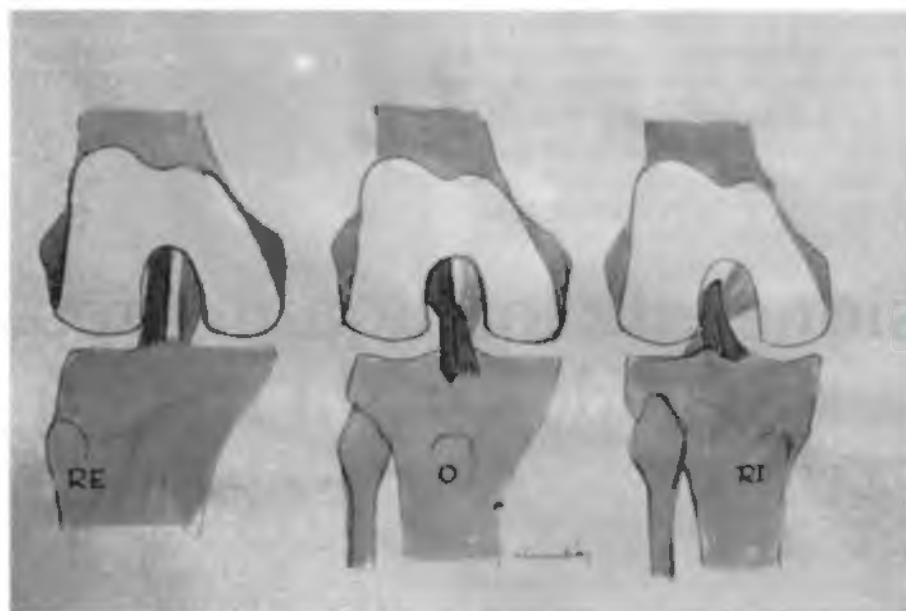


Figura 13.2. Situación de los ligamentos cruzados en relación con los movimientos rotacionales de la tibia.

Mecanismo de producción

La lesión aislada del ligamento cruzado anterior es bastante rara. Se produce en una hiperflexión o hiperextensión forzada, hecho frecuente en los accidentes de esquí. En los deportes que exigen movimientos rotacionales del cuerpo sobre las extremidades inferiores, las lesiones de los ligamentos cruzados se acompañan de lesiones en los ligamentos laterales. En estas situaciones se asocian mecanismos de flexión, varo, valgo y rotación externa produciendo lesiones asociadas del ligamento lateral, interno o externo. Cuando el paciente refiere un mecanismo de entorsis de rodilla, en valgo-flexión, y rotación externa, nos vamos a encontrar la clásica tríada que, en orden creciente y según la intensidad y duración del traumatismo se refleja en lesión de:

- Ligamento lateral interno, cápsula posterior y desinserción meniscal.
- Ligamento cruzado anterior.
- Menisco lateral.
- Ligamento lateral externo.

Cuando se produce una hiperextensión forzada, la tibia se desliza hacia atrás y fuerza la subluxación posterior. En esta situación, la única estructura que impide la subluxación es el ligamento cruzado anterior. Lo mismo ocurre en la hiperextensión, en la que los cóndilos femorales se deslizan hacia delante y la



Figura 13.3. Papel del LCA en el movimiento de deslizamiento de la articulación.

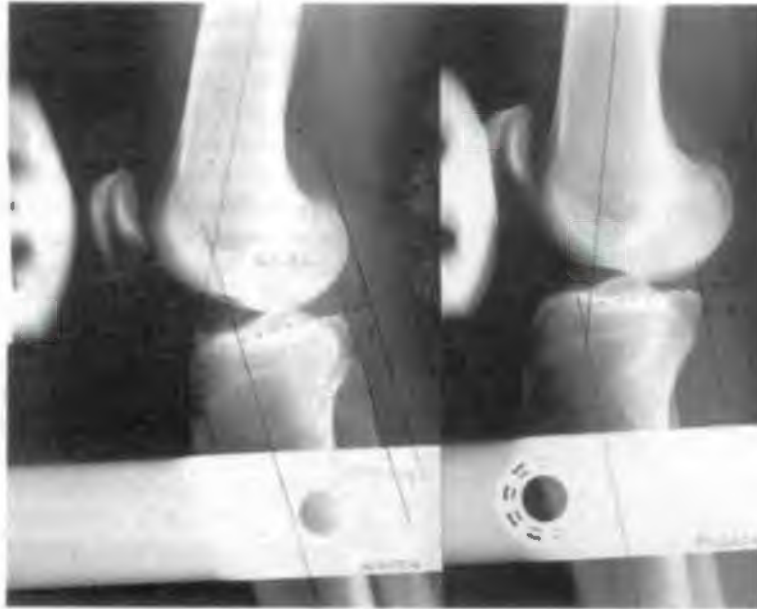


Figura 13.4. Exploración instrumentalizada del Lachman anterior.

tibia tiene tendencia a la luxación posterior. En esta situación no sólo se rompe el ligamento cruzado anterior, sino también el posterior, y existe la posibilidad de rotura de ambos ligamentos.

El mecanismo típico de rotura del ligamento cruzado posterior es la contusión directa sobre la cara anterior de la tibia, con deslizamiento brusco de ella en sentido posterior sobre los cóndilos.

Diagnóstico

1. Valoración del mecanismo de producción. Es necesario estudiarlo adecuadamente, insistiendo en la anamnesis del paciente, ya que su correcta definición orienta sobre la posible lesión que padece el enfermo.

2. Derrame inmediato (hemartrosis). La existencia de sangre en el espacio articular, es decir, *hemartrosis*, casi sistemáticamente acompaña una lesión del ligamento cruzado anterior. Si además contiene gotas de grasa, hemos de pensar que la lesión asocia un arrancamiento óseo o una fractura osteocondral.

3. El paciente refiere que la rodilla «se le va». Generalmente el componente álgico es muy discreto, pero el enfermo refiere que cuando camina la rodilla se le sale de sitio. Este hecho traduce la subluxación anterior que aparece al deslizarse los cóndilos sobre la tibia.

Existe una amplia batería de exploraciones clínicas para el estudio de la inestabilidad, en las lesiones del pivote central. Nosotros pensamos que la exploración más objetiva es el test de Lachman para el ligamento cruzado anterior. Se practica en discreta flexión de rodilla (unos 20°), con lo que se anula la reacción álgica del paciente y, por lo tanto, la contractura muscular que no puede enmascarar el cajón. Con este método, se aprecia claramente el deslizamiento anterior de la tibia sobre los cóndilos.

En los casos en que se puede colocar la rodilla en flexión de 90°, se explora el cajón neutro, rotatorio externo y rotatorio interno. Esta exploración tiene importancia en base al diagnóstico de posibles lesiones ligamentosas periféricas asociadas, que permiten la existencia de inestabilidades rotatorias.

Existen otras exploraciones combinadas que valoran el desplazamiento del cajón anterior y la rotación, como es el pivote o el Jert-test. Son exploraciones interesantes, pero deben ser efectuadas por personal experto, ya que son difíciles de realizar y valorar. Nosotros creemos que es más práctico realizar un Lachman o un cajón correctamente, con el enfermo relajado, ya que de entrada evidencian si existe un desplazamiento anterior o posterior. Además, hay que estudiar las maniobras en valgo y en varo, tanto en extensión como en flexión de 30°, para confirmar la existencia de lesiones de los ligamentos laterales asociadas (fig. 13.4).

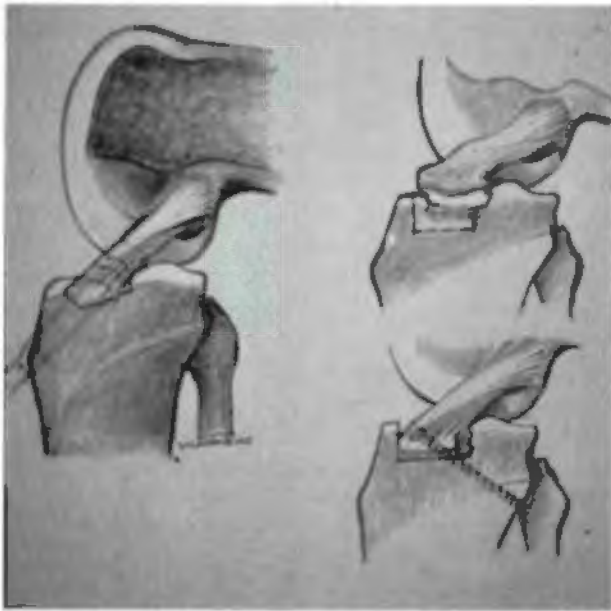


Figura 13.5. Esquema de la reinsertión del LCA en una rotura distal.

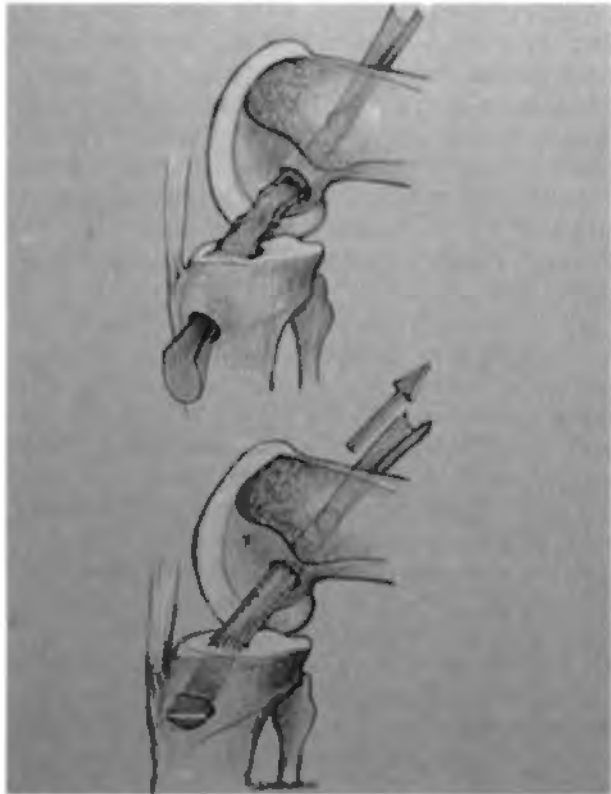


Figura 13.6. Reinsertión del LCA en una rotura proximal apoyada en una plastia artificial.

Exploración radiológica. Se debe asociar siempre a la clínica. Se realiza sin anestesia con ayuda de aparatos que permiten un control eficaz de la fuerza exacta que se aplica, para poder comparar con los resultados postoperatorios y evitar la irradiación del personal que realiza la exploración.

Actualmente se utiliza el Lachman instrumentalizado, ya que después de estudios seriados empleando el cajón anterior, hemos observado que se obtiene un mínimo de falsos negativos. Se valora el desplazamiento de los cóndilos sobre la tibia mediante unas planchetas transparentes milimetradas, que reproducen el perfil de la extremidad proximal de la tibia.

En las lesiones del ligamento cruzado posterior se debe utilizar el estudio comparativo del cajón, tanto en posición neutra, como de luxación posterior y anterior.

En cuanto a la exploración artroscópica, tan en boga en la actualidad, nosotros no somos partidarios de su realización en el caso de las lesiones agudas. La existencia de hemartrosis y un Lachman positivo dejan fuera de toda duda la existencia de la lesión. Sólo se utiliza en casos con hemartrosis sin inestabilidad.

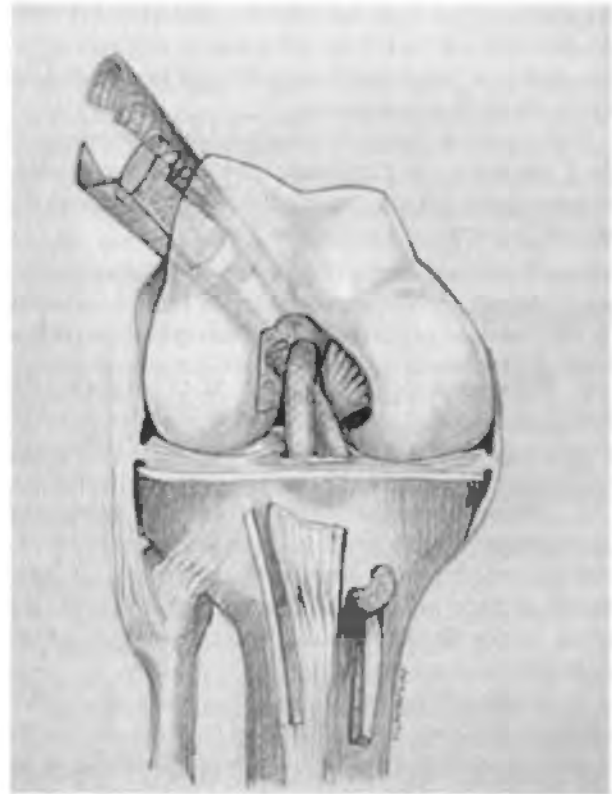


Figura 13.7. Doble plastia con "Leeds-keio" más tendón rotuliano en la reparación LCA.

La exploración radiológica se complementa con un estudio de las extremidades inferiores completas en carga, en perfil a 30° y otra axial a 20°.

Tratamiento

Actualmente existe una viva polémica, no sólo respecto de la necesidad o no de tratar este tipo de lesiones, sino sobre el tipo de tratamiento quirúrgico a realizar: plastia artificial en forma de prótesis, refuerzo, cirugía abierta o cerrada. Nosotros somos partidarios de reparar siempre las lesiones de los ligamentos cruzados. Esta reparación hay que realizarla en el curso de las primeras 24 a 48 horas, una vez que se ha producido la lesión, ya que en este período podemos contar con una correcta viabilidad vascular de los extremos ligamentosos.

El tratamiento quirúrgico de las lesiones agudas varía según la localización anatómica de la lesión y la viabilidad de los restos del ligamento.

1. En las lesiones por arrancamiento distal, ya sea con pastilla ósea o sin ella, pensamos que está justificada la reinserción simple del ligamento mediante sutura con hilos y transfixión ósea, o reinserción del fragmento óseo con un tornillo. Una vez colocado el ligamento en su lugar, su viabilidad está asegurada (fig. 13.5).

2. En las lesiones a nivel medio y proximal, la experiencia quirúrgica demuestra que si bien en un principio se consigue una buena estabilidad, el ligamento se desvitaliza con el tiempo o no se consigue un buen anclaje proximal. En estos casos se realizan dos técnicas diferentes:

– Cuando la intervención se efectúa dentro de las primeras 48 horas y los restos del ligamento tienen buena viabilidad vascular, aconsejamos la colocación de un refuerzo, en forma de plastia de polipropileno, suturando los restos del ligamento a la plastia y procediendo a su reinserción mediante el tensado de ésta.

– Cuando los muñones ligamentosos no son suficientes para conseguir un buen anclaje proximal o no son viables desde el punto de vista vascular, se procede a la realización de una doble plastia, reconstruyendo los dos fascículos que componen el ligamento cruzado anterior. Se utiliza desde el punto de vista biológico una plastia libre de tendón rotuliano extraída de su cara externa, con un fragmento óseo a nivel de la rótula y de la tuberosidad, asociando un pasaje con una plastia de polipropileno que se continúa por la cara lateral, por debajo de la cintilla ileotibial (fig. 13.6).

Con esta técnica se consigue reducir, y en muchos

casos evitar, el uso de vendajes enyesados y comenzar la recuperación funcional de forma inmediata. A los 10 días el paciente empieza la recuperación y la marcha con ayuda de bastones ingleses, utilizando un alza en talón de 2 cm que le impide la extensión completa de la rodilla. El trabajo de rehabilitación lo realiza en una movilidad articular de 20 a 30° de extensión y 90° de flexión. Realiza ejercicios isométricos y estimulaciones eléctricas de cuádriceps, pero no potenciación contra resistencia (fig. 13.7).

Cuando se asocian lesiones de los ligamentos laterales, es imprescindible colocar una calza escayolada durante un período de 3 semanas como mínimo, en espera de que cicatrice la reparación de estos ligamentos.

En las lesiones crónicas del ligamento cruzado anterior, con el tiempo se produce una alteración del sincronismo rotacional de la rodilla y aparecen inestabilidades laterales asociadas. Por esto es muy rara la reparación del pivote central aislada y casi siempre se asocian retensados selectivos de los ligamentos laterales. En estos casos no existen restos de los ligamentos cruzados, ya que en la mayoría de los casos han desaparecido y se utiliza, de forma sistemática, la doble plastia.

No somos partidarios de la utilización de las prótesis de ligamentos, ya que pensamos que el verdadero protagonista de la reparación va a ser el tendón rotuliano, y que el refuerzo artificial sólo sirve para estabilizar la rodilla sin producir estrés sobre el tendón rotuliano, durante los primeros 6 meses, tiempo necesario para su correcta integración. En casos muy determinados, cuando se utiliza una prótesis artificial, no está justificada la artrotomía para su ubicación y se recurre a la cirugía artroscópica para la implantación.

BIBLIOGRAFÍA

- Bousquet, G.; Rhenter, J. L.; Bascoulergue, G.; Willon, J.: *Il Ginocchio Illustrato*. Ermes Médica Prommi. Roma, 1982.
- Feagin, J. A.: "The Crucial Ligaments". *Diagnosis and treatment of ligamentous injuries about the knee*. Churchill Livingstone. Nueva York, 1988.
- Insall, J. N.: *Surgery of the Knee*. Churchill Livingstone. Nueva York, 1984.
- Lorden Trickey, E.; Hertel, P.: *Surgery and Arthroscopy of the Knee*. Springer-Verlag. Berlin, 1986.
- Mansat, Ch.: *Le Ligament croisé antérieur*. 1.^{re} Journée d'Orthopédie et Traumatologie de l'Hôpital Purpan Imp. Corep. Toulouse, 1987.
- Müller, W.: *The knee. Form, Function and Ligament Reconstruction*. Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg. Nueva York, 1983.
- Naves Janer, J.; Viñeta, J. A.; Salvador, A.; Puig, M.: *Traumatología de la Rodilla*. Ed. Salvat Barcelona, 1985.
- Schulitz, K. P.; Krahl, H.; Stein, W. H.: *Late reconstructions of injured ligaments of the knee*. Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg. Nueva York, 1978.
- Smillie, I. S.: *Injuries of the Knee Joint*. Churchill Livingstone. Nueva York, 1978.

Biomecánica de las rodilleras | 14

El florecimiento de las rodilleras, de las que existe una variadísima gama en cuanto a concepto, diseño y materiales, ha venido de la mano de la exaltación del deporte, con todas sus consecuencias, incluso las lesionales, a la categoría de necesidad social. Desde el deportista ocasional, *amateur*, hasta el cotizado profesional experimentan la conveniencia de proteger sus rodillas, sanas o no, de posibles traumatismos lesivos.

De todas formas, este explicable *boom* no ha estado sustentado por un desarrollo paralelo de investigación biomecánica que consagrara lo adecuado y condena lo inadecuado en cada caso. Los trabajos realizados en este terreno son pocos, plagados de aleatoriedad y no concluyentes en muchas ocasiones. Lo empírico ha dominado a lo comprobado, y la relación de bondades y posibilidades de muchos modelos no pasa de un enunciado de intenciones, no siempre confirmable.

Evidentemente, lo primero que se necesitaría es conocer a fondo y disponer de datos en cuanto a la biomecánica de la rodilla y a sus requerimientos en las diferentes actividades en las que participa, información hoy día absolutamente defectuosa. Es imprescindible determinar la cinemática de la articulación y las fuerzas que gravitan sobre ella, con todas sus variaciones individuales, para no alterarlas, o hacerlo en el sentido positivo deseado, con la adición de la rodillera. En este punto, no debe olvidarse el equilibrio movilidad-estabilidad para conservar una función articular aceptable, y la inmediata reducción de una de ellas si se aumenta la otra, y, por otro lado, la sobrecarga de ciertas zonas motivada por la descarga de otras.

El otro punto conflictivo que pone en cuestión y dificulta enormemente la valoración de la eficacia de estos elementos externos es la calidad del acoplamiento de la ortesis al organismo previsto. En efecto, todo implante o «explante» puede ver comprometida su actuación por una conjunción poco afortunada con los tejidos del receptor. En el caso de las rodilleras, esto puede llegar a tener connotaciones muy negativas dado el poco control que ejercen sobre las estructuras óseas a través de unas partes blandas de considerable espesor, variable en el tiempo según el proceso inflamatorio y/o la musculación del paciente, y con una adherencia precaria a la piel, por la sudación.

A pesar de todo ello, las rodilleras se consideran útiles por diferentes motivos, que otorgan cierta base práctica para su clasificación. *Grosso modo*, las rodilleras pueden ofrecer efectos térmicos a las partes blandas subyacentes, que sólo van a ser juzgados por su repercusión mecánica. «enzunchan» la extremidad potenciando la actividad muscular y, sobre todo, intentan restringir la posibilidad de movimientos articulares parásitos.

Lógicamente, cuanto mayor deba ser su control de la dinámica articular, más complicada será su ideación mecánica y su ejecución. Esto no significa «rígidas», que ha sido una de las traducciones que se le ha dado al problema. Así, no resulta correcto evocar rodilleras «elásticas» o «rígidas» según el objetivo y la forma en que han sido concebidas, ya que supone vulgarizar y emplear mal términos que mecánicamente tienen un significado bien concreto.

Tampoco parece adecuada, por lo artificial, la clasificación efectuada, aunque seguramente sólo a efectos académicos, por el Comité de la American Academy of Orthopaedic Surgeons, en el Seminario celebrado en Chicago en 1984, y también sostenida por el Comité de Medicina Deportiva de dicha Academia. Dividen las rodilleras que tienen como objetivo impedir los movimientos intempestivos, en «profilácticas», «rehabilitadoras» y «funcionales». Es obvia la imbricación de las tres finalidades en muchos momentos, incluso su identificación, y el uso indiscriminado para una u otra de los distintos modelos.

Efecto térmico

Las rodilleras que buscan fundamentalmente este efecto son simples en cuanto a su diseño, «tubulares», pero se fabrican en materiales plásticos que retienen el calor producido por el cuerpo. De esta forma, se eleva la temperatura de las estructuras colocadas bajo la rodillera, con toda una serie de repercusiones biológicas fáciles de intuir.

Ahora bien, esa «hipertermia» tiene una traducción mecánica inmediata. La respuesta al esfuerzo de los tejidos colágenos, viscoelásticos, es sensible a la temperatura a la que están sometidos. Calentándolos se aumenta su deformabilidad para una misma carga aplicada o, lo que es lo mismo, alcanzan idéntico nivel de deformación con menor esfuerzo (fig. 14.1). Esto supone un evidente ahorro de energía para lograr un determinado movimiento, postura o actividad, y tiene una repercusión práctica evidente cuando con ello se persigue una finalidad deportiva o rehabilitadora, que de esta manera resulta «facilitada».

Efecto de «encamisado»

El «encamisado» es una operación mecánica bien conocida, con la que ha contribuido Fernández Esteve a la traumatología, en su desarrollo de los yesos funcionales conformados. Consiste en embutir el segmento en cuestión en el interior de una estructura envolvente, más o menos cilíndrica y rígida. En el caso de las fracturas, esto supone «enzuncharlas», es decir, modificar el estado tensional, absorbiendo la «camisa» de compacidad más o menos uniforme las solicitaciones tangenciales y tolerando aquellas de compresión.

Los músculos, al contraerse contra esa envoltura, aumentan la potencia conseguida para un mismo nivel de contracción, lo que implica una ventaja para su función. Esto es sobradamente sabido y utilizado en el deporte. Los deportistas encamisán los segmentos

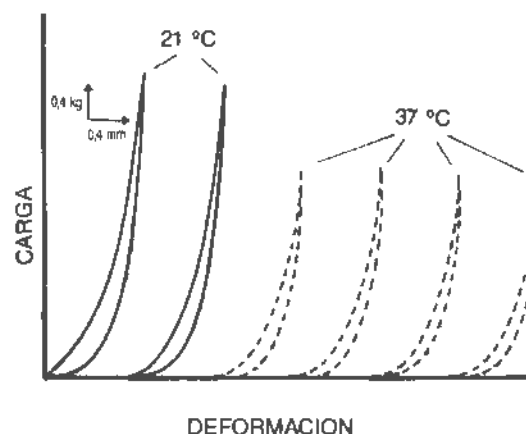


Figura 14.1. La temperatura actúa sobre los tejidos colágenos aumentando su capacidad de deformabilidad, bajo un mismo nivel de carga. Ese "precondicionamiento" térmico es bien conocido en deporte ("calentamiento") y en rehabilitación (empleo del calor antes de movilizar un segmento). (Modificada de Akeson y cols.)

actuales en implementos tubulares de mayor o menor consistencia.

Las rodilleras prestan también este efecto de «camisa» según su rigidez y su ajuste al tercio distal del muslo. Pueden pues resultar adyuvantes prácticos de una musculatura que va a ser solicitada por encima de sus posibilidades, sea su estado de partida normal o insuficiente.

Varios factores limitan la rigidez de las rodilleras empleadas con este fin. Es evidente que no está justificada la pérdida de movilidad inherente a la rigidez de la ortesis, que además debe resultar cómoda de llevar e inocua para los individuos próximos, oponentes sobre todo en caso de deporte de equipo o de contacto.

Efecto estabilizador y de control de movimientos

Esta finalidad es la que ha provocado mayor sofisticación en la conceptualización y fabricación de rodilleras, aunque, como se ha dicho antes, no ha sido pareja a su racionalización biomecánica. En el Seminario citado, de 17 modelos analizados sólo 4 están sustentados por algún tipo de investigación biomecánica.

En ese intento racionalizador, hay dos preguntas básicas que se deben responder en cada caso:

— ¿Es totalmente eficaz la rodillera en cuestión, para el objetivo para el que ha sido concebida?

— ¿Ocasiona algún efecto colateral nocivo e indeseable?

Siguiendo el enunciado, estas rodilleras persiguen anular movimientos o grados de movimiento, juzga

dos intempestivos para la situación en el tiempo de la rodilla en concreto. No hay que olvidar que en este intento limitador se compromete hasta cierto punto la capacidad funcional libre de la rodilla. Hay que buscar pues un equilibrio entre movilidad y estabilidad deseada y conservable.

En segundo lugar, el patrón cinemático y dinámico de la rodilla es extremadamente complejo y susceptible de alteración. La charnela se acompaña de una rotación automática y de cierto grado de libertad en el plano frontal, en el caso de la femorotibial, en tanto que el recorrido de la patela sobre el fémur sigue también un patrón en tres planos. No es fácil el control tridimensional de los movimientos asociados, y si se consigue, es a expensas de sacrificarlos en parte modificando considerablemente dicha cinemática.

Por último, hay que recordar que las almohadillas, refuerzos, barras, articulaciones, tiras y resortes, son elementos externos «sobrepuestos», y que de su colocación y adaptación sobre la estructura articular a controlar van a depender en gran manera su capacidad y su modo de actuación.

Cuando se intenta valorar la eficacia de una rodillera, uno de los primeros parámetros que hay que considerar son las condiciones en las que va a trabajar esa rodillera. No es lo mismo tener que asumir esfuerzos de baja intensidad producidos en actividades cotidianas banales, que los grandes esfuerzos ocasionados en las actividades deportivas. La eficacia que puede mostrar una rodillera frente a los primeros no tiene por qué ser extensiva a los segundos.

La colaboración que prestan a la rodillera los elementos estabilizadores íntegros de la rodilla aparejada, es de capital importancia a la hora de pretender concederle la estabilidad deseada. Wojtys y cols. demostraron que la Lenox Hill controla bien el desplazamiento anterior de la tibia, en deficiencias de cruzado anterior, siempre que estén intactas las estructuras mediales, especialmente el ligamento lateral interno. De no ser así, la ortesis pierde toda su eficacia en cuando al control de la traslación anterior de la tibia respecto del fémur (fig. 14.2).

Evidentemente, la eficacia de la rodillera frente a un sentido o grado de movimiento anormal depende en gran medida de la disposición de los elementos estabilizadores extrínsecos con los que cuenta. El análisis de siete tipos distintos de estas rodilleras permitió apreciar diferencias significativas entre unas y otras en el control del desplazamiento anterior de la tibia en pacientes con laxitudes severas del ligamento cruzado anterior.

De igual forma, una rodillera puede oponerse con éxito a un cierto movimiento, mientras que, en idénticas condiciones, es ineficaz frente a otros (fig. 14.2).

No está de más insistir aquí sobre la necesidad de contar con estructuras de suficiente rigidez, barras y almohadillas, o pretensadas, tensores o bandas elásticas, apoyadas sobre una suficiente longitud del miembro, bastante ajustadas a su contorno y lo más adheridas a la piel posible, para conseguir dicha eficacia. Es utópico evocar la posibilidad de recentrar la rótula sobre el fémur, en casos de malposición, oponiendo a esa alteración dinámica una almohadilla de escasa consistencia y más que dudoso apoyo sobre una rótula que es llevada de manera casi inexorable por el mecanismo extensor.

Es incuestionable que la rigidez y la complicación progresivas del aparato pueden llegar a controlar casi

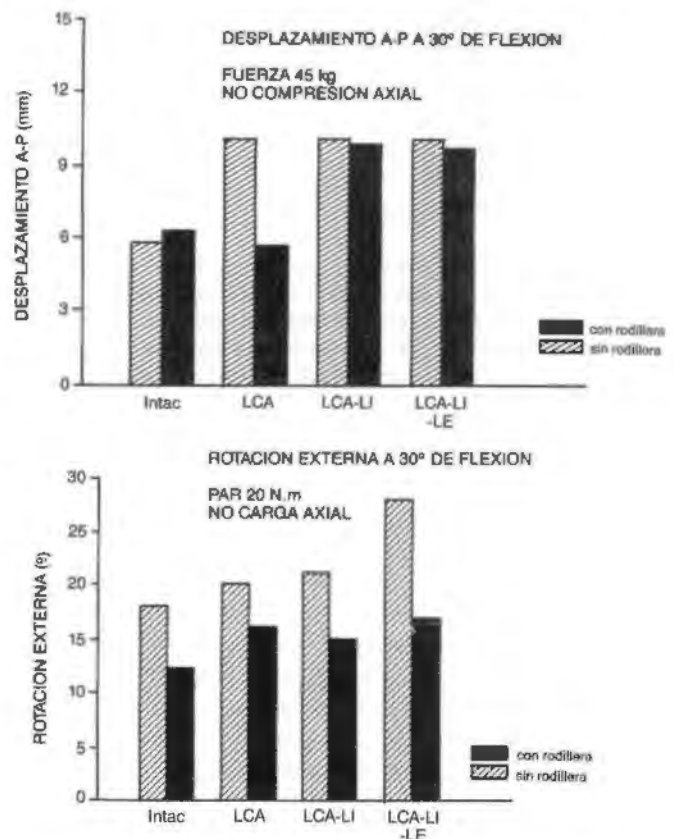


Figura 14.2. La rodillera tipo Lenox Hill requiere estructuras ligamentosas internas para controlar el desplazamiento anterior de la tibia en ausencia del ligamento cruzado anterior. Si fallan dichas estructuras, el desplazamiento es similar con rodillera que sin ella. Con la rotación externa no ocurre lo mismo, y la rodillera es eficaz en su control sea cual sea el estado lesional de la rodilla. (Tomada de Wojtys y cols.).

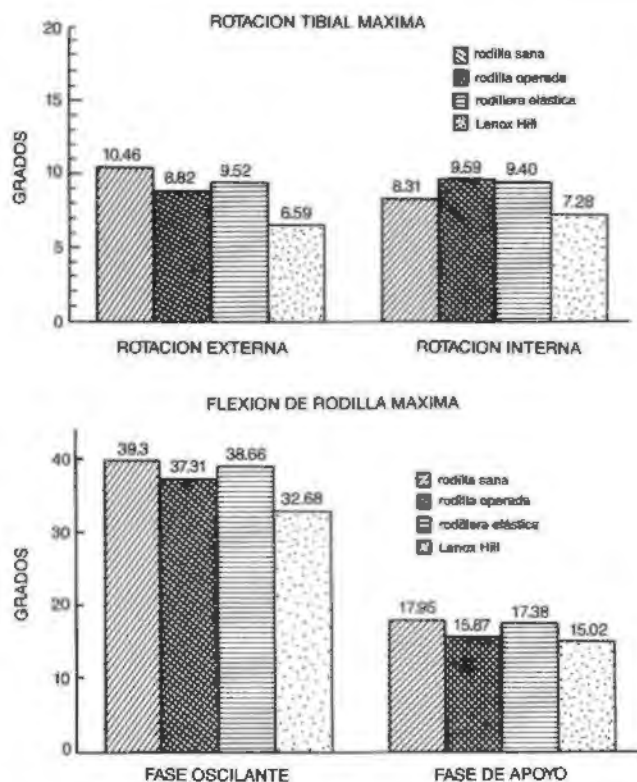


Figura 14.3. La rodillera tipo Lenox Hill altera considerablemente el patrón cinemático de la rodilla intervenida por lesión del ligamento cruzado anterior, disminuyendo discretamente el rango de flexión y en forma acusada las rotaciones. La rodillera elástica de soporte actúa mucho menos en ese sentido y modifica escasamente la movilidad de la rodilla, como era lógico esperar. (Tomada de Knutzen y cols.).

totalmente el movimiento de la articulación, pero se entra en franca contraposición con el otro principio básico: *non nocere*. A todas luces la interfase ortesis-piel persiste. Incrementar el contacto, utilizando por ejemplo valvas de plástico, supone aumentar las sollicitaciones de la piel y las partes blandas, lo que no siempre es cómodo ni bien tolerado.

La intervención de los elementos estabilizadores tampoco está exenta de alteraciones de la función. Knutzen y cols. apreciaron modificaciones del patrón cinemático de rodillas operadas por lesión del ligamento cruzado anterior, con una discreta expresión en lo referente a la flexión de rodilla al correr y una acusada disminución de las rotaciones, al usar una Lenox Hill (fig. 14.3). Una rodillera elástica de soporte no ocasionaba tanto cambio.

Cabría aducir que eso sucede por recurrir a una

articulación monocéntrica, pero no está en absoluto definida la influencia de tal engranaje externo sobre la movilidad policéntrica de la rodilla. De cualquier forma, parece indicado acercarse a lo fisiológico y preferir articulaciones policéntricas, que llegan en la rodillera tipo Feanny a simular el sistema cinemático de cuatro barras evocado en la cinemática de la rodilla normal.

Sin embargo, la elegancia conceptual de este aserto encuentra de nuevo el obstáculo príncipes a vencer, que es la correcta, adecuada, firme y soportable suspensión de la ortesis sobre el segmento del miembro en cuestión. Efectivamente, de nada vale trabajar sobre cómo influye una articulación u otra en la mecánica articular, si dichas articulaciones varían de posición durante la actividad, resbalando la rodillera por la transpiración o por los movimientos y cambios de volumen de las partes blandas subyacentes.

De todo lo dicho puede concluirse que quizás el factor más importante para condicionar la acción positiva o negativa de una rodillera es su encaje, colocación o ajuste sobre la rodilla, y que todo estudio biomecánico debería hacerse en función del conjunto como un todo. Lo contrario es falaz y artificial y no permite concluir su real eficacia e inocuidad.

BIBLIOGRAFÍA

- Akeson, W. H.; Frank, C. B.; Amiel, D.; Woo, S. L. Y.: "Ligament biology and biomechanics". G. Finerman, ed. *Symposium on Sports Medicine. The knee*, págs. 111-151. American Academy of Orthopaedic Surgeons. C.V. Mosby Company. St. Louis, 1985.
- American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Knee Braces*. Seminar Report. Chicago, 1984.
- Beck, C.; Drez, D.; Young, J.; Cannon, W. D.; Stone, M. L.: "Instrumented testing of functional knee braces." *Am. J. Sports Med.*, 14: 253-256, 1986.
- Burnotte, J.; Jourdain, M.; Blaimont, P.; Fairen, M.; Halleux, P.: "Contribution a l'étude des contraintes fémoro-patellaires: Étude des surfaces de contact fémoro-patellaires au cours de la flexion du genou". *Acta Orthop. Belg.*, 42, suppl. I: 144-152, 1976.
- Colville, M. R.; Lee, C. L.; Cullio, J. V.: "The Lenox Hill brace. An evaluation of effectiveness in treating knee instability". *Am. J. Sports Med.*, 14: 257-261, 1986.
- Fernández Esteve, F.: "Los yesos funcionales conformados". Tratamiento biológico de las fracturas. Valencia, 1980.
- Fernández Fairén, M.: "Estudio biomecánico de la articulación fémoro-patelar. Implicaciones clínico-terapéuticas". *Tesis Doctoral*. Zaragoza, 1986.
- Huson, A.: "The functional anatomy of the knee joint: the closed kinematic chain as a model of the knee joint". En: O.S. Ingwersen, B. Van Linge, Th. J.G. Van Rens, G.E. Rösingh, B.E.E.M.J. Veraart, D. Le Vay, eds. *The knee joint. Recent advances in basic research and clinical aspects*, págs. 163-168. Excerpta Medica. Amsterdam, 1974.
- Knutzen, K. M.; Bates, B. T.; Hamill, J.: "Electrogoniometry of post-surgical knee bracing in running". *Am. J. Phys. Med.*, 62: 172-181, 1983.
- Wojtyś, E. M.; Redfern, M. S.; Trier, E. M.; Goldstein, S. A.: "A computer assisted system for simultaneous evaluation of multiple mechanical factors on knee joint stability: the Lenox-Hill brace". Transactions of the 31st Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, vol. 10: 224. Las Vegas, 1985.

Ortesis para la rodilla

15

Rodilleras ortopédicas

Son soportes de uso muy generalizado y de carácter polivalente.

La investigación y la incorporación de nuevos materiales y aditivos durante los últimos años ha hecho que existan diferentes tipos para la prevención y el tratamiento de patologías concretas.

Básicamente los materiales con las que están construidas son de dos tipos:

Tejidos elásticos. Con un marcado carácter homogéneo, mediante los cuales se consigue una buena compresión. Transpirables, con lo que se evita la concentración de calor y humedad.

Neopreno. Es un caucho sintético que puede ser de densidades y grosores diferentes. Constituye un aislante que mantiene el calor natural del cuerpo y favorece su aumento, lo que es recomendable en determinadas prácticas deportivas. La concentración de calor local favorece el aumento de circulación, reduce el edema y hace que los tejidos blandos sean más elásticos, siendo por ello difícil que se produzcan o recidiven lesiones. Proporciona una buena compresión y tiene el inconveniente de ser poco transpirable.

Indicaciones

– Durante la pubertad: En la enfermedad de Os good-Schlatter y en la enfermedad de Sinding Larsen-Johanson

Como profilaxis y prevención de lesiones en la práctica deportiva.

– En diversas afecciones de la rodilla: en la condromalacia rotuliana, en la subluxación externa de rótula y en la hiperpresión externa rotuliana, en lesiones de los ligamentos laterales y cruzados de rodilla, en lesiones meniscales, en procesos artrósicos y como tratamiento complementario después de retirar un yeso

Estas indicaciones están en relación con la importancia de la lesión, la edad, el tipo de actividad del paciente y el criterio médico. Pueden constituirse en tratamiento único o ser complementarios y/o posteriores a un tratamiento quirúrgico.

Descripción de los aparatos

Dado el gran número de modelos y variantes que existen en el mercado, vamos a referirnos a los tipos que se prescriben con más frecuencia.

Rodilleras abiertas (con orificio para la rótula)

Indicadas cuando existen problemas de la patela. Según el tipo de lesión, van provistas de refuerzos colocados en la parte superior, lateral o contorneando la rótula.

Con refuerzo superior Especialmente indicadas en la patología del crecimiento de la rodilla en el adolescente (fig. 15.1)



El refuerzo superior se puede sustituir por una cinta de compresión regulable que permite una compresión individual.

Con refuerzo inferior. Se indican en las condropatías rotulianas, en las artrosis femoropatelares y en aquellas prácticas deportivas en las que el atleta se ve obligado a una extensión forzada de la rodilla (saltadores) (fig. 15.2).

Como en el caso anterior, el refuerzo inferior se puede sustituir por una cinta de compresión (fig. 15.3).

Con refuerzo lateral. Útiles en los síndromes de hiperpresión externa y en las subluxaciones de rótula. Especialmente indicadas para prevenir las recidivas después de una intervención quirúrgica de sección del alerón externo o de luxación recidivante de rótula (fig. 15.4).

Con refuerzo circular. Se emplean para conseguir un buen centraje de la rótula en los casos de luxación de ésta, y como coadyuvantes en el tratamiento de las fracturas de rótula (fig. 15.5).

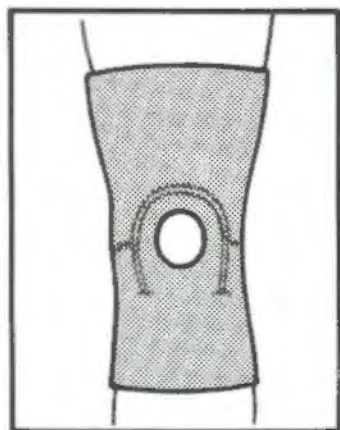


Figura 15.1

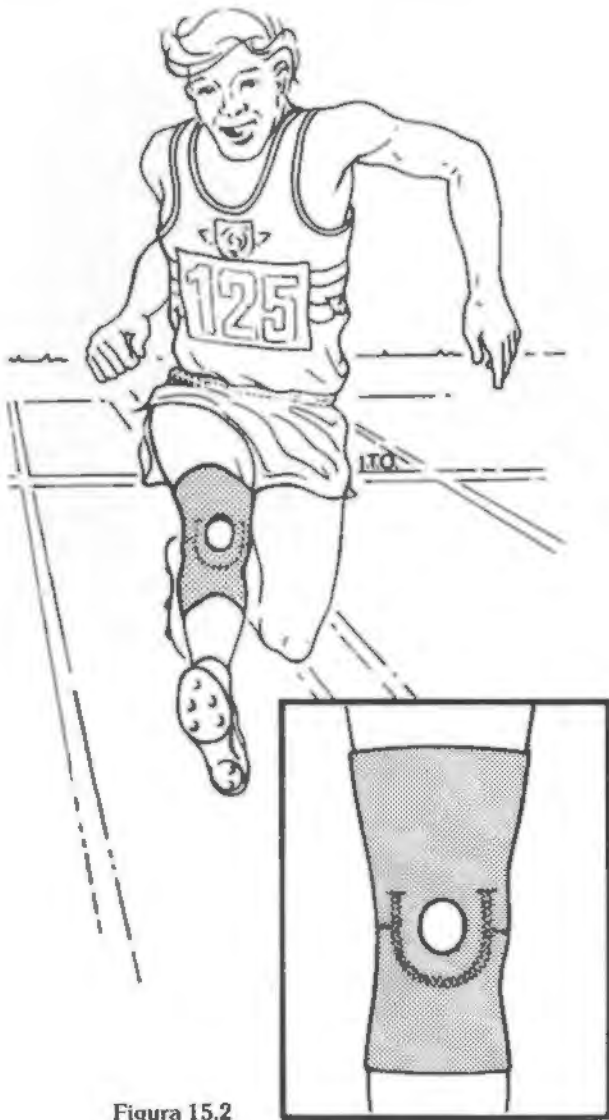


Figura 15.2

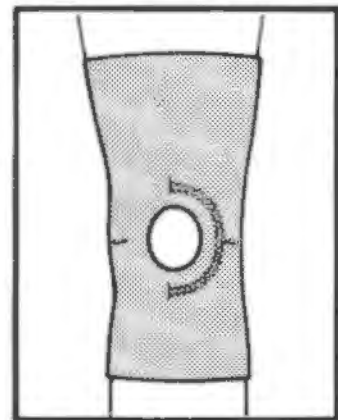
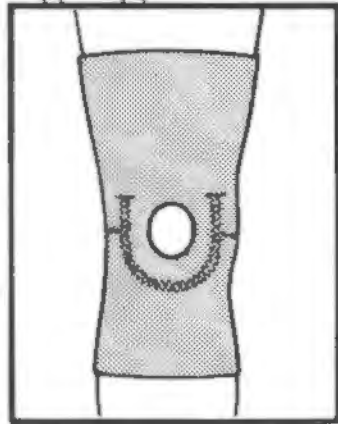


Figura 15.4



Figura 15.3



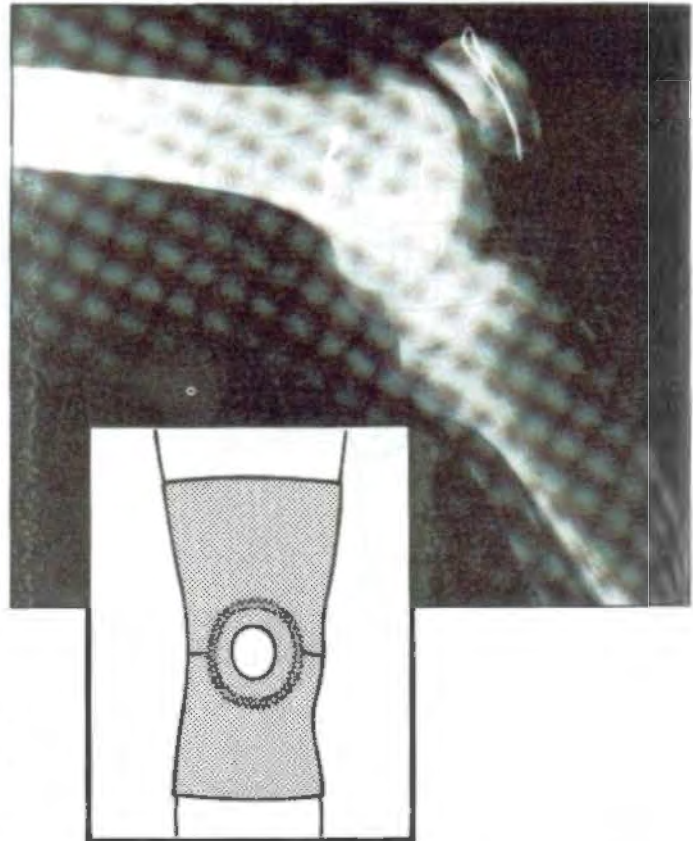


Figura 15.5

Rodilleras cerradas

Existen varios modelos, según el material de que están fabricadas (neopreno de diferentes grosores o tejidos elásticos), los elementos incorporados a la ortesis y su disposición.

Rodillera básica cerrado sin aditamentos. Está indicada en esguinces ligamentosos, tendinitis de inserción, procesos inflamatorios, postartroscopia y para la recuperación postoperatoria (fig. 15.6).

Con la rodillera se busca un efecto de compresión. Si el material de la rodillera es de neopreno, a la compresión se añade una acción de aumento de calor local.

Ortesis para la estabilización de rodilla

Estas rodilleras están indicadas en las lesiones capsuloligamentosas. Pueden ser asimismo de diferentes

materiales y ser cerradas o abiertas, en este segundo caso pueden llevar incorporados los aditamentos que se han descrito en el apartado correspondiente (refuerzo superior, lateral, circular, etc.).

Los elementos incorporados a la rodillera se hallan en función del tipo de lesión.

Pueden clasificarse, desde un punto de vista práctico, en:

Rodillera con soporte lateral y/o medial. Se indican en las lesiones de los ligamentos laterales de la rodilla y como protección en el postoperatorio.

La rodillera va provista de unos refuerzos verticales medial y/o lateral cuyo material de base son unas finas espirales de acero flexible (fig. 15.7).

Cuando se busca una mayor inmovilización en el sentido lateromedial, se sustituyen las espirales de acero flexibles por unas láminas rígidas de acero articuladas que permiten la flexoextensión de la rodilla. Llevan incorporado un tope mecánico para evitar la hiperextensión de la rodilla (fig. 15.8).

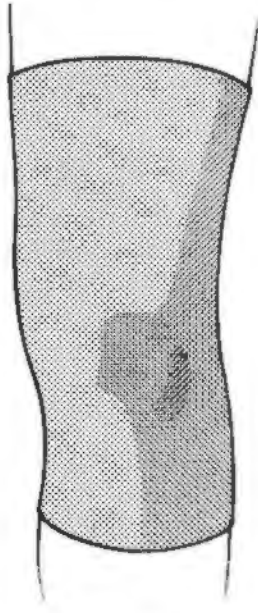


Figura 15.6

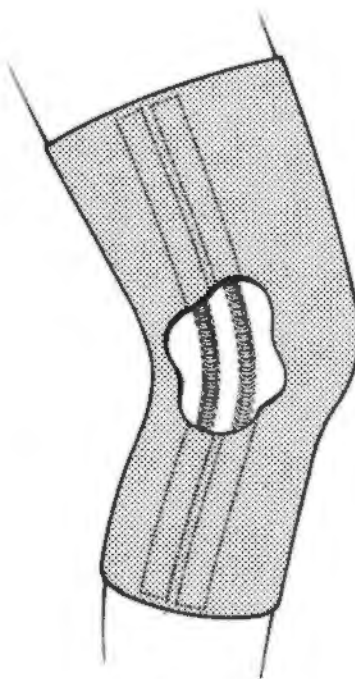


Figura 15.7

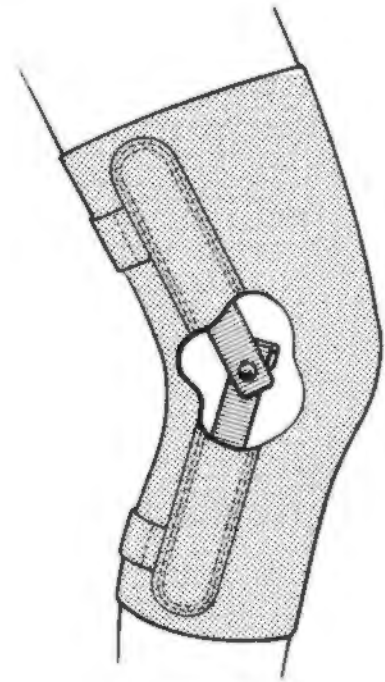


Figura 15.8

Rodillera con Velcros regulables. Los Velcros permiten regular la compresión de la rodillera (fig. 15.9).

En ocasiones la disposición de los Velcros busca un control de la movilidad anteroposterior, en el caso de lesión de los ligamentos cruzados (fig. 15.10). Generalmente se combinan los sistemas de Velcros con los soportes medial y/o lateral (p. ej., inestabilidades anteromedial, anterolateral) (fig. 15.11).

Biomecánica

La compresión uniforme ayuda a mantener un tono muscular adecuado y previene la aparición de distensiones bruscas.

La teoría del *gate control* (M. Sindou), según la cual una interneurona inhibitoria a nivel medular determina una disminución del dolor cuando existe una compresión sobre la zona lesionada, da soporte científico al uso de estas ortesis.

El calor tiene un efecto antiinflamatorio local y su intensidad depende del tipo de material empleado. Principalmente se usa el neopreno, que produce un considerable aumento de calor, aunque también de humedad, y el tejido elástico, que por su condición de

poroso y transpirable no tiene este inconveniente. Las rodilleras de neopreno se construyen en dos grosores distintos, uno de 3 mm y otro de 5 a 7 mm; cuanto más gruesa sea la rodillera, aumenta el grado de compresión, además de aumentar la estabilidad del conjunto (rodilla-rodillera).

Existen distintos modelos con diferentes aditamentos descritos anteriormente. Estos complementos van dirigidos a tratamientos de patologías concretas. Podríamos distinguir los que se dirigen al control de la rótula y que, a modo de topes, evitan o reducen desplazamientos de ésta (lateral, superior o inferiormente), y los que estabilizan la rodilla por una patología capsuloligamentosa, lo que se consigue mediante flejes laterales y cintas de Velcro que confieren mayor rigidez al conjunto. Cuanto más rígidos sean estos flejes, mayor estabilidad se logrará. El modelo con articulaciones metálicas laterales es el que da mayor estabilidad.

Observaciones de uso

– La compresión nunca ha de ser excesiva. Ante la duda es preferible elegir una ortesis de un número mayor para evitar problemas de irritaciones en la piel o pequeños trastornos circulatorios.

- Cuando la compresión es excesiva la rodillera tiende a arrugarse y producir rodetes, especialmente en la zona posterior de la rodilla, lo que es causa de que el paciente muchas veces abandone el tratamiento.

- Los materiales de neopreno en determinadas pieles pueden causar picor o ligeras reacciones alérgicas. Puede protegerse la piel colocando entre ésta y la rodillera una calceta fina de algodón.

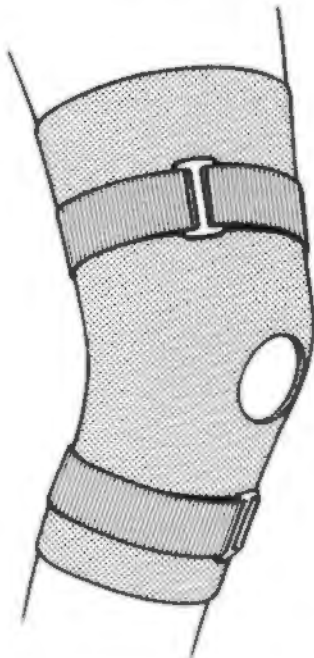


Figura 15.9



Figura 15.10

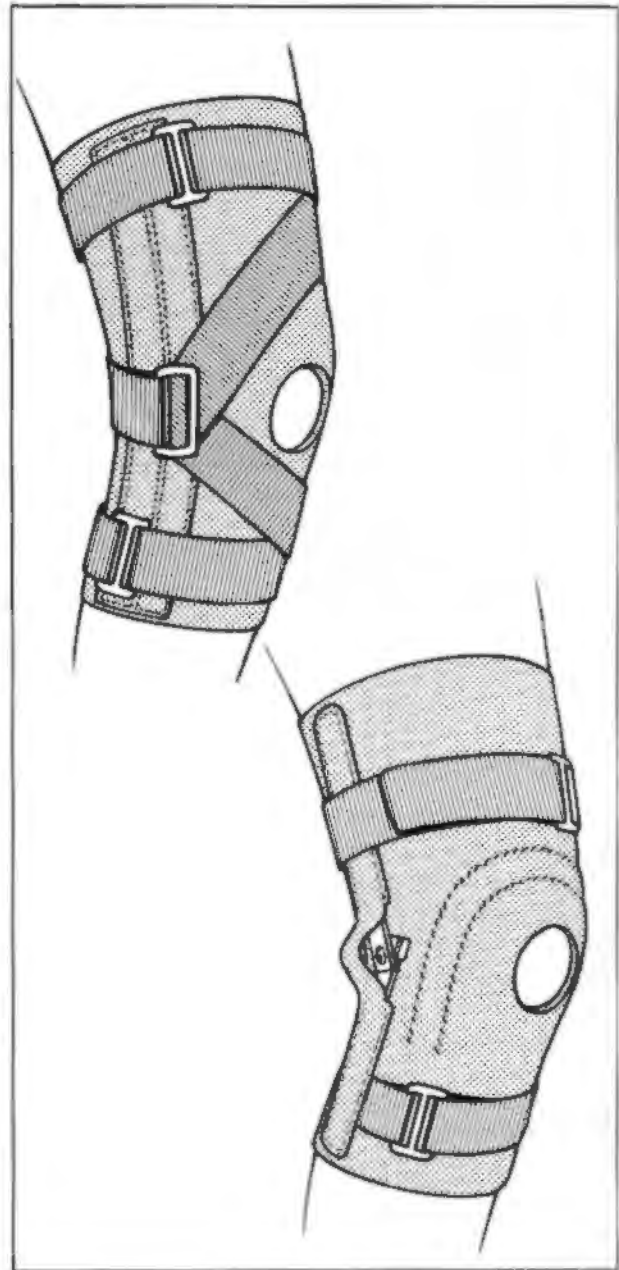


Figura 15.11

Dispositivos ortopédicos para control y ayuda de la flexoextensión e inmovilización de la rodilla

En este apartado se estudian las ortesis que se utilizan para controlar el grado de amplitud de la flexoextensión.

