

MED

Mónica Ocello
Verónica Lovotti
[Compiladoras]

ORTESIS y PRÓTESIS

ORTESIS Y PRÓTESIS
HERRAMIENTAS PARA
LA REHABILITACIÓN

UNIVERSIDAD
NACIONAL DEL LITORAL



Ortesis y prótesis





**UNIVERSIDAD
NACIONAL
DEL LITORAL**

Rector **Enrique Mammarella**

Director de Planeamiento y Gestión Académica **Daniel Comba**

Directora Ediciones UNL **Ivana Tosti**

.....

Ortesis y prótesis : herramientas para la rehabilitación / Mónica Ocello ... [et al.] ; compilado por Mónica Ocello ; Verónica Lovotti. - 1a ed. - Santa Fe : Ediciones UNL, 2015.
Libro digital, PDF - (Cátedra / Ester Ocampo,)

Archivo Digital: descarga y online
ISBN 978-987-749-023-7

1. Osteología. 2. Traumatología. I. Ocello, Mónica
II. Ocello, Mónica , comp. III. Lovotti, Verónica,
comp.
CDD 616.71

.....

© Leonardo Abraham, Graciela Alsina, Pamela Andreu, Ricardo Banda Rabah, María Cecilia Bangher, María Beatriz Barcos, Gladys Cangini, Jessica Castillo Cuadros, Rosanna De Falco, Gene Emmer, Ricardo Garbayo del Pino, Rut Leegstra, Verónica Lovotti, Patricio Manzone, Mónica Ocello, Graciela Petrolini, María José Vecchiotti Doldán, 2020.



© ediciones **UNL**, 2020

Coordinación editorial
María Alejandra Sadrán
Coordinación diseño
Alina Hill
Producción general
Ediciones UNL

—

editorial@unl.edu.ar
www.unl.edu.ar/editorial

.....



hdl.handle.net/11185/5534

Ortesis y prótesis

Herramientas para la rehabilitación

Mónica Ocello

Verónica Lovotti

Compiladoras

Índice

15	Prólogo
17	Capítulo 1. Ortesis y férulas
	1. Reseña histórica
18	2. Definición de férulas u ortesis
	3. Clasificación
	3.1. Clasificación general de las férulas
19	3.2. Clasificación de las férulas según su función
	3.3. Sistema de Clasificación de Férulas según la Sociedad Americana de Terapeutas de la Mano
20	4. Propósitos del ferulaje
21	5. Métodos y materiales para la confección de férulas
	5.1. Selección del diseño
22	5.2. Confección del patrón
23	5.3. Requisitos para la eficiencia
24	5.4. Selección del material
25	6. ¿Cómo se trabaja con yeso?
27	7. Características y modo de uso de los materiales termoplásticos
28	8. Férulas y remodelación de tejidos blandos
34	9. Instrucción al paciente y la familia
	10. Biomecánica aplicada al uso de las férulas y ortesis
36	10.1. Principios de palanca
37	10.2. Fuerzas

39	Capítulo 2. Ortesis para la columna vertebral
	1. Columna vertebral: ontogénesis y biomecánica normal y patológica
43	2. Ortesis espinales
	2.1. Clasificación
45	3. Ortesis para la columna cervical
	3.1. Ortesis cervicales blandas
46	3.2. Ortesis rígidas o duras
50	4. Ortesis Toracolumbares (TLO), Toracolumbosacras (TLSO), Lumbosacras (LSO) y Sacroilíacas (SIO)
	4.1. Clasificación de las TLSO, LSO y SIO
52	4.2. CTLSO y TLSO en deformidades
54	5. La escoliosis
55	5.1. Tratamiento ortésico de la escoliosis idiopática
59	6. Ortesis para aliviar las dorsalgias y las lumbalgias
	6.1. Fajas y corsés de contención
	6.2. Corsé de inmovilización lumbosacra
60	6.3. Soporte para embarazo y soporte para obesidad
63	Capítulo 3. Ortesis para los miembros inferiores
	1. Generalidades
	1.1. Funciones y mecanismos de acción de las ortesis para los miembros inferiores
64	1.2. Clasificación de las ortesis para miembro inferior
65	1.3. Nomenclatura de las ortesis para los miembros inferiores
66	2. Ortesis para la cadera
67	2.1. Ortesis de Atlanta (Scottish Rite) THO
68	2.2. Férula de Denis Browne. AFO
	2.3. Arnés de Pavlik. THKAFO
	2.4. Férula de Tübingen
69	2.5. Ortesis en la Enfermedad de Legg–Calvé–Perthes. HKAFO
70	3. Ortesis cadera–rodilla–tobillo–pie. HKAFO
	4. Desrotadores para los miembros inferiores
	5. Ortesis de miembros inferiores para hemiplejía
	6. Ortesis de soporte de Tendón Rotuliano
72	6.1. Férulas de yeso para fracturas
	7. Férula postural de miembro inferior
73	8. Ortesis para las rodillas
	8.1. Rodillera femoropatelar
	8.2. Rodillera profiláctica con tutor externo articulado

- 74 8.3. Ortesis correctoras de Genu Varo (KAFO)
y Genu Valgo (KO) Nocturnas
- 75 8.4. Ortesis para control de Genu Recurvatum (KAFO)
- 9. Ortesis rodilla–tobillo–pie (KAFOS)
- 78 10. Ortesis antiequinas
 - 10.1. Bitutor antiequino (AFO)
 - 10.2. Férula tipo «Rancho Los Amigos» (AFO)
- 79 11. Ortesis correctivas para el pie cavo (AFO)
- 12. Ortesis para el pie plano
- 80 13. Ortesis correctiva del Stepage
- 81 14. Ortesis tobillo–pie (OTP). Ankle–Foot–Orthoses (AFO)
- 82 15. Ortesis plantares
- 83 16. Ortesis supramaleolar
 - 17. Férula correctiva del Hallux Valgus
- 84 18. Ortesis que emplean estimulación eléctrica
- 19. Terapia de movimiento pasivo continuo

87 Capítulo 4. Ortesis para los miembros superiores: ortesis de hombro y codo

- 1. Generalidades
- 89 2. Ortesis de soporte para el hombro y extremidad superior
- 92 2.1. Soporte de antebrazo (cabestrillo simple)
- 2.2. Cabestrillo canadiense
- 93 2.3. Cabestrillo sin tirantes
- 2.4. Cabestrillo de Vietnam
- 2.5. Dispositivo en «ocho de guarismo»
- 2.6. Soporte de Bobath
- 94 2.7. Ortesis en aeroplano o pouliquen
- 95 2.8. Ortesis helicoidal
- 96 2.9. Férula desrotadora para miembros superiores
- 3. Slings y Feeders
 - 3.1. Sling: ortesis de suspensión del miembro superior
- 97 3.2. Feeders o apoyabrazos móvil
- 98 4. Férulas para el codo
 - 4.1. Férulas estáticas seriadas para el codo
 - 4.2. Férula de tracción estática para el codo
 - 4.3. Férula para la movilización del codo
- 99 4.4. Ortesis para epicondilitis

103	Capítulo 5. Ortesis para los miembros superiores. Braces.
	1. Definición
104	2. Clasificación
106	3. Braces de miembro superior
	3.1. Brace de húmero
	3.2. Braces de antebrazo
109	Capítulo 6. Férulas para el miembro superior: muñeca y mano
	1. Generalidades
110	1.1. Fases del funcionamiento de los miembros superiores
116	1.2. Función sensorial
	1.3. Pliegues de la mano (vista palmar)
117	1.4. Posición de reposo
	1.5. Arcos de la mano
120	1.6. Posición de seguridad para la inmovilización de la mano
121	1.7. Anatomía muscular
	2. Traumatismos y fracturas de la muñeca y la mano
123	3. Férulas para la muñeca: muñequeras
124	4. Férulas para movilización de los dedos
	4.1. Muñequeras cortas para movilización de los dedos
	4.2. Muñequeras para flexión de metacarpofalángicas
	4.3. Guante para la flexión global de los dedos
125	5. Yesos seriados para los dedos
127	6. Férula palmar larga
	7. Férula básica funcional
130	8. Férula antebraquiopalmar dinámica
	9. Férula larga inmovilizadora del pulgar
129	10. Férula abductora del pulgar
	11. Lesiones tendinosas en la mano. Ortesis
131	12. Lesiones de los nervios periféricos de la mano
133	12.1. Férulas para parálisis del nervio radial
	12.2. Férulas para parálisis de nervio cubital
135	12.3. Férulas para lesión de nervio mediano
136	13. Parálisis espásticas
	13.1. Férulas para el tratamiento de la mano espástica
139	Capítulo 7. Férulas para pacientes con patología osteoarticular
	1. Artritis Reumatoidea
141	2. Valva de Reposo de Carpo (VRC)
142	3. Férula estabilizadora de carpo (Cock-Up)

143	4. Guantes blandos para desviación cubital
	5. Férulas para pulgar
144	6. Férulas digitales
146	7. Osteoartritis
147	7.1. Rizartrrosis de pulgar
150	8. Productos de apoyo para pacientes con patología osteoarticular
151	Capítulo 8. Ortesis y posicionamiento en personas afectadas por quemaduras
	1. Introducción
152	2. Clasificación
	2.1. Clasificación del Dr. Fortunato Benaim
153	3. Ferulaje y equipamiento
158	4. Tratamiento compresivo
162	4.1. Pautas para la eficacia de la presoterapia
	4.2. Pautas para la suspensión de la presoterapia
163	4.3. ¿Por qué fracasa el tratamiento compresivo?
	4.4. Criterios a tener en cuenta para el equipamiento. Férulas. Placas compresivas
164	4.5. Características de los materiales utilizados para la confección de férulas
165	5. Higiene y cuidados
167	Capítulo 9. Adaptaciones blandas
	1. El niño con disfunción cerebral y el uso de adaptaciones blandas
170	2. Adaptaciones blandas
	2.1. Codera
	2.2. Rodilleras
171	2.3. Banda para cintura pélvica
	2.4. Buzo
172	2.5. Desrotador
	2.6. Buzo y pantalón
173	2.7. Sillón salvavidas
	2.8. Puente
174	2.9. Sillón esquinero de contención lateral
	2.10. Asiento fiaca
	2.11. Juguetes con peso
	2.12. Adaptaciones para el agua
176	3. Conclusión

177	Capítulo 10. Uso de taping neuromuscular para optimizar la función motora
	1. Análisis biomecánico en la postura global para la función específica distal en el tratamiento del neurodesarrollo.
	Estrategias para la práctica
178	1.1. Acerca de las secuencias de desarrollo en la evolución individual de los dos primeros años
179	1.2. Control motor y aprendizaje motor
	1.3. Acerca de la globalidad en la evaluación del neurodesarrollo con respecto a la adquisición de la postura antigravitatoria
180	1.4. Estabilidad proximal para la adquisición de la especificidad distal
	2. Estrategias para la práctica
181	2.1. Utilización del taping neuromuscular como estrategia puente entre la manualidad terapéutica y la actividad independiente del paciente
183	2.2. Importancia de las técnicas de facilitación manual
186	3. Repaso anatómico de zonas a tener en cuenta al aplicar el taping neuromuscular en lesiones periféricas
191	Capítulo 11. Ortesis de miembro superior para pacientes con secuelas neurológicas
	1. ¿Qué equipamiento usamos y para qué?
	2. Ortesis para hombro
192	2.1. Espaldera vendaje en 8
193	2.2. Cabestrillo
194	2.3. Sling
196	3. Ortesis para codo
	3.1. Splint de aire
197	3.2. Valvas para codo
198	3.3. Ortesis progresiva de codo
	4. Ortesis para mano
	4.1. Guante de compresión
199	4.2. Férula estabilizadora de muñeca y dedos
	4.3. Férula Cook up
201	4.4. Férula posicional
202	4.5. Guante para tenodesis
	5. Tapping neuromuscular

205	Capítulo 12. Amputaciones y prótesis
	1. Generalidades
	1.1. Epidemiología
	1.2. Etiología de las amputaciones
206	1.3. Reseña histórica
207	1.4. Niveles de amputación
208	1.5. Complicaciones generales de las amputaciones
	2. Prótesis
	2.1. Clasificación de las prótesis
209	2.2. Control de la prótesis
	2.3. Osteointegración
210	2.4. Neuroprótesis
211	3. Prótesis para los miembros superiores
	3.1. El proceso de protetización
212	3.2. Tipos de prótesis de miembro superior
214	3.3. Componentes protésicos
217	3.4. Prótesis en desarticulación del hombro y amputación interescapulotorácica
	3.5. Prótesis para la amputación a nivel del brazo
218	3.6. Prótesis para la desarticulación del codo
219	3.7. Prótesis en amputación del antebrazo. Nivel transradial
	3.8. Prótesis en amputación a nivel de la muñeca
	3.9. Prótesis en amputación parcial de mano
221	4. Prótesis para los miembros inferiores
222	4.1. Constituyentes de una prótesis de miembro inferior
223	4.2. Hemipelvectomía y desarticulación de cadera
224	4.3. Prótesis transfemoral
225	4.4. Prótesis para desarticulación de rodilla
	4.5. Prótesis transtibiales
226	5. Amputaciones de pie
	5.1. Amputaciones de dedos del pie
227	6. La Prótesis Biónica TED
229	Capítulo 13. Tratamiento de terapia ocupacional en personas con amputación de brazo y antebrazo
	1. Contexto general y encuadre
230	2. Epidemiología
	3. Complicaciones frecuentes
231	4. Evaluación preprotésica
232	4.1. Marcos de referencia y Modelos de Intervención

233	5. Entrenamiento preprotésico
	5.1. Técnicas utilizadas en Terapia Ocupacional
234	6. Fase Protésica Inicial
235	6.1. Sistema de acción para prótesis convencional mecánica
236	6.2. Entrenamiento con prótesis mioeléctricas
	6.3. Entrenamiento de prótesis osteointegradas
237	7. Entrenamiento protésico
238	7.1. Técnicas de Terapia Ocupacional
243	Capítulo 14. Rehabilitación del paciente amputado de miembro inferior
	1. Introducción
244	2. Amputaciones de las extremidades inferiores
	2.1. Aspectos quirúrgicos de las amputaciones
	2.2. Manejo preprotésico
246	2.3. Manejo protésico: elección de la prótesis
247	2.4. Entrenamiento protésico
	2.5. Seguimiento del paciente amputado
249	Capítulo 15. Una mirada hacia el nuevo mundo del exoesqueleto
	1. Introducción
	2. ¿Qué es un exoesqueleto?
251	2.1. Impacto de los exoesqueletos en la comunidad de personas con discapacidad y profesionales de la rehabilitación
252	2.2. Limitaciones del exoesqueleto
253	2.3. El futuro del exoesqueleto
	3. Asesoramiento a profesionales de rehabilitación
254	4. Conclusiones
255	Capítulo 16. «Sistema garbayo» de equipos dinámicos
	1. Fundamentación
256	2. Estado del Arte Previo
	3. Descripción de los equipos dinámicos
257	3.1. Estimulador de marcha regulado
	3.2. Estimulador de marcha
	3.3. Paralela móvil
259	3.4. Andador con apoyo de axilas
	4. Resultados
261	Sobre los autores

Prólogo

El estudio detallado de la Anatomía Humana y en particular del sistema Neuro Músculo Esquelético, unido al Marco de Referencia Biomecánico, nos permite elaborar un razonamiento clínico apropiado para que, luego del tratamiento integral, las personas con discapacidad neuromotriz alcancen un funcionamiento ocupacional satisfactorio.

El cuerpo humano es material biológico maleable y dúctil, por cuanto la aplicación de fuerzas físicas externas a través del equipamiento puede ejercer un efecto de moldeo.

La rehabilitación integral es un proceso educativo, formativo y social que apunta a la plena participación de las personas en sus contextos y excede los límites de esta obra cuya finalidad es ofrecer en cada capítulo lineamientos prácticos a la luz de la mirada de los autores con reconocida experiencia.

Las ortesis y prótesis resultan, en mi experiencia, herramientas que constituyen un valioso aporte al tratamiento integral de las personas con discapacidad y facilitan el logro de la funcionalidad y desempeño ocupacional.

La idea de realización de este libro surgió con la intención de brindar aportes que faciliten a los estudiantes y profesionales de la rehabilitación la búsqueda y resolución de inquietudes relacionadas con el uso de equipamiento ortésico y protésico.

Agradezco a quienes me acompañaron en el proyecto y es mi deseo que este libro tenga utilidad como guía en la práctica profesional de quienes silenciosamente tienen la vocación de acompañar en su recuperación a las personas con discapacidad.

Mónica Ocello

Capítulo 1

Ortesis y férulas

Mónica Ocello

María José Vecchietti Doldán

Ortesis: vocablo proveniente del griego *orthosis* cuyo significado es poner recto.

Férulas: del latín férula, de ferre, llevar.

1. Reseña histórica

Los hallazgos de cuerpos momificados, pinturas murales y jeroglíficos, nos han mostrado que los antiguos egipcios sufrían las mismas afecciones que padecemos hoy en día. También nos han enseñado algunas de las prácticas ortopédicas de aquella época. Se han hallado férulas en momias, fabricadas con bambú, caña, madera o cortezas de árboles y almohadilladas con lienzo.

Hipócrates (460–370 a. C.), en su publicación *Sobre fracturas*, introdujo las técnicas de tracción continua, la inmovilización con férulas y la compresión progresiva con vendajes.

Celso (53 a. C.–7 d. C) recogió de forma enciclopédica en un texto denominado *Artes* el conocimiento médico de su época y describió por primera vez las ligaduras. En las fracturas sugirió la utilización de férulas con vendajes de materiales semirrígidos como la cera y la pasta de harina.

Lanfranco de Milán (1240–1306) utilizó complicados entablillamientos de vendas y listones sobre los que aplica un emplastro consolidativo. Recomendó poner en estas inmovilizaciones marfil o hueso de elefante debido a la creencia del poder de atraer el hueso hacia la zona de fractura.

Ambrosio Paré (1510–1590) diseñó una gran variedad de férulas, miembros artificiales de hierro, un corsé para escoliosis y una bota para pies zambos con la ayuda de fabricantes de armaduras.

Durante la Segunda Guerra Mundial (1939–1945) surgió la necesidad de crear gran cantidad de ortesis. Para ello se comienza a trabajar en equipos de médicos, fisio-

terapeutas y terapeutas ocupacionales. La mayoría de las ortesis estaban hechas en cueros, metales y algunas veces en madera.

Luego de la década de 1950, con la epidemia de poliomielitis fue necesario equipar a niños y adultos. Así surgen gran cantidad de férulas innovadoras con diferentes funciones y propósitos.

Estos términos pueden emplearse en forma sinónima aunque generalmente el término férula se utiliza para referirse a los dispositivos que se utilizan en el miembro superior distalmente al codo y ortesis a los aparatos de uso permanente. Aquí nos referimos en forma indistinta.

Las férulas pueden usarse en forma temporal para rehabilitación o tratamientos de fracturas, luxaciones o procesos de curación de tejidos lesionados. También pueden ser de uso prolongado o permanente en cuyo caso reciben el nombre de ortesis.

2. Definición de férulas u ortesis

Según Trombly (1989) una ortesis es un dispositivo que se agrega al cuerpo e la personas para brindar soporte, posición o inmovilizar un miembro; para corregir deformidades, para ayudar a músculos débiles y restaurar la función; o modificar el tono. Las ortesis son clasificadas de acuerdo con los miembros que ellas incluyen, por ejemplo: férula cock-up de muñeca, es una ortesis de la muñeca y mano y una férula larga de pierna es una ortesis de rodilla-tobillo-pie. Dentro de la clasificación, se encuentran distintos tipos. Por ejemplo, una férula cock-up de muñeca y una férula flexora de la mano son ambas férulas para la mano y muñeca.

Las ortesis de mano son llamadas férulas.

Es un equipamiento que se incorpora al cuerpo en forma externa y que proporciona contención, corrección postural o de una desviación, según corresponda. Mantiene los segmentos corporales en posición fisiológica para ejecutar actividades, es decir alineados, y a la vez permiten un control de los movimientos involuntarios del paciente.

La definición más simple de ortesis es cualquier dispositivo aplicado externamente a una porción del cuerpo para mejorar la función. Las metas comunes para los dispositivos ortopédicos son los siguientes:

- Estabilizar segmentos o articulaciones débiles o paralizadas.
- Servir de soporte de articulaciones dañadas o lesionadas.
- Limitar o aumentar el movimiento en las articulaciones.
- Controlar movimientos anormales o espásticos.
- Descargar segmentos distales.

3. Clasificación

3.1. Clasificación general de las férulas

- **Férulas estáticas (posicionales):** dispositivos que no permiten movimiento, pero mantienen una determinada postura. Se utilizan como un soporte rígido en fracturas, condiciones inflamatorias de tendones y partes blandas y lesiones nerviosas.

- **Férulas semidinámicas:** estabilizan–inmovilizan una o más articulaciones y permiten el movimiento de otras.
- **Férulas dinámicas (funcionales o cinéticas):** en contraste con las ortesis estáticas, estos dispositivos, permiten o facilitan el movimiento. Este tipo de ortesis son utilizadas primariamente para asistir al movimiento de músculos debilitados.

3.2. Clasificación de las férulas según su función

- **Estabilizadoras:** mantienen una posición e impiden movimientos indeseados, por lo que se pueden utilizar en parálisis flácidas o espásticas si el objetivo es actuar como soporte de un segmento paralizado, o para disminuir la amplitud articular de un segmento inflamado y doloroso. El grado de inmovilización que logran varía según el tipo de ortesis utilizado.
- **Funcionales:** también llamadas dinámicas, ya que llevan incorporado un elemento elástico que permite movilizar un segmento de un miembro paralizado.
- **Correctivas:** indicadas para corregir una deformidad esquelética. Son más efectivos si se utilizan durante el desarrollo infantil. Pueden forzar la articulación afectada hacia un alineamiento correcto o cercano a él. También pueden estabilizar articulaciones para posibilitar la función de otras. (ejemplo: férula de oponente, férula para corrección de la garra verdadera, correctiva de juanete, correctiva de genu valgo o varo, corsé para escoliosis, etc.).
- **Protectoras:** mantienen la alineación de un miembro enfermo o lesionado.

Una férula debería evitar la distensión de los músculos debida a parálisis temporal, de manera de mantener una buena función; cuando retorna el movimiento, la zona afectada está lista para funcionar activamente sin obstrucciones. Pueden proteger a los músculos débiles de ser distendidos y así prevenir contracturas (férulas para parálisis de nervios periféricos).

Para realizar una férula el paciente debe ser evaluado por un profesional entrenado en la confección de las mismas que debe conocer la anatomía y biomecánica normal, los métodos para prevenir las deformidades y lograr un diseño que cumpla con el propósito de la férula y un adecuado ajuste, así como entrenar al paciente en su uso conveniente y cuidado.

El profesional encargado de realizar la ortesis debe conocer en detalle el proceso patológico del paciente, el período evolutivo en el que se encuentra y cuál será el impacto en su situación funcional.

3.3. Sistema de clasificación de férulas según la Sociedad Americana de Terapeutas de la Mano

La Sociedad Americana de Terapeutas de la Mano ha creado en el año 1992, un sistema de clasificación de las férulas (SCS) para estandarizar, simplificar y unificar

los términos y nomenclatura. Para ello se incluyen cuatro características fundamentales a saber:

- Lugar anatómico (articulación o segmentos sobre los que actúa la férula de acuerdo con su función principal).
- Dirección cinemática (se refiere al modo en que se mueven las articulaciones: flexión, extensión, rotación).
- Propósito fundamental (puede ser movilización, inmovilización, restricción).
- Inclusión de articulaciones secundarias (es el número de articulaciones que se incluyen en la férula).

4. Propósitos del ferulaje

- Mejorar o mantener la alineación articular (férulas correctivas).
- Ganar rango de movimiento.
- Equilibrar fuerzas.
- Reducir articulaciones inestables (posicionar).
- Facilitar la cicatrización de tejidos dañados (reparación de ligamentos tras una lesión en latigazo)
- Atenuar las contracturas (férulas progresivas o seriadas).
- Aliviar el dolor (síndrome del túnel carpiano).
- Prevenir la aparición de deformidades o contracturas de tejidos blandos (quemaduras).
- Mantener la mejoría conseguida a lo largo del tratamiento (control de contracturas)
- Proteger la integridad articular mediante inmovilización (artritis reumatoide).
- Ayudar a músculos debilitados (lesión de nervios periféricos).
- Sustituir en caso de pérdida de potencia muscular (distrofia muscular)
- Proteger de estructuras anatómicas vulnerables (quiste meningoelocélico).
- Servir como un conector o vínculo para dispositivos de asistencia (AVD).
- Inhibir reflejos indeseables (espasticidad).

Todas las férulas deberían ser livianas, durables, lavables y aceptadas por el paciente quien debe conocer el propósito su uso, colocarlas y quitarlas con facilidad.

En cuanto a las precauciones en su uso se evitará colocar una férula ante la presencia de hinchazón o edema. Una férula estática de largo uso provoca una mano rígida, por ello todas las férulas estáticas deben ser retiradas a intervalos regulares y acompañarse con un programa de ejercicios para evitar las rigideces y debilidad muscular; se deben evitar erosiones de la piel a causa de anestesia (chequear la piel regularmente); solo se inmoviliza la parte lesionada.

Es de suma importancia evitar la presión en las eminencias óseas (puntos de presión: yemas de los dedos, dorso de articulaciones metacarpo-falángicas e inter-falángicas, almohadillas palmares, estiloides cubital). Por último, biselar los bordes de la férula ayuda a evitar presión e irritación de la piel.

El médico especialista en medicina física y rehabilitación y su equipo deciden cuándo y con qué objetivo está indicada una férula. El terapeuta ocupacional a menudo nota la necesidad de una férula para el miembro superior dado que trabaja funcionalmente con el paciente. Las mismas pueden ser confeccionadas también por kinesiólogos especializados u ortesistas.

El tiempo es un factor importante en la prevención de la deformidad, el profesional responsable debe reconocer las necesidades de ferulaje en cuanto éstas se manifiestan.

Dado que todas las férulas estáticas deben ser posicionadas tan cerca de la posición funcional como físicamente sea posible, el paciente debe ser alentado a usar su extremidad tan frecuentemente como pueda. Una férula para inmovilizar la muñeca debe permitir el uso de la mano para mantener el movimiento de los dedos y articulaciones libres tan activas como sea posible. Esta férula no debe restringir los movimientos de las articulaciones no comprometidas. Deben cumplir su objetivo en simplicidad sin perder su propósito funcional o crear disfunción.

Las férulas estáticas deben ser usadas en forma intermitente (salvo indicación precisa) y ser parte de un programa de rehabilitación. Debe haber aceptación psicológica y cosmética por parte del paciente, no puede ser tan abultada que interfiera con la función. Su valor funcional debe preponderar sobre la incomodidad, no debe ser un gran impedimento para la ejecución de las actividades básicas cotidianas.

El organismo se comporta como una cadena cinemática abierta, por lo tanto, la inmovilización de determinados segmentos afectará el funcionamiento de las articulaciones proximales y distales a éstos. Si se inmoviliza la articulación de la muñeca, el codo y/o el hombro deberán realizar movimientos compensatorios durante la función. Si se inmoviliza el tobillo también cambiarán las sollicitaciones mecánicas de la rodilla y la cadera.

5. Métodos y materiales para la confección de férulas

5.1. Selección del diseño

Para seleccionar el diseño de la férula que será conveniente para cada paciente es necesario tener en cuenta los siguientes ítems:

- Se deben evaluar las articulaciones, músculos, partes blandas, etc., y determinar por qué la misma no opera funcionalmente.
- Tener en cuenta la posición funcional de cada segmento corporal.
- Cuando hay lesión de articulaciones, tendones, ligamentos, piel, músculos y/o nervios se produce un cambio en el equilibrio de las fuerzas biomecánicas. Por ello es necesario el uso de férulas como parte de un programa de tratamiento.
- Para lograr el diseño apropiado, se deben aplicar fuerzas correctoras calculando la cantidad y el sitio; luego se determina el tipo de férula (estática o dinámica) y el diseño para cada paciente en particular según los objetivos del tratamiento.

5.2. Confección del patrón

El patrón de las férulas es personalizado y se realiza el diseño individualmente para cada paciente según la necesidad de la siguiente forma:

- **Dibujo del patrón:** para una férula de mano trazar el contorno sobre una hoja de papel y marcar las articulaciones. El dibujo se realiza colocando el antebrazo del paciente sobre el papel y dibujando los contornos con lápiz ubicado en forma vertical. Sobre el dibujo se traza el patrón de la férula agregando 1,5 centímetros para abarcar la mitad del espesor del segmento.

En caso de una férula de codo (Fig. 1-2) tomar la medida longitudinal desde el tercio proximal del brazo hasta el tercio distal del antebrazo (largo de la férula), luego la circunferencia de la parte proximal del brazo dividido 2 que representa el ancho superior y después la circunferencia de la parte distal del antebrazo dividido 2 que será el ancho inferior.

Si se trata de una férula para inmovilizar la rodilla, la longitud de la misma debe tomarse desde el tercio proximal del muslo hasta el tercio distal de la pierna. El ancho de la férula será la mitad de la circunferencia del muslo y la pierna.

En ningún caso la longitud de la férula debe llegar hasta los pliegues de movimiento de las articulaciones de modo que no interfiera en la amplitud completa de movimiento de las articulaciones que deben estar libres.



Fig. 1-1. Patrón y férula de mano.

Fig. 1-2. Patrón y férula de codo.

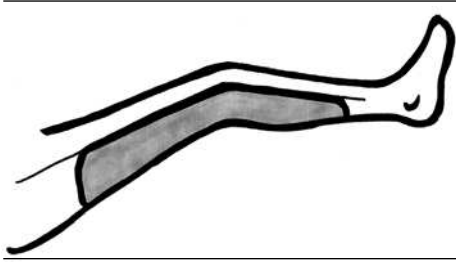


Fig. 1-3. Ortesis de inmovilización de rodilla.

- Cortar el patrón.
- Colocar sobre el material y marcar.
- Recortar la férula.
- Moldear sobre el segmento a ferular.
- Colocar los medios de fijación o sujeción (straps) cuidando que no ejerzan presión excesiva.

Los straps más finos ejercen mayor presión, los más gruesos ejercen menor presión. Si el segmento está edematizado se deberá sujetar con venda colocándola de distal a proximal firme pero no ajustada.

5.3. Requisitos para la eficiencia

- Marcar correctamente el contorno del patrón, que es diferente para cada paciente de acuerdo con su afección, tomando las medidas correspondientes.
- Las férulas para la muñeca abarcan los 2/3 del antebrazo para posibilitar una palanca sin interferir en la movilidad del codo.
- El ancho de las férulas largas debe tomar desde la línea media lateral hasta la medial del antebrazo.
- Evitar presión sobre eminencias óseas (o acolchar).
- Las férulas antebraquio-palmares deben permitir (salvo otra indicación) 90 grados de flexión MCF, por lo tanto deben llegar hasta el pliegue palmar distal.
- Las férulas dorsales deben acolcharse a la altura de los metacarpianos para proteger huesos, tendones y piel.
- Conservar los arcos de la mano.
- Conservar la posición funcional de dedos y pulgar.
- Evitar correas y straps apretados (mayor superficie – menor presión)
- No restringir la eminencia tenar. Permitir la semioposición del pulgar.
- Colocar la férula 20', sacarla y evaluar si hay enrojecimiento por presión.
- Las férulas no deben interferir en el movimiento normal de las articulaciones

proximal y distal a las mismas. Es por ello que las de codo deben comenzar en el tercio inferior del antebrazo y llegar hasta el tercio superior del humero, las de rodilla del tercio inferior de la pierna al tercio superior del muslo.

- La posición para moldear debe ser la adecuada de modo que la fuerza de gravedad actúe como ayuda.

Ejemplos

- para férula posterior de rodilla el paciente debe estar acostado en decúbito ventral.
- para férula de antebrazo y mano la posición correcta es la supinación.

Una ortesis ejerce cierta presión sobre la zona corporal que cubre, la misma debe ser suficiente para conseguir la posición deseada, pero no excesiva que cause daño o interfiera el riego sanguíneo o la circulación linfática, o afectar la piel o los nervios. Ello se logra distribuyendo la presión equitativamente a lo largo de un área tan grande como sea posible.

5.4. Selección del material

La selección del material muchas veces está sujeta a la disponibilidad de recursos económicos de los pacientes y las instituciones donde trabajan los terapeutas. Estos son muy diversos:

- **Vendas de yeso:** normalmente se usa en férulas que requieren poco tiempo de uso. Sus ventajas radican en que es uno de los materiales de más bajo costo, se puede modelar con precisión pliegues y formas anatómicas, si causa discomfort o dolor se puede desechar y rehacer, absorbe humedad de la piel (respira) y no se desliza, por lo tanto no hay fuerzas de roce contra la piel. Las desventajas son que no se puede mojar, tiene poca durabilidad y tiene más peso que el material termoplástico.
- **Policloruro de vinilo (PVC):** es un material resistente, liviano, versátil y de bajo costo aunque más difícil de moldear que otros termoplásticos. Normalmente se utiliza un caño de PVC de 2 mm de espesor y 10 cm de diámetro, se lo corta y abre con calor transformándolo en una plancha. Se trabaja con pistola de calor. Se acusa a este material de ser tóxico aunque no hay evidencias claras de esto.
- Metales livianos como el duraluminio con elevada resistencia mecánica.
- Cuerina, bandas elásticas, cuero, neoprene, ciertas telas.
- **Materiales termoplásticos:** son livianos, lavables y adecuados para la confección de férulas de uso prolongado. Su costo es elevado pero es conveniente cuando el uso de la férula es prolongado.
 - Alta temperatura: se utiliza un horno de 149 a 177 grados centígrados, se necesita un molde negativo.
 - Moderada temperatura: se trabaja a 77–107 grados centígrados en horno o agua caliente.

- Baja temperatura: ejemplo: orfit, etc. Se trabaja a 60–80 grados centígrados en agua caliente esperando de 30 segundos a 1 minuto dependiendo del tipo de material y grosor. Se moldean sobre el paciente y se espera unos minutos hasta que enfríe (se puede sumergir en agua fría luego de moldearlo). Estos materiales tienen la propiedad de que se ajustan exactamente a la anatomía.
- Como cierre y sostén de las férulas suelen usarse vendas tipo cambric, gomaespuma de 1 cm de espesor y, más comúnmente velcro. (Cuanto más anchas sean las tiras para el cierre de las férulas menor será la presión que ejercen sobre los tejidos y mayor la sujeción.)

6. ¿Cómo se trabaja con yeso?

Materiales: venda de yeso, guantes de látex, tijeras para cortar yeso, cubeta de agua tibia

Preparación del paciente: retirar las pulseras, anillos, etc.; proteger la piel con vendaje tubular (Fig. 1–5) para evitar que el vello del miembro quede atrapado en el yeso, lo cual facilita la transpiración, elimina las asperezas de los extremos del yeso y puede facilitar la posterior retirada del mismo.

Confección de la férula:

- Cortar la venda con la longitud necesaria.
- Realizar dobleces repetidos de una venda de yeso utilizando 12–15 capas en un adulto y 6–8 en un niño (Fig. 1–6). Es aconsejable doblar hacia dentro el extremo final de la venda para que al mojarla no pierdan alineación las capas.
- Mojar la venda de yeso: sumergir la venda en el agua tibia sujetándola de ambos

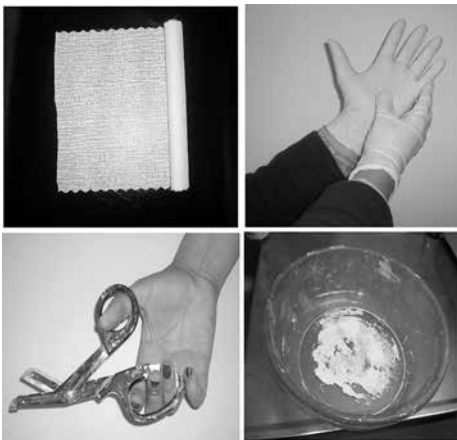


Fig. 1–4. Elementos para trabajar el yeso.



Fig. 1–5. Vendaje tubular para proteger la piel.



Fig. 1-7. Forma de mojar la venda de yeso.



Fig. 1-6. Venda enyesada doblada en capas.



Fig. 1-8. Técnica de la gravedad para moldear una férula.

extremos, luego estirla y dejarla colgando un momento desde una esquina para eliminar el exceso de agua (Fig. 1-7).

- Cortar el yeso acorde al patrón que se ha confeccionado.

Moldeado de la férula: se moldea el yeso cuidadosamente aplicando la técnica de la gravedad y utilizando las palmas de las manos para que se ajuste al contorno del miembro, sin que se formen arrugas o pliegues en su superficie interior que puedan provocar lesiones por decúbito. Se usa la gravedad.

Fijación de la férula: la fijación o sujeción de la férula puede realizarse mediante vendaje o colocación de cintas de velcro.



Fig. 1-9. Sujeción de férulas con vendaje.



Fig. 1-10. Cintas de velcro para sujeción de las férulas.

Las vendas utilizadas para asegurar las férulas deben ser de trama abierta (algodón o muselina). Tenemos que aplicar el vendaje sobre el miembro firmemente pero sin demasiada presión para no producir constricción local (Fig. 1-9).

Las cintas de velcro pueden ser estrechas o anchas; estas últimas producen menor compresión debido a que la superficie de aplicación es más amplia (Fig. 1-10).

También podrían colocarse cintas anchas hechas de tela con velcro en los extremos.

7. Características y modo de uso de los materiales termoplásticos¹

Los materiales termoplásticos de baja temperatura (MTBT) sirven para fabricar ortesis, aparatos ortopédicos y de rehabilitación. Se aplican directamente sobre el paciente después de activarlos, solo para uso externo y no se deben usar sobre heridas abiertas o en la boca.

Se ablandan calentándolos a una temperatura mínima de 60 °C usando como fuente de activación una bañera con agua caliente añadiendo jabón desinfectante.

Método de trabajo:

- Marcar el material en línea recta con un cúter y doblar la hoja para romperla.
- Dibujar el patrón sobre la hoja de material con un rotulador.
- Sumergir la hoja de material termoplástico en agua durante poco tiempo para ablandar y cortar el patrón con unas tijeras de buen filo.
- Para aplicar sobre el paciente y moldear volver calentar la hoja por segunda vez hasta que se ablande completamente.
- Sacarla del agua y dejar que la superficie se enfríe durante algunos segundos.

1. Estas instrucciones se han redactado de acuerdo con la Directiva Europea 93/42/CEE relativa a los productos sanitarios.

- Colocar la hoja sobre el paciente aplicando la técnica de gravedad: el material se amolda por sí solo por la gravedad.
- Se puede usar también la técnica de cerrado: el material cubre la extremidad por completo y se cierran los bordes (material adhesivo).
- Para fijar correas y accesorios a los materiales adhesivos se debe calentar en seco la superficie durante poco tiempo a alta temperatura y presionar la correa o el accesorio contra la superficie fuertemente.
- Mantener la férula sobre el paciente hasta que los MTBT se hayan endurecido lo suficiente.
- Retirar el material sobrante con unas tijeras apropiadas antes de que se endurezca por completo.
- Los tiempos de enfriamiento pueden ser de unos minutos para ortesis pequeñas y finas y de hasta 10 minutos para inmobilizaciones mayores. Se puede aplicar aire frío, vendajes o un spray frío para acelerar el proceso.
- Rematar los bordes con un cúter calentando con una pistola de calor.

Limpieza: se pueden desinfectar con alcohol o una solución de jabón desinfectante.

Almacenamiento: los materiales termoplásticos de baja temperatura deben almacenarse en su embalaje original a temperaturas de 10 °C a 30 °C, verticalmente para evitar que se deformen.