También se revisan aquellas que ayudan a la flexoextensión de la rodilla. Finalmente se incluyen los dispositivos ortopédicos que buscan inmovilizarla.

Indicaciones

Las de control del grado de amplitud de la flexoextensión. Están indicadas especialmente después de la cirugía ligamentosa de la rodilla, cuando no interesa una movilización brusca o excesiva de la rodilla intervenida (p.ej., cirugía de ligamentos cruzados).

Las de ayuda a la flexoextensión. Pueden utilizarse en todos los casos en que existe una rigidez de la rodilla (p.ej., infecciones, traumatismos, cirugía, etc.).

Las de inmovilización. Se emplean para neutralizar los movimientos de la rodilla de manera total o definitiva (p.ej., fracaso de artrodesis de rodilla).

Descripción de los aparatos

Ortesis para control de la flexoextensión (fig. 15.12)

Consta de dos sólidas valvas termoplásticas situadas una sobre la cara posterior de la región distal del muslo, y otra sobre la cara anterior de la región proximal de la pierna. La valva anterior sobre la cresta tibial se protege con una almohadilla blanda para mayor comodidad, y la valva posterior del muslo con una almohadilla supracondílea regulable que permite asegurar la correcta posición de la ortesis.

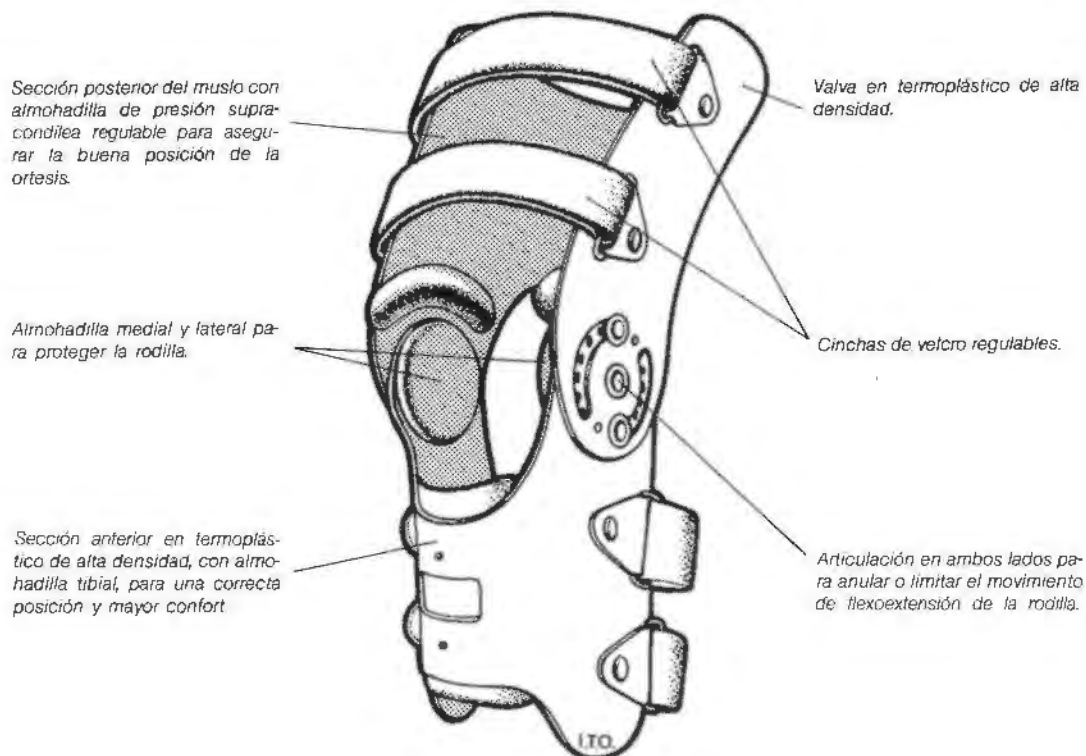


Figura 15.12

Los Velcros sirven para fijar la ortesis y graduar la presión. Las articulaciones bilaterales de rodilla bloqueables en flexoextensión anulan o limitan el movimiento de la rodilla, mediante topes que varían su posición de acuerdo con el grado de movimiento deseado.

Existen muchos modelos de ortesis destinados a estos fines.

Férulas activas para ayudar la flexoextensión

Para la flexión (fig. 15.13). Consta de dos valvas de material termoplástico (polipropileno, ortolen, etc.). La superior va colocada sobre la zona posterior del muslo, y la inferior, sobre la cara anterior de la pierna, y se articulan entre sí en un punto 2 cm por encima del eje articular anatómico de la rodilla. Sobre los lados interno y externo de la férula, en sentido longitudinal, lleva acoplados unos muelles de cuerda de piano de 7 mm de diámetro con un ángulo de 90°, cuyo vértice coincide con el bucle que hace de muelle y que se halla situado justo sobre la articulación mecánica de la férula. Tiene unos enganches a ambos extremos, dispuestos en forma de escalera, que permiten graduar la fuerza que actúa sobre la extremidad.

La fijación de la ortesis a la extremidad se realiza con Velcros tal como muestra la figura.

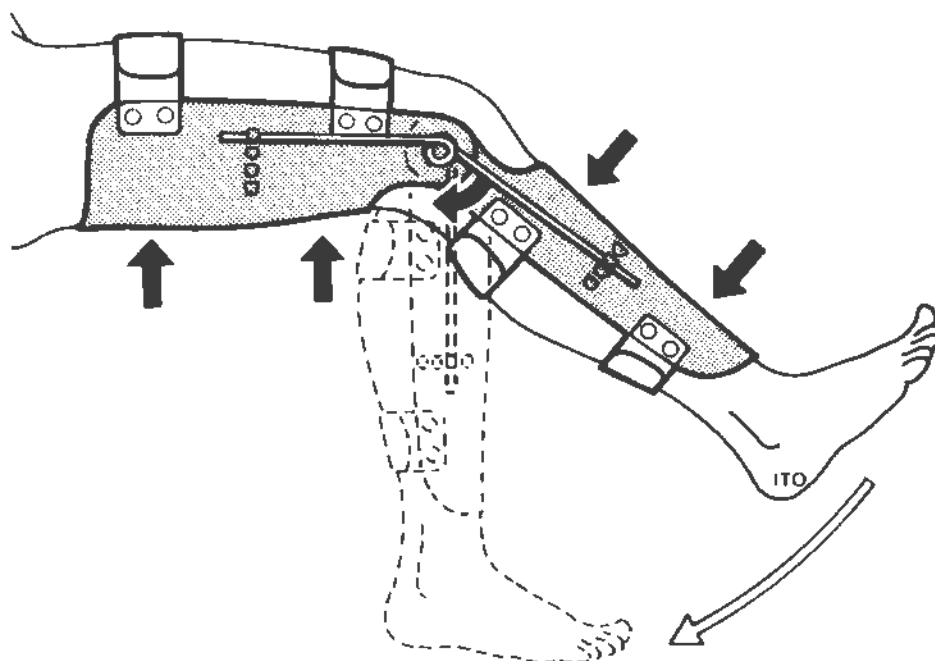


Figura 15.13

Para la extensión (fig. 15.14). En esta férula, las valvas de termoplástico son del mismo material que la anterior, pero ambas, la del muslo y la de la pierna, están colocadas sobre la parte posterior de la extremidad inferior (fig. 15.14a). Se articulan entre sí en un punto 2 cm superior a la línea articular de la rodilla anatómica. A ambos lados, situado en sentido longitudinal, lleva acoplados unos muelles de cuerda de piano en una posición angular de 180° (fig. 15.14b). A ambos extremos, varios agarres situados transversalmente en línea al muelle, permiten graduar la presión necesaria.

Directamente sobre la rodilla se sitúa una rodillera de cuero moldeado en forma cóncava, que se une a los laterales de la férula mediante una correa graduable, o bien, dos tiras de Velcro proximales de rodilla (fig. 15.14c y b), que tienen por misión ejercer la contrafuerza a las dos fuerzas posteriores representadas por las valvas de plástico. La acción de los tres puntos de presión activados por la cuerda de piano, produce la progresiva extensión de la rodilla.

Dispositivos para inmovilizar la rodilla

De inmovilización temporal (fig. 15.15). Son rodilleras prolongadas por la parte superior e inferior, con

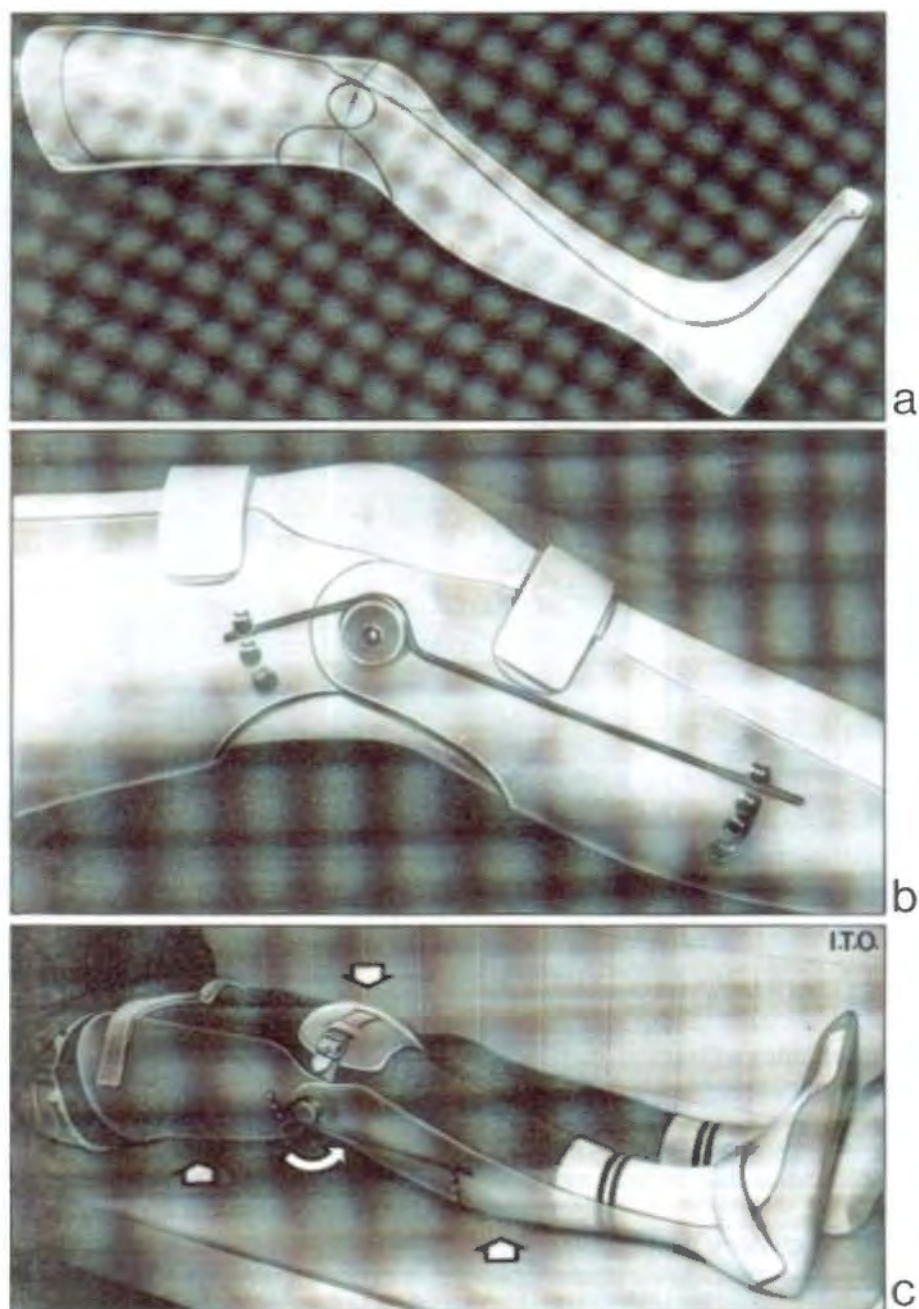


Figura 15.14

una serie de aditamentos que sirven para conseguir la inmovilización de la articulación.

El material de base, generalmente de poliuretano reforzado con nilón, está concebido de manera que mediante la disposición de una pieza posterolateral y dos piezas anterolaterales, se puede adaptar a cual-

quier configuración o medida de pierna. Una varilla de duralumino posterior y dos laterales (cara interna y externa) sirven para inmovilizar la rodilla. Se abrocha mediante Velcros.

Existen modelos prefabricados que facilitan la aplicación inmediata.



Figura 15.15



Figura 15.16

Ortesis tubular para inmovilización completa de rodilla (fig. 15.16). Fabricada en material termoplástico, se realiza de forma individual a medida para cada paciente. Para su construcción se realiza un molde negativo conformado que incluye muslo y pierna.

Consta de dos valvas, anterior y posterior, que cierran mediante Velcros. Es conveniente proteger con forro de espuma los puntos óseos prominentes (cabeza peroné, rótula, etc.).

En ocasiones es difícil mantener la férula en su emplazamiento inicial, porque la forma cónica de la extremidad inferior tiende a hacerla deslizar hacia abajo. Esta dificultad se soluciona prolongando la valva posterior por debajo del talón hasta por detrás de las cabezas metatarsales.

La elasticidad del material no impide la flexoextensión del tobillo.

Biomecánica

Durante la marcha el centro instantáneo de rotación anatómico de la rodilla varía su posición desplazándose a medida que avanza el movimiento. Ello se debe a que el giro del fémur sobre la tibia no se realiza en un solo punto, ya que el fémur se desliza por encima de la tibia (fig. 15.17). En el plano transversal la flexión se acompaña siempre de un movimiento de rotación.

La forma de los cóndilos femorales y la manera de actuar de los ligamentos cruzados condicionan estas características biomecánicas.

Por ello, desde un punto de vista teórico, todas las ortesis de rodilla habrían de ir provistas de un sistema de articulaciones mecánicas policéntricas que se asemejaran en su comportamiento mecánico a la rodilla humana. Sin embargo, en muchas ocasiones lo que se

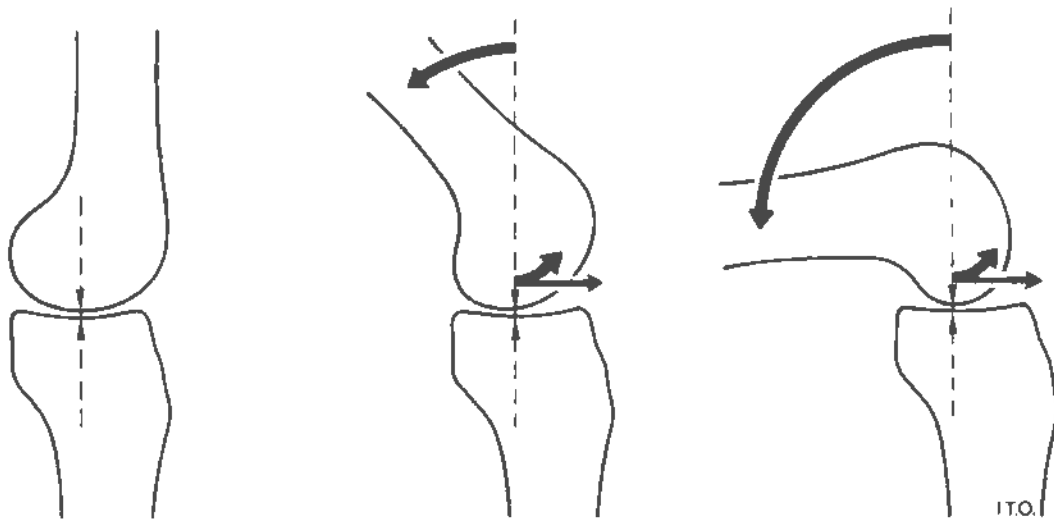


Figura 15.17

busca con la ortesis es estabilizar y limitar el grado de movilidad articular, aceptándose por lo general las articulaciones de tipo monoaxial.

Los materiales que se utilizan deben permitir un margen de movilidad para respetar la normal fisiología de la rodilla.

Observaciones de uso

- Estas ortesis son útiles en períodos posquirúrgicos para asegurar un buen resultado. La indicación de una u otra dependerá del tipo de intervención practicada.

- Especialmente indicadas en patología deportiva, permiten tratar gran número de lesiones capsuloligamentosas y facilitan la reincorporación al entrenamiento y la práctica deportivas.

Sus características permiten adaptarlas o retirarlas con facilidad, lo que hará posible utilizarlas sólo en el momento en que la rodilla sea solicitada para soportar carga (en la deambulaci3n, bipedestaci3n prolongada, etc.) pudiéndola retirar sin dificultad durante los períodos de descanso.

Por los materiales en que se construyen, resultan por lo general muy ligeras de peso y permiten una buena higiene, tanto de la ortesis como de la extremidad.

- Los variados modelos de articulaciones permiten acoplar a cada dispositivo la más adecuada para conseguir el fin para el que ha sido prescrita, o sea, ayudar, limitar o inmovilizar la articulaci3n de la rodilla.

- Es recomendable usar una malla o media tubular, preferiblemente de algodón, entre la pierna y la férula.

- El médico será quien indicará el momento y la manera más adecuada para retirar progresiva o totalmente la ortesis.

BIBLIOGRAFIA

- American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Atlas of orthotics Biomechanical Principles and Applications*. C. V. Mosby Co. Saint Louis, 1975.
- Anderson Miles, H. *Manual of Lower Extremities Orthotics*. Charles C. Thomas Publ. Springfield, Ill., 1972.
- Baker, B. E. y cols.: A biomechanical study of the static stabilizing effect of knee braces on medial stability. *Am J Sports Med.*, 15, 6: 566-571, 1987.
- Dixon, M., Palumbo, R.: Polypropylene knee orthosis with suprapatellar latex strap. *Selected Reading*, págs. 136-139. The American Orthotic and Prosthetic Association, Washington, D.C. 1980.
- Kennedy, J. M.: *Orthopaedic splints and Appliances*. Baillière Tindall London, 1974.
- Knutzen, K. M.; Bates, B. F.; Scholt, P.; Hamill, J.: "A biomechanical analysis of two functional knee brace". *Med. Science Sports Exer.*, 19, 3: 303-309, 1987.
- Martin, T. A.: "An external Cruciate Equipment orthosis". *Selected Reading*, págs. 127-135. The American Orthotic and Prosthetic Association, Washington D.C. 1980.
- Redford, J. B.: *Orthotics etcetera*. Williams and Wilkins, Baltimore, 1946.
- Roswe, J. W.; Dyer, L.: *Care of the Orthopaedic Patient*. Blackwell Scientific, Publ Oxford 1977.
- Trotter, A.: *Manual of Mechanical Orthopaedics*. Charles C. Thomas Publ. Springfield Illinois, 1973.

Tobilleras ortopédicas | 16

Son ortesis indicadas para controlar y limitar la movilidad del tobillo: pueden ser de materiales distintos según el fin que se busque (tejidos elásticos, neopreno, termoplásticos, cuero moldeado, plásticos laminados, etc.). En ocasiones, las tobilleras pueden complementarse con elementos para aumentar su eficacia.

La sujeción del tobillo va desde 3 o 4 cm por encima de la articulación tibiotarsiana (supraastragalina) hasta la articulación tarsometatarsiana (Lisfranc) o las metatarsofalángicas. La inclusión del calcáneo variará mucho según el tipo de tobillera.

Lo indicado anteriormente hará que la acción de las tobilleras no se limite al tobillo, sino que se extienda a otras partes anatómicas también de capital importancia.

Otro factor importante que ha aumentado sus indicaciones es la aplicación en el mundo de la actividad física y el deporte.

En la sociedad actual, el número de personas que practican el deporte, ya sea de alto rendimiento o de tiempo libre, ha aumentado de forma muy importante, lo que ha provocado un aumento de las lesiones agudas, así como la aparición de toda una patología provocada por microtraumatismos (sobrecarga) que afectan las partes blandas que las superficies de las tobilleras recubren.

Es en esta área donde la utilización de las tobilleras es más frecuente, habiéndose desarrollado unas indicaciones como métodos terapéuticos y sobre todo de prevención, que pensamos justifican el desarrollo de nuestro capítulo en el mundo de la actividad física y el deporte.

La indicación de estas tobilleras estará condicionada por la patología que pensamos tratar o prevenir, pero al mismo tiempo por las solicitaciones que van a tener que soportar el tobillo y el pie según la actividad física que se realice (carrera, salto, golpeo de balón, etcétera).

Estas solicitaciones y las características anatómicas tendrán que tomarse más en cuenta, si cabe, en aquellos casos (quizá los más frecuentes) cuya principal función sea la de estabilizar una articulación determinada (la tibiotarsiana normalmente) en los casos de inestabilidad.

Recuerdo biomecánico del gesto deportivo en el pie

Antes de analizar el comportamiento del pie en el gesto deportivo debemos recordar que la articulación tibiotarsiana sólo participará en los movimientos de flexoextensión; la supinación y la pronación se realizan con las articulaciones del tarso anterior, tarsometatarsiana y subastragalina.

La abducción y la aducción se realizan gracias a la subastragalina, así como la rotación interna y externa es exclusiva del tobillo.

Los movimientos combinados inversión y evasión son el resultado de la combinación de los anteriormente mencionados. Inversión: extensión, supinación y aducción. Eversión: flexión, pronación y abducción.

También hemos de valorar en su justa medida la importancia de las estructuras capsuloligamentosas, sobre todo de los fascículos del ligamento lateral externo, así como las estructuras musculares, fundamentalmente el sistema aquileocalcáneo plantar.

Bonnel ha estudiado la biomecánica en función del gesto deportivo clasificándolo en cuatro grandes grupos:

- Desplazamientos rectilíneos sagitales.
- Desplazamientos laterales complejos.
- Desplazamientos verticales.
- Casos particulares.

Desplazamientos rectilíneos sagitales

- En la marcha (véase cap. 3 del volumen 2.1 de esta obra).
- En la carrera de fondo, la fase de apoyo global sobre toda la planta es seguida de una fase de propulsión en flexión plantar e inversión incompletas.
- En la carrera de velocidad, la fase de apoyo es anterior con participación esencial del arco externo. La flexión plantar en la propulsión debe ser total por razones de eficacia.

Desplazamientos laterales complejos

Se producen en aquellos deportes en los que se debe perseguir un balón o pelota que tiene desplazamientos irregulares (tenis, squash, badminton, fútbol, rugby). Todas las zonas articulares participan para poder asegurar unas máximas posibilidades de contacto con el suelo. Por ello es fundamental el trabajo de la musculatura extrínseca e intrínseca para evitar

lesiones. La propioceptividad y la exteroceptividad plantares deben funcionar al máximo sin verse alteradas por una relación calzado-suelo anómala.

Desplazamientos verticales

Todos los deportes de extensión incluyen estos desplazamientos. En general se pretende alcanzar una máxima altitud para una buena defensa o un buen ataque (balonvolea y baloncesto). Toda impulsión debe producir un componente vertical único.

Esto debe orientarse hacia la flexión plantar total con una supinación asociada a la extensión total de la rodilla y subtotal de la cadera.

Casos particulares

Deportes de combate, ciclismo, halterofilia, esquí y una larga lista que no vamos a analizar, si bien comentaremos que en muchos deportes se pueden combinar desplazamientos rectilíneos, laterales y verticales como situaciones muy particulares asociadas, por ejemplo: como golpeo de balón (con una hipersolicitación del tobillo y pie en flexión plantar y a veces en rotación interna) o bien toma de contacto de forma irregular con una supinación forzada que requiere estabilización de la tibiotalariana.

Indicaciones

- Esguinces de tobillo.
- Tendinitis.
- Como complemento en el postoperatorio, después de tratamientos quirúrgicos sobre los ligamentos



Figura 16.1

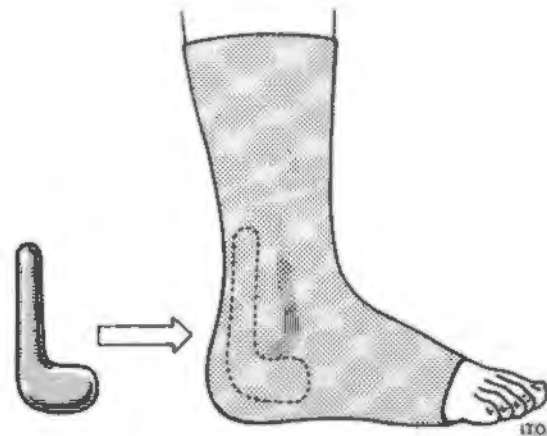


Figura 16.2

del tobillo, fracturas bimaléolares y lesiones osteocondrales del astrágalo.

– Como profilaxis cuando existen alteraciones estáticas del pie, especialmente en la práctica deportiva (p. ej., pies cavo-varos en el jugador de baloncesto).

– En el postoperatorio de la artrodesis de tobillo y en los retrasos de consolidación o fracasos de aquélla.

Pensamos que el criterio de aplicación de las tobilleras debería individualizarse teniendo en cuenta antecedentes lesionales, forma del pie, diagnóstico de la lesión a tratar o a prevenir, gesto deportivo a que va a someterse el pie, tipo de calzado, comodidad de adaptación al gesto deportivo que se deba realizar, etc.

Descripción de los aparatos

Tobillos básica. Se fabrica con materiales de diferentes texturas y características (elásticos en uno o dos sentidos, caucho sintético, etc.). Está indicada en esguinces banales y después del tratamiento ortopédico o quirúrgico de los esguinces más graves para prevenir la recidiva. Cuando existe una laxitud ligamentosa del tobillo. Especialmente indicada en la práctica deportiva (fig. 16.1). Algunos modelos van provistos de cremallera para facilitar su colocación.

Los tobilleras elásticas en algunos pacientes causan trastornos circulatorios por la compresión, especialmente en los que sufren una insuficiencia venosa crónica. En estos casos se han mostrado eficaces las tobilleras provistas de almohadillas de silicona que consiguen una buena distribución de la presión debido al alto grado de viscoelasticidad de estas almohadillas. Su colocación (sobre las depresiones mediolaterales

entre el tendón de Aquiles y los maléolos) hace que la presión se ejerza bien en esta zona y se alivie sobre los maléolos y el tendón de Aquiles. Durante la deambulación produce un efecto de masaje que favorece la circulación (fig. 16.2).

Tobillos con cincha de compresión regulable. Fabricada en caucho sintético (neopreno), lleva incorporada una cincha o banda que ayuda a mantener el talón en posición correcta, evitando la aparición de lesiones ligamentosas especialmente en aquellos casos en que la estática del pie (varo de talón) o la laxitud ligamentosa predispone a dichas lesiones (fig. 16.3).



Figura 16.3



Figura 16.4

Cuando se hace necesario un control más eficaz de la estabilidad mediolateral y anteroposterior de la articulación, son eficaces las tobilleras construidas con cuero de curtición natural, moldeadas sobre un positivo del tobillo. Para evitar una presión excesiva sobre los maléolos se practican unas ventanas en ellos que quedan cubiertas por el forro de gomaspuma de la ortesis. La acción de control anteroposterior la ejerce la cincha que parte de la porción anterior de la base, sube por ambos lados del pie, se cruza sobre el dorso de éste y, dirigiendo ambos extremos posteriormente por encima de los maléolos, vuelve a cruzarse para rodear totalmente el tercio inferior de la pierna. La ventaja del sistema consiste en que el propio usuario puede controlar el grado de sujeción que necesita (fig. 16.4).

Tobillera con flejes metálicos. Construida con tejido fuerte tipo lona, incorpora unos flejes laterales rígidos para la estabilidad medial y lateral, y otros anteriores para el control del cajón anterior. El cierre se realiza mediante cordones (fig. 16.5).

Creemos que se trata de una tobillera estabilizadora que presentará una mayor utilización en el futuro como tratamiento de las lesiones ligamentosas tipo I y en las inestabilidades crónicas no quirúrgicas, así como en la prevención de las lesiones capsuloligamentosas del tobillo en aquellos casos en que han sido intervenidos anteriormente o han presentado episodios de esguinces. Pensamos que jamás se debe usar una tobillera, ni incluso una bota alta, en los casos sin antecedentes.

Estas tobilleras tienen como función la sustitución del *taping* y, aunque no actúan por los mismos mecanismos, ya que no están aplicadas directamente a la piel y existe un micromovimiento entre la tobillera y el calcetín, y entre éste y la piel, presentan enormes ventajas, como la no alteración repetida de la piel (deben usarse no sólo en competición, sino en entrenamientos) y la de evitar la presencia de un técnico cualificado con una importante estructura de medios que permitan la realización del *taping* correcto antes de cada entreno y de cada partido, situación que pocos clubs y deportistas se pueden costear.

Tobillera de inmovilización. Existen algunos modelos para su aplicación inmediata que van desde debajo de la rodilla hasta el pie. Están construidas a base de poliuretano reforzado con nilón. Incorporan unas varillas de duroaluminio sobre la parte medial y lateral, desde la zona superior de la pierna hasta el final del pie



Figura 16.5. a. Tobillera con flejes metálicos. b. Tobillera estabilizadora aplicada sobre radiografía de tobillo.

que sirven para inmovilizar el tobillo. Tienen su aplicación principal para el traslado de traumatizados e inmovilización posquirúrgica (fig. 16.6).

También se construyen a medida con materiales plásticos de polietileno, polipropileno o laminado acrílico, pero siempre partiendo de un molde previo de la pierna-pie del paciente. Estos modelos permiten el uso del calzado normal y se indican en el postoperatorio de artrodesis del tobillo, en los retardos de consolidación o en el fracaso de las mismas (fig. 16.7).

Sin embargo, existen otras tobilleras (frío-calor, con material viscoelástico asociado, etc.), y creemos que la aplicación de nuevas tecnologías que permitan la mayor comprensión del gesto deportivo y sus repercusiones sobre el aparato locomotor, así como la aplicación de nuevos materiales, harán en un futuro próximo que la utilización de estas tobilleras evolucione hacia unos resultados y aplicaciones que actualmente no podemos imaginar.

Biomecánica

Pueden diferenciarse según su acción biomecánica en:

– *Efecto de compresión.* Ayuda a mantener un tono muscular adecuado y previene la aparición de distensiones bruscas; asimismo disminuye el dolor después



Figura 16.6

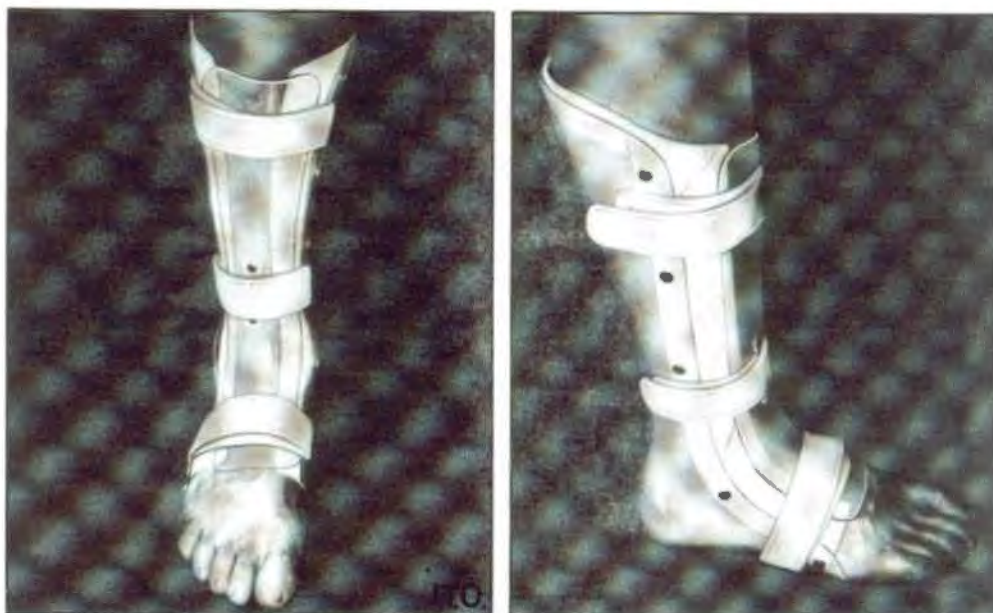


Figura 16.7

de un traumatismo por el efecto de compresión. Están construidas en material de tejido elástico o neopreno.

– *Reducir la amplitud de movimientos.* Especialmente el movimiento de inversión del pie, por ejemplo mediante una banda que ayuda a colocar el talón en su posición correcta, o las que evitan el cajón anterior mediante bandas cruzadas. En ambos casos, las bandas refuerzan la acción de los ligamentos. Según el material de construcción pueden realizar también los efectos debidos a la compresión.

– *Inmovilizar.* Proporcionan una envoltura rígida que evita el movimiento del tobillo. Las estructuras musculoesqueléticas chocan con las paredes de la ortesis frenando el movimiento. Para lograr una buena inmovilización es aconsejable que la ortesis llegue hasta debajo de la rodilla. La rigidez la confiere el material en el caso de los termoplásticos, o el refuerzo de varillas metálicas en las tobilleras semirígidas colocadas de forma que limiten los grados de movimiento.

Observaciones de uso

– Antes de colocarse una tobillera, el paciente ha de asegurarse que la zona a cubrir esté totalmente limpia y seca. Residuos orgánicos o de sudor pueden causar trastornos en la piel.

– Cuando la tobillera ha de cubrir una zona importante o en pacientes que precisan tallas grandes, será útil colocar modelos provistos de cremallera que facilitan su adaptación.

– Debe cuidarse que la tobillera de tejido elástico no ejerza más compresión de la necesaria, de lo contrario puede ser causa de trastornos circulatorios. Este extremo puede comprobarse, visualizando los dedos que se dejan libres para este fin.

– El neopreno en pieles sensibles puede provocar escozor. En estos casos es útil la colocación de una calceta de algodón bajo la ortesis y también asegurarse que la compresión no es excesiva.

– Por lo general estas prendas son lavables, lo que puede hacerse con agua ligeramente templada y jabones de composición neutra, secándolas sin exponerlas al sol.

– Cuando se utilizan tobilleras rígidas (de politeno, polipropileno o de plástico laminado), para poder deambular será necesario dotar al calzado de una suela en balancín para suplir la falta de movimiento del tobillo.

BIBLIOGRAFÍA

- Bonnel, F.; Deladonde, F.; Claustre, J.: "Le pied. Comportement mécanique et adaptation". *Microtraumatologie du Sport*. Masson, París, 1987.
- Coker, T.; Arnold, J.: "Sports injuries to the foot and ankle". *Disorders of the foot*, pág. 1573. Saunders, Filadelfia, 1982.
- Kouvalchouk, J. F.: "Cheville et arriere-pied". *Microtraumatologie du Sport*. Masson, París, 1987.
- Kulund, D. N.: *The injured athlete*. J.B. Lipincott Co., 1982.
- Mijares Grau, J. A.: *Lesiones de los ligamentos del tobillo*. Ed. Jims. Barcelona, 1986.
- Neiger, H.: "Les contentions adhesives". *Monographies de Bois-Jarris*. Masson, París, 1985.
- Peterson, L.; Prentstrom, P.: *Manuel du sportif blessé*. Vigot, 1986.

PRÓTESIS PARA LA EXTREMIDAD INFERIOR

Introducción

... Un poco de historia...

El 26 de enero de 1971, apareció en un periódico de la agencia *France Presse* la noticia de que unos arqueólogos rusos habían hallado el esqueleto de una mujer (2300 años a.C.) con un pie artificial. La prótesis era un pie de cabra que se había adaptado al muñón de la mujer mediante un encaje de contacto de la propia piel desecada del animal (fig. 1).

Probablemente, ésta sea una de las primeras prótesis de las que se tiene noticia.

El historiador griego Herodoto (484 años a.C.), relató la gesta de Mardonius, quien, prisionero de sus enemigos, se cortó el pie que le retenía una argolla y así pudo escapar. Más tarde se hizo construir un pie de madera y con él siguió al frente de sus tropas (fig. 2).

Podríamos aportar un sinfín de muestras que atestiguan la antigüedad de la utilización de piernas artificiales.

En el medioevo se utilizaba hierro en la fabricación de las prótesis, que eran realizadas por los maestros armeros que construían las armaduras de los caballeros (fig. 3). De aquella época datan las primeras articulaciones exoesqueléticas mecánicas que daban movimiento a la rodilla y al pie.

Ambroise Pare, médico francés del siglo XVI, construyó la primera prótesis (fig. 4) endoesquelética con la posibilidad de bloquear la articulación de la rodilla.

Estos sistemas fueron evolucionando en los siglos siguientes sin adelantos muy destacables.

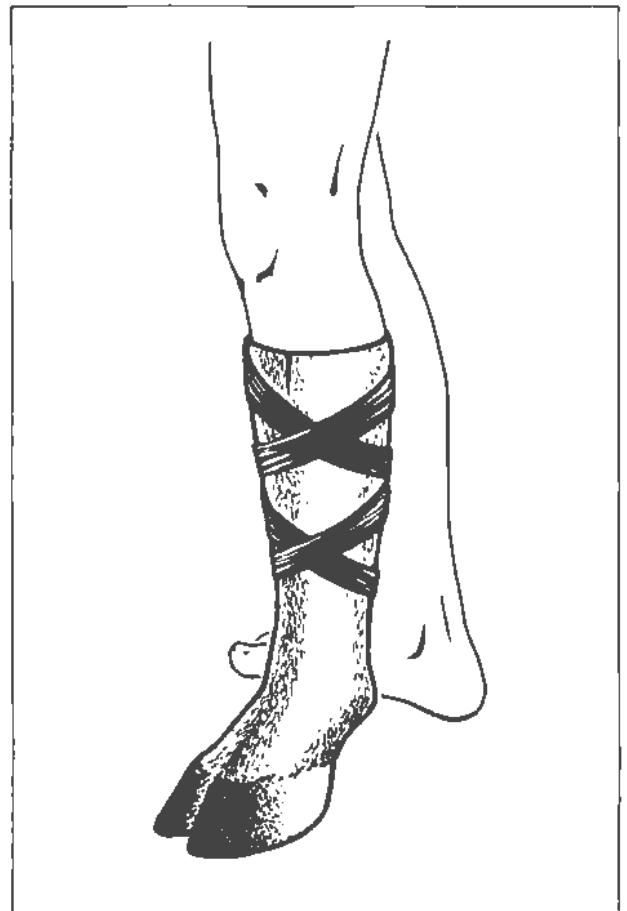


Figura 1

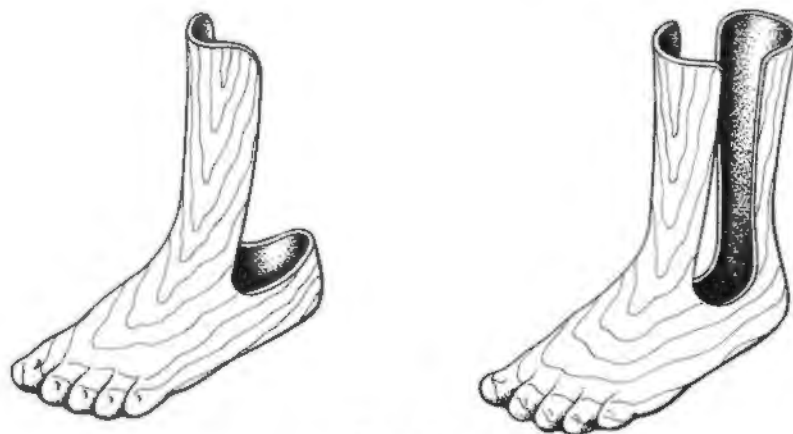


Figura 2

Las dos conflagraciones mundiales hicieron que los países que se vieron involucrados en ellas redoblaran sus esfuerzos de investigación en el campo de las prótesis para poder reincorporar a la sociedad los amputados de guerra.

Fruto de estas investigaciones son los sistemas actuales que, de año en año, se van perfeccionando (fig. 5), gracias a técnicas más precisas y a materiales más adecuados, que permiten ofrecer a los amputados prótesis más cómodas, estéticas y funcionales (fig. 6).



Figura 3. Prótesis femoral metálica exoesquelética del siglo XV. Museo Stilbert, Florencia.

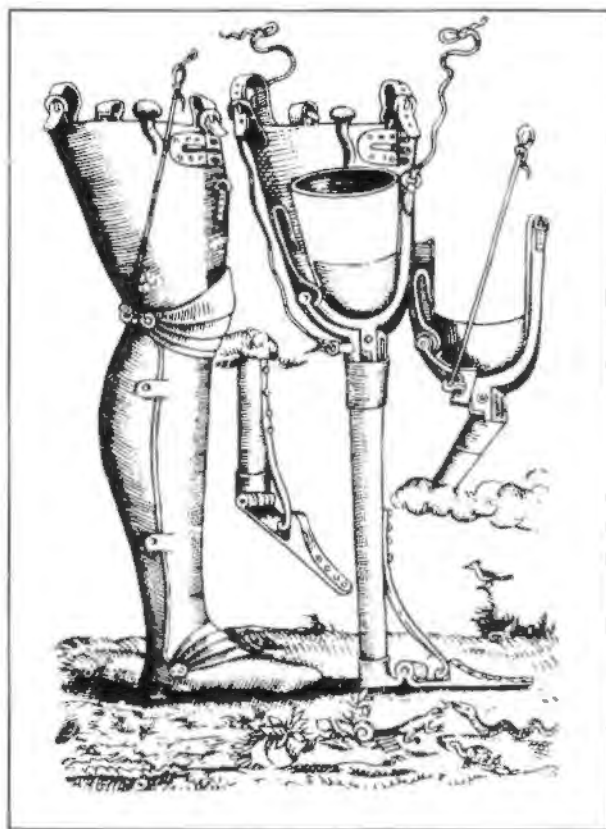
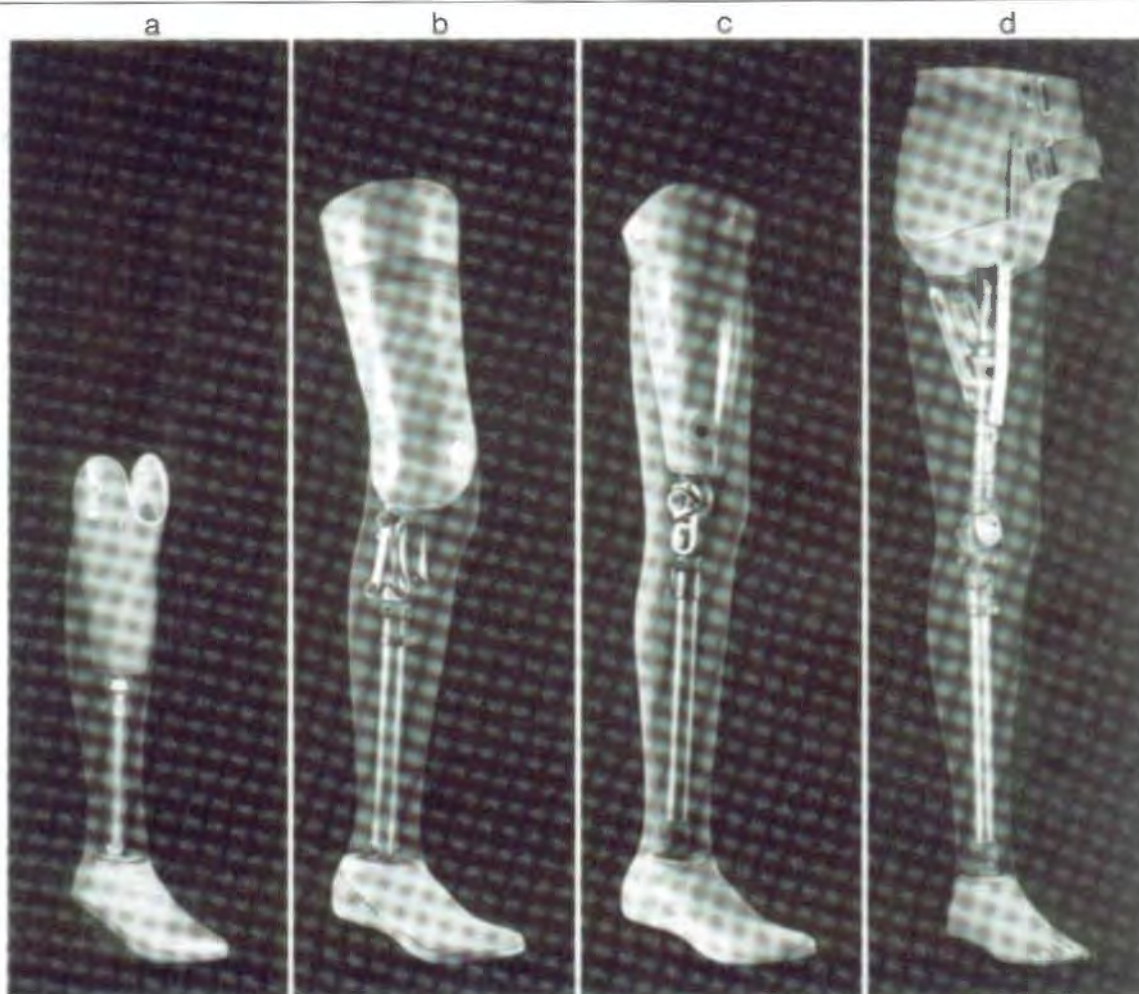


Figura 4. Prótesis metálica endoesquelética del siglo XVI, con articulación de rodilla, utilizada por las clases acomodadas



Reproducción autorizada (OTTO BOCK-IBERICA, S.A.)

Figura 5. Prótesis endoesqueléticas. **a.** Por debajo de la rodilla. **b.** Desarticulación de rodilla. **c.** Por encima de la rodilla. **d.** Desarticulación de cadera.

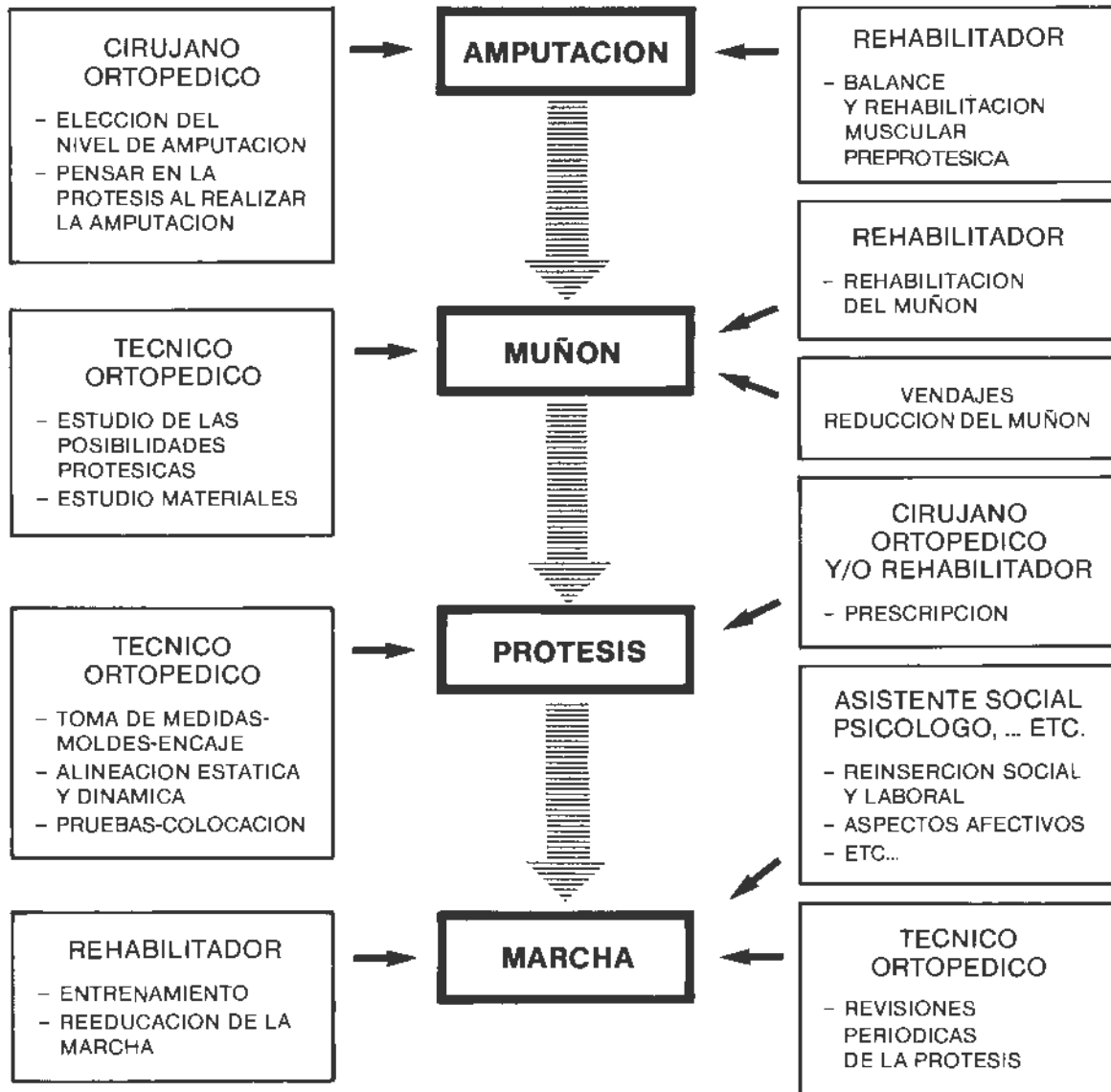


Figura 6

... Trabajo de un equipo...

La marcha de un amputado y su reinserción social y laboral es el objetivo final del grupo de profesionales que, trabajando en íntima colaboración, buscan que ello sea posible. En el cuadro sinóptico se detalla el papel que desempeña cada uno de estos profesionales: cirujano ortopédico, rehabilitador, técnico ortopédico, psicólogo, asistente social..., desde el momento de la amputación hasta el final del tratamiento.

Vamos a referirnos a continuación a una serie de términos, propios de la técnica ortopédica, que se pueden aplicar en general a todos los tipos de prótesis de extremidad inferior:



Encaje

Componente proximal de las prótesis, que sirve para alojar en su interior al muñón del miembro amputado. Según su forma puede ser: convencional, cuadrangular, de contacto total, de distancia mediolateral angosta, etc. Según su sistema de suspensión: convencional, de succión o combinado.

Sistema de suspensión

Es la forma de sujetar el muñón al encaje. Sirve para que la unión entre el muñón y la prótesis se mantenga durante la marcha.

Convencional. La suspensión convencional se realiza generalmente mediante tirantes o cinturones de diferentes tipos y materiales.

Succión. En este sistema, la suspensión se obtiene por la acción de vacío producido al extraer el aire residual, mediante una válvula, una vez introducido el muñón en el encaje.

Pie Sach

Conjunto terminal de la prótesis que imita la función anatómica de pie-tobillo. Consta de una parte central (quilla) rígida, de madera, una blanda de talón y un antepié flexible.

Alineación

Posición de los componentes protésicos de un miembro en relación con los tres planos. por ejemplo: encaje, tobillo-pie para una prótesis por debajo de la rodilla, o encaje, rodilla, tobillo-pie para una prótesis por encima de la rodilla

Alineación en banco. Alineación inicial teórica a, construir la prótesis.

Alineación dinámica. Modificaciones de la alineación teórica mientras se observan los defectos de la marcha del conjunto prótesis paciente.

Molde negativo

Se obtiene directamente vendando el muñón con vendas de escayola. Se conforma mediante la acción de presión sobre zonas blandas y descarga sobre relieves óseos prominentes y ciertos grupos musculares.

Molde positivo

Se obtiene llenando el negativo de escayola y modificándolo según determinadas reglas. Sirve para conformar el encaje de la prótesis.

Plástico laminado

De la familia de plásticos acrílicos. Se trabaja en estado líquido para adaptarlo a la forma del molde

positivo, y mediante un componente catalizador y la acción de la bomba de vacío se solidifica y adquiere el grado de resistencia adecuado combinándolo con calceas textiles, fibras de vidrio o carbono.

Prueba estática

Es la que se realiza al paciente para comprobar alineación, longitud, funcionalidad y comodidad en bipedestación.

Prueba dinámica

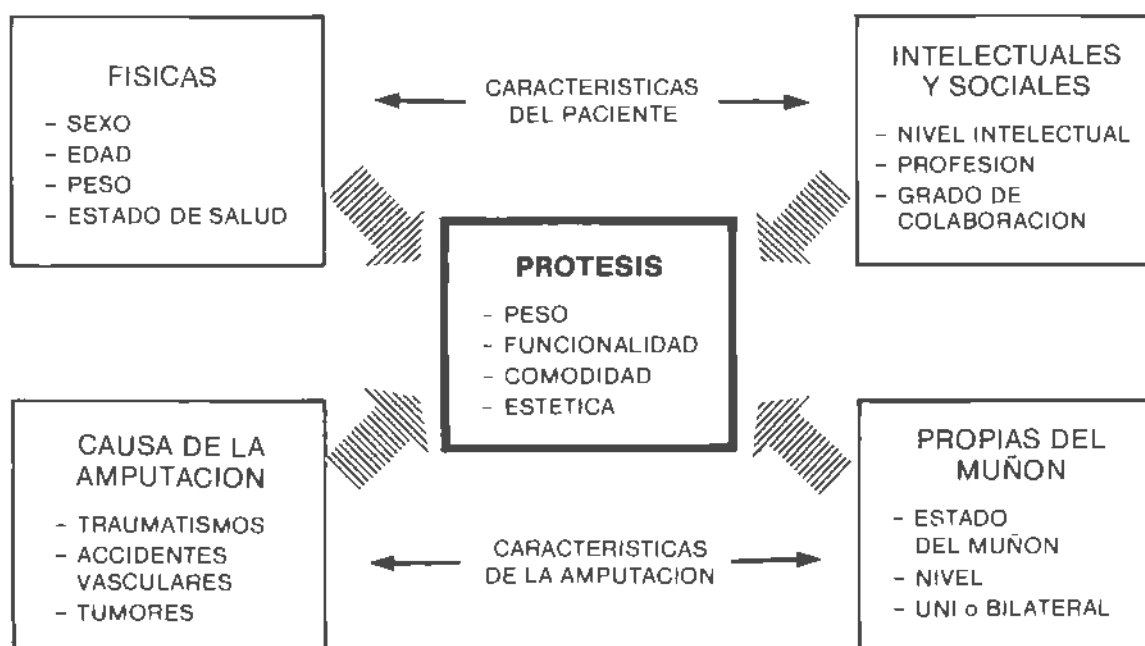
La que se realiza al paciente deambulando con la prótesis para observar los defectos de la marcha y corregirlos.

Chequeo final

Test final del buen resultado de la prótesis realizado por todo el equipo.

... ¿Cuál es la mejor prótesis?...

La prótesis más idónea está condicionada por las características de cada caso particular (véase cuadro):



Aspectos médicos de la protetización en la extremidad inferior

17

En los últimos tiempos se ha producido un cambio sustancial en el concepto de la amputación. Tradicionalmente se consideraba como el fracaso final e irreversible de todas las actuaciones médicas que se habían realizado sobre el paciente y se efectuaba con el exclusivo propósito de salvarle la vida. A partir de este momento, las actuaciones sobre el amputado quedaban fuera del ámbito de la medicina.

Actualmente, la amputación se considera como el inicio de un nuevo proceso que, con la creación plástica de un nuevo órgano que es el muñón, con ayuda de un elemento externo protésico y con un tratamiento del proceso de protetización, intentará recuperar las funciones perdidas. Este nuevo concepto ha surgido gracias a los cambios producidos en los diversos campos que inciden sobre el paciente durante todo el proceso.

Cirugía. Los avances en cirugía, fundamentalmente en la prolongación del acto quirúrgico, limpieza y mayor experiencia de resultados han contribuido a la consecución de muñones de características adecuadas.

Rehabilitación. El equipo de rehabilitación realiza una preparación preprotésica y un entrenamiento protésico.

Técnica ortopédica. El técnico ortopédico realiza la prótesis según principios biomecánicos científicos y bien estudiados.

Industria ortopédica. Pone al alcance del técnico ortopédico nuevos materiales y elementos prefabricados con mayor funcionalidad.

Todos ellos requieren una conjunción, interviniendo coordinadamente sobre el paciente como equipo interdisciplinario, para lograr las máximas posibilidades de éxito.

Los objetivos que se pretenden con el tratamiento desde el momento de la amputación hasta la fase final de la protetización son varios:

1. Obtener la bipedestación. Sin protetización sólo es posible lograr la monopedestación con apoyo manual, lo que condiciona que el paciente quede privado temporalmente del uso de sus extremidades superiores.

2. Realizar la marcha con apoyo bipodal lo más semejante posible a la marcha humana normal sin cojera.

3. Si las condiciones físicas del paciente y las características del muñón lo permiten, poder realizar carreras y saltos.

4. Restitución de la cosmética al recomponer la simetría corporal. Debe estar subordinada a la funcionalidad, teniendo en cuenta que la extremidad inferior habitualmente está cubierta por calzado y prendas de vestir. La característica cosmética más importante que puede tener una prótesis es la de permitir realizar una marcha correcta y armónica.

Existen dos elementos de importancia básica, que es necesario valorar ya que inciden fundamentalmente en el proceso de protetización, la adecuación del muñón y las condiciones generales del paciente.

1. El muñón, como órgano destinado a encajarse en la prótesis e impulsarla, debe reunir unas caracterís-

ticas específicas, que lo califican como adecuado para estas funciones. Entre estas características destacaremos:

- Nivel adecuado. No siempre el mejor muñón es el de mayor longitud. En ocasiones muñones más cortos obtienen después de la protetización resultados funcionales más satisfactorios que otros con nivel más distal.

- Muñón estable. Los grupos musculares que actúan sobre la articulación proximal deben equilibrarse entre sí, ya que de lo contrario el muñón se desviará indefectiblemente en actitudes viciosas, que dificultan o impiden la protetización.

- Conservación del balance articular de las articulaciones proximales al muñón.

- Potencia muscular óptima de la musculatura que actúa sobre las articulaciones proximales al muñón.

- Buen estado de la piel, con sensibilidad conservada, sin úlceras ni injertos cutáneos.

- Cicatriz correcta y en lugar adecuado.

- Mioplastia entre los grupos musculares antagonistas del muñón y mejor aún osteomioplastia con anclaje de inserción óseo.

- Biselado correcto de los segmentos óseos distales.

- Ausencia de neuromas de amputación superficiales y dolorosos.

- Buena circulación arterial y venosa, que evite la isquemia o la estasis sanguínea.

- Ausencia de edema en el muñón.

La presencia de una o varias circunstancias adversas en el muñón puede dificultar o incluso impedir la protetización, por lo que es muy importante que no se produzcan en el momento de la amputación, o bien que no se instauren durante el proceso de protetización.

2. Otros factores a tener en cuenta son las circunstancias particulares y los condicionamientos del paciente amputado a la hora de decidir la protetización:

- Edad. La edad avanzada no contraíndica *per se* la protetización, aunque sí la patología ocasional acompañante. Por otra parte, la protetización estará encaminada a dar seguridad en la marcha del anciano y funcionalidad en la del adulto.

- Sexo. Influye poco en el proceso de protetización, como máximo se puede destacar una mayor propensión en el sexo femenino a decidirse por una solución más cosmética.

- Lugar de residencia. La deambulación por terrenos accidentados obliga a elegir elementos protésicos diferentes a los que se escogen cuando se efectúa por terrenos llanos.

- Trabajo. El amputado que realiza un trabajo pesa-

do con grandes desplazamientos requiere una prótesis más resistente. Asimismo, determinadas profesiones requieren adaptaciones especiales.

Existe una serie de alteraciones concomitantes que pueden dificultar o impedir la protetización:

- Equilibrio. Es necesaria una equilibración aceptable para que la protetización sea funcional.

- Visión. El déficit o la ausencia de visión no contraíndica la protetización, aunque sí la dificulta.

- Neuropatías. Pueden dificultar o impedir la protetización por las alteraciones sensitivas superficiales y profundas, así como por los déficit musculares que produce.

- Cardiopatías e insuficiencia respiratoria. La marcha con prótesis exige siempre un sobregasto energético, que estos pacientes pueden no estar capacitados para efectuar.

- Estado de la otra extremidad inferior. Ésta puede presentar signos de isquemia, rigideces articulares, atrofas musculares, etc., que interferirán en la protetización.

- Deambulación previa a la protetización. Si el paciente no deambulaba o lo hacía de forma precaria, no se puede pretender que la protetización mejore esta situación.

- Amputación bilateral. Dificulta considerablemente la protetización.

En definitiva, la amputación y la protetización en la extremidad inferior tienen como factor importante, excluyendo acompañantes, la presencia o ausencia de la articulación de la rodilla funcional. No obstante, si las condiciones locales del muñón y generales del paciente son buenas, los resultados son satisfactorios, aun en el caso de niveles muy proximales, como es la desarticulación de cadera, ya que las exigencias biomecánicas de carga y marcha que realiza la extremidad inferior son relativamente simples.

BIBLIOGRAFÍA

- American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Atlas of Limb Prosthetics*. C.V. Mosby, Saint Louis, 1981.
- Burges, E. M., Romano, R.L.; Zetl, J.H.: *El tratamiento de las amputaciones de extremidad inferior*. Ed. Anto. Madrid, 1976.
- Grau, M.; Goig, J. R.; Camós, J. M.: *Prótesis para amputados por accidente laboral: el accidente del trabajo*, págs. 459-479. Ed. Jims. Barcelona, 1979.
- Huanu, W.: *Rehabilitación del amputado del miembro inferior*. Ed. Jims. Barcelona, 1985.
- Problemática de los amputados de la extremidad inferior*. Ed. Mapfre, Madrid, 1978.
- Trebes, G.: *Prótesis del miembro superior*. Ed. Toray. Barcelona, 1973.
- Vitali, M.: *Amputations and prostheses*. Bailliere Tindall. Londres, 1978.

Amputaciones del antepié | 18

Indicaciones

Podemos enumerar como causas de las amputaciones del antepié las mismas que las que en ocasiones nos obligarán a llevar a cabo resecciones más importantes o totales de dicha extremidad.

Así, citaremos las malformaciones congénitas que impidan un apoyo normal o la utilización de un zapato correcto, los traumatismos, los procesos vasculares, sobre todo en pacientes diabéticos, las infecciones, las neoplasias y las alteraciones biomecánicas constitucionales, evolutivas o iatrogénicas que impidan una deambulación indolora.

En nuestra experiencia, las amputaciones del antepié son, con mucho, las más frecuentes, sobre todo por la existencia de dos causas: en primer lugar, los procesos vasculares arteríticos tan a menudo presentes en pacientes diabéticos, y en segundo lugar, el gran número de traumatismos graves sobre la zona a la que hacemos referencia en trabajos de índole industrial en los que el aplastamiento del antepié no es infrecuente, ya sea por el abandono del calzado de seguridad, especialmente durante los meses más calurosos, o por el mal diseño de dicho calzado que contribuirá a ejercer un efecto de guillotina en el antepié.

Hemos de decir, sin embargo, que las amputaciones del antepié son bastante bien toleradas y que las posibles insuficiencias biomecánicas ocasionadas pueden paliarse mediante prótesis no muy complejas.

Principios básicos

Es innecesario recordar que una amputación, sea al nivel que fuere, es una intervención que reviste siempre una importancia que debemos tener presente, por lo que en todos los casos se adoptará la más rigurosa de las técnicas.

En el antepié, antes de llevar a cabo una amputación es necesario, sobre todo en aquellos casos en los que la indicación se deba a problemas vasculares, efectuar un estudio previo del estado circulatorio, el cual proporcionará el nivel de amputación más idóneo, no debiéndose, en estos casos, utilizar nunca la isquemia preventiva quirúrgica.

Considerando el pie como un sistema equilibrado de palancas, intentaremos mantener al máximo el equilibrio tendinoso, que permita una deambulación correcta suficiente, evitando deformidades secundarias, entre las cuales el equino es la más frecuente en las amputaciones del antepié.

Antes de efectuar la amputación, nunca se debe olvidar de pensar en la prótesis que tendrá que utilizar el paciente. Siempre es mejor una buena prótesis que una amputación económica.

Digamos, por último, que el nivel de resección siempre estará condicionado por la posibilidad de que el muñón quede recubierto a nivel de su apoyo, con piel plantar, única capaz de soportar las sollicitaciones del peso corporal.

Amputación de los dedos

Con frecuencia se observan amputaciones digitales anárquicas que lógicamente han sido condicionadas por una patología localizada que ha hecho precisa la indicación de dicha amputación.

Evidentemente, un paciente al que se le debe resear un dedo preferirá que no se le amputen los restantes siempre y cuando los trastornos posteriores no le obliguen a pensar lo contrario. Hemos de afirmar, sin embargo, que consideramos mejor efectuar una correcta amputación transmetatarsiana antes que dejar dedos no funcionales, rígidos, deformes y dolorosos.

La amputación del dedo gordo es la más invalidante, ya que dificulta el buen desarrollo en la fase de despegue del paso, condicionando la varización del pie y originando la sobrecarga de las cabezas metatarsales de los restantes radios.

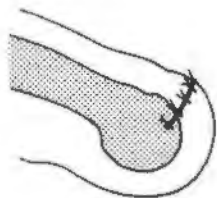
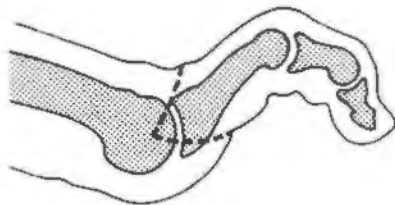


Figura 18.1



Figura 18.2

Las amputaciones de los dedos medios provocan indefectiblemente la desviación de los dedos laterales y, en caso de tratarse del segundo y tercero, la desviación del primero en valgo.

Asimismo, la falta de un dedo implica una desprotección biomecánica del apoyo capital metatarsiano en la fase de despegue, con lo cual la hipertensión metatarsal, en ocasiones, se hace intolerable y obliga a efectuar la resección del radio completo, como veremos más adelante.

Técnica quirúrgica

Se efectuarán valvas dorsales y plantares, intentando conseguir siempre un mayor colgajo inferior para que la cicatriz quede en el dorso (figs. 18.1 y 18.2).

En caso de ser necesaria la amputación de todos los dedos, hemos comprobado que puede conseguirse prácticamente una marcha casi normal siempre y cuando ésta sea lenta.

Amputación transmetatarsiana

En el contexto global de las amputaciones del pie, este nivel de amputación está considerado, por la mayoría de autores, como uno de los más idóneos, ya que, como es evidente, conserva la longitud del miembro inferior y, desde el punto de vista biomecánico, no queda comprometida en exceso la función de despegue durante la marcha.

Como en el resto de amputaciones en el antepié, se podrá utilizar en lesiones vasculares graves –indicación esencial– así como en lesiones traumáticas o tumorales.

Técnica quirúrgica

Nunca se insistirá demasiado sobre la necesidad de utilizar una técnica rigurosa, sobre todo en los casos en que la indicación se deba a un trastorno vascular. En estas ocasiones no se empleará la isquemia preventiva.

Las incisiones de piel permitirán conseguir un colgajo plantar largo y uno dorsal corto, intentando conservar hasta el final de la operación toda la piel disponible en buen estado, efectuando después, si es preciso, alguna resección a demanda. La incisión dorsal se

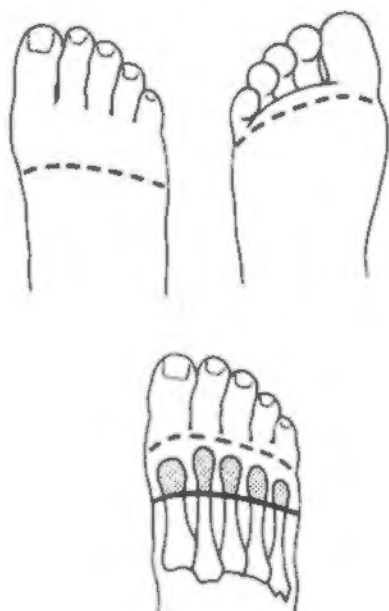


Figura 18.3



Figura 18.4

iniciará a nivel de la cara anterointerna y casi a nivel de la amputación, incurvándola discretamente hacia la parte externa, en donde finalizará. El colgajo plantar, que deberá incluir tejido celular y si es posible alguna capa de musculatura plantar, se realizará de forma curvilínea, de convexidad distal, por delante de las cabezas metatarsales, con lo que se obtiene un largo colgajo.

Una vez rebatidas ambas lengüetas cutáneas, se seccionan los elementos musculotendinosos a un nivel más posterior en relación con los bordes de los colgajos cutáneos. Después de ligar los vasos se seccionan los nervios, puestos previamente a tensión para permitir su posterior retracción.

Algunos autores recomiendan en el tiempo tendinoso no contentarse con la simple sección de los tendones extensores, sino efectuar una reinserción cuidadosa de ellos a nivel de los metatarsianos, para conservar al máximo la potencia extensora del muñón.

A continuación se lleva a cabo la sección ósea, cuyo plano de corte pasará por las diáfisis metatarsales, de forma discretamente oblicua de adentro afuera, para conseguir una perfecta alineación metatarsal tipo *index plus minus* ($1 = 2 > 3 > 4 > 5$), evitando salientes plantares que podrían ser la causa de hiperpresiones e hiperqueratosis posteriores a nivel del muñón (figs. 18.3 y 18.4).

Finalmente, después de efectuar una hemostasia cuidadosa, se rebate la piel plantar hacia arriba afrontándola al colgajo dorsal con algún punto subcutáneo, y se concluye la intervención con una sutura de piel cuidadosa, atraumática y evitando siempre su tensión (fig. 18.5).

En ocasiones es aconsejable utilizar un drenaje aspirativo tipo redón.

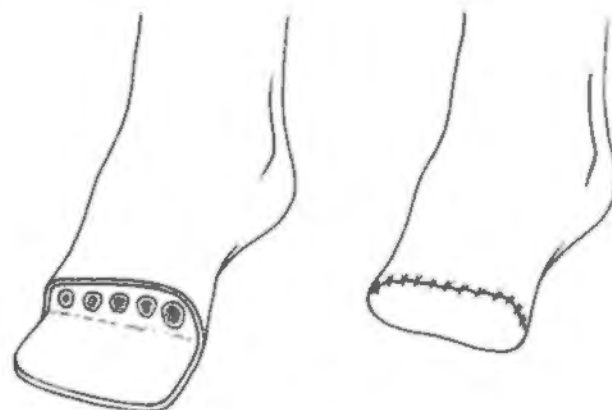


Figura 18.5

Amputación o desarticulación de Lisfranc

En nuestra opinión, sigue siendo una buena intervención, a pesar del rechazo de algunos autores que afirman que de forma indefectible se produce al poco tiempo una deformidad en equino del muñón.

Sin embargo, si utilizamos una estricta técnica quirúrgica y conseguimos conservar una buena piel plantar, es posible emplearla evitando resecciones más invalidantes.

Técnica quirúrgica

La intervención se realizará en decúbito supino, evitando la isquemia.

La incisión cutánea debe conservar toda la piel sana que sea posible. Se dibujarán dos valvas, una superior y otra inferior, de forma tal que quede un amplio colgajo plantar. Mediante una desperiostización cuidadosa se intentará conservar la irrigación cutánea hasta el nivel de amputación, resiguiéndose a continuación la interlínea de Lisfranc que presenta un trazado irregular. Ésta se visualiza con más claridad forzando el equinismo del pie, al mismo tiempo que se secciona todo el sistema ligamentoso de dicha articulación, llegando finalmente a llevar a cabo la resección ósea.

Una vez identificados los nervios, se seccionarán lo más proximalmente posible para alejarlos de la cicatriz, dejándolos rodeados de tejidos blandos, lo que evitará la aparición de neuromas de amputación dolo-



Figura 18.6

rosos. De forma paliativa y para conseguir al máximo mantener el equilibrio funcional del muñón, deben suturarse los tendones extensores a los músculos de la planta, reinsertando las fibras metatarsianas del tibial anterior sobre la primera cuña; del mismo modo se efectúa una tenodesis transcuboidea con el tendón del peroneo lateral corto que queda libre por la extirpación del quinto metatarsiano. Esta re inserción evita la desviación del retropié en varo (fig. 18.6).

La sutura cutánea se iniciará en el centro de la herida, y el muñón se inmovilizará con una botina escayolada que lo mantendrá en posición funcional durante 2 o 3 semanas para evitar el equinismo; transcurrido este tiempo, se retirarán los puntos, dado que la cicatrización frecuentemente es dificultosa (fig. 18.7).

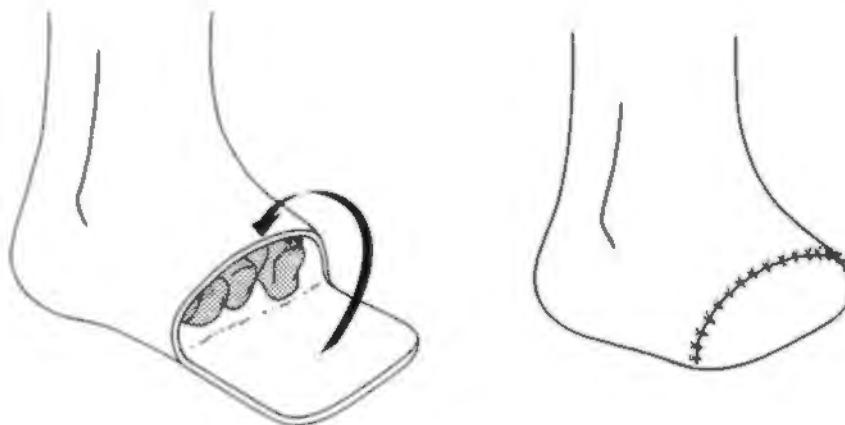


Figura 18.7

Amputación de un radio

Creemos que es útil recordar aquí la idea de A. Viladot según la cual la amputación de un dedo aislado da mal resultado, al igual que la amputación de un metatarsiano. Por el contrario, la resección completa de todo un radio, es decir el segmento del pie constituido por un metatarsiano y el dedo correspondiente, es útil y proporciona un buen efecto biomecánico (fig. 18.8).

Indicaciones

– *Malformaciones congénitas:* En los casos de pie hendido o en las hipoplasias congénitas de un metatarsiano, existe un desequilibrio en el apoyo del antepié que conlleva una metatarsalgia por sobrecarga de los radios vecinos. En estos casos el tratamiento quirúrgico persigue dos objetivos. En primer lugar, regularizar el apoyo metatarsal y, en segundo lugar, mejorar la cosmética del pie que permitirá el uso de un calzado normal. Para ello, una vez extirpado el segmento patológico, realizaremos una sutura tal que consiga aproximar los radios vecinos cerrando todo el antepié. Recordemos aquí que la falta de un metatar-

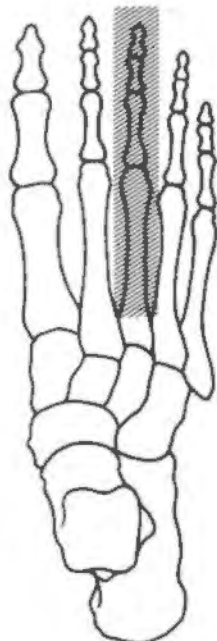


Figura 18.8



a



b

Figura 18.9. Ectrodactilia. a. Preoperatorio. b. Postoperatorio.

siano, si la alineación de los restantes es correcta, tanto en el plano frontal como en el horizontal, representa una sobrecarga mínima de los metatarsianos restantes, ya que el radio extirpado sólo soporta una sexta parte de la carga que recibe el antepié (fig. 18.9 a y b).

– *Lesiones de partes blandas:* En este apartado se incluyen todas aquellas lesiones cutáneas que afectan de forma importante la superficie de apoyo metatarsal. Entre ellas destacan la radiodermatitis, el mal perforante plantar y los tumores de partes blandas.

En estos casos, el objetivo primordial del tratamiento quirúrgico es la resección completa de las partes blandas afectadas, junto con el radio correspondiente. Una vez finalizada la sutura deberá existir una buena almohadilla plantar que permita el correcto apoyo metatarsal (fig. 18.10 a y b).



Figura 18.10. Mal perforante plantar. a. Preoperatorio. b. Postoperatorio.



Figura 18.11

– *Lesiones osteoarticulares*: Incluimos en este grupo aquellas afecciones tumorales o infecciosas que afectan a solo radio del pie y que obligan a su extirpación.

Técnica quirúrgica

Está condicionada por el estado de la piel de la planta del pie.

En los casos en que la planta del pie se encuentra ulcerada empleamos la técnica de Dickson, en la cual se realiza una amplia incisión elíptica que, bordeando la úlcera, se prolonga hacia delante hasta los pliegues interdigitales del dedo correspondiente, ascendiendo en sentido proximal unos 2,5 cm sobre el dorso del pie. A continuación se disecciona el metatarsiano de las estructuras que lo bordean y se seccionan los tendones del dedo correspondiente. Se ligan los vasos metatarsales

y se procede a la extirpación del radio a unos 2 cm de su base, no alterando así el equilibrio de la articulación de Lisfranc (fig. 18.11).

Finalizaremos la intervención pasando unos puntos de sutura entre los metatarsianos y las cápsulas metatarsofalángicas adyacentes, para aproximar entre sí los metatarsianos restantes y cerrar todo el antepié.

En los casos en que la piel de la planta del pie se encuentra en buen estado, la incisión se efectuará a la inversa. Realizaremos una amplia incisión longitudinal en el dorso del pie, partiendo de la base del metatarsiano, siguiendo hacia delante hasta los pliegues interdigitales del dedo afecto y descendiendo plantarmente unos 2 cm. Una vez liberado el metatarsiano, la intervención prosigue como en el caso anterior.

Con esta técnica se obtienen buenos resultados, tanto desde el punto de vista funcional como cosmético.

BIBLIOGRAFÍA

- Campbell, W. C.; Crenshaw, A. H.: *Cirugía Ortopédica*, Ed. Intermédica. Buenos Aires, 1967.
- Delagoutte, J. P.; Mainard, D.; Reynier, A.: "L'amputation transmetatarsienne". *Médecine et Chirurgie du Pied*, n.º 1, París, 1988.
- Dickson, J. A.: "Surgical treatment of intractable plantar warts". *J. Bone Joint Surg.* 30-A: 757, 1948.
- Lelièvre, J.; Lelièvre, J. F.: *Patología del pie*. Ed. Toray-Masson, Barcelona, 1982.
- Pedersen, H. E.; Day, A. J.: "The transmetatarsal amputation in peripheral vascular disease". *J. Bone Joint Surg.* 36-A: 1.190, 1954.
- Schwindt, Ch. D.; Lulloff, R. S.; Rogers, J. C.: "Transmetatarsal amputations". *Orthop. Clin. North America*, IV, 1, 31, 1973.
- Viladot, A.: *Patología del antepié*. Ed. Toray, Barcelona, 1975.
- Viladot, A.: "Amputaciones a nivel del pie". *Problemática de los amputados de la extremidad inferior*. Ed. Mapfre, Madrid, 1978.
- Viladot, R.; González-Casanova, J. C.; Casado, L.: "Résection d'un rayon du pied". *Med. Chir. Pied*, 5, 1, 39-41, 1989.

Amputaciones del retropié | 19

Indicaciones

Podríamos decir que las indicaciones de amputación a nivel de retropié son las etiologías usuales que hacen necesaria una exéresis del pie y en las que no es posible conservar la articulación de Lisfranc, o inclusive, una porción de los metatarsianos.

Por orden de frecuencia, los más importantes son los trastornos de origen vascular y nervioso, los procesos infecciosos graves, los traumatismos con graves lesiones de partes blandas y, en menor medida, los procesos tumorales o las malformaciones congénitas, como indicación excepcional.

Los progresos en la terapéutica farmacológica y en las técnicas actuales de osteosíntesis interna y fijación externa, así como los avances técnicos de la cirugía vascular, han reducido enormemente la necesidad de practicar este tipo de intervenciones.

Por otra parte, las modernas técnicas de exploración (termografía, angiografía, aplicación de isótopos, etc.) permiten una delimitación muy precisa de la región del pie que podemos considerar insalvable. Ello reviste importancia porque el cirujano debe, salvo casos excepcionales, adoptar una actitud expectante antes de tomar la decisión de practicar una amputación e intentar conservar la mayor longitud posible de la extremidad.

Podríamos decir como resumen que la amputación debe considerarse como el último recurso a plantearse y que a nivel del retropié como norma general sólo debe realizarse cuando no exista otra alternativa.

Normas generales de actuación

El cirujano nunca debe olvidar que su obligación es dejar un muñón funcional y con posibilidades de una buena protetización. No se trata de conservar la mayor longitud posible, sino de que a la parte de extremidad conservada pueda adaptarse una prótesis y que, con ella, el individuo pueda hacer una vida independiente.

Debe plantearse siempre, antes del acto quirúrgico, un intercambio de pareceres con el médico rehabilitador y el técnico protésico para armonizar los criterios.

Los objetivos básicos que debe alcanzar el cirujano al realizar la intervención son los siguientes:

1. Trazar un buen colgajo cutáneo, en el que la conservación de la piel plantar es fundamental, ya que con ella debe cubrir la porción anterodistal del muñón.
2. Respetar la irrigación y la inervación de las partes blandas, haciendo un correcto tratamiento quirúrgico de los nervios para no dejar neuromas cicatrizales.
3. Conocer la biomecánica del pie y, por tanto, no olvidar el predominio de la musculatura flexora sobre la extensora. Contar, además, que en las amputaciones del retropié el muñón tendrá un brazo de palanca muy corto. Por ello deberán plantearse como tiempo complementario, en algunos casos, intervenciones de bloqueo de la articulación tibioperoneoastragalina.
4. El muñón no debe plantear dificultades importantes para su protetización. Para ello, además de los puntos anteriores, se deberán cubrir suficientemente, pero sin exceso, las prominencias óseas, con los tejidos blandos.

Hay otra serie de objetivos y cuidados que, podríamos decir, son comunes a toda la cirugía de exéresis de las extremidades. Pero en las amputaciones del retro-pié, los enunciados antes citados son los fundamentales y, desgraciadamente, con frecuencia olvidados.

Técnicas más usuales

Desarticulación de Chopart

La desarticulación a nivel de la articulación de Chopart, como técnica aislada, es una mala intervención, ya que tras su realización se plantean problemas importantes.

Debido al predominio del tríceps sobre la musculatura dorsiflexora del pie y al corto brazo de palanca que queda, el muñón evoluciona siempre hacia un equino, dejando la zona de cierre como apoyo. Esto conlleva la existencia de un muñón difícilmente protejizable, doloroso y que dificulta la marcha.

Todos los numerosos procedimientos ideados de suturas tendinosas, transposición de dorsiflexores, debilitamiento del tríceps, etc., no sirven absolutamente para nada.

Por ello tenemos que plantearnos con frecuencia, como tiempo complementario, la artrodesis tibioastragalina, para obtener un pie con apoyo correcto y funcional. Ésta es la gran diferencia de esta técnica con amputaciones más distales del pie. Si tenemos que realizar la desarticulación a este nivel debemos perder la movilidad del tobillo y, además, necesitamos un mayor tiempo quirúrgico para realizar la artrodesis.

Los detalles técnicos fundamentales son:

1. Las incisiones cutáneas deben plantearse con el objetivo de conseguir un gran colgajo plantar que después cubra toda la porción anterior del muñón. El límite distal de este colgajo debe llegar a la zona media metatarsal.

2. Deben conservarse cuidadosamente los vasos y nervios que irrigan y dan sensibilidad al colgajo plantar.

3. Hay que calcular una longitud suficiente de musculatura plantar para suturarla a la aponeurosis dorsal y así cubrir bien las superficies articulares. La longitud es prácticamente similar al colgajo cutáneo.

4. Realizar la artrodesis del tobillo en posición funcional que permita un apoyo del muñón paralelo al suelo. Hay quien bloquea también la subastragalina, procedimiento que nosotros no realizamos.

Respecto a la técnica a emplear en la artrodesis del tobillo, hemos usado el bloqueo anterior con injerto

deslizante de tibia o la técnica de Adams con bloqueo peroneal. Sin embargo, aunque pueda suponer un obstáculo para la protetización precoz del amputado, nos parece preferible y más seguro usar un fijador externo de Charnley. Con ello nunca se nos han planteado problemas de consolidación.

El muñón que se obtiene tiene una disimetría mínima y permite un perfecto apoyo plantar.

Desarticulación de Ricard (fig. 19.1)

Esta técnica es considerada por algunos como una alternativa a la de Chopart, sobre todo en aquellos casos en que la piel plantar es escasa y hay problemas de cubrimiento de los tejidos blandos.

Realmente es una astragalectomía combinada con una desarticulación a nivel del Chopart, lo cual dificulta su realización.

Cuando existan dificultades de cierre del muñón, puede asociarse una resección parcial del polo anterior del calcáneo.

Como técnica aislada nos parece una mala técnica, pues el calcáneo aislado en la porción distal del muñón se coloca en equino. Igualmente puede asociarse un varo o un valgo. Por ello, si queremos tener un muñón funcional debe asociarse siempre una artrodesis tibioalcánea.

Desarticulación subastragalina

Para nosotros no tiene indicación alguna, pues es preferible realizar una amputación de Syme. Es una técnica que nunca hemos empleado.

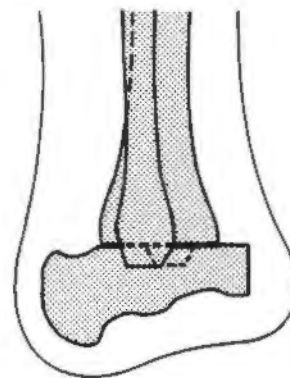


Figura 19.1. Desarticulación de Ricard.

Realizar una desarticulación dejando el astrágalo unido a la mortaja es complicar excesivamente las cosas, para ganar unos centímetros de muñón.

La teórica ganancia en longitud se pierde por las dificultades de protetización y por los problemas que plantea el astrágalo en la porción distal del muñón.

Por otra parte, aun conservando la piel del talón, siempre hay problemas para almohadillar bien la porción anterior del muñón.

Amputación de Syme

La amputación completa del pie, según la técnica descrita por Syme, es una intervención que, bien realizada, permite un buen resultado. Nosotros la preferimos claramente a las desarticulaciones tipo Ricard o subastragalina e, inclusive, a las técnicas osteoplásticas que describiremos a continuación.

En nuestro criterio siempre que no sea posible una desarticulación de Chopart, es preferible efectuar la de Syme, por los siguientes motivos:

1. Es técnicamente más fácil.
2. Se obtiene un buen muñón con un perfecto almohadillado.
3. Al evitarse tiempos complementarios (artrodesis, osteosíntesis) permite una rehabilitación y una protetización más precoces.
4. Aunque con claudicación, debido a la disimetría, permite la marcha sin prótesis.

Todas estas razones válidas en el adulto, son extensivas a los niños en período de crecimiento, en los que debe indicarse esta técnica claramente, cuando sea preciso realizar la exéresis del pie.

Los detalles técnicos fundamentales deben ser observados cuidadosamente.

1. Debe trazarse bien el colgajo cutáneo pensando que la piel del talón debe servir de apoyo distal y anterior al muñón conservando su tejido graso. El trazado del colgajo debe ser aproximadamente a nivel de la interlínea de Chopart.

2. Debe aprovecharse bien y conservarse la porción distal del tendón de Aquiles, disecando el calcáneo subperióticamente, para cubrir con estos tejidos la superficie cruenta de la tibia y del peroné. Hay que realizar una buena sutura de los tendones anteriores y posteriores.

3. La sección de la tibia y del peroné debe hacerse inmediatamente por encima de los maléolos, conservando si es posible una parte de la sindesmosis tibioperonea, y valorando las angulaciones preexistentes de tibia y peroné, para dar la inclinación precisa a la línea

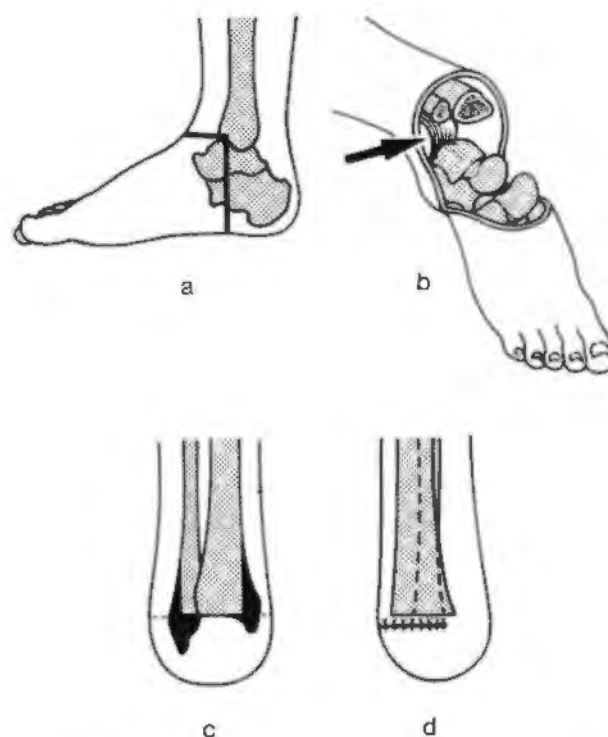


Figura 19.2. Amputación de Syme. Técnica quirúrgica. a) Incisión de la piel. b) En este tiempo es importante respetar el tendón de Aquiles. c) La resección ósea puede complementarse lateral y medialmente. d) Situación de la cicatriz operatoria.

de sección, con el objeto de dejar una superficie paralela al suelo con el sujeto en bipedestación.

4. La sutura de partes blandas es importante, ya que no debe dejarse un muñón excesivamente laxo con demasiados tejidos blandos. Para ello, en el momento del cierre se reseca la piel sobrante. No debe uno esforzarse en reseca los pliegues de piel sobrante en los ángulos de la herida. Éste es un error en el que se cae con frecuencia.

Si se cuidan los puntos señalados anteriormente se obtiene un muñón funcional, que aunque deja una disimetría de unos 5 cm, permite una adaptación protésica sin problemas.

Amputaciones osteoplásticas

En principio debemos decir que son técnicas poco empleadas, por su complejidad y por las dificultades que conlleva mantener una buena unión de los fragmentos y obtener su consolidación.

Desde nuestro punto de vista, nos parece mejor la amputación de Syme, ya que la ganancia mínima en la longitud del muñón no compensa las dificultades de la técnica y la demora necesaria para la protetización.

La más conocida es la técnica de Pirogoff, cuya realización es similar a la de Syme, pero dejando una porción posterior del calcáneo que se une a la zona cruenta de la tibia, realizando las secciones de la tibia y del calcáneo perpendiculares entre sí.

Existe la variante descrita por Sedillot, en la cual las secciones de la tibia y del calcáneo son oblicuas, a la que nosotros, personalmente, no le encontramos ventajas.

El punto básico en ambas técnicas es obtener una buena coaptación de ambas extremidades óseas y, además, lograr después una perfecta osteosíntesis. Cuando hemos realizado la técnica, nosotros emplea-

mos dos tornillos cruzados para sintetizar los fragmentos.

Los trazados de colgajos cutáneos, el cuidado de las partes blandas y su sutura son idénticos a los descritos en la técnica de Syme.

Nosotros hemos abandonado el Pirogoff y actualmente sólo empleamos la amputación de Syme.

BIBLIOGRAFÍA

- Arandes, A. R., Viladot Pené, A.: *Clinica y tratamientos de las enfermedades del pie*. Ed. Científico Médica, Barcelona, 1956.
- Campbell, W. C., Cronshaw, A. H.: *Cirugía ortopédica*. Ed. Inter-Médica, Buenos Aires, 1967.
- Lelièvre, J.: *Patología del pie*. Ed. Toray Masson, Barcelona, 1976.
- Vasconcelos, I.: *Modern Methods of Amputation*. Philosophical Library, Nueva York, 1945.
- Weinstein F.: *Podología*. Ed. Salvat, Barcelona, 1970.

Prótesis del pie | 20

El pie humano puede considerarse como un juego de palancas equilibrado. Dicho equilibrio se rompe cuando se practica una amputación.

Según el nivel de la amputación, el desequilibrio será de mayor o menor importancia.

La prótesis tiene por misión reequilibrar el pie y compensar de manera funcional el segmento amputado.

Vamos a comentar las posibilidades protésicas para las amputaciones del pie a los siguientes niveles: dedos, transmetatarsiana, articulación de Chopart y Syme.

Prótesis para las amputaciones de los dedos

Las amputaciones pueden ser totales o parciales y abarcar uno o varios dedos. Reviste especial importancia la amputación del dedo gordo del pie por los trastornos que origina durante la marcha.

Prótesis para las amputaciones parciales o totales de uno o varios dedos, excluido el primero

Prótesis de relleno

Tienen por objeto rellenar el espacio del dedo o dedos que faltan, con el fin de evitar las desviaciones secundarias de los restantes.

Se construyen de diferentes materiales elásticos y flexibles, como silicona, gomaspuma, etc. (fig. 20.1).

Plantilla flexible con relleno

Además de la función de relleno, tiene por misión descargar el metatarsiano que se halla sometido a mayor sollicitación mecánica por la falta del dedo correspondiente.

Se construye con una base de material plástico o sintético, de consistencia semirrígida, sobre la que se incorporan los elementos complementarios que determinan la posición del muñón y el relleno del espacio de los dedos amputados, como por ejemplo, cuña pronadora del muñón, barra o corazón metatarsal y relleno anterior.

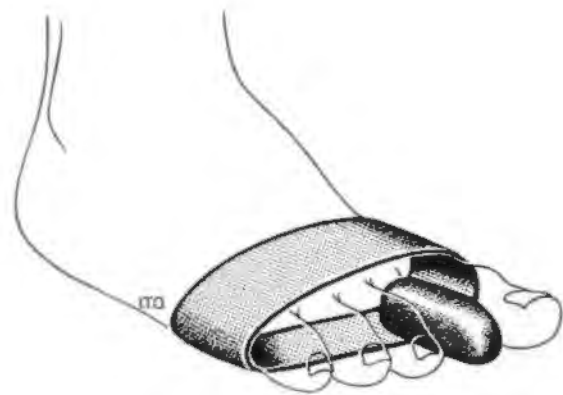


Figura 20.1

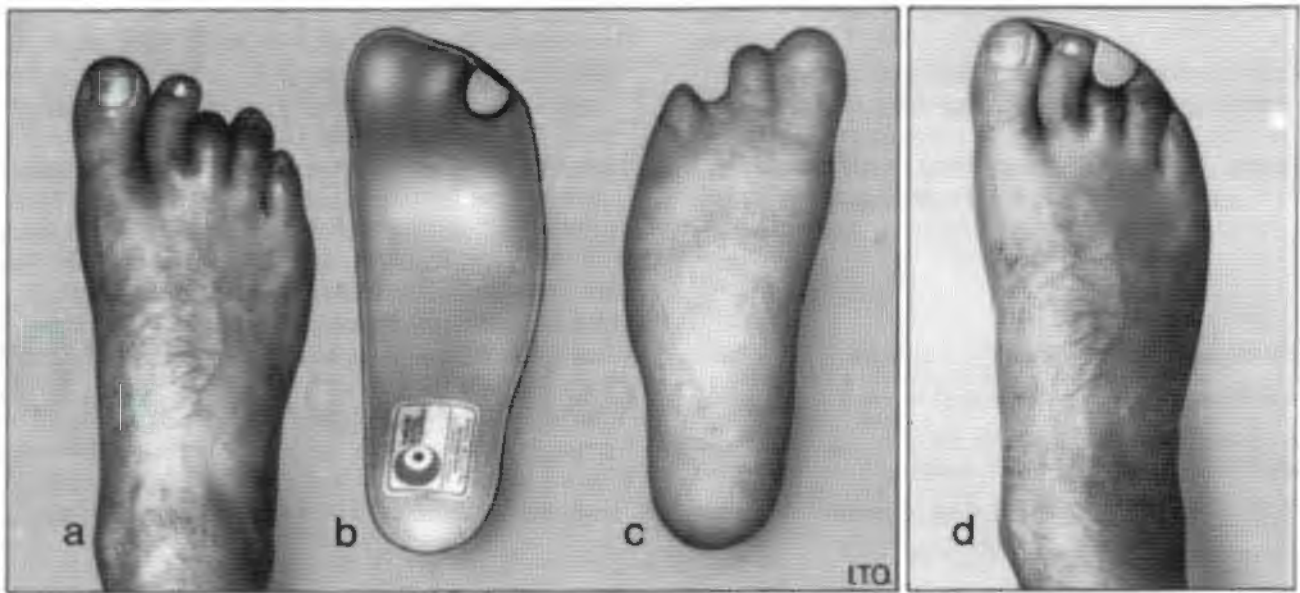


Figura 20.2. a. Amputación parcial del 3.º dedo. b. Plantilla flexible con relleno. c. Molde para confección de la misma. d. Plantilla colocada.

Otra variante, que actualmente utilizamos, es la que se construye sobre un molde a partir de una huella del pie que se ha obtenido cargando adecuadamente éste sobre una materia blanda llamada Ortesine. La realización de la prótesis es muy similar al proceso de construcción de plantillas Denis. La variante consiste en la parte anterior donde se sitúa el elemento o los elementos de relleno, que sobrepasan la altura y la longitud de los dedos, con el fin de estabilizarlos y protegerlos de la acción del zapato.

Por detrás de la cabeza del metatarsiano o de los metatarsianos correspondientes se sitúa un realce para descargar la hiperpresión (figs. 20.2 y 20.3).

Prótesis para la amputación del primer dedo

Al faltar el primer dedo, la marcha se modifica de manera apreciable, pues el paciente camina con una supinación del antepié y sobrecargando los radios medios y externos. En el último tiempo de la marcha, el

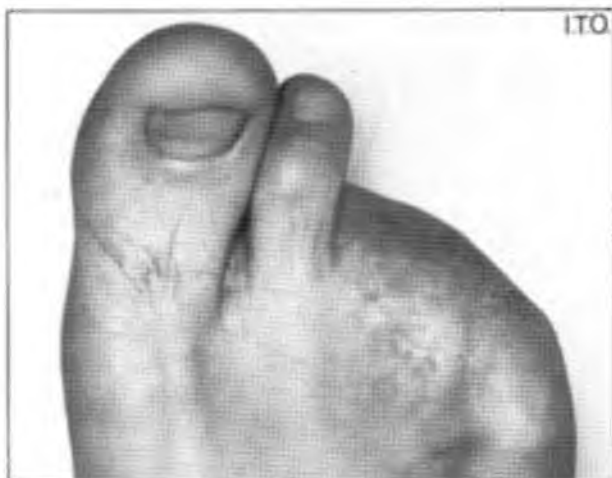


Figura 20.3. Amputación del 3.º, 4.º y 5.º dedos. Plantilla flexible con arco longitudinal, barra retrocapital y relleno.

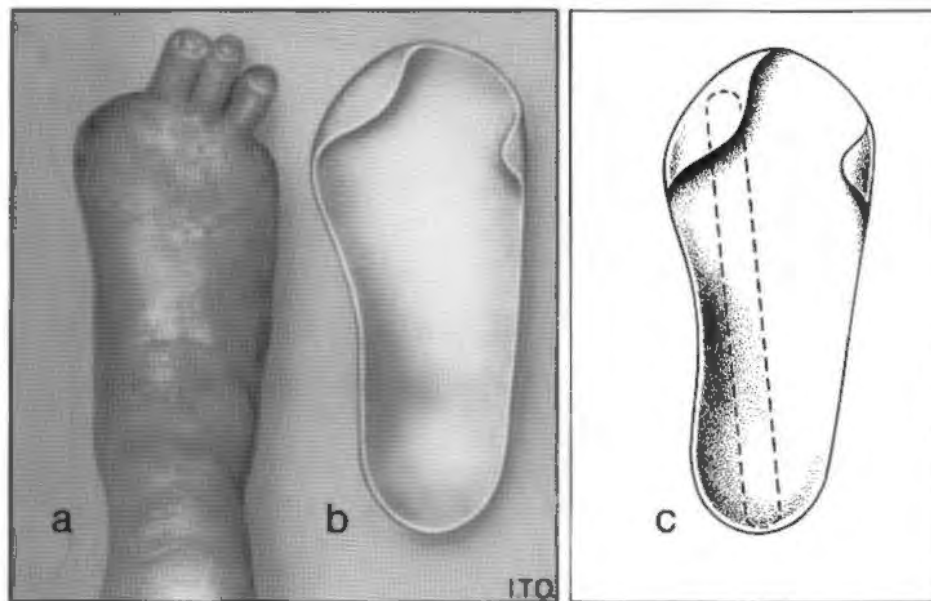


Figura 20.4. a. Amputación del 1.º y 5.º dedos. b. Plantilla flexible con relleno. c. El fleje sigue el eje del 1.º metatarsiano.

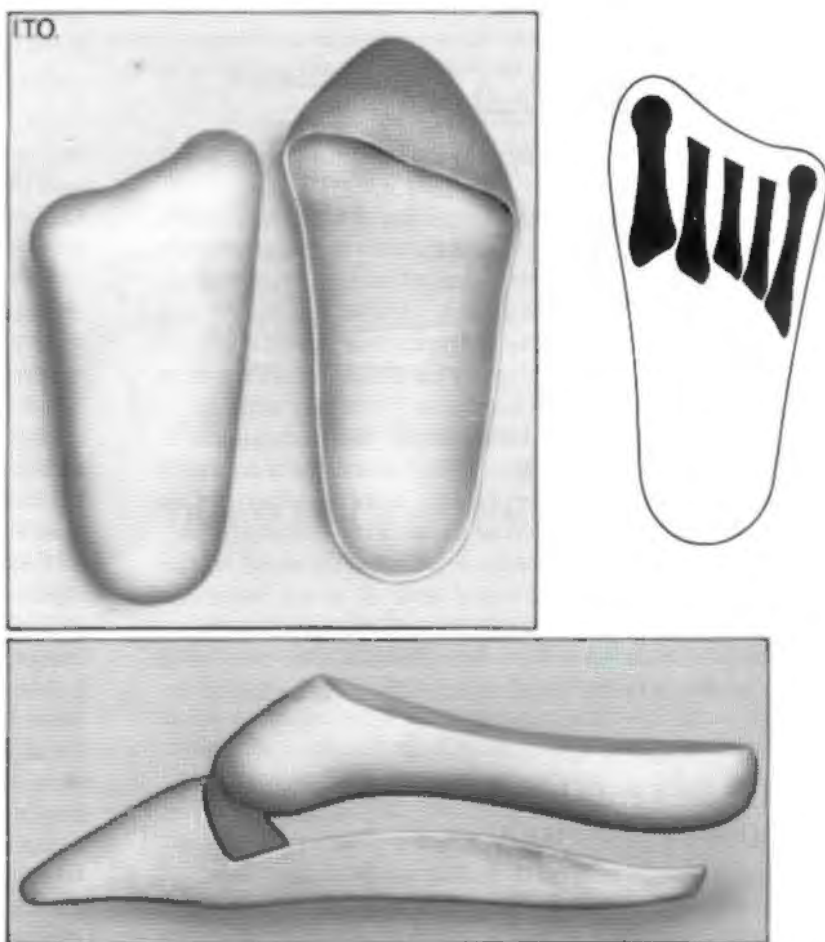


Figura 20.5. Amputación de todos los dedos y de las cabezas del 2.º, 3.º y 4.º metatarsianos. Plantilla flexible con relleno de la porción amputada.

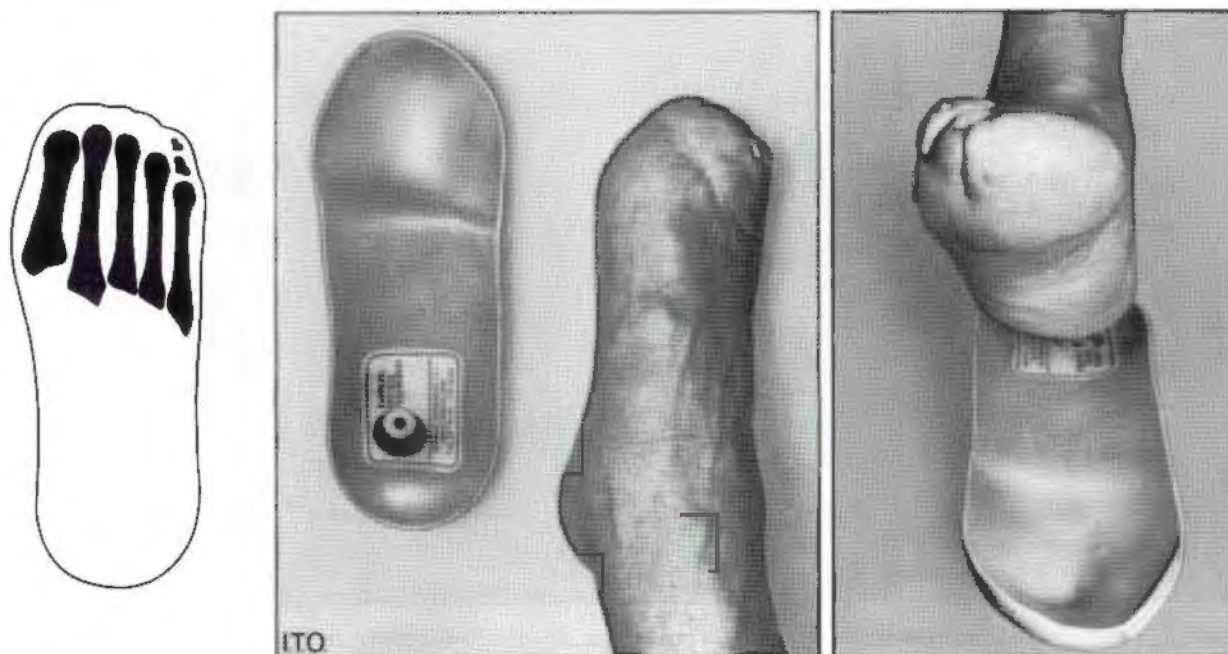


Figura 20.6. Amputación traumática de las falanges distales de los dedos. La plantilla descarga selectivamente las cabezas metatarsianas, sin necesidad de suplir la porción anterior.

despegue no es posible por faltar el contacto del pulpejo con el suelo.

La prótesis pretende restablecer el contacto perdido y equilibrar el apoyo plantar durante la deambulación.

Para ello construimos una plantilla de material semirrígido con soporte para el arco longitudinal y una concavidad en la parte posterior que ayuda a mantener la verticalidad del talón. La plantilla cubre toda la planta del pie, y por delante es 1 cm más larga.

El espacio correspondiente al dedo amputado se rellena con un elemento elástico que evita la aducción de los restantes. Es importante colocar debajo del eje correspondiente al primer radio, un fleje acerado flexible que se prolonga hasta el extremo distal del relleno y que nos sirve para restablecer el apoyo necesario durante la marcha. En ocasiones, este fleje se coloca directamente en la base de la plantilla, y en otras, en el interior de la suela del calzado (figs. 20.4 a 20.6).

Prótesis para la amputación transmetatarsiana

Es una excelente amputación que, sin embargo, debe cumplir dos requisitos fundamentales para con-

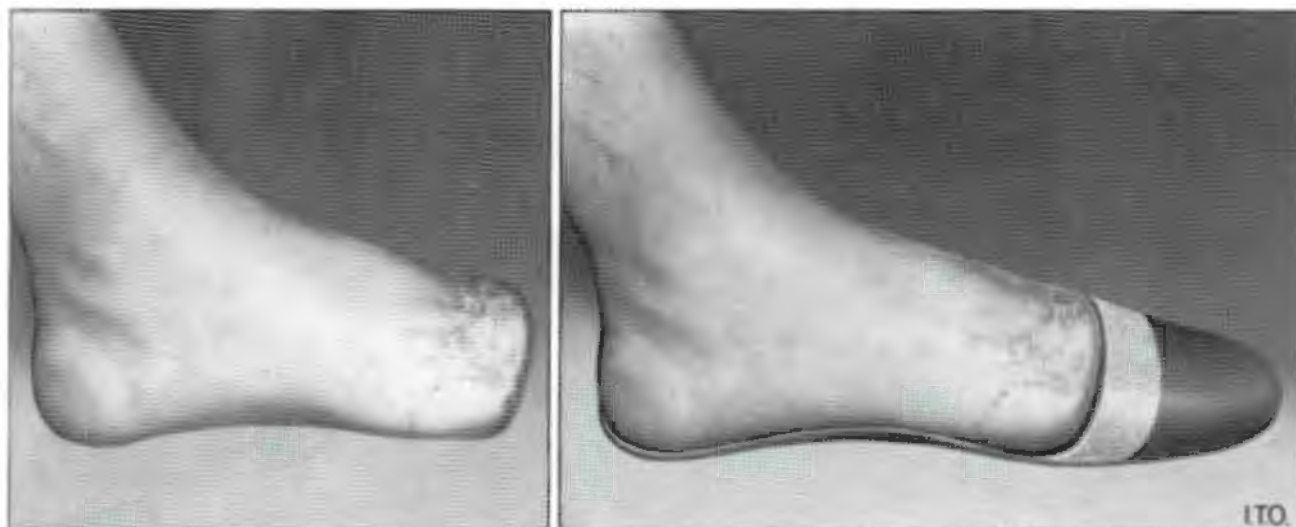
seguir una correcta prototización: buena cobertura de piel plantar y que la porción conservada de los metatarsianos tenga una fórmula metatarsal tipo *index plus-minus* ($1=2$, $2 > 3$, $3 > 4$, $4 > 5$).

En ocasiones es mejor una buena amputación transmetatarsiana que amputaciones conservadoras, con piel plantar defectuosa y presencia de dedos deformados rígidos y/o dolorosos.