Los MTBT vencidos se vuelven quebradizos y muy blandos al activarlos.

Los MTBT están disponibles en hojas de varios grosores, tamaños y tipos de perforación. También hay disponibles formas precortadas y prefabricadas.

8. Férulas y remodelación de tejidos blandos

La disminución de la amplitud articular pasiva puede ser producto de la afección de las diferentes estructuras que conforman una articulación y/o los tejidos circundantes.



Fig. 1–11. Planchas de termoplástico perforado; a la derecha férula precortada.

Luego de una cuidadosa evaluación de las estructuras óseas, si la causa de la restricción de movimiento es debida a un acortamiento de los tejidos blandos, existen diversos sistemas para poder remodelarlos, tales como movilizaciones activas y pasivas, y en los casos en que la movilidad activa no sea la suficiente para mantener el estímulo de tracción necesaria y producir la elongación; las ortesis estáticas o de tracción dinámica son el recursos más eficiente.

La piel y los tejidos blandos son una red de colágeno y fibras de elastina separados por una sustancia gelatinosa de base.

El colágeno contribuye a 77 % del peso libre de grasa de los tejidos blandos y permite aproximadamente el 10 % de elongación antes que ocurra la deformidad.

La movilidad de la piel y otros tejidos blandos esta facilitada por el plegado y la orientación del colágeno.

Si la tensión sobre el colágeno solo, sin plegado ni orientación específica, fuera responsable de la capacidad de elongación de los tejidos blandos, nuestras articulaciones perderían gran parte del rango de movilidad porque debido a la orientación en red de las fibras de colágeno, primero se produce el desplegado de las fibras antes que el estiramiento del tejido.

El estiramiento sobre el colágeno se produce en los rangos finales de movimiento (aproximadamente el 10 % final del movimiento).

Los tejidos blandos son un sistema biológico dinámico con constantes cambios y remodelación que se alargan y crecen bajo el estímulo constante de demanda funcional. Nuevas células son creadas mientras las viejas son eliminadas. Luego de una lesión este proceso natural se encuentra acelerado y continúa por un largo período de tiempo.

Cuando un tejido contraído es sostenido bajo constante tensión por cualquier modalidad, se formarán nuevas células y el colágeno se reorganizará hacia la tensión requerida.

Esto no es un estiramiento de los tejidos, sino un crecimiento para acomodarse a los nuevos requerimientos, cambiando el límite de elasticidad original.

El límite de elasticidad de un tejido está afectado por la inflamación, la cual acorta sus longitudes por células infiltradas con fluidos y limita el movimiento de alguna estructura.

Esta está generalmente afectada por una cicatriz, porque la contractura de cicatriz y la pérdida de elasticidad son similares.

Después de una enfermedad o trauma en la piel y en otros tejidos blandos, se produce el proceso de pérdida de movilidad por debilidad o contractura.

Los procesos de remodelación normal de la piel y los tejidos blandos en este caso trabajan en reversa.

Cuando una articulación no puede ser extendida totalmente y la tensión está reducida, hay una absorción y disminución de algunas células y una recomposición negativa del proceso explicado, resultando en contractura.

Cuando hay una pérdida de movilidad de los tejidos por inmovilización con yeso o secundaria a una lesión, las fibras de colágeno forman un incrementado numero de bandas intermoleculares y estas bandas limitan la movilidad de la red de fibras.

Este es un cambio de la remodelación biológica normal.

La absorción de tejidos no solo se limita a la piel, si no que incluye otras estructuras como vasos sanguíneos y nervios.

Por lo tanto, nuestro objetivo será revertir el proceso de contractura aumentando el límite de elasticidad del tejido y manteniendo este estímulo para que se produzca la verdadera remodelación. El logro de este objetivo estará dividido en dos etapas. Para la primera fase, aumentar el límite de elasticidad, utilizaremos todas las técnicas conocidas para tal fin (movilizaciones pasivas, ejercicios activos, manipulaciones específicas, etc.).

La segunda parte de nuestro objetivo es mantener el estímulo de estiramiento a lo largo del tiempo en forma activa funcional y a través de equipamiento ortésico para tal fin.

Para esto existen tres sistemas de equipamiento posible:

- **Valvas estáticas seriadas** (Fig. 1–12): este sistema consta en realizar una valva estática que mantenga la máxima elongación lograda después de haber aplicado las técnicas específicas para tal fin.

Estas valvas se irán remodelando en la medida que se logre mayor elongación durante las intervenciones a través del tratamiento funcional de Terapia Ocupacional.

La frecuencia de las variaciones en la valva dependerá de la evolución de elongación en cada caso particular, por lo cual es recomendable realizarlas con material de bajo costo, como el yeso, o que tenga la posibilidad de ser reutilizado (termoplásticos de baja temperatura, con alta memoria).

Es importante utilizar diseños simples, considerando que deberán ser modelados varias veces a lo largo del tratamiento.

Las ventajas de este sistema son la gran superficie de apoyo que se puede lograr en los diseños, para una correcta distribución de las fuerzas de sostén y que, al ser diseños estáticos, son de fácil construcción y pueden ser realizados por profesionales menos experimentados.



Fig. 1–12. Valvas estáticas seriadas de yeso (para el codo).



Fig. 1–13. Ortesis de tracción estática.

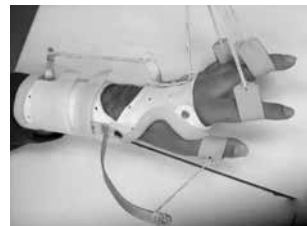


Fig. 1–14. Ortesis de tracción dinámica (para la muñeca).

Las desventajas son la inmovilización continua, que deberá ser compensada con ejercicios activos o pasivos, y la continua adaptación de la ortesis.

- **Ortesis de tracción estática** (Fig. 1–13): es similar al anterior, cuya diferencia radica en que el equipamiento presenta algún sistema de regulación que permite la variación en la posición de inmovilización, sin necesidad de remodelar la ortesis, a través de tanzas, velcro o sistemas de palancas con bloqueo.

Con respecto a las desventajas, también es un sistema estático que requiere ejercicios para compensar la inmovilización y, a su vez, los diseños requieren de superficies menores de apoyo, por lo tanto generaran mayor presión.

- **Ortesis de tracción dinámica** (Fig. 1–14): se caracteriza porque el estímulo de estiramiento esta dado por sistemas elásticos que permiten la movilidad activa del paciente (a través de elásticos o resortes). La tracción elástica deberá ser regulada de acuerdo con los límites de elasticidad logrados durante la sesión, para que mantengan el estímulo constante mientras que el paciente mantiene su miembro en reposo.

Tiene la ventaja de poder mantener la movilidad activa durante todo el tratamiento.

Las desventajas son que requieren de superficies menores de apoyo y deberán ser construidas y reguladas por profesionales con experiencia en el diseño y construcción de ortesis dinámicas.

Estas ortesis deberán combinarse con diseños estáticos para el descanso nocturno.

La elección del sistema será de acuerdo con cada circunstancia en particular, pero es importante tomar en cuenta que todas persiguen el mismo objetivo: mantener el estímulo de elongación para aumentar el límite de elasticidad del tejido blando.

Para que esto suceda de la forma adecuada, debemos tomar en cuenta tres variables fundamentales: la fuerza requerida, la duración del estímulo y el tiempo total en que será aplicado.

Con respecto a la fuerza requerida es indispensable tomar en cuenta que la tensión utilizada deberá ser suficiente para llegar al límite de elasticidad de los tejidos.

Cuando la tensión se mantiene por debajo de ese límite, el stress no será suficiente para estimular la generación de nuevas células; en cambio, cuando la fuerza de tensión supera este límite, se producirán rupturas celulares que iniciarán un proceso inflamatorio con material proteico que formarán las bases de una nueva cicatriz.

Con respecto a la duración del estímulo, el mismo debe ser permanente, pudiendo ser discontinuado por períodos no mayores a 30 minutos, debido a que luego de ese tiempo, la acción de la tensión comienza a decaer.

El tiempo total de tratamiento será relativo a cada individuo, debiendo tomar en cuenta la movilidad articular activa completa que logre el nivel de estrés necesario sobre los tejidos blandos para que no se revierta el proceso de remodelación logrado.

Los terapeutas ocupacionales especializados en tratar a personas con disfunciones motrices poseen conocimientos en la aplicación de férulas. Las mismas son utilizadas como un complemento importante de la rehabilitación funcional de los pacientes ya que permiten ganar rango de movimiento, equilibrar fuerzas, reducir articulaciones inestables, proteger estructuras dañadas, atenuar las contracturas, inhibir reflejos indeseables como la espasticidad.

Todos estos efectos se producen a medida que avanzamos en el entrenamiento en las ocupaciones útiles para el paciente.

Para confeccionar férulas en el tratamiento de lesiones traumáticas es necesario conocer en profundidad las etapas de cicatrización, eliminar como primera medida el edema que actúa como «pegamento biológico» frenando el deslizamiento normal de los tejidos y limitando consecuentemente la capacidad funcional. Se pueden utilizar férulas seriadas con el concepto de sostener el rango de movimiento ganado en cada sesión.

La respuesta a una lesión es el reemplazo de las estructuras alteradas por tejido cicatricial que atraviesa por diferentes períodos (inflamatorio, fibroplasia, maduración cicatricial, remodelación de la cicatriz).

En el primer período (inflamatorio—del primero al cuarto día) generalmente se inmoviliza para promover la curación. Durante la etapa de fibroplasia (desde el día 4 hasta 4 semanas) aumentan las fibras de colágeno y la fuerza de tensión por cuando puede comenzarse con los movimientos activos y actividades de la vida diaria controladas usando férulas protectoras.

En la etapa de maduración (luego de 4 semanas), las fibras colágenas se organizan aumentando aún más la fuerza de tensión por lo tanto pueden prescribirse actividades con resistencia graduada.

Se usan férulas correctivas graduales para remodelar las adherencias de tendones y estructuras pericapsulares.

El período de remodelación es un proceso de depósito y reabsorción de colágeno permanente; en esta etapa la cicatriz se contrae, la aplicación de tracción gradual continua, por medio de un programa de férulas supervisado y consciente, regula el proceso de remodelación.

Cuando existe rigidez articular se debe producir estiramiento tisular gradual, apelando a la propiedad viscosa de los tejidos, reorientando las fibras de colágeno, teniendo presente la capacidad de remodelación del mismo en la posición deseada.

El Dr. Paul Brand explica que el verdadero alargamiento de un tejido vivo resulta de una alteración de la actividad celular. Cuando se aplica una férula, se está estimulando a las células vivas para lograr un nuevo tejido, más que estirar o romper tejido «viejo». Esto se puede lograr manteniendo el tejido en un estado de tensión fisiológica que cree por demanda nuevas células y configure un tejido «nuevo».

Las férulas deben cumplir con los principios mecánicos y de adaptación bien conocidos ya que se podrían producir daños tisulares con la consecuente disfunción.

En pacientes con artritis reumatoidea, el uso de valvas de reposo del carpo (antebraquio–palmares) y valvas de reposo de uso nocturno (antebraquio–digitales) ayuda a reducir localmente la inflamación y el dolor y brinda estabilidad previniendo el stress articular. Esto determina una mejoría funcional.

Las férulas correctivas aplicadas en pacientes con artritis reumatoidea están destinadas a eliminar la acción de fuerzas patológicas a través de la alineación y estabilización articular produciendo el rebalance muscular y están indicadas durante la actividad ya que contribuyen a aumentar la funcionalidad.

También existen férulas correctivas para reducir las deformidades digitales tales como el boutonniere y cuello de cisne y las deformidades propias del pulgar.

En pacientes que presentan lesión de nervios periféricos, la disfunción va a depender del grado de la misma. Es preciso evitar las deformidades promoviendo una actitud postural adecuada del miembro superior en forma precoz. En los estadios posteriores, el ferulaje estará destinado a complementar el tratamiento funcional y formarán parte del programa integral de entrenamiento ocupacional.

Los pacientes con lesiones de motoneurona superior se benefician con el uso de férulas para el mantenimiento de la posición funcional de sus articulaciones aplicadas en forma precoz y, en una segunda etapa, las férulas cumplen con el objetivo de controlar la espasticidad a medida que se implementan técnicas de facilitación de los movimientos normales para lograr la ejecución de actividades.

Las personas que sufren quemaduras requieren de un tratamiento cuidadoso e integral. Las mismas pueden tener diversos grados y superficie. En quemaduras graves y profundas el uso de férulas posicionales constituye una parte fundamental en el tratamiento para evitar contracturas y cicatrices hipertróficas. Estas deben ser modificadas en forma continua a medida que se gana estiramiento en los tejidos y deben permitir la presión y oclusión de la cicatriz.

La ferulización debe estar acompañada de un plan terapéutico organizado y cuyos objetivos y actividades son seleccionadas para cada paciente. Se debe combinar el uso de las férulas con actividades graduadas en tiempo, resistencia y tolerancia acorde con la recuperación para proporcionar deslizamiento de las unidades músculo–tendinosas y estructuras peri–capsulares.

Si las articulaciones están flexibles y hay buen deslizamiento tendinoso las férulas se usan para mantener la movilidad mientras se entrenan actividades funcionales para lograr mayor fortalecimiento.

Demasiada fuerza aplicada a estructuras en proceso de curación puede causar desgarros y rupturas que se traduce en rigidez. Poca fuerza aplicada puede causar disminución del arco de movimiento o escasa alteración de la cicatriz siendo ineficaz.

9. Instrucción al paciente y la familia

Uno de los aspectos relevantes en la prescripción de férulas es la instrucción del paciente acerca del uso de la misma, los objetivos que se persiguen en el encuadre del tratamiento integral, la forma y el tiempo de uso.

El terapeuta debe indicar al paciente cómo colocar y quitar la férula, cuántas veces debe hacer los ejercicios y actividades prescritas sin férula y cuándo las realizará con férula, enseñarle a monitorear el estado de la piel y la circulación.

Si el nivel cognitivo del paciente no permite la comprensión de las consignas, se deberá instruir a la familia o cuidadores.

Una cartilla con ilustraciones claras sobre el uso de la férula y el programa para el hogar es el recurso más asertivo para que el paciente cumpla con el tratamiento. El mismo continúa en su casa prescribiéndole actividades terapéuticas que serán el instrumento básico del tratamiento funcional.

Las instrucciones escritas disminuyen el riesgo de malos entendidos o instrucciones incorrectas por falta de tiempo.

10. Biomecánica aplicada al uso de las férulas u ortesis

El cuerpo humano es una máquina altamente sofisticada y cada sistema está especializado en razón de la función que cumple. Tanto el cuerpo como los objetos siguen las leyes convencionales de la física. El estudio detallado de estas leyes y su aplicación a los seres vivos (particularmente al humano) se conoce como biomecánica o cinesiología biomecánica. El campo de la mecánica puede subdividirse en la estática, la cual considera las estructuras y cuerpos rígidos en un estado inmóvil, y la dinámica, que estudia el cuerpo (o sus segmentos) y los implementos en un estado móvil. La dinámica se subdivide en cinemática y cinética. La cinemática se refiere a la descripción de los movimientos, tales como el desplazamiento, velocidad y aceleración, independientemente de las fuerzas que actúan sobre el organismo humano o de los implementos que se emplean para los deportes. Por otro lado, la cinética estudia las causas que provocan el movimiento del cuerpo/objetos, incluyendo los conceptos de masa, fuerza y energía.

El aparato locomotor está constituido por un sistema activo (músculos) y un componente pasivo que son las articulaciones y huesos y funciona gracias a las órdenes emanadas desde el sistema nervioso central.

La biomecánica analiza en forma cualitativa y cuantitativa el movimiento humano; estudia los modelos, fenómenos y leyes relevantes en el movimiento (incluyendo el estático) de los seres vivos.

Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando conocimientos de la mecánica, la ingeniería, anatomía, fisiología y otras disciplinas, para estudiar el aparato locomotor del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido.

En la actualidad, la Biomecánica está presente en diferentes ámbitos, mencionaremos aquellos que tienen interés en este texto:

- **Biomecánica médica:** evalúa diversas patologías humanas con el objetivo de generar soluciones para el diagnóstico y tratamiento.
- **Biomecánica deportiva:** analiza la práctica de deportes mecánicos específicos desarrollando su comprensión detallada y las variables de desempeño para mejorar el rendimiento y reducir la incidencia de lesiones. Esto se traduce en la investigación de las técnicas específicas del deporte, diseñar mejor el equipo deportivo, vestuario, y de identificar las prácticas que predisponen a una lesión.
- **Biomecánica ocupacional:** estudia la interacción del cuerpo humano con los elementos con que se relaciona en diversos ambientes como por ejemplo durante la ejecución de las actividades básicas de la vida diaria, en el trabajo, en la casa, en el manejo de herramientas, la conducción de automóviles, etc. De este modo se puede adaptar el ambiente, utensilios y herramientas a las necesidades y capacidades de las personas. En este sentido se relaciona con otra disciplina que es la ergonomía.

La Biomecánica ocupacional proporciona las bases y conocimientos para evaluar los procesos biomecánicos en los puestos de trabajo con el fin de mejorar la eficiencia y prevenir lesiones relacionadas con el trabajo; está íntimamente relacionada con la ingeniería médica, ciencia que se encarga de adaptar las tareas y las herramientas de trabajo al funcionamiento del cuerpo humano.

También ayuda a resolver algún tipo de discapacidad o diseñar tareas y actividades para que la mayoría de las personas puedan realizarlas sin sufrir daños o lesiones.

Las fuerzas externas como la gravedad y las fuerzas internas de contracción muscular y tensión de los ligamentos están actuando sobre nuestro cuerpo en forma continua casi imperceptible.

Luego de una enfermedad o lesión del aparato locomotor, la capacidad del organismo para generar fuerzas internas adecuadas puede disminuir.

Si consideramos nuestro organismo como un sistema de palancas donde las articulaciones son fulcros, las ortesis pueden ayudar a contrarrestar el desequilibrio de fuerzas y aportar descanso a las estructuras dañadas mientras éstas se curan.

Las fuerzas actúan modificando la posición de reposo o movimiento de los cuerpos. En toda fuerza se distingue el punto de aplicación, la dirección, el sentido y la intensidad.

La fuerza de una acción mecánica es todo agente capaz de modificar el estado dinámico de un cuerpo. Toda fuerza aplicada a un cuerpo produce deformaciones. A veces son tan pequeñas que no se aprecian. Por deformación se entiende el cambio de forma que experimenta un cuerpo al aplicarle una fuerza adecuada.

Durante el proceso de diseño y confección de una férula u ortesis se debe realizar un análisis biomecánico detallado de los efectos que se desea producir. Es importante

determinar cómo inciden las fuerzas que ejerce la férula sobre el organismo, teniendo en cuenta el tiempo de uso para lograr la modificación adecuada de los tejidos.

Una ortesis progresiva logra la distensión y elongación de los elementos blandos de una articulación (cápsula, ligamentos, tendones peri articulares) así como de las fibras musculares debido a la aplicación de una fuerza constante.

Durante el tratamiento no deben usarse férulas en forma permanente salvo en casos especiales sino que deben ser retiradas periódicamente prescribiéndose actividades cuya sollicitación mecánica involucre fuerza muscular graduada en intensidad y refuerzo del rango articular. El tiempo de ejecución y grado de dificultad de dichas actividades se aumenta progresivamente.

En los estudios con biopsia en las diferentes etapas de cicatrización del tendón se habla del alineamiento que es perpendicular a la línea de ruptura y hace analogía a la Ley de Wolf que dice que la tensión influye en la maduración del tejido que está granulando y provee una orientación preferencial a las fibras de colágeno del tendón; esto motiva a que se inicie con mayor rapidez la rehabilitación de las tenorrafias con el fin de alinear las fibras de colágeno y restablecer su capacidad de carga.

La aplicación de un nivel determinado de fuerza sobre las partes blandas produce una tensión mecánica, fenómeno descrito por la Tercera Ley de Newton (Acción y Reacción).

Cuando se somete a un tejido a la aplicación de una fuerza, en algún momento experimentará una modificación observable. Para los objetos más bien elásticos (tejidos blandos–tendones, ligamentos, cápsula articular), dicha modificación se alcanza con aplicaciones de fuerza de baja magnitud.

Las fuerzas ortésicas rápidas y/o intensas pueden producir intolerancia, dolor, presión cutánea y traumatismos de las articulaciones.

Una ortesis produce la modificación de los tejidos gracias a la utilización de fuerzas constantes de baja magnitud y larga duración cuando se intenta modificar el tejido conectivo para ampliar el rango de movimiento, lograr elongación de tendones, músculos, piel, etcétera.

Mecánicamente las férulas pueden agruparse en dos categorías: aquellas que aplican tres puntos de presión y las que ejercen presión circunferencial.

10.1. Principios de palanca

La mayoría de las férulas actúan como un sistema de palancas de primer orden. Las fuerzas implicadas funcionan de la siguiente manera: los extremos proximal y distal sirven como contrafuerzas a la fuerza media oponente. Por ejemplo, una férula antebrazo–mano, férulas correctivas del valgo de rodilla, férulas antiboutoniere, etcétera.

En las palancas de primer orden el fulcro o punto de apoyo está entre la resistencia y la potencia lo cual constituye una ventaja mecánica. Como ejemplo se puede citar una férula de antebrazo y mano; el punto de apoyo está en la articulación de la muñeca, el antebrazo actúa como brazo de potencia y las funciones palmares como



Fig. 1–15. Principios de palanca aplicado a las férulas.

brazo de resistencia (Fig.1–15). Si el componente palmar de la férula en la zona de la muñeca (brazo de resistencia) es muy corto provocará aumento de la presión en la palma de la mano, incomodidad o edema.

El brazo de potencia (porción antebraquial) debe tener la longitud suficiente (hasta el tercio proximal del antebrazo), si es más corta presionará inconvenientemente el antebrazo.

10.2. Fuerzas

La fuerza se define como un vector cualitativo que puede modificar el estado de movimiento o reposo de un cuerpo. Por lo tanto puede dar aceleración a un cuerpo modificando la dirección, la velocidad y el sentido de su movimiento.

Las fuerzas aplicadas a las férulas dinámicas tienen dos componentes, un elemento rotacional que causa la rotación de la articulación y un elemento de traslación que produce compresión o descompresión de la articulación (Fess, 1981).

En las férulas dinámicas se pueden utilizar fuerzas internas (acción muscular) o fuerzas externas (bandas, resortes, barras de tensión, elásticos).

La presión es la magnitud que indica cómo se distribuye la fuerza sobre la superficie a la cual está aplicada.

Los medios de fijación (correas y straps), dediles y bandas elásticas son elementos constitutivos de las férulas que generan presión sobre una parte anatómica. La distribución de la presión será mayor cuanto mayor sea la superficie de estos elementos. Por lo tanto deben ser lo suficientemente anchos para no producir isquemia o laceraciones en la piel.

Referencias bibliográficas

- Barsotti, J. y Dujardin, C.** (1998). *Guía Práctica de Traumatología*. España: Masson.
- Caillet, R.** (1992). *Síndromes dolorosos: Mano*. El Manual Moderno. Mexico.
- Dufour, M. y Pillu, M.** (2006). *Biomecánica funcional: miembros, cabeza, tronco*. España: Masson.
- Fess, E. y Phillips, C.** (1987). *Hand Splinting Principles and Methods*. 2nd ed. St Louis: CV Mosby Co.
- Hsu, J.D.; Michael, J.W.; Fisk, J.R.** (2009) AAOS. *Atlas de Ortesis y Dispositivos de Ayuda*. España: Elsevier–Masson.
- Jacobs, M.L. y Austin, Ne.** (2003). *Splinting the hand and upper extremity: principles and process*. USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kapandji, I.A.** (1993). *Cuadernos de Fisiología Articular. Miembro Superior*. España: Masson.
- Morán, Ch.A.** (1999). *Fisioterapia de la Mano*. Barcelona: Jims.
- Redford, J.B.** (1986). *Orthotics*. 3rd ed. Baltimore, Md: Lippincott William & Wilkins.
- Trombly, C.A. & Radomski, M.V.** (1977 [2002]). *Occupational therapy for physical dysfunction*. 5th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Turner, A.; Foster, M.; Johnson, S.** (2003). *Terapia Ocupacional y Disfunción Física*. Traducción al español: María Belén Gómez Rodríguez. Madrid:Elsevier.
- **Sitios web**
- Arce G.,** C. de Miembros Superiores: Clasificación–Funciones–Prototipos–Características–Indicaciones. Ortesis. *Medicina de Rehabilitación*. Recuperado de http://www.arcesw.com/o_m_s.pdf
- ORFIT.** *Instructions for use*. Recuperado de <http://www.orfit.com/gallery/documents/catalog/31090-aquafit-ns.pdf>
- Ramón S. Lansang Jr.** *Dispositivos de las extremidades superiores de apoyo*. Recuperado de <http://emedicine.medscape.com/article/314774-overview>
- Sociedad Española de Enfermería de Urgencias y Emergencias.** Técnicas de enfermería: inmovilizaciones con férula de yeso, *Ciber* Nro. 55. Recuperado de http://www.enfermeriadeurgencias.com/ciber/primer_epoca/2007/octubre/ferulayeso.htm
- Vlasios, B.** *Historia de la Cirugía Ortopédica*. Recuperado de <http://www.traumazamora.org/articulos/historiatrauma/pagina1.html>

Capítulo 2

Ortesis para la columna vertebral

Patricio Manzone
Mónica Ocello

1. Columna vertebral: ontogénesis y biomecánica normal y patológica

La columna vertebral es un órgano situado (en su mayor extensión) en la parte media y posterior del tronco, se extiende desde la cabeza, a la cual sostiene, pasando por el cuello y la espalda, hasta la pelvis a la cual le da soporte.

Las funciones de la Columna Vertebral (CV) son varias, interviene como elemento de sostén estático y dinámico, proporciona protección a la médula espinal y es uno de los factores que ayudan a mantener el centro de gravedad de los vertebrados. Podríamos sintetizar diciendo que las tres funciones más importantes de la CV son: transmitir hacia la pelvis la carga y los momentos resultantes de la cabeza, el tronco, y de cualquier peso levantado; permitir el movimiento fisiológico relativo entre estas tres partes corporales y en su interior; proteger la médula espinal de movimientos y fuerzas potencialmente nocivos producidos por los movimientos fisiológicos o por trauma.

La anatomía de la columna parece proveer óptimamente las condiciones para estas funciones.

Consiste en 7 vértebras cervicales, 12 vértebras torácicas, 5 lumbares, 5 vértebras sacras fusionadas y 3 a 4 segmentos coxígeos fusionados. Se articula con la pelvis a través de las articulaciones sacroilíacas. Cuando se la mira en el plano frontal, la columna parece simétrica y recta. El plano sagital muestra 4 curvas normales. Estas curvas tienen una convexidad anterior en las regiones cervical y lumbar y posterior en las regiones torácicas y sacro-coxígeas. Hay una base mecánica para estas 4 curvas anatómicas normales: le dan a la columna una mayor flexibilidad y aumentan su capacidad de absorción de impacto al mismo tiempo que mantienen una adecuada rigidez y estabilidad de cada nivel articular intervertebral (Fig. 2-1).

También presenta una curvatura torácica imperceptible de convexidad contralateral al lado funcional del cuerpo (convexidad izquierda para la población diestra).

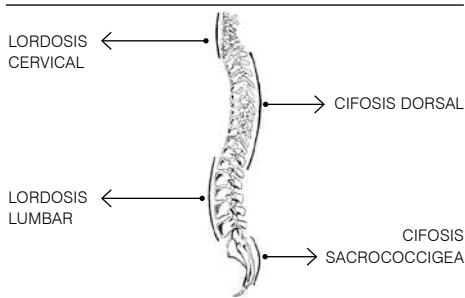


Fig. 2-1. Curvaturas de la columna.

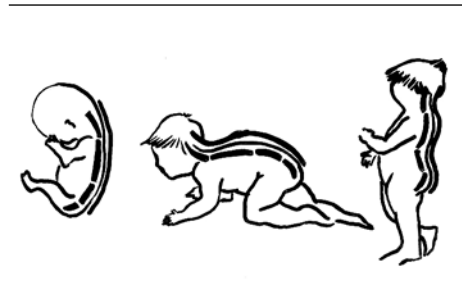


Fig. 2-2. Proceso de formación de la columna.

El proceso de formación de las curvaturas comienza en el feto, donde tiene forma de C con una concavidad anterior. La lordosis cervical se desarrolla alrededor de los 2-3 meses de vida, cuando el bebé comienza a levantar la cabeza en prono, de manera que el aumento de tono y fuerza de la musculatura posterior de cuello y cabeza genera la lordosis cervical. La cifosis dorsal y lordosis lumbar se desarrollan cuando el niño logra la posición bípeda y camina.

El proceso de formación de la columna desde el feto hasta el adulto se ilustra en la Fig. 2-2: A- Feto de 5 meses; B- Recién nacido (3-4 meses: levanta la cabeza); C- niño 12-18 meses (se forma la lordosis lumbar y las demás curvaturas).

Las vértebras se articulan entre sí de una manera controlada a través de un complejo sistema de palancas (las vértebras mismas), pivotes y bisagras (facetar y discos), medios de sujeción pasiva (ligamentos) y «activadores» (músculos).

La alineación espacial de las articulaciones facetarias determina en gran parte, pero no completa ni exclusivamente, las características cinemáticas de las diferentes regiones de la columna. En efecto, la movilidad y la capacidad de cargar peso de la columna están determinadas por los contornos, las dimensiones y las relaciones de las vértebras, los discos y las articulaciones facetarias posteriores. Los discos junto con las cápsulas y los ligamentos contribuyen a la estabilidad por una acción puramente mecánica de contención: los últimos proveen restricciones al movimiento a la manera de un freno a rienda.

Los músculos de la columna se ubican anteriores, posteriores y laterales; proveen el movimiento de la misma y la estabilizan dinámicamente para que ella pueda transportar las cargas fisiológicas. Los músculos anteriores flexionan la columna, los posteriores la extienden y los laterales producen la inclinación lateral. Sin embargo, dependiendo del ángulo de acción y de la combinación de la activación de diferentes músculos, la acción puede variar.

La acción coordinada de los músculos estabiliza la columna para que esta resista las cargas compresivas. Esta acción de los músculos es importante porque las cargas

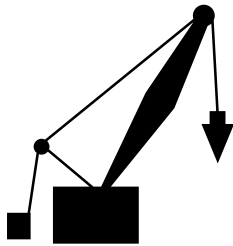


Fig. 2-3. Cargas de la columna en el plano sagital.

normales dependientes solo de la masa corporal [= peso corporal] en posición de pie son muy importantes.

El disco intervertebral —la estructura avascular más grande del organismo— es fundamentalmente un espaciador, con funciones de amortiguación y de movilidad (provisión y restricción de la movilidad). Presenta dos partes bien distintivas: un centro gelatinoso, hidrofílico (el «núcleo pulposo»), y una parte periférica, densa y fibrosa (el «ánulo fibroso») que lo circunda. El disco también está sometido a una variedad de fuerzas y momentos. Junto con las articulaciones facetarias es el responsable de portar todas las cargas compresivas a las que se ve sujeto el tronco. La rotación axial del torso con respecto a la pelvis causa cargas torsionales que resulta en esfuerzos en cizallamiento en el disco; dado que la rotación y la inclinación lateral siempre están acopladas, los esfuerzos en el disco son una combinación de esfuerzos en tensión, en compresión y en cizallamiento durante estos movimientos.

La carga de la columna en el plano sagital es análogo al funcionamiento de una grúa: la columna es análoga a la botavara, los músculos espinales son análogos al contrapeso con el cable de la botavara. Las apófisis espinosas proveen el brazo de palanca a la manera de un mástil, para mejorar la eficiencia mecánica. Las cargas anteriores (fuerzas compresivas) deben ser equilibradas por las fuerzas tensiles posteriores para que exista un funcionamiento mecánico apropiado.

La estructura y la biomecánica de la columna pueden alterarse como consecuencia de diversos factores. En los casos en que la adaptación no es adecuada por insuficiencias estructurales (lesión discal, degeneración, trauma quirúrgico), por atrofia muscular (envejecimiento, atrofia o trauma quirúrgico) o por pérdida del control neural de la acción muscular apropiada (lesión cerebral, lesión de la medula espinal o lesión de nervios periféricos) pueden aparecer dolor raquídeo, irritación nerviosa, inestabilidad mecánica o deformidad.

Dentro de estas, tres que tienen importancia clínico-terapéutica son: la inestabilidad mecánica clínica, la deformidad y el dolor. Este último puede aparecer solo o asociado a los otros dos factores.

La inestabilidad puede ser aguda o crónica. Aguda cuando surge producida por ejemplo por un evento traumático mayor que lesiona una o más de las estructuras de contención y movilidad de la columna (ligamentos, huesos, discos, cápsulas, músculos, etcétera). La crónica depende fundamentalmente de la aparición de la degeneración de los tejidos, y fundamentalmente del disco intervertebral que altera inicialmente su funcionamiento (disfunción) perdiendo su capacidad de soportar las cargas, lo que lleva a la pérdida de su altura y por ende a laxitud de los ligamentos y desplazamientos anormales en los segmentos vertebrales (inestabilidad). La movilidad anormal causa mayor lesión progresiva del disco y los ligamentos generando un intento reparador del organismo con la producción de osteofitos (reestabilización). Esto puede ocurrir en el contexto de un envejecimiento normal del organismo o como entidad patológica.

Las deformidades raquídeas por su parte pueden ser causadas por anomalías congénitas, idiopáticas o estructurales de la anatomía de la columna pero también alteraciones neurológicas, musculares y del equilibrio postural (ya sea dinámico o estático) pueden producirlas. Cualquiera sea la causa toda deformidad raquídea produce una deformidad secundaria compensadora en los segmentos raquídeos adyacentes que por otra parte son normales. Como el hueso es tejido vivo responderá al estrés con cambios de su estructura, obedeciendo a las leyes biológicas.

Con frecuencia, las diferentes enfermedades de la columna se asocian a dolor y muchas veces pueden limitar el movimiento, o generar movimientos o posturas anormales. El tratamiento varía según la enfermedad pero en algunos casos el uso de ortesis está indicado para aliviar el dolor, limitar el movimiento o proteger contra una inestabilidad.

En las escoliosis se produce una deformidad tridimensional: una curva lateral en el plano frontal, una alteración de la curva del plano sagital (lordosis, por ejemplo) y una alteración en el plano horizontal (rotación); y además acuñaamiento de las vértebras afectadas.

Por ende, debe ser estudiada funcionalmente y en tres dimensiones más bien que como la combinación de tres puntos de vistas espaciales aislados.

La hipercifosis en cambio, obedece a una desviación de la columna en el plano sagital, de concavidad anterior. La cifosis suele aparecer en el período de crecimiento y acaba estructurándose debido al acuñaamiento de las vértebras. La biomecánica de la cifosis involucra el equilibrio entre las fuerzas compresivas soportadas por las estructuras anteriores y las fuerzas tensiles resistidas por las estructuras posteriores, como lo grafica la fig. 2-3. Al arquearse hacia delante se debilita la acción de los grupos musculares antagonistas, esto determina una presión mayor en la parte anterior de los cuerpos vertebrales y discales (inhibe su crecimiento) instalándose la deformidad. Se agregan entonces deformidades compensadoras en los segmentos adyacentes. Por ejemplo, debido a la movilidad limitada de la región torácica en el plano sagital, la compensación de una hipercifosis torácica generalmente afecta la columna cervical por encima y la columna lumbar por debajo, aumentando la lordosis de ambas.

En estos casos de deformidades primarias y compensadoras las ortesis correctivas también tienen sus indicaciones.

2. Ortesis espinales

Las ortesis se definen como dispositivos externos aplicados al cuerpo para restringir el movimiento en dicho segmento particular del cuerpo. Las ortesis son los métodos más antiguos registrados para el tratamiento de la lesión de la columna vertebral o de sus deformidades.

Todas las ortesis espinales funcionan disminuyendo el movimiento raquídeo grosero (limitando la inclinación y la torsión del torso), estabilizando individualmente los segmentos de movilidad (y por lo tanto reduciendo el rango de movimiento planar de una vértebra sobre las adyacentes —de arriba o de abajo—) y aplicando fuerzas para corregir o impedir la progresión de deformidades vertebrales.

El equipamiento ortésico de la columna es sin embargo solo una parte del tratamiento integral de las afecciones del raquis que generalmente incluye además una rehabilitación cuidadosa y concienzuda, adecuada instrucción del paciente, medicación y eventualmente terapias invasivas y quirúrgicas.

Las ortesis espinales presentan diferentes objetivos de uso:

- Disminuir el dolor.
- Proteger contra lesiones.
- Ayudar a músculos débiles.
- Prevenir o corregir de deformidades. Realineación espinal.
- Servir de apoyo del tronco.
- Controlar el movimiento.

Las indicaciones más frecuentes globalmente de ellas son:

- Dolor de espalda y/o cervical
- Lesiones del raquis
- Deformidades espinales
- Inmovilización posoperatoria

Los aspectos negativos que el uso de las ortesis espinales presentan son que pueden producir debilidad y atrofia muscular, asimismo las ortesis toracolumbosacras impiden la rotación de la pelvis en relación con el tronco durante la deambulación.

Como precauciones a tener en cuenta es que deben sostener, no ajustar demasiado para no producir isquemia de los tejidos, sobre todo en las eminencias óseas.

2.1. Clasificación

Las ortesis de columna se denominan según la zona de la columna donde van a actuar. Algunas de estas ortesis tienen también nombre propio. Siguiendo la nomen-

clatura anglosajona, que es la más utilizada en la bibliografía, las ortesis de columna se pueden clasificar en:

- **Ortesis cervical:** CO (Cervical Orthotics).
- **Ortesis craneocervical:** HCO (Head Cervical Orthotics).
- **Ortesis cervicotorácica:** CTO (Cervical Thoracic Orthotics).
- **Ortesis dorsolumbar:** TLO (Thoraco Lumbar Orthotics).
- **Ortesis dorsolumbosacra:** TLSO (Thoraco Lumbosacral Orthotics).
- **Ortesis lumbosacra:** LSO (Lumbosacral Orthotics).
- **Ortesis cervico–toraco–lumbosacra:** CTLSO (Cervical Thoracic Lumbosacral Orthotics).

Sin embargo, desde el punto de vista biomecánico se suelen clasificar especialmente aquellas que no toman la columna cervical de la siguiente manera:

- Ortesis Espinales Dinámicas
- Ortesis Espinales Estáticas Funcionales
- Ortesis Espinales Estáticas Posturales

Las características, objetivos, principios y patologías a las que se aplican cada uno de los tipos biomecánicos arriba mencionados se pueden resumir en la Tabla 2–1.

Tabla 2–1

Tipos de ortesis	Objetivos del manejo de las patologías	Objetivos generales	Principios y requerimientos biomecánicos
Ortesis dinámicas	Usadas en patologías que requieren de corrección o prevención de deformidad [EIA–Scheuermann]	Impedir la progresión de la deformidad; minimizar la deformidad estructural; proveer efecto corrector; mejorar o mantener función respiratoria	Proveer control de extremos; carga transversa (sistema de fuerzas de 3–4 puntos); corrección de curva
Ortesis estáticas posturales	Usadas para contención [E.Neuromusculares – PO–Postrauma]	Impedir movimiento de la región, preservar funciones fisiológicas o la alineación postural	Tracción durante la toma de molde; contacto total con contención global
Ortesis estáticas funcionales	Usadas en patologías que requieren de alivio del dolor [HNP–Lumbociáticas–PO lumbar–Cifosis osteop.]	Reducir el movimiento, impedir el dolor, reducir la deformidad	Aumentar la P. Intraabdominal – Delordosar la columna lumbar; dar un sistema fuerza de 3 puntos

3. Ortesis para la columna cervical

La columna cervical es el segmento de mayor flexibilidad de toda la columna. En el movimiento de la cabeza intervienen todas las vértebras de la columna cervical. La charnela formada por el occipital y la primera vértebra cervical tiene una gran movilidad flexoextensora, estando más limitada la flexión lateral y la rotación. Entre la primera y la segunda vértebras cervicales se desarrolla el 50 % de la rotación en la columna cervical. Entre la segunda y la cuarta vértebras se producen los movimientos de flexión lateral y rotación y entre la quinta y la sexta vértebras cervicales es donde ocurre la mayor parte del movimiento de flexión y extensión.