La prótesis tiene por misión rellenar el espacio amputado, una vez alojado el pie dentro del calzado, compensar el desequilibrio muscular evitando el equinismo y restituir el apoyo en la fase de despegue de los dedos.

Para ello se toma un molde del pie amputado y se realiza una plantilla adaptada a la forma de la base del calzado. El espacio libre de la zona anterior, que corresponde a la porción amputada del pie, se rellena con un elemento de pedilen (material elástico) que tendrá la misma forma que el interior de la puntera del zapato. Entre este elemento y la zona distal del muñón, se coloca una almohadilla de poliuretano que busca, por una parte, suprimir el roce violento del material con el muñón, evitando la formación de decúbitos, y, por otra, conseguir la flexión necesaria para la marcha (fig. 20.7).

El apoyo anterior se puede establecer de dos for-



mas: colocando un fleje acerado en el interior de la base de la plantilla que va desde la parte posterior a la anterior por toda su parte central o bien colocando el fleje, en igual posición, en la entresuela del calzado.

Prótesis para la amputación de Lisfranc

Al igual que en la amputación transmetatarsiana, es fundamental que exista una buena cobertura de piel plantar para evitar la aparición de ulceraciones a nivel de muñón. El desequilibrio muscular es mayor que en la amputación transmetatarsiana, siendo más difícil de compensar la tendencia al equinismo del muñón.

Esta articulación del pie debe su nombre al cirujano del ejército de Napoleón, Lisfranc, quien la describió con detalle, basando sus estudios anatómicos en las amputaciones practicadas a los heridos de guerra.

Por lo general, las prótesis son semejantes a las transmetatarsianas. El fleje, necesario para el apoyo anterior, será más potente por ser mayor la sollicitación al despegue de los dedos.

En pacientes de peso importante o exagerado, o para los que desarrollan una intensa actividad física, preferimos colocar prótesis tipo Barrachina (fig. 20.8), que, aunque concebidas para amputaciones a nivel de la articulación de Chopart, hemos podido comprobar que, escotándolas lo suficiente para introducir el muñón, los pacientes dicen sentirse más seguros y equilibrados. Describiremos este modelo de prótesis junto con las que se aplican en la amputación de Chopart.

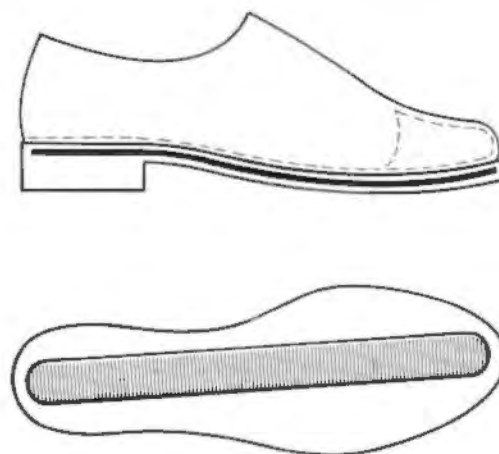


Figura 20.7

Prótesis para la amputación de los radios del pie

La amputación de un radio medio del pie, es decir del dedo y del metatarsiano correspondiente hasta su base, no requiere ningún tipo de prótesis, ya que el pie conserva una funcionalidad y un aspecto estético aceptables. Se excluyen de esta norma las amputaciones del primer radio y la resección de varios radios en la parte externa del pie, que originan severos trastornos durante la marcha, que la prótesis busca compensar.

En el caso de las amputaciones del primer radio la prótesis rellena la porción amputada y cubre lateralmente el pie, para lograr una buena fijación, en espe-

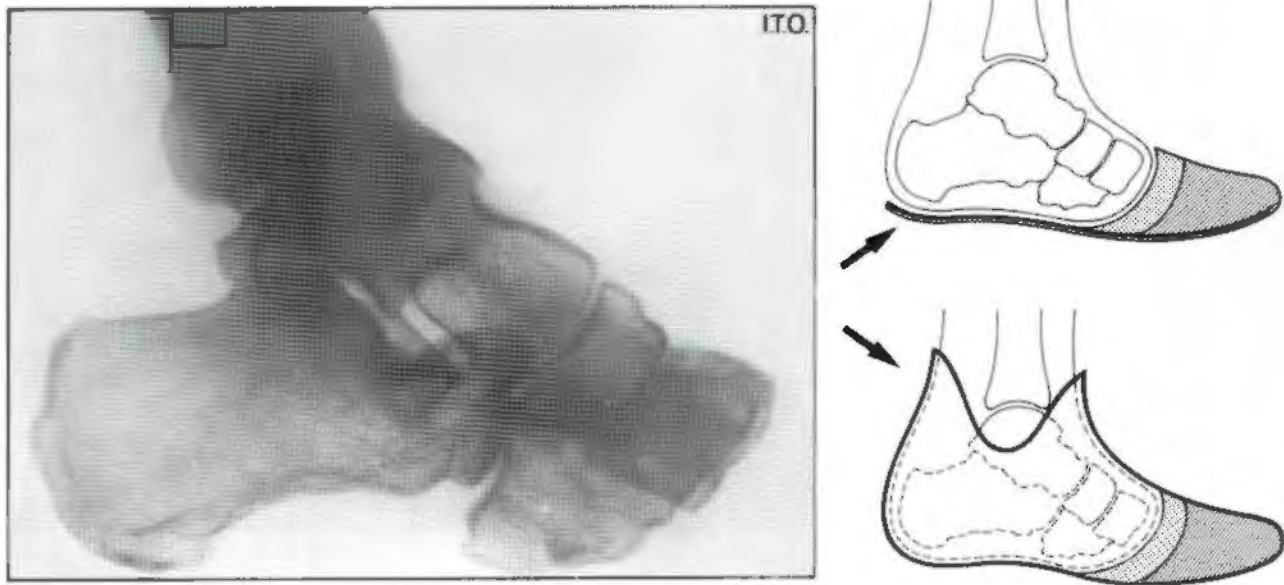


Figura 20.8. Posibilidades protésicas en la amputación de Lisfranc.

cial durante la marcha. Puede realizarse en látex muy elástico en el caso de pies infantiles o femeninos. En los varones es preferible construirlas de cuero moldeado para darles mayor consistencia. En estas prótesis es importante la colocación de un fleje, como el descrito en las prótesis de la amputación del primer dedo, para restablecer un buen apoyo a este nivel.

Para la amputación de los radios externos, el tipo de prótesis será muy semejante al anterior, aunque en este caso no será necesaria la colocación del fleje (fig. 20.9).

Estos tipos de prótesis, por lo general, se pueden usar con un calzado normal.

Prótesis para la amputación de Chopart

El pie con una amputación a nivel de la articulación de Chopart puede ser difícil de protetizar, ya que existe un notable desequilibrio muscular que tiende a colocarlo progresivamente en equino y varo (fig. 20.10).

Para evitar este inconveniente, algunos autores aconsejan asociar a la amputación una artrodesis tibioastragalina, aunque alarga de manera importante el postoperatorio.

Construimos, con resultados aceptables, principalmente dos tipos de prótesis: el modelo propuesto por Barrachina y la prótesis de apoyo prepatelar semejante a la utilizada para la amputación de Syme.

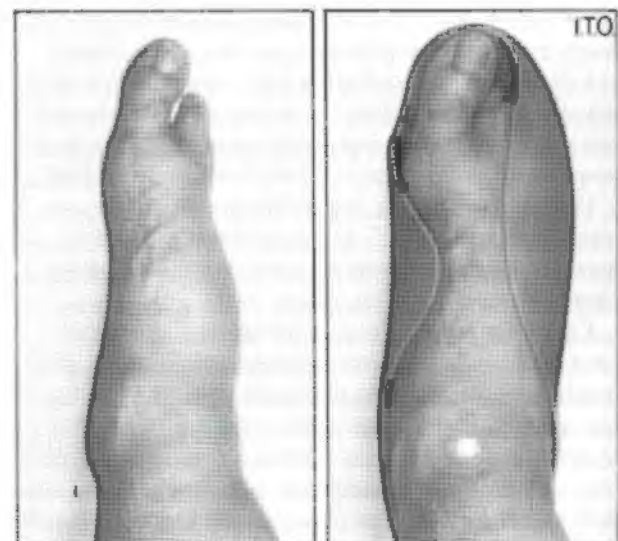


Figura 20.9

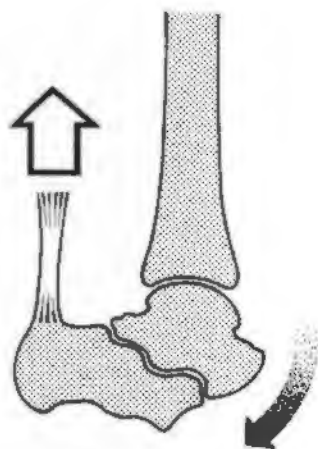


Figura 20.10

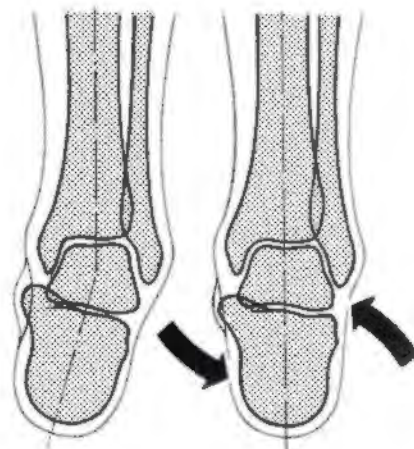
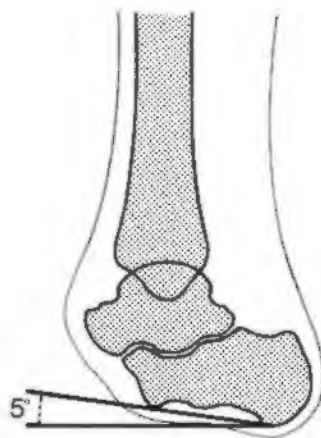


Figura 20.11

Prótesis de Barrachina

Tuvimos ocasión de conocerla a través del propio autor, el año 1972 en una visita al Centro de Antiguos Combatientes y Víctimas de Guerra en París. Tiene como objetivos suplir la porción amputada y evitar la formación de zonas de hiperpresión, al mantener una alineación anatómica de la porción conservada del pie, controlando el equino y el varo de éste. La movilidad del tobillo y la de la subastragalina está totalmente conservada.

La construcción de la prótesis se inicia con la obtención de un molde negativo del muñón. La posición de éste, en el momento de realizarlo, ha de ser de 85-90° en relación con la pierna y el varo del calcáneo corregido en caso de que exista (fig. 20.11). La prótesis cubre posteriormente el talón y acaba sobre el borde posterosuperior del calcáneo. Esta parte se construye con un casco interno de poliéster laminado y reforzado con tiras de fibra de carbono, con el objeto de controlar la movilidad de la subastragalina. La prótesis lateralmente se extiende justo por debajo de los maléolos. En su parte anterior se utiliza un material flexible, generalmente pedilen, que permite el normal desarrollo del paso al restablecer el apoyo del pie merced a su adecuada flexibilidad. Toda ella va recubierta de látex líquido que, una vez solidificado, le proporciona un aspecto muy aceptable (fig. 20.12).

La colocación de la prótesis, gracias a su elasticidad, se realiza de manera sencilla y permite acoplarla dentro de un calzado normal.

Está indicada especialmente cuando la marcha transcurre por un terreno regular (medios urbanos) sin

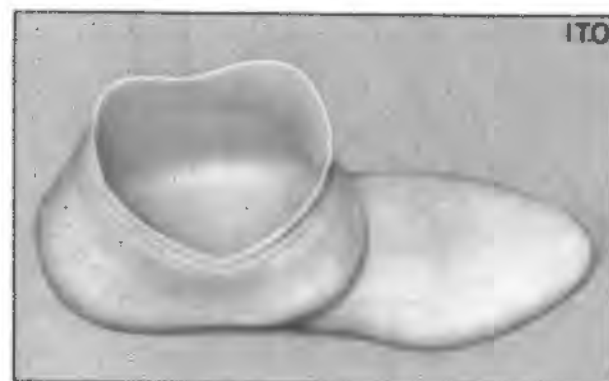
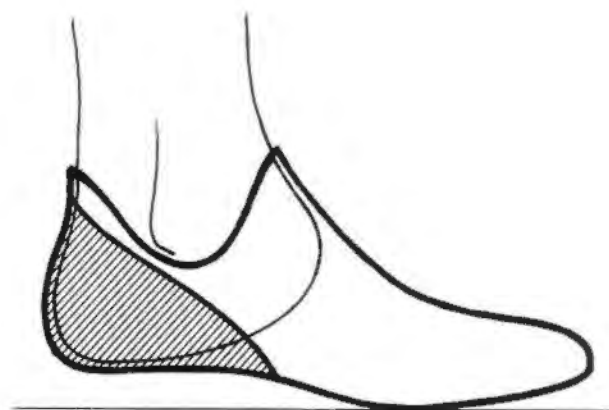


Figura 20.12

grandes sollicitaciones mecánicas. Desde el punto de vista estético tiene ventajas, por lo que en general es bien aceptada por las mujeres.

Como se verá más adelante, en personas que realizan trabajos pesados, especialmente por terrenos irregulares, esta prótesis puede ser causa de problemas de estabilidad, por lo que en estos casos es más aconsejable una de apoyo prepatelar.

No es infrecuente que el mismo paciente alterne, según las circunstancias, un tipo u otro de prótesis.

Prótesis con apoyo prepatelar

Cuando al amputado a nivel de la articulación de Chopart se le ha practicado una artrodesis de las articulaciones del tobillo y subastragalina o debe permanecer muchas horas de pie y caminar largas distancias en especial por terrenos irregulares, es preferible aplicarle una prótesis con valva anterior.

En nuestra experiencia son mejores las prótesis con apoyo prepatelar, porque disminuyen la presión sobre la zona distal del muñón y también sobre la parte anterior de la tibia. Ayudan al paciente a conseguir mejor equilibrio y seguridad durante la marcha, lo que se traduce en un ahorro energético del amputado.

Un inconveniente de esta prótesis es la zona débil que se crea entre la unión de la parte de la pierna y el pie, por la acción de cizallamiento que se produce durante la marcha. Este inconveniente lo hemos resuelto haciendo que el laminado de la pierna cubra la parte correspondiente al dorso del pie, dejando libres la zona flexible del talón y del antepié (fig. 20.13).

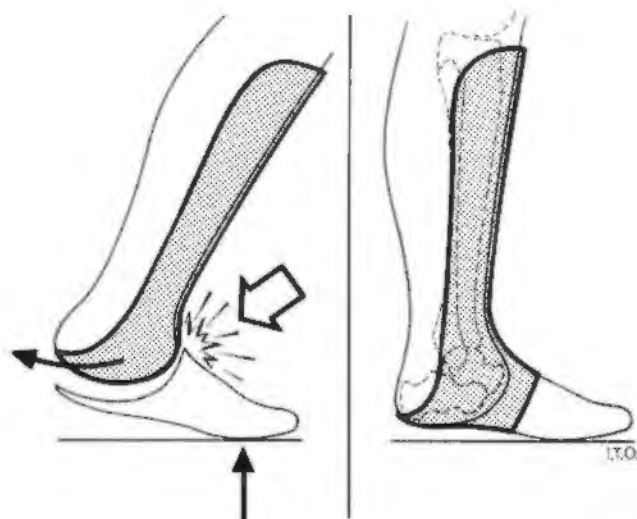


Figura 20.13



Figura 20.14

Prótesis para la amputación de Syme

La amputación de Syme constituye un excelente nivel siempre que se realice con una cuidadosa técnica quirúrgica.

Es indispensable la conservación de la piel del talón, que es la más idónea para soportar la carga y que asimismo conserva la sensibilidad propioceptiva.

Por ello, sus indicaciones son numerosas, pudiéndose utilizar en malformaciones congénitas, pies isquémicos, en algunos casos de mielomeningocele, etc.

Desde el punto de vista protésico, el apoyo se realiza, por lo general, sobre el muñón, no siendo necesaria en todos los casos la descarga prepatelar, como sucede en las prótesis para distintos niveles de la tibia.

La construcción de la prótesis de Syme comienza con la obtención de un molde de la pierna del amputado desde inmediatamente por encima de los cóndilos femorales hasta la región distal del muñón. Al realizar este molde se tendrá en cuenta que para conseguir una uniformidad de contacto entre la pared interior del encaje y el muñón, será necesario ejercer presión sobre las zonas blandas y realzar las zonas óseas o



Figura 20.15

grupos musculares prominentes. Para ello, antes de aplicar las vendas de yeso se marcan con lápiz dermográfico, sobre la calceta que cubre el muñón, todos los puntos que se tendrán que realizar después sobre el molde positivo. Una vez aplicadas las vendas, el técnico ortopédico presionará con los dedos sobre el molde de las zonas a comprimir: articulación subastragalina, hueso poplíteo, membrana interósea, etc. Fraguado el yeso se abre preferiblemente por su parte posterior y se retira el molde (fig. 20.14).

Sobre el molde positivo, de acuerdo con la técnica del laminado con polímeros, se construye una valva plástica que sube desde el punto más distal del muñón del pie, por la parte anterior de la pierna, hasta la base de la rótula y se apoya firmemente sobre el tendón patelar. La parte posterior se construye a base de cuero flexible abrochado verticalmente con cordones o Velcros, o también mediante una segunda valva de plástico laminado que se ajusta fielmente al contorno de la valva anterior, a la que se fija con un mecanismo de tipo bayoneta y tiras de Velcro (fig. 20.15a-c). Sobre la parte distal de la valva anterior se adapta un antepié protésico, que es la porción anterior flexible de un pie Sach, y en otras se construye expresamente con pedilen (fig. 20.16).

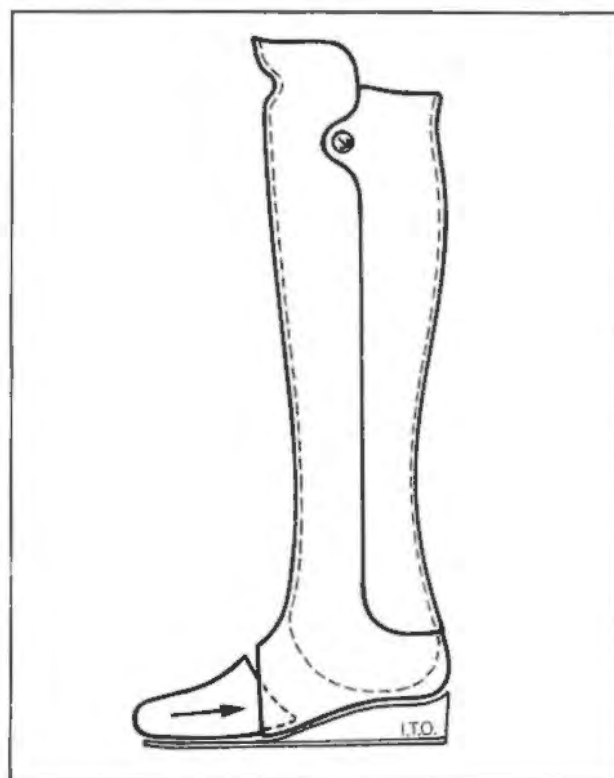


Figura 20.16



Figura 20.17



Figura 20.18

Tipos de prótesis

El mayor inconveniente para protetizar la amputación de Syme, es que el muñón resulta voluminoso en su parte distal, a nivel de los maléolos, en especial en los modelos convencionales que se construían con materiales metálicos y de cuero, que no permitían tanta adaptación como los actuales (fig. 20.17).

Los que usamos en la actualidad se construyen a partir del molde del muñón, con resinas acrílicas laminadas y reforzadas con fibra de carbón, que permiten un buen ajuste al muñón y con poco volumen una resistencia aceptable para la marcha.

Modelo canadiense

La parte superior de la prótesis cubre el muñón hasta el punto situado a 1,5 cm por debajo de la tuberosidad tibial.

Al igual que en las prótesis de valva anterior para la amputación de Chopart, nosotros, por las razones expuestas, en muchos casos preferimos una prótesis de apoyo prepatelar (fig. 20.18).

En la zona más estrecha del encaje correspondiente a la zona supramaleolar se abre una amplia ventana que puede ser lateral o posterior, con el fin de que la

parte distal más ensanchada del muñón se pueda introducir dentro del encaje sin dificultades. El cierre se realiza con una tapa de plástico laminado que se fija con Velcros o tornillos (fig. 20.19).

Modelo con valva de plástico anterior

Se construye de manera semejante al modelo canadiense, pero en vez de abrir una ventana, se corta toda la zona posterior de la pierna, desde el borde superior hasta la base del muñón. Dicha zona se cubre con dos piezas de cuero abiertas verticalmente por el centro, que se moldean directamente sobre el molde que ha servido para obtener el laminado, y que se unen lateralmente a la valva de plástico.

El cierre de la prótesis se realiza con cordones o con Velcros. En ocasiones se sustituye el cuero por una hemivalva posterior de plástico laminado, que se acopla a la anterior mediante tornillos y bayoneta o con tiras de Velcro (fig. 20.20).

En ambos modelos, la parte terminal la sustituye un pie Sach, cuya zona superior, donde se aloja y apoya la base del muñón, se rebaja con fresadora para darle la forma cóncava que tiene el terminal convexo del encaje. Se comprobará que el paciente, una vez protetizado, tenga ambas extremidades inferiores de la misma

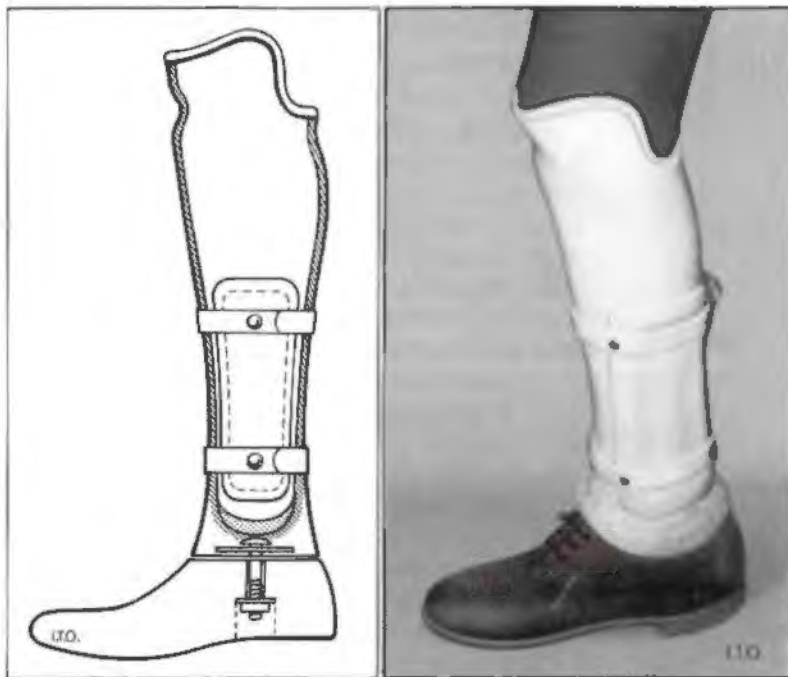


Figura 20.19

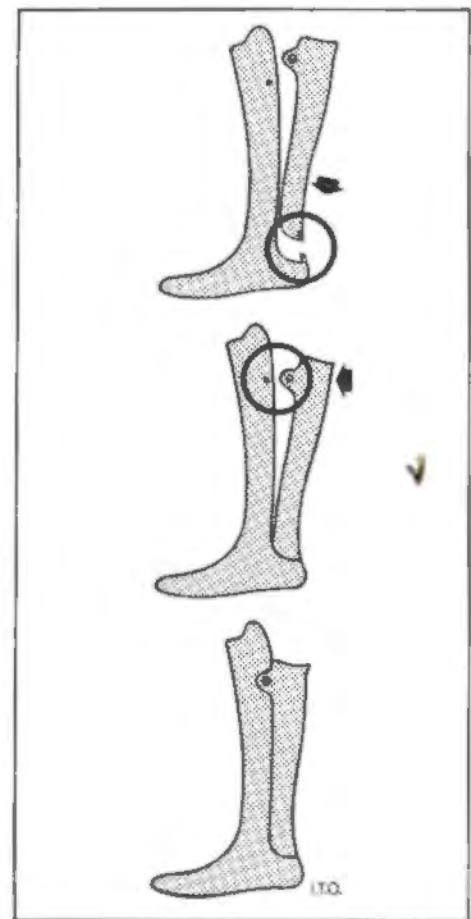


Figura 20.20



Figura 20.21

longitud. Para ello, algunas veces será necesario colocar un alza en la extremidad contralateral, cuando la longitud de la prótesis, por razones técnicas, exceda la longitud de la pierna sana.

Una vez acoplado el pie al encaje, se da una última capa de laminado, cuidando de que sea más resistente en la región donde se une el elemento de la pierna con el pie, para evitar la acción de cizallamiento que se produce al caminar y que puede ser causa de roturas.

Para lograr una buena deambulaci3n y disminuir las sollicitaciones mecánicas, es aconsejable que la suela del calzado tenga forma de balancín (fig. 20.21).

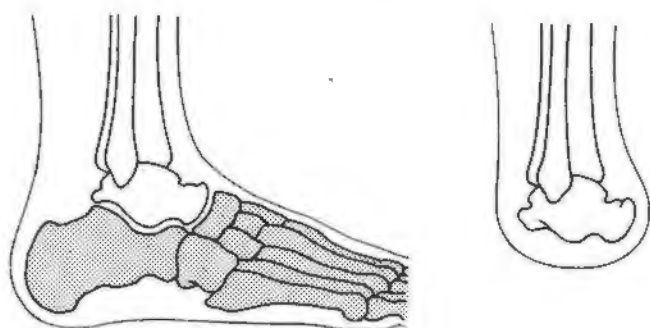


Figura 20.22

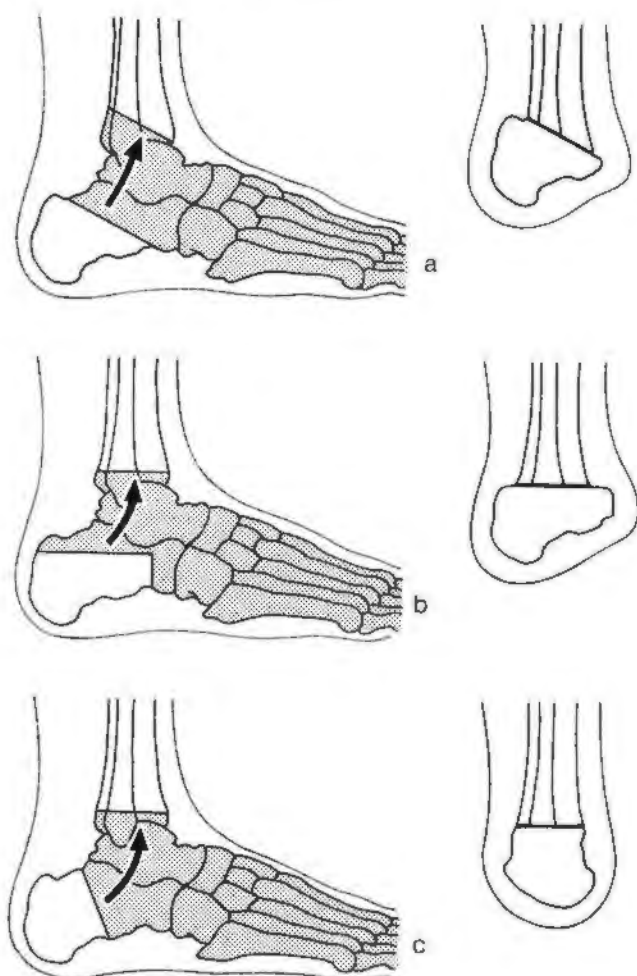


Figura 20.23

Prótesis para otras amputaciones del retropié

Se han descrito numerosos tipos de amputaciones del tarso posterior. Entre las más clásicas podemos citar las amputaciones de Malgaigne (fig. 20.22), de Pirogoff, que puede realizarse con diferentes variaciones (fig. 20.23), y de Ricard (fig. 20.24).

Este tipo de amputaciones ha caído en desuso, siendo en la actualidad excepcionales, debido a las dificultades que presenta la técnica quirúrgica, especialmente en el caso de amputaciones de Pirogoff y de Ricard, ya que resulta difícil mantener el calcáneo en buena posición.

Desde el punto de vista del técnico ortopédico, es complicado realizar una prótesis que mantenga el muñón en buena posición y que sea funcional y estética.

Ya en una publicación del año 1964, J. M. Pasquín y Guy Fajal realizaron un estudio para conocer la calidad de los niveles de amputación. Para ello se llevó a cabo una encuesta en la que se pedía la opinión a los propios pacientes amputados, a cirujanos ortopédicos, rehabilitadores y técnicos protésicos. Este trabajo fue realizado en cuatro países, EE.UU., Inglaterra, Alemania y Francia, en adultos y niños que habían sufrido una amputación. En todos los casos el tarso posterior se consideró un mal nivel de amputación.

Las prótesis para ese tipo de amputaciones difieren poco entre sí. Por lo general constan de un encaje para

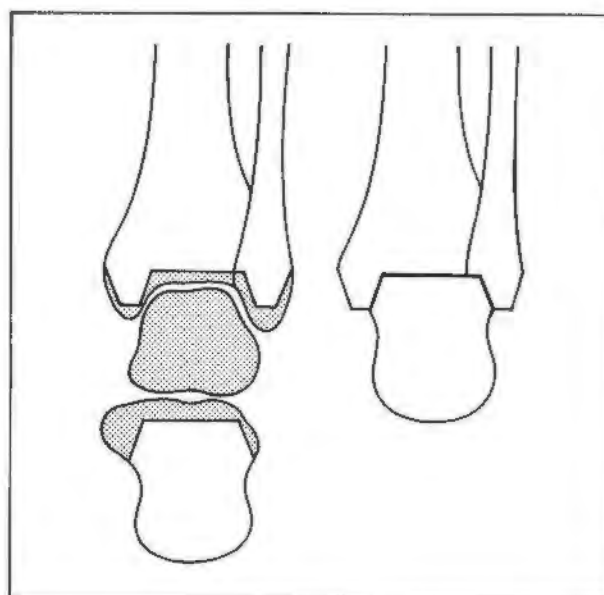


Figura 20.24

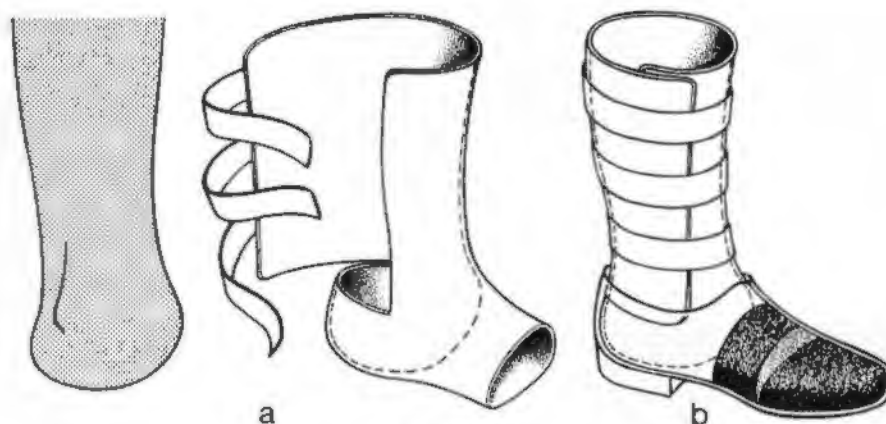


Figura 20.25

la zona terminal del muñón, que antes se construían en cuero moldeado y actualmente en resina plástica laminada con diferentes grados de rigidez, especialmente en las zonas medial y lateral, para evitar las desviaciones en varo o en valgo.

Por su parte posterior este encaje termina a la altura del contrafuerte del calzado, y por su parte anterior se prolonga en sentido ascendente en una valva, por la cara anterior del tercio inferior de la pierna. Sobre este encaje rígido se fija un antepié flexible que en su parte dorsal tiene una cuña de base superior para facilitar la flexión dorsal, que es indispensable para la marcha. La base estará construida por una plantilla de material consistente, pero flexible, para lograr una buena unión de la parte posterior y anterior de la prótesis (fig. 20.25). Su principal inconveniente lo constituye el volumen de la prótesis, que hace difícil encontrar un calzado de serie, lo que obliga en ocasiones a realizarlo a medida.

Prótesis para resecciones calcáneas

Las calcaneotomías pueden ser totales o parciales, y se indican de manera especial en osteítis recidivantes y fracturas complejas con pérdida de sustancia cutánea, que evolucionan desfavorablemente. En ocasiones se trata de pacientes diabéticos o con trastornos neurológicos. Constituye un tratamiento quirúrgico poco frecuente.

Desde el punto de vista protésico, para la pérdida parcial o total del calcáneo se confecciona una talonera de material plástico realizada a medida, a partir de

un molde, que se rellena de un material deformable tipo silicona o similar, que suple y compensa la porción amputada. Cuando la resección es muy amplia y en los casos de calcaneotomía total, es necesario que la talonera se prolongue por su base hasta por detrás de las cabezas metatarsianas, y dotarla de un buen soporte para el arco longitudinal del pie (fig. 20.26).

Biomecánica

En una visión dorsoplantar del antepié las prótesis destinadas a las amputaciones de los dedos buscan ocupar el espacio de los amputados para evitar desviaciones de los restantes. La ausencia de las falanges aumenta la presión que soportan las cabezas de los metatarsianos correspondientes (fig. 20.27), lo cual obliga a colocar un apoyo retrocapital para repartir las cargas.

Como se ha comentado, el pie normal constituye un juego de palancas equilibrado. Este equilibrio se rompe al realizar una amputación. El desequilibrio será mayor cuanto más importante sea, biomecánicamente, el segmento amputado y cuanto más proximal sea la amputación. Así, por ejemplo, la amputación del tercer dedo origina menos trastornos que la amputación del primero, indispensable en la fase de despegue durante el desarrollo del paso.

La amputación de un radio completo del pie, que incluye el metatarsiano y el dedo correspondiente, es bien tolerado en los radios medios del pie, pero origina asimismo un trastorno notable de la marcha cuando se trata del primero, realizándose ésta en varo y no



Figura 20.26

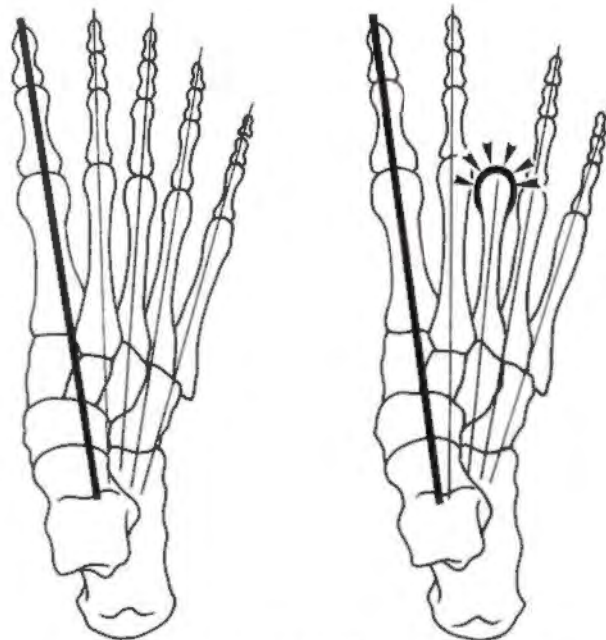


Figura 20.27

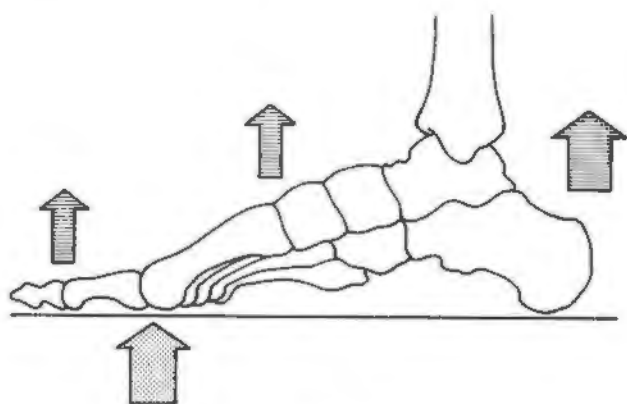


Figura 20.28

siendo posible tampoco la fase del despegue. Para restablecer ésta se hará necesario colocar un fleje metálico que supla la función del brazo de palanca en el apoyo del primer dedo.

A medida que la amputación es más proximal, el pie tiende a colocarse en equinismo por la acción del triceps, que no está compensada por los músculos que realizan la flexión dorsal del pie (fig. 20.28). Por esta razón, desde el punto de vista quirúrgico, se recomienda la reinserción muscular en la zona dorsal y distal de la porción ósea del resto del pie. Las prótesis tienden a evitar esta tendencia al equinismo del pie amputado, lo que se consigue sin dificultades a nivel de la amputación transmetatarsiana y de Lisfranc, siendo más difícil conseguirlo a nivel de la articulación de Chopart. Para ello es fundamental la reconstrucción de la palanca del pie mediante la aplicación de un fleje y la reducción de la sobrecarga en la porción distal del muñón, así como prevenir la supinación con cuñas externas. El relleno anterior de la prótesis tiene una doble misión: la funcional, al facilitar la marcha, y la estética.

En las amputaciones de la articulación de Chopart, y a veces en la de Lisfranc, la destrucción de la palanca del pie y el desequilibrio muscular es mayor, por lo que las prótesis deben sujetar el retropié, para evitar la supinación y el equino. La parte anterior de las prótesis debe ser flexible e incluir en el calzado un fleje metálico para obtener el impulso necesario para normalizar la marcha. La prótesis de Barrachina antes citada reúne los requisitos mencionados.

Las prótesis para las amputaciones del retropié, y a veces en las de Chopart, constan de una valva anterior que sitúa el borde superior a 1,5 cm por debajo de la tuberosidad de la tibia y que se une en su parte inferior

con la porción del pie protésico que suple la porción amputada. Dicha valva es necesaria para equilibrar las fuerzas que se producen en los diferentes tiempos de la marcha y principalmente en la fase de despegue de los dedos.

En la amputación del retropié suele usarse una prótesis completa con apoyo prepatelar tipo PTB. En la figura 20.29 se muestra la prótesis en el momento del impulso o despegue de los dedos; en esta situación, la reacción del suelo aparece en la parte inferior (R); además, la prótesis es solicitada por unas fuerzas en la zona posterior del talón (Ft) y en la zona superior subrotuliana (Fr) transmitidas por la pierna para poder realizar el impulso.

El momento Ra queda equilibrado por los momentos Ft.c y Fr.b. Obsérvese que estos valores dependen en gran parte de las distancias c y b; las fuerzas Fr y Ft son las resultantes de todas las que se reparten en la superficie de la prótesis; una valva más baja haría aumentar los valores de dicha fuerza realizando un mismo tipo de marcha.

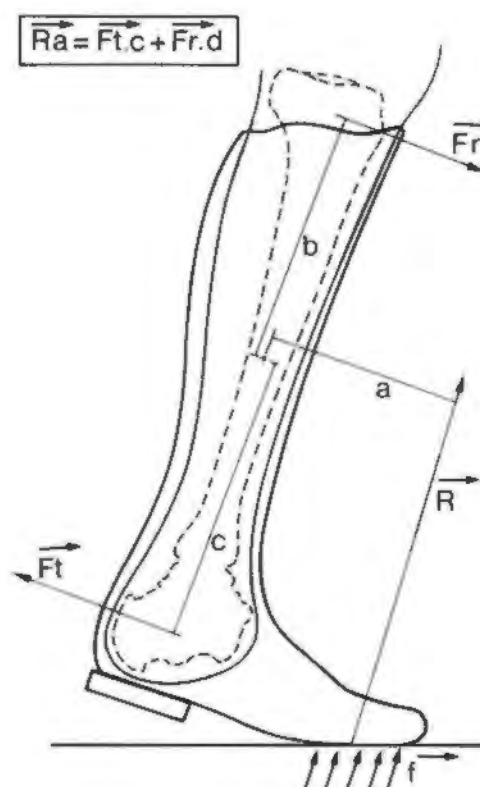


Figura 20.29

Amputaciones por debajo de la rodilla. Técnica quirúrgica

21

Introducción

La importancia de la conservación de la articulación de la rodilla en la rehabilitación del paciente amputado de la extremidad inferior es evidente.

Tanto las indicaciones ortopédicas como las vasculares (enfermedad vascular periférica) de amputación tienen el mismo objetivo común, conseguir el nivel de amputación lo más distal posible, respetando por orden de prioridad los siguientes principios:

1. Conservar al máximo el apoyo normal del miembro.
2. Dirigir los máximos esfuerzos a conservar la rodilla.
3. No amputar a un nivel superior, excepto después del fracaso de un intento más distal.

Los máximos esfuerzos deben dirigirse a conservar la articulación de la rodilla. Como norma general se ha de tener en cuenta que «el peor muñón distal a la rodilla es más funcional que el mejor muñón a nivel de muslo». Los grandes avances protésicos con los conos de adaptación de contacto total, así como las complejas técnicas de fijación de las prótesis, determinan que los niveles de amputación clásicos preestablecidos sean menos importantes; asimismo, pasa a segundo término la situación de las cicatrices.

En tercer lugar, y como consecuencia de lo anteriormente expuesto, aunque con las excepciones implícitas en una norma general, es lícito tener presente que sólo debe amputarse más proximalmente tras el fracaso

de un nivel más distal o cuando éste no ofrezca las mínimas garantías.

Indicaciones

Vasculares. La indicación primordial es la angiopatía periférica, que determina el 80 % de las amputaciones, de las cuales prácticamente el 100 % corresponde a pacientes mayores de 60 años, en estos pacientes la experiencia ha demostrado que con las amputaciones efectuadas por debajo de la rodilla se obtiene el 85 % de éxito, porcentaje a tener en cuenta dada la importancia de mantener la rodilla en la rehabilitación de estos pacientes, muchos de ellos débiles, con equilibrio precario y sin condiciones óptimas de la extremidad inferior contralateral.

Traumáticas. Es la segunda causa en frecuencia de las amputaciones en adultos menores de 50 años. La divulgación de técnicas microquirúrgicas ha disminuido la indicación de amputación al permitir reparaciones vasculares y neurológicas. Asimismo, la posibilidad de injertos compuestos osteomiocutáneos o miocutáneos ha hecho disminuir las indicaciones de amputación en los traumatismos infectados o que presentan grandes pérdidas óseas y/o de partes blandas.

Tumorales. La mejora de la calidad de las endoprótesis así como también las técnicas de microcirugía han hecho disminuir la indicación de amputación por procesos tumorales.

Técnica quirúrgica

La mitad distal de la pierna no es un nivel adecuado para la amputación, ya que el régimen vascular de sus tejidos es relativamente precario, con un tejido subcutáneo y muscular mínimo para el almohadillado correcto del muñón, que si bien cicatriza correctamente, con frecuencia se ulcera debido al uso de prótesis.

El nivel idóneo de amputación a nivel de pierna es el de la unión musculotendinosa de los gemelos, con una longitud de hueso que oscila entre 12 y 18 cm. En muñones cortos con longitud de hueso inferiores a 8 cm algunos autores recomiendan la resección total del peroné, con la finalidad de un mejor ajuste del cono protésico; actualmente, con la utilización de los modernos conos de adaptación de contacto total, es conveniente la conservación de la cabeza del peroné, que permite disponer de mayor superficie de contacto. Otro detalle técnico a tener en cuenta en los muñones muy cortos es la sección de los tendones de los músculos isquiotibiales, que puede debilitar la flexión pero permite introducir más profundamente el muñón en el cono de adaptación de la prótesis.

Como norma general debe tenerse en cuenta que la situación de las cicatrices o incluso su calidad no debe ser motivo para justificar una amputación por encima de la rodilla, dada la importancia funcional de esta articulación en la rehabilitación y deambulación del paciente amputado, ya que las modernas técnicas protésicas permiten obviar y paliar defectos cicatrizales a nivel del muñón, resultado de la necesidad de injertos cutáneos o cicatrizaciones por segunda intención para cerrar un muñón.

La técnica quirúrgica variará en las amputaciones por debajo de la rodilla según que la indicación sea por angiopatía o por etiología traumáticoortopédica, ya

que las condiciones circulatorias de la extremidad varían en cada caso condicionando variaciones técnicas

Amputación de miembros no isquémicos

El paciente se coloca en decúbito supino, con manguito neumático. Se diseñan dos colgajos cutáneos, uno anterior y otro posterior, que se inician en ambas líneas medias laterales proximalmente al nivel de sección ósea de la extremidad (fig. 21.1).

Junto con el colgajo cutáneo anterior se disecan la aponeurosis y el periostio de la cara anterointerna de la tibia. Los músculos del compartimiento anteroexterno se seccionan a unos 5 cm distalmente al plano de sección de la tibia. Seguidamente se ligan y seccionan los vasos tibiales anteriores justo a nivel de la sección ósea y los nervios tibial anterior y musculocutáneo más proximalmente, previa tracción.

A continuación se efectúa la sección de la tibia, biselando a 45° la cresta tibial y el peroné de 1 a 1,5 cm más proximal; con una raspa se redondean cuidadosamente todos los bordes óseos de la tibia y el peroné seccionados. Seguidamente se seccionan, previa ligadura, los vasos tibiales posteriores y, más proximalmente, también el nervio tibial posterior. Se secciona de forma biselada la musculatura posterior, los gemelos y el sóleo, junto a la fascia en forma de colgajo miofascial, y se suturan con el plano musculoaponeurótico anterior, cubriendo los extremos óseos; si lateralmente la musculatura es excesiva y abulta, se resecan dos cuñas musculares del tamaño adecuado. Una vez retirado el manguito, se efectúa la hemostasia necesaria, se coloca un drenaje aspirativo y se sutura la piel con puntos sueltos.

En las amputaciones traumáticas en las que la actuación quirúrgica se limita a la confección del muñón,

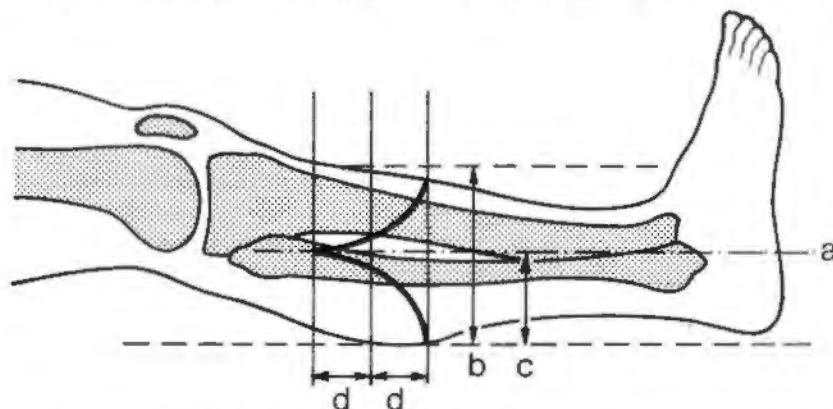


Figura 21.1. a = Eje teórico de la pierna, b = diámetro, c = radio, d = 2/3 radio.

cuyo nivel no podemos elegir, la imaginación y todas las técnicas útiles deberán utilizarse para conseguir el muñón mejor almohadillado y más largo posible, teniendo cuidado en no dejar fragmentos musculares desvitalizados que puedan comprometer la viabilidad del muñón.

Amputación de miembros isquémicos

Debe prepararse el campo quirúrgico de forma que pueda efectuarse una amputación por encima de la rodilla, en caso de que la viabilidad de los tejidos a nivel de pierna lo aconseje en el acto quirúrgico. Burgess obtiene un 85 % de éxitos con las amputaciones por angiopatía periférica por debajo de rodilla; según este autor, el nivel de sección ósea a nivel de la tibia es de 9 a 12 cm distalmente a la línea articular de la rodilla; se disecan dos colgajos, uno anterior muy corto y otro posterior largo. Los restantes detalles técnicos son similares a los descritos para las amputaciones de miembros isquémicos.

BIBLIOGRAFÍA

- Baddley, R. M., Fulford, F. C. "A trial of conservative amputations for lesions of the feet in diabetes mellitus" *Brit. J. Surg.*, 52: 38, 1965.
- Berlemont, M. "Notre expérience de l'appareillage précoce des amputés des membres inférieurs aux établissements Hélio-Marins de Berck". *Ann. Méd. Phys.*, 4: Oct-Nov-Dic, 1961.
- Berlemont, M. *L'appareillage des amputés des membres inférieurs sur la table d'opérations*. Trabajo presentado en el International Congress of Physical Medicine, París, 1964.
- Burgess, E. M. "Sites of amputation election according to modern practice". En A. F. De Palma (ed.): *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 37. J. B. Lippincott, Filadelfia, 1964.
- Burgess, E. M. "The below-knee amputations". *Inter-Clin. Inform. Bull.*, 8: 1 junio, 1969.
- Clippinger, Frank W. "Immediate postsurgical fitting of prostheses in children". *Inter-Clin. Inform. Bull.*, 5: 7, setiembre, 1966.
- Comper, Clinton L. "Modern amputation techniques". *Postgrad. Med.*, 32: 324, 1962.
- Marmor, L., Sollars, R. "Lower extremity amputations and their appropriate prostheses". *J. Trauma*, 4: 435, 1964.
- Record, E. E. "Surgical amputation in the geriatric patient". *J. Bone Joint Surg.*, 45 A: 1742, 1963.
- Sarmiento, A., Uricchio, J. V. Jr., May, B. J. "Experiences with patella tendon-bearing prostheses in geriatric amputees". En M.R. Urist (ed.): *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 50. J.B. Lippincott, Filadelfia, 1967.
- Warren, R., Moseley, R. V. "Immediate postoperative prostheses for below the knee amputations. A preliminary report". *Amer. J. Surg.*, 116: 429, 1968.

Prótesis para amputaciones por debajo de la rodilla

22

Las condiciones ideales que debe reunir el muñón de una amputación por debajo de la rodilla, desde el punto de vista del técnico ortopédico, son las siguientes (fig. 22.1):

1. *Nivel.* Para tener un brazo de palanca capaz de impulsar la prótesis, es necesario un mínimo de 15 cm desde la interlínea de la articulación de la rodilla, hasta el final de la sección de la tibia.

2. *Particularidades de las resecciones óseas.* Es conveniente que la parte anteroinferior de la tibia se seccione oblicuamente y que la parte distal del peroné

sea unos 2 cm más corta que la porción tibial. También deben regularse las secciones tibial y peroneal. Todo ello es necesario para evitar roces y presiones sobre el muñón por la compresión del encaje.

3. *Almohadillado y cicatriz.* Por debajo de la sección ósea debe realizarse un buen almohadillado de la parte distal. Uno de los métodos más aconsejables es el descrito por Vitali, que consiste en recubrir con la musculatura dorsal de la pantorrilla la sección anterior biselada de la tibia. Con esta técnica la cicatriz queda en un plano anterior y transversal. En otras técnicas de amputación la cicatriz puede quedar en la parte dorsal. Desde el punto de vista del técnico ortopédico es fundamental un buen almohadillado, que la piel no esté en tensión y que la cicatriz en ningún caso esté situada bajo el muñón.

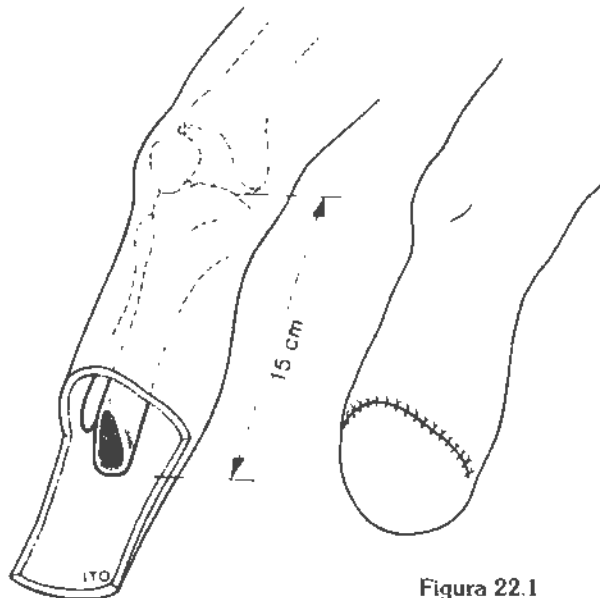


Figura 22.1

Descripción de las prótesis

Prótesis convencional (fig. 22.2)

El modelo convencional está constituido por un encaje de cuero, moldeado sobre un molde positivo del muñón, con el extremo terminal descubierto (fig. 22.2a); dicho encaje se aloja dentro de un segmento protésico de la pierna, que antes se construía de duroaluminio y en la actualidad con plástico acrílico laminado (fig. 22.2b). Al final de este segmento va unido un pie protésico dotado o no de articulaciones a

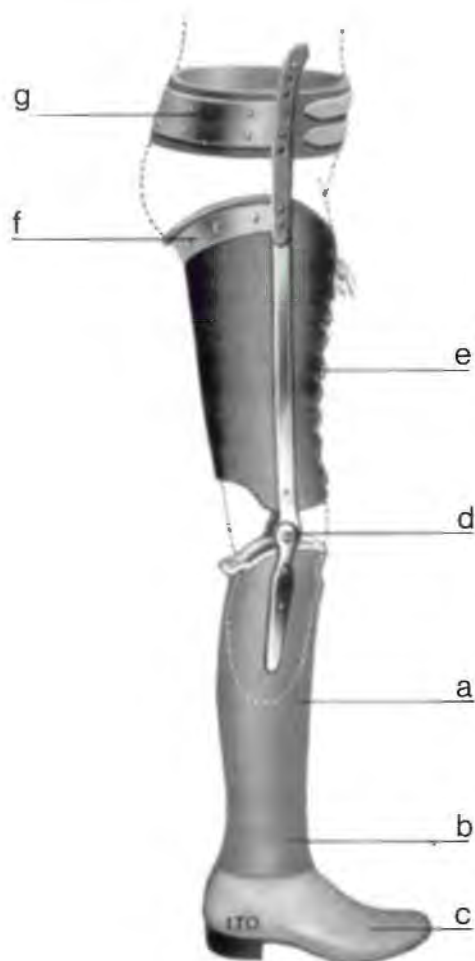


Figura 22.2

nivel de tobillo (fig. 22.2c) y/o también a nivel de las metatarsofalángicas. Dos articulaciones externas (fig. 22.2d) laterales dan posibilidad de flexoextensión a la rodilla y sirven de unión entre el segmento de pierna de la prótesis y el corselete femoral (fig. 22.2e) que realiza la función de sujeción de la prótesis a la pierna. Cuando es necesario, este corselete se prolonga hacia arriba hasta por debajo del apoyo isquiático, para asentar bien este apoyo sobre un borde en forma de plataforma sustentado por un semiarco posterior que une entre sí las dos barras articuladas (fig. 22.2f).

En algunos casos esta prótesis va provista de un cinturón pélvico que sirve para sujetar más firmemente la prótesis (fig. 22.2g).

En la actualidad, este modelo ha caído en desuso debido a la complejidad de su construcción y a que

limita la movilidad de la extremidad, por su peso considerable y sobre todo porque atrofia la musculatura del muslo.

Esta prótesis sólo la empleamos en muñones muy cortos, como el de la figura 22.3, que se flexiona a 90° para la retención de la prótesis. También en aquellos muñones que son difíciles de protetizar con los modelos más perfeccionados que estudiaremos más adelante, o en enfermos que la han usado durante muchos años y no quieren o no pueden adaptarse a otros tipos más actuales.

Prótesis PTB (fig. 22.4)

Creada por la Universidad de Berkeley, California, la prótesis PTB (*patellar tendon bearing*) supuso un notable avance técnico en las prótesis para amputados tibiales. El borde superior del encaje cubre anteriormente la mitad inferior de la rótula, los laterales llegan hasta la mitad inferior de los cóndilos femorales, mientras el borde superior de la pared posterior se halla situado a nivel de la línea articular de la rodilla.



Figura 22.3

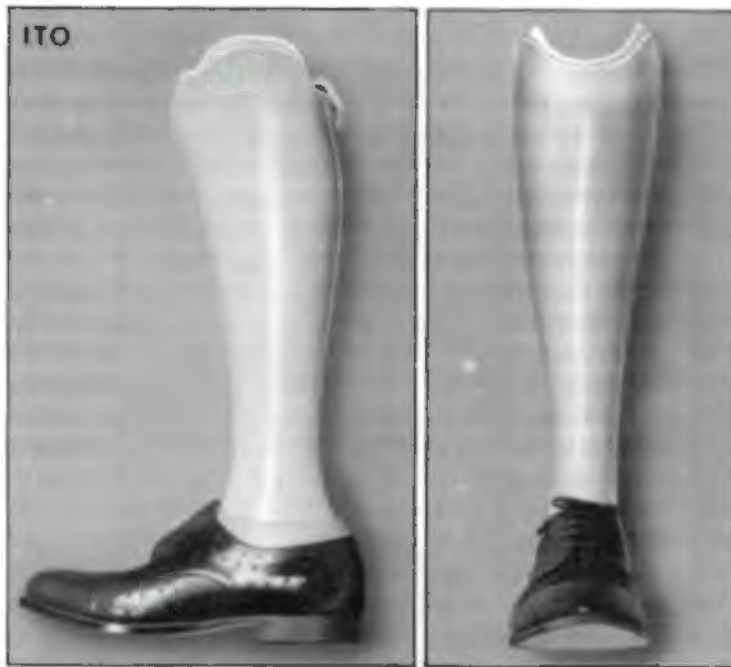


Figura 22.4

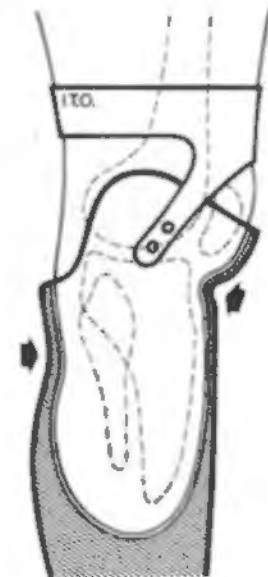


Figura 22.5

El muñón se apoya en esta prótesis principalmente (fig. 22.5):

- a) En la zona subrotuliana mediante una depresión del encaje en este punto.
- b) En el contraapoyo situado en el centro de la pared posterior.
- c) Sobre toda la superficie del muñón, especialmente en las partes blandas, liberando de presión las prominencias óseas y los tendones.

Construcción de la prótesis

Para la fabricación del encaje será necesario obtener un molde del muñón.

Sobre el muñón se coloca una calceta tubular de algodón. Con un lápiz copiadador se marcan, sobre dicha calceta, los puntos óseos prominentes y las zonas de apoyo, como:

- Borde de la rótula.
- Tendón rotuliano.
- Cabeza del peroné.
- Extremidad del peroné seccionado.
- Zona distal anterior de la tibia.
- Cresta tibial.
- Borde del patillo tibial interno.



Figura 22.6

El paciente permanecerá sentado con el muñón flexionado. En muñones muy cortos el ángulo de flexión será de unos 25°, en muñones medianos de 15 a 20°, y en muñones largos de 5 a 10° (fig. 22.6). Se pedirá al paciente que relaje la musculatura del muñón, y se procederá a su vendaje con vendas de escayola de 10 cm de ancho, procurando no ejercer demasiada presión para no deformar la forma del muñón.



Figura 22.7

Con los pulgares a ambos lados del tendón rotuliano se ejercerá una firme presión hacia dentro y hacia arriba, al mismo tiempo que los dedos restantes colocados posteriormente sobre el hueco poplíteo ejercerán un contraapoyo hacia delante, de forma que una vez extraído el molde del muñón, mirado desde arriba, la forma interior nos recuerde un triángulo con su vértice en la parte anterior (fig. 22.7).

A partir de este molde se realiza el encaje sobre un positivo de escayola, en el que previamente se habrán comprobado las medidas, comparándolas con las que se habían tomado directamente del muñón. El apoyo subrotuliano se marcará transversalmente entre las dos marcas de los pulgares, con una profundidad aproximada de 2,5 cm, lo que puede comprobarse con una moneda de un diámetro del doble de esta medida, introduciéndola en la depresión hasta la mitad.

El técnico adaptará directamente sobre el positivo una piel suave, moldeándola fielmente sobre toda la superficie del molde. Seguidamente se colocará un manguito de pelite (material blando termoconformado) que, calentado a la temperatura adecuada y mediante la bomba de vacío, se ajusta sobre el molde para colar finalmente sobre este conjunto el encaje de resinas plásticas acrílicas, igualmente mediante la acción de la bomba de vacío.

El encaje así obtenido se encola sobre una base de pedilén, respetando el ángulo de flexión con que se ha obtenido el molde, 25, 15 o 5°, según los casos y la ligera inclinación en varo. Entre el bloque del encaje y el del pie se coloca un alineador, que nos permitirá efectuar las variaciones necesarias, adecuándolas a las particularidades de cada amputado, durante la prueba dinámica que se realiza una vez montado el pie de tipo Sach o articulado, según los casos.

Este tipo de prótesis asegura en todos los casos su fijación al muñón mediante una cincha supracondílea conectada a los laterales de la prótesis (fig. 22.8). Todos los modelos de la prótesis que describiremos pueden acabarse, atendiendo principalmente a su aspecto estético, de dos maneras: exoesquelética o endoesqueléticamente.



Figura 22.8

Para hacerlo en forma exoesquelética, una vez efectuada la prueba dinámica y determinados con toda seguridad los grados y la posición de alineación correcta de la prótesis, se le dará la forma de la pierna contralateral del paciente y a continuación se laminará externamente todo el conjunto, a excepción naturalmente del pie (fig. 22.4).



Figura 22.9

Para hacerlo en forma endoesquelética, el encaje se fijará directamente sobre un adaptador en forma de plataforma que está situada en la parte superior de un tubo de unos 30 mm de diámetro. Dicho tubo, por su parte inferior, estará unido a un adaptador para el pie bajo el que quedará montado. Dichos adaptadores, tanto el del encaje como el del pie, tienen un sistema muy ingenioso, que permite variar los ángulos y la posición de los elementos del encaje y del pie, para conseguir una alineación apropiada. Una vez efectuada la prueba al paciente, se cubre desde la parte superior del pie hasta la mitad del encaje (todo el conjunto de los adaptadores y el tubo) con un manguito de poliuretano, prefabricado para tal efecto. A este manguito se le da la forma de la pierna contralateral, trabajándolo con fresadora, y finalmente se forra con una media de color carne (fig. 22.9).

El sistema endoesquelético tiene la ventaja de que resulta blando al tacto, haciéndolo similar al de la carne humana, y que permite darle una forma que la aproxima más a la de la extremidad contralateral. En cambio, es más frágil que el sistema exoesquelético. Por esta razón, el sistema endoesquelético es solicitado por las mujeres, más interesadas en el aspecto estético que los hombres, que buscan mayor resistencia de la prótesis.

Prótesis PTS (fig. 22.10)

El Centro de Nancy propuso la prótesis tibial supracondílea. A diferencia de la prótesis PTB, la parte superior del encaje que sirve de soporte principal del peso del amputado, en su parte anterior cubre toda la rótula; las paredes laterales se remontan hasta el límite superior de los cóndilos femorales, mientras que la pared posterior, al igual que en la prótesis PTB, termina a nivel de la interlínea articular de la rodilla para permitir su libre flexión.

La fijación de la prótesis al muñón se realiza merced a la presión que ejerce la pared anterior del encaje en un punto situado inmediatamente por encima de la rótula, favoreciendo dicha presión la contrafuerza que ejerce la pared posterior directamente sobre el hueso popliteo (fig. 22.11a). Esta acción de pinza que ejercen estos dos puntos, completada por la también acción de pinza que ejercen los bordes medial y lateral sobre los lados superiores de los cóndilos femorales, es la que permite la suspensión de la prótesis en las posiciones de flexión y extensión de la rodilla (fig. 22.11b). Para la extracción del muñón será necesario flexionar al máximo la rodilla, relajarla y, tirando con firmeza de la prótesis hacia abajo, levantar el fémur hacia arriba.

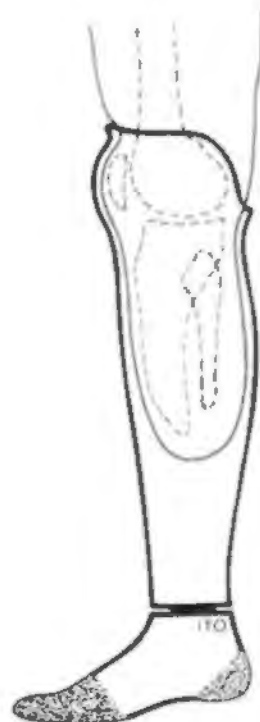


Figura 22.10

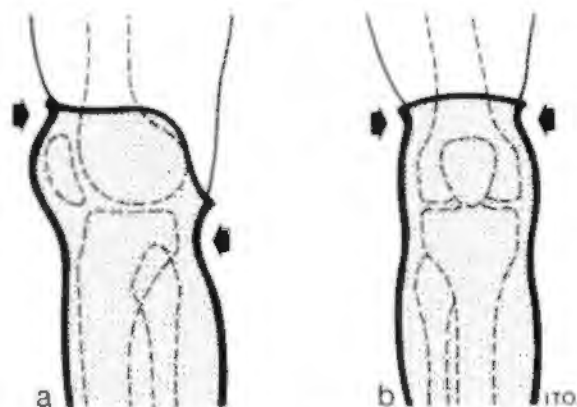


Figura 22.11

Un inconveniente de este sistema es la limitación que impone la pared anterior del encaje a la extensión completa de la rodilla y también a los movimientos laterales.

A diferencia de la prótesis PTB, el técnico ortopédico, al realizar el molde para un encaje de prótesis PTS, ejercerá presión anteriormente en las zonas suprarrotuliana y subrotuliana y en el platillo tibial interno, mientras con la otra mano dará forma a la pared posterior.

La forma de montaje y de alineación es muy semejante a la explicada para la prótesis PTB.

Prótesis KBM

Sus iniciales corresponden al término alemán *Kondylen Bettung Munster*. Fue diseñada para mejorar la estabilidad lateral de la rodilla, después de experimentar la prótesis PTB en los amputados de la tibia y comprobar que con este modelo dicha estabilidad se hallaba comprometida.

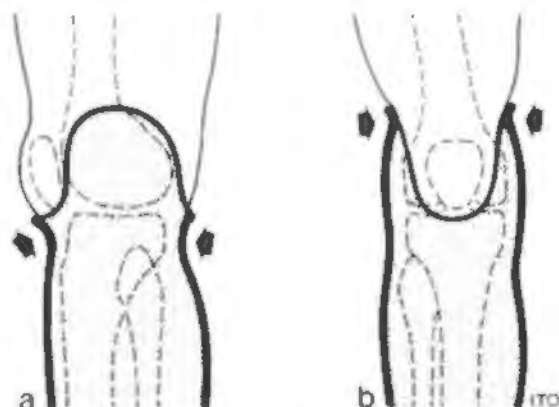


Figura 22.12

La pared anterior del encaje llega a nivel de la interlínea articular de la rodilla con un buen apoyo sobre el tendón rotuliano. Las paredes laterales rodean la rótula y forman dos alas condíleas bien moldeadas sobre el fémur, asegurando la estabilidad lateral (fig. 22.12).

Para obtener el molde del muñón se colocará éste en los ángulos apropiados según sea su longitud. Se procederá al vendaje con vendas escayoladas siguiendo la técnica habitual y, antes de que el yeso fragüe, se procederá al conformado del molde. Para ello se ejercerá presión con una mano sobre todo el contorno de la rótula para hacerla sobresalir totalmente, mientras con la otra mano se impulsará firmemente el molde de yeso hacia arriba (fig. 22.13a). Una vez anclado el molde sobre la rótula, con los dedos pulgares de ambas manos colocados en forma de arco, se contornearán los bordes lateral y, muy especialmente, el medial de los cóndilos femorales. Con el resto de los dedos se ejercerá una firme presión en línea recta sobre el hueso poplíteo, cuidando de respetar el espacio que necesitan los músculos flexores para ejercer su función. Una vez retirado el molde, su interior tendrá forma triangular (fig. 22.13b).

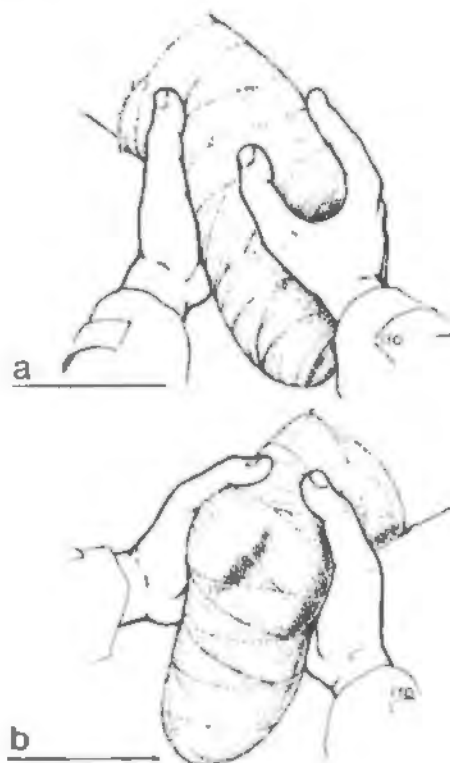


Figura 22.13

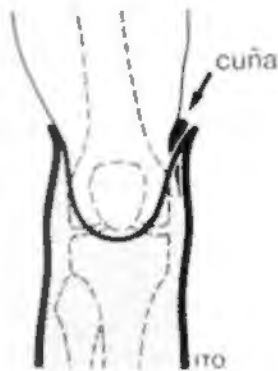


Figura 22.14

Hemos encontrado un inconveniente importante, en nuestra experiencia, al utilizar esta prótesis. La suspensión y el mantenimiento de la prótesis se realizan principalmente por la presión que ejerce el ala condílea sobre el cóndilo femoral en su lado medial. Algunos autores recomiendan el uso de una cuña suplementaria que se aplica una vez introducido el muñón dentro del encaje. Sin el uso de esta cuña sería prácticamente imposible hacer entrar el muñón dentro del encaje, a causa de que para mantenerlo sujeto a la prótesis, la distancia entre las alas condíleas, que es menor que el ancho de los cóndilos femorales, impediría el paso de éstos al penetrar el muñón en el encaje.

El uso de la cuña suplementaria es una fuente de

problemas, ya que, por una parte, no consigue una fijación segura de la prótesis y, por otra, al tener que ser de un material semiflexible, con el uso se deforma y deja de ser eficaz al poco tiempo (fig. 22.14).

Prótesis SCG (fig. 22.15)

Sus iniciales corresponden al nombre de su función y al de su creador M. Grau, de Barcelona (Supracondílea Grau).

Representa un notable avance sobre la prótesis KBM y suprime, con su particular diseño y sistema de encaje, los inconvenientes principales de aquel modelo.

A semejanza de la KBM, el borde del encaje anterior rodea la rótula, dejándola libre, las alas laterales se extienden por encima de los cóndilos femorales y la pared posterior llega a nivel de la línea articular de rodilla.

La particularidad consiste en que el encaje está constituido por tres piezas, un primer encaje blando moldeado en pelite, que se coloca directamente sobre la calceta del muñón, una pieza anterior superior laminada en plástico semirrígido que se acopla en la región anterior del encaje blando y que abarca el apoyo subrotuliano y las alas medial y lateral por encima de los cóndilos y, finalmente, el resto de la estructura rígida de la prótesis con el pie terminal, que completa el conjunto (fig. 22.16).



Figura 22.15

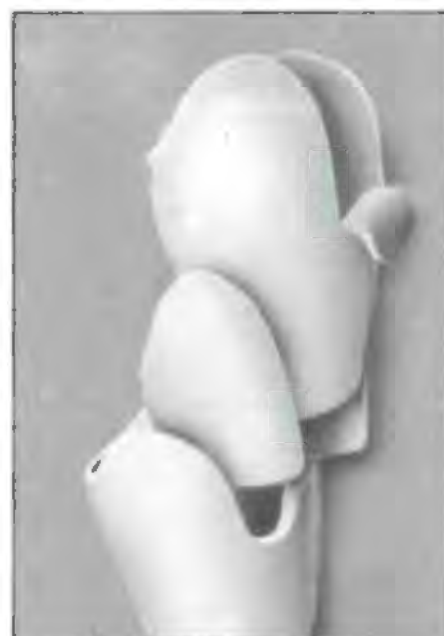


Figura 22.16

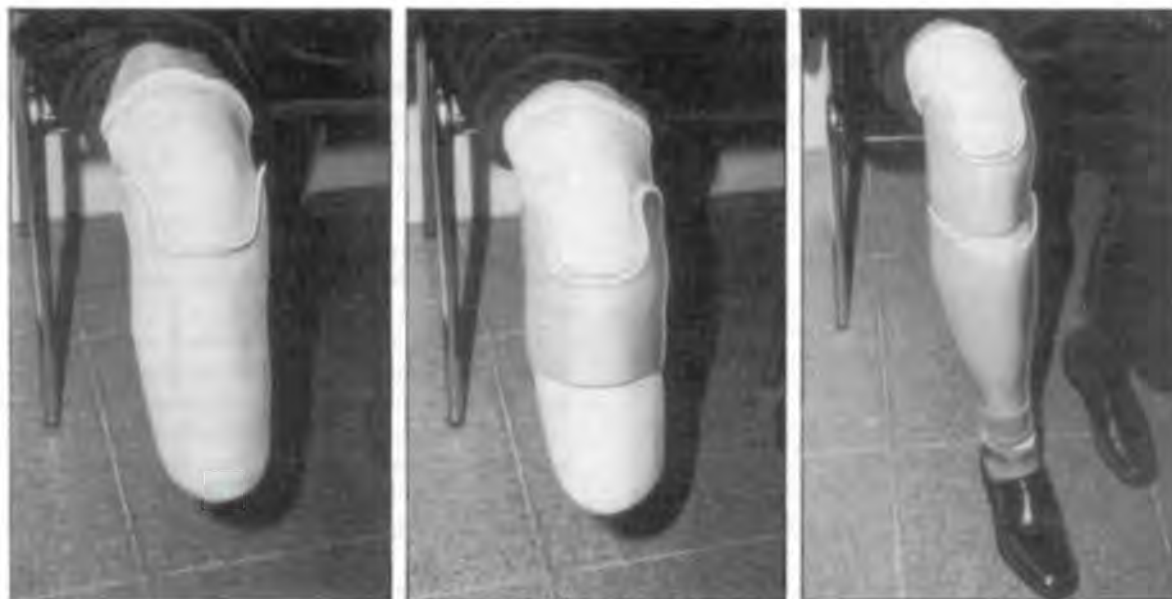


Figura 22.17

Al realizarse en tres etapas la colocación de la prótesis ésta permite alojar perfectamente el muñón dentro de ella, ya que una vez adaptado el segundo elemento que representa el apoyo rotuliano y la suspensión supracondílea, la flexibilidad de éste es la que logra el ajuste necesario sobre los cóndilos femorales al introducirlo a manera de pistón dentro de la estructura rígida de la prótesis (fig. 22.17).

Como en los modelos descritos anteriormente, la terminación de la estructura puede hacerse laminada o bien mediante un tubo central, revestido posteriormente con una funda de poliuretano blando cubierto a su vez por una media elástica de suave compresión.

BIBLIOGRAFÍA

- American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Atlas of Limb Prosthetics. Surgical and Prosthetic Principles*. C.V. Mosby, Saint Louis, 1981.
- Arga, A.: *Problemes d'appareillage et de rééducation des amputés de membre inférieur*. Ed. Librairie Maloine S.A. Paris, 1971.
- Boldingh, E. J. K.; Van Pijkeren, J.; Wijkman, D. W.: "Estudy on the value of the modified K.B.M. prosthesis compared with other types of prosthesis". *Prost. Orth. Int.*, 9, 79-82, 1985.
- Camós, J. M.; Goig, J. R.; Grau, M.: "Experiencia y resultados con una modificación de las prótesis KBM". *Problemática de los amputados de la extremidad inferior*. II Symposium Internacional de Rehabilitación. Ed. Mapfre, Madrid, 1978.
- Coombes, A. G. A.; Greenwood, C. D.: "Memory plastics for prosthetic and orthotic applications". *Prost. Orth. Int.*, 12, 143-151, 1988.
- Culhan, E. G.; Peat, M.; Newell, E.: "Below-knee amputation: a comparison of the effect of the SACH foot and single axis foot on electromyographic patterns during locomotion". *Prost. Orth. Int.*, 10, 15-12, 1980.
- 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.
- Fernie, G. R.; Griggs, G.; Bartlett, S.; Lunau, K.: "Shape sensing for computer aided below-knee prosthetic socket design". *Prost. Orth. Int.*, 9, 12-16, 1985.
- Foort, J.; Spiers, R.; Bannon, M.: "Experimental fittings of sockets for below-knee amputees using computer aided design and manufacturing techniques". *Prost. Orth. Int.*, 9, 46-47, 1985.
- Gerhardt, J. J.; King, P. S.; Zettl, J. H.: *Amputations immediate and early prosthetic management*. Hans Huber Publ. Bern, Stuttgart, Viena, 1982.
- Holstein, P.: "Ischaemic wound complications in above-knee amputations in relation to be skin perfusion pressure". *Prost. Orth. Int.*, 4, 81-86, 1980.
- Kerr, G.; Saleh, M.; Jarrett, M. O.: "An angular alignment protractor for use in alignment of below-knee prostheses". *Prost. Orth. Int.*, 8, 56-57, 1984.
- Köhler, P.; Lind, L.; Netz, P.: "Comparison of CAD-CAM and hand made sockets for P.T.B. prostheses". *Prost. Orth. Int.*, 13, 19-24, 1989.
- Lawrence, R. B.; Knox, W.; Crawford, H. V.: "Prothetic shape replication using computer controlled socket production". *Prost. Orth. Int.*, 9, 23-26, 1985.
- Murdoch, G.: *Prothetic and Orthotic Practice*. Edward Arnold Publ. Londres, 1970.
- Rubin, G.; Fisher, E.; Dixon, M.: "Prescription of above-knee and below-knee prostheses". *Prost. Orth. Int.*, 10, 117-124, 1986.
- Rusk, H. A.: *Rehabilitation Medicine*. C. V. Mosby, Saint Louis, 1977.
- Saunders, C. G.; Foort, J.; Banow, M.; Lean, D.; Panych, L.: "Computer aided design of prosthetic sockets for below-knee amputees". *Prost. Orth. Int.*, 17-22, 1985.
- Vitali, M.; Robinson, K. P.; Andrews, B. G.; Harris, E. E.: *Amputations and Prostheses*. Baillière Tindall. Londres, 1978.
- Wilson, B. A.: *Limb Prosthetics*. Robert E. Krieger Publ. Huntington, Nueva York, 1972.
- Yaramenko, G.; Andruhova, R. V.: "Below-knee amputation in patients with vascular disease and prosthetic fitting problems". *Prost. Orth. Int.*, 10, 125-128, 1986.

Prótesis para desarticulación de la rodilla

23

Técnica quirúrgica

Está especialmente indicada en pacientes de edad avanzada, por ser de ejecución sencilla, rápida y atraumática.

Descrita por Rogers en 1940, se la dejó de utilizar por no disponer en aquellos años de una prótesis adecuada para este nivel de amputación.

En la actualidad, los modernos sistemas de proteti- zación han revalorizado la desarticulación de rodilla, cuya técnica quirúrgica nos enseñó el Dr. Vitali en una visita realizada al Queen Mary's Hospital.

Antes de practicar la amputación es necesario efectuar el correspondiente estudio vascular. Constituye una contraindicación si en la exploración hallamos una flexión de cadera igual o superior a 20°.

Descripción

1. La incisión se inicia cuatro dedos por debajo de la tuberosidad anterior de la tibia, en un plano paralelo al suelo, continuándose lateralmente por dos incisiones ascendentes de unos 2 cm aproximadamente de longitud, que se unen posteriormente mediante una nueva incisión (fig. 23.1).

2. Se quita el periostio del extremo superior de la tibia hasta alcanzar la tuberosidad anterior, seccionando a este nivel el tendón rotuliano (fig. 23.2).

3. Se individualizan los cabos distales de los músculos isquiotibiales, fundamentalmente el bíceps y el semitendinoso.

4. A continuación se seccionan los ligamentos cruzados a nivel de su inserción en la tibia, que servirán de punto de anclaje para la reconstrucción mioplástica (fig. 23.3).

5. No se practica resección osteocartilaginosa a nivel de los cóndilos femorales ni de la rótula.

6. Una vez practicada la amputación se procede a la reconstrucción mioplástica, suturando el ligamento cruzado anterior al tendón rotuliano y el ligamento cruzado posterior a los músculos isquiotibiales, todo ello a nivel de la escotadura intercondílea (fig. 23.4).

7. Se recubren los cóndilos femorales con las partes blandas adyacentes, quedando situada la herida



Figura 23.1

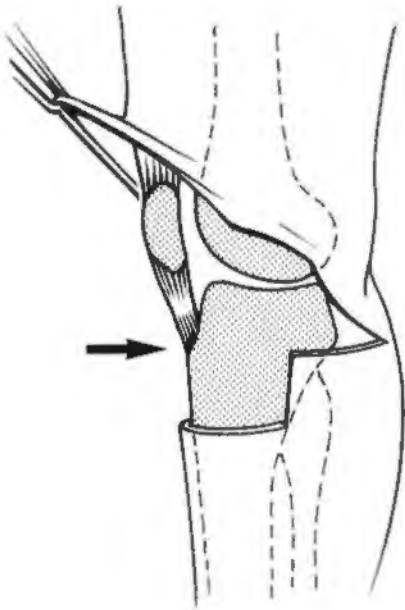


Figura 23.2

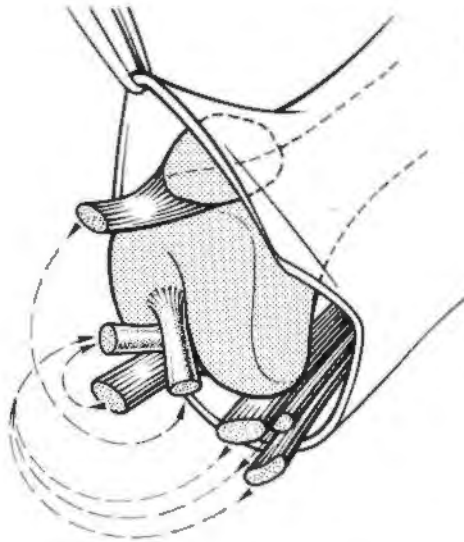


Figura 23.3

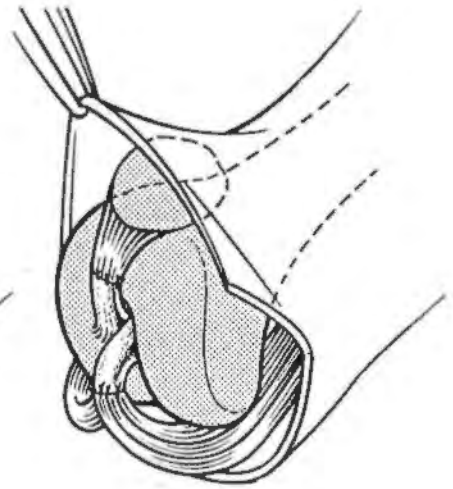
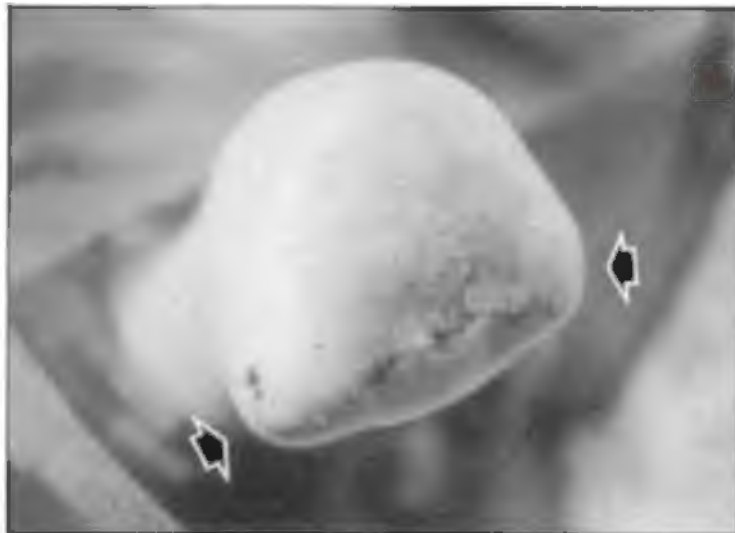


Figura 23.4



a



b

Figura 23.5

operatoria en la parte posterior del muñón. No deben resecarse las «orejas» de piel que quedan lateral y medialmente, para garantizar una buena irrigación (fig. 23.5a). La piel del muñón va reduciéndose progresivamente con la ayuda de vendajes elásticos, que conviene cambiar en forma periódica para ir remodelando el muñón (fig. 23.5b) y poder aplicar la prótesis adecuada.

Protetización

Desde el punto de vista protésico la desarticulación de rodilla puede considerarse actualmente un buen nivel de amputación por los siguientes motivos:

1. *Conserva la máxima longitud del brazo de palanca del muñón.* Es conocido que el momento de fuerza es igual a la fuerza por la distancia a la articulación ($M = F \times d$).

En la desarticulación de rodilla, la longitud del brazo de palanca permite que sean suficientes fuerzas de poca intensidad para realizar la marcha.

Además, la menor distancia entre la región distal del muñón y la terminal de la prótesis (pie protésico) hace que el paciente note menos el peso de la prótesis.

2. *No requiere sistemas adicionales para retener el muñón en su encaje.* En efecto, al ser el muñón más ancho en su parte inferior, evita que la prótesis se desplace hacia abajo. En el plano transversal la rótula evita la rotación de la prótesis (figs. 23.6 y 23.7).

3. *Reduce la inestabilidad mediolateral del cuerpo del amputado durante la marcha.* Esto se debe al perfecto anclaje del encaje al muñón por la acción de sujeción de los cóndilos femorales.

Tipos de prótesis

El problema principal para estos tipos de prótesis consiste en situar el centro de rotación de la rodilla protésica, al mismo nivel que el centro instantáneo de rotación de la rodilla anatómica. En efecto, alojar el mecanismo protésico en la zona distal del encaje, supone que, al flexionar la rodilla para sentarse, la mayor longitud de la parte superior haga que la



Figura 23.6



Figura 23.7

rodilla quede más adelantada respecto de la otra y que, además, la parte inferior correspondiente a la pantorrilla y al pie, al ser más corta, no llegue al suelo.

Funcionalmente, el hecho de que los ejes articulados de las rodillas queden a distinto nivel no influye para el desarrollo de la marcha; sin embargo, los pacientes no aceptan esta diferencia del nivel articular, ya que ello se traduce en un aspecto poco estético de las extremidades.

Prótesis convencional (fig. 23.8)

Por la razón antedicha, las prótesis convencionales se construyen a base de un corselete del muslo, moldeado en cuero, que llega proximalmente a 2,5 cm por debajo del perineo, cubre todo el muñón y se abre anteriormente mediante cordones que permiten ajustarlo al muñón.



Figura 23.8

En la zona terminal se coloca una almohadilla de gomaspuma para suavizar la presión distal del muñón sobre este punto, que soporta la mayor parte del peso del amputado.

El segmento inferior de la prótesis se puede construir en duraluminio o en plástico laminado. Externamente tiene la forma de una pantorrilla; internamente es vacío, con el fin de permitir que la zona distal del encaje del muslo penetre lo suficiente en su interior para que, mediante la acción de los movimientos de flexoextensión de las articulaciones externas que unen ambos elementos, la prótesis pueda realizar el giro necesario tanto para la marcha como para la sedestación (fig. 23.9). El pie terminal va provisto por lo general de una articulación a nivel maleolar y es flexible tanto en la punta como en el talón.

Con el fin de que la prótesis resulte poco pesada, especialmente en amputados infantiles y geriátricos,

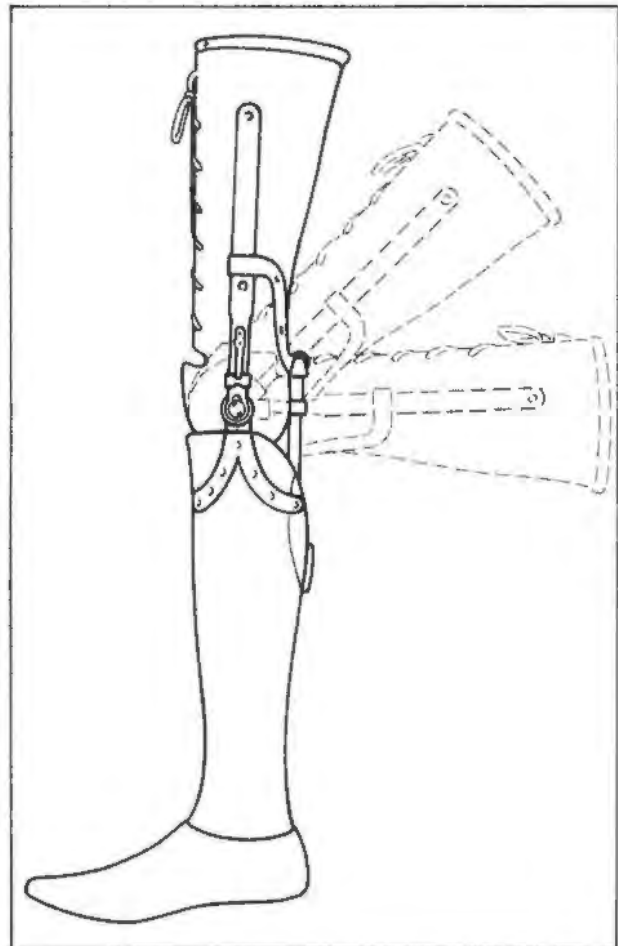


Figura 23.9

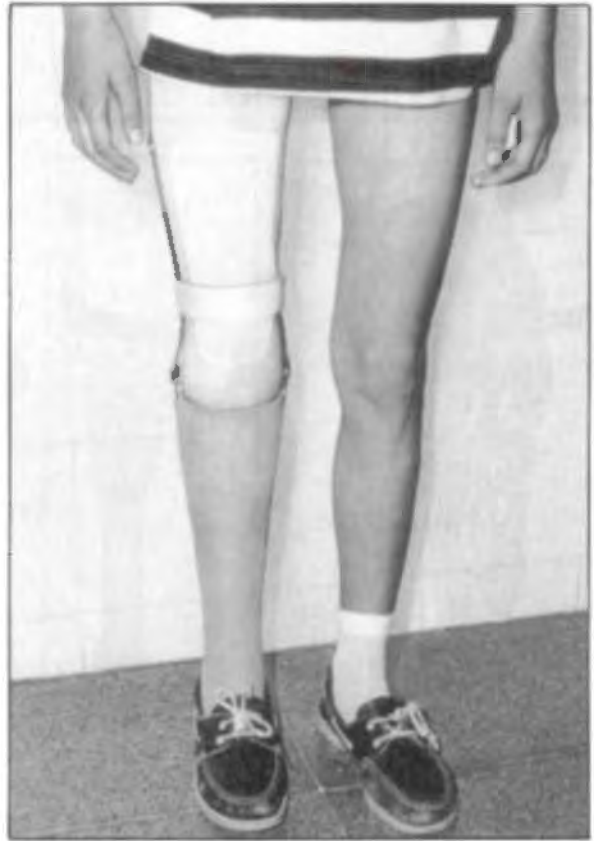
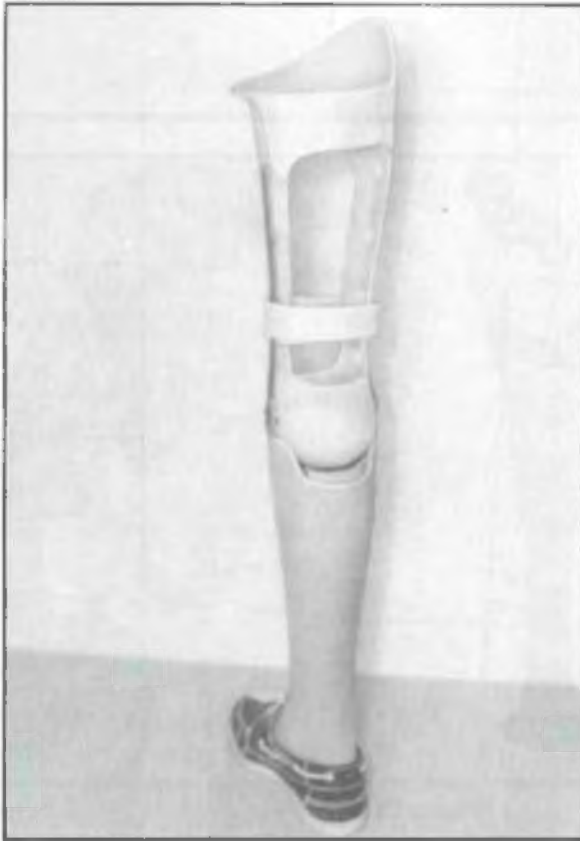


Figura 23.10



Figura 23.11



Figura 23.13

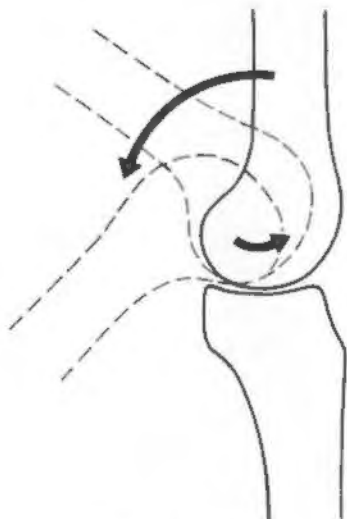


Figura 23.12

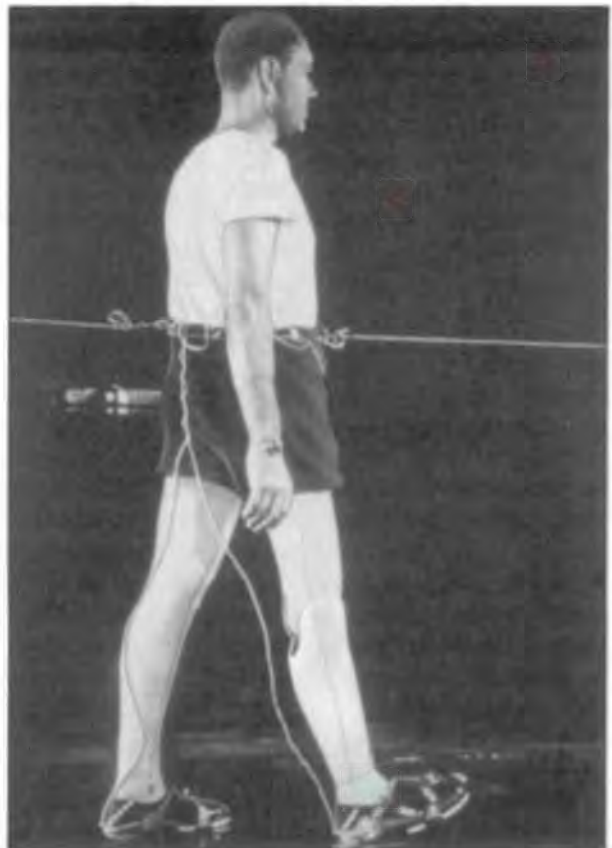


Figura 23.14



Figura 23.15



Figura 23.16

en algunos casos hemos preferido este sistema de prótesis con articulaciones mecánicas externas, pero moldeando el encaje en polipropileno por el sistema de bomba de vacío. A la zona proximal le hemos dado forma cuadrangular y apoyo isquiático. A nivel anterior y posterior del encaje hemos abierto unas ventanas amplias que, además de procurar buena ventilación al muñón permiten sentarse cómodamente al paciente al no interponerse la pared rígida del encaje entre la cara posterior del muslo y la superficie del asiento.

El segmento inferior de la prótesis lo recubrimos con una funda de poliuretano y una media, con lo que se logra un aspecto estético muy aceptable (fig. 23.10).

Prótesis de rodilla policéntrica de cuatro barras unidas (fig. 23.11)

Desarrollada por la Compañía J. E. Hanger del Queen Mary's Hospital, de Roehampton (Londres), constituyó uno de los primeros intentos de reproducción mecánica del movimiento del centro de rotación instantáneo de la rodilla, eliminando la diferencia de



Figura 23.17

giro geométrico que se origina entre la rodilla protésica uniaxial y una rodilla anatómica. En la figura 23.12 vemos cómo se mueve la articulación de la rodilla anatómica durante la flexoextensión. Mientras se produce el deslizamiento de la articulación, el centro instantáneo se va desplazando.

En la figura 23.13, podemos ver cómo al realizar el movimiento de flexión la combinación de las cuatro barras articuladas de la rodilla protésica hace mover el centro instantáneo de rotación de manera similar al de

la rodilla anatómica, lo que se traduce en que durante la marcha los movimientos articulares de la extremidad portadora de la prótesis y la de la sana sean semejantes, como se ha podido comprobar en el pasillo computarizado de marcha (fig. 23.14).

Además, al sentarse el paciente, merced al movimiento de deslizamiento de la articulación protésica, puede flexionarla a más de 120°, quedando la rodilla protésica y la sana al mismo nivel (fig. 23.15).

Una vez probada al paciente la prótesis se termina enfundando los elementos mecánicos esqueléticos dentro de unos elementos modulares prefabricados que dan a la prótesis la forma estética adecuada (fig. 23.16).

Como puede verse en la figura 23.17, el paciente puede caminar con normalidad.

Prótesis modular

La casa Otto Bock, de Alemania, ha diseñado y comercializado un modelo de rodilla para este tipo de amputados, basado asimismo en los movimientos anatómicos de la articulación de la rodilla, mediante la combinación de cuatro ejes unidos y articulados entre sí (fig. 23.18).

Mediante la utilización de unas piezas «adaptadas» especiales, esta rodilla se une a un sistema endosquelético que permite una buena alineación tanto estática como dinámica.



Figura 23.18. Elementos de la rodilla protésica

1. Anclaje para laminar
2. Parte superior de la articulación
3. Parte inferior de la articulación con núcleo de ajuste
4. Eje de pletina, completo
5. Pletina entre ejes
6. Biela entre ejes
7. Resorte de disco
8. Casquillo ranurado
9. Casquillo de eje
10. Arandela esférica
11. Tornillo cilíndrico
12. Varilla roscada
13. Arandela de seguridad
14. Tuerca de seguridad
15. Tope
16. Asiento del impulsor
17. Guía del impulsor
18. Resorte impulsor
19. Guía de plástico
20. Tuerca del impulsor, completa
21. Llave de tubo



Figura 23.19

La terminación de la prótesis se realiza mediante una funda de poliuretano, a la que se le da la forma deseada. Finalmente, el conjunto se cubre con una media elástica desde el pie a la zona proximal del muslo (fig. 23.19).

Encontramos suficientes ventajas desde el punto de vista técnico para aconsejar este tipo de prótesis:

a) *Comodidad.* El apoyo terminal y la considerable área de contacto entre el muñón y el encaje, hacen que las presiones queden distribuidas uniformemente.

b) *Brazo de palanca largo.* La longitud total del fémur y la acción conservada de los grupos musculares permiten un buen control de la prótesis.

c) *Buena retención del muñón en el encaje.* La acción de retención de los cóndilos femorales en la zona distal del encaje logra un buen ajuste del encaje al muñón, aun en la fase de balanceo cuando no actúa la fuerza de reacción del suelo.

d) *Reproducción de las funciones geométricas de la rodilla humana.* La colocación de los ejes articulares de la rodilla al mismo nivel y la similitud de movimientos entre la rodilla anatómica y la protésica consiguen una deambulación segura, sin cojera, y permiten al paciente sentarse con las rodillas al mismo nivel.

BIBLIOGRAFÍA

- American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Atlas of Limb Prosthetics, Surgical and Prosthetic Principles*. C. V. Mosby, Saint Louis, 1981.
- Murdoch, G.: *Prosthetic and Orthotic Practice*. Edward Arnold Publ. Londres, 1970.
- Padrós, W.; Fuentes, J. M.; Giménez, M.; Viladot, R.; Cohí, O.: "Nuevos conceptos sobre amputaciones en pacientes vasculares: desarticulación de rodilla". *Angiología*, vol. XXXII, n.º 5, 217-220, sep.-oct., 1980.
- Rubin, G.; Fischer, E.; Dixon, M.: "Prescription of above-knee and below-knee prostheses". *Prost. Orth. Int.*, 10, 117-124, 1986.
- Rusk, H. A.: *Rehabilitation Medicine*. C. V. Mosby, Saint Louis, 1977.
- Vitali, M.; Robinson, K. P.; Andrews, B. G.; Harris, E. E.: *Amputations and Prostheses*. Baillière Tindall, Londres, 1978.
- Wilson, B. A.: *Limb Prosthetics*. Robert E. Krieger Publ. Huntington, Nueva York, 1972.

Amputaciones por encima de la rodilla

24

Amputaciones a nivel del muslo

Las prótesis de contacto total se pueden adaptar satisfactoriamente a un muñón de amputación a nivel del muslo, obteniéndose una utilización excelente. De este modo aumenta el porcentaje de éxito de las prótesis por encima de la rodilla, cuyo nivel de satisfacción hasta la actualidad es sólo del 25 %, en comparación al 90 % de los amputados por debajo de la rodilla.

Indicaciones de amputación

La amputación por encima de la rodilla puede producirse por causas diferentes y, por lo tanto, la indicación y la conducta a seguir deben ser distintas.

- Amputaciones postraumáticas
- Amputaciones por procesos sépticos.
- Amputaciones por vasculopatías isquémicas.
- Amputaciones por tumores.

Amputaciones postraumáticas. En caso de graves atriciones de partes blandas con fracturas abiertas y gran conminución ósea, acompañadas de lesiones graves en troncos nerviosos y vasculares, entra en consideración como solución rápida y definitiva.

Amputación por proceso séptico. La amputación se planteará de forma diferente según la virulencia de la infección:

- Ante una *infección muy virulenta* (gangrena gaseosa, etc.), la amputación es un acto de supervivencia. Por tanto, se efectúa una amputación «en salchichón», seccionando de forma circular todos los tejidos a un mismo nivel. Además, se le asocian contraaberturas laterales.

- En *infecciones atenuadas o con supuración mínima* (seudoartrosis infectadas, etc.), la amputación se hará en general a nivel del foco de pseudoartrosis. En los casos con abundante supuración se amputarán las partes blandas formando dos amplias valvas a modo de tronco de cono. Se dejarán drenajes y se utilizará tracción cutánea. En caso de que la supuración sea mínima, después de una limpieza amplia del foco séptico, es posible obtener un muñón correcto y definitivo. La amputación se efectuará como una amputación reglada.

Amputación por vasculopatías. La amputación por indicación vascular es diferente de las amputaciones ortopédicas por el contexto médico y quirúrgico en el que se encuentra el enfermo.

En general se trata de enfermos con arteriopatías, de edad avanzada, que después de la amputación necesitan una reanimación médica permanente (cardíaca, renal, nutricional, etc.).

Amputación por tumor. La distancia de la amputación dependerá del tipo y de la localización de la tumoración, del grado de malignidad y de su difusión. En muchos casos deberá recurrirse a la desarticulación de la cadera.

En general en una amputación por encima de la rodilla se utilizará hemostasia preventiva. En las amputaciones muy altas o en las desarticulaciones de la cadera, la hemostasia se hará igualmente utilizando una banda de Esmarch estéril pasada por encima de un clavo de Steimann colocado en el ala iliaca.

En una amputación vascular (vasculopatía) no se utilizará hemostasia preventiva. En el caso de tumores, sobre todo malignos, es recomendable no traumatizar los tejidos con la colocación del Esmarch. Por consiguiente, se levantará la extremidad a la vertical durante 4-5 minutos colocando a continuación la banda de Esmarch en la raíz del muslo.

Nivel de amputación. Técnica quirúrgica

Amputación de Gritti

Se trata de una amputación inmediatamente por encima de la rodilla. Sólo los nuevos aparatos ortopédicos, prótesis fáciles de colocar y con apoyo isquiático y distal, permiten la amputación a sólo 5-6 cm por encima de la rodilla. La extirpación de los cóndilos femorales es suficiente para colocar una articulación protésica correcta sin alargar el componente femoral. El muñón obtenido es de buena calidad (el más largo de los muñones del muslo) y proporciona un brazo de palanca excelente.

Así pues, la amputación de Gritti es una técnica interesante a tener en cuenta en las amputaciones a nivel del muslo.

Técnica

Posición del enfermo. Actualmente preferimos colocar al enfermo en decúbito supino sobre la mesa ortopédica con la extremidad a amputar libre y con el pie sujeto por un ayudante durante el primer tiempo de la operación.

Tiempo cutáneo. La incisión diseña dos valvas, anterior y posterior. La valva anterior es larga, pasa por la tuberosidad anterior de la tibia y remonta lateralmente 3-4 cm el borde superior de los cóndilos femorales. La valva posterior, corta, pasa a nivel de la interlínea de la rodilla.

Sección muscular y tendinosa. Se secciona el tendón rotuliano en su parte medial y se reclina hacia arriba la rótula, tras la sección circular de todas las partes blandas a nivel de la rodilla.

Se libera el cuádriceps en su totalidad. Se separan los vastos del aparato extensor medial por dos incisiones verticales seccionando los alerones interno y externo.

Por detrás se disecan los isquiotibiales hasta por encima del borde superior de los cóndilos femorales.

Tiempo osteoplástico. El nivel de la sección del fémur se determina por la posición de la rótula. La sección del fémur se hará a 5-10 mm por encima del borde superior de la rótula. Se extirpa a continuación el cartílago articular de la rótula, aplicándola a tensión sobre el extremo inferior del fémur fusionada a él (fig. 24.1).

Tiempo vasculonervioso. El ciático y los vasos poplíteos son separados y disecados. El ciático es traccionado y seccionado a nivel alto. Los vasos se ligan separadamente a nivel lo más bajo posible.

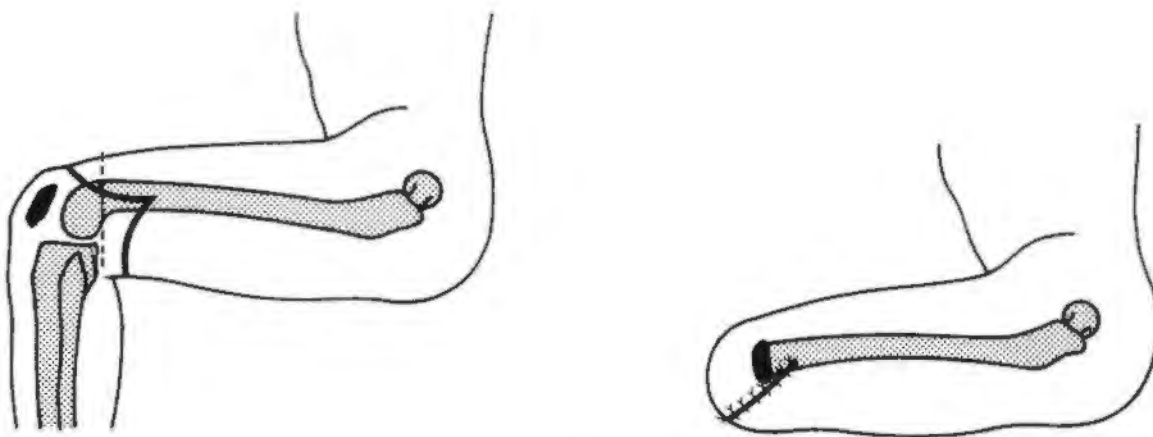


Figura 24.1

Retirada del manguito. Hemostasia rigurosa.

- Sutura tendinosa y perióstica. Primero se sutura el tendón rotuliano, por detrás del fémur, a los isquiotibiales, con el bíceps por fuera y el semimembranoso por dentro. Se sutura el periostio a los bordes laterales de la rótula. Finalmente, los vastos se suturan entre sí recubriendo las estructuras óseas (rótula).

- Sutura de la piel en un plano. Se inicia por la parte media y se continúa hacia dentro y afuera, regularizando los extremos del muñón por sección triangular cutánea. El muñón obtenido es cilíndrico. Se coloca un drenaje de Penrose y se termina con un vendaje apretado y extensión continua.

Amputación del tercio medio del muslo

A este nivel existen pequeñas variaciones según el tipo de prótesis a utilizar (fig. 24.2).

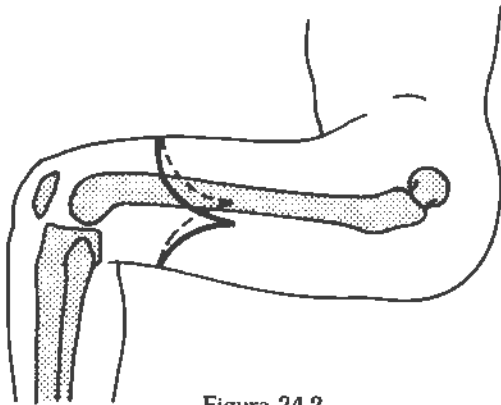


Figura 24.2

Muñón para prótesis clásicas

La posición del enfermo es idéntica a la descrita.

Tiempo cutáneo. Se diseñan dos valvas, la anterior más larga (4 a 6 cm) que la posterior. La incisión interesa piel, aponeurosis y fibras superficiales del músculo.

Amputación circular. En el extremo distal de la valva anterior se efectúa una incisión circular de todas las partes blandas. Las masas musculares se seccionan oblicuamente de la piel al hueso para disminuir el volumen del músculo (fig. 24.3).

Lateralmente, todas las masas musculares y aponeuróticas se seccionan también oblicuamente. Se secciona y regulariza el fémur y se ligan los vasos y los nervios. Se retira el manguito y se efectúa hemostasia rigurosa. Se sutura el plano musculoperióstico con cierre hermético de la cavidad medular.