Las ortesis cervicales pueden ser divididas en dos grandes categorías: blandas y duras. Las duras se pueden a su vez subdividir en Cervicales (CO) y Cervico-Torácicas (CTO).

3.1. Ortesis cervicales blandas

La función fundamental de las ortesis de columna cervical es restringir la movilidad y disminuir la presión sobre los discos intervertebrales al liberar parcialmente el peso cefálico.

La columna cervical está rodeada de estructuras blandas (vasos, esófago y tráquea), lo cual dificulta la obtención de una buena inmovilización al no poder ejercer presiones fuertes que podrían lastimarlas.

Los collares cervicales están indicados en contracturas a nivel del cuello, traumatismos de partes blandas («latigazo cervical»), traumatismos óseos leves, procesos reumáticos como la artrosis, cervicalgias y cervicobraquialgias. Los collares blandos proveen muy poca inmovilización pero son usados a menudo en el tratamiento de las lesiones por latigazo, en las que pueden proveer confort y retroalimentación propioceptiva para ayudar a «recordar» al paciente a que restrinja voluntariamente el movimiento. En síntesis, la función primaria de todo collar blando es el de ser un «recordatorio cinestésico».

El collar blando (Fig. 2-4) sin apoyo está confeccionado con goma espuma forrada con algodón y abrochado con abrojo en la parte posterior.

Los collares semirígidos sin apoyo (Fig. 2-5) están fabricados en polipropileno y formado por dos piezas regulables en altura acolchados en la parte superior e inferior y poseen cierre abrojo.

El efecto principal de los collares con apoyo mentoniano y occipital (Fig. 2-6) es disminuir la presión sobre los discos intervertebrales. Cuando se produce una lesión cervical los músculos de la nuca se contraen, se presionan los discos y aumenta el dolor; esto se contrarresta colocando un apoyo occipital que permita la distracción de las articulaciones intervertebrales.

Habitualmente el uso de los collares es diurno y debe estar acompañado de un tratamiento de fisioterapia.

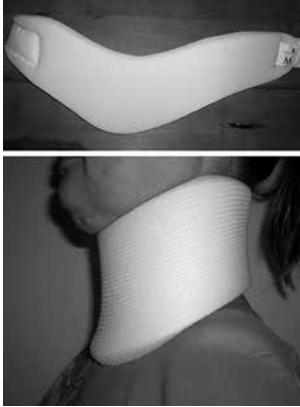


Fig. 2-4. Collar cervical blando.



Fig. 2-5. Collar semirígido sin apoyo.

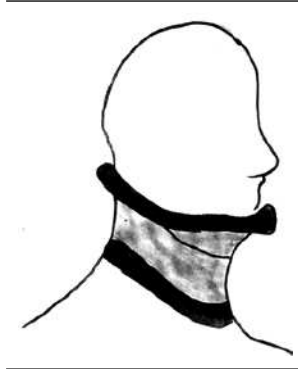


Fig. 2-6. Collares cervicales con apoyo mentoniano y occipital.

3.2. Ortesis rígidas o duras

Las ortesis rígidas cervicales (CO) y cervicotorácicas (CTO) vienen en diferentes formas; sus categorías dependen de las estructuras que abarcan y aquellas en las que se apoyan. Todas las formas deben poder acomodar las estructuras vitales de partes blandas del cuello al mismo tiempo que proveen una inmovilización rígida de la móvil columna cervical. Esto es generalmente logrado a través de asientos firmes a nivel de la base del cráneo y de la parte superior del tórax conectados por una columna rígida. Consiguen un grado de inmovilización superior a los blandos al disponer de apoyos suplementarios en manubrio esternal, base del mentón, base del occipital y base posterior del cuello. La mayoría incluye además una abertura anterior para acomodar eventualmente un tubo de traqueotomía. Ejemplos de ortesis cervicales incluyen el collar de Philadelphia, el collar J de Miami, la ortesis cervical de Aspen y el collar de Malibú.

Se utilizan para lesiones más graves de la columna cervical:

- Contención posoperatoria en fusión cervical anterior y/o posterior.
- Contención posoperatoria en discectomía anterior.
- Cuando existe sospecha de traumatismo cervical en un paciente inconsciente.
- En las fracturas vertebrales estables.
- En casos graves de síndrome de latigazo cervical.
- Después de la retirada de un halo de inmovilización.
- En las lesiones estables de los cuerpos vertebrales o del aparato ligamentario que las rodea.

Uno de los modelos más utilizados es el collar de Filadelfia (Fig. 2-7) que está confeccionado en dos piezas de material plástico blando (una anterior y otra poste-

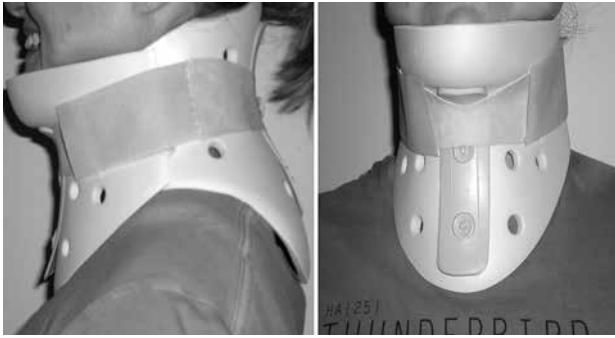


Fig. 2-7. Collar de Filadelfia.



Fig. 2-8. Ortesis SOMI.

rior) unidas por abrojo, con refuerzos anteriores y posteriores de plástico rígido para proporcionarle más firmeza.

Las Ortesis Cervicotorácicas (CTOs) generalmente consisten en apoyos occipitales y mentonianos pegados a placas torácicas anteriores y/o posteriores. Los ejemplos incluyen el inmovilizador esterno-occípito-mandibular o SOMI, la Minerva Ortopédica, y la Ortesis de Yale. Comparado con las ortesis cervicales, estos dispositivos mejoran el control en todos los planos de movimiento. Esta mejora en la rigidez, sin embargo, se hace a expensas del confort del paciente. Algunos de los autores iniciales hacían una diferencia entre los diseños de 2 o 4 postes y aquellos con conexiones más extensas entre los componentes cefálicos y torácicos. El sistema de clasificación estandarizado más reciente, sin embargo, categoriza las ortesis a postes como CTOs junto con los otros diseños. La ortesis tradicional a 4 columnas se demostró que limita un 79 % de la flexo-extensión cervical global y limita la flexión medio cervical en un grado comparable a las CTOs más rígidas. Debido a su diseño más pesado y a sus presiones de reposo en el mentón y en el occipital, este tipo de ortesis es menos utilizada hoy día. El SOMI (Fig. 2-8) utiliza montantes de metal para conectar los apoyos occipital y mandibular a una placa esternal que es asegurada al tórax por una placa de metal acolchada y tensada con straps por encima de los hombros y un strap adicional circunferencial que cruza por la espalda. Debido a que no hay una placa torácica posterior, los apoyos occipitales son sostenidos por los montantes que vienen de la placa esternal anterior. Esto resulta en control adecuado de la flexión pero un control deficiente de la extensión de la columna cervical. Estas ortesis son apenas confortables para los pacientes y también están asociadas con altas presiones de reposo en el mentón y el occipucio.



Fig. 2-9.



Fig. 2-10. Minerva Termoplástico.

Están indicadas en traumatismos severos y altos de la columna cervical (lesiones de C1 y C2), inestabilidad en artritis reumatoidea, y protección postoperatoria.

La Minerva original (Fig. 2-9) consistía en un pesado corsé de yeso hecho a medida que creaba dificultades para mantener la higiene del paciente y obtener radiografías. Como resultados de estas dificultades, el halo se volvió popular. A posteriori, las Minervas Termoplásticas (Fig. 2-10) fueron desarrolladas para preservar la naturaleza no invasiva del concepto original. Su armazón liviana, bivalvada en materiales plásticos permite un mayor confort del paciente, mejor higiene e interfiere menos con el seguimiento radiográfico. La colocación de esta ortesis es más bien compleja, a menudo requiere un ortesista para su correcta aplicación.

Más recientemente una versión prefabricada de la Minerva ortopédica fue desarrollada, la Minerva CTO (Fig. 2-11). Su diseño presenta una banda para la frente fijada a un alerón occipital grande. Se reportó que este tipo de ortesis limita el movimiento sagital global en alrededor del 79 %, el movimiento en rotación axial en 88 %, y la inclinación lateral en un 51 %.

La Ortesis de Yale (Fig. 2-12) fue diseñada originalmente como un collar de Philadelphia modificado con extensiones torácicas anterior y posterior en polipropileno hechas a medida. Aunque más liviana y menos voluminosa que la mayoría de las otras CTOs, la ortesis de Yale tiene una eficacia similar en el control del movimiento. En el clásico estudio de Johnson, la ortesis de Yale restringía el 87 % de la flexo exten-



Fig. 2-11. Minerva CTO.

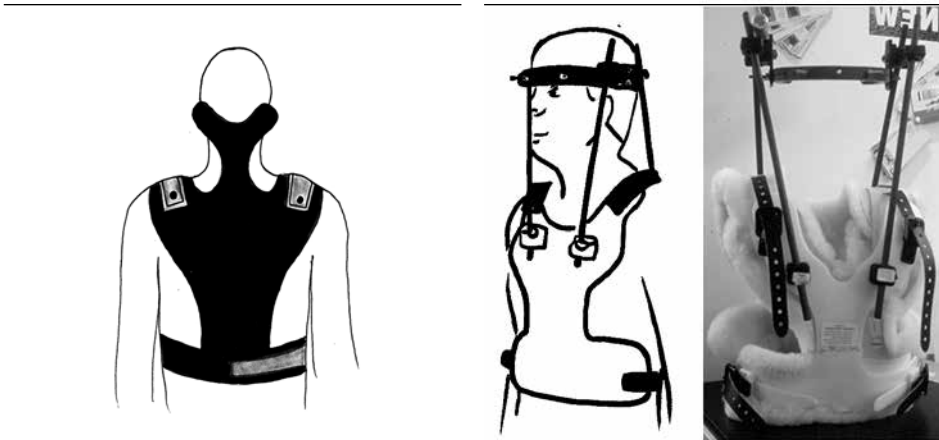


Fig. 2-12. Ortesis de Yale.

Fig. 2-13. Halo.

sión global, el 75 % de la rotación axial, y el 61 % de la inclinación lateral. Mientras que las CTOs han demostrado ser regularmente efectivas para limitar el movimiento de la columna cervical, no debería esperarse que inmovilicen rígidamente por debajo del nivel C7–T1 a pesar de sus componentes torácicos.

Se acepta generalmente que el halo–chaleco (Fig. 2–13) provee la inmovilización más rígida de la columna cervical de todas las ortesis corrientemente usadas. Los dispositivos originales del halo consistían en anillos de acero inoxidable con 4 clavijas fijadas al cráneo. A su vez el anillo se fijaba a un corsé de yeso por postes verticales. Numerosas mejoras se hicieron a los varios componentes del halo chaleco, pero el diseño general es el mismo: un anillo se fija al cráneo con múltiples clavijas, el anillo es luego fijado al chaleco por 4 barras conectoras. Los anillos más modernos están

fabricados de materiales compuestos (como por ejemplo carbono, o grafito), los que tienen la ventaja del bajo peso, la radiolucidez y la compatibilidad con la Resonancia Magnética. Estos diseños permiten una colocación más fácil ya que la cabeza del paciente no debe pasar a través del halo. Además, dado que el paciente no yace sobre la parte de atrás del anillo, hay menos riesgo de desplazamientos con la manipulación del anillo.

El halo chaleco inicial era realizado con pesados yesos de Paris. Con el desarrollo de la tecnología del plástico, existen chalecos livianos y fáciles de colocar. Abrojos, correas y soportes ajustables ayudan a retocar el calce.

El halo está indicado en:

- Fracturas de la 2^o vértebra cervical.
- Fracturas del atlas con ruptura del ligamento transverso.
- Después de la artrodesis cervical.
- Después de una resección tumoral con inestabilidad de columna.
- Después de una lesión medular cervical con fractura inestable.
- Fracturas inestables de columna cervical hasta D3.
- Inicialmente en fracturas de odontoides.

Su uso se prolongará durante 3 meses, que es el tiempo que transcurre hasta la formación del callo óseo.

4. Ortesis Toracolumbares (TLO), Toracolumbosacras (TLSO), Lumbosacras (LSO) y Sacroilíacas (SIO)

4.1. Clasificación de las TLSO, LSO y SIO

Las ortesis sacroilíacas (SIOs), lumbosacras (LSOs), y tóracolumbosacras (TLSOs) pueden ser flexibles o rígidas. Las versiones flexibles tienen un diseño similar a las rígidas pero proveen solo una leve inmovilización. Las SIOs generalmente rodean la pelvis, abarcando desde las puntas de las crestas ilíacas hasta los trocánteres. Esto puede proveer en la separación traumática postparto de las articulaciones sacroilíacas. Las LSOs se extienden desde la pelvis hasta el apéndice xifoide anteriormente y hasta el ángulo inferior de la escápula posteriormente. Las TLSOs se extienden más alto, generalmente hasta el área medioescapular.

Las TLSO Y LSO Flexibles son prescritas por algunos para el tratamiento del dolor lumbar. Estos dispositivos «tipo corsé» son ajustables por medio de cordones, hebillas, ganchos, o correas y abrojos.

El rol de las ortesis lumbares para la prevención y tratamiento del dolor lumbar continúa siendo un área de controversia debido a que los estudios clínicos sobre su eficacia suelen ser conflictivos. Una revisión sistemática extensa realizada por Jellema y col. determinó que basados en la literatura disponible no hay una evidencia fuerte para respaldar el uso de las ortesis lumbares para la prevención o tratamiento del

dolor lumbar. En realidad, el consenso aceptado en el caso del dolor lumbar es el uso de las ortesis TLSO y LSO flexibles como parte de un tratamiento global que incluya:

- Programa de estabilización del tronco
- Acondicionamiento aeróbico
- Ejercicios específicos
- Uso de contención/corsé
- Medicación
- Otras terapias

El uso de las TLSO y LSO Flexibles conlleva consecuencias positivas y negativas para el sujeto. Como efectos positivos determina un aumento de la presión abdominal que permite una descarga de la columna lumbar, limita la movilidad en la misma, rectificando también la lordosis lumbar. También aumenta la propiocepción.

Como efectos negativos, puede llevar a la atrofia muscular, osteoporosis y lesiones de la piel.

Las TLSO y LSO Rígidas son más efectivas en limitar la movilidad en el plano sagital que en controlar la rotación y la inclinación lateral.

El corsé en hiperextensión de Jewett es un ejemplo de una TLSO prefabricada no hecha a medida. El mismo aplica un sistema de 3 puntos de fijación al torso a través de dos almohadillas anteriores ubicadas sobre la sínfisis pubiana y el esternón, y una almohadilla posterior a mitad de camino entre las dos anteriores. Esta disposición de fuerzas coloca a la columna en ligera extensión. De una manera similar a los collares cervicales, esta ortesis controla mejor el movimiento en flexo-extensión y es menos efectiva para controlar la inclinación lateral y la rotación.

El corsé de Knight-Taylor es otra TLSO comúnmente prescrita y puede ser prefabricada o hecha-a-medida sobre molde. Tiene un frente tipo corsé para compresión abdominal y montantes lateral y posterior fijos a través de straps por encima de los hombros para control torácico.

Las TLSOs prefabricadas a menudo consisten en ortesis de tipo bivalvadas que generalmente son fabricadas en polietileno de baja densidad, polipropileno u otros termoplásticos o plásticos livianos (plastazote, viscolite, microcelular, etcétera) con un recubrimiento interior en espuma de 0,6 mm de diámetro. Las valvas anterior y posterior se aseguran en su lugar con 3 cierres abrojo por lado.

Para un control óptimo en todos los 3 planos entre T5 y L4, se debería usar una TLSO completamente hecha a medida. Estas son a menudo formateadas a medida con plásticos termoconformados a altas temperaturas trabajados sobre un molde previo de yeso tomado del paciente. Cuando se requiere inmovilización proximal a T5, una extensión cervical debe ser agregada. Si la inmovilización necesaria es distal a L4, se debe agregar una muslera (de un lado) para controlar el movimiento de la pelvis.

Las fuerzas aplicables para la elaboración de los corsés enyesados o de las TLSOs hechas a medida pueden ser clasificadas de acuerdo con su dirección: horizontal (inclinación lateral, flexión, extensión) y longitudinal (distracción, tracción, elongación). Se debe considerar también la fuerza de compresión abdominal, aunque su resultante puede ser reducida siempre a un vector longitudinal; esta fuerza a través de su «efecto hidráulico de presurización» logra un incremento de la resistencia a la compresión axial de la columna.

Dichas fuerzas se aplican más efectivamente en mesas especiales diseñadas a tal efecto.

4.2. CTLSO y TLSO en deformidades

El equipamiento ortésico para la escoliosis es el tratamiento ortopédico de elección para las curvas pequeñas pero progresivas. Blount & Schmidt introdujeron el uso del Corsé de Milwaukee para el manejo postoperatorio de las escoliosis, y luego reportaron su experiencia con el mismo en el manejo no quirúrgico de la deformidad en 1958. El corsé de Milwaukee es la CTLSO clásica para el manejo de la escoliosis y todavía se usa en ciertas circunstancias e indicaciones. Sus mejores indicaciones actuales son las curvas torácicas superiores y las HiperCIFOSIS torácicas por Enfermedad de Schewuermann que causan síntomas o deformidad estética.

Los TLSO («bajo brazo») termoplásticos hechos a medida se han convertido en las ortesis más usadas para la deformidad escoliótica debido a los factores cosméticos y de tolerancia muy superiores que tienen estas ortesis en los niños y adolescentes comparado con las CTLSO. EL Corsé de Boston, el de Miami, y el de Wilmington son algunas otras variantes de dichas TLSO también muy usadas. Incluso se han diseñado alternativas similares para el tratamiento de la hiperCIFOSIS. El rasgo diferenciador importante de estas versiones respecto del CTLSO es la falta de superestructura por encima de los hombros que llega hasta el cuello en el Milwaukee.

Los programas de equipamiento se reservan para los niños esqueléticamente inmaduros con evidencia de progresión de la curva.

En general se indica un TLSO para una curva cuyo ápice se encuentra a nivel de T7 o por debajo. Si el ápex de la curva está por arriba de T7, se considera un CTLSO.

En cuanto a la hiperCIFOSIS propiamente dicha, se entiende como tal al aumento de la curva convexa, hacia atrás, en la región dorsal del raquis.

Las CIFOSIS pueden ser del desarrollo (dorso curvo del adolescente o Enfermedad de Scheuermann), congénitas o adquiridas (traumatismos, infecciones, inflamaciones, neoplasias, neurogénicas, etc.).

Habitualmente el médico aconseja al paciente hacer deportes, fundamentalmente natación, prescribe corsé ortopédico y, en ciertas curvas tratamiento quirúrgico.

En casos de dorso curvo del niño o adolescente (actitud cifótica postural) o escapulas alatas se puede recurrir a la aplicación de tirantes en forma de ocho de guarismos (Fig. 2-15) lo cual produce la retropulsión de la cintura escapular, logra la contractura de los músculos inter escapulares y la elongación de los pectorales esti-

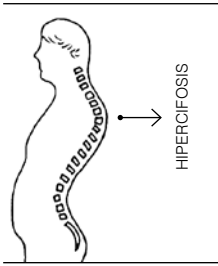


Fig. 2-14. Hipercifosis.



Fig. 2-15. Ocho de guarismos.



Fig. 2-16. Artrodesis de columna.



Fig. 2-17. Corsé de Jewett.



Fig. 2-18. Ortesis tóraco – lumbo – sacras.

mulando la postura adecuada. Para corregir las escápulas alatas es necesario incluir una placa rígida que contenga las mismas. Estos tratamientos son solo sintomáticos pero no está demostrado que provean una corrección permanente o definitiva.

Los corsés son utilizados para la corrección de actitudes cifóticas severas. La cifosis dorsal por lo general está acompañada de una lordosis lumbar, por ello deben corregirse las dos curvas a la vez.

El uso de estos aparatos requiere de chequeos frecuentes y una adecuada rehabilitación.

En curvas muy pronunciadas el tratamiento es quirúrgico.

El Corsé Jewett (Fig. 2-17), anteriormente mencionado, mantiene la hiperextensión de columna. Desciende desde las axilas hasta las caderas, limita los movimientos laterales. Recomendado en fracturas vertebrales, osteoporosis, luxaciones, etcétera.

Materiales: estructura de duraluminio, almohadilla esternal acolchada, bandas laterales acolchadas, contornean el cuerpo del paciente y se apoyan en la zona media de las crestas, evitando el desplazamiento, placa posterior acolchada.

Las Ortesis Tóraco-Lumbo-Sacras (TLSO) (Fig. 2-18) producen aumento de la presión abdominal, así como una mejor limitación del movimiento antero-posterior y lateral.

5. La escoliosis

La Scoliosis Research Society (SRS) define la escoliosis como una desviación lateral del raquis superior a 10° de valor angular. Es una deformidad tridimensional de la columna caracterizada por la desviación lateral acompañada de rotación de los cuerpos vertebrales (Fig. 2-19).

Mientras la cifosis se produce en un solo plano, es estable desde el punto de vista rotacional y progresa sólo en el plano sagital, la escoliosis es multiplanar, inestable rotacionalmente y progresa en todos los planos del espacio.

El tratamiento varía de acuerdo con el valor angular de la deformidad (observación, rehabilitación y ortesis o tratamiento quirúrgico) y acorde al estado de madurez esquelética (niño pequeño, prepúber, adolescente, adulto).

Las escoliosis tienen diferentes etiologías:

- Congénitas: hemivertebbras, barras óseas, sinostosis costales, etc. (Fig. 2-20)
- Paralíticas: poliomielitis, espásticas, mielomeningocele, etcétera.
- Idiopáticas: de etiología desconocida.
- Otras causas: neurofibromatosis, enfermedad de Marfan, miopatías, etcétera.

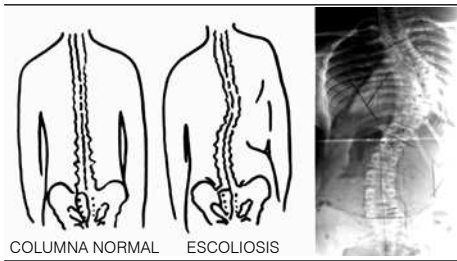


Fig. 2-19. Escoliosis.

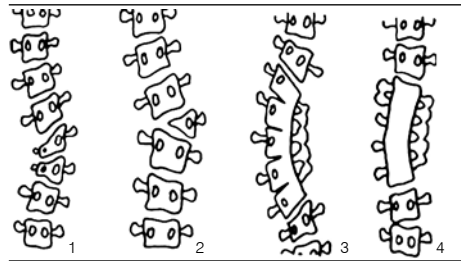


Fig. 2-20. Etiología de las escoliosis congénitas:
1. Vertebra en cuña. 2. Hemivertebra. 3. Barra. 4. Bloque.

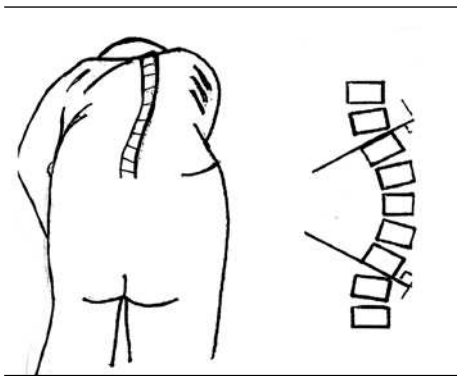


Fig. 2-21. Maniobra de Adams.

La más frecuente es la Escoliosis Idiopática. Esta se puede clasificar en tres tipos acorde a la edad de aparición:

- Infantil: inicio antes de los 3 años
- Juvenil: inicio entre los 3 años y la pubertad
- Del adolescente: después de la pubertad

La manera típica de diagnosticar es con la maniobra de Adams: al flexionar el tronco aparece una giba dorsal.

5.1. Tratamiento ortésico de la escoliosis Idiopática

Los objetivos del tratamiento ortésico de la escoliosis idiopática son:

- Controlar la curva: impedir la progresión y/o impedir o demorar la corrección quirúrgica
- Mejorar la apariencia cosmética
- Mejorar el equilibrio del tronco

Para ellos sus requisitos son:

- Efectividad: impedir la progresión esperada por la historia natural
 - Cosmética
 - Confortable
- } Diseños Ortésicos / Problemas Psicológicos
- Sin problemas secundarios (úlceras, efecto lordosante, alteraciones fisiológicas, etc.).

Recordemos que dentro de los Tipos Biomecánicos de Ortesis Raquídeas encontramos a las Ortesis Raquídeas Dinámicas —que son las ortesis que se usan para EIA (Escoliosis Idiopática del Adolescente)— las Ortesis Raquídeas Posturales Funcionales y las Ortesis Raquídeas Posturales Estáticas.

El principio general de las ortesis se respeta en las ortesis espinales que se usan para el tratamiento de la escoliosis: el empleo terapéutico de las ortesis se basa en la utilización apropiada de fuerzas y momentos.

Y en el caso particular de la escoliosis existen una serie de principios biomecánicos de las ortesis espinales dinámicas que se emplean para el tratamiento de la afección, a saber:

- «Delordosis» lumbar (= flexión)
- «Control de extremos» (*end-point control*): provee un punto fijo de referencia en un extremo e impide el desbalance lateral del otro extremo manteniéndolo centrado sobre el primero.
- «Carga Transversa» (sistema de fuerzas laterales de 3 o 4 puntos): fuerzas activas y fuerzas pasivas.
- Fuerzas de elongación.

Y es que las ortesis espinales en el tratamiento de la Escoliosis Idiopática funcionan como sistemas correctivos (pasivos) de 3 puntos o de 4 puntos (Fig. 2–22). Por lo

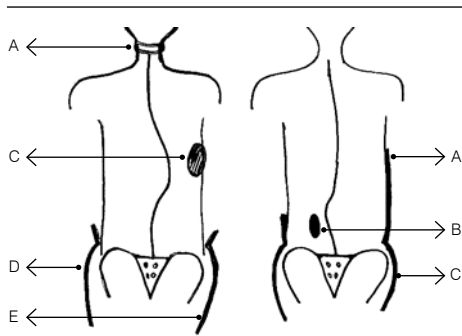


Fig. 2-22. Sistemas Correctivos.

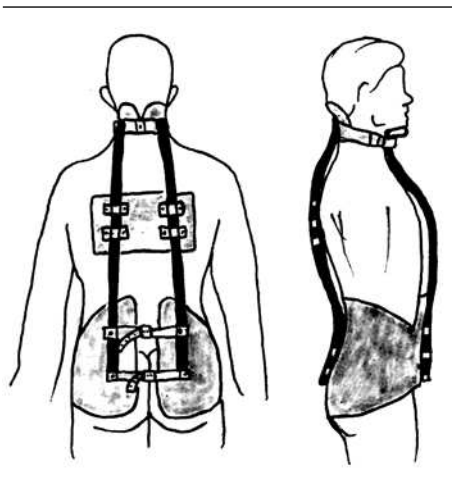


Fig. 2-23. Corsé de Milwaukee.

tanto, biomecánicamente, la efectividad depende de lo ajustado/ceñido del corsé, de las fuerzas (o presiones) ejercidas en los puntos de corrección, en la ubicación y dirección de dichos sistemas de fuerzas.

Finalmente, ¿cuáles son las indicaciones de las ortesis en el tratamiento de la Escoliosis Idiopática del Adolescente?

- Pacientes esqueléticamente inmaduros, Risser 0 a 2, y premenárquicas o posmenárquicas por menos de 1 año.
- Tratamiento inmediato para los pacientes inmaduros con curvas idiopáticas entre 30 y 40°.
- Tratamiento después de progresión documentada de 5° para los pacientes inmaduros con curvas entre 20 y 30°.
- La apariencia del dorso del paciente debe ser cosméticamente aceptable.

Entre estas ortesis se destaca el Corsé de Milwaukee-CTLSO.

Históricamente fue el primer corsé de utilidad comprobada utilizado para el tratamiento de la Escoliosis Idiopática.

Consta de dos partes: una subestructura y una superestructura, la primera constituida por una cesta pélvica y la segunda consta de una barra central anterior que sube desde el pubis hasta la zona supraglótica y se une al collar cervical con el apoyo mentoniano (que en realidad es un «rapel» y no un apoyo). Las barras posteriores unen la cesta pélvica al collar y a los apoyos occipitales.

Este corsé actúa elongando la columna desde la pelvis al cuello y corrigiendo las curvas patológicas a través de las placas laterales.

Dentro de las ventajas del Corsé de Milwaukee (CTLSO), encontramos que restringe mínimamente la respiración, limita poco las actividades generales del niño y del adolescente, no hay mayores problemas de uso en clima cálido (diseño abierto y buena circulación de aire), se alarga a medida que el niño crece y se pueden controlar curvas con ápex por encima de T8.

Como desventajas de dicho corsé, el principal problema es psicológico (tiene una pobre aceptación), disminuye además la Cifosis Torácica, predispone a deformidades de la masticación (esto en realidad era más probable con los diseños antiguos) y el anillo cervical es potencialmente peligroso en los niños que participan en actividades gimnásticas.

La principal indicación Actual del Corsé de Milwaukee (CTLSO) es el control de curvas torácicas con ápex a partir y por encima de 7ma. vértebra torácica, como así también el control de curvas en niños pequeños (Escoliosis Idiopática infantil y juvenil).

Otras ortesis que se destacan son las Ortesis Tóraco–Lumbo–Sacras de Bajo Perfil (TLSO) que nacieron con el avance de la tecnología de materiales, la aparición de termoplásticos y la disponibilidad de mayores estudios biomecánicos. Así aparecen un gran grupo de ortesis espinales que carecen del componente cervical del Corsé de Milwaukee; son por ende solo TLSO. Estos corsé «bajo brazo» (puesto que su estructura llega hasta las axilas) se clasifican groseramente en 2 tipos:

- TLSO Prefabricadas (Boston)
- TLSO «Hechas a medida» (monobloque o bivalvados)

Las ventajas que presentan las TLSO son una mejor aceptación por los adolescentes y una menor restricción general. Como desventajas de las TLSO se encuentran que pueden realizarse pocos ajustes con el crecimiento, traen aparejados mayores problemas cutáneos (diseño más «cerrado»: retención de calor y menor circulación de aire), ocasionan compresión torácica y restricción respiratoria. No se pueden tratar con estas ortesis, curvas torácicas con ápex por encima de T8.

Algunos tipos especiales de TLSO son el Corsé de Boston (Fig. 2–24) y el Corsé de Wilmington (Fig. 2–25).

El Corsé de Boston está realizado con materiales termoplásticos; es lavable, liviano y resistente. Es un corsé bajo brazo circunferencial; son verdaderas «caparzones monoblock» plásticas prefabricadas de varias tallas, aunque actualmente también se hacen a medida. Sobre dicho molde prefabricado se efectúan los recortes y colocan las almohadillas.

Su indicación principal son en pacientes con curvas de ápices por debajo de la décima vértebra torácica (T10).

El Corsé de Wilmington es un Corsé circunferencial de contacto total hecho a medida. Generalmente se fabrica en Orthoplast. Sus promotores aducen que mejoraría la descompensación del tronco.



Fig. 2-24. Corsé de Boston.

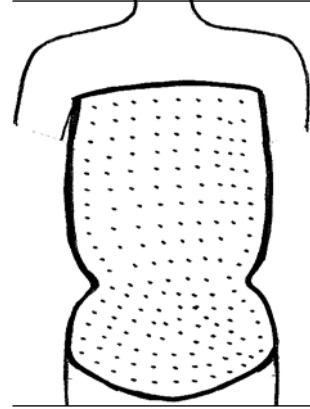


Fig. 2-25. TLSO.



Fig. 2-26. Corsé TLSO de CHARLESTON.

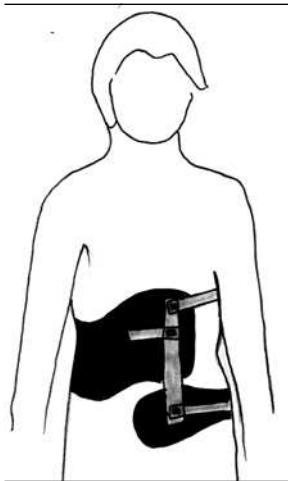


Fig. 2-27. Corsé de Michel.

El Corsé en inclinación de Charleston para uso nocturno (Fig. 2-26) es un corsé confeccionado a medida en posición abruptamente inclinada. Se realiza con un molde de yeso en inclinación con fuerza correctora opuesta en el ápice. Se logra una muy buena corrección intracorsé (73 %), pero la posición extrema en que obliga a colocar al paciente limita al uso nocturno.

El Corsé de Michel (Fig. 2-27) está compuesto por una placa pélvica, una placa iliolumbar y una placa torácica, unida a la pletina anterior y posterior.

La indicación es en escoliosis evolutiva del niño y del adolescente con curvas lumbares o dorsolumbares.

Actualmente, nos encontramos con nuevas perspectivas ya que han aparecido varios modelos de ortesis dinámicas que permiten el movimiento mientras logran aparentemente su efecto corrector de la escoliosis (ejemplo Spine Core®). Su utilidad y eficacia resta por ser comprobada a largo plazo.

6. Ortesis para aliviar las dorsalgias y las lumbalgias

Las dorsalgias se deben frecuentemente a posturas incorrectas y sedentarismo o lesiones laborales. El tratamiento es médico y kinésico. Se recomienda control postural y diseño de sillas y mesas que resulten ergonómicos, sobre todo si la actividad laboral del paciente se relaciona con trabajos de oficina, uso de computadora, etcétera.

Las lumbalgias son causadas generalmente por actividades del hogar o laborales que demandan levantar pesos del suelo flexionando el tronco, también por sobrecarga en la práctica deportiva que pueden causar hernias de los discos intervertebrales.

6.1. Fajas y corsés de contención

Las acciones biomecánicas que producen las mismas son aumentar la presión intra abdominal disminuyendo las sollicitaciones musculoligamentosas y la presión intradiscal, limitar la movilidad: en cuanto a la flexo-extensión, lateral y rotación y modificar las curvas vertebrales patológicas.

Las fajas de contención se construyen con materiales flexibles como telas, lonas, neoprene, goma, etc., a los que pueden agregarse varillas metálicas posteriores para lograr mayor estabilidad.

Las fajas de contención lumbar (Fig. 2-28) se utilizan en pacientes que presentan hipotonía muscular (luego del parto, obesidad), como protección mecánica de la región lumbosacra, en casos de lumbalgias y como contención postoperatoria.

6.2. Corsé de inmovilización lumbosacra (Fig. 2-29)

Se indican en pacientes con degeneraciones discales, espóndilo artrosis, espondilitis, osteoporosis, espondilolistesis o luego de una artrodesis.



Fig. 2-28. Faja de Contención lumbar.



Fig. 2-29. Corsé de inmovilización lumbosacra.

Brindan un máximo soporte para la parte lumbar dañada sin restringir ningún movimiento normal. Posee cuatro flejes plegables en la parte dorsal para un mayor apoyo. Ajustable por diferentes sistemas: los que son mecánicamente más efectivos incluyen hebillas, cordones o ganchos, otros menos efectivos incluyen abrojos.

6.3. Soporte para embarazo y soporte para obesidad

Ambos soportes contribuyen a sostener y aliviar el peso en la región anterior del abdomen.



Fig. 2-30. Soportes de contención para embarazo y obesidad.

Referencias bibliográficas

- Axelson, P.; Johnson, R. y Stromquist, B.** (1992). Effect of lumbar Orthosis on intervertebral mobility: a roentgenstereophotogrammetric analysis. *Spine* 17:678–681.
- Botte, M., Garfin, S. et al.** (1989). The Halo Skeletal Fixator. *Clin Orthop* 239.
- Bowker, P.; Condie, D.N.; Bader, D.L. y Pratt, D.J.** (1993). *Biomechanical Basis of Orthotic Management*. Edited by Bowker, Butterworth–Heinemann.
- Chapman's orthopaedic surgery** (2001). 3rd Edition. Philadelphia:Lippincott Williams & Wilkins.
- Gabos, P.G.; Bojescul, J.A.; Bowen, J.R.; Keeler, K. y Rich, L.** Long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 2004, Sep.86-A(9):1891-9.
- Herskowitz, H.; Garfin, S.; Eismont, F.; Bell, G y Balderston, R.** (2008). *Rothman–Simeone The Spine*. 5th. EE. UU.: Elsevier Saunders.
- Hsu, J.D.; Michael, J.W. y Fisk, J.R.** (2009). AAOS. *Atlas de ortesis y dispositivos de ayuda*. España:Elsevier Masson.
- Of female patients with idiopathic scoliosis treated with the Wilmington orthosis** (2004). *J Bone Joint Surg Am* Sep. 86–A(9).
- Johnson, R.N. et al** (1977). Cervical orthoses: a study comparing their effectiveness in restricting cervical motion in normal subjects. *J Bone Joint Surg Am* 59:332–339.
- Kim, D. y col.** (2010). *Atlas de lesiones vertebrales en adultos y niños*. Barcelona:Elsevier Saunders.
- Krag, M.** (1997). *Biomechanics of the Cervical Spine: III Orthoses The Adult Spine: Principles and Practice*. 2nd edition. Philadelphia:J.W. Frymoyer Editor. Lippincott–Raven Publishers.
- Lou, E.; Raso, J.V. & col.** (2004). Correlation between quantity and quality of orthosis wear and treatment outcomes in adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot* 28[1].
- Lonstein, J.E. y Carlson, J.M.** The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. *J.Bone Joint Surg [A]*; Vol. 66–A, Nº 7:1061–1071 (september 1984).
- Miralles Marrero, R.C.** (1998 [2002]). *Bio-mecánica clínica del aparato locomotor*. Barcelona. Masson SA.
- Mubarak, S.; Wenger, D.; Garfin, S. et ál.** (1989). Halo application in the infant. *J.Ped.Orthop* 9:612.
- Roach, J.** (1994). *The pediatric spine: Chapter 23: Adolescente Idiopathic Scoliosis. Non surgical Treatment*. Philadelphia:Stuart Weinstein Editor–in–Chief; Lippincott–Raven Press Publishers.
- Tadchjian Pediatric Orthopaedics* (2002) Vol. 3:1745–1810. Edited by Herring JA. 3er Edition. Philadelphia:Saunders.
- Viladot Pericé, R.; Cohí Riambau, O.; Clavell Paloma, S.** (1989). *Ortesis y prótesis del aparato locomotor. 1– Columna Vertebral*. Barcelona:Masson.
- Viladot Voegeli, A y col.** (2000). *Lecciones básicas de Biomecánica del aparato locomotor*. España:Springer.
- Zambudio Periago, R.** (2009). *Prótesis, ortesis y ayudas técnicas*. Barcelona:Elsevier Masson.

Capítulo 3

Ortesis para los miembros inferiores

María Cecilia Bangher
Mónica Ocello

1. Generalidades

En la fabricación y adaptación de dispositivos u ortesis para las extremidades inferiores, nos enfrentamos a dos problemas a resolver creados por acciones fisiológicas de la extremidad inferior: la estabilidad para conseguir la bipedestación y la movilidad para lograr la locomoción.

En cuanto a la estabilidad para la bipedestación las ortesis pretenden restablecer el funcionamiento de las extremidades inferiores mediante el soporte de carga del cuerpo para conseguir alineación y corrección de algunas deformidades.

La movilidad para la locomoción puede mejorarse con mecanismos básicos que compensen la alteración de la movilidad y/o del tono.

Las ortesis para los miembros inferiores son usadas con diferentes propósitos:

- Estabilizar una articulación, corregir o mantener la alineación. Las que dan soporte de peso isquiático o sobre el tendón rotuliano para reducir la transmisión de la fuerza sobre el sistema esquelético.
- Inmovilizar una parte del cuerpo. Existen numerosa férulas para los diferentes tipos de fracturas en yeso o materiales plásticos que permiten mantener la alineación ósea.
- Proteger una articulación inflamada. Para prevenir y/o corregir la falta de alineación. En todos los procesos reumáticos, inflamatorios o en las parálisis en que se prevé la instalación de una deformidad.
- Compensar la disminución de fuerza en los músculos de la cadera, rodilla, tobillo y pie.
- Controlar el movimiento en presencia de tono anormal.
- Proveer retroalimentación (*feedback*) propioceptiva.

1.1. Funciones y mecanismos de acción de las ortesis para los miembros inferiores

Las ortesis tienen funciones primarias o principales y funciones secundarias o indirectas.

Las funciones principales son la que se dirigen a conseguir aquellos objetivos terapéuticos más importantes como:

- Funciones de descarga.
- Funciones de fijación.
- Funciones de estabilización–protección.
- Funciones dinámicas.
- Funciones posturales.
- Funciones de corrección.
- Funciones mixtas.

Las funciones secundarias se obtendrían como consecuencia de las funciones primarias y se dirigen a lograr objetivos terapéuticos de segundo orden o porque ayudan a mejorar la consecución de las funciones principales.

1.2. Clasificación de las ortesis para miembro inferior

Según su finalidad las ortesis para los miembros inferiores pueden ser: estáticas o dinámicas.

Estáticas: limitan una parte del miembro inferior en una posición fija y no permiten el movimiento articular. Se utilizan para mantener la alineación anatómica de los segmentos. Por ejemplo: conservar la longitud de los tejidos blandos, mantener el tono adecuado, no estirar músculos debilitados, evitar movimientos anormales, disminuir la inflamación, disminuir el dolor.

Dentro de este grupo se subdividen en:

- **Estabilizadoras:** mantienen una posición e impiden movimientos no deseados, se emplean para sostener un segmento o resistir un movimiento.

Algunas ortesis estáticas se emplean para estabilizar los huesos largos después de una fractura, para promover su curación.

Muchas otras mantienen en forma rígida una zona inestable o debilitada, conservando las articulaciones en un ángulo particular proveyendo soporte y la correcta posición.

En ocasiones es necesario reducir los movimientos producidos por la espasticidad o la flaccidez importante por lo que se agrega fricción al movimiento articular agregándole topes a la ortesis.

- **Protectoras:** para mantener la alineación o prevenir deformidades, tal el caso que se necesite disminuir la amplitud de un segmento inflamado o doloroso. Mantener la alineación de las articulaciones lesionadas por la artritis o en ausencia de valores musculares, se puede lograr por medio de las ortesis lo que va a prevenir la aparición de una deformidad.
- **Correctoras:** son aquellas que se indican para corregir una deformidad esquelética, cuando ya se ha desarrollado.

En ciertas circunstancias se las puede usar para simular el resultado de una propuesta quirúrgica y sirven como elemento de valoración para una posterior cirugía. Generalmente son más efectivas si se utilizan durante el desarrollo infantil.

Las ortesis estáticas correctoras que se utilizan para promover algunos movimientos articulares perdidos pueden ser en serie o progresivas.

La ortesis serial incluye diversos dispositivos similares usados en una serie. Con cada sucesivo dispositivo aumenta gradualmente el rango de movimiento de la articulación afectada a través de una acción suave de estiramiento.

Las ortesis progresivas llevan a cabo similares objetivos a través de ajustes en los dispositivos que aumentan gradualmente la cantidad de fuerza creada en la articulación. Las Ortosis Progresivas y Serial deben ser diseñados y usados cuidadosamente para proveer la correcta cantidad de estiramiento en la articulación. El excesivo estiramiento puede dañar los tejidos y el estiramiento inadecuado puede resultar inefectivo.

Dinámicas: ortesis que permiten o crean movimiento, intentando mejorar o restaurar las funciones de las partes móviles del cuerpo humano.

Funcionales: simulan la función de una parte del cuerpo. En lugar de inmovilizar o restringir un movimiento, mejoran la función por medio de palancas, poleas, articulaciones móviles y dispositivos para el almacenamiento de esta energía externa que se libera en el movimiento deseado. Pueden emplear resortes, bandas de goma, gas comprimido y electricidad.

Las ortesis dinámicas son útiles para pacientes quienes tienen músculos debilitados, o control neuromuscular limitado, porque ellas le permiten al paciente realizar acciones que serían difíciles o imposibles sin asistencia.

1.3. Nomenclatura de las ortesis para los miembros inferiores

Al referirnos a un determinado aparato ortésico, podemos usar diferentes términos. Como vimos son muchas las funciones que puede cumplir una ortesis, por esta razón existen una extensa variedad de ellas.

Estos dispositivos a veces pueden llevar múltiples nombres, dependiendo del nombre del material, el nombre de la persona quien realizó este dispositivo o la anatomía y función para la que sirve. Algunos autores denominan a los dispositivos en términos de anatomía o mejor función usando los históricos nombres pero hoy un solo sistema de nombres ha empezado a dominar.

Desde 1972 se desarrolló y puso en vigencia una nomenclatura estandarizada en la cual a todos los dispositivos exoesqueléticos se los denomina de la siguiente forma:

- Por la articulación que circundan.
- Abreviando el nombre de cada articulación en una letra.
- Utilizando combinaciones de símbolos para indicar el control deseado de la función designada.

Por ejemplo, nos podríamos referir a una ayuda ortésica que involucra la articulación de tobillo con la palabra «ortesis corta», o usar las siglas correspondientes a las articulaciones involucradas, como «OTP» (Ortesis Tobillo Pie) o, en inglés, «AFO» (Ankle Foot Orthosis).

A continuación se presenta un cuadro que muestra la nomenclatura de las ortesis usando las siglas en inglés de las articulaciones de miembro inferior comprometidas en la ortesis.

Cuadro 3-1. Nomenclatura de las ortesis para los miembros inferiores

Cadera (Hip)	Rodilla (Knee)	Tobillo (Ankle)	Pie (Foot)	Ortesis (Orthosis)	Sigla	Nombre
			F	O	FO	Ortesis pie
		A	F	O	AFO	Ortesis tobillo–pie
	K	A	F	O	KAFO	Ortesis rodilla–tobillo–pie
H	K	A	F	O	HKAFO	Ortesis cadera–rodilla–tobillo–pie

Es necesario determinar el sitio apropiado para aplicar las fuerzas. Cada diseño se realizará en función del tipo de patología, así como los factores de edad, sexo, actividad social o laboral, etcétera.

En casos de secuelas de poliomielitis se necesitan ortesis resistentes, livianas, anatómicas y funcionales con materiales que permitan hacer modificaciones de alineación y corrección adecuadas. En enfermedades como mielomeningocele, o lesiones medulares, los dispositivos ortésicos serán diseñados sin abusar de las presiones, ya que pueden existir alteraciones sensitivas.

Los pacientes con enfermedad motriz cerebral, con espasticidad severa, que presentan deformidades en rodillas valgus, pies en equino valgo requieren ortesis con articulaciones de mecanismo progresivo y dispositivos que ayuden a controlar el tono muscular.

Para los pacientes con necesidad de apoyos para descarga total se utilizan dispositivos cuadrilaterales o de contención isquiática. Con esto evitaremos giros y rotaciones con contacto total y los desplazamientos del isquion.

2. Ortesis para la cadera

Se denominan ortesis de caderas a aquel grupo de ortesis que, situadas alrededor de la articulación de la cadera o a distancia, van a ejercer su acción terapéutica sobre dicha articulación.

Existen Férulas de Abducción para la displasia congénita de cadera, entendiéndose por Displasia (del griego *dys* que significa mal y *plássien*, modelar) a la presencia

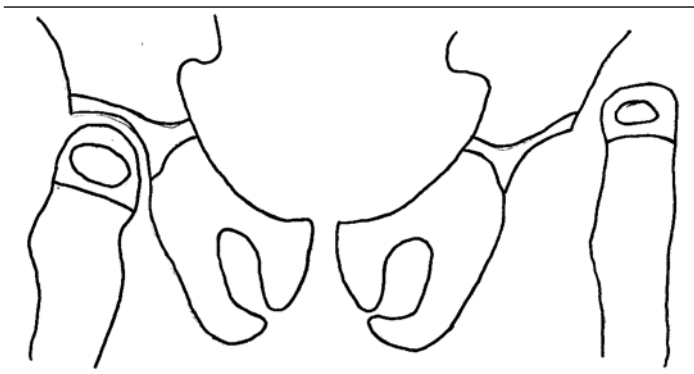


Fig. 3-1. Luxación congénita de cadera.

de anomalías en la conformación de la articulación de la cadera, luxación (Fig. 3-1) o subluxación, desde el nacimiento o temprana edad. Estas anomalías se refieren a la forma, tamaño u orientación de la cabeza femoral, el acetábulo o ambos.

El tratamiento conservador de la displasia del desarrollo de la cadera se efectúa a través de dispositivos ortopédicos que mantienen la cabeza femoral centrada dentro del acetábulo favoreciendo el desarrollo óseo normal y la estabilidad articular además de disminuir las contracturas musculares.

Estos dispositivos ortopédicos están indicados en displasias de cadera, caderas luxables o inestables, subluxaciones, como complemento de otros tratamientos ortopédicos o quirúrgicos.

Luego de reducir la cadera, el médico la coloca en abducción y/o flexión para aumentar la cobertura del acetábulo sobre la cabeza del fémur. La acción de los músculos aductores en posición neutra favorece la luxación y por el contrario, con la cadera en abducción, resultan coaptadores de la articulación.

Es necesario que las férulas utilizadas permitan cierto grado de movimiento que contribuya a modelar la forma del acetábulo.

La ortesis debe permitir la higiene del niño sin necesidad de retirarla. Es preferible utilizar materiales transparentes a los rayos x. Debe utilizarse en forma precoz. Los padres del niño deben conocer la importancia del uso de la ortesis. La selección de la misma la realiza el médico de acuerdo con el tipo de luxación presente y a una exhaustiva evaluación previa.

2.1. Ortesis de Atlanta (Scottish Rite) THO

La Ortesis Atlanta (Fig. 3-2) es la más utilizada. Consta de una banda pélvica, dos articulaciones de cadera y dos corseletes de muslo unidos por una barra telescópica extensible que permite regular la abducción de ambos miembros inferiores.

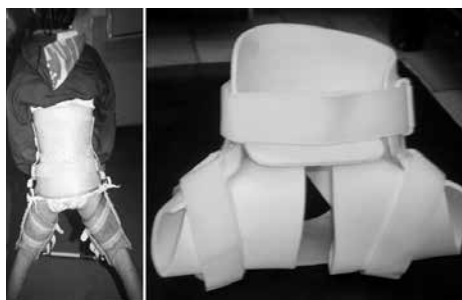


Fig. 3-2. Ortesis de Atlanta.



Fig. 3-3. Férula de Denis Browne.

Las limitaciones o desventajas detectadas son que no permite mantener contenida y centrada la cadera durante la deambulaci3n y no permite tampoco los movimientos de rotaciones.

Est3 indicada en la Enfermedad de Legg–Calves Perthes y en los problemas torsionales.

2.2. Férula de Denis Browne. AFO (Fig. 3–3)

Consiste en la aplicaci3n de una barra r3gida cuya longitud determina el grado de abducci3n.

Esta barra se une a la suela de los zapatos en sus extremos colocando los miembros inferiores en mayor o menor abducci3n y rotaci3n externa.

Esta ortesis controla la flexi3n, extensi3n, adducci3n/abducci3n. Est3 indicada en Dislocaci3n Cong3nita y en Luxaci3n o subluxaci3n.

2.3. Arn3s de Pavlik. THKAFO (Fig. 3–4)

Diseñado por el cirujano ortopedista del cual lleva su nombre en 1944.

Posee sujeci3n tor3cica fijada por correas en los hombros y de la cual parten las correas abductoras que continúan hacia los pies.

Permite la movilidad de la articulaci3n de la cadera lo cual contribuye a la conformaci3n del acet3bulo. Las caderas y rodillas quedan en una flexi3n y abducci3n que puede graduarse de 45 a 90°.

2.4. Férula de T3bingen (Fig. 3–5)

La flexi3n de las articulaciones de cadera por encima de 90° con abducci3n media es el mejor requisito para la maduraci3n r3pida de la articulaci3n de cadera en el desarrollo. Para esta terapia, la férula de cadera T3bingen ha dado buenos resultados en la pr3ctica. Las hemivalvas femorales est3n unidas con las hombreras por medio de dos cadenas, con las cuales se ajusta la flexi3n de cadera. La abducci3n deseada se ajustar3 a trav3s de una pletina abductora.

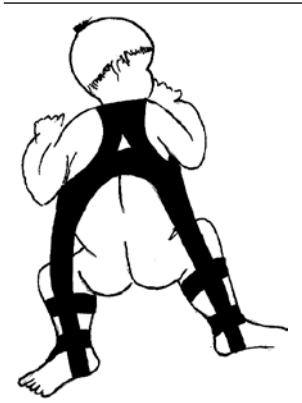


Fig. 3-4. Arnés de Pavlik.



Fig. 3-5. Férula de Tübingen.



Fig. 3-6. Ortesis para la enfermedad de Legg Calvé Perthes. HKAFO.

2.5. Ortesis en la Enfermedad de Legg–Calvé–Perthes. HKAFO (Fig. 3-6)

La enfermedad de Legg–Calvé–Perthes (ELCP) es un proceso que afecta la epífisis de la cabeza femoral inmadura durante la niñez. Provoca diversos grados de necrosis avascular de la cabeza femoral por causas desconocidas.

El proceso es autolimitado, pero puede provocar una limitación de la movilidad de la cadera y supone un riesgo de futuros cambios artrósicos.

La Ortesis para la enfermedad de Perthes es una ortesis de descarga que coloca la cadera en moderada abducción y rotación interna y logra apoyo isquiático evitando presionar la cabeza femoral. Consta de un cinturón pélvico, dos barras laterales unidas al zapato y una cincha que se fija en la rodilla. Además posee una barra sólida de forma triangular en la parte interna que se une a una plataforma rectangular anti-deslizante que apoya en el suelo.

Están diseñadas para transmitir una fuerza desde el isquion a la ortesis y a través de ésta hasta el suelo. Los componentes consisten en una barra estándar de acero

inoxidable unida a los tutores conectados en la parte inferior por un estribo, que con frecuencia está asegurado a una placa plantar de acero que se extiende hasta la zona de la cabeza de los metatarsianos.

El entrenamiento del paciente en el empleo apropiado de la ortesis también ejerce un gran efecto sobre el alivio en el soporte de peso.

3. Ortesis cadera–rodilla–tobillo–pie. HKAFO (Fig. 3–7)

Están compuestas por dos cinchas de sujeción superior a nivel de la pelvis y tronco, poseen articulación de cadera y rodilla, abrazaderas con sujeción en los muslos y en la parte terminal una ortesis tobillo–pie. Su objetivo es estabilizar la cadera, rodilla y tobillos en personas con debilidad de ambos miembros inferiores. Se emplean en casos de parálisis o paresia de la/las extremidades inferiores, también previenen el desarrollo de deformidades.

En este grupo se ubican las ortesis RGO (Reciprocating Gait Orthoses) que traducido al español se denominan ortesis reciprocadoras de marcha.

Estos aparatos brindan estabilidad a la bipedestación y provocan la flexión de una cadera y extensión de la contralateral facilitando la marcha.

4. Desrotadores para los miembros inferiores (Fig. 3–8)

Esta ortesis corrige la deformidad en rotación interna de la cadera. Está constituida por dos correas que parten desde el empeine del calzado, se dirigen hacia arriba pasando por la región posterior de la pierna, cruzan por la parte anterior de las rodillas, suben por la región anterior del muslo desde adentro hacia afuera y van hacia el lado externo de ambas caderas para terminar en la parte posterior de un cinturón ancho.

5. Ortesis de miembros inferiores para hemiplejía (Fig. 3–9)

Este dispositivo asiste la dorsiflexión del pie manteniendo la extensión de la rodilla y el posicionamiento correcto de la cadera. Ayuda al logro de una distribución equilibrada de las fuerzas en todo el miembro inferior corrigiendo los defectos de la marcha hemipléjica. Consta de un cinturón de donde parte una correa paralela al muslo del miembro inferior afectado. Posee un triángulo que fija la rótula de cuyos ángulos inferiores nacen 2 barras rígidas que se ubican en los lados interno y externo de la pierna hasta llegar al pie donde se fija al dorso y planta del calzado.

6. Ortesis de soporte de Tendón Rotuliano (Fig. 3–10)

Está diseñada para transmitir la mayoría de la fuerza desde la rodilla a través de la zona del tendón rotuliano dentro del puño y desde allí hacia el suelo a través del soporte y el calzado.

La función biomecánica depende de si emplea una articulación de tobillo trabada con una placa plantar, un tobillo libre o una base oscilante y de la magnitud del suplemento del talón.



Fig. 3-7. Ortesis reciprocadoras de marcha.



Fig. 3-8. Ortesis desrotadoras para miembros inferiores. HKAFO.



Fig. 3-9. Ortesis para hemiplejía. HKAFO.

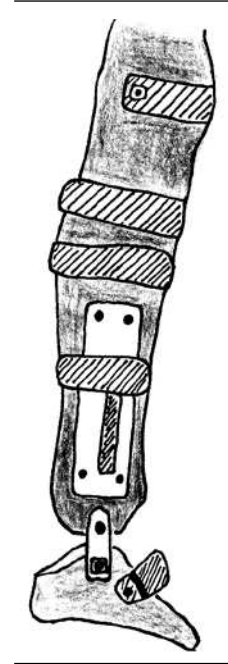


Fig. 3-10. Ortesis de soporte de tendón rotuliano.

El entrenamiento del paciente es muy importante ya que se le debe enseñar a evitar el impulso activo de empuje hacia arriba el que recargaría el sistema esquelético. Según Davis se prescriben en las siguientes situaciones:

Durante un período corto:

- Curación de fracturas de calcáneo.
- Fusiones posoperatorias alrededor del tobillo.
- Procesos dolorosos del talón refractarios al tratamiento conservador y en los cuales está contraindicada la cirugía.

De uso prolongado:

- Falta de unión o uniones demoradas en fracturas o fusiones.
- Necrosis avascular del cuerpo del astrágalo.
- Artritis degenerativa de la articulación subastragalina o del tobillo.
- Osteomielitis del calcáneo.
- Lesión de nervio ciático con anestesia en la planta del pie.
- Ulceración diabética
- Afecciones crónicas o dolorosas del pie.

Están contraindicadas en procesos de piel y circulación periférica que no toleren la presión.

6.1. Férulas de yeso para fracturas

Los diseños de los yesos para soporte del tendón rotuliano o del peso isquiático se han empleado con éxito en el tratamiento de fracturas de la extremidad inferior. La biomecánica es la misma que para las ortesis de soporte de peso. Sarmiento sugirió que la columna fluida formada por el tejido blando cuando está completamente encerrado puede agregarse a la de soporte de peso.

El empleo de estas ortesis para el manejo de fracturas es ventajoso cuando se lo compara con los métodos tradicionales, ya que el período de inmovilización se reduce y hasta las fracturas con unión retardada o no unión con frecuencia curan bien. Níkel y col describieron el tiempo de curación promedio en 102 fracturas femorales tratadas con ortesis de soporte de peso isquiático de yeso, como de 12 semanas después de tracción.

Sarmiento usó ortesis de soporte rotuliano en 382 pacientes con fracturas tibiales y comunicó un tiempo promedio de curación de 14,5 semanas, no observándose acortamiento significativo de la extremidad.

Es probable que estas ortesis sean efectivas debido a que mantienen la alineación ósea y limitan, dentro de un nivel tolerable, el soporte de peso a través del sitio de fractura, lo que promueve la curación del hueso mientras que al mismo tiempo permiten una ambulación temprana.

7. Férula postural de miembro inferior (Fig. 3-11)

La férula postural pasiva del miembro inferior es una ortesis utilizada para mantener las articulaciones de rodilla y tobillo en una determinada posición, habitualmente en posición funcional, con el fin de protegerla y prevenir el desarrollo de deformidades durante la inmovilización.

Se utiliza en pacientes con lesiones de dichas articulaciones, parálisis del miembro o procesos que conllevan inmovilidad.

Realizada en termo plástico conformado y adaptada a la cara posterior del miembro inferior. Se extiende desde de la región superior del muslo hasta los dedos del pie, con cinchas de sujeción a nivel de muslo, rodilla y tobillo.

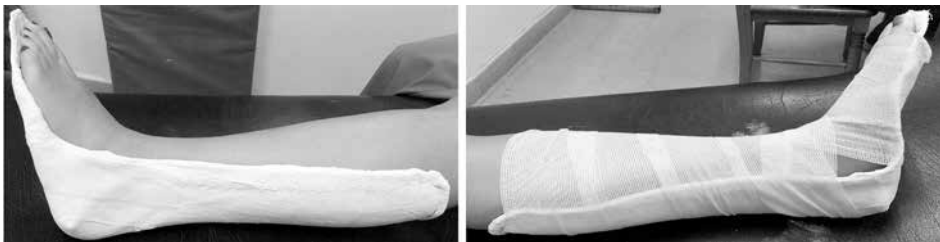


Fig. 3-11. Férula postural pasiva para miembro inferior.

8. Ortesis para las rodillas

Las ortesis de rodilla más usadas son las rodilleras debido a la popularización de la práctica deportiva. Sus finalidades son descargar, proteger y estabilizar la rodilla.

Hay tres categorías de ortesis que dirigen los déficits musculo esqueléticos en la articulación de la rodilla:

- Profilácticas: generalmente utilizadas en los deportes como prevención de lesiones.
- Rehabilitadoras: son usadas en posoperatorios para permitir movimiento protegido que ocurre en la articulación de la rodilla.
- Funcionales: son prescritas para proveer estabilidad y propiocepción a los pacientes que retornan a sus actividades.

Algunos estudios sugieren que las rodilleras tienen un efecto estabilizador y de control del movimiento, al ser capaces de limitar los movimientos de traslación y rotación de la rodilla y que también pueden limitar la laxitud articular.

8.1. Rodillera femoropatelar

Confeccionada en neoprene (Fig. 3-12) con anillo de silicona para control de rótulas y cinchas superior e inferior para asegurar su fijación.

8.2. Rodillera profiláctica con tutor externo articulado (Fig. 3-13)

Estas ortesis son usadas en el postoperatorio o la rehabilitación inicial de los pacientes intervenidos de lesiones ligamentosas de rodilla. Están diseñadas para controlar la

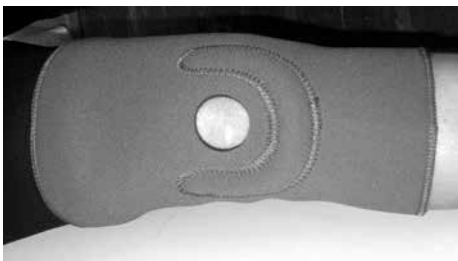


Fig. 3-12. Rodillera femoropatelar.



Fig. 3-13. Rodillera con tutor externo articulado.

movilidad minimizando los efectos de la tracción excesiva sobre los tejidos blandos en curación. Protege la rodilla de fuerzas valguizantes o varizantes y posee una articulación con tope que permite protegerla de la hiperextensión.

8.3. Ortesis correctoras de Genu Varo (KAFO) y Genu Valgo (KO) Nocturnas

Las deformidades angulares de los miembros inferiores se refieren a aquellas que ocurren en el plano frontal. El genu varo es una deformidad en la cual las rodillas se encuentran lejos una de la otra; el genu valgo es la situación contraria, en donde las rodillas están juntas y los pies separados (vértice rodilla interno).

La desalineación en varo o en valgo de las rodillas durante la infancia es uno de los motivos más comunes de consulta dentro de las alteraciones ortopédicas infantiles (Fig. 3-14).

Se acepta como normal una etapa de varoide (piernas en paréntesis o arqueadas) hasta que el niño tiene 2 años de edad y una etapa de valgoide (piernas en equis – choque de rodillas) hasta los 7 años.

La finalidad de estas ortesis es realizar una redistribución de fuerzas en la articulación que consiga equilibrar las acciones ligamentosas y reposicionar la articulación. Las férulas empleadas en las desviaciones de la rodilla en el plano frontal (genu varum–genu valgum) se emplean no solo con la finalidad de corrección, sino que en ocasiones pueden emplearse para distender ciertas estructuras. En general, el tratamiento con este tipo de dispositivos se realiza nocturnamente, pero existen excepciones (acondroplasia) en las que para evitar la progresión de las deformidades también se utilizan con carácter diurno en períodos críticos del desarrollo infantil.

Las Ortesis de Genu Varo nocturnas (Fig. 3-15) se aplican en cada extremidad inferior individualmente. Permite tratar casos unilaterales y bilaterales.

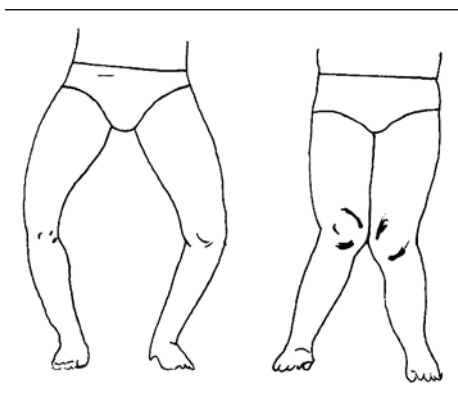


Fig. 3-14. Rodilla en Varo y rodilla en Valgo.

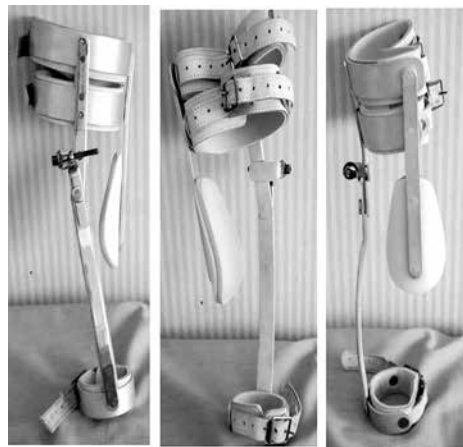


Fig. 3-15. Ortesis correctiva de Genu Varo.

Consiste en una barra de duraluminio que recorre la cara interna del miembro inferior desde 2,5 cm por debajo del periné hasta la planta del pie, aplicada a la suela del zapato. Su forma es convexa hacia afuera (en sentido apuesto a la deformidad), de modo que la máxima separación de la pierna se produce en la mitad del arco que coincide con la articulación de la rodilla.

Esta férula posee un sistema de graduación que permite ir adaptándola al crecimiento de la/s extremidad/es.

Las Ortesis Correctoras de Genu Valgo nocturnas (Fig. 3-16) se aplican en forma individual a cada miembro inferior y permiten tratar casos unilaterales y bilaterales.

Están constituidas por dos barras metálicas cuyas partes superiores se apoyan en los trocánteres y bajan a lo largo de la cara externa de los miembros inferiores hasta la planta del pie describiendo una convexidad hacia afuera.

A nivel de las rodillas poseen cinchas anchas que rodean las mismas y se unen a la barra produciendo una fuerza correctora hacia afuera de modo que se reduzca el genu valgo.

Las barras pueden alargarse de acuerdo con el crecimiento del niño.

La duración del tratamiento con cualquiera de las férulas antes mencionadas varía según los casos de 12 a 18 meses.

Junto a las férulas nocturnas pueden aplicarse cuñas valguizantes o varizantes en los tacos de los zapatos.

La tensión de la cincha de la rodilla constituye la principal fuerza correctora, la cual se irá aumentando de manera progresiva hasta conseguir la alineación correcta.

Son aconsejables revisiones periódicas con el fin de ajustar los aparatos al crecimiento del niño.

8.4. Ortesis para control de Genu Recurvatum: KAFO (Fig. 3-17)

Se trata de dos tutores articulados a nivel de la rodilla, con una banda superior en el muslo y otra en la pierna que pueden ser confeccionadas con termoplástico.

La función de dicha ortesis es reducir la posición de la rodilla evitando que la misma se desplace hacia atrás en hiperextensión. Actúan fuerzas opuestas que sostienen el muslo por un lado y la pierna por el otro.

La ortesis genucéntrica acomoda el eje de rotación al centro instantáneo de la rodilla a medida que se desplaza de la flexión a la extensión, también previene el deslizamiento hacia arriba o abajo, debido a la forma y detiene la hiperextensión de la rodilla.

9. Ortesis rodilla-tobillo-pie (KAFOS)

Se emplean en casos de debilidad de los miembros inferiores. Una KAFO (Fig. 3-18) puede ser usada cuando las rodillas necesitan ser estabilizadas y una AFO resulte insuficiente. Una KAFO convencional consiste en un doble soporte metal conectado al zapato a través de un estribo (*stirrup*).

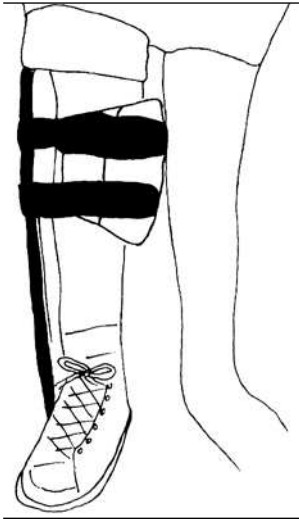


Fig. 3-16. Ortesis correctiva de Genu Valgo.



Fig. 3-17. Ortesis correctiva del Genu Recurvatum.

Una KAFO termoplástica es moldeada a medida para un contacto total del muslo y pantorrillas del paciente.

Una variedad de articulaciones de rodilla hay disponibles para permitir o restringir el movimiento de flexión o extensión.

Generalmente se indican en pacientes que además de presentar debilidad distal tampoco pueden estabilizar la rodilla de manera segura en la fase de soporte de peso durante el ciclo de la marcha. Se pueden usar para la ambulación funcional o la ambulación como ejercicio (dependiendo siempre del nivel- edad- fuerza y coordinación). Debe proporcionar durante la fase de postura de los pies:

- Estabilidad medio lateral en el tobillo.
- Estabilidad en la rodilla.
- Simulación en el empuje hacia arriba durante la última parte de la fase de postura de los pies cuando la ortesis está equipada con un tope anterior de dorsiflexión y una placa plantar rígida que se extiende hasta la zona de la cabeza de los MTTs. Durante la fase de balanceo el tope posterior de flexión plantar debe asegurar el despegue de los dedos del pie.

La diferencia básica entre una AFO y una KAFO es la estabilización de la rodilla, a través de la aplicación de tres fuerzas: una que se aplica por delante para evitar la flexión lateral de la rodilla bajo el soporte de peso y 2 contrafuerzas aplicadas en la parte posterosuperior y a nivel del calzado para evitar el movimiento del miembro.

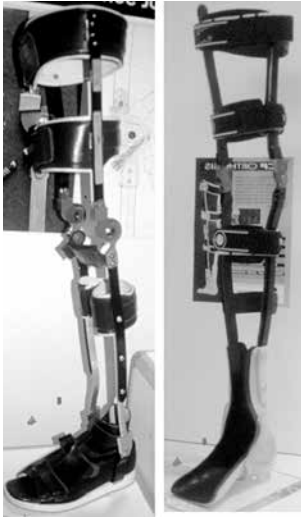


Fig. 3-18. Ortesis rodilla-tobillo-pie.

Salvo que se pretenda inmovilizar en forma permanente la rodilla, pueden incluir una articulación para la misma. Los diseños de la articulación de la rodilla que se encuentran disponibles son una rodilla libre, una articulación con traba en declive o anillo y una traba de seguro o suiza. En la parte superior de la ortesis los 2 tutores están conectados por una banda posterior rígida almohadada en la zona superior del muslo provista por un cierre suave en la parte anterior. Esta banda debe franquear al isquion en unos 4 cm. Por lo general también se usa una banda en la parte inferior del muslo con un cierre frontal blando. Distintos dispositivos pueden proporcionar estabilidad a la rodilla.

En algunas ocasiones puede agregarse una banda pelviana que se conecta a los tutores laterales de la KAFO por una articulación de cadera que se debe trabar, por ejemplo con un cierre en declive, que en general solo permite los movimientos de flexión y extensión.

Principios básicos:

- Las fuerzas de aplicación deben ubicarse dentro de los límites de tolerancia, en especial en pacientes con alteraciones de la sensibilidad.
- Las fuerzas se deben distribuir sobre las zonas de tolerancia de los tejidos.
- Se deben evitar tensiones provocadas por empuje que pueden tornar laxos los ligamentos de la rodilla.
- El gasto de energía necesario para la ambulación debe mantenerse en un nivel mínimo.
- Facilidad de colocación y quitado y de realización de las actividades de traslado.

10. Ortesis antiequinas

Los aparatos antiequino están indicados en las hemiplejías, secuelas paráliticas de parálisis flácidas (poliomielitis, mielomeningocele, etc.), retracciones del tendón de Aquiles, lesiones del nervio ciático poplíteo externo y como ayuda para el tratamiento rehabilitador postoperatorio. Cuando hay espasticidad, las ortesis metálicas, que son más resistentes, están más indicadas.

Cumplen las siguientes funciones:

- 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 puede respetarse o bloquearse.
- Activas: producen la flexión dorsal del pie durante la fase de balanceo y pueden permitir algunos grados de flexión plantar después del choque del talón, lo que ayuda a normalizar la marcha.

10.1. Bitutor antiequino (AFO)

El bitutor antiequino tiene la misión de evitar la marcha en guadaña de los pacientes con pie equino y espasticidad. Es más resistente que la anterior. Posee un estribo que 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 del dispositivo, que tal como muestra la (fig. 3–19), 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.

10.2. Férula tipo «Rancho Los Amigos»– AFO

Pertenece al grupo de las ortesis de plástico conformado. Su sistema de construcción se adapta fielmente a la forma de la porción o de la totalidad del miembro cuya función o morfología pretenden ayudar o corregir.

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.

Cuando no existe actividad muscular en el pie, éste se coloca en equinismo durante la fase de balanceo de la marcha, debido a que la parte anterior del pie pesa más que la posterior, es decir que el centro de gravedad del pie es anterior a su eje de giro (tobillo). El momento flexor plantar creado por el peso del pie puede estar aumentado en caso de espasticidad, por la retracción del tendón del tríceps, produciéndose un momento de fuerza mucho mayor. Estos desequilibrios de fuerza producen una variación en el patrón normal de marcha, que se intenta paliar con el uso de ortesis antiequinas.

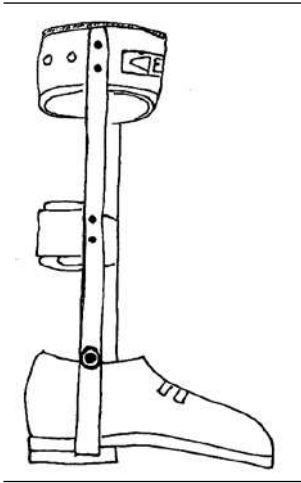


Fig. 3-19. Bitutor antiequino.



Fig. 3-20. Férula tipo «Rancho los Amigos».

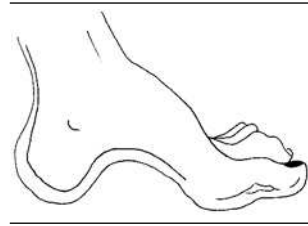


Fig. 3-21. Pie cavo.

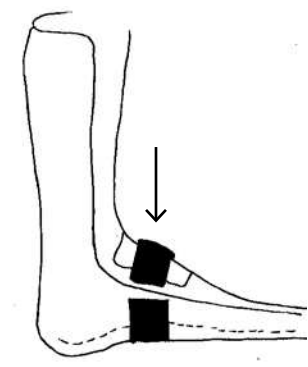


Fig. 3-22. Férula correctiva del pie cavo.

11. Ortesis correctivas para el pie cavo (AFO)

El pie cavo se caracteriza por un marcado aumento de la bóveda plantar, prominencia dorsal y desviación en varo del calcáneo (Fig. 3-21).

El pie cavo puede ser neurológico, resultante del desequilibrio muscular producida en afecciones neurológicas, o secundario a traumatismos, quemaduras, cicatrices, destrucciones articulares producidas por artritis reumatoidea, etcétera.

En el tratamiento del pie cavo se pueden indicar plantillas, adaptación del taco o férulas nocturnas correctivas.

Las férulas nocturnas correctivas del pie cavo normalmente están confeccionadas en termoplástico, cubren la pantorrilla, la posición del tobillo es en 90°, en la zona plantar el termoplástico se moldea en forma recta de modo que el apoyo está en el talón y en las cabezas de los metatarsianos. Poseen una cincha acolchada que pasa por el empeine y lo rodea generando presión para reducir el arco. (Fig. 3-22)

12. Ortesis para el pie plano

La deformidad característica que se produce en el pie plano está constituida por el valgo del talón que se acompaña generalmente del hundimiento de la bóveda plantar

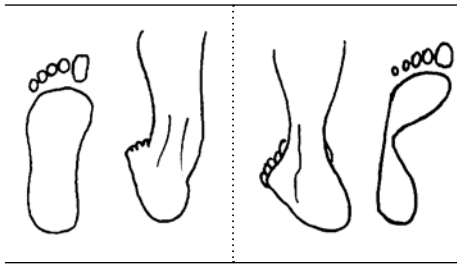


Fig. 3-23. Huella del pie plano y pie cavo.

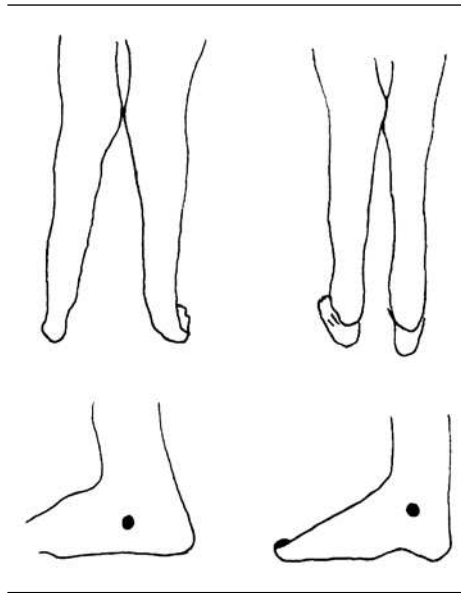


Fig. 3-24. Acción de las plantillas ortopédicas.

(caída del arco). El astrágalo se halla desplazado hacia abajo, el retropié está pronado y el antepié, supinado.

El pie plano posee una huella característica tal que, si la vemos marcada en la arena, es completa.

Contrariamente a la huella del pie cavo donde solo se marca el antepié y retropié.

En muchos casos la recuperación funcional puede efectuarse indicando al paciente realizar la marcha con los pies descalzos sobre terrenos irregulares como arena o césped y con ejercicios.

Las plantillas ortopédicas (Fig. 3-24) contribuyen al tratamiento del pie plano y deben ser indicadas por el médico para cada paciente en particular. Las mismas intentan la corrección de la pronación del retropié.