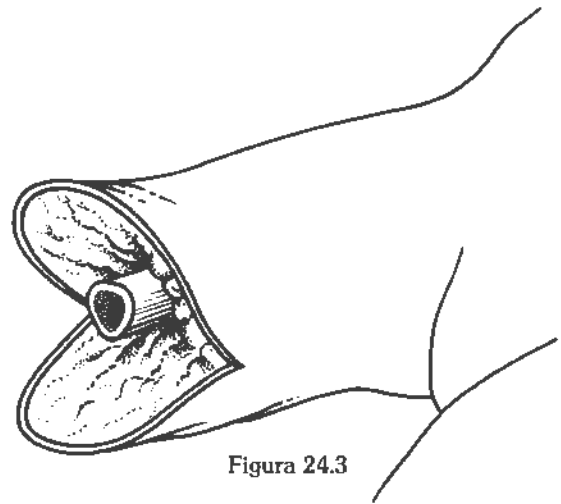


Figura 24.3

Sutura del plano musculoponeurótico. Se inicia por la parte media y se sigue lateralmente. La sutura obtenida tiene forma de cono, envolviendo perfectamente la extremidad distal del hueso. Esta sutura muscular para evitar actitudes viciosas se efectuará con el muslo en extensión completa y aducción.

Sutura cutánea. Es preferible hacerla en dos planos. El plano subcutáneo con catgut 00 y la piel con supramid 00. La sutura cutánea se hará en la parte posterior del muñón. Éste es cónico y bien almohadillado. Se colocan dos drenajes, uno profundo y otro subcutáneo, y finalmente el apósito y la extensión continua (fig. 24.4).

Según se desee utilizar prótesis de adherencia (succión) o de contacto, la amputación se efectuará con alguna pequeña variación a la descrita, sobre todo en

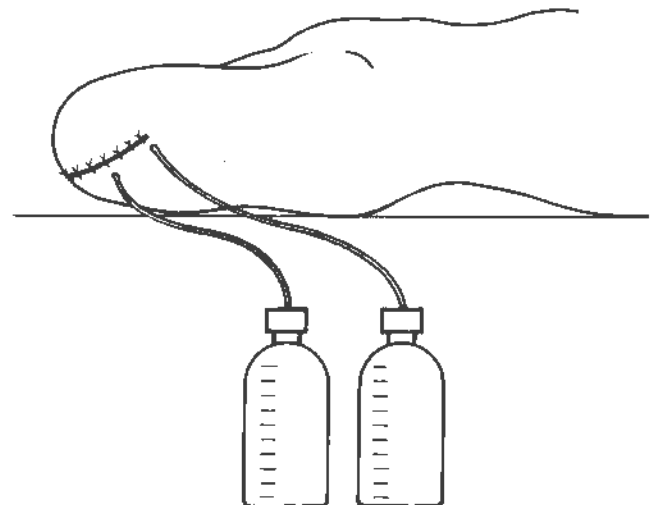


Figura 24.4

lo referente al plano muscular. Con todas las técnicas se debe procurar obtener muñones delgados y bien almohadillados. La prótesis elegida será diferente según la edad del enfermo, la causa de la amputación, el lugar donde viva y el tipo de trabajo.

En las personas de edad, artríticas y con mala coordinación neuromuscular es preferible una prótesis fácil de colocar y sencilla, con posibilidad de fijar la rodilla. En el joven es mejor la prótesis adherente (succión) o, preferiblemente, de contacto.

Es evidente que en la actualidad, con las diferentes técnicas de amputación y tipos de prótesis, pueden obtenerse resultados óptimos en cuanto a la funcionalidad y la calidad de vida del enfermo. Para ello es conveniente seguir los tiempos de la técnica quirúrgica con corrección a fin de tener muñones idóneos e indicar la prótesis ideal para cada caso.

BIBLIOGRAFÍA

- Barnes, R. W.; Thornhill, B.; Nix, L.; Rittgers, S. W.; Turley, G.: "Prediction of amputation wound healing: roles of Doppler ultrasound and digit photoplethysmography". *Arch. Surg.*, 116: 80, 1981.
- Burgess, E. M.; Matsen, F. A. III; Wyss, C. A.; Simmons, C. W.: "Segmental transcutaneous measurements of P02 in patients requiring below the knee amputation for peripheral vascular insufficiency". *J. Bone Joint Surg.*, 64 A: 378, 1982.
- Campbell: *Cirugía ortopédica*. 7.ª ed., tomo I, págs. 576-606.
- Jeusen, J. S.; Paulsen, M.; Krosinck, M.: "Through knee amputations". *Acta Orthop. Scand.*, 53: 463, 1982.
- Malone, J. W.; Moore, W. S.; Goldstone, J.: "Therapeutic and economic impact of a modern amputation program". *Ann. Surg.*, 189: 798, 1979.
- Porter, J. M.; Baur, G. M.; Taylor, L. M. Jr.: "Lower extremity amputations for ischemia". *Arch. Surg.*, 116: 89, 1981.
- Tauzer, T. L.; Horne, J. G.: "The assessment of skin viability using fluorescein angiography prior to amputation". *J. Bone Joint Surg.*, 64 A: 880, 1982.
- Volpielli, L. J.; Chambers, R. B.; Wagner, F. W. Jr.: "Amputation levels of bilateral lower extremity amputees: and analysis of one hundred and three cases". *J. Bone Joint Surg.*, 65 A: 599, 1983.

Prótesis para amputaciones por encima de la rodilla | 25

Las condiciones del muñón referidas a su nivel de amputación, estado de la musculatura, consistencia del tejido subcutáneo, cicatrices, etc., además de las circunstancias físicas y psíquicas del paciente, influyen muy directamente en el tipo de prótesis adecuada para conseguir restablecer un patrón de marcha aceptable en el amputado.

En cuanto al nivel, para lograr un buen control del

encaje y aplicar el tipo de rodilla protésica más conveniente se requerirán, distalmente, por lo menos 10 cm desde la sección del fémur hasta la articulación de la rodilla (fig. 25.1).

Por el otro extremo, proximalmente, para poder fijar el encaje al muñón será necesario un mínimo de 15 cm desde el perineo a la sección del fémur (fig. 25.2).

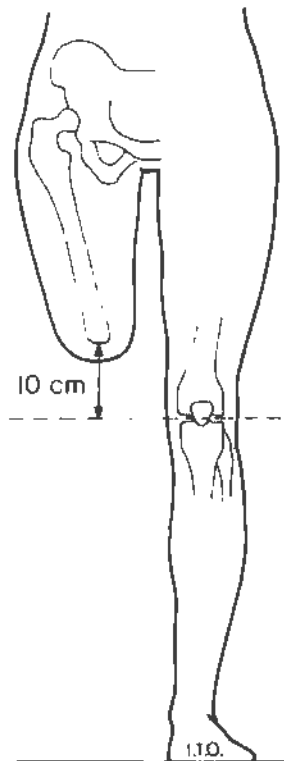


Figura 25.1

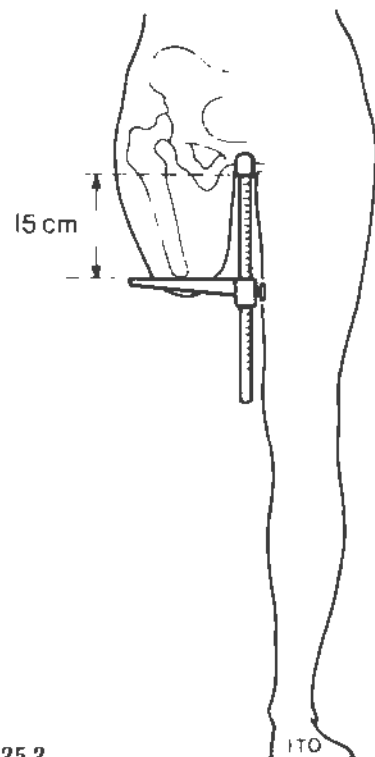


Figura 25.2

Cualquier nivel de amputación del fémur que se encuentre entre estos dos puede considerarse bueno para la aplicación de una prótesis.

Los factores básicos que influyen en una buena función de la prótesis por encima de la rodilla son:

- Tipo de encaje.
- Modelo y características de la articulación mecánica de la rodilla.
- Conjunto tobillo-pie seleccionado.
- Correcta alineación.
- Peso adecuado.
- Sistema seguro de suspensión de la prótesis.

Tipos de encajes

Han ido evolucionando con el tiempo. Los más conocidos son el convencional, el cuadrangular y el de contacto total.

Actualmente, la incorporación de los ordenadores para el diseño de los encajes va logrando otros tipos influidos tanto por materiales nuevos como por técnicas distintas que amplían las posibilidades de lograr encajes más cómodos y funcionales.

Encaje convencional

Se utiliza ya desde la época de Ambroise Paré, aunque se conocen prótesis anteriores construidas con este sistema o parecidos.

Aún hoy en día, algunos amputados habituados al encaje convencional lo usan con prótesis convencionales porque no les es posible adaptarse a nuevas tecnologías.

El peso del paciente se soporta principalmente en la región glútea, la tuberosidad isquiática y las zonas lateral y medial del muñón. En cambio, la región distal queda totalmente abierta y no soporta carga alguna (fig. 25.3).

La forma del encaje es cónica y el borde proximal tiene la misma altura medial, lateral, anterior y posterior. Este encaje se conoce con el nombre de «tapón», porque el muñón se inserta dentro de él igual que lo hace un tapón.

El principal inconveniente es que la presión resulta excesiva sobre las zonas óseas y grupos musculares potentes y, en cambio, no se ajusta sobre las partes blandas. Ello produce una acción de pistón entre el muñón y el encaje, que hace necesaria la ayuda de un cinturón y, a veces, la de una articulación mecánica de cadera para retener la prótesis. Este sistema constitu-

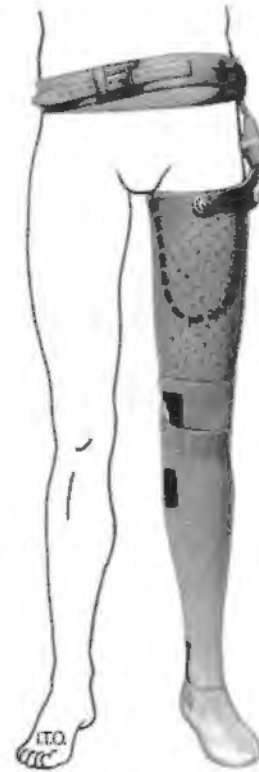


Figura 25.3

ye una fuente de problemas porque limita la movilidad de la prótesis y dificulta la acción de sentarse.

El hecho de concentrar el soporte del peso en el borde proximal del encaje produce estiramientos cutáneos, lesiones y erosiones sobre esta zona.

Además, al quedar suspendida y constreñida por su base, la zona distal del muñón no se irriga correctamente, por lo que es frecuente la formación de edemas a este nivel.

Por lo general, estos encajes se construían en cuero moldeado, madera o aluminio.

Encajes cuadrangulares

Difieren sustancialmente de la forma cilíndrica del muñón. Las diferencias provienen de las modificaciones realizadas con el fin de distribuir las presiones. El interior del encaje lo forman cuatro lados de contorno irregular con entrantes y salientes. Los entrantes sirven para presionar determinadas áreas de tejido blando con el fin de ayudar a soportar peso, mientras que los salientes evitan presiones excesivas sobre los músculos en contracción, tendones y puntos óseos prominentes (fig. 25.4a).

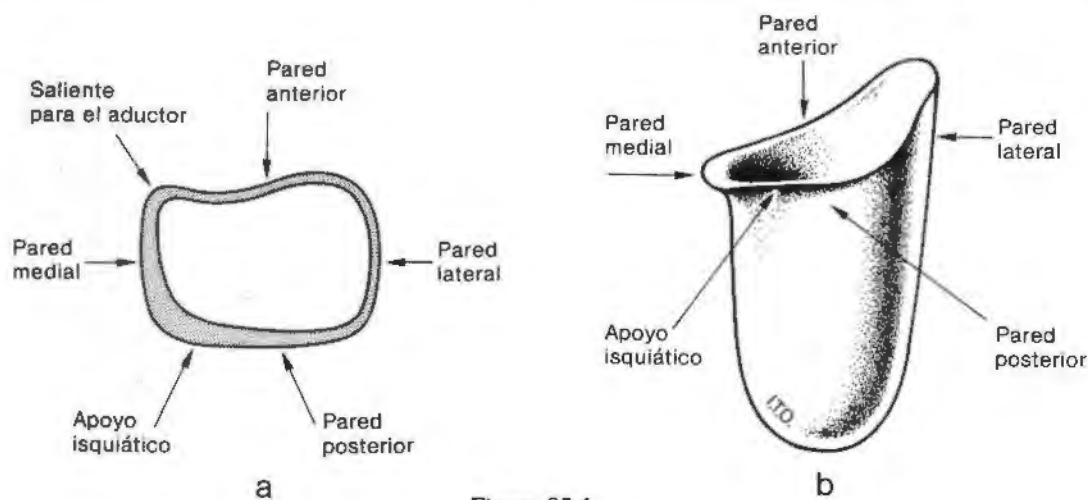


Figura 25.4

La altura de los lados del encaje es desigual. La pared o lado medial transcurre horizontal a 1,5 cm por debajo del perineo y se une a la pared posterior, de igual altura, hasta unos 2/3 de la longitud total, donde comienza a ascender hasta alcanzar el nivel más alto a la mitad de la longitud de la pared lateral. A partir de aquí, desciende de nuevo hasta situarse en la pared anterior, por debajo del pliegue inguinal, para unirse finalmente a la pared medial a la misma altura de aquélla. Las alturas diferentes obedecen a causas concretas. La parte anterior, unos 7 cm más alta que la posterior, tiene la misión de no permitir el desplazamiento del muñón hacia delante y mantener el isquion sobre su apoyo (fig. 25.4b).

La zona medial no debe presionar el perineo cuando el paciente camina o está de pie. La región posterior es horizontal al suelo y se sitúa por debajo de la tuberosidad isquiática. Es el punto principal de soporte del peso del amputado. La pared lateral asciende en su punto medio unos 10 cm aproximadamente, con respecto a la zona perineal. Es el lado más alto y tiene por misión contribuir a que el amputado no se balancee durante la marcha (fig. 25.5).

Encaje de contacto total

La característica más importante de los encajes cuadrangulares actuales es que están en contacto total con el muñón, incluyendo su extremo distal.

Presentan unas claras mejoras con respecto a los encajes convencionales:

- Contribuyen a normalizar la circulación sanguí-

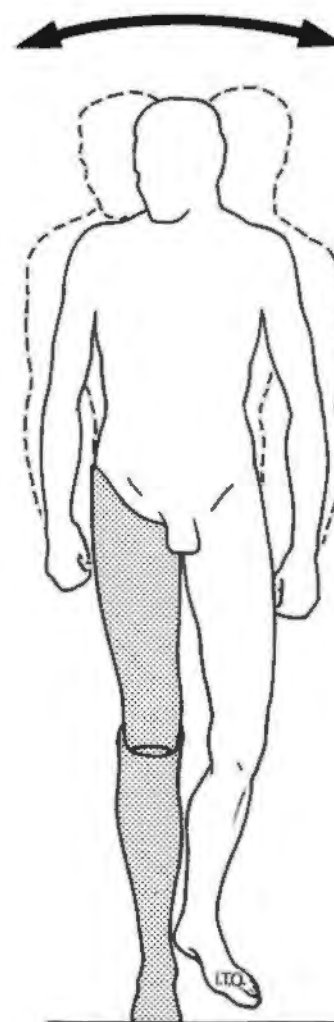


Figura 25.5

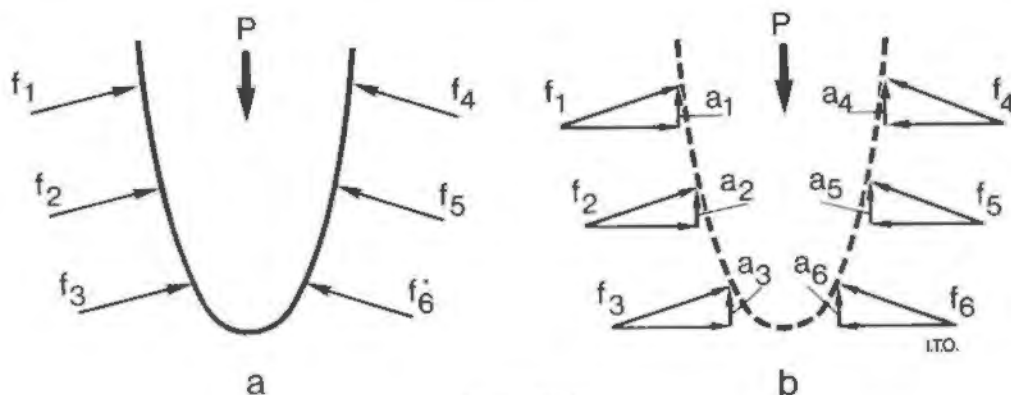


Figura 25.6

nea del muñón y ayudan al retorno venoso. Esto evita la formación de edemas y problemas dermatológicos.

Aumentan el área de soporte del peso del cuerpo, y distribuyen mejor los puntos de presión.

- Estimulan la respuesta sensorial del muñón, proporcionando al amputado un buen control de su prótesis.

Biomecánicamente, el encaje de contacto total distribuye la carga de la siguiente forma.

Las fuerzas aplicadas por el muñón al encaje han de ser iguales al peso soportado por la prótesis. En la figura 25.6a las fuerzas del encaje están representadas por $f_1, f_2, f_3, f_4, f_5, f_6$. Los componentes verticales de estas fuerzas que se oponen a la fuerza P (peso) descendente serán las realmente actuantes. En la figura 25.6b se representan los componentes verticales por a_1, a_2, a_3, a_4, a_5 y a_6 . La suma de a_1, a_2, a_3, a_4, a_5 y a_6 es igual y opuesta a P , mientras que en la figura 25.6a la suma f_1, f_2, f_3, f_4, f_5 y f_6 es mayor que el peso representado por P .

Rodillas protésicas

Pueden ser de dos tipos: exoesqueléticas y endoesqueléticas o modulares.

Las exoesqueléticas se construyen de madera con mecanismos de acero y, aunque se recubren de plástico laminado, sus mecanismos quedan a la vista (fig. 25.7).

Están indicadas en pacientes jóvenes, de peso importante o de intensa actividad física. Para los amputados de edad, que requieren prótesis más ligeras, se construyen de plástico rígido (fig. 25.8). Las endoes-

queléticas son de tamaño reducido, construidas en acero o titanio, y se acoplan a los diferentes elementos modulares en el interior de una funda estética de poliuretano a la que se le da la forma y la dimensión de la extremidad inferior contralateral (fig. 25.9).

Atendiendo al número de ejes, las rodillas pueden ser uniaxiales (de un solo eje) o policéntricas (de dos o cuatro ejes).



Figura 25.7



Figura 25.8

En cuanto a la amplitud y la forma de realizar el movimiento pueden clasificarse en:

Rodillas libres

Cuando realizan la flexoextensión por la inercia del impulso de la acción de palanca del muñón girando sobre uno o más ejes por los efectos que producen los momentos de fuerza y gravedad.

Rodillas con impulso a la extensión (fig. 25.10)

La ayuda de un mecanismo situado en la zona articulada permite que la rodilla de la prótesis, en la fase de despegue de los dedos, inicie automáticamente el balanceo y la extensión al perder el pie contacto con el suelo. Amortigua el golpe cuando en el momento del choque del talón la rodilla se frena a 180° merced a la acción del tope anterior. Mecanismos más complejos controlan el tiempo de recorrido del arco de balanceo del segmento inferior de la prótesis, para adaptarlo al tipo de marcha del paciente según ésta sea lenta, normal o rápida.

Rodillas hidráulicas

Los mecanismos hidráulicos que regulan la flexoextensión permiten una deambulación silenciosa, con la posibilidad de variar, por el solo impulso de la fuerza del muñón, el ciclo de marcha, pudiendo pasar el amputado desde una lenta a otra más rápida, y viceversa, con toda normalidad (fig. 25.11).

Finalmente, en amputados de edad avanzada, con poca fuerza y equilibrio, son útiles las rodillas con freno de fricción y las de cierre manual.

Rodillas con freno de fricción

Consiguen la estabilidad al cargar el peso durante la fase de apoyo, impidiendo la flexión súbita de la rodilla.

La acción se realiza con el contacto de las superficies del freno situadas en las secciones inferior y superior de la articulación, que durante la fase de balanceo sólo contactan ligeramente, y cuando el paciente carga su peso sobre la prótesis, ambas superficies contactan con firmeza frenando la flexión.

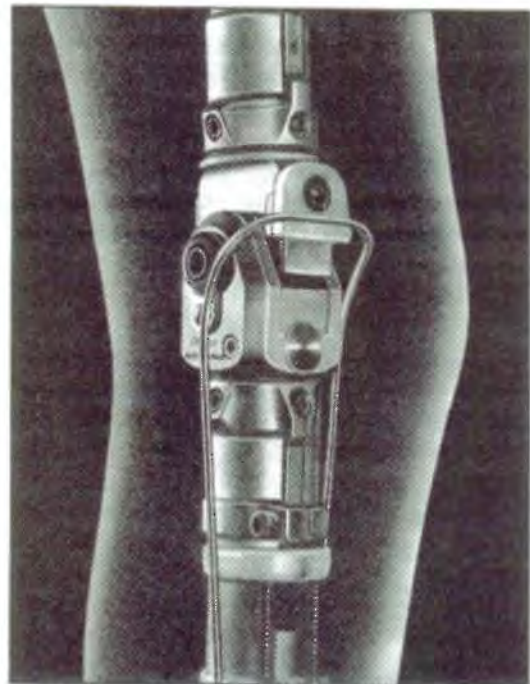


Figura 25.9



Figura 25.10



Figura 25.11

Rodillas de cierre manual

Consiguen la máxima garantía de estabilidad en cualquier fase de la marcha. Mediante una palanca, el amputado controla la acción de bloqueo y desbloqueo de la articulación. Cuando la rodilla está en extensión, el cierre bloquea automáticamente la articulación, a menos que se coloque la palanca en otra posición que impida el bloqueo. Cuando el paciente quiere sentarse, acciona la palanca por encima de la ropa y la rodilla se flexiona libremente.

La principal desventaja de este sistema de cierre manual es que el paciente ha de caminar sin flexionar la rodilla, lo que le fuerza a realizar movimientos poco estéticos.

El bloqueo de rodilla está indicado en amputados de edad, con escasa coordinación de movimientos y de musculatura débil.

Conjunto tobillo-pie

Es el mismo que se usa para las prótesis por debajo de la rodilla.

Los que se usan con más frecuencia son: el pie tipo Sach no articulado, el articulado de un eje y el de movimiento combinado.

La elección de uno u otro dependerá de la longitud del muñón; si el estado físico, el peso o la actividad del amputado no hacen variar el criterio, a un muñón corto le corresponde un pie articulado, mientras que a otro largo le corresponde un pie Sach.

Tobillo y pie Sach (fig. 25.12a)

(Tobillo y parte central del pie sólidos, con antepié y talón blandos)

Consta de una quilla central de madera recubierta de material flexible, con una plantilla también flexible que se extiende desde el talón a la punta de los dedos.

La sujeción del conjunto al resto de la prótesis se realiza con un tornillo, cuya cabeza se aloja en la zona inferior del talón y cuya punta se enrosca en un casquillo situado en el interior del elemento protésico del tobillo.

La flexibilidad del antepié suple, en parte, el movimiento flexor. La compresión del talón suple el movimiento extensor. El talón blando tiene diferentes grados de compresión, que se seleccionan de acuerdo con el nivel de la amputación, el peso del cuerpo y la capacidad de control de la prótesis. Por la simplicidad de su concepción y buenos resultados, este tipo de pie es uno de los más usados para prótesis tanto por debajo como por encima de la rodilla.

Tobillo y pie articulados (fig. 25.12b)

Consta de un eje transversal del tobillo sobre el que el pie realiza la flexión plantar y dorsal.

Cuando el pie realiza la flexión plantar, se comprime el cilindro de goma posterior al eje resistiéndose al movimiento. Permite un movimiento aproximado de 15°. En la flexión dorsal el movimiento se controla mediante un tope anterior de goma, fieltro o plástico. En este caso, la amplitud de movimiento es sólo de unos 5° aunque la acción es ayudada por una articulación de los dedos y/o por un antepié flexible.



Figura 25.12

Tobillo y pie de movimiento combinado (fig. 25.12c)

La articulación de este conjunto permite movimientos del pie en cualquier dirección.

El extremo inferior del bloque del tobillo tiene forma de arco hacia abajo y se acopla a la pieza de goma dispuesta sobre la parte alta central de la quilla del pie. Esta forma le permite rotar sobre el eje transversal de la articulación del tobillo para los movimientos de flexoextensión. La situación del eje transversal en un

medio flexible proporciona al pie un movimiento mediolateral y de suave rotación. Este mecanismo, tipo Greissinger, permite al pie adaptarse a cualquier superficie y absorber algunas fuerzas de torsión que se crean con la marcha.

Sin embargo, su uso debe limitarse a personas con dominio del equilibrio que necesiten una gran movilidad del pie para transitar por terrenos irregulares.

Alineación de las prótesis

Es la posición relativa del encaje con respecto al eje de la rodilla, pierna y pie.

En las prótesis distinguimos alineaciones de dos tipos: la estática y la dinámica.

Alineación estática

Es aquella en que la fuerza del peso del amputado y la de reacción que proviene del suelo actúan en la misma línea. Corresponde a la posición bipodal del amputado (fig. 25.13).

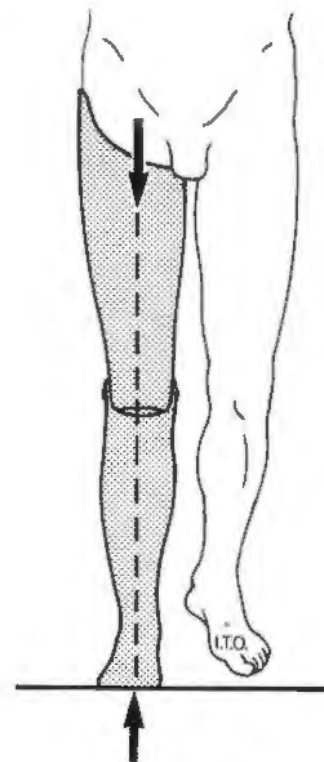


Figura 25.13

Alineación dinámica

Es aquella en que las fuerzas y las contrafuerzas no son colineales. El encaje cambia su relación angular respecto al muñón y origina contrafuerzas que se oponen al cambio angular. Corresponde a las distintas fases de la marcha del amputado.

Una buena alineación será la que, tanto en posición bipodal estática como durante la deambulación, consiga que la prótesis no desequilibre el cuerpo del amputado ni en el plano mediolateral, ni en el anteroposterior, ni en la fase de balanceo.

Sistemas de suspensión

Las prótesis con encajes convencionales tipo tapón o incluso las de encaje cuadrangular, cuando se usan en muñones cortos o de superficie muy irregular, utilizan sistemas de suspensión del tipo de tirantes por encima de los hombros (bandolera) o bien del tipo «cinturón silesiano», que sujeta la prótesis desde la cintura. Existen muchos modelos y, en cualquier caso, el protésico adaptará el que mejor se ajuste al amputado y le resulte más cómodo.



Figura 25.14

El sistema de suspensión puede ser de ventosa o succión cuando el muñón tiene una longitud igual o superior a un tercio de su longitud total, un buen tono muscular y el encaje de la prótesis sea de contacto total.

Para ello se practica un orificio en la zona distal del encaje al que se aplica una ventosa (fig. 25.14) que permite, mediante una válvula, extraer el aire residual del encaje, una vez introducido el muñón en su interior. Esta válvula impide la salida y entrada del aire, mientras no se pulse con energía el botón central de su mecanismo.

Este sistema de suspensión procura mayor libertad de movimiento, enseñando al amputado a usar la musculatura del muñón para retener la prótesis. Con el encaje bien ajustado, el paciente tiene una sensación subjetiva de seguridad al quedar solidarizada por completo la prótesis al muñón.

Modelos de prótesis

Básicamente son dos: la exoesquelética y la endoesquelética o modular.

Prótesis exoesquelética (fig. 25.15)

Son las que externamente no llevan funda y su acabado es a base de plástico laminado. Los elementos de la rodilla y del tobillo-pie quedan a la vista, formando una estructura sólida del conjunto de la prótesis.

Las características diferenciales las dan la variedad de elementos protésicos descritos anteriormente, como pueden ser encajes convencionales o de contacto total, rodillas uniaxiales o policéntricas, con bloqueo o sin él, etc.

En cuanto al pie, pueden ser del tipo Sach, articulado, Greissinger, etc.

También puede variar el tipo de suspensión: por ventosa o de succión, con cinturón silesiano, de bandolera, etc.

Las prótesis exoesqueléticas por lo general son más resistentes y por tanto de mayor duración. Por el contrario, son algo más pesadas y no tan estéticas como las modulares.

Prótesis modulares o endoesqueléticas

Los componentes del sistema modular se muestran en la figura 25.16.

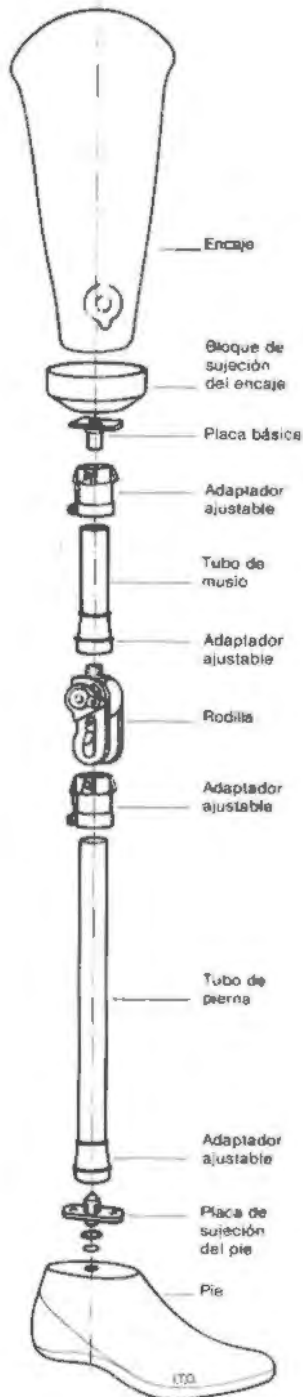


Figura 25.16



Figura 25.15



Figura 25.17

Una pieza de tubo, con sus adaptadores ajustables a los extremos, conecta la unidad de rodilla y las piezas de tobillo-pie. Igualmente, un tubo de muslo con adaptadores en ambos extremos conecta la pieza de rodilla con el encaje. Una vez alineado adecuadamente, el conjunto queda alojado dentro de un tubo de poliuretano, al que se le dan la forma y las dimensiones de la extremidad sana, para finalmente recubrir toda la prótesis desde la punta del pie hasta la zona proximal del encaje con una media elástica (fig. 25.17).

Por lo general, este tipo de prótesis resulta más ligera que las exoesqueléticas. Su acabado resulta sumamente estético y su mecanismo muy silencioso, circunstancias que las hacen preferirlas a pacientes femeninas, que pueden vestir faldas normales.

Desarticulación de cadera y hemipelvectomías

26

Desarticulación de cadera

Introducción

En el tratamiento de los tumores que afectan al aparato locomotor, tanto los de localización esquelética como los que tienen su origen en las partes blandas, la cirugía radical llegando hasta tejido sano es de suma utilidad cuando el tumor no puede ser controlado aplicando otros métodos más conservadores.

Las actuales unidades de tratamiento de patología tumoral, siguiendo los criterios de Enneking y de Campanacci, son el resultado de la actuación sincronizada de oncólogos, cirujanos ortopédicos, radiólogos, histopatólogos, etc., que colaboran en el diagnóstico y pronóstico del tumor, tras la correcta interpretación de los datos clínicos, radiológicos e histológicos de cada caso. Deben citarse también las técnicas con que cuenta todo gran hospital y que sirven de ayuda diagnóstica, como son la gammagrafía, la arteriografía, la ecografía, la resonancia magnética nuclear (RMN) y, por supuesto, la TAC, muy útil en tórax, pelvis y cintura escapular. Al igual que la RMN, esta exploración sirve para conocer la extensión tumoral dentro de la misma diáfisis ósea y con ello poder establecer con precisión la extensión real de la progresión tumoral endostal. Toda esta información es útil para ir planificando la

estrategia quirúrgica a desarrollar en el tratamiento de los tumores esqueléticos.

Para el diagnóstico de certeza es primordial la biopsia del tumor, que se puede realizar a cielo abierto o de manera percutánea, con instrumental adecuado.

Se ha de actuar de manera atraumática y cuidadosa sin romper los compartimientos naturales, evitando hacer extracompartimental lo que estaba perfectamente delimitado. Hay que evitar la difusión del tumor y tomar precauciones al cerrar la herida operatoria taponando con metilmetacrilato las corticales óseas abiertas para la obtención de material biopsico. La vía de acceso para la realización de la biopsia será idéntica a la que se empleará, si es necesario, para el abordaje quirúrgico, con la finalidad de no dejar conos de acceso biopsico en la extremidad intervenida, por donde pudieran proliferar las recidivas.

En cirugía tumoral reviste gran importancia el conocimiento de la gradación histológica del tumor en cuanto a su malignidad. Seguimos la clasificación de Broders, sobre el grado de indiferenciación celular. Kreicberg asocia los estudios sobre el DNA en los sarcomas, mediante técnicas de *microespectrofotometría* o bien la *fluocitometría*, con las cuales se obtiene mayor información respecto a la agresividad tumoral, en particular en los condrosarcomas, en los que la cirugía tiene un campo especial, dado que no son tributarios de radioterapia y que la quimioterapia tampoco resulta eficaz.

Indicaciones

Es una técnica quirúrgica de indicación precisa y poco frecuente que puede ser útil para tratar los siguientes problemas en cirugía del aparato locomotor:

- Tumores óseos malignos que afectan la extremidad inferior.
- Traumatismos complejos femorales con lesión vascular.
- Patología séptica. Osteomielitis femoral crónica.
- Casos de gangrena gaseosa.
- Tumores malignos de partes blandas.
- Procesos diversos por endoprótesis u otro tipo de implante.
- Recidivas tumorales locales.
- Tumores de partes blandas extracompartimentales.
- Fracagos de terapias para salvar una extremidad.

Técnica quirúrgica

Se efectúa el estudio mediante radiografía de pelvis y arteriografía (fig. 26.1), para la visualización de los vasos femoroilíacos. Se examinan también las condiciones de las partes blandas con el fin de dibujar el colgajo de cobertura, que generalmente abarca desde la zona glútea posterior hasta la zona anterior inguinal. Si no ofrece garantías puede ser preferible la variante de cobertura anterior cuadrípital, hacia la zona glútea.

Las descripciones de esta técnica se deben a Kirk (1943), Boyd (1947), Slocum (1949) y Cooper (1971), y el perfeccionamiento actual a Sugarbaker y Nicholson del National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, con sus descripciones fundamentalmente orientadas en patología quirúrgica tumoral.



Figura 26.1. Osteosarcoma femoral en estadio II.B.No.Mo. Arteriografía femoropoplítea sin invasión de las paredes vasculares por el tumor.

El paciente está sometido al estudio preoperatorio rutinario y debe disponerse siempre de sangre en reserva para evitar que se produzca un shock hipovolémico peroperatorio. Tras la intubación, se procede a instalar una sonda vesicouretral permanente, aislando la zona genital en el varón y verificando que exista una abducción de caderas suficiente para el acceso a la porción proximal de los aductores y que el rasurado de la zona perineal sea el adecuado.

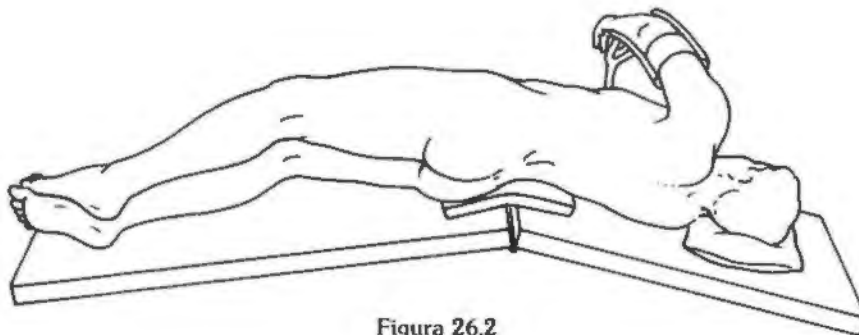


Figura 26.2

En el primer tiempo la posición del paciente es en decúbito supino, de forma que se pueda acceder con entera libertad al arco crural. En el segundo tiempo posterior o glúteo pueden efectuarse variantes: la primera es que el paciente gire el tronco, como si fuera a realizarse el abordaje de Moore de su cadera (fig. 26.2), y la segunda consiste en traccionar al cenit la extremidad desde la rodilla y el pie, para que el cirujano pueda acceder a la zona del colgajo glúteo.

Se efectúa una línea de incisión desde la espina ilíaca anterosuperior hasta la sínfisis del pubis, siguiendo unos centímetros por debajo del arco crural. Se alcanzan los límites superiores del triángulo de Scar-

pa. Se identifica el músculo sartorio y el paquete vasculonervioso: arteria y vena femorales y nervio crural. A continuación se pasan unas lazadas de material no reabsorbible para hacer una doble ligadura de los vasos y luego, con sutura vascular, se cierra la abertura de la luz arterial para evitar posibles hemorragias.

En el tiempo vascular se ha de comprobar que la arteria femoral profunda quede igualmente ligada, dado que pueden producirse hemorragias. El nervio crural se liga y cauteriza, buscando su retracción en la herida operatoria.

Se seccionan con electrocauterio los músculos sartorio y tensor de la fascia lata. A partir de este momento es necesario ampliar la incisión de piel desde la cresta ilíaca hacia el trocánter mayor en su porción anterior, lo que permite alcanzar, tras la sección del tensor de la fascia lata y del recto anterior, la cápsula coxofemoral.

A continuación se sigue hacia la parte interna. Los músculos aductores se seccionan con electrocauterio y el músculo obturador externo se identifica para visualizar el nervio obturador y la arteria y vena obturadoras, las cuales deben ser convenientemente ligadas para evitar hemorragias. Tras estas secciones musculares en la parte interna, ya se ven los músculos isquiotibiales, con lo que se inicia el tiempo posterior (fig. 26.3 a y b).

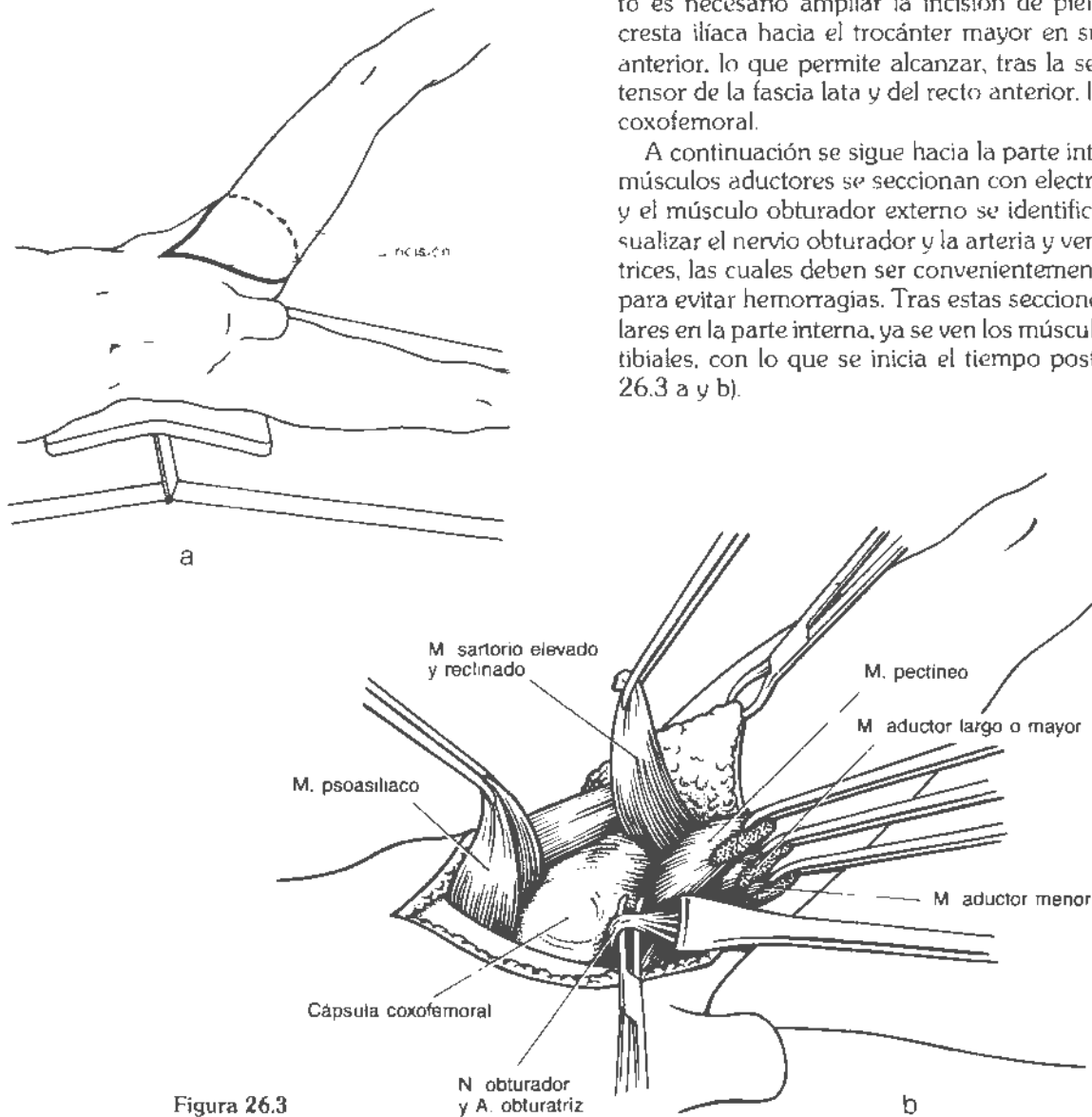


Figura 26.3

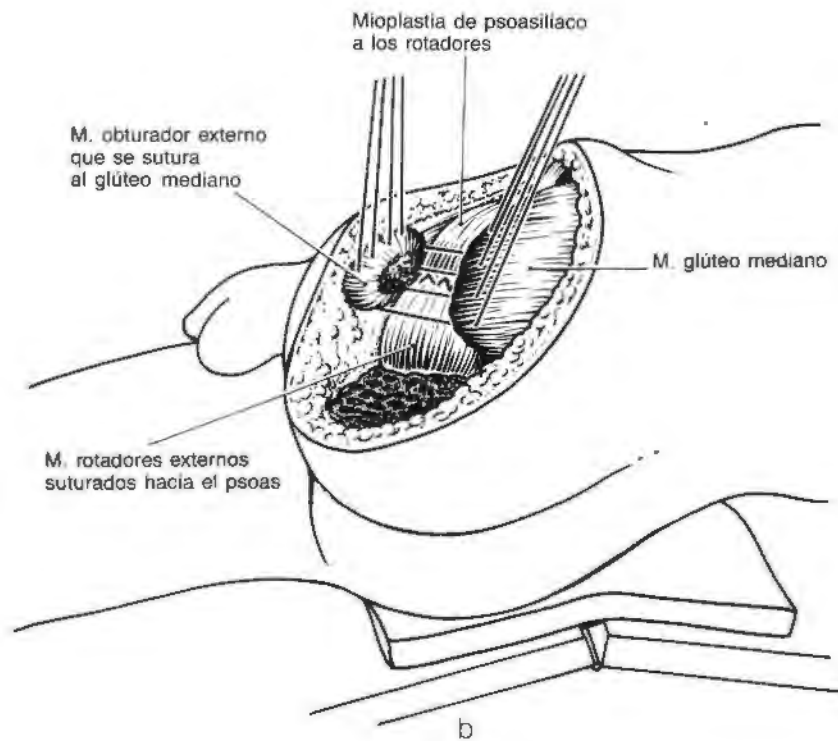
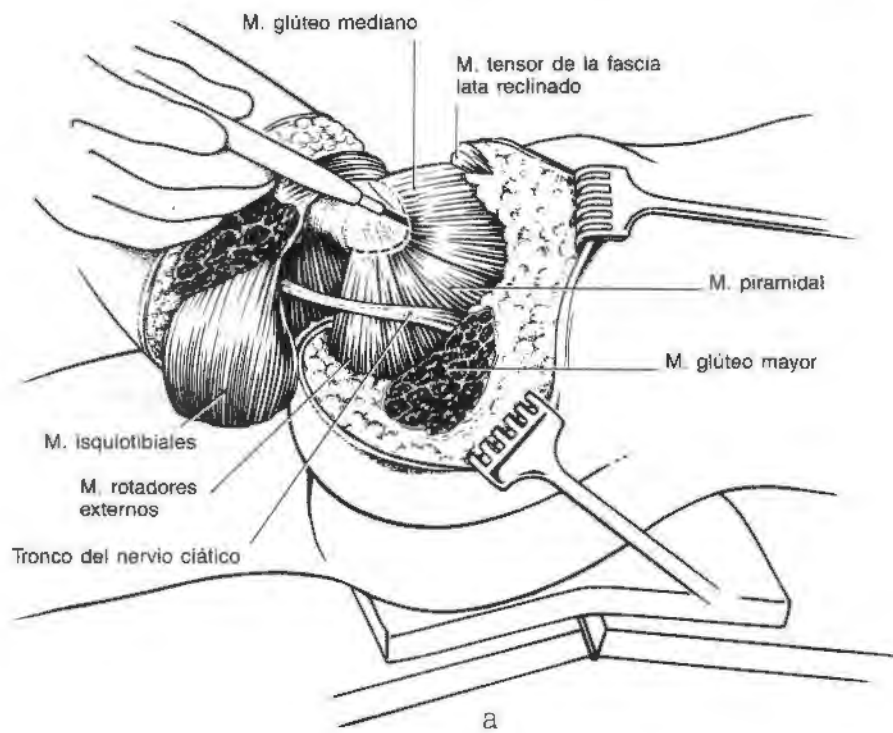


Figura 26.4

Se secciona la cápsula articular coxofemoral, para identificar la cabeza femoral, el cuello y el reborde cotiloideo, y se realiza la luxación anterior. Se identifican los músculos insertados en el trocánter mayor, desinsertando con electrobisturí los glúteos mediano y menor. Mediante rotación interna se ponen de manifiesto los músculos rotadores externos, cuya visión es mejor si la línea de incisión de piel, que acaba en el trocánter mayor, se prolonga hacia atrás.

Es fundamental que la piel, la fascia glútea y el músculo glúteo queden en un mismo plano para que actúen de cobertura, al igual que lo haría un colgajo dermomiocutáneo.

Se luxa la cadera y, ejerciendo tracción, se ponen a tensión los isquiotibiales, que se desinsertarán del isquion, utilizando igualmente el electrobisturí, para evitar hemorragias. Encontraremos en este tiempo el tronco del nervio ciático mayor, el cual se disecciona en su trayecto ascendente hacia la escotadura ciática, se liga y a la vez se secciona con electrocoagulación; para evitar neuromas se hace una buena cobertura muscular del cabo nervioso proximal seccionado.

A partir de este momento, la extremidad está prácticamente desinsertada a nivel de la articulación coxofemoral, quedando sólo los restos de cápsula posterior, que con una ligera tracción se pone a tensión, y ello nos facilita realizar su exéresis (fig. 26.4a).

Sólo resta pulir las puntas de las secciones musculares y remodelar el fondo cotiloideo, en el que habrá restos del ligamento redondo de la cabeza femoral. A partir de este momento empieza el tiempo de la *mioplastia reconstructiva* (fig. 26.4 b), que se realiza entre la musculatura anterior (tensor de la fascia lata, glúteo mediano, psoas) y la musculatura posterior (isquiotibiales y rotadores externos). De igual manera, los haces del músculo obturador externo se deben llevar hacia el glúteo mediano. Esta inserción cruzada se cubre con el colgajo del glúteo mayor, lo que permite una buena cobertura del muñón. Obviamente, se colocarán drenajes profundos y subfasciales, además de un recubrimiento con apósitos estériles (fig. 26.5).

El paciente se traslada a la UCI para la vigilancia inmediata, y permanece en ella unas 24 horas para el control de sus constantes y reposición de la volemia, vigilancia de las pérdidas hemáticas, función renal, así como profilaxis del tromboembolismo mediante heparinización antitromboflebitica.

Los drenajes de Redón se retiran entre el tercero y quinto días, tiempo en el que prácticamente dejan de aspirar. Se permiten cambios posturales desde las 24 horas y, en función de la edad del paciente, la deambu-

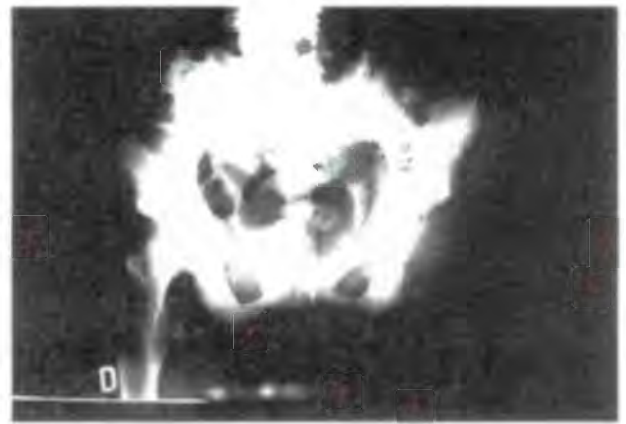


Figura 26.5. Imagen radiográfica de una pelvis con desarticulación femoral izquierda, en la que se ha aplicado un colgajo posterior glúteo.

lación con bastones, tras la sedestación, entre el quinto y el séptimo días.

Hay que destacar las neuritis residuales, la sensación de miembro fantasma, siempre en función del cuadro algico que el paciente ha tenido que soportar antes de la terapia radical. Es decir, si previamente presentaba dolor, por invasión del tronco ciático o del nervio crural, pasará por un período de bienestar. Sin embargo, la medicación analgésica, a la que asociamos gangliósidos y ácido acetilneuramínico, proporciona una franca acción positiva.

Hemipelvectomía

Introducción

Este tipo de cirugía radical ha sido utilizada con éxito para el tratamiento de los *Sarcomas en las extremidades*, cuando no se disponía de otras alternativas ante la invasión tumoral. También puede ser empleado en los casos de invasión pelviana por tumoraciones óseas.

En la época de Cade, Philips e Higin-Botham (1965-1969), debido a los fracasos de la cirugía, era recomendada la terapia por radiaciones, recurriendo al tratamiento quirúrgico en los casos de fracaso o recidiva del tumor.

Desde que, en 1962, Pinkel comprobó la efectividad de la *ciclofosfamida*, así como Cortés, en 1972, la acción de la *adriamicina*, y Jaffe y Rosen el gran efecto del *metotrexato*, en los años 1974-1977, se crearon unos protocolos de actuación frente al osteosarcoma.



Figura 26.6 A. Fibrohistiocitoma fibroso maligno de los aductores del muslo derecho. Estadio III.B.No.Mo. La arteriografía revela la afectación de los vasos ilíacos externos.



Figura 26.6 B. Hemipelvectomía selectiva en la que parte del ala ilíaca es osteotomizada desde la escotadura ciática hasta la espina iliaca anterosuperior.

Se ha vivido un período de gran eficacia quimioterápica que ha provocado enormes cambios en el tratamiento de los tumores agresivos frente a los cuales el arma más útil era antes la cirugía radical. Por ello, autores como Eilber, Simon y Delepine incluso se preguntan en sus artículos si en la actualidad es realmente eficaz la cirugía de los sarcomas mediante amputaciones.

Alentados por los excelentes controles tumorales que realiza la quimioterapia, aplicada según los protocolos para cada tipo de tumor óseo, escuelas como las de Mankin, Ashliman y Simon han preconizado nuevas técnicas de resección segmentaria y el montaje con injertos masivos de banco de hueso, apoyados en complejas osteosíntesis.

Otras escuelas han preferido seguir con la implantación de endoprótesis modulares, como la de Kotz, sustituyendo segmentos de fémur, proximal y distal.

En la actualidad, la actuación quirúrgica primaria está orientada a salvar la extremidad, en tanto que con

quimioterapia se puede obtener un dominio local del tumor, con garantía de necrosis superior al 65 % o más, reservando la cirugía ablativa para los casos de tumores con mala respuesta, casos de recidiva local o también para el tratamiento de complicaciones de tratamientos anteriores, como metástasis regionales. Pasamos a resumir las indicaciones de la hemipelvectomía.

Indicaciones

- Tumores óseos (con mala respuesta a la quimioterapia).
- Condrosarcomas endopelvianos.
- Fibrohistiocitomas malignos endopelvianos (fig. 26.6 a y b)
- Sarcomas de partes blandas en la raíz del muslo.
- Recidivas locales (tras cirugía de resección).
- Traumatismos complejos pelvianos.



Figura 26.7 A. Dos aspectos de una tumoración endopelviana estadio II.B.No.Mo con arteriografía que demuestra la relación de 12 cm de inclusión de la arteria ilíaca externa por el tumor. Fibrohistiocitoma maligno sobre el psoas iliaco izquierdo.



Figura 26.7 B. Desarticulación interilioabdominal o hemipelvectomía por tumoración agresiva endopelviana.

Aparte de la clásica desarticulación interilioabdominal, hay procedimientos de resecciones pelvianas en función de la zona de ubicación del tumor, ya sea en el ala ilíaca, las ramas pubianas, el anillo obturador, con invasión de los vasos ilíacos o bien respetándolos. Así, en determinados tipos de condrosarcomas se puede realizar la terapia de resecciones segmentarias endopelvianas y técnicas reconstructivas orientadas a salvar la extremidad, aunque la función quede parcialmente comprometida, creando una neoartrosis femoroilíaca o femoroisquiática. Sin embargo, se ha de tener presente siempre la seguridad de una amplia resección extratumoral para evitar recidivas.

Técnica quirúrgica

Requiere una estrategia de actuación previa, que incluye estudio del estadiaje de la lesión a extirpar: radiografías de la lesión, estudio de la TAC endopel-

viana, urografía descendente para observar el trayecto uretral y el estado vesical, con verificación de las improntas que la tumoración pueda marcar sobre la vejiga. Igualmente se ha de practicar una enema opaca para conocer la relación del tumor con el recto y el sigma. Es muy conveniente realizar una *artrografía* (fig. 26.7a y b), con el fin de efectuar un perfecto estudio de las arterias ilíacas primitivas y de sus ramas y visualizar en el tiempo capilar la delimitación tumoral, con su pseudocápsula relacionada con el retroperitoneo, sacro, suelo pelviano, y ramas pelvianas. Se confecciona así un mapa previo a la actuación quirúrgica.

El paciente se coloca en decúbito lateral (fig. 26.8), lo que permite su movilización hacia el decúbito supino. Al igual que en la desarticulación coxofemoral, se hará un sondaje vesical permanente y taponamiento anal. Previamente, se habrá procedido a la limpieza del intestino, con objeto de limitar a escasos residuos el contenido intestinal.