El punto más alto de la plantilla debe hallarse a nivel de la articulación astragalo-escafoidea y debe terminar por detrás de las cabezas metatarsianas permitiendo la movilidad completa de las articulaciones metatarso falángicas.

13. Ortesis correctiva del Stepage

Debido a una imposibilidad de efectuar una flexión dorsal del pie por parálisis de los músculos peroneos o lesión de nervio ciático poplíteo externo, la persona debe levantar más la pierna de modo de no arrastrar el pie y luego éste se apoya primero en la punta y luego la planta.



Fig. 3-25. Marcha en Stepage.



Fig. 3-26. Ortesis correctiva de Stepage.

La ortosis correctiva del stepage (Fig. 3-26) es un dispositivo ortopédico que mantiene la posición neutra del tobillo evitando que se arrastre la punta del pie y la consecuente flexión exagerada de rodilla y cadera durante la marcha.

El mismo puede ser usado por pacientes con hemiplejías o parálisis del nervio ciático poplíteo externo evitando la caída del pie.

Esta férula está constituida por una correa que parte desde la región superior del mediopie, se dirige hacia arriba paralela a la tibia para terminar en una cincha ajustada a nivel del tercio superior de la pierna.

14. Ortesis tobillo-pie (OTP). Ankle-Foot-Orthoses (AFO)

Aplicada externamente para proteger, soportar, prevenir o corregir las deformidades del pie, tobillo y pierna completa. Son comúnmente conocidas como braces o splints y pueden ser hechas de distintos materiales: plásticos, metal y cuero. Hay varios diseños estáticas o dinámicas. Son comúnmente usadas para proveer soporte, para la caída del pie o para inestabilidad del tobillo asociada con severas condiciones como accidente cerebro vascular, parálisis cerebral, esclerosis lateral amiotrófica, esclerosis múltiple, paraplejía o polio.

Las AFOs pueden ser prefabricadas o hechas a medida, cada diseño está determinado por el tipo de deformidad y nivel de función del individuo.

Dentro de este grupo se incluyen, de menor a mayor sofisticación:



Fig. 3-27. Ortesis de tobillo (AFO).



Fig. 3-28. Tobillera.

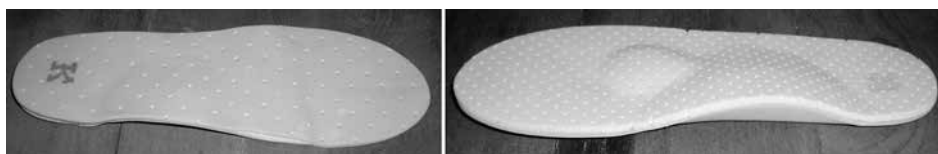


Fig. 3-29. Ortesis plantares (plantillas ortopédicas).

- **Tobilleras:** (Fig. 3-28) su uso está muy extendido en el tratamiento de distintos trastornos, así como para prevenir lesiones deportivas. Consiguen una estabilización relativa y en ocasiones se emplean incorrectamente.
- **Dispositivos de control articular,** se conocen también con el término de estabilizadores de tobillo.
- **Dispositivos para el tratamiento de las deformidades del pie y tobillo:** un gran número de procesos patológicos del pie implican directamente al tobillo por la unidad funcional que ambos conforman. En otras ocasiones, aunque la articulación del tobillo no esté afectada es imprescindible abarcarla para ampliar el brazo de palanca ortopédico y conseguir así una mayor efectividad de la fuerza correctora o compensadora.
- **Antiequinos:** se tratan aislados del grupo anterior por la gran repercusión que tienen las deformidades en equino. Son dispositivos ortopédicos cuya misión es evitar la caída del pie en flexión plantar, sirven para evitar deformidades o normalizar la marcha.

15. Ortesis plantares (Fig. 3-29)

Generalmente suelen llamarse plantillas ortopédicas. Estas ortesis se prescriben a individuos que tienen alineación anormal en el pie, lo que causa movimientos inapropiados durante la postura o marcha.



Fig. 3-30. Ortesis supramaleolar.



Fig. 3-31. Hallux Valgo (juanete).



Fig. 3-32. Férula correctiva del hallux valgo.

Las ortesis hechas a medida son fabricadas en base a un molde del/de los pies del individuo, siguiendo una completa asistencia biomecánica de postura y marcha.

Basadas en los materiales rígidos, semirrígidos o blandos/livianos son fabricados para adaptar al zapato del cliente para proveer soporte donde necesita, por ejemplo debajo del arco, de los metatarsianos y/o el talón.

16. Ortesis supramaleolar (Fig. 3-30)

Se trata de una ortesis plantar que se extiende hacia los maléolos para dirigir no solo la estabilidad medio lateral sino también antero-posterior del tobillo. Debe ser rígida o incluir una articulación mecánica para el tobillo. Posee dos cierres de velcro, uno en el mediopie y el otro por delante de los maléolos.

La estabilidad del tobillo se logra debido a que el termoplástico que constituye la ortesis posee tres puntos de apoyo, en el antepie, en el hueso calcáneo y en ambos maléolos inmovilizando totalmente la articulación.

17. Férula correctiva del Hallux Valgus

El *hallux abductus* o valgus es una deformidad que afecta al primer segmento metatarso-digital del pie. Vulgarmente se denomina a esta deformidad «juanete», el juanete se corresponde con la proliferación ósea o exóstosis, generalmente localizada a nivel medial de la articulación. Se combina la desviación del primer dedo (*hallux*) alejándose de la línea media del cuerpo (*abductus* o *abducto*) con cierta rotación del mismo en el plano frontal (*valgus* o *valgo*).

La férula correctiva de esta deformidad (Fig. 3-32) se puede confeccionar con termoplástico de baja temperatura. Se moldea cubriendo la región interna del hallux y primer metatarsiano, se ajusta al mediopie a través de una cincha con cierre de velcro

de 5 cm de ancho aproximadamente y la parte distal se ajusta al primer dedo con una cincha más angosta. Los apoyos de esta férula llevan a la primera y segunda falange hacia la adducción para producir la reducción.

18. Ortesis que emplean estimulación eléctrica

El concepto de FES (electro estimulación funcional) fue introducido por Liberson y col y su principal aplicación fue para controlar el pie péndulo durante la fase de balanceo en pacientes hemipléjicos.

Actúa induciendo la contracción muscular por estimulación del nervio periférico, si bien se lo debe hacer en la fase adecuada para obtener un resultado funcional.

Existen dos tipos de electro estimuladores, uno que estimula al nervio a través de la piel y el otro a través de electrodos implantados en forma quirúrgica.

Ambos tienen un electro estimulador común en miniatura que produce pulsos de corriente entre 20 y 300 μ seg (microsegundo) de duración con una repetición de 24 a 100 Hz, intensidades de corriente de 90 a 200 mA y voltajes entre 50 y 120 V.

Hay estudios que desarrollaron algunas conclusiones sobre el empleo de estas ortesis funcionales:

- El paciente debe ser capaz de caminar a una velocidad superior a 25 m/min sin una ortesis, tener buen equilibrio y el problema principal ser el pie péndulo. Con propiocepción conservada y que en la fase de apoyo no supere los 10° de flexión plantar.
- Que sea capaz de colocar los electrodos en forma manual sin dificultad y capaz de tolerar las molestias causadas por la electroestimulación.
- Algunos autores sugirieron que mejora la fuerza de los dorsiflexores.
- Para mejorar el patrón de marcha algunos utilizaron una serie de pulsos eléctricos sobre una superficie única de la piel para inducir un reflejo flexor.
- Otros concluyen que previene el clonus de tobillo.

Luego se aplicaron a pacientes con lesiones medulares para estimular músculos de la cadera y muslo.

19. Terapia de movimiento pasivo continuo (Fig. 3-33)

Es una terapia postquirúrgica diseñada para aumentar el rango de movimiento y prevenir la formación de tejido cicatricial en las áreas de flexión de la rodilla y la cadera.

Los aparatos de movilización pasiva continua proporcionan reposo a todo el miembro inferior al tiempo que movilizan suavemente sus articulaciones para evitar la rigidez articular.

Luego de una cirugía el paciente experimenta dolor e inmovilidad. Al mismo tiempo, mientras el paciente descansa en la articulación afectada, se deposita rápidamente colágeno alrededor de la misma lo cual produce bloqueo del movimiento articular.

Las investigaciones realizadas en la fisiología de los tejidos conectivos sugieren que la orientación de las fibras de colágeno recientemente formadas se puede regular



Fig. 3-33. Aparato de movilización pasiva continua.

mediante fuerzas mecánicas. Para los cirujanos y los profesionales de rehabilitación, esto se traduce en la necesidad de mantener el movimiento de la articulación desde el mismo comienzo del período postoperatorio. A diferencia de la terapia tradicional, que requiere que el paciente o un profesional faciliten el movimiento, los aparatos de movilización continua están diseñados mecánicamente de modo de reproducir el movimiento natural de las articulaciones del cuerpo.

La Orthopaedic Research Society en 1982 comprobó que el uso de la movilización pasiva continua disminuye la estancia hospitalaria, posibilita un mayor rango de movimiento a los 10 días y menores requerimientos analgésicos.

Desde entonces se ha popularizado siendo utilizado en el tratamiento de diversas afecciones articulares como defectos cartilagosos, artritis séptica, hemartrosis, inducción a la neocondrogénesis tras injertos cartilagosos, así como durante el proceso rehabilitador.

Referencias bibliográficas

- Cárdenas Centeno, O.M. de; Rey Valdivia, N.; Marrero Riverón, L.O.** Aplicación de la ortesis dinámica de contención cefálica en la enfermedad de Legg-Calvé-Perthes. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología* 2001;15(1-2):13-21.
- Cain, S.; Gordon, K. and Ferris, D.** (2007). Locomotor adaptation to a powered ankle-foot orthosis depends on control method. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation* 4:48.
- Campbell, J.H.** (2006). Linked Hip-Knee-Ankle-Foot Orthoses Designed for Reciprocal Gait. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. Vol. 18, Num. 3S:204-208.
- Corcoran, P.J.** (1968). *Evaluation of a plastic short leg brace*. M. Sc. Thesis, Seattle:University of Washington.
- Corcoran, P.J.; Jebsen, R.H.; Brengelmann, G. L. y Simons, B.C.** (1970). Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. *Arch. phys. Med. Rehabil.* 51:69-77.
- García Lucarella, P.; De Oliveira Limab, M.; Gómez De Almeida Lucarellic, J. y otros** (2007). Changes in joint kinematics in children with cerebral palsy while walking with and without a floor reaction ankle-foot orthosis. *Clinics* 62(1):63-8.
- Geertzen, J.H.B.; Gankema, H.G.J.; Groot-hoffand, J.W. y Dijkstra, P.U.** (2002). Consumer satisfaction in prosthetics and orthotics facilities. *Prosthetics and Orthotics International* 26, 64-7.
- González Mas, R.** (1997). *Rehabilitación médica*. Barcelona:Masson.
- Hopkins, H.L. y Smith, H.D.** (1998). *Terapia ocupacional*. Buenos Aires:Panamericana.
- Kottke, F. & Lemhman, J.** (1994). *Krusen. Medicina física y rehabilitación*. Capítulos 1 a 9 y 12. 4ª edición. Madrid:Panamericana.
- Kottke, F. y Amate Esther, A.** (1994). *Adelantos clínicos en medicina física y rehabilitación*. Organización Panamericana de la Salud.
- Prokinesio** (2005). Programa de Actualización a Distancia en Kinesiología. SEMCAD. Buenos Aires:Panamericana.
- Salinas Durán, F.; Lugo Agudelo, L.H.; Restrepo Arbeláez, R.** (1995 [2008]). *Rehabilitación en Salud*. Colombia:Universidad de Antioquia.
- Stokes, M.** (2006). *Fisioterapia en rehabilitación neurológica*. España:Elsevier Mosby.
- Tejero Sánchez, J.M.ª; Muniesa Portolés, E.; Duarte Oller, E.; Marco Navarro, R.; Belmonte Martínez y Escalada Recto** (2004). Influencia de la ortesis antiequino en termoplástico en la asimetría de la marcha del paciente hemipléjico. *Rehabilitación* 38(1):13-7.
- Trombly, C.A. & Radomski, M.V.** (2002). *Occupational Therapy for Physical Dysfunction*. 5th Ed. Philadelphia:Lippincott Williams & Wilkins.
- Viladot Pericé, R.; Cohí Riambau, O. y Clavell Paloma, S.** (1989 [2005]). *Ortesis y prótesis del Aparato Locomotor*. 2.2.Extremidad Inferior. Barcelona:Masson.
- (1989 [2005]). *Ortesis y prótesis del aparato locomotor*. 2.1.Extremidad Inferior. Barcelona:Masson.
- Viladot Voegeli, A. y Col.** (1990). *Lecciones básicas de Biomecánica del aparato locomotor*. España:Springer.
- Zambudio Periago, R.** (2009). *Prótesis, ortesis y ayudas técnicas*. Barcelona: Elsevier Masson.

• Enlaces web de interés

- Kinen Instituto Ortopédico.** (2006). «Ortesis y Férulas para Miembro Inferior» [en línea]. (Consultado Agosto 2011) en <<http://www.ortopediakinen.com.ar/catalogo/ortesis%20y%20ferulas%20inferior/ortesis.html>>
- Mundoabuelo. Catálogo.** (2008). «Rehabilitación y Evaluación/Rehabilitación de las extremidades inferiores» [en línea]. (Consultado Agosto 2011) en <<http://www.mundoabuelo.com/alquiler/catalogue.php?idfamilia=188&breadcru mb=20,188>>
- Orfit.** (2011-2012). «Physical Rehabilitation. Splinting Materials» [en línea]. (Consultado Agosto de 2011) en <<http://www.orfit.com/en/physical-rehabilitation-products/>>

Capítulo 4

Ortesis para los miembros superiores. Ortesis de hombro y codo

Rosanna De Falco
Mónica Ocello

1. Generalidades

El miembro superior con sus distintos segmentos forma una cadena cinemática con una gran movilidad y capacidad de prensión. Las funciones del miembro superior son diversas: alcanzar objetos, manipularlos, defensa y equilibrio. Todas estas funciones deben ser respetadas y/o facilitadas por las ortesis utilizadas en un tratamiento de rehabilitación.

Los objetivos fundamentales que conducen a la colocación de las ortesis de miembro superior son: prevenir o corregir deformidades, inmovilizar y proteger el miembro lesionado, asistir una función, conectarse a otros dispositivos de ayuda. En ocasiones, una ortesis combina varias de estas funciones.

Una adecuada prescripción ortésica requiere un buen conocimiento de la anatomía y función del miembro superior, de la terminología para una correcta definición de la ortesis y una anamnesis y exploración clínica que ayude a determinar el objetivo de la ortesis. Debe considerarse, además, la voluntad del paciente para usar la ortesis y la necesidad de recibir un entrenamiento en su uso.

La posición funcional de los segmentos del miembro superior difiere de la clásica posición anatómica; con los miembros superiores en contacto con el cuerpo, la mano en posición de supinación con la palma hacia delante y los dedos extendidos.

La posición funcional para la alimentación (Fig. 4-1) es la que coloca al miembro superior en el máximo reposo de las partes blandas:

El hombro se colocará de forma que el brazo se dirija unos 45° hacia delante; esto se consigue en parte por la basculación de la escápula y por el movimiento de la articulación escapulohumeral. El brazo se coloca en abducción, separado del cuerpo unos 80° y en ligera rotación externa.

- El codo debe estar en una flexión de unos 90°. Será ligeramente inferior si la mano correspondiente debe servir para comer, o ligeramente superior si su función es tomar objetos.
- El antebrazo debe estar en semipronación, de forma que el pulgar mire hacia la cara del paciente.
- La muñeca debe permanecer extendida para que la mano pueda realizar una buena prensión.
- Las manos deben estar en la máxima aducción, de forma que el eje del pulgar continúe el del radio. Los dedos se colocaran en semiflexión y el pulgar siempre en oposición.

El hombro no es una articulación única como la cadera sino un conjunto funcional de diferentes articulaciones que permiten unir el miembro superior al tórax. Estas articulaciones poseen una doble función que consiste tanto en permitir la movilización del brazo con gran arco de movimiento y, con el codo y la muñeca, otorgan a la mano un espacio de alcance muy amplio como así también cuenta con buena estabilidad para realizar numerosas actividades que demanden fuerza.

El complejo articular del hombro está formado por seis articulaciones: (Fig. 4-2)

- glenohumeral
- acromioclavicular
- escapulocostal o escapulotoraxica
- esternoclavicular
- esternocostal
- costovertebral



Fig. 4-1. Posición funcional.

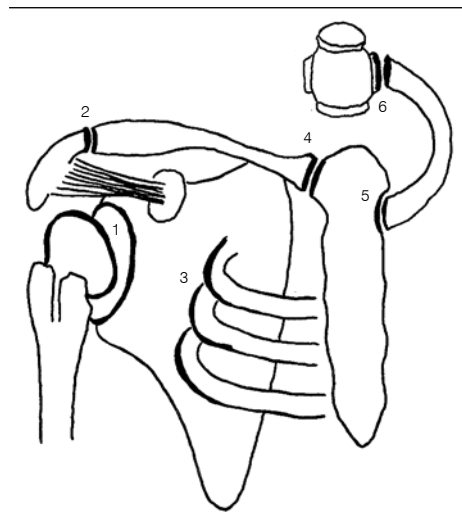


Fig. 4-2. Complejo articular del hombro.

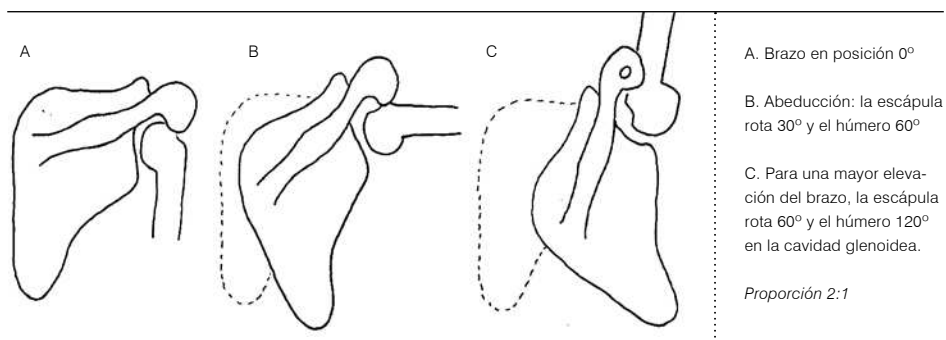


Fig. 4-3. Ritmo escápulo-humeral de Codman.

Este conjunto de articulaciones funciona en forma sincrónica, como un engranaje con diferentes piezas que se mueven coordinadamente. Este mecanismo se denomina Ritmo Escápulo-Humeral de Codman.

A-brazo en posición 0 con alineamiento vertical de la escápula (E) y el húmero (H) respecto del eje de la articulación acromioclavicular (ac). B-cuando se produce la abducción, la escápula rota 30° y el húmero 60°, de un total de 90° posibles. C-para una mayor elevación del brazo por encima de la cabeza (180°), la escápula rota 60° y el húmero 120° en la cavidad glenoidea. La proporción es 2:1.

2. Ortesis de soporte para el hombro y extremidad superior

Las ortesis de soporte para el hombro y la extremidad superior constituyen los dispositivos ortopédicos que tienen como finalidad sostener y fijar la extremidad superior en una posición determinada para lograr reposo de una o más articulaciones.

Están indicadas en lesiones de partes blandas (heridas contusas, quemaduras, infecciones, etc.), afecciones reumáticas (periartritis escapulo-humeral, reumatismos inflamatorios agudos de hombro, codo y muñeca, etc.), traumatismos (contusiones graves, luxaciones del hombro o codo, luxación acromioclavicular, fracturas de cuello humeral, fracturas de clavícula, etc.), contención posquirúrgica (osteosíntesis de huesos largos, fracturas articulares de la extremidad superior, etc).

Entre ellas se presentan los Cabestrillos denominándose así a las ortesis destinadas a la protección y control del complejo articular del hombro, un complejo articular que permite una gran movilidad en todos los sentidos, con poco contacto entre las superficies articulares pero bien reforzada con una cápsula que la rodea y con un gran número de músculos y tendones que la envuelven y que al tiempo que movilizan el brazo, la refuerzan y protegen.

Las superficies articulares se adaptan perfectamente por toda la extensión con la que entran en contacto en los distintos movimientos.

Esta adaptación está asegurada: 1) por la presión intraarticular, 2) por la tonicidad de los músculos, 3) por la cápsula y los ligamentos periarticulares, especialmente por el ligamento coracohumeral, que en ciertas posiciones, como por ejemplo la abducción, actúa como ligamento suspensorio del brazo.

Los músculos constituyen los verdaderos medios de unión de la articulación y actúan como estabilizadores dinámicos. La cápsula y los ligamentos son demasiado laxos para mantener la unión de las superficies articulares y actúan más bien como frenos para limitar los movimientos (estabilizadores estáticos).

La estabilidad de la articulación glenohumeral en posición bípeda, depende mínimamente de los estabilizadores estáticos y de la oblicuidad de la glena. La contención articular en dirección inferior está dada fundamentalmente por la acción dinámica del manguito rotador, en especial del músculo supraespinoso.

Existen varias formas de estabilizar y contener la articulación glenohumeral. Los diversos cabestrillos logran su objetivo a través de tres mecanismos, pudiendo utilizarse uno o varios de los mismos para lograrlo:

- desgravitación,
- inmovilización y
- coaptación articular.

Desgravitación: este mecanismo consiste en contener el peso del miembro superior, total o parcialmente, trasladándolo hacia otra área anatómica, liberando así la carga natural soportada por el complejo articular del hombro.

Este mecanismo es el más comúnmente utilizado en forma «casera» a través del uso del pañuelo atado en la zona cervical. (Fig. 4-4)

Este tipo de cabestrillo cumple con la función buscada de desgravitación, pero la dificultad que presenta es que la zona anatómica receptora de la carga (columna cervical) y la dirección de la fuerza trasladada (antero-inferior) no son biomecánicamente tolerables, pudiendo lesionar la zona cervical.

Debemos considerar que la zona que recibe la carga del peso del miembro superior, que en promedio es del 0,05 del peso total corporal, deberá ser una estructura anatómica que esté preparada para tolerarlo, teniendo en cuenta no solo la carga, sino también la dirección y el sentido de la fuerza transferida.

El cabestrillo simple (Fig. 4-5) traslada la carga del miembro superior al hombro contralateral, en dirección inferior, ya que el soporte del peso que se encuentra contenido a nivel de antebrazo, tercio distal y tercio proximal, se dirige hacia el punto de sostén desde anterior, el tercio distal, y desde posterolateral el tercio proximal.

Otra forma de distribución de la carga es en forma simétrica, para lo cual se traslada la carga a ambos hombros, distribuyendo el peso de manera uniforme, disminuyendo la carga por área y favoreciendo la postura.



Fig. 4-4. Uso del pañuelo atado en la zona cervical.



Fig. 4-5. Cabestrillo simple.



Fig. 4-6. Cabestrillo Canadiense.

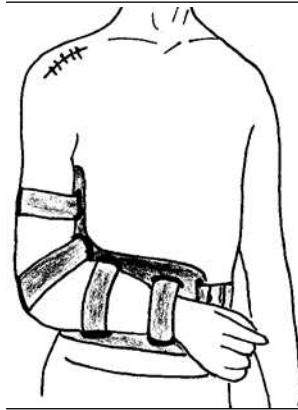


Fig. 4-7. Cabestrillo sin tirantes.



Fig. 4-8. Cabestrillo de Vietnam.

Esto se logra a través de un cinchado doble, el cual se recomienda que sea cruzado por la espalda para mejor sujeción. Como ejemplo de esto se encuentra el cabestrillo canadiense (Fig. 4-6).

Otra zona para recepción de la carga es la dorso-lumbar, en donde el miembro superior es sostenido mediante fajas o corsés, distribuyendo la fuerza alrededor del tronco en dirección inferior. Como ejemplo se encuentra el cabestrillo sin tirantes.

Inmovilización: otro de los mecanismos utilizados en los cabestrillos es la inmovilización.

Existen diferentes posiciones de inmovilización, de acuerdo con el objetivo de la misma.

La posición de inmovilización más frecuentemente utilizada es con el hombro en adducción completa, leve flexión y rotación interna, manteniendo el codo en 90° de flexión.

En esta posición, la inmovilización puede ser total o parcial. La diferencia fundamental entre éstas está dada por el uso de una cincha alrededor del tronco, que limita por completo las rotaciones. Como, por ejemplo, el cabestrillo de Vietnam.

En algunas ocasiones se requiere inmovilizar en diferentes grados de abducción y rotaciones. Al posicionar el hombro, hay que tomar en cuenta la dirección de la glena que requiere el adelantamiento del brazo en relación con el tronco para un correcto posicionamiento de la articulación glenohumeral. Como ejemplo de éstas se encuentra la ortesis de aeroplano (Fig. 4-11).

Coaptación: otro de los mecanismos utilizados en los cabestrillos es la coaptación articular.

Este mecanismo actúa directamente sobre la articulación glenohumeral, manteniendo la libertad de movimiento del resto del miembro superior.

Esta coaptación se produce a través de dos medios posibles: uno es la tracción directa del humero hacia arriba mediante sistemas de sujeción circunferencial del brazo que se conectan a la cintura escapular por medio de arneses escapulares. De esta forma se contiene la articulación glenohumeral sin invadir otras articulaciones.

Otra forma de coaptación es a través del posicionamiento en semiabducción, el cual se logra por medio de una almohadilla colocada en la axila.

Esta almohadilla provoca la abducción glenohumeral, mientras que arneses escapulares mantienen controlada la cintura escapular.

Esta posición produce una mayor coaptación intrarticular por tensión ligamentaria (retenes pasivos).

Además, al cambiar la alineación de los ejes longitudinales óseos del miembro superior, desplaza el centro de gravedad del brazo liberando la acción del supraespinoso como reten activo principal.

El ejemplo de este tipo de mecanismo es el Cabestrillo de Bobath.

2.1. Soporte de antebrazo (cabestrillo simple) (Fig. 4-5)

Constituido por una cincha en la que uno de los extremos forma un anillo que rodea el codo, luego se dirige hacia atrás, sube por el torso desde abajo hacia arriba, pasa por encima del hombro contralateral cruzando la espalda para rodear la muñeca. En la mayoría de los casos no es conveniente que incluya la mano en el soporte para no generar rigidez por desuso.

La disposición de la cincha en forma cruzada en el tórax hace que el peso sea distribuido evitando la tracción del cuello.

2.2. Cabestrillo canadiense (Fig. 4-6)

Este dispositivo proporciona reposo completo al antebrazo en posición intermedia de pronosupinación y evita la tracción del peso del miembro superior sobre el hombro.

Puede ser utilizado para soportar el peso de un yeso braquio-palmar o antebraquio-palmar. En las parálisis flácidas del miembro superior puede usarse solo en forma intermitente ya que su propósito es sostener el miembro con la precaución de no causar una posición viciosa de aducción de hombro y flexión de codo.

2.3. Cabestrillo sin tirantes (Fig. 4-7)

Indicado después de una cirugía de hombro. Compuesto por una cincha que rodea la cintura a la cual se sujeta el antebrazo con straps dejando el hombro al descubierto con el objetivo de realizar los cuidados postquirúrgicos.

2.4. Cabestrillo de Vietnam (Fig. 4-8)

El cabestrillo u ortesis de Vietnam reparte uniformemente la presión en toda el área de soporte y logra una mayor sujeción y apoyo de todo el antebrazo.

Cuando se desea una inmovilización más completa se puede complementar con una banda ancha que rodea el tronco incluyendo el brazo.

2.5. Dispositivo en «ocho de guarismo»

Este dispositivo está constituido por una cincha de aproximadamente 5 cm.de ancho que rodea la región anterior de ambos hombros y cruza en forma de ocho hacia la región posterior de la espalda donde forma una X.

Se indica en el tratamiento de las fracturas de clavícula tras el vendaje de yeso en ocho.

Mantiene la posición del hombro en retropulsión reduciendo la fractura. Ejerce presión en la región anterior del hombro a modo de tracción continua y sostenida hacia atrás. Las fuerzas concurren en la región interescapular.

2.6. Soporte de Bobath (Fig. 4-10)

Está indicada para pacientes con hemiplejía que presentan subluxación inferior de la articulación glenohumeral.

Es una variante del ocho de guarismo en la que las cinchas posteriores se cruzan en la región interescapular con el fin de lograr la retropulsión; en tanto en el soporte de Bobath las cinchas se cruzan a la altura de C7-D1 con el fin de elevar el hombro y reducir la subluxación.

Los cabestrillos y ortesis de soporte para el hombro producen reposo, soporte y fijación de las articulaciones del miembro superior en una determinada posición.



Fig. 4-9. Ortesis en ocho de guarismo.

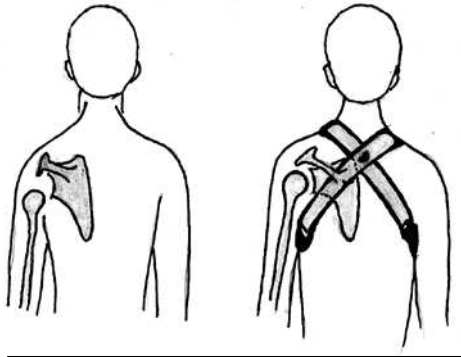


Fig. 4-10. Soporte de Bobath.

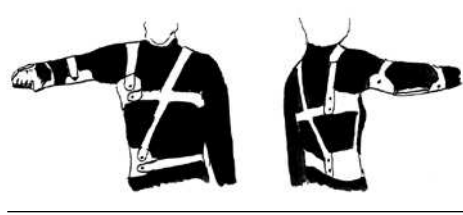


Fig. 4-11. Ortesis en aeroplano.

- **Reposo:** limitan el movimiento eliminando la gravedad y la tensión a nivel capsulo-ligamentoso. Colocan la/s articulación/es en posición funcional.
- **Soporte:** se realiza el traslado del peso del miembro superior al cuello, espalda, cintura u otra parte del cuerpo (Ej.: cabestrillo).
- **Fijación:** evitan movimientos no deseados y permiten la relajación de algunos grupos musculares.

Estos dispositivos tienen la ventaja de facilitar los ejercicios de rehabilitación y la higiene personal ya que pueden colocarse y quitarse (en este punto es necesario indicar al paciente las precauciones pertinentes para que no se produzcan daños por exceso de ejercicios y que no se la quite durante mucho tiempo). Es igualmente importante interrogar al paciente acerca de la aparición de parestesias como consecuencia del exceso de presión.

Algunas ortesis se usan en contacto con la piel, como el ocho de guarismo, para lograr un mayor ajuste de la misma y otras sobre la ropa, como el cabestrillo.

2.7. Ortesis en aeroplano o pouliquen (Fig. 4-11)

Mantiene el hombro en abducción y el brazo y antebrazo en posición funcional.

Se utiliza en el tratamiento de la poliartritis escapulohumeral severa, en el posquirúrgico de la ruptura del manguito rotador con retracción de muñón, lo cual requiere un reposo en mínima elongación tendinosa, a fin de no tensionar las suturas.

También se usan en casos de quemaduras del miembro superior para evitar retracciones y en el postoperatorio de distintas patologías de la cintura escapular. Consta de un apoyo lateral sobre la cresta ilíaca, un apoyo subaxilar y soportes de brazo y antebrazo unidos con una barra en «L» invertida de duraluminio con un ángulo axilar y otro a nivel del codo. En la región distal se le adosa una férula cock-up en posición

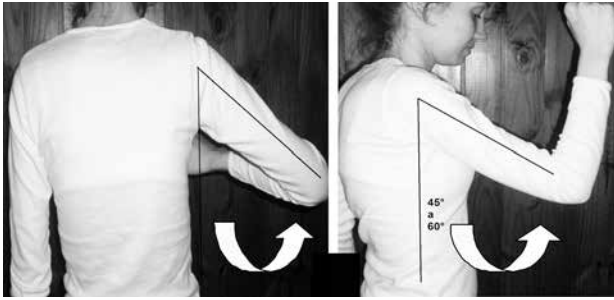


Fig. 4-12. Posición para la ortesis en aeroplano.

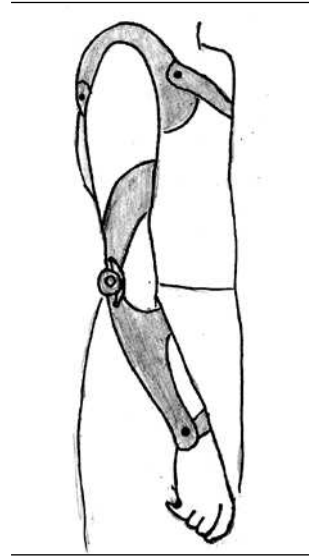


Fig. 4-13. Ortesis Helicoidal.

funcional donde se apoya el antebrazo y la muñeca. A la altura del tronco, brazo y antebrazo posee un sistema mecánico que le permite regular su longitud de acuerdo con la necesidad de cada paciente.

Es necesario construir esta ortesis a medida (sobre cada paciente) para evitar el desplazamiento y la existencia de áreas de presión. En el caso de utilizar ortésis estándar, deberán ser correctamente reguladas para cada paciente.

Durante el uso nocturno será conveniente rodear el brazo de almohadas para mantener la posición.

Puede colocarse sobre una camiseta de algodón y permite usar vestimenta encima de la férula.

La posición aceptada normalmente es de 45-60 grados de abducción del hombro y flexión de 45 grados, 90 grados en la flexión del codo con el antebrazo en posición intermedia (Fig. 4-12). En presencia de edema en la mano es necesario elevar el antebrazo por encima de la horizontal del suelo.

2.8. Ortesis helicoidal (Fig. 4-13)

Utilizada en pacientes con parálisis braquial que conservan su mano funcional. Posee una articulación de codo que puede bloquearse en la posición deseada que es posible por el mecanismo dentado y con bloqueo que posee la articulación mecánica.

Gracias a la función de sostén y fijación de las articulaciones proximales (hombro y codo), el paciente puede realizar todas las prensiones utilizando su mano realizando actividades.



Fig. 4-14. Férula desrotadora del miembro superior.

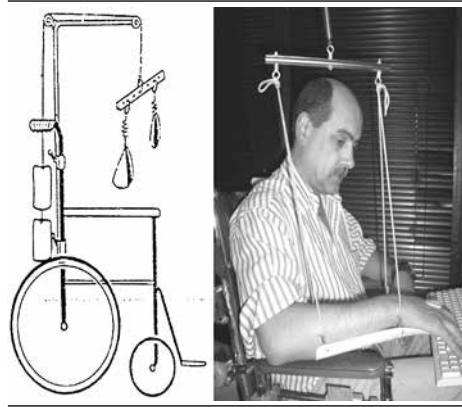


Fig. 4-15. Sling.

2.9. Férula desrotadora para miembros superiores (Fig. 4-14)

Se trata de una ortesis blanda confeccionada en neoprene que consta de un capuchón distal que toma la totalidad del pulgar y cierra en la eminencia hipotenar. A este capuchón se adhiere una cincha ancha lo suficientemente larga que discurre por todo el antebrazo. Dicha cincha comienza en el lado palmar de la eminencia tenar, se dirige hacia el dorso de la mano a través del primer espacio intermetacarpiano. Luego se dirige hacia arriba rodeando el antebrazo y produciendo una fuerza rotadora hacia afuera; envuelve el codo por detrás y cierra con velcro en la región distal y anterior del brazo.

La férula desrotadora proporciona estiramiento constante y tracción hacia la supinación evitando la tendencia a la rotación interna del antebrazo.

Coloca al pulgar en abducción facilitando las prensiones.

3. Slings y feeders

Otra de las formas de asistir al complejo articular del hombro, es a través de sistemas de soporte que desgravitan el miembro superior, pero trasladan el peso a equipamientos externos.

Este traslado de fuerza puede ser realizado a través de la suspensión, como por ejemplo los slings, o a través del apoyo, como por ejemplo el feeders.

3.1. Sling: ortesis de suspensión del miembro superior. (Fig. 4-15)

Aunque existen diversos modelos de slings, no existe consenso sobre si deben utilizarse, en qué momento y cuál es el tipo más adecuado. Han sido desaconsejados por algunas escuelas del neurodesarrollo que pretenden normalizar el tono inhibiendo los patrones reflejos primitivos, al considerar que estos dispositivos pueden favorecer la aparición del patrón de sinergia flexora y favorecer la aparición de contractura. Lo

que sí parece lógico considerar es que el uso de esta ortesis no debe interferir la función y crear nuevos problemas tales como edema en la mano dependiente, estimular patrones reflejos o llevar al húmero fuera de la fosa glenoidea.

Uno de los más utilizados es el sling de soporte de antebrazo que coloca el húmero en leve abducción y el codo en flexión, suspendiendo el miembro desde el antebrazo. Esta posición permite al paciente realizar actividades.

Se trata de un aparato que provee apoyo del antebrazo y muñeca a través de una férula suspendida por cordeles a una barra metálica, todo esto sostenido hacia el cenit con un soporte adosado a la silla de ruedas.

3.2. Feeders o apoyabrazos móvil (Fig. 4-16)

El apoyabrazos móvil generalmente se monta sobre la silla de ruedas, utiliza el principio del plano inclinado, proporciona reposo y asiste los movimientos de todo el miembro superior cuando sus músculos están débiles conservando la amplitud articular. Debe estar correctamente balanceado y el paciente debe tener equilibrio de tronco o lograrlo ortéticamente. Permite a los pacientes efectuar las actividades de cuidado personal, recreativas, etc., disminuyendo la dependencia de terceras personas lo cual resulta en un impacto psicológico positivo.

Está constituido por diferentes partes: un soporte que se une a la silla de ruedas, un brazo proximal, un brazo distal y un soporte del antebrazo.

Esta ortesis es activada mediante la inclinación del tronco hacia adelante o mediante un dispositivo eléctrico. Puede ser utilizado por pacientes con parálisis o paresia del miembro superior causada por distrofia muscular, poliomielitis, esclerosis lateral amiotrófica, síndrome de Guillain-Barré y lesiones de la médula espinal a nivel cervical.

Los pacientes con músculos pobres en el hombro, cintura escapular y codo pueden accionar estos dispositivos. La principal ventaja de los mismos radica en la

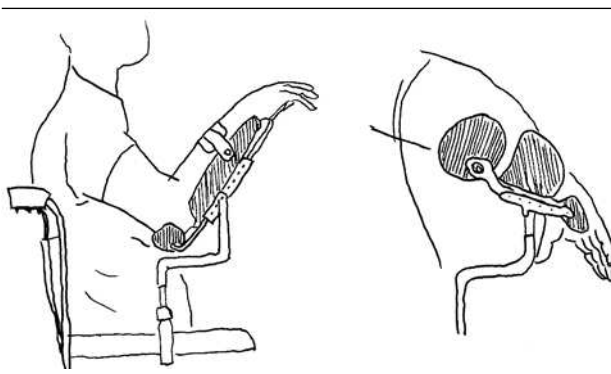


Fig. 4-16. Feeders.

eliminación de la fuerza de gravedad que actúa como resistencia y se opone a la fuerza muscular débil.

Periódicamente se deben efectuar ajustes ya que puede variar la función muscular, por ejemplo en las enfermedades degenerativas progresivas la función disminuye y en algunos casos es necesario colocar un dispositivo eléctrico.

4. Férulas para el codo

Cuando la articulación del codo tiene disminuido su rango de movimiento debido a una lesión o inmovilización prolongada existe una absorción y disminución de células y la consecuencia directa es una contractura.

El objetivo del ferulaje es aumentar la elasticidad de las partes blandas y mantener el estímulo hasta que se produzca la elongación necesaria que permita realizar la flexión y extensión.

4.1. Férulas estáticas seriadas para el codo (Fig. 4-17)

Se confecciona una valva estática para el codo que mantenga la máxima elongación lograda después de haber aplicado las técnicas específicas de tratamiento.

Las férulas se remodelan a medida que se logra aumentar la elongación de los tejidos durante las intervenciones a través del tratamiento funcional de Terapia Ocupacional.

La frecuencia de las variaciones en la férula depende de la elongación que se logra en cada caso particular.

Es aconsejable realizar estas valvas con material de bajo costo, como lo es el yeso, o que tenga la posibilidad de ser reutilizado como los termoplásticos de baja temperatura.

Este sistema posee una amplia superficie de apoyo que hace posible la correcta distribución de las fuerzas de sostén lo que permite la elongación de la cápsula articular, ligamentos y tendones periarticulares.

Entre los períodos de uso de estas férulas deben realizarse ejercicios activos, pasivos y prescribir actividades adecuadas.

4.2. Férula de tracción estática para el codo

Este equipamiento posee un sistema de braces a nivel del brazo y otro en el antebrazo con una articulación en el codo que permite la variación de la posición de inmovilización. Tiene el mismo objetivo que las férulas estáticas seriadas ya que mantienen la posición deseada para lograr la elongación de los tejidos y con ello aumentar el rango de movimiento.

También es necesario realizar un plan de actividades de terapia ocupacional evitando la inmovilización continua.

4.3. Férula para la movilización del codo

Estas férulas tienen como objetivo tratar, conjuntamente con una adecuada rehabilitación, la rigidez del codo.

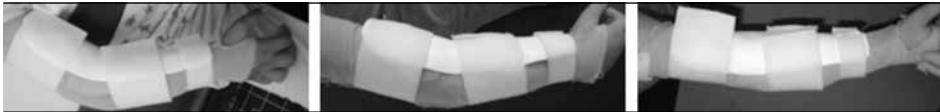


Fig. 4-17. Férulas estáticas seriadas para el codo.



Fig. 4-19. Férulas para la movilización del codo.

Fig. 4-18. Férula de tracción estática para el codo.

Están indicadas luego de fracturas complejas e intervenciones quirúrgicas que han necesitado períodos de inmovilización prolongada que dejan como secuela un déficit de la flexo-extensión y rigidez articular.

Estas férulas cubren desde el tercio medio del brazo hasta el tercio medio del antebrazo.

Constan de dos valvas, una superior y otra inferior, unidas con varios velcros para fijar la ortesis sobre la extremidad.

Mecanismos situados a nivel de la articulación del codo permiten movimientos de flexo-extensión asistidos por un tensor elástico o un muelle que activa el movimiento más débil.

Tienen como finalidad: tratar la rigidez del codo; aumentar el rango de movimiento de la articulación del codo y complemento del programa a rehabilitación.

Biomecánica: las férulas de flexo extensión permiten la movilización de la articulación del codo y forzar, con un mecanismo de muelles elásticos, la extensión o la flexión, en ocasiones se colocan ambos sistemas a la vez.

Para movilizar o forzar la articulación del codo hay que crear un momento de fuerza. Este se puede obtener mediante un muelle torsional o una fuerza externa (elástico); cuanta más distancia exista hasta el centro articular, mayor efectividad obtendrá el mecanismo (menor fuerza para conseguir el mismo efecto).

4.4. Ortesis para epicondilitis

La epicondilitis es la inflamación y dolor de los músculos epicondíleos en su inserción

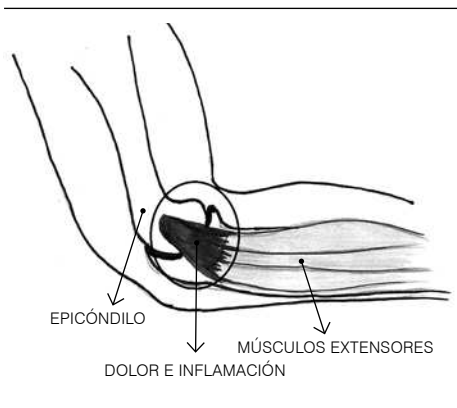


Fig. 4-20. Epicondilitis.



Fig. 4-21. Codera de neopreno.

acompañada de limitación de la fuerza de la mano. Ha sido descrita por Runge en 1873 con el nombre de *tennis elbow* (codo de tenista).

Es provocada por cualquier deporte u ocupación que requiera de movimientos del codo, antebrazo y muñeca. Los músculos epicondíleos se hallan en máxima elongación y sometidos a mucha tensión, sobre todo en su origen, se produce irritación e inflamación causada por los microtraumatismos repetidos.

El tratamiento médico incluye reposo, analgésicos, administración de antiinflamatorios, infiltraciones, crioterapia, calentamiento previo a la actividad y ortesis.

Las medidas de protección incluyen la reducción de las actividades causantes de dolor, la modificación aquellas actividades que agravan el dolor, la disminución del tiempo o intensidad de la actividad y realizar descansos y estiramientos o pausas activas.

La Codera de neopreno (contiene todo el codo desde el humero hasta el antebrazo, posee una abrazadera que comprime los músculos epicondíleos).

Esta ortesis puede servir para contención de codo si se le saca la abrazadera de compresión. Estabiliza el codo sin inmovilizarlo, brinda calor y contención a la articulación aliviando el dolor. Cubre el tercio medio del antebrazo y el tercio medio del brazo. Permite movimientos útiles para realizar cómodamente actividades variadas y puede ser utilizada en procesos artríticos.

Los Brazaletes (consiguen variar la orientación de las fibras reduciendo la fuerza de tracción resultante sobre la inserción de los músculos mediante la presión que ejercen).

Las Ortesis para limitación de la pronosupinación están indicados en casos crónicos y recidivas.



Fig. 4-22. Brazalete.

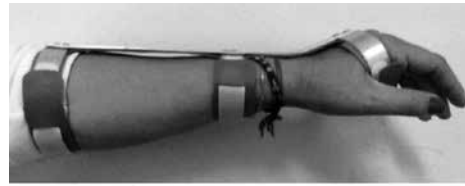
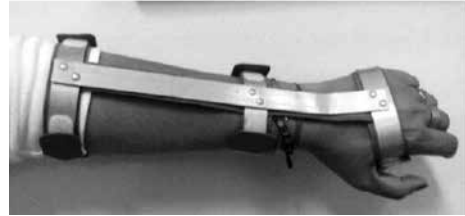


Fig. 4-23. Ortesis limitante de pronosupinación.



Referencias bibliográficas

- Blandine Calais, G.** (1994). *Anatomía del Movimiento: Introducción al análisis de las técnicas corporales*. Barcelona: Los Libros de la Liebre de Marzo. Traducción: Nuria Vives. 1999.
- Caillet, R.** (2006). *Anatomía funcional. Biomecánica*. Madrid: Marbán Libros.
- Blesedell Crepeau, E.; Cohn, E. y Schell, B.** (2005). *Spackman & Willard. Terapia Ocupacional*. 10ª Ed. España: Editorial Médica Panamericana.
- Hopkins H. y Smith H.** (1998). *Spackman & Willard. Terapia Ocupacional*. Editorial Médica Panamericana. 8ª Edición. España.
- Hsu, John D., Michael, John W., Fisk, John R.** (2009). *AAOS. Atlas de Ortesis y Dispositivos de Ayuda*. Barcelona: Elsevier Masson.
- Jacobs, MaryLynn; Austin, Noelle.** (2003). *Splinting the hand and upper extremity: principles and process*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Malick, Maude H.** (1985). *Manual on static hand splinting: new materials and techniques*. Pittsburgh, Pa. AREN-Publications.
- Miralles Marrero, Rodrigo C.** (1998). *Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor*. Barcelona. Masson S.A. 2002.
- Pedretti, Williams y otros.** (2005). *Occupational Therapy. Practice Skills for Physical Dysfunction*. Editorial Mosby Elsevier. USA.
- Turner A, Foster M, Jonson S.** (2003). *Terapia Ocupacional y Disfunción Física*. 5ª Edición. Elsevier Science Imprent. España.
- Viladot Pericé, Ramón. Cohí Riambau, Oriol. Clavell Paloma, Salvador.** (1989). *Ortesis y Prótesis del Aparato Locomotor. 3- Extremidad Superior*. Barcelona: Editorial Masson. 1998.
- Viladot Voegeli, Antonio y colaboradores.** (2000). *Lecciones Básicas de Biomecánica del Aparato Locomotor*. Editorial Springer.
- Zambudio Periago, Ramón.** (2009). *Prótesis, ortesis y ayudas técnicas*. Barcelona: Elsevier Masson.

Capítulo 5

Ortesis para los miembros superiores. Braces

Rosanna De Falco
Mónica Ocello

1. Definición

Se denomina Brace a las ortesis de diseño circunferencial que tienen como principio de acción el uso de fuerzas compresivas.

Los braces se construyen tomando toda la circunferencia del miembro. A causa de su diseño, se provocan fuerzas concéntricas desde todos los puntos de contacto. (Fig. 5-1).

Para el correcto funcionamiento de este tipo de ortesis, debemos tomar en cuenta que todas las fuerzas generadas tengan su contrapartida en el lado opuesto.

Para que ello suceda, el diseño será de forma tal que cubra la circunferencia completa del miembro, ya que cualquier zona que no está cubierta en toda la circunferencia, no producirá el efecto deseado.

Este sistema compresivo puede variar sus intensidades de acuerdo con los tejidos sobre los cuales queramos actuar.

La regulación de la profundidad de acción del equipamiento va a estar dado, fundamentalmente, por el nivel de rigidez en función de los materiales utilizados para su construcción.

Los braces pueden ser rígidos, semirrígidos y blandos, dependiendo del objetivo buscado.

Los braces rígidos son los que actuaran sobre los tejidos más profundos, por lo cual son indicados para la estabilización de fracturas.

Los braces semirrígidos actuaran sobre los tejidos intermedios, por lo cual son los indicados para actuar sobre los tendones y tejidos blandos profundos

Y los braces blandos actuaran sobre los tejidos superficiales, por lo cual serán indicados para las lesiones de piel y edema.

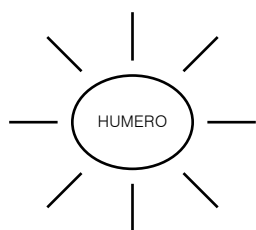


Fig. 5-1. Esquema de fuerzas concéntricas de un brazo.



Fig. 5-2. Ortesis dinámica de codo.



Fig. 5-3. Brace semirrígido para epicondilitis.

2. Clasificación

Braces rígidos: pueden ser contruidos en termoplástico (de baja o de alta temperatura) o en yeso. El objetivo que buscan es la estabilización de la palanca sobre la que se encuentran. Son siempre no articulares, ya que su estructura rígida compresiva no podría adaptarse a una estructura articular.

Se utiliza para la estabilización externa de fracturas.

Al ser realizado en materiales rígidos, las fuerzas generadas no varían, manteniendo la estabilización interna de la fractura de forma e intensidad constante a través de la compresión de tejidos periféricos.

Su denominación es de acuerdo con la zona anatómica que ocupa (brace humeral, brace antebraquial, etc.).

Otra forma de utilizar los braces rígidos es como sistema de sujeción de ortesis más complejas, ya que su acción de tipo compresivo circunferencial hace que sea un sistema de sujeción de alta estabilidad. Por ejemplo, se utiliza para las ortesis articuladas de codo, en las que el sistema de sujeción en brazo y/o antebrazo puede ser realizado a través de un brace.

En fracturas supra e intercondíleas, y también en las diafisarias de húmero inestables, el brace, para proporcionar mayor seguridad, se articulará a nivel del codo. Las articulaciones mecánicas en el codo son por lo general policéntricas, con el fin de proporcionar una movilidad del codo lo más amplia posible.

Los braces rígidos tienen como objetivo conseguir y/o mantener una correcta reducción de una fractura y facilitar la consolidación de la misma.

Uno de los métodos empleados para las fracturas de húmero, es el llamado tratamiento funcional, desarrollado por Sarmiento, en el cual el brace de material termoplástico tiene un papel destacado.

Brace semirrígidos: se utiliza para la compresión de tejidos intermedios. Se construyen en neoprene, goma eva, cintas semirrígidas, etc. Son indicados en diversas tendinosis como focalizador de fuerza para la liberación de la carga en la zona de inserción o como contención de tejidos blandos profundos (Fig. 5-3). Para su construcción debemos tomar en cuenta la rigidez del material usado, ya que de acuerdo con ello será la presión que debemos utilizar para actuar sobre los tejidos intermedios. A menor rigidez, necesitaremos mayor presión.

Brace blandos: son los utilizados para accionar sobre los tejidos superficiales, por eso son los indicados para el tratamiento de cicatrices y para el edema. Se construyen en telas elásticas resistentes, como la lycra de corsetería o con vendas elásticas.

Pueden o no incluir zonas articulares, ya que por las características de los materiales utilizados, no impiden la libre movilidad.

Para su construcción y diseño tendremos que tener en cuenta algunas características especiales.

- Con respecto a las costuras, las mismas siempre deberán ir hacia el lado externo, ya que las mismas aumentarían la presión si estuviesen ocupando un espacio del lado interno.
- Debido a las características del material, el mismo tiende a deslizarse o a enrollarse en los bordes, lo cual deberemos tener en cuenta en nuestros diseños.
- Deberemos tomar en cuenta que las fuerzas compresivas necesarias para generar nuestro objetivo son muy altas y que deberemos disminuir las mismas en los bordes de la ortesis, ya que un cambio brusco de presión en ese lugar, generaría altas fuerzas de cizallamiento en el tejido.
- En el caso de la utilización de vendas, las mismas deberán ser del menor espesor posible, ya que al realizar estos vendajes no deberemos dejar espacios libres para evitar el edema de ventana.

Para esto se deben montar parte de una vuelta sobre la otra. Esta diferencia de espesor aumentara el nivel de presión.

De la misma forma que en las prendas, las vendas tienden a deslizarse, por lo cual es recomendable el uso de vendas adherentes.

Si en nuestro objetivo requerimos focalizar la presión sobre un área no circunferencial, debemos aumentar el espesor de la ortesis del lado interno. Esto se logra con la colocación de diferentes materiales semirrígidos o rígidos (por ejemplo goma eva o termoplástico). También se utilizan materiales húmedos (siliconas de diversos niveles

de rigidez), que cumplen, además, funciones específicas sobre la piel (humectación) y a su vez, copian a la perfección las formas superficiales, con lo cual se mejora la distribución de la presión ejercida.

3. Braces de miembro superior

3.1. Brace de húmero (Fig. 5–5)

Indicado en el período funcional de las fracturas, luego de superada la fase aguda de reducción y estabilización a través de tracción transolecraneana, vendaje de yeso u osteosíntesis quirúrgica. El tipo de brace será diferente de según la fractura, como se utiliza en fracturas de húmero estables o como complemento de un tratamiento quirúrgico, la ortesis por lo general es bivalvada, con una pieza anterior y otra posterior a nivel del brazo y tiras de velcro que permiten graduar la presión.

Biomecánica: la función del brace, consiste en obtener una compacidad uniforme del medio (partes blandas) en la zona del foco de fractura, de forma que el movimiento articular y el aumento de tensión muscular permitan la transmisión del esfuerzo en todos los sentidos a lo largo del foco de fractura y los tejidos circundantes. El brace aumenta la estabilidad fracturaria, al actuar como zuncho alrededor del miembro.

Al iniciar la aplicación del brace, se puede presentar edema en el antebrazo y en la mano, es conveniente que el paciente realice movilizaciones y mantenga el brazo elevado.

Como el material termoplástico es poco transpirable, es conveniente colocar un tubular de algodón entre la ortesis y el brazo.

La ortesis solo se puede retirar bajo expresa autorización del médico o el terapeuta ocupacional que está a cargo del tratamiento.

3.2. Braces de antebrazo (Fig. 5–6)

Indicaciones: cuando se asocien problemas de partes blandas que es necesario controlar periódicamente, cuando se aconseja complementar la inmovilización con métodos como la electroterapia y en casos de pseudoartrosis.

- permite controlar la zona lesionada (fracturas abiertas, infecciones).
- protección luego de una osteosíntesis de antebrazo.
- permite la movilidad de los focos articulares.

Descripción: generalmente constan de dos valvas, una dorsal y otra palmar, que se unen mediante velcros. Construidas a partir de un molde para conseguir un buen contacto entre la férula y el antebrazo, cubren desde por debajo del codo hasta por encima de la muñeca.

Constan de dos valvas, dorsal y palmar, con cierres de velcro lo que produce un efecto de zuncho (compresión) sobre la zona de la fractura.

Se utilizan en casos de movilidad anormal en el foco en fracturas de antebrazo y cuando radiográficamente se observa radio transparencia en la zona de fractura.



Fig. 5-4. Prenda compresiva.



Fig. 5-5. Brace de humero.



Fig. 5-6. Brace de antebrazo.

También se usan en fracturas estables o estabilizadas quirúrgicamente a fin de mantener la movilidad libre de codo y muñeca.

Permiten el control de la zona lesionada en caso de fractura abierta, problemas dermatológicos, etcétera.

El objetivo de estos braces es lograr una contención uniforme mediante el conformado, realizando la presión en la membrana interósea y separando el cúbito del radio.

Pueden ser utilizadas después de haber practicado una osteosíntesis de uno o ambos huesos del antebrazo.

Referencias bibliográficas

Jacobs, MaryLynn; Austin, Noelle. (2003). *Splinting the hand and upper extremity: principles and process*. Lippincott Williams &Wilkins.

Viladot Pericé, Ramón. Cohí Riambau, Oriol. Clavell Paloma, Salvador. (1989) *Ortesis y Prótesis del Aparato Locomotor. 3- Extremidad Superior*. Barcelona: Masson.

Capítulo 6

Férulas para el miembro superior: muñeca y mano

Mónica Ocello

1. Generalidades

Desde el nacimiento hasta la edad adulta, el ser humano se desarrolla armónicamente tanto en el aspecto intelectual como en sus destrezas manuales. Ambos aspectos están relacionados, son absolutamente complementarios y aseguran la existencia de un ser humano integral.

El desarrollo de la habilidad de la mano se halla ligado, en el hombre, al de la inteligencia y si consideramos la historia, a la evolución de la civilización.

El trabajo manual de tipo refinado requiere la guía y la atención del intelecto. Por consiguiente, podemos decir que la mano ha seguido a la inteligencia, a la espiritualidad y al sentimiento, y que la huella de su trabajo ha transmitido las pruebas de la presencia del hombre.

En el homúnculo de Penfield (representación topográfica del cuerpo en la corteza cerebral) se destaca que más de la mitad de la corteza motora primaria se encarga del control de las manos, ya que son considerablemente más sensibles que otras partes del cuerpo y pueden realizar variados movimientos.

Particularmente la mano posee coordinación motora fina y discriminación sensorial debido a la cantidad de receptores cutáneos. Estas funciones le confiere habilidades propias del ser humano como la escritura, comer usando cubiertos, vestirse, dibujar, modelar, tejer y muchas otras actividades en la que se pone en juego el funcionamiento de numerosos huesos, articulaciones y músculos todos ellos gobernados por el sistema nervioso.

El miembro superior es una unidad funcional versátil. Las articulaciones proximales se encargan de orientar y posicionar la mano que tiene el control sobre los objetos utilizando sus propiedades intrínsecas.

La extremidad superior pende del tórax, cabeza y cuello gracias a los tejidos blandos. Su único punto de inserción esquelética se encuentra a nivel de la articu-

lación esternoclavicular; el movimiento en todas las direcciones se consigue gracias a la forma casi plana de esta articulación. La escápula y la articulación glenohumeral actúan proporcionando la colocación espacial de la mano, en donde la clavícula sirve como tuerca entre el tronco y la escápula, permitiendo el movimiento esternoclavicular y acromioclavicular durante la elevación del hombro.

La inmovilización de la mano produce desuso de todo el miembro superior, es por eso que se deben implementar un programa de trabajo diario de todas las articulaciones durante el período de entablillado de la mano.

1.1. Fases del funcionamiento de los miembros superiores

Para poder diseñar, construir y comprender las funciones de las férulas para el miembro superior, especialmente para la muñeca y la mano, es necesario conocer y analizar previamente las funciones de los miembros superiores teniendo en cuenta que la mayoría de las ocupaciones requieren del uso coordinado de ambos brazos y de todas las articulaciones que los componen.

Cuatro fases de la función de los miembros superiores determinan su habilidad mecánica para conducir a la mano hacia los objetos que serán manipulados en diversas actividades.

La función básica de la mano es proveer la prensión apropiada para las actividades funcionales. La prensión manual es de escaso valor si está perturbada la capacidad de mantenerla.

A partir de la infancia, el patrón básico de prensión del antebrazo y la mano se desarrolla y, aunque más complejo, se vuelve automático tal como la marcha. Este patrón básico o acción de la mano puede ser considerado en 4 partes:

- Fase de Acercamiento.
- Fase de Patrones de prensión.
- Fase de Transporte.
- Fase de Liberación.

Las mismas están integradas y coordinadas a fin de proveer un patrón de prensión y funcionamiento uniforme. Si cualquiera de estas acciones está alterada, la eficiencia de la mano se ve ciertamente afectada.

1. Fase de Acercamiento: las actividades funcionales requieren que la mano se acerque al objeto o área deseado, por lo tanto debe existir:

- Adecuado rango funcional en las articulaciones proximales del miembro superior.
- Suficiente estabilidad para fijar y direccionar el miembro durante el movimiento. Cuando hay limitaciones puede ser necesaria una ortesis balanceada de antebrazo (*feeder*) o un sling.
- Adecuada fuerza muscular principalmente en los grupos extensores, para mantener la posición y ejecutar el movimiento deseado.

Es esencial un adecuado rango funcional en todas las articulaciones proximales del miembro superior para proveer la versatilidad de movimiento a la mano de acuerdo con la demanda de diferentes actividades.

La mano, aunque tenga una muñeca con 70–80 grados de extensión, es ineficiente sin pronación o supinación, esenciales al ubicarla en un ángulo apropiado para tomar objetos. En ausencia de movimientos del codo, se ve en severa desventaja.

El hombro parece ser la articulación más importante para asistir en la ubicación espacial de la mano y permitirle llevar a cabo una gran cantidad de actividades y movimientos que de otro modo no podría realizar (no puede ser llevada a la boca sin cierta flexión (10–15 grados) de la gleno–humeral.

Es esencial el movimiento de las articulaciones proximales para proveer acercamiento y suficiente estabilidad en las articulaciones y el tronco. Esta estabilidad está dada en parte por la fuerza muscular y en parte por los ligamentos, aponeurosis y tejido periarticular.

En general, el acercamiento al objeto tiene que ver con el patrón extensor, mayormente de hombro y codo. Cuando está ausente se pueden hacer sustituciones a través de ortesis apropiadas.

2. Fase de Patrones de Prensión: la prensión es la función principal de la mano. Al analizar la complejidad de movimientos de la mano, es posible agrupar estas diversas actividades en 3 tomas básicas:

- pinza (*pinch*)
- presa palmar (*grasp*)
- gancho.

La pinza de la mano humana se logra principalmente por la destreza para tomar objetos entre el pulgar e índice o índice y medio. Esta posición permite el desempeño de las habilidades de la mano.

Hay 3 tipos de pinzas:

- de pulpejos,
- trípode palmar,
- lateral o de aducción.

La Pinza de pulpejos muestra los dedos arqueados. Es comúnmente usada para recoger objetos pequeños como alfileres, clavos, cuentas, para prender botones y para coser. Esta pinza es bastante insegura para tomar objetos grandes dado que ocurre en las puntas de los dedos. Requiere el patrón de coordinación más fina de todos los tipos de prensión.

La pinza Trípode palmar (Fig. 6–2) es la toma funcional naturalmente más usada. Provee mayor superficie de prensión que las otras pinzas porque usa las almohadi-



Fig. 6-1. Pinza de pulpejos.



Fig. 6-2. Pinza trípode palmar.



Fig. 6-3. Pinza lateral.

llas palmares del pulgar y los dos dedos adyacentes. Los pulpejos de los dedos son usados también para la detección sensorial.

En esta toma el pulgar está claramente extendido y los otros dos dedos muestran una leve flexión. El índice es el principal de los tres.

Esta pinza tiene un amplio rango de movimiento para tomar objetos de diferentes tamaños y es usada el 60 % del tiempo en el desempeño de las tareas cotidianas, pero requiere mayor coordinación que los otros tipos de prensión excepto la de pulpejos.

Una evaluación de un número de AVD y del desempeño general de las actividades físicas en lo que concierne a los aspectos funcionales de la mano parece indicar que se puede considerar a ésta compuesta de 2 partes, radial cubital. La parte radial, consistente en pulgar, índice y medio formando el trípode palmar, constituye la unidad dinámica. La parte cubital compuesta por el cuarto y quinto dedos, proporciona la acción de soporte o sostén por la prensión de trípode así como el control estático o estabilidad para la función.

La Pinza lateral (Fig. 6-3 y 6-4), también llamada de adducción, se realiza empalmado la superficie palmar de la 2da. falange del pulgar fuertemente contra el lado del índice, usualmente a nivel de la articulación IFD o de la 2º falange. Se produce por aducción y flexión del pulgar. Debe haber buena estabilidad en ambos dedos. Esta presa es débil cuando el 1er. interóseo dorsal está afectado. Se requiere para tomar llaves, dar cuerda a un reloj, llevar un plato, etc. Es más poderosa que las anteriores pero requiere menos coordinación. Los dedos 4º y 5º juegan un rol de soporte en este tipo de prensión.

En cuanto a la Presa Palmar (*grasp*), existen 2 tipos de *grasp*:

- Cilíndrica
- Esférica.



Fig. 6-4. Pinza lateral.



Fig. 6-5. Pinza cilíndrica.



Fig. 6-6. Pinza esférica.

La Cilíndrica (Fig. 6-5) es un movimiento en el cual la palma presenta una plataforma de oposición a los dedos fuertemente cerrados sobre ella o sobre un objeto soportado por ella. Es la toma más primitiva, y es una acción refleja en los primeros meses, cuando requiere una pequeña integración cortical, especialmente para la toma gruesa. Más tarde, cuando se establece el control voluntario, esta prensión se vuelve automática y es muy usada para ciertas actividades como tomarse de una baranda, usar un martillo u objetos similares. Sin esta toma es casi imposible abordar un colectivo, abrir una puerta, etc. Puede darse sin la aducción del pulgar, pero una adecuada abducción de éste ayuda a llevar el objeto contra la palma.

El 5º dedo parece jugar un rol de apoyo similar porque también incrementa la superficie de esta prensión. Los demás dedos deben ser capaces de flexionarse suficientemente para tomar el objeto y empujarlo contra la palma. El principal valor de la palma es que su anchura proporciona estabilidad para esta prensión.

La pérdida severa de la flexión de las articulaciones interfalángicas y metacarpofalángicas hace imposible esta toma. Durante ésta la muñeca debe ser estabilizada entre posición neutra y dorsiflexión o no podrá funcionar en forma adecuada.

En la Esférica (Fig. 6-6) la palma hace nuevamente de plataforma de oposición con todos los dedos alrededor del objeto esférico a tomar. La muñeca se estabiliza en dorsiflexión mientras los dedos se colocan separados para tomar un objeto grande, o juntos conteniendo uno pequeño.

Finalmente, el Gancho (Fig. 6-7) es una prensión efectuada enteramente por los 4 últimos dedos, sin intervención del pulgar. La acción principal tiene lugar en las articulaciones interfalángicas proximales, que deben ser capaces de flexionarse totalmente. Las articulaciones metacarpofalángicas y de la muñeca están en posición neutra y deben ser estabilizadas completamente.

Esta prensión se usa principalmente para transportar objetos más pesados por una manija, como un balde, una valija o un paquete. El peso del objeto usualmente estabiliza las articulaciones proximales inmediatas.



Fig. 6-7. Gancho.



Fig. 6-8. Presión de fuerza.

En la presión de fuerza (Fig. 6-8), tomar un martillo por ejemplo, los dedos se flexionan y rotan en adducción con sus puntas orientadas hacia la eminencia tenar, los dedos 4º y 5º (columna móvil) realizan la fuerza, los músculos de la eminencia hipotenar se contraen, se forma el arco transversal distal y la muñeca se desvía hacia cubital y hacia la extensión alternativamente en la acción de martillar.

Al diseñar una férula, recordar que los 3 primeros dedos (como en la presión trípode) proveen la presión de precisión en contraposición a una presión de fuerza que requiere la participación de todos los dedos.

Cuando se requieren movimientos precisos (destreza fina), la mano debería ubicarse en flexión palmar. Los movimientos de fuerza son más fácilmente efectuados cuando la mano es ubicada en dorsiflexión.

3. Fase de Transporte: esta fase de la mano difiere de la fase de acercamiento sólo por el hecho de que intenta acarrear un peso además de proveer transporte al miembro superior. Normalmente, la fuerza de los músculos que desarrollan este movimiento debe ser «bueno más» o mejor, antes de que sean capaces de acarrear una carga exitosamente. Si los músculos están por debajo de este grado de fuerza, requieren asistencia. Los músculos más frecuentemente involucrados en esta fase son los flexores.

La carga agregada influye en las características de la contracción muscular, que además es alterada por ciertos factores. En general, éstos son: gravedad, percepción del equilibrio, inercia, estabilidad de las articulaciones proximales, palancas.

La gravedad es usualmente una fuerza antagónica a la acción muscular. Actúa verticalmente a menos que su dirección sea cambiada por medios mecánicos. En esta fase de transporte, la gravedad usualmente ejerce una tracción mayor en el arranque de la actividad.

La percepción del equilibrio, no sólo del miembro superior, sino del tronco y la otra extremidad, es importante para efectuar una función exitosa. Esto depende de una buena coordinación muscular, que limita la extensión y velocidad de la contracción y determina el plano y dirección exactos del movimiento. Cuando el paciente tiene una



Fig. 6-9. Fase de transporte.

parálisis severa en el tronco y miembros inferiores es esencial desarrollar el equilibrio en la silla de ruedas antes de cualquier tentativa de movimiento en el miembro superior. Esto debe ser considerado en el tratamiento del paciente con accidente cerebro vascular.

La inercia es la resistencia de un objeto al movimiento y su alcance dependerá de las diferencias y cambios de la velocidad. Las actividades efectuadas con gran velocidad requieren una contracción muscular más poderosa.

La estabilidad de las articulaciones proximales es preponderante y es provista por un lento movimiento de fijación que consiste en desarrollar tensión continua en todos los músculos antagonistas que actúan sobre esas articulaciones.

Las palancas aplicadas al miembro superior pueden ser definidas como la distancia perpendicular desde el eje del movimiento (las articulaciones del hombro o codo) hasta la línea de la aplicación y dirección de la fuerza que usualmente está representada por el objeto o peso sostenido en la mano. Las palancas cambian con la progresión del movimiento por eso, a menudo encontramos que un estadio del movimiento o actividad es más difícil de ejecutar que otros.

4. Fase de Liberación: la función de liberación de la mano (Fig. 6-10) es usualmente una acción extensora de los músculos del pulgar y dedos. Como regla general, la fuerza requerida para esta acción sólo es suficiente para liberar la toma del objeto o para vencer la acción de los flexores. Esto no requiere una estabilización de la muñeca o articulaciones proximales. La acción es más fácil de llevar a cabo con la muñeca en flexión palmar.

En ciertas condiciones, cuando existe un gran desbalance entre flexión y extensión causado por debilidad muscular o por falta de control voluntario, esta fase de la

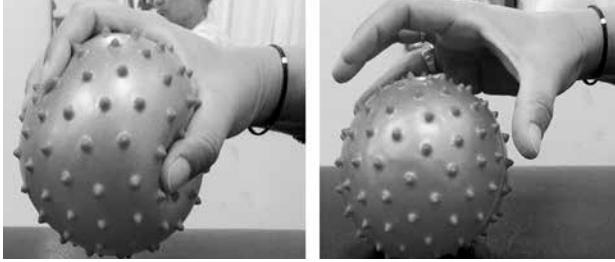


Fig. 6-10. Fase de liberación.

función de la mano puede verse tan severamente afectada que puede volver inútil la mano y ésta necesitará asistencia para volver a ser funcional.

Esta condición se observa en pacientes cuadripléjicos donde la acción de tenodesis puede ser utilizada para un movimiento funcional de la muñeca y la prensión.

1.2. Función sensorial

Las funciones de coordinación sólo pueden ser desempeñadas bien cuando los mecanismos sensoriales periféricos están intactos para guiar y controlar la actividad motora. La mano está ricamente dotada de numerosos receptores sensoriales para el dolor, tacto, presión, temperatura y sentido de posición. Éstos le permiten reconocer objetos por su forma, determinar el grado y magnitud de una fuerza así como su dirección, diferenciar texturas y percibir el movimiento de los objetos. La falta de capacidad para reconocer objetos se llama asteroagnosia.

Además la función de la mano está controlada por la percepción visual que la guía en la dirección deseada.

1.3. Pliegues de la mano (vista palmar)

La superficie palmar de la mano está cubierta con piel gruesa, resistente. Cuenta con un sistema de pliegues (Fig. 6-11) para permitir flexión de los dedos, el pulgar y la muñeca. Estos pliegues varían levemente en cada individuo y deben actuar como guías para el diseño y ajuste individual de cada férula.

Los pliegues cutáneos de la superficie palmar, como el palmar proximal y distal, el tenar, el digital y los pliegues de la muñeca, se encuentran en relación con las articulaciones subyacentes y sirven como indicadores de las dimensiones que deberán tener las ortesis.

El pliegue palmar distal no debe ser obstruido si se quiere permitir la flexión de las articulaciones metacarpofalángicas. Los pliegues de la muñeca indican el mejor lugar para la sujeción de la férula si ésta debe ser estabilizada evitando que se deslice hacia adelante.

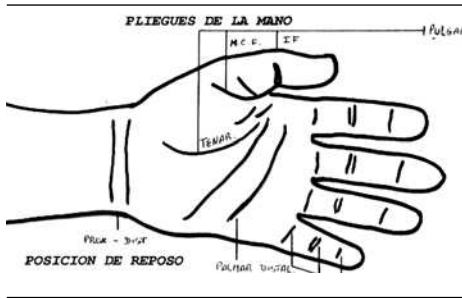


Fig. 6-11. Pliegues.

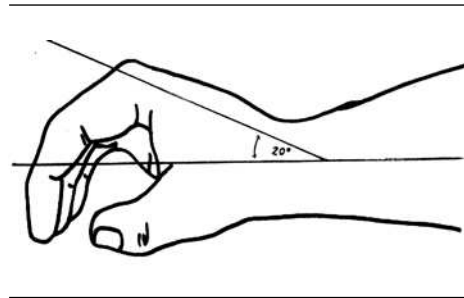


Fig. 6-12. Posición de reposo.

Los pliegues de los dedos (articulaciones interfalángicas) y el pulgar (pliegue tenar e interfalángico) se tendrán en cuenta para la confección de férulas digitales y para posicionar correctamente el pulgar.

La muñeca presenta 2 pliegues de flexión a nivel de los huesos carpianos que corresponden a la articulación. Una férula de codo debe terminar antes de los pliegues, proveer una buena palanca sin obstruir el movimiento de la muñeca.

En la región posterior de la mano también se encuentran pliegues a nivel de las articulaciones, los cuales durante la flexión de los dedos desaparecen y la piel se estira, durante la extensión se arrugan y la piel queda floja. Cuando una mano tiene edema o ha permanecido mucho tiempo inmóvil esta piel se retrae y desaparecen los pliegues.

1.4. Posición de reposo (Fig. 6-12)

- 20-30° de extensión de la muñeca.
- Articulación metacarpofalángica en flexión de 45°.
- Interfalángicas en semiflexión.
- Pulgar e índice forman un C.

Para usar la mano, el hombro, el codo y la muñeca deben ser estables y funcionales. La versatilidad del movimiento de la mano depende del valor del movimiento de cada articulación que está por arriba. Sin la movilidad del hombro la mano se ve limitada al arco de movimiento permitido por el codo frente al del cuerpo. Sin la movilidad del codo, la mano está limitada a la pequeña amplitud que le da la muñeca.

1.5. Arcos de la mano

La palma de la mano es cóncava de lado a lado y también longitudinalmente. Esta forma está dada por los 3 arcos de la mano que son de primordial consideración al construir una férula.



Fig. 6-13. Arco Transverso Digital.

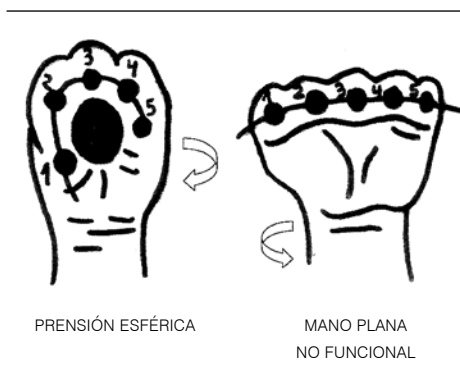


Fig. 6-14. Mano plana por disfunción en el arco transverso.

La curvatura de los arcos de la mano cambia de acuerdo con el tipo de trabajo manual que se realice.

1. Arco Transverso Distal: se refiere al arco metacarpiano o distal (Fig. 6-13).

Cuando la mano está en reposo éste es levemente oblicuo. Este arco se acentúa cuando la mano es usada funcionalmente. Los metacarpianos 4º y 5º son muy móviles y esta movilidad contribuye directamente a la destreza de todos los dedos. Si se restringe esta movilidad, se afecta directamente el movimiento funcional de los dedos.

Esta capacidad del arco de acentuarse debe tenerse en cuenta al diseñar una férula.

Debe considerarse libertad y cierta excursión si se va a colocar una barra o soporte dentro de la férula.

El funcionamiento apropiado del pulgar depende de la integridad del arco transverso.

Si el arco está deprimido, la mano se vuelve plana y el pulgar es incapaz de oponerse a los demás dedos. Esta oposición sólo es posible cuando hay cierta oquedad en la palma y cuando la curva del arco puede ser incrementada voluntariamente (Fig. 6-14). Cualquier debilidad o lesión en el arco alterará la fuerza, movilidad y precisión del movimiento del pulgar.

2. Arco Longitudinal (Fig. 6-15): sigue la línea de los metacarpianos y los huesos del carpo en un ángulo ligeramente oblicuo y principalmente involucra el 3º dedo. La movilidad de las falanges afecta directamente la eficiencia de este arco y la capacidad de la mano de realizar prensiones de fuerza.

Función y rango de movimiento del arco longitudinal: considerando el arco longitudinal, la flexo-extensión de las falanges juegan una parte importante en la garra.

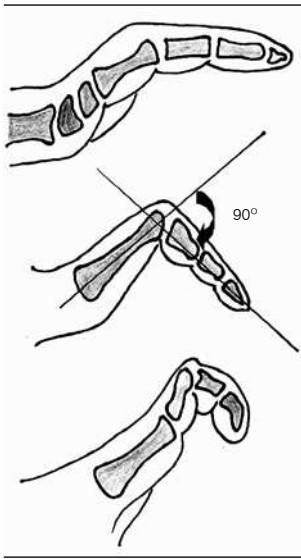


Fig. 6-15. Arco longitudinal.

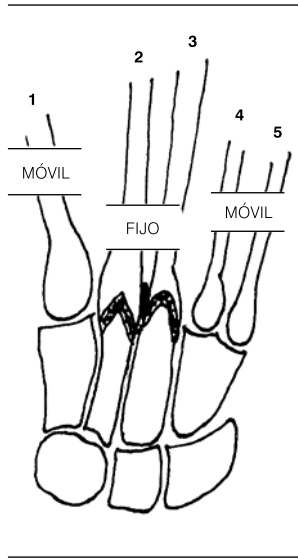


Fig. 6-16. Función y rango del arco longitudinal.