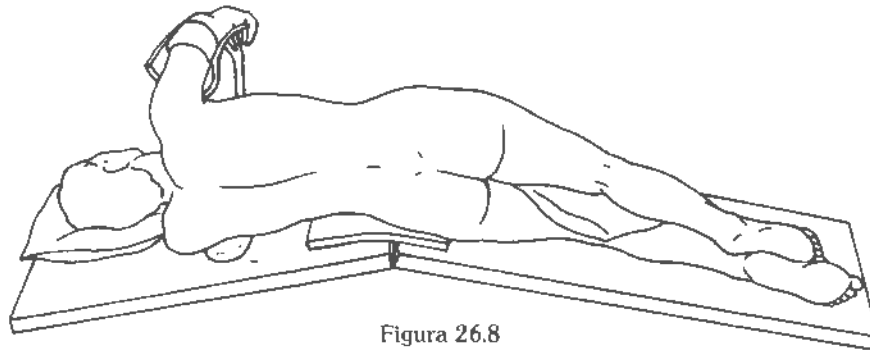


Figura 26.8

La posición del brazo sobre la penera de protección permite tener vías de perfusión para ir restituyendo la volemia. En el banco de sangre se dispondrá de la oportuna reserva de sangre y de plasma, en función del estado general del paciente y también de la situación del tumor a resear y de sus características de vascularización

La incisión abdominal va desde la espina iliaca anterosuperior a la sínfisis del pubis sobrepasándola hacia el lado contralateral (fig. 26.9 a). Se disecan los músculos de la pared abdominal, es decir, el oblicuo y el transversal del abdomen. Se localiza el cordón espermático y los nódulos linfáticos para exponer directamente la fosa iliaca. El peritoneo parietal se palpa y se respeta, localizándose el músculo psoas, los vasos ilíacos y el nervio crural. Se asciende hasta la bifurcación iliaca, donde se puede hacer un clampaje preventivo de la arteria iliaca primitiva o actuar directamente sobre la iliaca externa, disecando las ramas de la iliaca interna (iliolumbar, sacra lateral y glúteas superior e inferior), que se han de respetar, ligando las ramas hemorroidales y vesicales. Igualmente se identifica la vena iliaca con sus ramas, y se hacen las ligaduras pertinentes en función de la localización del tumor (fig. 26.9 b).

Tras la ligadura de los vasos hemos identificado la distribución de las raíces sacras, así como el recto, el uréter y la vejiga, siempre que lo permitan las dimensiones del tumor (fig. 26.9 c)

La rama pubiana se desperiostiza hacia la sínfisis y se identifica esta, pasando una sierra de Gigli para practicar la osteotomía (pubiana, transpubiana o para pubiana, según el caso), teniendo presente la hemostasia del plexo venoso suprapúbico y prevesical para evitar pérdidas hemáticas.

Identificamos entonces la articulación sacroilíaca y, desde la escotadura ciática, se asciende hacia la cara

lateral del promontorio. Es útil seccionar el psoas para visualizar mejor la cara anterior del sacro. Se comprueba si hace falta seccionar las raíces sacras o bien es factible hacerlo más inferiormente a nivel del tronco. Una vez identificado, el ligamento iliolumbar se secciona de dentro hacia atrás marcando la línea de incisión posterior de cobertura del colgajo glúteo

Con el paciente en decúbito lateral, describimos el pliegue glúteo, yendo a buscar la espina iliaca posterosuperior, debajo de la cual se halla el punto de referencia de la incisión que habíamos practicado en el ligamento iliolumbar. Se pasa la sierra de Gigli, completando la osteotomía sacroilíaca

La tracción de la extremidad en abducción realza la inserción de los músculos del suelo del perné, los cuales se desinsertan con electrocauterio. Luego descendemos hasta el isquion desinsertando el isquiocavernoso, el isquiococcigeo, el iliococcigeo y el piriforme, así como los ligamentos sacrotuberoso y sacrococcí-

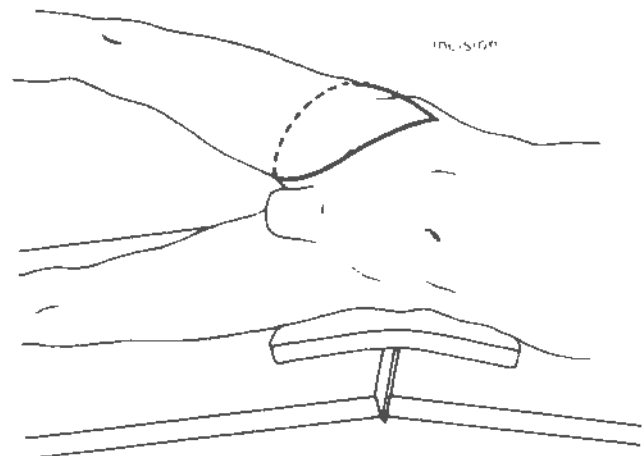


Figura 26.9a

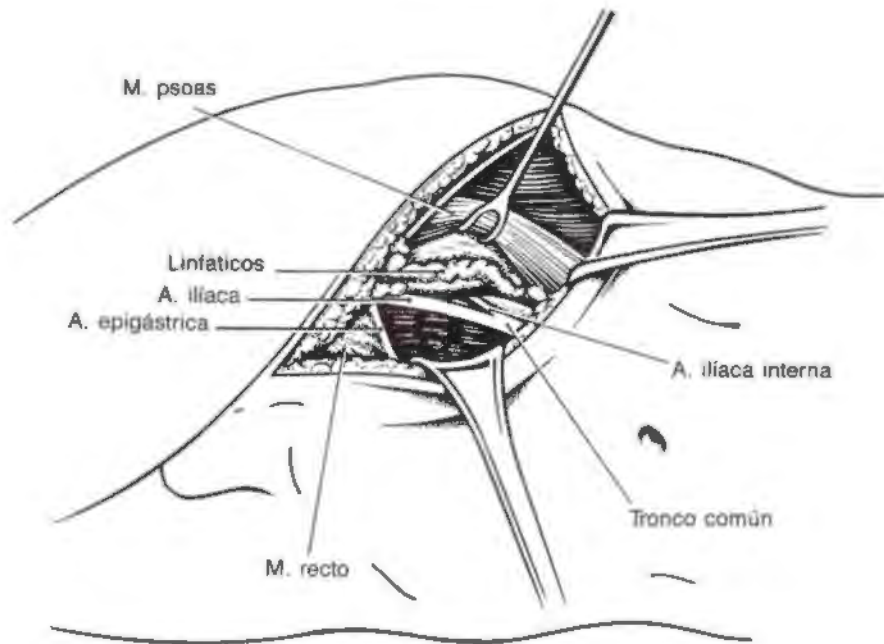


Figura 26.9b

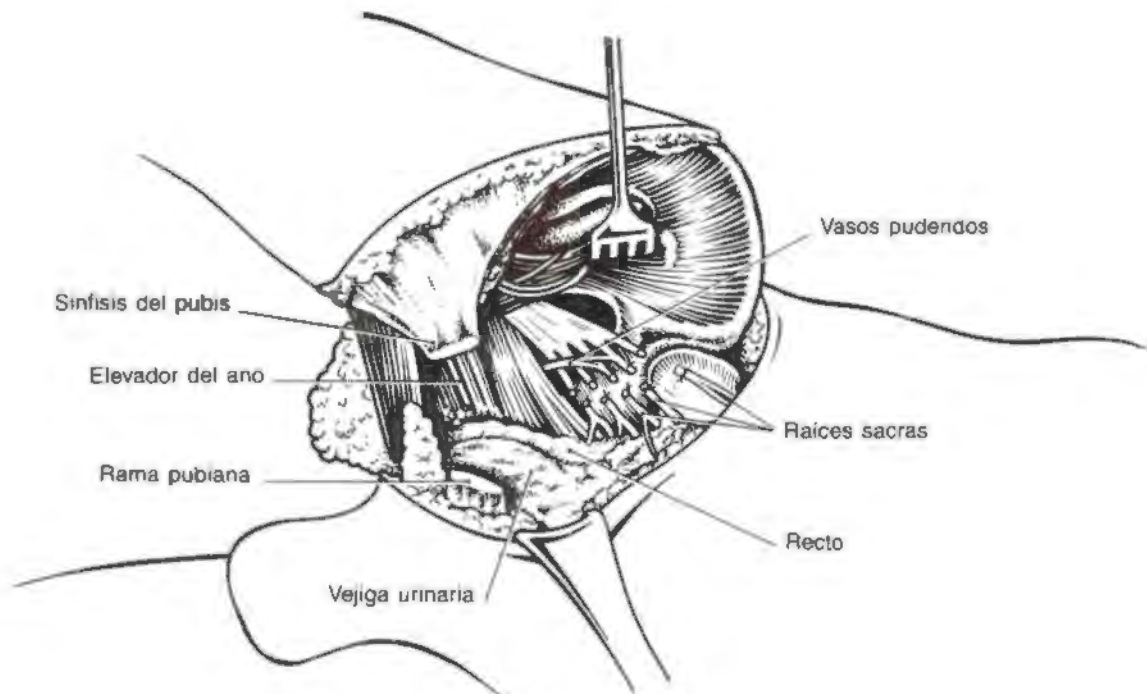


Figura 26.9c



Figura 26.10. Paciente al que se le ha practicado una hemipelvectomía por condrosarcoma en estadio II.B.No.Mo. Se muestra el aspecto del colgajo glúteo en período postoperatorio, con puntos de sutura.

geo. De esta forma, la extremidad queda separada de su hemipelvis correspondiente.

Sólo falta practicar una completa resección del campo quirúrgico. Se taponan con cera de Hosley las superficies cruentas del sacro y de la sínfisis. Se colocan drenajes de Redón en las zonas presacra y suprapúbica. Hay que adaptar la mioplastia del glúteo mayor redistribuyéndola desde la espina ilíaca a la sínfisis pubiana finalizando la intervención con la sutura de todas las estructuras (fig. 26.10).

El paciente pasa a la UCI para control de sus constantes y transfusión, lo que evita los problemas inherentes a la propia morbilidad de este tipo de intervenciones.

Obviamente, ello es posible si se dispone de la infraestructura de equipo para su realización. Es frecuente la reposición de 6 a 8 litros de sangre. El sondaje vesical se mantiene 10 días, hasta la micción espontánea, comprobando la ausencia de reflujo. Los drenajes de Redón se retiran a los 3-7 días. La edad del paciente influye en gran manera en la ingesta de alimentación normal, procurando que el abdomen se adapte a un peristaltismo gradual. Sin embargo, es frecuente la presentación de íleos mecánicos en el postoperatorio, que se solucionan con terapéutica médica o bien con aspiración gástrica.

La instalación de un marco balcánico es útil para la recuperación y el cambio postural, con lo cual evitamos la hipercompresión sobre el colgajo glúteo. Pueden existir problemas de irrigación del colgajo, que se deben a la angulación que sufren los vasos glúteos en el momento de su adaptación a la línea de sutura sobre la pared abdominal.

El paciente puede iniciar la bipedestación a los 10 días, en ausencia del cuadro algico de afectación neurítica del nervio crural, o bien del nervio ciático por tracción o invasión de estos troncos nerviosos por el tumor.

Conclusiones

– Las intervenciones radicales requieren un estudio detallado de las características particulares del caso, antes de planificar la indicación de este tipo de cirugía ablativa en la que pueden haber complicaciones peroperatorias y postoperatorias.

– La indicación queda restringida a la patología ósea tumoral o a los tumores de las partes blandas con invasión de la cintura pelviana o de la raíz del miembro, siempre con afectación del paquete vascular de la extremidad.

– Es necesaria una infraestructura de equipo para su realización, dado que son intervenciones mayores, que duran entre 4 y 6 horas.

– Generalmente se realiza la intervención con la actuación mixta de un cirujano abdominal y un cirujano ortopédico, y precisa la colaboración de un equipo de reanimación, internista, laboratorio, rehabilitación, psicólogo, además de una preparación mental previa del paciente para superar complejos de minusvalía inherentes a toda pérdida anatómica.

– La sensación de «miembro fantasma» es frecuente y precisa medicación. Hay un claro predominio nocturno de este dolor. Los casos de impotencia se hallan en relación con las raíces sacras sacrificadas. El tono vesical se recupera de forma gradual, y para su control son necesarios estudios de cistotonomía por urología.

– Es preciso prevenir la obesidad para evitar la debilidad de la pared abdominal, hernias y dehiscencias de la herida operatoria, que hacen peligrar el colgajo glúteo. El paciente requiere un seguimiento estricto en consultas externas, para controlar la existencia de *recidivas endopelvianas*.

– No debe olvidarse que la cirugía radical mutilante y demolitiva nace de la falta de otras medidas para el control local del tumor que sigue progresando e inva-

diendo. El cambio de actitud, hacia una cirugía menos amplia, posibilita el incremento de recidivas locales. Si se deciden esquemas de radiación complementaria de márgenes, se ha de pensar en la posibilidad de infertilidad, además de la alteración en la calidad de los tejidos que dificulta una ulterior revisión quirúrgica.

— El cirujano oncológico propone este tipo de actuación quirúrgica tras un estudio del estadiaje tumoral, con un diagnóstico de certeza, y convencido de que el sacrificio de una extremidad permitirá una prolongación de la vida con una cierta calidad, aplicando las exoprótesis sustitutivas. Estas varían según factores individuales de edad, cultura, nivel social y aptitudes funcionales, que actúan positiva o negativamente en cada caso.

BIBLIOGRAFÍA

- Boyd, H. B. "Anatomic disarticulation of the hip" *Surg. Gynecol. Obstet.*, 84, 346, 1947.
- Cade, S. "Osteogenic sarcoma. A study based on 133 patients" *JR Coll Surg Edinburg* n. 1, 79, 1955.
- Campanacci, M. *Tumori delle ossa e delle parti molli*. Aulo Gaggi Ed. Bologna, 1981.
- Cooper, P. "The craft of surgery." Little Brown and Co. Boston, 1971.
- Cortés, E. P., Holland, J. F., Wang, J. J., Isims, L. F. "Doxorubicin in disseminated Osteosarcoma". *JAMA* 221, 1132, 1972.
- Delepine, G., Goutallier, D. "La resection dans le traitement des Osteosarcomes du membre. L'amputation conserve t-elle des indications?" *Rev. Chir. Orthop.*, 71, 451, 1985.
- Eilber, F. R., Mirra, J. J., Grant, T., Weisenburger, T., Morton, D. L. "Is amputation necessary for sarcomas? A seven years experience with limb salvage". *Ann. Sur.* Vol 192; n. 4, 431, 1980.
- Enneking, W. F. *Musculoskeletal Tumor Surgery*, vol. 1. Ed. Churchill Livingstone. Nueva York-Londres, 1983.
- Higinbotham, N. L., McKenna, R. J., Schwinn, C. P., Soong, K. Y. "Sarcoma of the osteogenic series. An analysis of 552 cases" *J. Bone Joint Surg.*, 48A, 126, 1966.
- Jaffe, N., Frei, E., Tragan, D., Wats, H. "Weekly high dose methotrexate and citrovorum factor rescue in Osteogenic Sarcoma" *Cancer*, 39, 45-50, 1977.
- Kirk, N. T. *Amputations*. Hagerstown, WI. Pryor, 1943.
- Klasen, H. J., Ten Duis, H. J.: "Traumatic Hemipelvectomy". *J. Bone Joint Surg.*, 71 B, n. 2, 291-296, 1989.
- Kotz, R., Engh, A. "Cement free design a tumor prosthesis for osteosarcoma of the distal femur and proximal tibia with a new fixation technique for ligamentum patellae" *Tumor Prosthesis, the design and application*, pag. 187. Thieme and Stratton. Nueva York, 1983.
- Mankin, H., Fogelson, F. S., Thrasher, A. Z., Jaffer, F. "Resección masiva y trasplante de injertos heterólogos en el tratamiento de tumores óseos malignos". *N. Engl. J. Med.*, vol. X, 9, 23, 1976.
- Philpott, J., Higinbotham, N.: "Radiotherapy of skeletal tumors in children" *Progress Radiol.*, 1059-1066, 1965.
- Pinkel, D. "Cyclophosphamid in children with cancer". *Cancer Rev.*, 15, 42-49, 1962.
- Rosen, G., Caparros B., Huvos, A., Kosloff, C., Nirenberg, A., Cacavio, A., Marcove, R., Lane, J. M., Metha, B., Urban, C. "Preoperative Chemotherapy for Osteogenic Sarcoma" *Cancer*, 49, 1221-1230, 1982.
- Simon, M. A., Nachman, J. "The clinical utility of preoperative therapy for Sarcomas" *J. Bone Joint Surg.*, 68A, 9, 1458-1463, 1986.
- Sugarbaker, P. H., Nicholson, T. H. *Atlas of extremity Sarcoma Surgery*. Lippincott Co. Filadelfia, 1984.

Prótesis para la desarticulación de la cadera y hemipelvectomías

27

Hay tres niveles de amputación a los que se adaptan prótesis similares:

- a) En muñones muy cortos de amputados femorales (fig. 27.1a).
- b) En la desarticulación de la cadera (fig. 27.1b).
- c) En la hemipelvectomía, con amputación de toda la hemipelvis o de una parte de ésta (fig. 27.1c).

Prótesis para muñones cortos

Kuhn propone para estos casos su «prótesis de encaje basculante». El encaje, igual al de una prótesis

femoral, se realiza prolongando la pared posterior para incluir el glúteo mayor y el apoyo isquiático y termina paralelamente a la hendidura anal. De esta forma se mejora la fijación y se aumenta el área de soporte del peso.

El encaje femoral, realizado con apoyo glúteo, como el especificado antes, no se articula distalmente con la rodilla, sino que se une al resto de la prótesis por medio de una articulación mecánica situada por debajo del pliegue inguinal como en las prótesis de desarticulación de cadera (fig. 27.2).

Cuando el amputado está de pie, el encaje se encuentra totalmente alojado en la estructura superior

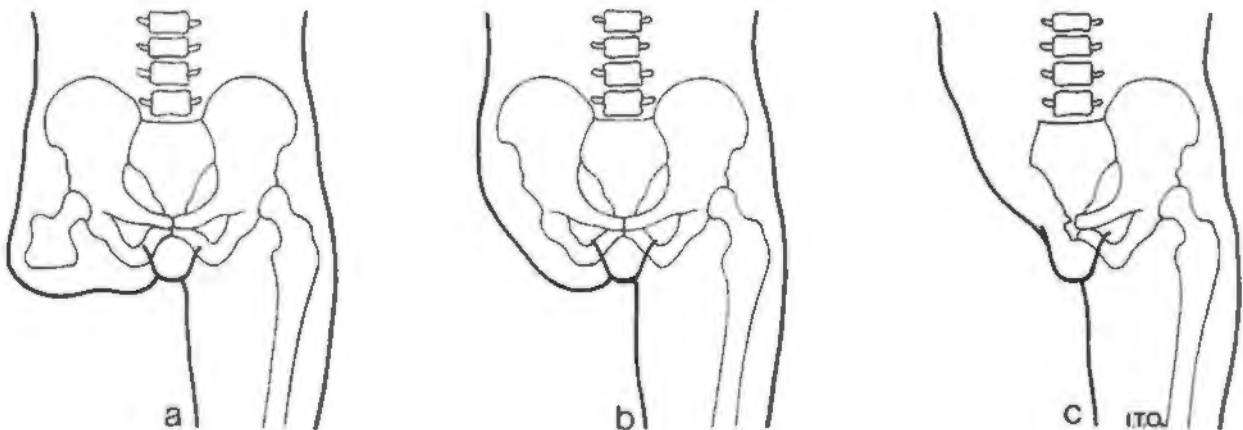


Figura 27.1

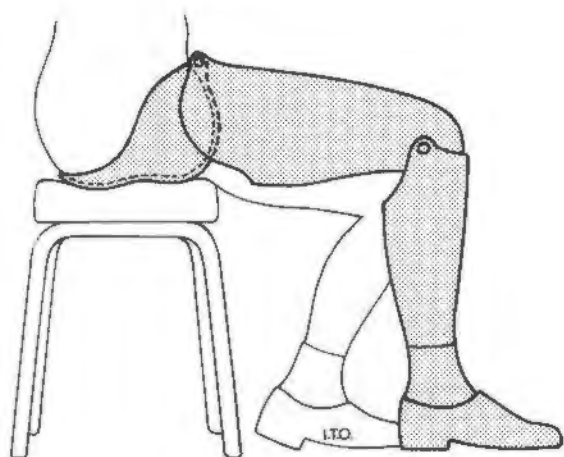


Figura 27.2

de la prótesis, y la vertical del centro de gravedad pasa ligeramente por delante del eje de la rodilla protésica para mantenerla en extensión (fig. 27.3).

Cuando está sentado, la estructura de la prótesis se levanta lo necesario para que el amputado apoye el pie en el suelo, sin que aquél se salga del encaje. Esto permite al paciente calzarse y atarse los zapatos más fácilmente que con una prótesis femoral normal (fig. 27.4).

Prótesis para desarticulación de cadera y hemipelvectomías

Se conocen dos tipos de prótesis: el modelo convencional y el propuesto posteriormente por Mc Laurin, de Toronto, llamado canadiense.

Modelo convencional

Consta de un encaje que puede construirse con diversos materiales, cuero, metal o termoplásticos, generalmente reforzados con bandas metálicas que abarcan desde la línea media anterior hasta la línea media posterior de la pelvis. El paciente se apoya en este encaje sobre una almohadilla de fieltro o gomaspuuma, cargando el peso sobre el isquion, pero también sobre los músculos de la nalga y la parte lateral de la pelvis. Este encaje se ciñe al paciente mediante un cinturón ancho o cinchas que rodean el lado opuesto. Generalmente se necesita la ayuda de unos tirantes por encima de uno o ambos hombros para la fijación y suspensión de la prótesis.

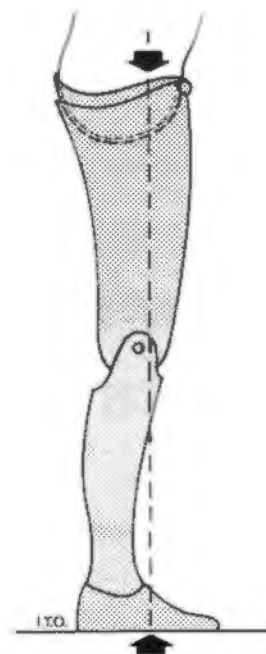


Figura 27.3

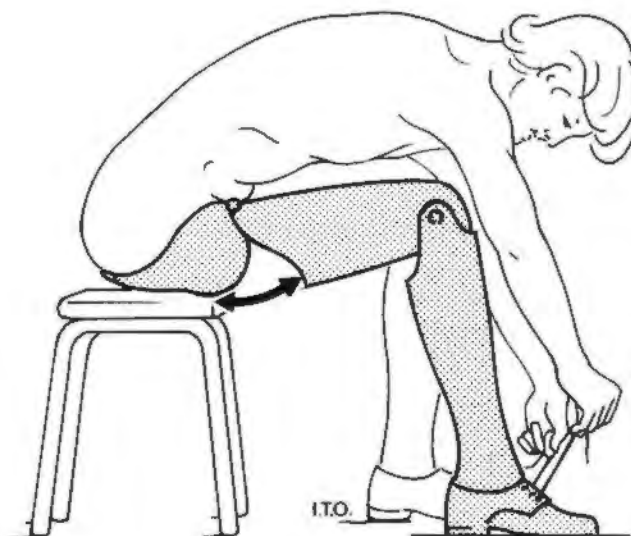


Figura 27.4

La articulación entre el encaje y el resto de la prótesis se sitúa debajo del isquion. Es necesario que la nalga en el interior del encaje descansa sobre una almohadilla blanda, y que la otra nalga lo haga sobre una almohadilla gruesa y blanda, colocada sobre el asiento, para equilibrar la pelvis cuando el amputado está sentado. Cuando está de pie, la articulación de la rodilla debe bloquearse automáticamente para evitar su flexión durante la marcha (fig. 27.5).

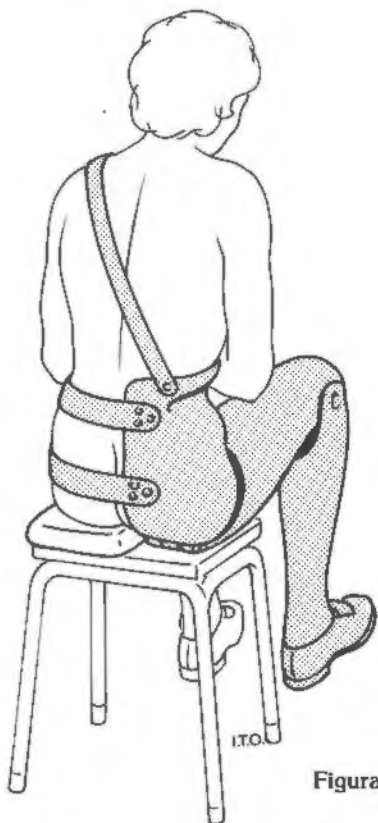


Figura 27.5

Actualmente este tipo de prótesis sólo la usan pacientes de edad avanzada que están acostumbrados a estos encajes convencionales o enfermos muy obesos que no pueden utilizar una cesta pélvica canadiense, porque les restringe los movimientos.

Al estar bloqueadas las articulaciones durante la marcha, el paciente debe caminar a expensas del movimiento de la columna lumbar. El exceso de movimiento de la columna lumbar puede producir lumbalgia en muchos casos. En la práctica, muchos pacientes tienden a llevar un encaje flojo para crear un movimiento entre el cuerpo y el encaje. Esto alivia la columna lumbar de alguno de sus excesivos movimientos, pero existe menos control de la prótesis y, por tanto, requiere mayor esfuerzo del paciente para controlarla. También aumentan los roces de la prótesis sobre la piel y, por consiguiente, los problemas de escaras.

Modelo canadiense

El que se construye para la desarticulación de cadera consta de una cesta pélvica que contiene la pelvis y la rodea con firmeza, evitando el movimiento entre el muñón y su encaje. Está cuidadosamente conformada

sobre las prominencias óseas: espinas ilíacas anterior y posterior y apófisis espinosas de las vértebras. El peso es soportado por la tuberosidad isquiática y por el resto de la musculatura glútea sobre el fondo horizontal del encaje. La compresión anterior y posterior de las paredes de la cesta disminuye el movimiento anteroposterior evitando la presión inguinal.

La parte que tiene que soportar el peso se construye de plástico laminado rígido, mientras que el lado contrario es de plástico flexible. Esto permite abrir la parte anterior para colocar y retirar la prótesis. Los entrantes de la cesta, por encima de las crestas ilíacas, consiguen una buena suspensión de la prótesis, a la vez que evitan la rotación y orientan para su correcta colocación.

Los bordes superiores, situados horizontalmente, sólo unos 3 cm por encima de las alas ilíacas, dejan libre el movimiento de la cintura, tan necesario al amputado para vestirse y calzarse.

El encaje para hemipelvectomías cubre toda la cavidad abdominal con una cesta de paredes rígidas para proteger y contener las vísceras abdominales mientras soportan la carga, como muestra la figura 27.6.



Figura 27.6

Debe procurarse no presionar la vejiga para evitar molestias al amputado. El borde proximal del encaje debe llegar a la altura de la 10.ª costilla. Dado que restringe el movimiento de la cintura, no importa que en determinados casos sea más alto para asegurar la fijación de la prótesis. Una cesta más completa, aunque menos cómoda, evitará movimientos de rotación y de pistón entre el encaje y el muñón y, en definitiva, dará más seguridad al amputado.

La articulación de la cadera está colocada en la zona anteroinferior de la cesta pélvica, por debajo de la línea que correspondería al pliegue inguinal. Es el principal punto de unión entre la cesta pélvica y el resto de la estructura de la prótesis. Siempre está por delante de la línea de carga, creando un momento de fuerza de extensión en la articulación.

La articulación de la rodilla se coloca detrás de la línea de carga para que la gravedad cree un momento extensor.

La interrelación entre el encaje, la articulación de la cadera, la rodilla y el pie, es decir, la buena alineación en todos y cada uno de los planos, dará estabilidad a la prótesis y ayudará a la marcha del amputado.

Para contribuir a la estabilidad del amputado, tanto en el plano sagital como en el frontal, deben tenerse en cuenta todos y cada uno de los elementos de la prótesis. Un elemento importante para la conservación de la alineación de la prótesis es el vástago posterior que, desde la rodilla, se apoya en la base posterior de la cesta. Ayudado por un tirante y una articulación en su base, se desplaza posteriormente cuando el amputado

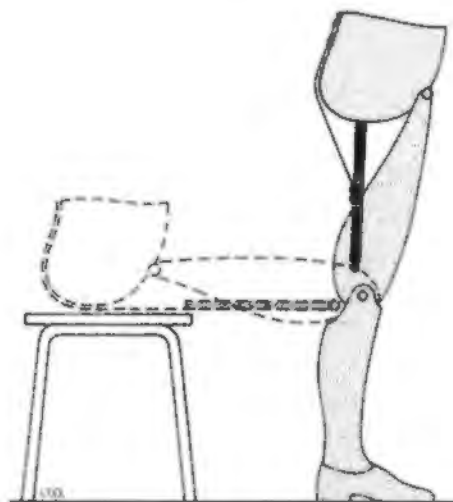


Figura 27.7

está de pie, aumentando automáticamente la base de apoyo y el mantenimiento de la extensión. Cuando el amputado se sienta, la barra se desplaza hacia delante y se aloja en la estructura superior, favoreciendo la flexión de la cadera (fig. 27.7).

La marcha se realiza a expensas de aprovechar la función de cada uno de los elementos protésicos oponiéndose a la fuerza de reacción del suelo y al desplazamiento de la gravedad en cada una de las fases de la marcha.

En la figura 27.8 se muestra cada uno de los movimientos que realiza el amputado y la prótesis durante la deambulación.

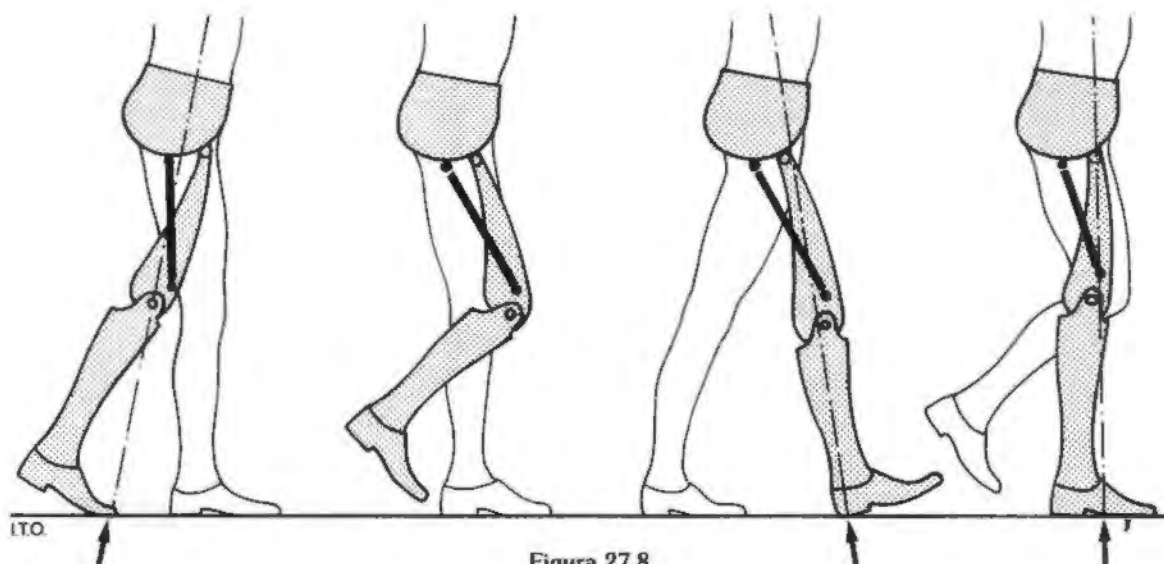


Figura 27.8



Figura 27.9. Prótesis exoesquelética.

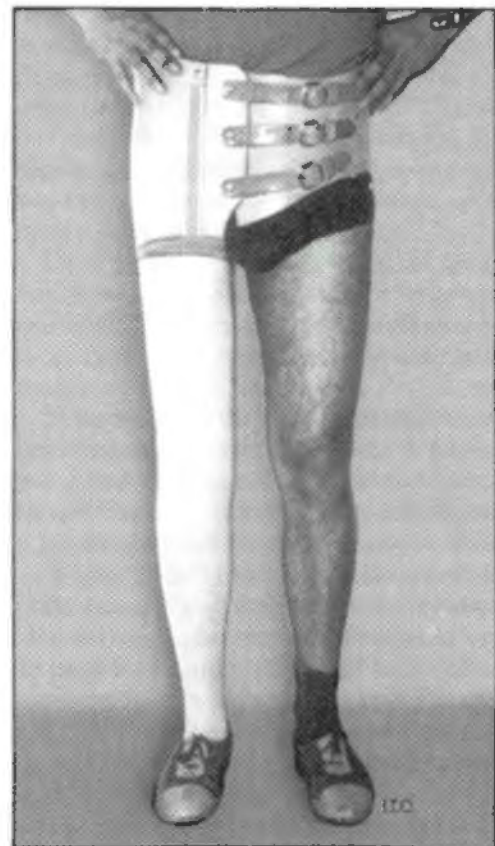


Figura 27.10. Prótesis endoesquelética.

Prótesis exoesqueléticas y modulares

Las prótesis se pueden construir de las dos maneras.

Las características de una y otra ya se han indicado al estudiar las prótesis por encima de la rodilla.

Creemos que el modelo endoesquelético o modular en las prótesis canadienses es más aconsejable porque el peso es mucho menor, el resultado estético es superior y permite cubrir la porción proximal de la prótesis con una funda cosmética fina y resistente, teniendo en cuenta que la actividad física de los pacientes portadores de estas prótesis no es muy intensa (figs. 27.9 y 27.10).

BIBLIOGRAFIA

- American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Atlas of Limb Prosthetics, Surgical and Prosthetic Principles*. C. V. Mosby, Saint Louis, 1981.
- Arzo, A. *Problèmes d'appareillage et de rééducation des amputés du membre inférieur*. Ed. Librairie Maloine, Paris, 1971.
- Gerhardt, J. J., King, P. S., Zittel, J. H. *Amputations immediate and early prosthetic management*. Hans Huber Publisher, Bern, Stuttgart, Vienna, 1982.
- Manloch, G. *Prosthetic and Orthotic Practice*. Edward Arnold Publ., Londres, 1974.
- Rusk, H. A. *Rehabilitation Medicine*. C. V. Mosby, Saint Louis, 1977.
- Vitali, M., Robinson, K. P., Andrews, B. G., Harris, E. E. *Amputation and Prostheses*. Baillière Tindall, Londres, 1978.
- Wilson, B. A. *Limb Prosthetics*. Robert F. Knepper Publ., Huntington, Nueva York, 1972.

Amputaciones en la infancia. Características y protetización

28

Aunque en el número global de amputaciones, las infantiles sólo representan el 15 % del total, tienen, sin embargo, suficiente entidad nosológica dentro de la población infantil con problemas ortopédicos graves para dedicar a su problemática un estudio profundo.

Su frecuencia tiende a aumentar. En un grupo nuestro de 200 amputados elegidos al azar, encontramos que el 50 % correspondía a amputaciones por malformaciones congénitas, tanto transversas como longitudinales, el 36 % a causas traumáticas (accidentes de tráfico y ferroviarios, máquinas herramientas, quemaduras y explosivos), el 10 % a tumores y el 4 % a etiología diversa (infecciones, pseudoartrosis congénita de tibia, lesiones neurológicas, etc.).

Nuestras cifras se aproximan bastante a las publicadas por Kay y Fishman, pero sólo tienen un valor orientativo, porque las estadísticas varían ostensiblemente de un hospital a otro, según el tipo de pacientes que recojan. Tooms informa que entre 1 y 4 años de edad las causas más frecuentes de amputaciones adquiridas son las máquinas cortacéspedes (en nuestros casos las máquinas de picar carne) y los accidentes en el hogar, especialmente quemaduras con líquidos y caídas. Sin embargo, entre los 10 y los 21 años, los tumores son los responsables de la mitad de los casos.

Cuando un cirujano se enfrenta con un niño al que hay que amputar, debe recordar que es un organismo en crecimiento, lo que aporta ventajas e inconvenientes a la cirugía. La tolerancia de los tejidos y su buena circulación permiten una rápida cicatrización e incor-

poración de injertos libres de piel. Así pues, el tratamiento de los quemados tiene mejor pronóstico, y las posibles cicatrices queloides o las bridas cicatriciales de los muñones son fácilmente reparables. En algunas amputaciones de etiología traumática, en las que falta piel para recubrir el extremo del muñón, se puede conseguir esto utilizando injertos libres de piel siempre y cuando no sea en zonas que deban apoyar intensamente sobre el encaje (fig. 28.1).

En el niño, como dice Aitken, el principio básico fundamental es salvar la mayor longitud posible de extremidad, pues cuantos más cartílagos de crecimiento se conserven, más adecuada será la longitud del muñón en la edad adulta.

El crecimiento en longitud de los huesos del niño lleva aparejada como desventaja la tendencia del extremo óseo amputado al hipercrecimiento, de forma tal que llega a convertirse en un estilete que perfora la piel y el tejido celular subcutáneo, de dentro afuera.

Si bien existen diversas teorías sobre si es el hueso perióstico o el endóstico el que interviene en la aposición del hueso, parece demostrado que este trastorno se produce cuando la piel y el tejido celular subcutáneo se adhieren al extremo óseo. Por esta razón, la complicación citada no se presenta en las desarticulaciones, lo que hace aconsejable elegir estos niveles en la cirugía de amputación infantil; sin embargo, siempre se preferirá una amputación distal a una buena desarticulación más proximal.

El hecho de que el hipercrecimiento aparezca princi-



Figura 28.1. Niña con graves amputaciones a causa de un accidente de tráfico. Se cerró la desarticulación con injerto libre de piel, que no incapacita para adaptar una prótesis canadiense y una PTB con corsete de muslo al muñón por debajo de rodilla, excesivamente corto pero válido.

palmente en las diáfisis cortadas de la tibia y del húmero está relacionado con la zona por donde crecen estos huesos. Por los trabajos de Abbott sabemos que el 70-80 % del crecimiento de las extremidades superiores se realiza en los cartílagos de crecimiento más alejados del codo, mientras que la extremidad inferior crece en el 75 % a partir de los cartílagos de crecimiento próximos a la rodilla; por lo tanto, los citados huesos, húmero y tibia, siguen creciendo aunque se haya estirpado su extremidad distal. Por la misma razón, los muñones por encima de la rodilla y debajo del codo se vuelven más pequeños y cortos a medida que pasa el tiempo, en razón de la falta de epífisis de crecimiento, lo que da por resultado un peor brazo de palanca para manejar la prótesis (fig. 28.2). A fin de evitar este final seguro, hemos realizado algunos alargamientos de muñones con resultados muy aceptables, siguiendo las técnicas de Ilizarov. Creemos tener en nuestras

manos un método bastante fiable para mejorar la longitud de estos muñones antes de llegar a la edad adulta (fig. 28.3).

No existe todavía un tratamiento eficaz demostrado para frenar el hipercrecimiento óseo. La sinostosis tibioperonea no es válida porque la cabeza del peroné se luxa o la tibia se variza. Los tapones de silicona de Swanson en el extremo óseo no han dado resultado, como tantos otros métodos (fig. 28.4).

Actualmente, la técnica más eficaz es la debida a Marquardt, conocida como «recubrimiento con casquete oseocartilaginoso» (*stump capping surgical procedure*). Consiste en injertar, en el extremo de la tibia o del húmero, un fragmento de hueso y cartílago, si es posible autólogo, previa extirpación de la zona aguzada y palmerización de la diáfisis en cuatro pilares que se unen al injerto. Nosotros hemos realizado en algunos casos una técnica parecida, utilizando hueso del



Figura 28.2. Niña de 12 años que a los 5 años sufrió amputación por encima de rodilla en su tercio distal. El volumen y la longitud del muñón se han reducido en comparación con la otra extremidad.



Figura 28.3. Muñón de malformación congénita transversa 1/3 proximal del muslo y malformación congénita total de muslo (amelia). Desde el nacimiento el muñón de muslo se consideró como una desarticulación de cadera y se protetizó como una desarticulación bilateral de cadera. A los 12 años el fémur era tan molesto para protetizar que se decidió alargarlo para utilizar una prótesis por encima de rodilla. Se alargó sin problemas 7 cm y quizá se debió intentar el alargamiento a los 5-6 años y volver a repetirlo posteriormente.

ala ilíaca o de la pieza de amputación, y tenemos la convicción de que el problema se soluciona.

Dentro de las amputaciones infantiles, las malformaciones congénitas tienen una elevada incidencia. No nos vamos a referir a las terminales transversas cuyos muñones se asemejan a los quirúrgicos, pero sí vamos a recordar tres tipos de malformaciones congénitas longitudinales en las que antes o después cabe pensar en una amputación de «conversión» para transformar la extremidad en un muñón casi quirúrgico:

Malformación congénita longitudinal fibular total o agenesia de peroné

Como describieran Coventry y Johnson, la extremidad se encuentra acortada, la tibia incurvada y el pie, al que le faltan los dos radios externos, en equino-valgo. Si el pie se considera insuficiente para el apoyo plantá-

grado y se prevé un acortamiento futuro importante (18 a 20 cm), la mayoría de los autores están de acuerdo en realizar una desarticulación tibioperoneoas-tragalina o amputación de Syme lo antes posible (en el primer año). Según nuestra experiencia, esta amputación tiene el inconveniente de que el colgajo con piel del talón se va retrayendo hacia atrás y arriba, por lo que en el futuro el extremo distal de la tibia quedará con mal recubrimiento. Por esto, nosotros preferimos utilizar la técnica de Boyd, que mantiene el calcáneo situado en el extremo del muñón con una almohadilla de apoyo absolutamente eficaz y fija.

Malformación congénita longitudinal tibial total o agenesia de tibia

Tanto si es unilateral como bilateral, su solución definitiva se encuentra en la desarticulación de la rodi-

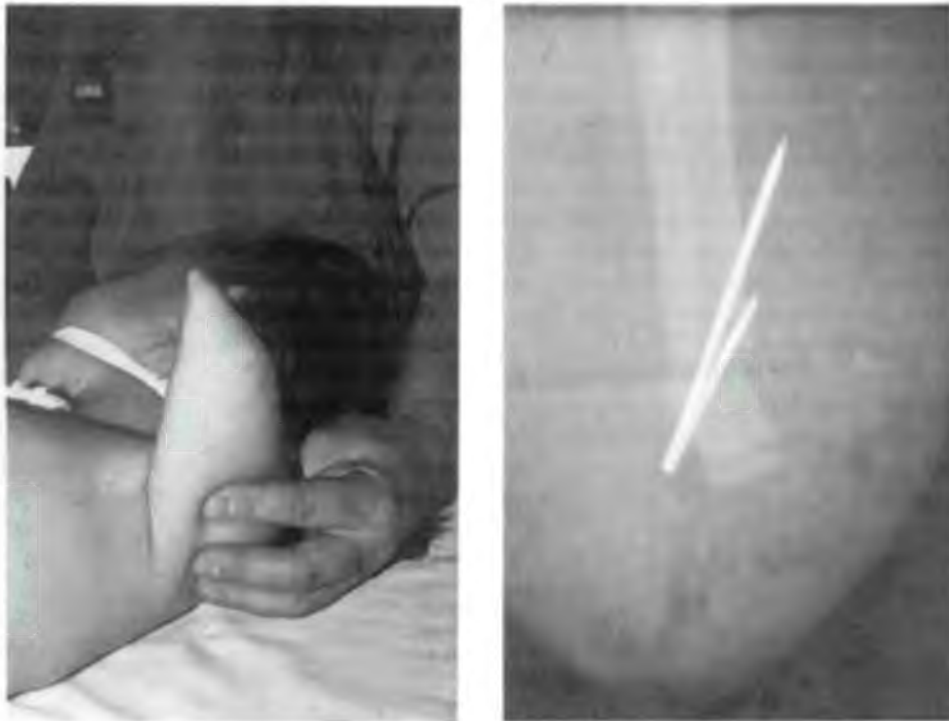


Figura 28.4. Niña con malformación congénita transversa 1/3 distal del húmero izquierdo. Previamente había sufrido dos intervenciones para corregir el hipercrecimiento óseo. En este momento se realizó una osteotomía de angulación de Marquardt insuficiente, y se adaptó un tapón de silicona en el extremo. La cicatriz no curó hasta que el paciente expulsó la silicona. La osteotomía no sirvió en este caso para frenar el hipercrecimiento, que volvió a repetirse.

lla. Efectivamente pueden realizarse, y nosotros lo hemos hecho, reconstrucciones de rodilla según la técnica de Brown con unos magníficos resultados respecto a la rehabilitación y el desarrollo psicomotor del niño, pero la evidencia indica que para mejorar la función de la extremidad, en el futuro será necesario desarticular.

En la malformación congénita longitudinal tibial parcial, la técnica de la sinostosis lateral tibioperonea, seguida de la amputación de Syme, es el tratamiento correcto. Como ya mencionamos, nosotros preferimos la técnica de Boyd, pues el extremo distal del peroné nos parece insuficiente para el apoyo (fig. 28.5).

Deficiencia proximal femoral focal (PFFD) o agenesia de fémur

Se caracteriza por flexoabducción de cadera, rotación externa, mal desarrollo muscular y gran acortamiento. Aitken describió cuatro clases de esta malformación, A, B, C y D, según la situación morfológica de

la cadera. En el tipo A existe pseudoartrosis subtrocantérica, y en las clases restantes una gran pseudoartrosis, con la extremidad distal del fémur cada vez más pequeña.

Desde el punto de vista del tratamiento, Gillespie y Torode dividen la malformación en dos clases: la alargable, clase A y el fémur corto congénito incurvado, entidad que también se incluye en la PFFD, y el resto, B, C y D, que se tratarán con soluciones paliativas y ablativas, particularmente la desarticulación tibioperoneoastragalina de Syme, con artrodesis de rodilla o sin ella, según la longitud de la extremidad.

Prótesis y rehabilitación

Se podría pensar que las prótesis infantiles corresponden a los mismos modelos que las de los adultos en tamaño reducido. Esto no es realmente cierto, pues si bien los niños aceptan los mismos modelos de encajes, las prótesis en su conjunto deben ser robustas,



Figura 28.5. Niño diagnosticado de agenesia parcial de tibia (diastasis tibioperonea). En un primer tratamiento se efectuó artrodesis de tobillo, para posteriormente realizar una amputación de Boyd. Obsérvese la magnífica morfología del extremo del muñón que permite adaptar una prótesis PTB.

fáciles de alargar y reparar. Su tamaño más pequeño impide que las prótesis femorales tengan mecanismos complicados de rodilla, y los sistemas modulares no puedan utilizarse. Sin embargo, para amputaciones por debajo de rodilla, las prótesis PTB o KBM dan unos resultados perfectos. Los diversos modelos de prótesis canadiense para hemipelvectomía, desarticulación de cadera o desarticulación de Syme son biomecánicamente iguales que las del adulto, aunque en numerosas ocasiones las piezas fundamentales de las prótesis deben fabricarse especialmente para cada caso.

En los niños amputados, particularmente en los de pocos años, es muy difícil, y a veces imposible, establecer programas de entrenamiento seriados como en los adultos, y será necesario enseñarles el manejo de sus prótesis mediante juegos u otras motivaciones agradables. Dado que los niños son seres absolutamente prácticos, todas las enseñanzas que requieren una lentitud en el desplazamiento serán rápidamente aprendidas y más rápidamente olvidadas en favor de otras que les permitan mayor rapidez en sus juegos o en seguir a sus compañeros normales, aunque ello implique una marcha «desgarbada» o desafortunada. Por esto, es obligatorio que cada 6 meses, los pacientes infantiles amputados acudan al servicio de rehabilitación a reciclarse en las enseñanzas y a revisar sus prótesis que seguramente habrán quedado cortas por el natural crecimiento y averiadas por su exagerado uso.

La meta final de un equipo rehabilitador es conseguir que estos niños lleguen a adultos con una marcha funcional y estética, por lo que las revisiones deben ser constantes a fin de evitar o corregir malos hábitos imposibles de superar en la edad adulta.

BIBLIOGRAFÍA

- Abbott locus citatum Aitken, G. T.: "The child with an acquired amputation". *Inter-Clin. Inf. Bull.*, 7 (8) 1-15, mayo, 1968.
- Aitken, G. T.: "Proximal femoral focal deficiency - definition, clasificación and management". *Proximal femoral focal deficiency: a congenital anomaly*. National Academy of Sciences. Publication n.º 1734, Washington D.C., 1969.
- Aitken, G. T.: "The child amputee an overview". *Orthop. Clin. North Am.*, 3 (2): 447-472, julio, 1972.
- Aitken G. T.; Frantz, C. H.: "The juvenile amputee". *J. Bone Joint Surg.*, 35 A: 659-664, 1953.
- Brown, F. W.: "Construction of a knee joint in congenital total absence of the tibia (paraxial hemimelia tibia): a preliminary report". *J. Bone Joint Surg.*, 47 A (4) 695-704, junio, 1965.
- Coventry, M. B., Johnson, E. W. Jr.: "Congenital absence of the fibula". *J. Bone Joint Surg.*, 34 A: 941-955, octubre, 1952.
- Guillespie, R.; Torode, J. P.: "Classification and management of congenital abnormalities of the femur". *J. Bone Joint Surg.*, vol. 65 B (5), 557-568, noviembre, 1983.
- Ilizarov, G. A.; Soibelman, A.: "Clinical and experimental dates of bloodless lengthening of lower extremities". *Exp. Khir. Anest.*, 14, 27-32, 1969.
- Kay, H. W.; Fishman, S.: *1018 children with skeletal limb deficiencies*. New York University Post-Graduate Medical School. Prosthetic and Orthotics. Nueva York, marzo, 1967.
- Marquardt, E.: "The multiple limb-deficient child". *Atlas of Limb Prosthetics*. C.V. Mosby, Saint Louis, 1981.
- Swanson, A. B.: "Silicone-rubber implants to control the overgrowth phenomenon in the juvenile amputee". *Inter-Clin. Inf. Bull.*, 11 (9): 58, 1972.
- Tooms, R. E.: "Acquired amputation in children". *Atlas of Limb Prosthetics*. C.V. Mosby, Saint Louis, 1981.

Amputados geriátricos y dobles amputados | 29

En este capítulo se plantean problemas particulares que, sin duda alguna, deben tratarse por separado en razón de los motivos que todos conllevan y que asimismo les separan.

Amputados geriátricos

Es evidente que la edad matiza todo tipo de cirugía, ya que la esperanza de vida tiene, forzosamente, que cambiar nuestra forma de actuar y por lo tanto el método terapéutico a emplear según la edad del paciente. Jamás consideramos indicado, por ejemplo, una prótesis cervicocefálica como tratamiento quirúrgico de una fractura subcapital de cadera en un enfermo de 20 años; sin embargo, es el tratamiento de elección en un enfermo de 80 años con el mismo diagnóstico. El motivo es evidente y claro y, transponiendo la problemática a las amputaciones, vemos que nos encontramos con idéntica situación. No se debe hacer una síntesis que exige un largo postoperatorio en descarga a un enfermo anciano, en el cual una prótesis soluciona de forma inmediata el problema y permite al paciente una movilidad y una carga inmediatas. No se debe poner una prótesis a un joven ya que no es segura su supervivencia toda la vida del paciente problema. La esperanza de vida, pues, determina de forma importante la decisión quirúrgica así como la técnica a emplear. Aunque parezca mentira, cuanto

mayor es la edad del enfermo, más agresivos debemos ser, si la agresión va a ser definitiva.

En un anciano el tipo de amputación, cuando ésta está indicada genéricamente, deberá ser todo lo generosa que sea necesario para evitar la necesidad de retoques o reamputaciones que compliquen y, sobre todo, alarguen el período postoperatorio. En un joven podemos ser conservadores aun a costa del riesgo de una reoperación, pero en el anciano esta situación es inadmisibles ya que, al ser corta la esperanza de vida, la que le resta ha de ser de la mejor calidad posible.

Esta generosidad nos lleva a intentar hacer las amputaciones en el anciano buscando siempre el nivel óptimo para garantizar un postoperatorio adecuado y la máxima seguridad en la calidad del muñón.

De las indicaciones generales para las amputaciones, en el anciano las afecciones vasculares son las que justifican más frecuentemente la amputación. Aunque estemos totalmente de acuerdo con las ventajas que, sobre todo en el anciano, representa la técnica de Weiss y pese a que este autor recomienda su uso en las amputaciones de esta etiología, nosotros no estimamos prudente su utilización. En estos casos, más que la prótesis inmediata, en el propio quirófano, preferimos la prótesis precoz, pasados 15 o 20 días, después de haber vigilado adecuadamente la cicatriz del muñón y de estar seguros de que no existe ningún tipo de lesión cutánea, trófica o vascular.

En las restantes etiologías que justifiquen la amputación, creemos que la técnica de miodesis y protetiza-

ción inmediata puede ser de gran utilidad en el caso de amputaciones en el anciano, ya que permite lo que precisamente deseamos: una rapidísima puesta en pie al día siguiente de la operación, logrando con ello una rápida rehabilitación y la incorporación del anciano a su medio habitual.

Dobles amputados

La problemática que plantea este tipo de enfermos está condicionada, como es natural, por una serie de diferentes consideraciones que intentaremos resumir.

Muy probablemente, los cirujanos ortopédicos no llegamos a darnos cuenta real de la importancia, en cantidad y calidad, del problema que plantean los dobles amputados.

Según el estudio practicado por Hoffer en 1956, la segunda guerra mundial obligó a practicar más de un millón de amputaciones, el 7th de las cuales fueron amputaciones dobles. Esto significa que en el año 1945, bruscamente, nuestra sociedad se vio obligada a tratar a 70.000 amputados dobles, con las dificultades que ello conlleva.

De forma genérica, las indicaciones de las amputaciones, tanto en los miembros superiores como en los inferiores, son las mismas que existen para los amputados de un solo miembro. El hecho de que sean dos o más los miembros a amputar sólo implica la repetición de la indicación en cada uno de ellos de forma aislada. Lo mismo podemos decir de la técnica quirúrgica y de los niveles de amputación. El hecho de que se trate de una amputación bilateral, no afecta para nada la técnica quirúrgica de cada una de las amputaciones a realizar ni la elección adecuada del nivel de amputación.

Ahora bien, las posibilidades lesionales son tantas y tan variadas y las combinaciones existentes entre todas las amputaciones tan distintas que es casi imposible tratar cada una de ellas por separado. No cabe duda de que un doble amputado puede serlo de los miembros superiores o de los inferiores, pero, también, puede serlo de uno superior y otro inferior homolateral o contralateral. Si a ello añadimos sólo tres distintos niveles de amputación de cada miembro y las distintas técnicas que existen según la longitud del muñón, el tipo de cubierta mioplástica u osteoplástica, el tipo de cicatriz en el muñón, etc., son miles de posibilidades. Casi se podría decir que cada enfermo es un caso particular que exige estudios y cálculos especiales para obtener de él el máximo grado de comodidad y utilidad.