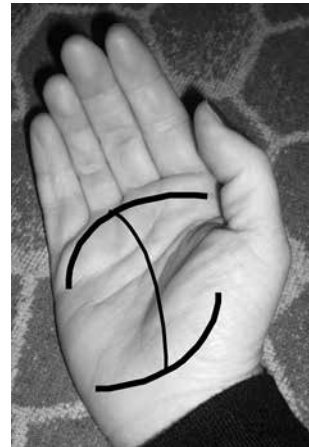


Fig. 6-17. Arco Proximal Transverso.

La estabilidad del carpo y metacarpianos es primordial para el funcionamiento de la unidad fija y la unidad móvil (Fig. 6-16). La habilidad de flexión y extensión de las falanges permite un amplio rango de prensión.

3. Arco Proximal Transverso: (Fig. 6-17) este arco, también llamado carpal está localizado en la muñeca y es parecido a un canal. Está formado por el ligamento anular y los huesos del carpo. Éste es el arco que provee la ventaja mecánica para los tendones flexores de los dedos y le sirve de eje (fulcro).

La Prensión Esférica (*the ball*) es el resultado de la combinación de los 3 arcos y está localizada directamente sobre los metacarpianos.

Frecuentemente *the ball* es la mejor posición pibotal de soporte de la mano para una férula. Cuando se toma un objeto esto puede notarse. La férula debe ser hecha formando «la pelota» que tenga un buen ajuste para la prensión normal.

La mano mantiene los arcos y una posición de ligera dorsiflexión de la muñeca y moderada flexión de las articulaciones de los dedos con el pulgar en oposición cuando está en posición de función. Esta posición se mantiene principalmente por 2 grupos de articulaciones claves: Las articulaciones de la muñeca para la mano y las articulaciones metacarpofalángicas para los dedos.

El arco transverso permite adaptación de la mano para objetos de diferentes tamaños.

La estabilidad e integridad es mantenida por los músculos intrínsecos, la eminencia

tenar e hipotenar. Esto está dado para la movilidad de los huesos metacarpianos que hacen posible la habilidad para la oposición del pulgar con los pulpejos de los dedos.

El 2º y 3º metacarpianos están fijos cualquiera sea la posición de la mano. El 1er. metacarpiano del pulgar es muy móvil en las cuatro direcciones por ello puede acomodarse en oposición y garra. Los metacarpianos 4º y 5º tienen movilidad para proporcionar buena función al grasp de la mano.

La mano plana no tiene arco y el pulgar no es útil virtualmente. La función básica de prensión de la mano está disminuida si la movilidad de los metacarpianos es limitada.

1.6. Posición de seguridad para la inmovilización de la mano (Fig. 6-18)

Las articulaciones metacarpo-falángicas poseen ligamentos colaterales que se hallan relajados en la extensión y se tensan durante la flexión. Si la mano es inmovilizada con las articulaciones metacarpo-falángicas en posición de extensión los ligamentos colaterales se retraen y producen rigidez articular evitando la flexión de las mismas. Por esta causa, la posición adecuada de inmovilización de las articulaciones metacarpo-falángicas es en 90º de flexión, interfalángicas en extensión completa y pulgar en extensión o abducción.

Esta «posición de seguridad» es la más recomendable durante un período de inmovilización prolongada con el objetivo de prevenir deformidades ya que mantiene la longitud de los ligamentos colaterales.

La función de los arcos puede ser limitada en las siguientes condiciones:

- Parálisis de los músculos intrínsecos.
- Posición inadecuada de la mano en la férula.
- Edema.
- Cicatriz en el dorso de la mano.
- Adherencias de tendones extensores.
- Obstrucciones óseas como en artritis reumatoidea.
- Rigidez articular en metacarpofalángicas e interfalángicas.

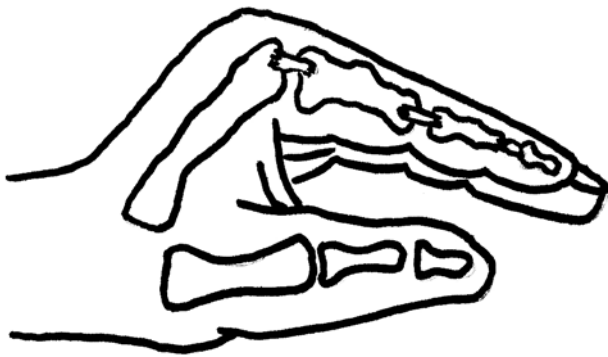


Fig. 6-18. Posición de seguridad.

1.7. Anatomía muscular

El sistema muscular de la mano es muy complejo e intrincado y debe estudiarse exhaustiva y conjuntamente con la anatomía y biomecánica. Destacaremos solo los puntos relevantes a tener en cuenta, estos son:

Diferenciación entre grupos musculares intrínsecos; Origen, inserción e inervación de cada músculo; Conocimiento del mecanismo extensor de los dedos; y Conocimiento de las vainas de los tendones flexores y del sistema de poleas.

Brevemente, los músculos intrínsecos se definen como aquellos que se originan en la mano y actúan sobre los dedos. Los grupos tenar e hipotenar, los lumbricales y los interóseos están incluidos en este grupo.

Los músculos extrínsecos son largos, actúan en la mano pero sus vientres musculares se originan en el antebrazo y se insertan a través de tendones. Los dos sistemas, intrínseco y extrínseco, trabajan en forma sincrónica para permitir la función integrada de la mano en sus diversas tareas.

El aparato extensor está conformado por la conjunción del tendón extensor largo que se divide a nivel del extremo distal de la falange proximal y los lumbricales e interóseos. Sus principales componentes son la banda central y las bandas laterales. La banda central se une a la base de la falange media, las bandas laterales se unen y se insertan en la falange distal.

La función de la musculatura intrínseca es proporcionar una fuerte flexión a las articulaciones metacarpofalángicas y la extensión de las interfalángicas.

Los tendones flexores extrínsecos entran en el túnel carpiano por debajo del ligamento carpiano transversal, a nivel del pliegue palmar distal se dividen en flexor común profundo y flexor común superficial.

Las vainas y las poleas sirven de protección a los tendones, su tapizado sinovial proporciona una superficie de deslizamiento lisa y las poleas mantienen a los tendones próximos al hueso manteniendo sus propiedades mecánicas.

El sistema articular es el encargado de proporcionar un vínculo entre los pequeños huesos del carpo, los huesos alargados de la mano y dedos a través de una articulación de tipo diartrosis, en conjunto actúan brindando amplia movilidad y precisión.

La ruptura, hiperlaxitud, inflamación, desalineación, desgaste y otros daños del sistema muscular, óseo o articular provocan una alteración de la delicada biomecánica de la mano y su consiguiente disfuncionalidad.

2. Traumatismos y fracturas de la muñeca y la mano

Cuando el trauma incide sobre la mano, dadas sus múltiples estructuras e íntima relación, es difícil que se lesione exclusivamente una de ellas. Puede existir una fractura aislada de un hueso, o una herida que afecte sólo la piel, pero no es lo más frecuente.

La mano politraumatizada es una mano con pluralidad de lesiones en diferentes sistemas como puede ser el osteoarticular, musculotendinoso, vascular, nervioso o

cutáneo. La reparación quirúrgica de todos estos tejidos, primeramente el vascular, es primordial para el pronóstico futuro.

La táctica quirúrgica a seguir en orden de prioridades es la siguiente: estabilización del esqueleto, reparación vascular, reparaciones tendinosas, sutura de los nervios y sutura de la piel.

El tratamiento ortopédico consiste en la inmovilización externa mediante yesos o férulas, salvo en fracturas que se asocian a heridas cutáneas graves y precisan repetidos controles visuales posteriores.

El tratamiento quirúrgico se realiza a través de osteosíntesis internas (tornillos, placas, agujas, clavos, bulones, etc.) u osteosíntesis externas (tutores externos) (Fig. 6-19).

Las lesiones vasculares deben repararse con urgencia y luego las lesiones nerviosas.

Las lesiones tendinosas se suturan y se envía a rehabilitación precozmente ya que existen técnicas de movilización precoz controlada que no afecta la sutura y previene las adherencias que provocan defectos funcionales y rigidez articular. La cobertura cutánea es fundamental si es posible a través de la sutura de la piel y sino realizando injertos.

Durante todo el proceso de curación de los tejidos mencionados es conveniente utilizar férulas que serán diseñadas de acuerdo con una evaluación exhaustiva, provocando la modificación de los mismos hacia la funcionalidad.

Las fracturas de la muñeca son muy frecuentes y afectan principalmente a dos grupos: mujeres mayores, a menudo con osteoporosis. En este caso, el traumatismo es de baja energía y corresponde a la recepción de una caída sobre el miembro superior.

En mujeres, las fracturas asociadas con osteoporosis frecuentemente afectan a la muñeca en la franja de edad de 55 a 65 años.

El otro grupo corresponde a personas jóvenes y activas. El traumatismo es de alta energía (accidente de tránsito) y la fractura suele ser articular y conminuta.

Las fracturas del extremo inferior del radio son fracturas metafisoepifisarias, que pueden ser extraarticulares o articulares.

Fracturas de muñeca comunes: (Fig. 6-20 **A**. Colles, 1814 describe la fractura de muñeca desplazada a dorsal; **B**. Barton, 1838 diferencia las extra de las intraarticulares y **C**. Smith, 1854 describe la fractura desplazada a palmar).



Fig. 6-19. Osteosíntesis.

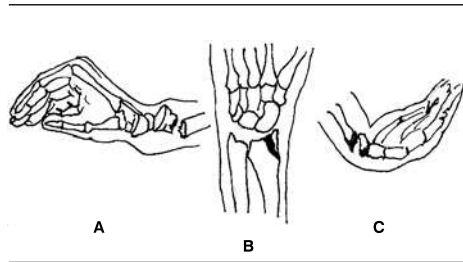


Fig. 6-20. Fracturas de muñeca.

En las fracturas de muñeca y mano es fundamental mantener la forma de los arcos longitudinal y transversos para prevenir posiciones viciosas, rigidez articular y facilitar la función normal luego del proceso de curación de los tejidos y la rehabilitación adecuada.

El escafoides es el hueso del carpo que se fractura con más frecuencia luego de caídas sobre la mano en extensión. En ocasiones la fractura no puede detectarse radiográficamente en forma temprana. El período de inmovilización es prolongado.

Las fracturas de los metacarpianos y las falanges suponen el 10 % del total de todas las fracturas y más de la mitad se deben a traumatismos laborales.

Todas las fracturas antes mencionadas, luego del tratamiento médico correspondiente (cirugía, inmovilización con yeso, etc.), son derivados a rehabilitación, el terapeuta ocupacional seguirá un protocolo para lograr como meta la funcionalidad en las ocupaciones básicas cotidianas y la reinserción laboral. Durante el desarrollo del tratamiento se incluye el uso de férulas de diversos tipos y finalidades de acuerdo con cada caso en particular como son las que se describen a continuación.

3. Férulas para la muñeca: muñequeras

Estas férulas están indicadas en: procesos reumáticos, dolor postraumático, en postoperatorios.

Las muñequeras están confeccionadas usualmente en neoprene. Si es necesario disminuir los costos porque los pacientes no tienen recursos económicos pueden realizarse en telas elásticas reforzadas y se obtienen resultados similares.

Este tipo de férulas tienen como finalidad estabilizar y contener la articulación radiocubital inferior sin inmovilizar.

Están indicadas para pacientes que tienen tendinitis, como protección postoperatoria y para prevenir lesiones en prácticas deportivas.

Precauciones:

- Evitar comprimir eminencias óseas
- Evitar la transpiración usando termoplástico perforado
- Las ortesis de inmovilización se usan durante el día y la noche

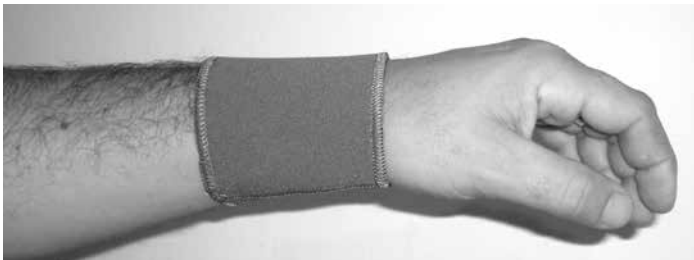


Fig. 6-21. Muñequeras.

Es común que luego de cualquier traumatismo cercano a las articulaciones éstas se afecten secundariamente con la consecuente rigidez articular producto de la inflamación e inmovilización. La limitación del movimiento es causada por adherencias periarticulares.

En la rehabilitación es preciso tratar primariamente la inflamación y disminuir el dolor al tiempo que se comienza a realizar actividades de cuidado personal con el objetivo de reinstalar patrones funcionales en forma gradual.

Paulatinamente comienzan a incorporarse al tratamiento funcional dispositivos externos cuya función es ampliar el grado de movimiento a través de la modificación de los tejidos blandos. Esto se explica debido a que las fibras de colágeno del tejido conjuntivo se reordenan gracias a su característica laxa y flexible. La tracción suave y sostenida reorganiza el tejido y lo normaliza permitiendo nuevamente la ejecución de las ocupaciones habituales.

4. Férulas para movilización de los dedos

4.1. Muñequeras cortas para movilización de los dedos (Fig. 6–22).

Se utilizan luego de un proceso de inmovilización que cursa con una rigidez articular y retracción de partes blandas. No se deben utilizar en el período en que las articulaciones están inflamadas ya que las férulas pueden agravar el proceso inflamatorio en el consecuente aumento de la rigidez articular.

La fuerza de tracción que se aplica debe ser mínima con aumento progresivo del tiempo de uso para dar lugar al estiramiento suave de modo que se aumente el rango de movimiento. El uso de estas muñequeras debe ser reforzado con actividades funcionales que el paciente realizará en el consultorio y en su domicilio de modo que se restituyan los patrones de movimiento en las ocupaciones habituales. En la figura 6–22, podemos observar una muñequera corta que contribuye a la flexión de la articulación MCF del dedo anular. La línea de tracción debe apuntar al escafoides, lo cual está incorrecto en la figura que se muestra.

4.2. Muñequeras para flexión de metacarpofalángicas (Fig. 6–23)

Se trata de férulas cuya función es aumentar la flexión de las articulaciones metacarpofalángicas. Confeccionadas en neoprene, velcro y gomas elásticas. Consta de una muñequera corta que cubre la región distal, palmar y dorsal del antebrazo y la mano, sosteniendo la muñeca en forma segura. Los dediles se ubican en la primera falange y traccionan hacia la flexión a las articulaciones MCF a través de gomas elásticas unidas a tiras de abrojo. Estas, terminan a la altura de la muñeca, produciendo mayor o menor tensión según sea necesario.

4.3. Guante para la flexión global de los dedos (Fig. 6–24)

Se trata de un dispositivo confeccionado con un guante flexible, en lo posible elástico. Se adiciona al mismo una muñequera de velcro. Desde las puntas de los dedos se colocan tiras de velcro.



Fig. 6-22. Muñequeras cortas para la movilización de los dedos.

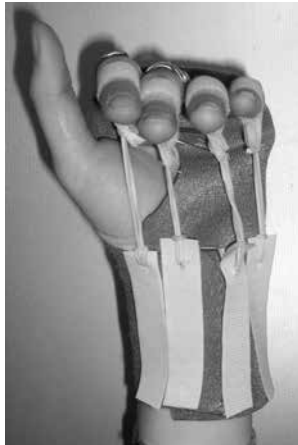


Fig. 6-23. Muñequeras para flexión de art MCF.



Fig. 6-24. Guante flexible.

La función del guante es la siguiente: efectúa la elongación de las estructuras blandas de las articulaciones así como de los tendones extensores que están acortados luego de una inmovilización prolongada.

Al igual que los demás dispositivos para la flexión, la mano debe estar libre de edema y el paciente debe chequear la tolerancia. Se usa por la noche. La tracción es suave y sostenida pero el paciente tiene la indicación de suspender el uso en caso de molestias y dolor.

5. Yesos seriados para los dedos (Fig. 6-25)

Los yesos seriados están indicados para incrementar la movilidad articular de las articulaciones interfalángicas.

Si una articulación está rígida en flexión se puede utilizar técnicas de movilización articular para lograr la distracción y elongación de los ligamentos así como para mejorar la lubricación.

Luego de trabajar la articulación se colocan un yeso durante 72 horas que mantiene la posición lograda y permite la relajación y el alargamiento plástico de los tejidos periarticulares.

Pasadas las 72 horas se quita el yeso, se vuelve a trabajar la articulación con movilización articular, movimiento activos y actividades funcionales. Al final de la sesión se coloca un yeso por 72 hora más. Este procedimiento es efectuado hasta que se obtiene el crecimiento del tejido.

Esta estrategia contribuye a mejorar el arco de movimiento de las articulaciones gracias a que el yeso seriado efectúa una presión en tres puntos.

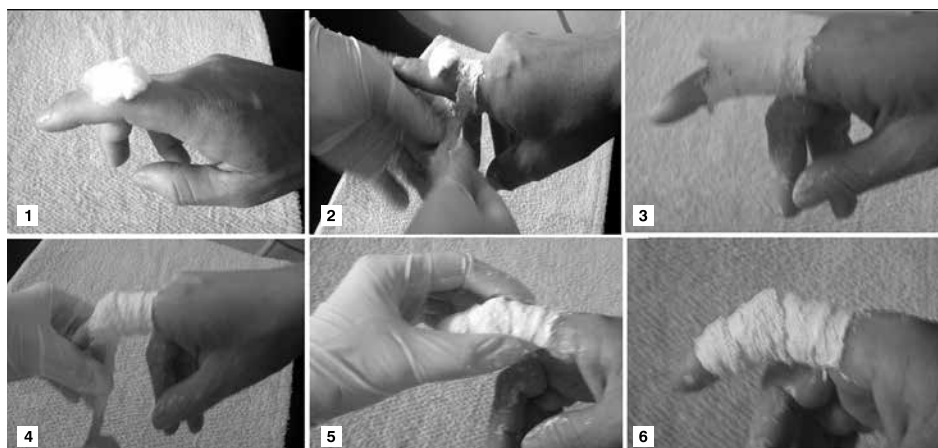
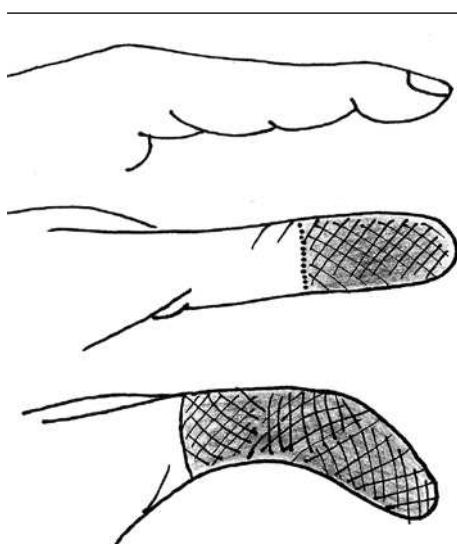
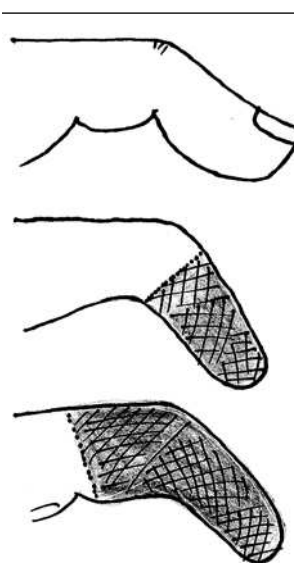


Fig. 6-25. Enyesado en serie.



- A. Deformidad en cuello de cisne
- B. Inmovilice la articulación IFD en extensión
- C. Una vez que el yeso esté firme, inmovilice la articulación proximal en flexión.

Fig. 6-26. Enyesado en serie en dos direcciones (Deformidad en cuello de Cisne).



- A. Deformidad en boutonnière
- B. Con la articulación proximal flexionada, enyese la articulación distal en flexión.
- C. Una vez que el yeso esté firme, inmovilice la articulación proximal en extensión.

Fig. 6-27. Enyesado en serie en dos direcciones (Boutonnière).

6. Férula palmar larga (Fig. 6-28)

Se trata de una férula antebraquio-digital que puede ser confeccionada con yeso, material lo suficientemente rígido que contribuye a elongar y mantener la longitud de los tejidos blandos.

Este dispositivo se usa en forma seriada para aumentar el rango de movimiento activo de extensión de la muñeca logrando la elongación de los músculos extensores de la muñeca y de los tendones flexores (antagonistas de los músculos extensores). De éste modo se facilita la contracción concéntrica de los extensores y la elongación de los flexores.

La férula debe resultar cómoda para el paciente y producir una tracción suave para lograr un estiramiento progresivo.

7. Férula básica funcional (Fig. 6-29)

La férula funcional básica puede ser confeccionada en diferentes materiales según su aplicación. Si el uso es temporario el yeso resulta un material económico y fácil de modelar. En los casos de uso continuado en el tiempo es aconsejable realizarlas en termoplásticos o telas reforzadas con la inclusión de una barra de aluminio longitudinal.

Este dispositivo inmoviliza la muñeca dejando libres los dedos (llega hasta el pliegue palmar distal).



Fig. 6-28. Férula Palmar larga.



Fig. 6-29. Férula Básica Funcional.

Indicaciones: puede aplicarse en diferentes patologías como el síndrome del túnel carpiano, artritis reumatoidea, esguinces de ligamentos radio–carpianos, para reposo luego de fracturas ya consolidadas, etcétera.

El síndrome del túnel carpiano es una neuropatía periférica que ocurre cuando el nervio mediano, que abarca desde el antebrazo hasta la mano, se presiona o se atrapa dentro del túnel carpiano, a nivel de la muñeca. El nervio mediano controla las sensaciones de la parte anterior de los dedos de la mano (excepto el dedo meñique), así como los impulsos de algunos músculos pequeños en la mano que permiten que se muevan los dedos y el pulgar.

El túnel carpiano es un pasadizo estrecho y rígido del ligamento y los huesos en la base de la mano que los tendones y el nervio mediano.

El síndrome del túnel carpiano afecta a hombres y mujeres de todas las edades, y se observa comúnmente entre los trabajadores que efectúan tareas que requieren repetición de un mismo movimiento de las manos o los dedos durante períodos prolongados.

Las personas con STC experimentan adormecimiento, debilidad, cosquilleo y ardor en las manos y dedos.

Los antecedentes más comunes son: fractura de Colles, artritis reumatoides, diabetes, gota, hipotiroidismo, embarazo, tendinitis, insuficiencia renal, etcétera.

Biomecánica: en la artritis reumatoidea disminuye el riesgo de desarreglo articular en la muñeca brindando apoyo a las articulaciones y reposo. En lesiones de la muñeca la férula básica funcional contribuye a mantener la alineación y descanso de la articulación durante el tiempo que dure la curación.

El síndrome del túnel carpiano supone la inflamación de los tendones (tenosinovitis) por cuanto el contenido del túnel aumenta su tamaño produciendo la compresión del nervio mediano con sus síntomas consecuentes. La inmovilización de la muñeca ayuda a lograr que los tendones se desinflan y disminuyan su tamaño liberando la presión sobre el nervio. Si los síntomas no mejoran el tratamiento es quirúrgico seccionando el ligamento carpiano transversal.

8. Férula antebraquiopalmar dinámica (Fig. 6–30)

Este tipo de férula, sirve para realizar tracción elástica ejerciendo fuerzas correctivas, por ejemplo, para lograr mayor flexión de las articulaciones metacarpofalángicas cuando éstas presentan rigidez y disminución del arco de movimiento para la flexión.

9. Férula larga inmovilizadora del pulgar (Fig. 6–31)

Se usa en síndrome de De Quervain (tenosinovitis de los extensores del pulgar) o posterior a traumatismos del pulgar que ocasionen esguinces, luxa–fractura de Bennet, etcétera.

Esta férula proporciona reposo e inmovilización a las articulaciones carpometacarpiana y metacarpofalángica del pulgar durante el período de curación.



Fig. 6-30. Férula antebraquiopalmar dinámica.



Fig. 6-31. Férula larga inmovilizadora del pulgar.



Fig. 6-32. Férula abductora del pulgar.

10. Férula abductora del pulgar (Fig. 6-32)

Objetivo: lograr elongación de los músculos tenares. Se trata de una férula indicada cuando la movilidad del pulgar está reducida por un período de inmovilización prolongada.

Contribuye a mejorar el rango de movimiento elongando los músculos tenares y ampliando el primer espacio intermetacarpiano.

11. Lesiones tendinosas en la mano. Ortesis

Sin realizar un estudio pormenorizado de la anatomía del aparato flexor y extensor de los dedos, podemos observar la presencia de poleas, tabiques, bandeletas, ligamentos, etc., entre los cuales deben deslizarse libremente los tendones para lograr el movimiento de las falanges. (Fig. 6-33)

Cuando se produce una lesión o ruptura tendinosa y posteriormente se realiza la sutura ésta puede adherirse y limitar el movimiento y deslizamiento en las poleas por lo que se requiere de un tratamiento inmediato con la aplicación de los protocolos correspondientes.

Ciertos traumatismos principalmente de origen laboral, con frecuencia en trabajadores que se desempeñan como carpinteros, carniceros, albañiles, etc., pueden producir rotura de los tendones que se manifiesta por incapacidad de flexionar o

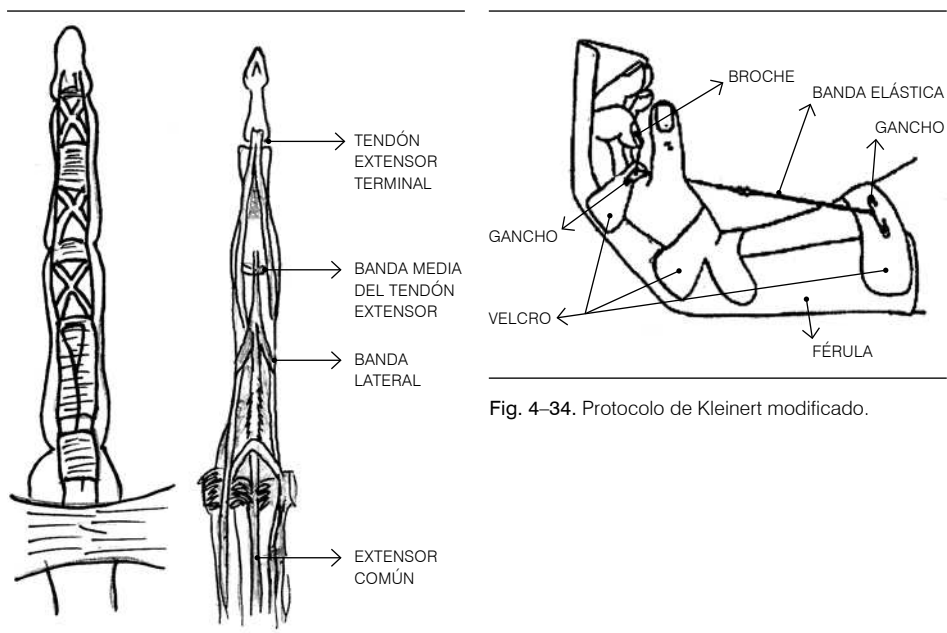


Fig. 4-33. Aparato flexor y extensor de los dedos.

Fig. 4-34. Protocolo de Kleinert modificado.

extender uno o varios dedos. Requieren tratamiento precoz que consiste en la sutura del tendón o tenorrafia y posteriormente precisan inmovilización con férulas dinámicas o estáticas según el protocolo de rehabilitación utilizado. Si se produjesen adherencias del tendón puede ser necesario nuevas cirugías denominadas tenólisis.

Para realizar el tratamiento quirúrgico y de rehabilitación de tendones seccionados o lacerados se han establecido protocolos y se dividieron las áreas dorsal y palmar de la mano y antebrazo en diferentes zonas. En este libro haremos mención solamente de las férulas sinérgicas que sirven para inmovilizar determinadas zonas y movilizar otras.

Existen varios protocolos estandarizados para el tratamiento de la lesión de los tendones flexores pero los más utilizados son el protocolo de Kleinert modificado (Fig. 6-34) y el protocolo de Durán. (Fig. 6-35)

Movilización pasiva del protocolo de Durán: (Fig. 6-36) férula dorsal en flexión palmar de 20° en muñeca, 50° de flexión metacarpofalángica. Flexión digital pasiva y extensión activa hasta el tope de la férula.

Para la lesión de tendones extensores Durán y Houser demostraron que se necesitaba una movilidad pasiva de 3 a 5 mm para evitar adherencias. Estos autores aplicaron férulas desde el tercer día postoperatorio.

Las férulas dinámicas digitales en posición neutra, mantenidos por los elásticos, en extensión de la muñeca en 45°, permite flexión digital activa con límite en 30°.

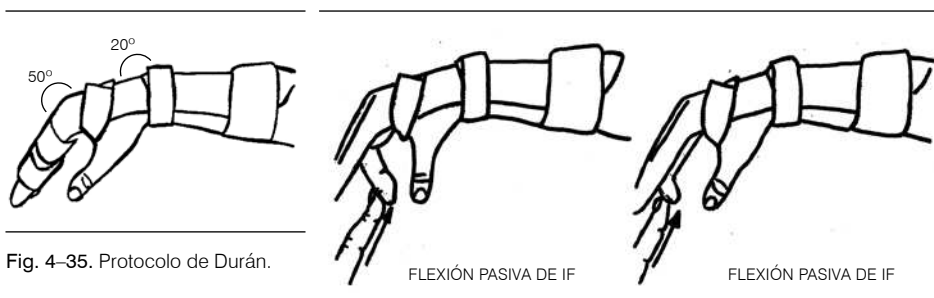


Fig. 4-35. Protocolo de Durán.

Fig. 4-36. Movilización pasiva del protocolo de Durán.

A nivel del pulgar las articulaciones en extensión de 0° con tope para la flexión en 60° de interfalángica.

A estas férulas se le suman ejercicios en forma horaria de 10 movimientos de extensión pasiva y de flexión activa controlada, según indicación del rehabilitador, durante 3 a 4 semanas. La movilidad activa se inicia a la cuarta semana y luego de la séptima semana, se realiza flexión pasiva y fuerza contra resistencia.

12. Lesiones de los nervios periféricos de la mano

Los nervios periféricos del miembro superior son mixtos: llevan fibras sensitivas, motoras y del sistema nervioso simpático por lo que su lesión trae aparejada impotencia motora, anestesia y síntomas vasomotores en el territorio inervado por el nervio lesionado.

Existen 3 tipos de lesiones de los nervios periféricos según la clasificación de Herbert Seddon:

- Neuropraxia es un bloqueo en la conducción nerviosa a nivel local, sin afectación axonal y por lo tanto sin degeneración walleriana distal.
- Axonotmesis es una lesión propia del axón, asociada a degeneración walleriana distal (desmielinización de los axones neuronales distales). El endoneuro y el peni-neuro están intactos, lo que garantiza una correcta guía del axón en regeneración hasta el extremo distal del sitio de lesión, siendo la velocidad de desplazamiento de las fibras la clásicamente descrita de 1 a 1,5 mm diarios. La recuperación de la función también es la regla en este tipo de lesión, aunque con una demora mayor a la neurapraxia, de hasta 6 meses.
- Neurotmesis es el grado máximo de lesión, con sección completa del nervio, pérdida absoluta de la función, y ausencia de todo tipo de recuperación espontánea, para lo cual es necesario recurrir a una microcirugía reparadora.

La recuperación funcional es variable dependiendo de la gravedad de la lesión y la localización. El tratamiento de terapia ocupacional debe ser precoz de modo que el

miembro superior afectado sea reintegrado rápidamente a las actividades de la vida diaria. El uso de férulas en el tratamiento es vital ya que permite suplir la función y prevenir las deformidades típicas de cada lesión hasta que se consigue la reinervación. Se debe instruir al paciente para que realice movimientos pasivos adecuados con el objetivo de mantener la elongación de los músculos y tendones evitando la retracción de los tejidos blandos.

Es preciso proteger de lesiones las zonas anestésicas (fundamentalmente en lesiones del nervio mediano) a través del auxilio de la vista o uso de guantes.

A. Parálisis del nervio radial: clínicamente, las deficiencias que presenta la parálisis del nervio radial son (Fig. 6–37):

- Pérdida de la extensión de las articulaciones metacarpofalángicas de los dedos, por parálisis de los músculos extensor común, extensor propio del índice y extensor propio del meñique.
- Pérdida de la extensión de la interfalángica del pulgar, por parálisis del extensor largo.
- Pérdida de la abducción del pulgar por parálisis del abductor largo.
- Déficit en la extensión de la muñeca por parálisis del músculo cubital posterior. La pérdida de la extensión de la muñeca será total cuando el nervio radial quede afectado a nivel de su zona intermedia (codo) por parálisis de los músculos radiales.

Morfológicamente, la mano se encuentra «caída», la muñeca flexionada así como los dedos a nivel de las articulaciones metacarpofalángicas, con el pulgar opuesto a los otros dedos. Los presión está muy debilitada ya que los flexores se encuentran en desventaja mecánica.

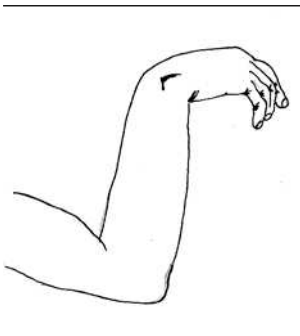


Fig. 4–37. Parálisis del nervio radial.

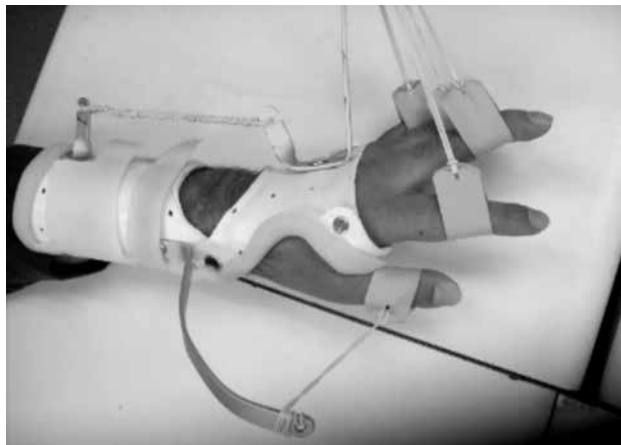


Fig. 4–38.

12.1. Férulas para parálisis del nervio radial

Es necesaria la estabilización de la articulación de la muñeca en posición funcional con la finalidad de evitar la elongación de los tendones extensores y la retracción de sus antagonistas. Podrán emplearse en el tratamiento férulas estáticas posicionales de muñeca (Fig. 6–29) o férulas dinámicas (Fig. 6–38).

B. Parálisis del nervio cubital: su lesión va a provocar una parálisis de toda la pequeña musculatura de la mano, que ocasionará una atrofia característica

- Aplanamiento de la eminencia hipotenar.
- Hundimiento de los espacios interóseos, con prominencia aparente de los extensores, lo que le da al dorso de la mano un aspecto en «parrilla».
- «Garra cubital» (hiperextensión de las articulaciones metacarpofalángicas y flexión interfalángica en los dedos cuarto y quinto).
- Posición de abducción del 5º dedo, por pérdida de la aducción de dicho dedo debido a la parálisis del 4º músculo interóseo.

12.2. Férulas para parálisis de nervio cubital

Férula de Zancoli: creada por el traumatólogo argentino Dr. Eduardo Zancoli. Se trata de una capota dorsal que abarca los metacarpianos y las falanges proximales de los dos últimos dedos y se sostiene con un cierre de velcro. La desventaja radica en que puede provocar compresión de los tendones extensores y en ocasiones no reduce totalmente la garra cubital.



Fig. 4–39. Parálisis del nervio cubital.

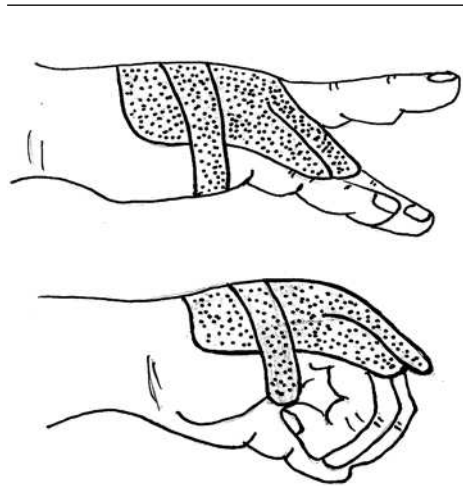


Fig. 4–40. Férula de Zancoli.



Fig. 4-41.

Ortesis tipo Lasso: contribuye a mantener la posición funcional de los dos últimos dedos previniendo la deformidad en garra cubital. Posee un buen ajuste y no necesita de velcro para sostenerla. Se puede confeccionar fácilmente con termoplástico de baja temperatura y puede usarse durante las ocupaciones diarias.

C. Parálisis del nervio mediano: las lesiones que más frecuentemente padece el nervio mediano tienen un asiento bajo, es decir, en el territorio comprendido entre la palma de la mano y el tercio medio del antebrazo.

Esta lesión baja condicionará, a nivel de la mano:

- Pérdida de la abducción palmar del pulgar, por parálisis del abductor corto.
- Pérdida de la flexión de la articulación metacarpofalángica del pulgar, por parálisis del flexor corto.
- Pérdida de la oposición del pulgar con imposibilidad de formar pinza entre pulgar-índice y pulgar-meñique, por parálisis del oponente.
- Pérdida de la estabilidad de los dedos índice y medio al apoyarse sobre el pulpejo, estando las articulaciones interfalángicas en extensión y las articulaciones metacarpofalángicas en flexión, por parálisis del 1º y 2º lumbricales.

Si la lesión tiene lugar en la zona intermedia, es decir, desde el tercio medio del antebrazo hasta el codo, a las parálisis precedentes hay que añadir:

- Pérdida de la flexión de la articulación interfalángica del pulgar por parálisis del flexor largo del pulgar.
- Pérdida de la flexión de las interfalángicas distales del índice y medio, por parálisis del haz externo del flexor profundo de los dedos.
- Pérdida de la flexión de las interfalángicas proximales del índice, medio, anular y meñique, por parálisis del flexor superficial de los dedos.

Si la lesión es alta, es decir, se halla en la zona que va desde el pliegue de flexión del codo hasta la axila, a las parálisis anteriores habrá que añadir (siempre pensando en la mano): debilidad de la flexión activa de la muñeca por parálisis del palmar mayor y del palmar menor. La flexión, sin embargo, es posible gracias a la acción del cubital anterior, pero desviando la mano hacia el lado interno.

Morfológicamente, la parálisis del nervio mediano, a nivel de la mano, da lugar a una marcada atrofia de la eminencia tenar, que se encuentra aplanada, con un pulgar rotado hacia fuera y que, junto al índice, ha perdido su capacidad de flexión al intentar cerrar el puño. En conjunto, la mano adopta una posición característica llamada «mano de simio» por lo que uno de los datos más demostrativos en la exploración clínica es la imposibilidad de la oposición del pulgar.

12.3. Férulas para lesión de nervio mediano

Existen varios tipos de férulas utilizadas durante el tratamiento de las lesiones del nervio mediano. El objetivo fundamental de las mismas es conservar la apertura de la primera comisura.

Siempre debe recordarse la importancia del tratamiento de la sensibilidad y la protección durante el período de anestesia.