A raíz de este problema surgieron los centros especiales de readaptación para amputados, cuya relación y listado fueron efectuados por Fulford y Hall en 1960 por encargo de la British Limbless Exservice Men's Association, que se extiende por todo el mundo, sobre todo por los países que sufrieron las últimas guerras.

Miembros inferiores

Las circunstancias de la indicación quirúrgica y el nivel de amputación cambian de forma evidente en las amputaciones del miembro inferior con respecto a las del superior. Se podría generalizar diciendo que, jerárquicamente, las prótesis del miembro superior necesitan primero ser indolentes, segundo ser móviles y tercero ser estables, mientras que las del miembro inferior deben anteponer la estabilidad a la movilidad, es decir, deben ser primero indoloras, segundo estables y tercero móviles. Estos conceptos marcan o, mejor dicho, matizan cómo ha de ser la amputación desde el punto de vista técnico y cuál debe ser el nivel ideal para conseguir nuestros objetivos finales.

A su vez, en los dobles amputados de los miembros inferiores hemos de tener en cuenta otro factor, que no existe en el superior, y es el permitir al enfermo un equilibrio fácil, tanto en bipedestación como en la marcha. El criterio obligado según los actuales conceptos protesiológicos de ser conservadores al máximo en cuanto a la longitud del miembro, es extremo en el caso de dobles amputados de los miembros inferiores.

Muchas veces, en los amputados unilaterales, para dar más facilidad al protésico, las amputaciones se hacen en lo que se llama nivel óptimo, siendo a veces éste más generoso en el segmento a amputar. Esto no es válido en el doble amputado, cuyas posibilidades de equilibrio estable están en función de la longitud conservada en cada uno de los miembros.

Por lo demás, las técnicas quirúrgicas habituales a cualquier nivel son las mismas en cualquier caso de amputación, sea simple o doble.

Al respecto es necesario matizar un dato que consideramos importante. Me refiero a las amputaciones con prótesis inmediata por motorización y inserción adecuada de los músculos restantes del muñón. Las ventajas de esta técnica quirúrgica, descrita por Weiss en Polonia hace ya algunas décadas, son indudables en cualquier caso, pero en los de dobles amputados son todavía mayores.

No cabe duda de que no debemos considerar la amputación como el final de una triste historia, sino al

contrario, como el comienzo de la rehabilitación, en el sentido más lato, de un enfermo a su medio habitual. Para conseguir esto en los casos de dobles amputados de los miembros inferiores, la técnica preconizada por Marian Weiss, como demostró Ariño en su tesis doctoral, es, casi me atrevería a decir, insustituible, sobre todo cuando la doble amputación es isocrona. Es muy diferente cuando es asincrónica, es decir, cuando la fatalidad determinó que a la amputación de un miembro inferior la siga la del contralateral pasado un tiempo importante. Aun así, en este caso, el empleo de la técnica de Weiss será aconsejable en el segundo miembro amputado.

Según este autor, la medición de las corrientes de acción en los músculos del muñón y las tomadas en los mismos músculos de la pierna contralateral intacta son evidentemente distintas.

Según estos estudios, parece ser que, al faltar el impulso reflejo como consecuencia de un miembro inferior amputado, el cerebro pierde el «automatismo reflejo» que regula la marcha, siendo necesario, si se

quiere evitar tal situación, devolver la máxima función a la musculatura del muñón.

Para conseguir este fin es necesario fijar los músculos del muñón al extremo del hueso seccionado mediante unas perforaciones practicadas a tal efecto, con lo que se conservará la tensión fisiológica del músculo tratado y por lo tanto, según demostró Weiss, las corrientes de acción serán normales. Con la miodesis se conserva el estímulo propioceptivo, se cinematiza el muñón y disminuye el edema. Con la prótesis y la carga inmediatas se consigue que no se «borren» los registros voluntarios e involuntarios de la marcha, lo que permite una compensación automática de la nueva situación morfológica del miembro.

Toda esta serie de razonamientos nos llevan de la mano a un hecho concreto, y es que la rehabilitación de la marcha del doble amputado se consigue mucho más fácilmente si las amputaciones se han practicado según la técnica antedicha y si se han colocado unas prótesis inmediatas que permitan una carga precocísima.

Rehabilitación del amputado de la extremidad inferior | 30

La rehabilitación del amputado de la extremidad inferior consiste en la utilización de una serie de técnicas encaminadas, en primer lugar, a conseguir que el paciente utilice una prótesis funcional siempre que sea posible, ya que en ocasiones sólo podrá realizar una marcha con muletas o utilizar una silla de ruedas, y en segundo lugar, a intentar lograr el mejor uso de sus capacidades físicas, reducir los efectos psicológicos debidos a la amputación y procurar la reinserción en su medio social habitual.

Para la consecución de dichos fines se precisa la colaboración de un completo equipo de rehabilitación, empezando por el médico rehabilitador e incluyendo técnico ortopédico, fisioterapeuta, psicólogo, asistente social, técnicos en valoración y orientación profesional, técnicos de empleo y otros.

Valoración del potencial de rehabilitación

Es importante realizar, lo más precozmente posible, una evaluación o análisis de los factores que pueden influir en el resultado final del proceso de rehabilitación para intentar corregir o modificar los de carácter negativo. Los más importantes a tener en cuenta son los siguientes:

Personales

La personalidad previa a la amputación influirá en su reacción ante ésta. Es importante también el grado

de inteligencia, de comprensión y motivación ante la nueva situación. El individuo en que se efectúa una amputación, aparte de una pérdida de su esquema corporal, sufre una depresión ante la pérdida de su imagen física, que puede agravarse por la reacción que él cree que desencadenará en los que le rodean.

Es muy posible que la actitud psicológica difiera según que la amputación sea el resultado de un largo proceso de enfermedad y dolor o que se realice con carácter de urgencia como consecuencia de un traumatismo o accidente.

Edad

En el niño y el adolescente las prótesis plantean problemas muy particulares debido precisamente a su plasticidad. Por consiguiente no debe prescribirse una prótesis definitiva hasta después de terminado el crecimiento. En el anciano, el efecto de la amputación se suma al de la edad, y dado que la amputación es generalmente de origen vascular, se le añaden también las secuelas de la enfermedad cardiovascular generalizada.

Nivel de la amputación

A pesar de que con los avances actuales de las técnicas protésicas no es tan importante la realización de una amputación según unos niveles rígidos, cuanto más alto sea el nivel, mayores dificultades tendrá el amputado para realizar una marcha de mayor calidad, en especial el salto y la carrera.

Etiopatogenia

Las causas más frecuentes de amputación son las de origen vascular, que en los países occidentales constituyen del 65 al 70% de todas las amputaciones, con una edad media de 60 a 65 años. Dado que generalmente presentan alteraciones asociadas, en especial de tipo cardiocirculatorio, su pronóstico final es más incierto. Por otra parte, la sobrecarga funcional a que se ve sometida la extremidad inferior conservada, cuya vascularización tampoco es correcta, puede llevar a su amputación, haciendo aún más difícil el proceso de rehabilitación.

Siguen en orden de frecuencia las amputaciones de tipo traumático, las cuales, al afectar sobre todo a pacientes en edad laboral, tienen en principio un mejor pronóstico funcional.

En las amputaciones por tumores, infecciones y malformaciones congénitas, el resultado funcional dependerá de cada caso en particular.

Fases de la rehabilitación

De una forma ideal y desde el momento en que se decide la amputación, el proceso de rehabilitación del amputado debería pasar por las siguientes etapas o fases

Fase prequirúrgica

Sólo podrá realizarse cuando la amputación sea programada. Será primordial la preparación psicológica ante la amputación, sus posibilidades protésicas, su utilización y las expectativas de integración en su medio social habitual. No podrá realizarse dicha preparación si el paciente no puede comprenderla o si la amputación debe realizarse con carácter de urgencia por accidente u otra causa.

Fase quirúrgica

Cuando se estudió la colocación de dispositivos protésicos, se indicó la precisión de realizar las amputaciones de acuerdo con unos niveles pensados básicamente para la obtención de muñones adecuados para su mejor adaptación.

En la actualidad, los mejores métodos de fabricación y de ajuste de las prótesis han hecho casi innecesaria la utilización de dichos niveles de una forma

estricta. Con una buena técnica quirúrgica debe conseguirse que:

1. El hueso esté bien protegido por el músculo, con la piel capaz de deslizarse correctamente.
2. La cicatriz esté por detrás de la línea media y sea plana
3. La forma del muñón sea cónica.
4. La movilidad de las articulaciones se conserve lo más amplia posible.

Fase de entreno preprotésico

Es importante iniciarlo lo más precozmente posible para evitar la fijación de una serie de alteraciones físicas y biológicas que se derivan de la amputación en sí y también para reducir las consecuencias psicológicas de la intervención. Por consiguiente, en esta etapa se deberán tratar tanto el aspecto psíquico como el físico.

1. *Aspecto psíquico.* El psicólogo, así como todo el equipo de rehabilitación, deberá tener en cuenta las reacciones del paciente ante la amputación. Inicialmente pueden manifestarse ansiedad y temor y, luego, una serie de mecanismos psicológicos de evasión, negación y de ilusiones mágicas. Ésta es una forma de intentar reducir la tremenda angustia provocada por la amputación. Más adelante el paciente empieza a reconocer su situación real, lo que constituye el principio de la última etapa de adaptación, que será más o menos satisfactoria según la necesidad que sienta de recobrar la estima de los demás, su independencia y la propia realización.

La incidencia de la amputación en su situación sociolaboral puede contribuir también a sus reacciones de ansiedad y depresión. Por ello, es necesario aclarar sus dudas con el asistente social, así como buscar las posibles soluciones y conducta a seguir.

2. Aspecto físico

a) *Cuidados del muñón.* En la fase inmediata postquirúrgica, y a veces posteriormente, pueden aparecer una serie de trastornos que, si no se tratan adecuadamente, pueden retrasar o incluso llegar a impedir la colocación de la prótesis. Entre los más frecuentes destacan los siguientes:

– *Edema:* es prácticamente constante en la amputación, en especial al día siguiente de ésta. Se debe a la alteración venosa y linfática postquirúrgica. Mientras lleva los puntos, el muñón estará en posición antideclive, con cambios frecuentes de postura, y se le colocará

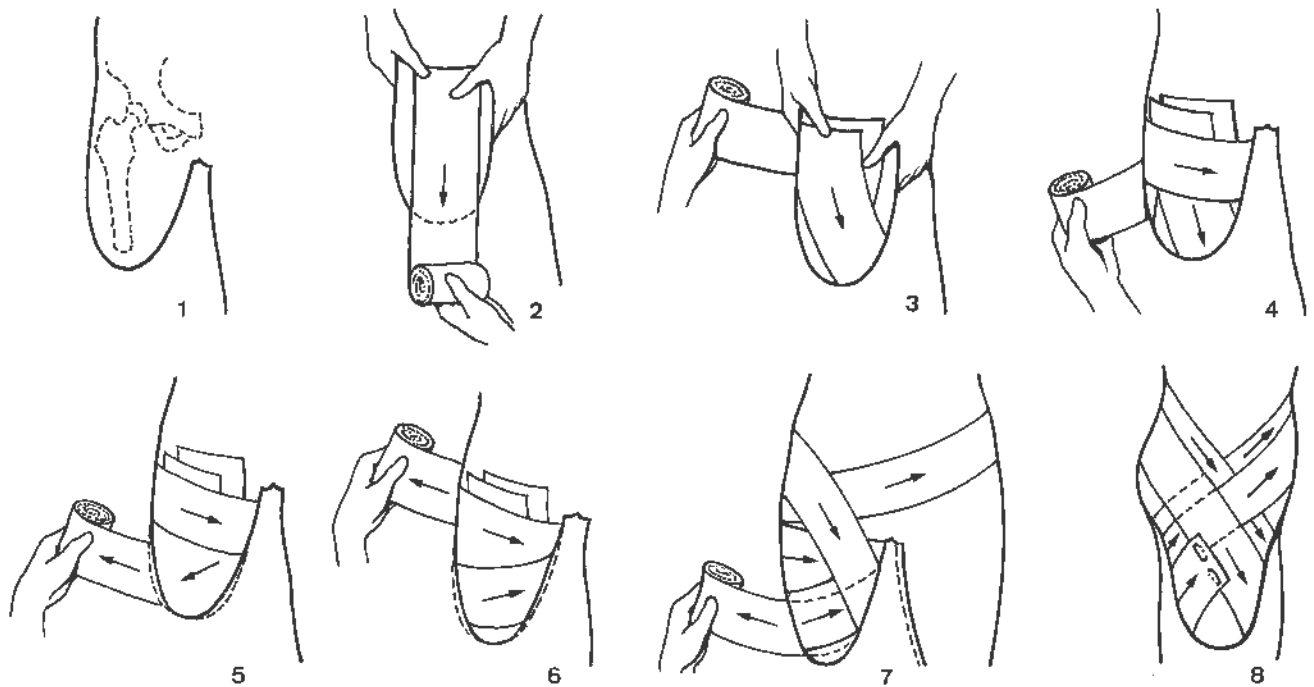


Figura 30.1

un vendaje compresivo de tipo elástico. Su finalidad no es sólo la de reducir o hacer desaparecer el edema, sino también estimular el metabolismo del muñón y modelarlo de una forma correcta para la posterior colocación del encaje. En ocasiones el vendaje deberá ser de yeso para acelerar y mejorar dicho modelaje.

Existen diversos métodos para el vendaje, que primero realizará el fisioterapeuta, pero que lo más pronto posible deberá realizar el propio paciente. Entre los más utilizados está el empleado por A. W. J. Craft (fig. 30.1). Se enseñarán al paciente ejercicios de potenciación isométrica del muñón, básicamente por su acción anti edema.

- *Alteraciones cutáneas:* pueden ocurrir durante esta fase, aunque son más frecuentes al colocar la prótesis. Una buena medida profiláctica es la estimulación precoz de la piel mediante masaje superficial y, en cuanto sea posible, proceder a su limpieza simplemente con agua y jabón, evitando los de tipo sintético para que no aparezcan reacciones alérgicas.

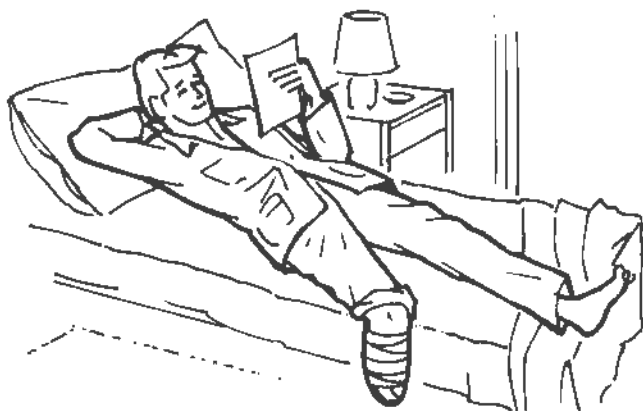
- *Alteraciones de la movilidad articular:* generalmente se deben a retracciones musculares favorecidas por una mala postura en la cama, así como por la inmovilización o inactividad. Debe por consiguiente vigilarse la posición del paciente en la cama, indicando normas posturales adecuadas (fig. 30.2). Se realizarán

también movilizaciones pasivas de las articulaciones, estiramientos de los músculos retraídos y potenciación de la musculatura antagonista para intentar la elongación de los agonistas.

- *Dolor:* la existencia de dolor puede influir muy negativamente en el proceso del amputado. Puede manifestarse de varias maneras: 1.º En el miembro fantasma doloroso, el paciente experimenta con cierta frecuencia la sensación de que persiste, en forma total o parcial, el miembro amputado. Suele aparecer en el postoperatorio inmediato y desaparecer progresivamente, aunque en ocasiones puede persistir mucho tiempo.

Esta sensación del llamado miembro fantasma es dolorosa y puede llegar a serlo de una forma intensa. En la etiopatogenia de dicho dolor intervienen al parecer tanto el sistema nervioso central como el periférico. Es importante tener en cuenta que cuanto mayor sea la motivación del paciente y más precoz la instauración de un programa de rehabilitación, tanto más disminuirá la incidencia de dicha complicación. 2.º El muñón doloroso, aparte de influir en la producción del miembro fantasma doloroso, puede tener una causa local, cuyo tratamiento adecuado puede solucionar el problema.

Pueden existir varios tipos de dolor: hiperalgesia a



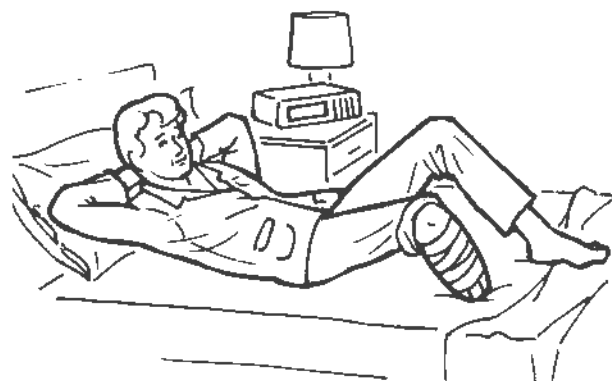
Evitar estar en la cama con el muñón doblado.



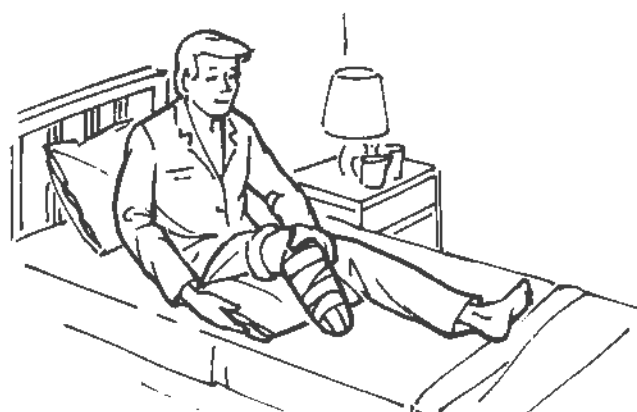
Tampoco se colocará una almohada para separar las piernas.



No tener el muñón flexionado cuando se está sentado.



Nunca se tendrá la pierna flexionada en la cama.



Debajo de la rodilla nunca colocar una almohada.



No apoyar el muñón, flexionándolo, sobre el asidero de la muleta.

Figura 30.2

la simple presión, en cuyo caso no puede tocarse prácticamente el muñón, en especial a nivel distal; dolor espontáneo, y puntos gatillos a la presión.

Entre las causas específicas locales puede mencionarse la existencia de prominencias y exostosis óseas, en especial a nivel distal, neuromas, fístulas, dermatosis y cicatrices hipertróficas.

– *Alteraciones musculares:* en toda amputación de la extremidad inferior se produce una atrofia, casi siempre enmascarada por el edema. Para mejorarla se realizarán ejercicios isométricos y, posteriormente, de potenciación isodinámica o isocinética.

b) *Mejoría de las condiciones generales.* El programa de cinesiterapia deberá estar encaminado también a la potenciación de las extremidades no afectas y del tronco, así como a mejorar la resistencia y la tolerancia al esfuerzo, dado que el gasto energético que requerirá el amputado será considerable. También es importante la realización de ejercicios respiratorios, así como la natación, dado que la disminución del peso corporal dentro del agua estimula el deseo de moverlo.

Fase de entreno protésico

La colocación de una prótesis, al principio de carácter provisional, se realizará lo más precozmente posible. A medida que se vaya reduciendo el muñón, se van colocando diversos encajes hasta la prótesis definitiva.

Desde el momento de la colocación de la prótesis provisional se realizará un aprendizaje para su acoplamiento. Se inicia con la limpieza del muñón y el endurecimiento de los puntos de mayor apoyo, evitando cualquier zona de roce. Si existe alguna complicación cutánea puede descartarse la colocación de la prótesis durante unos días. El tiempo de tolerancia a la prótesis irá aumentando progresivamente, realizando ejercicios de apoyo en paralelas y, posteriormente, de marcha. En el gimnasio se estimulará al amputado a subir y bajar escaleras y rampas. Al mismo tiempo se realizará un entreno a las reacciones de equilibrio.

El paciente será instruido desde el primer momento en la colocación y el cuidado adecuado de la prótesis. Se le instruirá en las actividades más elementales de la vida diaria. Una vez colocada la prótesis definitiva, irán aumentando las dificultades de los ejercicios, así como su intensidad y duración. Aprenderá, siempre que sea posible, a caerse y levantarse de una forma segura. Se deberá intentar que utilice los transportes públicos.

Será también un objetivo terapéutico importante prepararle para que realice un deporte de acuerdo con sus posibilidades físicas residuales.

Fase de reinserción sociolaboral

El objetivo final de la rehabilitación del amputado es su integración a su medio social y laboral habitual.

En términos generales, la vida familiar no sufre excesivas variaciones si se exceptúan algunas reacciones emocionales temporales y de sobreprotección, en especial en las fases iniciales. La relación con los demás tampoco sufre cambios significativos. La dificultad más importante es la de su integración al trabajo. Aquí nuevamente intervendrán otros factores aparte de la amputación, como edad, alteraciones asociadas, nivel cultural, formación profesional previa y otras.

De todas formas, un porcentaje elevado de empresas que, por sus características y organización, pueden reintegrar a sus trabajadores que han sufrido una amputación, suelen colaborar en dicha integración. A pesar de todo, a veces es muy difícil dada la existencia de barreras arquitectónicas, ya sea en la propia empresa o bien derivadas de la utilización de transportes públicos no adecuados. Lo que sí es difícil es que el amputado, en caso de no poder desarrollar su trabajo anterior, a pesar de que cuente con una formación profesional, sea admitido en otra empresa, aun teniendo en cuenta los beneficios fiscales que se conceden a las empresas que admiten minusválidos.

BIBLIOGRAFÍA

- Burges: *EM Postoperative management Atlas of limb prosthetics*. C.V. Mosby, St Louis, 1981.
- Connolly, J.: "Phantom and stump pain following operation". *Physiotherapy*, enero, 1979, vol. 65, n.º 1.
- Cummings, V., Anderson, A. D., Levin, S. A., Tobis, J. S.: "The elderly medically ill amputee". *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 44: 549-554, 1963.
- Kegel, B.: "Controlled environment treatment for patients with below knee amputations". *Phys. Ther.*, 56: 1366-1371, 1976.
- Lion, J.: "Rééducation des amputés de membre supérieur d'origine traumatique". *Cahier de Reed. et Read.* fon. 8, n.º 3, págs. 69-87, 1973.
- Lozano Suárez, M. y cols.: "Tratamiento del miembro fantasma doloroso". *Dolor e inflamación*, vol. 2, n.º 4, 1989.
- Rus, K. A.: "Management of lower extremity amputees". *Arch. Phys. Med.*, 42: 87-103, 1961.
- Sakuma, J., Hinterbuchner, C., Green, R. F., Silber, M.: "Rehabilitation of geriatric patients having bilateral lower extremity amputations". *Arch. Phys. Med.*, 55: 101-111, 1974.
- Salinas Samláez, I.; Asensio Avilés, M.: "Rehabilitación en traumatismos y amputados vasculares periféricos". *Rehabilitación*, vol. 12, fon. 1.º, 1978.
- Wilson, A. L.: "Survey of the elderly amputee". *Scott. Health Bull.*, 22, 73-78, 1964.
- Zambudio, R.: "Nuestra experiencia en el tratamiento de amputados de muslo". *Rehabilitación*, vol. 16, fasc. 2.º, 1982.

Índice alfabético

- Alineación, 195
 - dinámica, 195
 - en banco, 195
- Amputación(es), 197, 209
 - alargamiento de muñones, 280
 - alteraciones cutáneas, 291
 - de la movilidad articular, 291
 - musculares, 293
 - amputados geriátricos, 285
 - antepié, 199-204
 - amputación de un radio, 203
 - - - indicaciones, 203
 - técnica quirúrgica, 204
 - - - colgajo plantar, 201
 - - - dedos, 200
 - - - técnica quirúrgica, 200
 - - - desarticulación de Lisfranc, 202
 - - - técnica quirúrgica, 201
 - - - indicaciones, 199
 - bilaterales, 198
 - calcaneotomías, 221
 - circulación arterial y venosa, 198
 - conservación balance articular, 198
 - de Chopart, prótesis, 214
 - de Gritti, 248
 - técnica, 248
 - de Lisfranc, prótesis, 213
 - de Malgaigne, 220
 - de Pirogoff, 220
 - de Ricard, 220
 - de Syme, 207
 - - - prótesis, 216
 - del dedo gordo, 200, 209
 - del primer dedo, prótesis, 210
 - del tercio medio del muslo, 249
 - - - muñón para prótesis clásicas, 249
 - desarticulación de cadera, 261
 - - - indicaciones, 262
 - - - mioplastia reconstructiva, 265
 - - - técnica quirúrgica, 262
 - desarticulación de Chopart, 206
 - - - artrodesis tibioastragalina, 206
 - - - de Ricard, 206
 - - - de rodilla, 237-245
 - - - - - técnica quirúrgica, 237
 - - - - - descripción, 237
 - - - - - subastragalina, 206
 - dobles amputados, 286
 - - - marcha, 287
 - dolor, 291
 - edad, 198
 - edema, 198, 254
 - en la infancia, 279-284
 - - - deficiencia proximal femoral focal (PFFD) o agenesia de fémur, 282
 - - - malformación congénita longitudinal, fibular total o agenesia de peroné, 281
 - - - tibial total o agenesia de tibia, 281
 - estado de la otra extremidad inferior, 198
 - hemipelvectomía, 265
 - - - indicaciones, 266
 - - - técnica quirúrgica, 267
 - miembros fantasmas, 291
 - - - isquémicos, 227
 - - - no isquémicos, 226
 - mioplastia, 198
 - muñón(es), 197
 - - - difíciles de prototizar, prótesis, 230
 - - - estable, 198
 - - - muy cortos, prótesis, 230
 - neuropatías, 198
 - nivel, 251
 - adecuado, 198
 - del fémur, 252
 - objetivos, 197
 - - - bipedestación, 197
 - - - carreras y saltos, 197
 - - - cosmética, 197
 - - - marcha, 197
 - - - osteoplásticas, 207
 - - - parciales, 209, 221
 - - - plantilla flexible con relleno, 209
 - - - Denis, 210
 - - - por debajo de la rodilla, 225-227
 - - - almohadillado y cicatriz, 229
 - - - indicaciones, 225
 - - - traumáticas, 225
 - - - tumorales, 225
 - - - vasculares, 225
 - - - método de Vitali, 229
 - - - nivel, 229
 - - - particularidades de resecciones ósea, 229
 - - - prótesis, 229-239
 - - - convencionales, 229
 - - - técnica quirúrgica, 226
 - - - por encima de la rodilla, 247-250
 - - - por proceso séptico, 247
 - - - por tumor, 247
 - - - por vasculopatías, 247
 - - - posttraumáticas, 247
 - - - prótesis, 251-260
 - - - potencia muscular, 198
 - problemas dermatológicos, 254
 - prótesis
 - con apoyo prepatelar, 216
 - de Barrachina, 215
 - de los dedos, 209
 - de relleno, 209
 - del pie, 209
 - - - inmediata, marcha, 287
 - - - KBM, 234
 - para desarticulación de cadera y hemipelvectomía, 273-278
 - para resecciones calcáneas, 221
 - - - PTB, 230, 233
 - - - zona subtrotuliana, 231
 - - - SCG, 235
 - radios del pie, prótesis, 213
 - recubrimiento con casquete oseocartilaginoso, 280
 - rehabilitación, 197
 - del amputado, 289-293

Índice alfabético

- retroplé, 205-208
 - indicaciones, 205
 - prótesis para otras amputaciones, 220
 - segmentos óseos distales, 198
 - sexo, 198
 - técnica de Pirogoff, 208
 - de Sedilot, 208
 - de Weiss, 287
 - marcha, 287
 - totales, 209, 221
 - trabajo, 198
 - transtetatarsiana, 204, 212
 - prótesis, 212
 - técnica quirúrgica, 200
 - vendaje, 291
- Articulaciones exoesqueléticas, 191
- B**
- Barrachina, prótesis, 215
Beck, aparato, 110
Bohler, inmovilización, 137
- C**
- Cadera, ortesis, 31, 149-153
Calzado, 24
Cirugía
- alargamiento de muñones, 280
 - amputación(es), 197
 - de miembros isquémicos, 227
 - no isquémicos, 226
 - de Syme, 207
 - de tercio medio del muslo, muñón para prótesis clásicas, 249
 - osteoplásticas, 207
 - antepié, amputación de dedos, 200
 - técnica quirúrgica, 200
 - amputación de un radio, 203
 - transtetatarsiana, 200
 - desarticulación de Lisfranc, 201
 - técnica quirúrgica, 200
 - artrodesis tibioastragalina, 214
 - desarticulación
 - de cadera, 261
 - mioplastia reconstructiva, 265
 - técnica, 262
 - de Chopart, 206
 - de Richard, 206
 - de rodilla, 237
 - subastragalina, 206
 - distrofia muscular de Duchenne, fisioterapia, 35
 - enclavado endomedular flexible, 138
 - endoprótesis total de cadera, 149
 - hemipelvectomía, técnica, 267
 - mielomeningocel, trasplante del psoas ilíaco, 31
 - ortesis complementaria posquirúrgica de cadera, 149-153
 - ortopédica, distrofia muscular de Duchenne, 35
 - parálisis
 - espásticas, 41
 - cadera aducta, 42
 - - aducta flexa, 43
 - - flexa, 42
 - - pie equino, 43
 - - equino-valgo, 45
 - - equino-varo, 45
 - - rodilla flexa, 43
- prótesis de cadera, 149
 - recubrimiento con casquete oseocartilaginoso, 280
 - cirugía artroscópica, 165
 - ligamentos cruzados, tratamiento quirúrgico, 165
 - técnica, amputaciones por debajo de rodilla, 225-227
 - de Pirogoff, 208
 - de Sedilot, 208
- Codivilla, muelle, 18, 48, 60
Corsès, 77, 81, 82, 125, 126
- CH**
- Charcot-Marie-Tooth, enfermedad, 20
Chequeo final, 195
Chopart, amputación, 214
- desarticulación, 206
 - prótesis, 214
- D**
- Delbet, tratamiento, 137
Denis, plantilla, 210
Desarticulación de rodilla
- prótesis convencional, 240
 - prótesis de rodilla policéntrica de cuatro barras unidas, 243
 - modular, 244
 - protetización, 239
- Distrofia muscular de Duchenne, cirugía ortopédica, 35
- E**
- Encaje, 194
- contacto total, 194
 - convencional, 194
 - cuadrangular, 194
 - distancia mediolateral angosta, 194
- Enclavado endomedular flexible, 138
- F**
- Férulas, 18, 19, 24, 47, 48
Fillauer, ortesis, 77
Fracturas
- apoyo isquiático, 146
 - prepatelar, 146
 - asociadas a prótesis de cadera, 149
 - bimaleolares, 140
 - carga controlada, 131
 - compacidad uniforme, 129, 145
 - condiciones adversas, 135
 - biomecánicas del foco de fractura, 135
 - conformaciones, 130
 - consolidación del foco de fractura, 135
 - control de la carga, 145
 - de fémur, 143
 - efecto barrera, 131
 - fuste, 131
 - punta, 131
 - entrantes, 130
 - estabilidad mecánica funcional, 130
 - estupor focal, 131
 - factores de curación, 135
 - fase aguda, 137
 - de readaptación, 140
 - funcional, 138
- fuerzas de rozamiento, 130
 - fundamentos biofísicos de ortesis funcionales, 129-136
 - histéresis, 133
 - impulso osteogénico, 134
 - inmovilización de Bohler, 137
 - muslera conformada, 144
 - ortesis
 - de Sarmiento, 141
 - funcional conformada PTB, 141
 - QTB, 143
 - fracturas de extremidad inferior, 141-147
 - tipo QTB, 140
 - polaina funcional conformada (PFC), 140, 143
 - retardos de consolidación y pseudoartrosis, 141
 - rozamiento, 130
 - tracción de Neufield, 138, 143
 - tratamiento funcional, 137
 - de Delbet, 137
 - del miembro inferior, 137-140
 - yeso(s)
 - funcional, 129
 - carga controlada, 129
 - compacidad uniforme, 129
 - conformado, 134
 - efecto punta, 129
 - entrantes y salientes, 129
 - estabilidad y factores de curación, 129
 - histéresis, 129
 - impulso osteogénico, 129
 - tipo PTB, 138
 - u ortesis funcionales, 129
- Friedreich, enfermedad, 17
- G**
- Giontella, zapato, 17, 57, 60
Glúteos mayor y mediano, biomecánica, 22
Gowers, signo 21
- síndrome, 32
- Grandes aparatos, de marcha, 80
Grenier, zapatos anchos, 125
Gritti, prótesis, 248
- H**
- Hemiplejía cerebral subcortical, 18
- I**
- Incurvaciones óseas, 65
- K**
- KBM, prótesis, 234
Klenzack, bitutor, 50, 59, 60
- L**
- Ligamentos de la rodilla
- cruzados, cirugía, 165
 - laterales
 - biomecánica, 155
 - fisiología, 155
- Lisfranc, amputación, 213
- desarticulación, 201, 202

- prótesis. 213
Little, síndrome. 18

M

Malgaigne, alineación. 220
Marcha. 193
- a saltos. 80
- choque de talón. 60
- con ortesis. 72
-- apoyo unilateral. 72
-- doble apoyo anterior o de recepción. 72
--- o de impulso. 72
-- período oscilante o de elevación. 72
- del amputado. 193
- del doble amputado. 287
- en cuatro tiempos. 80
- en "guadaña". 18
- fase de balanceo. 59
- gasto energético. 61
Médula
- lesiones medulares. 19. 20
--- a nivel cervical. 20
---- dorsal. 20
---- lumbar inferior y sacro. 20
---- superior (hasta L3). 20
--- marcha pendular o en cuatro tiempos. 20
--- sillas de ruedas. 20
Mielomeningocele. 29. 101-124

N

Neufeld, tracción. 138. 143

O

Ortesis. 15
- andadores. 92
- aparato(s)
-- de Perlestein. 125
-- para posición bipodal. 126
-- para tobillo y rodilla. 61
-- secuelas paráliticas. 61
- apoyo isquiático. 146
-- prepatelar. 146
- ayuda(s)
-- a bipedestación. 40
-- a desplazamientos. 40
-- a sedestación. 40
-- de flexoextensión. 177
-- para marcha. 88
-- andadores. 88
-- bastones. 88
--- ingleses. 88
--- modificados. 88
-- muletas. 88
- balance muscular. 22
- balanceo pélvico. 78
- balancín en suela. 219
- bastones
-- caña. 89
-- contera. 89
-- empuñadura. 89
-- ingleses. 89
--- abrazadera del antebrazo. 89
--- caña. 90
--- contera. 90

--- empuñadura. 90
--- segmentos del antebrazo. 90
-- modificados. 91
- bitutor(es)
-- estabilidad de la cadera. 80
-- extremidades inferiores. 83
-- marcha en cuatro tiempos. 80
-- metálicos. 66
-- hoja de información ortésica. 68
-- mielomeningocele. 80
-- mixtos. 71
-- "reciprocador". 80
-- termocoformados. 69
-- unión con corsé. 85
-- largo, apoyo isquiático. 72
-- articulación de la rodilla. 72
---- del tobillo. 72
---- con cinturón pélvico. 74
---- actitudes anómalas de tipo espástico. 74
---- bilaterales. 75
----- termocoformados y mixtos. 77
----- tobillos. 76
---- fibras de carbono. 74
---- inestabilidad de cadera. 74
---- metálicos. 74
---- ortesis bilaterales. 75
---- unilaterales. 75
---- secuelas paráliticas. 74
---- sistemas modulares. 74
---- unilaterales. 75
----- articulación de cadera. 75
----- banda pélvica. 75
----- mecanismos de bloqueo. 75
----- vicios de posición. 74
-- estabilización de la extremidad. 72
-- marcha. 72
-- por encima de la rodilla. 65
-- mielomeningocele. 65
-- parálisis cerebral infantil. 65
-- secuelas paráliticas. 65
-- poliomiélicas. 65
- calzado
-- normal, modificaciones. 24
-- ortopédico. 24
- carga controlada. 131
- compacidad uniforme. 129. 145
- complementaria posquirúrgica de cadera. 149-153
-- biomecánica. 153
-- construcción. 149
- conformaciones. 130
- construcción de la. 142
- control de amplitud de flexoextensión. 177
-- de la carga. 145
- corsé(s)
-- cervicodorsolumbares. 82
-- dorsolumbares. 82
-- con apoyo axilar. 82
-- lumbares. 81
-- ortopédico de contención. 81
-- silla. 126
-- de Fillauer. 77
-- de Perlestein. 125
-- de Phelps. 125
- elementos correctores adicionales. 71
-- contrafuertes en el talón. 71
-- cuñas mediales o laterales. 71
-- piezas en "T". 71
-- placa de termoplástico rígida. 71
- entranjes. 130
- especiales, parálisis cerebral infantil. 125-128

- estabilización pasiva de Putti. 15
- funcional(es). 129
-- de Sarmiento. 141
-- extremidad inferior. 141-147
-- fundamentos biofísicos. 129-136
-- peso. 147
-- ventajas. 146
-- conformada. 143
--- PTB. 143
--- QTB. 141
- férulas
-- modulares. 48
-- nocturnas. 19. 24
-- antiequinas. 18. 47
- gesto deportivo en el pie. 183
- grandes aparatos de marcha. 19. 80
-- articulaciones a nivel de cadera. 88
-- marcha en tres tiempos. 86
-- mielomeningocele. 80
-- parálisis cerebral infantil. 80
-- poliomiéritis. 80
- inmovilización de Böhler. 137
- materiales. 15
- metálicas. 47. 65
- articulaciones
-- de rodilla mecánicas. 68
---- bloqueables por anillas. 68
---- por gatillo. 68
-- mecánicas a nivel de tobillos. 69
-- elementos. 68
-- estribo. 69
- mielomeningocele. 29
- aparato de Beck. 110
- cadera. 31
-- banda pélvica. 32
-- férulas en abducción. 31
-- mecanismo de marcha reciproca. 32
-- ortesis con banda pélvica. 32
-- trasplante del psoas iliaco. 31
- etiología. 29
- hidrocefalia. 29
- objetivos. 30
- parapodium. 110
- rodilla. 31
-- bitutor largo. 31
- mixtas. 65
- movimiento humano. 16
- muelle de Codivilla. 18
- muletas. 91
- muslera conformada. 144
- nuevos métodos de fisioterapia. 126
- para control de flexoextensión. 177
- para la rodilla. 171-181
- para marcha. 47-100
-- activas. 58
-- alineación. 53
-- antiequino espiral de plexidur. 55
-- postural nocturno. 54
- ayuda en rehabilitación. 47
-- biomecánica. 58
-- bitutor antiequino. 49. 59
-- tipo Klensack. 50. 59. 60
-- cinchas en "T". 48. 51
-- conformadas. 60
-- férula "Rancho Los Amigos". 53
---- molde negativo. 53
---- positivo. 53
-- hemiplejas. 47
-- indicaciones. 47
-- medidas. 51

- modificaciones al calzado normal, 24, 56
- barra en balancín, 56
- cuña de goma en tacón, 56
- muelle de Codivilla, 48, 60
- nervio ciático poplíteo externo, 47
- pasivas, 58
- retracción del tendón, 47
- secuelas de parálisis flácidas, 47
- zapato de Giontella, 57, 60
- para pacientes afectados del PCI, 126
- parálisis
 - cerebral infantil, 18, 19
 - de los músculos cortos plantares, calzado ortopédico, 24
 - férulas nocturnas, 24
 - modificaciones al calzado normal, 24
 - pelvipédicas dobles, 125
 - planos inclinados estándar, 126
 - plantillas(s)
 - blandas o hidráulicas, 19
 - Denis, 210
 - polaina funcional conformada (PFC), 14, 143
 - poliomiélitis, 25, 26
 - cadera, 26
 - bitutores largos, 27
 - faja pélvica, 27
 - muletas, 26
 - periodo agudo, 25
 - pie, 27
 - disimetría, 28
 - reeducación muscular, 26
 - rodilla, 27
 - articulación de la rodilla libre, 27
 - bitutor corto, 27
 - largo, 27
 - reflejo miotático, 17
 - rigidez de caderas, 78
 - rotación de la extremidad, 78
 - rozamiento, 130
 - sexo, 15
 - sillas de ruedas, 97, 126
 - apoyos de pies, 98
 - bacinete, 98
 - con pelota de presión, 126
 - dispositivos de mando con boca o aliento, 98
 - frenos, 98
 - mecanismos direccionales, 98
 - motorizadas, 98
 - plegables, 98
 - práctica deportiva, 98
 - respaldos, 98
 - ruedas concéntricas, 98
 - termoconformada, 65
 - biomecánica, 64
 - de contención lateral de tobillo, 65
 - de control de estabilidad mediolateral del tobillo, 64
 - de flexión dorsoplantar, 64
 - de flexoextensión de rodilla, 65
 - estabilizadora de rodilla, 65
 - del tobillo, 62
 - férula de rodilla, 63
 - y mixtas, tensores elásticos, 77
 - con mecanismo "reciprocador", 77
 - tobilleras
 - básicas, 185
 - biomecánica, 184, 187
 - casos particulares, 184
 - desplazamientos laterales complejos, 184
 - rectilíneos sagitales, 184

- verticales, 184
- con cincha de comprensión regulable, 185
- con flejes metálicos, 186
- de inmovilización, 186
- esguinces de tobillo, 184
- ortopédicas, 183, 188
- posoperatorio, 184, 185
- profilaxis, 185
- taping, 186
- tendinitis, 184
- topes de Perlstein, 125
- tracción de Neufeld, 138, 143
- tratamiento de Delbet, 137
 - funcional, fracturas de miembro inferior, 137-140
 - Twister, 77, 78
- yeso
 - funcional, 129
 - carga controlada, 129
 - compacidad uniforme, 129
 - conformado, 134
 - efecto punta, 129
 - entrantes y salientes, 129
 - estabilidad y factores de curación, 129
 - histéresis, 129
 - tipo PTB, 138
 - u ortesis funcional tipo QTB, 140
 - zapatos anchos de Grenier, 125
 - tipo Giontella, 21

P

Parálisis, 15

- actitudes anómalas de tipo espástico, 74
- aparatos(s)
 - de Perlstein, 125
 - para posición bipodal, 126
 - termoconformados, para mantener corrección, 61
 - para tobillo y rodilla, 61
 - secuelas paralíticas, 61
- balance muscular, 22
- pélvico, 78
- biomecánica, 22
- estabilización pasiva de Putti, 23
- signo de Trendelenburg, 22
- bitutor(es)
 - estabilidad de cadera, 80
 - extremidades inferiores, 83
 - largo, estabilización de la extremidad, 72
 - con cinturón pélvico, actitudes anómalas de tipo espástico, 74
 - unión con corsé, 85
 - por encima de la rodilla, 65
 - mielomeningocele, 65
 - parálisis cerebral infantil, 65
 - secuelas paralíticas, 65
 - poliomieliticas, 65
- cerebral, 37-40
 - anamnesis, 38
 - antecedentes familiares, 38
 - ayudas a bipedestación, 40
 - a desplazamientos, 40
 - a sedestación, 40
 - clínica, 38
 - etiología, 37
 - exploración, 38
 - infantil, 18, 80
 - aparatos cortos, 19
 - alaxia, 19
 - atetosis, 19
- espasticidad, 19
- férulas nocturnas, 19
- grandes aparatos de marcha, 19
- marcha "de puntillas", 19
- ortesis, 19
- pie plano "en balancín", 19
- plantillas hidráulicas, 19
- prótesis especiales, 125-128
- rigidez, 19
- temblores, 19
- Freud, 37
- Little, 37
- síndrome de Little, 38
- Tardieu, 37
- corsé(s)
 - cervicodorsolumbares, 82
 - dorsolumbares, 82
 - con apoyo axilar, 82
 - lumbares, 81
 - ortopédico de contención, 81
 - silla, 126
 - cuádriceps, biomecánica, 23
 - diagnóstico, 22
 - distrofia muscular de Duchenne, 32
 - rehabilitación, 33
 - edad, 15
 - enclavado endomedular flexible, 138
 - enfermedad de Little, 125
 - espásticas, cadena aducta, 42
 - cadera aducto-flexa, 43
 - flexa, 42
 - cirugía, 41-46
 - pie equino, 43
 - equino-valgo, 45
 - equino-varo, 45
 - rodilla flexa, 43
 - estabilización de la extremidad, 72
 - pasiva de Putti, 15
 - fisiopatología de las, 15-24
 - de la motricidad, 18
 - flácidas, 25-36
 - secuelas, 47
 - glúteos mayor y mediano, biomecánica, 22
 - grandes aparatos de marcha, 80
 - mielomeningocele, 80
 - parálisis cerebral infantil, 80
 - poliomiélitis, 80
 - lesiones
 - de la unidad motora, 20
 - afección de la motoneurona, 20
 - atrofia espinal progresiva, 20
 - atrofia muscular progresiva de tipo neroneal (enfermedad de Charcot-Marie-Tooth), 20
 - atrofia muscular, 21
 - atrofas neurógenas, 21
 - o distrofias miopáticas, 20
 - esclerosis lateral amiotrófica, 20
 - fibrilación, 22
 - modificaciones circulatorias, 22
 - eléctricas, 22
 - histológicas, 22
 - metabólicas, 22
 - poliomiéltis, 20
 - reacción de degeneración, 22
 - signo de Gowers, 21
 - zapato tipo Giontella, 17
 - de los nervios periféricos, 21
 - axonotmesis, 21
 - neuropraxia, 21
 - neurotmesis, 21

- endocraneales, 18
- hemiplejía cerebral subcortical, 18
- calzados, 18
- férulas nocturnas antiequinas, 18
- marcha "en guadaña", 18
- muelle de Codivilla, 18
- tutores, 18
- parálisis cerebral infantil, 18
- heredoataxia espinal de Friedreich, 20
- marcha pendular o en cuatro tiempos, 20
- mielomeningocele, 20
- ortesis, 20
- pie cavo, 20
- sillas de ruedas, 20
- síndrome radiculares, 21
- traumatismos, 20
- tumores intramedulares, 20
- materiales, 15
- mielomeningocele, 29, 101-124
- aparato de Beck, 110
- cadera, 31
- férulas en abducción, 31
- luxación precoz, 31
- mecanismo de marcha recíproca, 32
- ortesis con banda pélvica, 32
- trasplante del psoas iliaco, 31
- cirugía preventiva de luxación de caderas, 103
- etiología, 29
- hidrocefalia, 29
- lesiones altas, 29
- de L3, 29
- de L4, 29
- nivel, espinas sacras, 102
- altas, 102
- bajas, 102
- torácico, 102
- objetivos de la ortesis, 30
- ortesis, 29
- parapodium, 110
- pie, 30
- equino-valgo, 30
- equino-varo, 30
- flácido, 30
- plantigrado, 30
- talo-valgo, 30
- rodilla, 31
- bitutor largo, 31
- osteotomía femoral, 31
- verticalización, 104
- movimiento humano, 16
- músculos
- cortos plantares, biomecánica, 24
- calzado ortopédico, 24
- férulas nocturnas, 24
- modificaciones al calzado normal, 24
- largos del pie, biomecánica, 23
- nuevos métodos de fisioterapia, 126
- ortesis, 15
- antiequinas, 47
- limitación de dorsiflexión del pie, 47
- marcha normal, 47
- bilaterales, 75
- de Fillaeur, 77
- de Perlstein, 125
- de Phelps, 125
- para marcha, 47-100
- anti-equino espiral de plexidur, 55
- postural nocturno, 54
- bitutor antiequino, 49, 59
- tipo Klenzack, 50, 59
- conformadas, 60
- férula "Rancho Los Amigos", 53
- hemiplejías, 47
- indicaciones, 47
- modificaciones en calzado, 56
- muelle de Codivilla, 48, 60
- nervio ciático poplíteo externo, 47
- retracción del tendón, 47
- zapato de Giontella, 57, 60
- para pacientes afectos de PCI, 126
- pelvipédicas dobles, 125
- termoconformadas y mixtas, 77
- con mecanismo "reciprocador", 77
- unilaterales, 75
- planos inclinados estándar, 126
- poliomielitis, 25
- cadera, 26
- bitutores largos, 27
- faja pélvica, 27
- muletas, 26
- ortesis, 26
- período agudo, 25
- pie, 27
- dismetría, 28
- reeducación muscular, 26
- rodilla, articulación de la rodilla libre, 27
- bitutor corto, 27
- largo, 27
- genu recurvatum progresivo, 27
- laxitud de la cápsula interna, 27
- parálisis del cuádriceps, 27
- secuelas paralíticas, 26
- reflejo miotático, 17
- sillas de ruedas, 126
- con pelota de presión, 126
- síndrome de Gower, 32
- de Little, 18
- sistema
- extrapiramidal, 17
- atetosis, 17
- temblores, 17
- piramidal, 17
- unidad motora, 17
- husos neuromusculares, 18
- reflejo miotático, 17
- vías cerebelosas descendentes, 17
- enfermedad de Friedreich, 17
- vestibulospinales, 17
- vicios de posición, 74
- zapatos anchos de Grenier, 125
- Perlstein, ortesis, 125
- PFC, polaina funcional conformada, 140, 143
- Phelps, ortesis, 125
- Pie Sach, 194
- Piernas artificiales, 191
- Pirogoff, amputación de, 220
- técnica de, 208
- Polaina funcional conformada (PFC), 140, 143
- Poliomielitis, ortesis, 80
- Plástico laminado, 195
- Prótesis, 237-245
- alineación, 257-276
- dinámica, 258
- estática, 257
- amputación de Chopart, 214
- de Lisfranc, 213
- de los radios del pie, 213
- transmetatarsiana, 212
- en la infancia, 282
- por debajo de la rodilla, 229-236
- por encima de la rodilla, 251-260
- articulación de la cadera, 276
- de la rodilla, 276
- balancín de suela, 219
- canadiense, 218
- cincha supracondílea, 232
- componentes del sistema modular, 258
- con apoyo prepatelar, 216
- conjunto tobillo-pie, 256
- contrapoyo, 230
- convencional, 229
- articulaciones externas laterales, 230
- corselete femoral, 230
- muñones difíciles de protetizar, 230
- muy cortos, 230
- pie protésico, 229
- cuña suplementaria, 235
- de Barrachina, 215
- de relleno, 209
- elementos, 210
- del pie, 209-224
- encaje, 232
- convencional, 252
- cuadrangular, 252, 253
- de contacto total, 253
- endoesqueléticas, 191, 233, 254
- exoesquelética, 232, 254, 258
- y modulares, 278
- fijación, 233
- al muñón, 232
- fleje acerado flexible, 212
- hemipelvectomías, encaje, 275
- KBM, 234
- modelos, 258
- modulares, 254
- o endoesqueléticas, 258
- molde del muñón, 234
- para amputación de los dedos, 209, 210
- de Syme, 216
- para desarticulación de cadera y hemipelvectomía, 273-278
- modelo canadiense, 275
- convencional, 274
- para muñones cortos, 273
- pie tipo Sach, 218, 256
- articulado de un eje, 256
- de movimiento combinado, 256
- no articulado, 256
- plantilla flexible con relleno, 209
- PTB, 230, 233
- zona subrotuliana, 231
- resecciones calcáneas, 221
- retropié, otras amputaciones, 220
- rodillas con impulso a extensión, 255
- de cierre manual, 256
- de freno de fricción, 255
- hidráulicas, 255
- libres, 255
- policéntricas, 254
- protésicas, 254
- uniaxiales, 254
- SCG, 235
- sistemas de suspensión, 258
- talonera de material plástico, 221
- tipos de encajes, 252
- tobillo y pie articulados, 257
- pie de movimiento combinado, 257
- vástago posterior, 276
- Prueba dinámica, 195
- estática, 195

Índice alfabético

PTB, ortesis, 141, 143
- prótesis, 230, 233
- yeso, 138
Pum, estabilización pasiva, 15

Q

QTB, ortesis, 140, 143

R

"Rancho Los Amigos", férula, 53
Rehabilitación
- amputaciones en la infancia, 282
- ayuda en la, 47
- del amputado, 289-293
- distrofia muscular de Duchenne, 33, 35
- fisioterapia, 35
- ortesis, 35
- edad, 289
- fase(s), 290
- aspecto físico, 290
- aspecto psíquico, 290
- de entreno preprotésico, 290
- protésico, 293
- de reinsertación sociolaboral, 293
- prequirúrgica, 290
- quirúrgica, 290
- vendaje, 291
- marcha, 287
- nivel de la amputación, 289
- nuevos métodos de fisioterapia, 126
- parálisis cerebral
- - - - ayudas a bipedestación, 40
- - - - a desplazamientos, 40
- - - - a sedestación, 40
- - - - fisioterapia global tipo Bobath, 39
- personalidad, 289
Ricard, amputación de, 220
- desarticulación de, 206

Rodilla, 237
- biomecánica, 180
- - articulaciones mecánicas policéntricas, 180
- - - monoaxiales, 181
- desarticulación, 237
- exploración artroscópica, 164
- radiológica, 157, 164
- inmovilización temporal, 178
- Jert-test, 163
- Lachman, 157
- instrumentalizada, 164
- lesiones
- - de ligamentos
- - - cruzado(s), 161-165
- - - - anterior, 161, 163
- - - - crónicas, 165
- - - - aisladas, 162
- - - - posterior, 161, 164
- - laterales, 155, 159
- ligamentos, prótesis, 165
- maniobra de Moragas, 157
- ortesis tubular para inmovilización completa, 180
- pivot shift, 157
- pivote central, 161
- reflejo fibroneuromuscular, 155
- rodilleras, 167-170
- abiertas, 171
- articulaciones policéntricas, 170
- biomecánica, 175
- calor, 175
- gate control, 175
- cerradas, 174
- con refuerzo, circular, 172
- con soporte lateral y/o medial, 174
- con Velcros regulables, 175
- deporte, 167
- efecto encamisado, 168
- estabilizador y control de movimientos, 168
- térmico, 167, 168
- inferior, 172
- lateral, 172
- superior, 171
- eficacia, 169

- funcionales, 168
- indicaciones, 171
- Lenox Hill, 169
- neopreno, 171
- ortopédicas, 171
- profilácticas, 168
- rehabilitadoras, 168
- tejidos elásticos, 171
- roturas ligamentosas, 157
- síndrome de Platt, 157
- test de Lachman, 163

S

Sach, pie, 194
Sarmiento, ortesis funcional, 141
Sedilot, técnica de, 208
Sillas de ruedas, 20
Síndromes radicales, 21
Sistema de suspensión, 194
- convencional, 194
- succión, 194
Subastragalina, desarticulación, 206
Syme, amputación, 207

T

Transmetatarsiana, amputación, 212
Traumatismos, 65
Trendelenburg, signo, 22
Tumores intramedulares, 20

V

Vitali, método de, 229

W

Weiss, técnica de, 287