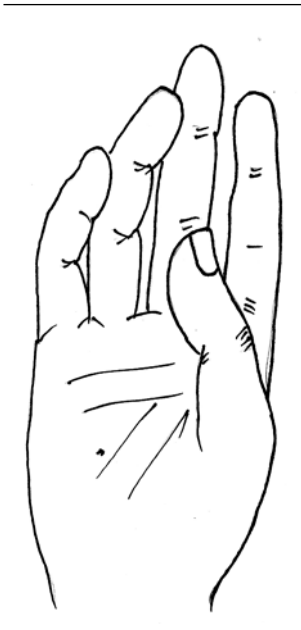


Fig. 4-42. Parálisis del nervio mediano.



Fig. 4-43.

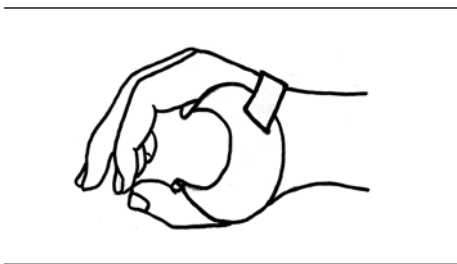


Fig. 4-44. Ortesis estática de oposición en «C».



Fig. 4-45. Férula para parálisis medianocubital.

D. Parálisis medianocubital: la parálisis del nervio mediano asociada con la del nervio cubital produce una deformidad llamada «en garra verdadera»

Con carácter preventivo, las férulas asocian un elemento antigarra similar al utilizado en la parálisis cubital, pero que incluye todos los dedos a nivel de la metacarpo-falángica y un elemento para la primera comisura tipo «C».

13. Parálisis espásticas

Las lesiones de la vía piramidal producen espasticidad la cual se caracteriza por un aumento del tono muscular o hipertonía y resistencia que hace los movimientos más lentos y dificultosos.

En la mano, las parálisis de origen central provocan actitudes anormales e incapacitantes. Las más frecuentes son las siguientes:

- Pronación de la mano, consecuencia directa de la pronación del antebrazo.
- Flexión de la muñeca, que constituye uno de los trastornos más frecuentes y constantes de la mano espástica y un factor de agravación de la debilidad de los flexores largos de los dedos y, por tanto, de la fuerza de prensión.
- Paresia de los flexores de los dedos.
- Paresia de los extensores de los dedos, debida a la hiperactividad de los antagonistas.

Esta actitud característica de la mano espástica no constituye exactamente una auténtica deformidad, sino una discinesia estrechamente relacionada con la actividad funcional.

13.1. Férulas para el tratamiento de la mano espástica

Algunas de las férulas que pueden seleccionarse son:

- **Férula posicional:** confeccionada en termoplástico de baja temperatura. Posee una superficie antebraquiopalmar y una superficie palmar en forma de semiesfera que logra la posición funcional de la mano, el pulgar y la muñeca. Se utiliza en casos clínicos que no presentan espasticidad.
- **Abductor-extensor para dedos (SOFT):** reduce la espasticidad (criterio Bobath) y previene la contractura de los músculos intrínsecos de la mano.
- **Férula antiespástica:** es una férula antebraquio-palmar que mantiene el antebrazo



Fig. 4-46. Férula posicional para mano espástica.

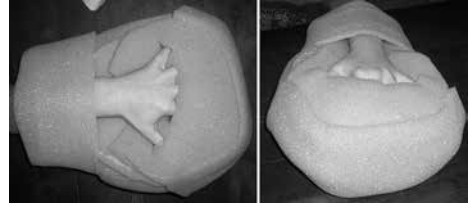


Fig. 4-47. SOFT.



Fig. 4-48. Férula antiespástica.

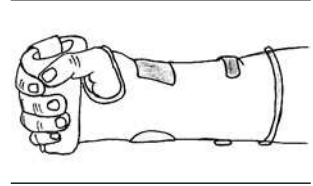


Fig. 4-49. Férula como antiespástica.

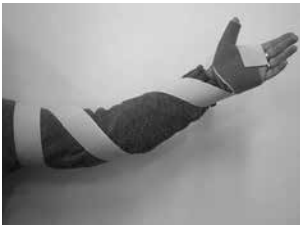


Fig. 4-50. Férula desrotadora.



Fig. 4-51. Abductor de pulgar.



Fig. 4-52. Protectores de palma.

y la muñeca en posición funcional. La posición de los dedos es en abducción (posición que resulta inhibitoria de la espasticidad flexora), mantiene los arcos palmares, su porción antebraquial puede ser dorsal o palmar.

- **Férula como antiespástica:** se trata de una férula antebraquio–palmar confeccionada en termoplástico cuya parte antebraquial comienza en el tercio superior del mismo, cubre la muñeca colocándola en posición funcional para terminar en un cono. La forma del cono contribuye al posicionamiento adecuado de los dedos ya que su diámetro del lado radial es mayor (permite que se forme una «O» entre índice y pulgar) y del lado cubital es menor manteniendo la forma del arco palmar distal.

- **Férula desrotadora:** proporciona estiramiento constante y tracción hacia la supinación evitando la rotación interna del antebrazo. Coloca al pulgar en abducción facilitando las prensiones.

- **Abductor de pulgar:** en algunos casos, cuando la espasticidad es leve, se puede lograr una prensión satisfactoria con solo colocar una férula pequeña para mantener la abducción del pulgar.
- **Protectores de palma:** se utilizan en manos con espasticidad grave. Proporciona los dedos y pulgar protegiendo la piel de la palma e interdigital.

Referencias bibliográficas

- Caillet, R.** (1993). *Síndromes dolorosos: Hom-bro*. Mexico: El Manual Moderno.
- (1990). *Síndromes dolorosos: Incapacidad y dolor de tejidos blandos*. Mexico: El Manual Moderno.
- (1992). *Síndromes dolorosos: Mano*. Mexico: El Manual Moderno.
- Fess E, Ph. C.** (1987). *Hand Splinting Principles and Methods*. 2nd ed. St Louis:CV Mosby Co.
- Hernández Vaquero, D. y Torre Alonso, J.C.** (1999 [2001]). *Mano y muñeca*. España:Masson.
- Irisarri Castro, C.** (2005). *Lesiones de la mano y la muñeca*. Barcelona:Paidotribo.
- Kapandji, I.A.** (1993). *Cuadernos de Fisiología Articular. Miembro Superior*. España:Masson.
- Malick, M.H.O.T.R.** (1985). *Manual on Static Hand Splinting*. Pennsylvania.
- Morán, Ch.A.** (1999). *Fisioterapia de la mano*. Barcelona:Jims.
- Quesnot, A. y Chanussot, J.** (2010). *Rehabilitación del miembro superior*. España:Panamericana.
- Ramos Vertiz, A.J.** (2008). *Tendones flexores*. Buenos Aires:Atlante.
- (2009). *Tendones extensores*. Buenos Aires:Atlante.
- Serra Gabriel, M.R.; Díaz Petit, J. y Sande Carril, M.L.** (1997). *Fisioterapia en traumatología, ortopedia y reumatología*. Barcelona:Springer.
- Trombly, C.A.** (2001). *Terapia Ocupacional para enfermos incapacitados físicamente*. México:La Prensa Médica Mexicana SA.
- Viladot Cohi, C.** (1992 [2005]). *Ortesis y prótesis del aparato locomotor. 3.Extremidad superior*. España:Masson.
- Zambudio Periago, R.** (2009). *Prótesis, ortesis y ayudas técnicas*. España:Elsevier-Masson.

Capítulo 7

Férulas para pacientes con patología osteoarticular

Graciela Alsina

Mónica Ocello

1. Artritis Reumatoidea

La Artritis Reumatoidea (AR) es una enfermedad inflamatoria crónica que afecta las articulaciones (Fig. 7-1), pudiendo también comprometer otros órganos. Las principales lesiones de la AR se encuentran en las articulaciones diartrodiales (articulaciones con tejido sinovial) y en menor medida en tendones, sus vainas y tejido subcutáneo periarticular.

Las manos son afectadas en forma simétrica en casi todos los pacientes.

Las articulaciones más comprometidas son las metacarpofalángicas (MCF), interfalángicas proximales (IFP) y carpos; las interfalángicas distales (IFD) suelen estar respetadas.

Las deformidades que presenta la mano reumatoidea son consecuencia de la alteración del eje, como consecuencia de los trastornos que se producen en la articulación y el aparato músculo tendinoso que la rodea.

Una intervención precoz garantizará un mejor pronóstico funcional.

La sinovitis evoluciona hacia la destrucción del cartílago articular, laxitud articular, adherencias tendinosas y ruptura de tendones. A causa de esto se producen deformidades en la muñeca (Fig. 7-2 a) con desarreglo articular en los huesos del carpo (Fig. 7-2 b). Los dedos presentan diversas deformidades: ráfaga cubital de las articulaciones metacarpofalángicas (Fig. 7-3), dedos en «cuello de cisne», dedos en «boutonnière», dedos en «martillo».

Las lesiones degenerativas destruyen los ligamentos colaterales de las articulaciones metacarpofalángicas y producen la luxación de los tendones extensores hacia el valle intermetacarpiano. De este modo las falanges se subluxan y aparece la desviación cubital de los dedos o «ráfaga cubital» característica en las manos con AR (Fig. 7-3).

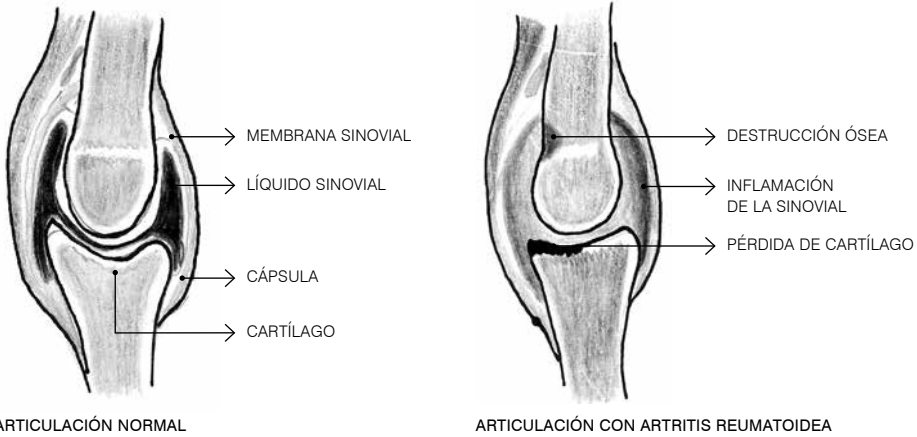


Fig. 7-1. Comparación entre articulación normal y con AR.



Fig. 7-2 a. Subluxación de muñeca.



Fig. 7-2 b. Desarreglo articular.



Fig. 7-3. Desviación cubital de los dedos.

Otros síntomas son: inflamación, dolor, rubor y cambios estructurales en las articulaciones que pueden presentar subluxación, luxación, dolor, tumefacción, rigidez y deformidad afectando el alcance, prensión y coordinación. Tiene períodos de remisiones y exacerbaciones, produce limitación y deformidad progresivas lo cual disminuye la capacidad funcional y psicológica del paciente.

El tratamiento médico quirúrgico consiste en:

- Sinovectomía: se realiza en el primer período (sinovítico) para aliviar el dolor y tumefacción.
- Artroplastías: para aliviar el dolor, alinear las articulaciones, mejorar el arco de movimiento y mejorar la función.

El terapeuta ocupacional ayuda al paciente a aprender un programa autodirigido de protección y función articular para continuar en el hogar. Además prescribe e instruye en el uso de ayudas técnicas o productos de apoyo que facilitan el ejercicio de las ocupaciones diarias, previenen o disminuyen las deformidades articulares.

Son objetivos importantes el logro de:

- Movilidad y fortalecimiento articular.
- Mantenimiento de la fuerza muscular.
- Independencia en los cuidados personales.
- Incremento de la resistencia física y mental.
- Educación acerca de la conservación de energía y provisión de adaptaciones.
- Evaluación y adaptación de las tareas para reducir el estrés.

En forma complementaria con el tratamiento farmacológico, la Terapia Ocupacional (TO) es indicada por el médico reumatólogo para prevenir, recuperar o mantener la máxima capacidad funcional del paciente.

El tratamiento de la AR tiene como objetivos: aliviar el dolor, disminuir la inflamación, prevenir la destrucción articular, corregir la deformidad y preservar la capacidad funcional e independencia personal.

Una de las estrategias de tratamiento en Terapia Ocupacional es la indicación de férulas.

Los objetivos principales del uso de estas férulas son:

- Lograr el reposo de las articulaciones de la muñeca y la mano.
- Aliviar el dolor, prevenir o mitigar la progresión de las deformidades y disminuir la inflamación a través de la inmovilización.
- Alinear y corregir las deformidades con la finalidad de facilitar las actividades de la vida diaria.

La Sociedad Argentina de Reumatología en sus Primeras guías Argentinas de Práctica Clínica en el tratamiento de la AR (año 2004 y actualización 2008) consideró el ferulaje de reposo y funcional en AR con un nivel de evidencia II y grado de recomendación A.

El nivel de evidencia científica sobre esta intervención terapéutica confirma la importancia de su incorporación en el tratamiento integral de la AR.

2. Valva de Reposo de Carpo (VRC)

Están indicadas para dar soporte e inmovilizar articulaciones dolorosas e inflamadas en posición de reposo sin ejercer ninguna tracción sobre los elementos blandos.

La posición en reposo según Melvin es con la muñeca entre 10° y 30° de extensión y 10° de desviación cubital, metacarpofalángicas entre 35° y 45° de flexión, interfalángicas en suave flexión y el pulgar en oposición parcial y abducción. Los dedos índice y pulgar en forma de «C» y los arcos de la mano deben respetarse.

En aquellos pacientes que presenten sintomatología agregada de túnel carpiano, la muñeca se colocará en 0°, para evitar la compresión a nivel del canal del carpo.

La VRC (Fig. 7-4) se puede confeccionar con vendas de yeso (bajo costo) o material termomoldeable. La sujeción se realizará a nivel de antebrazo, muñeca y dedos.

El protocolo de uso será por la noche, no menor a 4 horas. Deberá estar acompañado de un plan de ejercicios para evitar pérdida de fuerza por la inmovilización.

En los casos de compromiso simétrico que tengan la indicación de VRC en ambas manos, deberán usarlas en forma alternada. El ferulaje simultáneo bilateral suele ser muy incómodo para el paciente, interfiriendo en el cumplimiento de uso de la férula.

3. Férula estabilizadora de carpo (Cock-Up) Fig. 7-5

Son indicadas para estabilizar y dar soporte a la muñeca en posición de función.

La férula debe permitir el cierre completo del puño y la oposición del pulgar permitiendo al paciente realizar cualquier actividad sin restricción de la función.

La férula puede ser confeccionada a medida en material termomoldeable, con sujeción de 2 puntos.



Fig. 7-4. Valva de reposo de carpo.



Fig. 7-5. Férula estabilizadora de carpo (custom-made).



Fig. 7-6. Férula estabilizadora estándar con barra palmar.

Las férulas estándares de neoprene con barra palmar (Fig. 7-6) también son indicadas para posicionar la mano, protegiendo la articulación del carpo. Se pondrá especial atención en que la férula no interfiera la función de la mano y que el paciente la sienta confortable.

Los pacientes suelen tener mayor preferencia al uso de férulas menos rígidas.

El protocolo de uso será diurno (no reposo nocturno), en las actividades seleccionadas por la TO, y debiendo adaptarse progresivamente al uso de la férula.

4. Guantes blandos para desviación cubital

La desviación cubital de los dedos se caracteriza por la desviación de los dedos con contractura en flexión de la MTCF; subluxación de tendones extensores; subluxación de la base de la primera falange (F1) y otras alteraciones patológicas: contractura de los interóseos cubitales, abducción del quinto dedo con descenso del cuarto y quinto (Fig. 7-7).

Los guantes blandos para desviación cubital de los dedos (Fig. 7-8) están indicados para dar estabilidad, alineación y mejorar la función prensil incrementando la función de la mano durante las actividades de la vida diaria, recreativas y trabajo.

Se usan sólo en los casos que la deformidad se reduzca en forma activa o pasivamente.

No tiene indicación cuando la deformidad es irreductible.

Son confeccionados en tela de neoprene, con sujeción de velcro. Se deberá poner especial atención en la correcta colocación de la misma, dado que una tracción inadecuada producirá dolor, aumento de la deformidad y discomfort.

El protocolo de uso es diurno, en aquellas actividades que el TO haya seleccionado de acuerdo con cada paciente.

5. Férulas para pulgar

Están indicadas frente a la presencia de dolor, inestabilidad o inflamación de la articulación trapeciometacarpeana o MCF del pulgar.

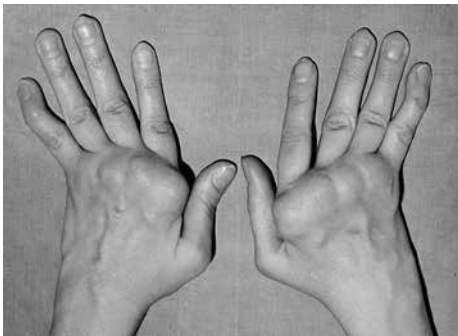


Fig. 7-7. Desviación cubital.



Fig. 7-8. Guantes blandos de neoprene.



Fig. 7-9.



Fig. 7-10. Férula rígida para pulgar.



Fig. 7-11. Férula protectora.

También suelen ser de ayuda frente a la pérdida del primer espacio interóseo, o contractura en aducción del pulgar.

Pueden estar confeccionadas con materiales blandos (elástico, neoprene) de uso estándar, las cuales restringen el movimiento y mejoran la postura de la mano en la prensión (Fig. 7-9).

La confección de férula para pulgar en material rígido inmoviliza las articulaciones comprometidas evitando su movimiento (Fig. 7-10).

El protocolo de uso es diurno, durante la mayor cantidad de actividades que realice el paciente.

Se pueden confeccionar férulas protectoras de posicionamiento y contención (Fig. 7-11) cuya función es disminuir la carga sobre el pulgar durante actividades que demandan presiones finas ó movimientos repetitivos de la muñeca.

6. Férulas digitales

Están indicadas para posicionar adecuadamente articulaciones interfalángicas de los dedos de la mano, con el objetivo de mejorar la función.

La deformidad digital más invalidante en la mano reumática es el cuello de cisne (Fig. 7-12) ya que imposibilita la realización completa del puño. Es producida por causas articulares como subluxación anterior MCF, y adherencias que dificultan la flexión de éstas, y otras causas tendinosas derivadas de la luxación o ruptura del tendón flexor superficial.

La férula indicada será un anillo de presión en tres puntos (Fig. 7-13) para evitar la hiperextensión de la IFP. Se confeccionan en metal o termoplástico. Su protocolo de uso es diurno, en la mayor cantidad de actividades del paciente.

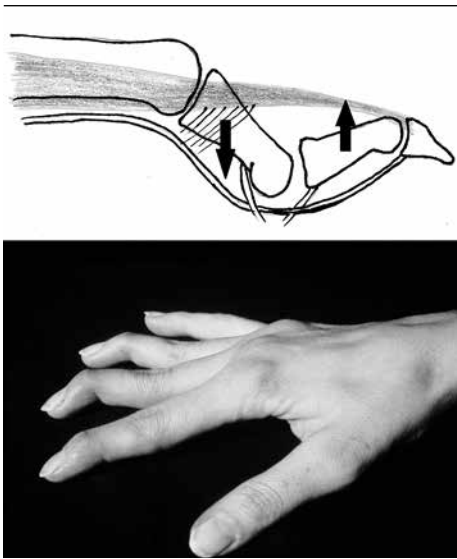


Fig. 7-12.

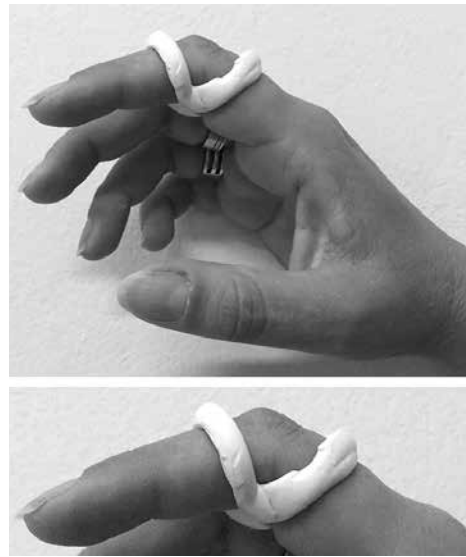


Fig. 7-13.

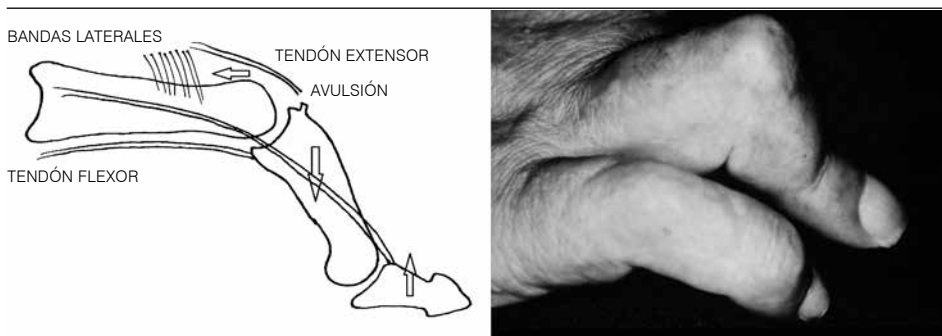


Fig. 7-14. Deformidad en boutonniere.

La deformidad en boutonniere (Fig. 7-14) se caracteriza por deformidad en flexión de la falange media con hiperextensión de la falange distal, debido fundamentalmente a la rotura de la bandeleta media del extensor con desplazamientos de las bandeletas laterales. Es importante remarcar que esta lesión produce muy poco daño funcional, al permitir el agarre digital por lo cual es bien tolerada por el paciente.

La férula indicada, si fuera necesario, será un anillo de presión en tres puntos (Fig. 7-15) en la zona palmar de la falange proximal y media y el dorso de la articulación interfalángica.

El protocolo de uso será diurno, en la mayor cantidad de actividades realizadas por el paciente.



Fig. 7-15.

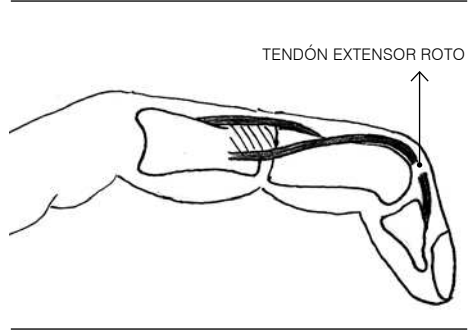


Fig. 7-16. Dedo en martillo.

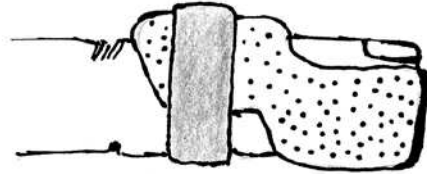
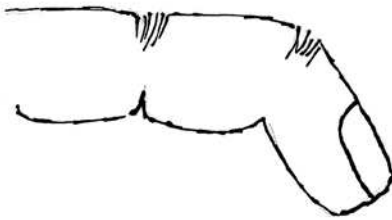


Fig. 7-16. Férula para dedo en martillo .

La deformidad del dedo en martillo presenta la articulación interfalángica distal en flexión (fig. 7-16). Esta deformidad es consecuencia de la ruptura del tendón extensor en su inserción distal lo cual produce la caída de la 3^o falange e imposibilidad de lograr su extensión.

La férula para dedo en martillo (Fig. 7-17) tiene como objetivo lograr la alineación reduciendo dicha falange.

7. Osteoartritis

La osteoartritis u osteoartrosis (OA) es una enfermedad lentamente progresiva mono o poliarticular, de causa no bien conocida, afecta a personas mayores, comprometiéndose manos y articulaciones de descarga.

Su patología podría estar en relación con una laxitud anormal de la cápsula y de los ligamentos, favorecida en ocasiones por microtraumatismos repetidos.

El dolor puede ser espontáneo, punzante y de intensidad variable. Puede desencadenarse o aumentar con la presión o la torsión (estrujar una toalla, etc.), obligando en ocasiones a soltar el objeto. Se caracteriza por dolor, limitación, agrandamiento y deformidad articular (Fig. 7-18).

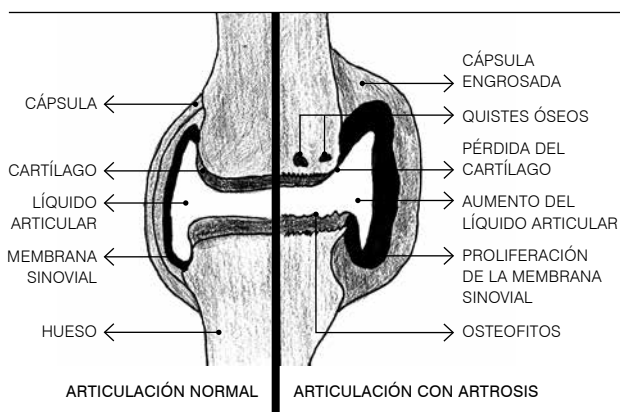


Fig. 7-18. Articulación normal y con OA.

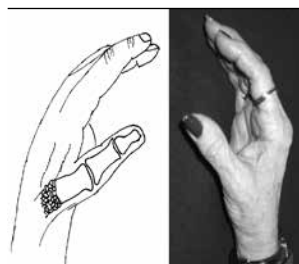


Fig. 7-19. Rizartrrosis del pulgar.

En los primeros estadios de la enfermedad los objetivos en TO serán aliviar el dolor y conservar adecuados patrones de prehensión.

Las VRC suelen estar indicadas por la noche, para un adecuado reposo articular de la mano. El protocolo de uso y materiales para su confección es igual que en AR.

En la mano la articulación comprometida con mayor frecuencia es la trapeciometacarpeana (TMC) del pulgar (rizartrrosis).

7.1. Rizartrrosis de pulgar

La importancia de esta patología radica en el déficit funcional que ocasiona. La articulación TMC es la que permite formar pinzas entre el pulgar y el resto de los dedos, y realizar una fuerza de puño con fuerza. Cualquier proceso patológico que altere el funcionamiento de la articulación causa incapacidad sociolaboral crónica y una importante repercusión en las actividades de la vida diaria.

A la palpación, se aprecia una prominencia en la zona, siendo común la deformidad del pulgar en «Z». Las imágenes radiológicas son típicas: subluxación radial de la base del primer metacarpiano, estrechamiento de la hendidura articular, esclerosis, geodas subcondrales y osteófitos.

De acuerdo con el estadio de la enfermedad será la indicación de un ferulaje de menor a mayor inmovilidad de la TMC.

En un primer estadio se indicará una férula en 8 (Fig. 7-21) para posicionar la mano correctamente y evitar alterar el patrón prensil. Se confecciona con elástico afelpado y velcro. También tiene indicación la férula boomerang de neoprene. (Fig. 7-9).

Ninguna de estas ortesis bloquea totalmente el movimiento, simplemente lo restringe.

En estadios más avanzados la indicación es la férula rígida para inmovilizar el pulgar (Fig. 7-10).



Fig. 7-20.



Fig. 7-21. Férula en ocho.

Es necesario destacar que antes de la indicación del ferulaje se deberá realizar una completa evaluación basal del paciente para obtener parámetros de control válidos y confiables, que permitan evaluar si la intervención es la adecuada.

Junto a la indicación de la ortesis de mano, el paciente deberá realizar un adecuado plan de ejercicios para conservar movilidad articular, fuerza muscular y destreza.

El control de férula deberá realizarse con regularidad con el fin de realizar los ajustes necesarios en la ortesis, en el protocolo de uso, o para valorar eficacia.

8. Productos de apoyo para pacientes con patología osteoarticular

Los productos de apoyo, adaptaciones proporcionados al paciente con patología osteoarticular tienen fines preventivos o paliativos.

Cuatro premisas básicas deberán tenerse en cuenta frente a la indicación del uso de productos de apoyo:

- Los productos de apoyo son indicados en forma personalizada para cada paciente.
- Diferenciar las de uso diurno o nocturno y permanentes o temporarias.
- El paciente debe ser correctamente entrenado en su uso.
- La mejor ayuda es la menos sofisticada.

Los tipos de productos de apoyo más utilizados por el paciente con artritis son los siguientes:

- Para la marcha. Su objetivo es prevenir la deformidad y el dolor. El Terapeuta Ocupacional intervendrá en la modificación de las tomas de los productos de apoyo que facilitan la marcha (bastones, andadores, canadienses).
- Para la prehensión. Tienen como objetivo mejorar la toma para la manipulación y sustituir los inadecuados por los que mejoren la función.
- Es frecuente la indicación de engrosadores de cubiertos, grips anatómicos para escritura, tijeras con asistencia a la apertura.
- Para las actividades de autocuidado. Su objetivo es facilitar la independencia, y evitar la fatiga y el dolor. Como ejemplo tenemos adaptadores para colocarse las

medias, calzadores de mango largo, peines y esponjas con mango largo y curvaturas, abrochadores de botones, barras de sujeción en la ducha.

- Para actividades del hogar. Su objetivo será la facilitación de la tarea reduciendo el estrés sobre las articulaciones. Tienen su indicación abridores de frascos, elementos de limpieza con mangos largos, vajilla liviana, abridores eléctricos de latas, pelapapas ergonómicos, entre otros.

Referencias bibliográficas

Spindler, A. y Lucero, E. (2000). Compromiso articular en la Artritis Reumatoidea. *Reumatología*. Maldonado Cocco, J.; Citera, G.; Paira, S. Buenos Aires: Americana de Publicaciones.

Adan, R.; Siffredi, E. y Alsina, G. (2010). Terapia Ocupacional en Reumatología. *Reumatología*. Maldonado Cocco, J. y Citera, G. Buenos Aires, Argentina: Ediciones Azzurras.

Melvin, J.L. (1990). *Rheumatic disease in the adult and child: Occupational Therapy and Rehabilitation*. 3rd ed. Filadelfia: Davis. Orthotic treatment for the hand.

Babini, J.C.; Arturi, A. y Marcos, J.C. (2000). Osteoartritis. Generalidades y manifestaciones clínicas. *Reumatología*. Maldonado Cocco, J.; Citera, G. y Paira, S. Buenos Aires: Americana de Publicaciones.

• Sitios web

Emagister. (2006). «La artritis reumatoidea refleja impotencia». (Consultado en septiembre de 2011). Recuperado de http://grupos.emagister.com/documento/la_artritis_reumatoidea_refleja_impotencia/1843-206224

Pontificia Universidad Católica de Chile. «Atlas de reumatología» (Consultado en septiembre de 2011). Recuperado de <http://escuela.med.puc.cl/publ/atlasreumatologia/Atlas/14.html>

Galenus. Revista para los médicos de Puerto Rico. «El diagnóstico temprano de la artritis reumatoidea» (Consultado en septiembre de 2011). Recuperado de <http://www.galenusrevista.com/el-diagnostico-temprano-de-la>

Artritis. Unidad 3: Principales enfermedades de nuestro tiempo: Anomalías congénitas, genéticas y otras enfermedades. (Consultado en septiembre de 2011). Recuperado de <http://www.juntadeandalucia.es/averroes/~29701428/salud/artritis.htm>

Capítulo 8

Ortesis y posicionamiento en personas afectadas por quemaduras

Rut Leegstra
Gladys Cangini

1. Introducción

El abordaje de Terapia Ocupacional del paciente quemado es complejo e integral.

El ferulaje, parte importante del tratamiento, es sin duda sólo un aspecto del mismo, que deberá ser aplicado conjuntamente con el resto del tratamiento específico.

Incluso la aceptación del mismo por parte del paciente es un tema que excede a este capítulo.

Nos remitiremos aquí al ferulaje, posicionamiento adecuado y tratamiento compresivo.

En el paciente quemado están afectadas distintas estructuras y funciones (tomando el Marco de Trabajo 2010² a fin de utilizar un lenguaje común).

Estructuras:

- Piel y estructuras relacionadas.
- Estructuras del sistema nervioso.
- Ojos, oídos y las estructuras relacionadas.
- Estructuras implicadas con la voz y el habla.
- Estructuras de los sistemas cardiovascular, inmunológico y respiratorio.
- Estructuras relacionadas con el movimiento (sistema músculo esquelético).
- Estructuras relacionadas con aparato genito–urinario y reproductor.
- Estructuras relacionadas con los sistemas digestivo, metabólico y endócrino.

2. Marco de trabajo para la práctica de Terapia Ocupacional. Dominio y proceso. 2010.

Funciones:

- Mentales
- Sensoriales y de dolor
- Neuromúsculoesqueléticas y relacionadas con el movimiento
- De los sistemas cardiovascular, hematológico, inmunológico, respiratorio

2. Clasificación

A fin de que el lector comprenda el texto es necesario utilizar un mismo léxico, por este motivo recordaremos la siguiente clasificación de las quemaduras. Además se consigna en cada tipo de quemadura la intervención de Terapia Ocupacional.

2.1. Clasificación del Dr. Fortunato Benaim (1971)

Quemadura Tipo «A» Eritematosa: la lesión interesa solo la epidermis, la regeneración se lleva a cabo en pocos días. Eritematosa, de color rojo o rosado brillante, seca y progresivamente pruriginosa. Presencia de hiperalgesia (terminaciones nerviosas intactas). Cura espontáneamente.

Terapia Ocupacional: generalmente no requiere intervención.

Quemadura Tipo «A» Flictenular: la lesión interesa la epidermis y dermis papilar. Color rojizo, húmeda, suave y formación de ampollas. Muy dolorosa. Cicatriza normalmente.

Terapia Ocupacional: generalmente no requiere intervención.

Quemadura Tipo «AB»: dermis reticular. Profundidad variable. Color rojizo moteado. Hipoalgesia. Curación de poca calidad. Es altamente frecuente la presencia de cicatrización hipertrófica.

Terapia Ocupacional: requiere tratamiento, ferulaje, control de cicatrices hipertróficas y presoterapia.

Quemadura tipo «B»: espesor total de piel. Color variable blanquecino a amarillo, marrón o negro. Tejido con consistencia acartonado, requiere injertos.

Terapia Ocupacional: tratamiento pre y pos quirúrgico, ferulaje y presoterapia.

El proceso de cicatrización puede ser anómalo produciendo diferentes grados de deformidad.

Un problema habitual es el desarrollo de cicatrices hipertróficas. Las mismas producen retracciones, deformidades de distinta envergadura, desfiguraciones.

Cuando la cicatriz está en el período denominado «activo» el tejido es inmaduro y se presenta de color rojo o violáceo. Se eleva por encima del nivel de la piel, con diferentes espesores, a veces llega a ser un espesor muy considerable, afectando psíquicamente al paciente. Es una cicatriz dura y se contrae.

En este momento el paciente generalmente presenta prurito en la cicatriz.

En los meses siguientes las cicatrices «maduran», se van conformando más blandas, pálidas aunque persista aún el espesor.

Hay que tener especial atención en las quemaduras de tipo AB que no han sido injertadas ya que desarrollan con mayor frecuencia cicatrices hipertróficas que son complicadas de tratar; además, cuánto más tiempo tarda en epitelizar hay más probabilidad de cicatrización hipertrófica.

La cicatriz hipertrófica requiere especial cuidado, evitando úlceras por decúbito, o lesiones que puedan llevar a una infección, dado que en estos casos se puede desarrollar una mayor hipertrofia.

Cuando la cicatrización es reciente la piel se presenta frágil y se puede lesionar fácilmente por lo cual habrá que tener el mayor cuidado en la colocación de las prendas, vendaje, etcétera.

Según la profundidad de la quemadura puede estar afectada únicamente la piel o involucrar estructuras más profundas como músculos, tendones, huesos.

Indudablemente el ferulaje será acorde al resultado de la evaluación de las estructuras involucradas.

A continuación desarrollaremos primeramente ferulaje y equipamiento, luego el tratamiento compresivo.

3. Ferulaje y equipamiento

El tratamiento de Terapia Ocupacional en la UTI (Unidad de Terapia Intensiva) comienza con el posicionamiento del paciente quemado.

El cuidado posicional comienza desde el primer día de ingreso a la UTI o TI (Terapia Intermedia) de Quemados.

Es muy importante el posicionamiento para disminuir el edema que se desarrolla en los primeros días en un paciente quemado grave, por lo tanto es prioritario colocar los segmentos afectados en posición de drenaje, elevándolos con cuñas de posicionamiento.

El edema se localiza particularmente en rostro, MMSS (Miembros Superiores) y MMII (Miembros Inferiores), generalmente en zona distal.

A fin de posicionar, se utilizan cuñas. Las mismas pueden ser de espuma de poliuretano, PVC graduadas, acrílico o termomoldeables; y en manos guantes elastizados o vendajes funcionales, con vendas autoadherentes, semielastizadas, que no impiden el movimiento.

Al transcurrir los días, si el edema persiste, sobre todo en manos, requiere especial atención, dado que el flujo del edema tiene un alto contenido proteico que se congela alrededor de las estructuras de la mano. Estas estructuras al estar rodeadas de líquido edematoso se engrosan, se acortan y finalmente se convierten en tejido fibroso (Cosentino y otros, 2001) conllevando a secuelas funcionales graves, si no se aborda en su momento y con técnicas específicas.

El posicionamiento respecto de los segmentos comprometidos, debe corresponderse con los siguientes criterios: mantener el cuello y tronco alineados, caderas alineadas, tobillos y pies en correcta posición, si fuera necesario utilizar férulas apoya-pie, con el arco soporta manta.

Para evitar las contracturas, la regla general es la de posicionar el segmento corporal opuesto a la deformidad anticipada, es decir que el segmento afectado se debe posicionar en dirección opuesta a la fuerza que ejerce la retracción.

Es importante recordar esta premisa porque, según en qué zona se encuentre localizada la lesión por quemadura, será el posicionamiento a adoptar. Hay posiciones antiálgicas y deformidades típicas pero no siempre se presenta así. Como ejemplo podemos decir que la muñeca es una articulación que generalmente al estar quemada se presenta en flexión, no obstante aunque infrecuentemente se ha presentado la deformidad en extensión por cicatriz retráctil en el dorso; teniendo en cuenta esto podemos detallar ahora las posiciones antiálgicas que los pacientes adoptan más comúnmente, la posición en la que deben permanecer y los dispositivos de posicionamiento utilizados para tal fin:

Cuello: la posición más habitual que adopta es en flexión. Además según la localización de la quemadura puede lateralizarse hacia uno de los lados. Por tanto se debe alinear y mantener en extensión o hiperextensión. Una forma de lograrlo es simplemente manteniendo la cama recta o colocando una almohada debajo de la espalda. (Fig. 8-1) Pero esto no es aplicable a todo tipo de pacientes ya sea por la escasa colaboración o porque ya estén sedestando, en esos casos se hará uso de un collar blando o rígido.



Fig. 8-1. Posicionamiento en cama.



Fig. 8-2. Férula en Aeroplano.

A fin de tomar la decisión de colocar o no un collar se deberá tener en cuenta que se cuente con personal de enfermería que lo retire para que ejercite los movimientos de cuello. Sino quedaría inmovilizado durante muchas horas e incluso días, cuando es fin de semana.

Hombro: tiende a la aducción, limitación en la flexión y rotación externa. Por lo cual deberá posicionarse en abducción, el elemento más adecuado a utilizar es una férula en aeroplano.

Codo: generalmente adopta la actitud en flexión y pronación. Se deberá colocar en extensión y posición neutra, utilizando férula en extensión de 180°.

Muñeca: adopta la actitud en flexión y puede haber desviaciones laterales, generalmente cubital. Se deberá posicionarla con férula palmar para muñeca en 20 a 30° de extensión.

Mano: la mano quemada reviste cierta complejidad, dado que pueden estar afectadas diferentes zonas por la ubicación de la lesión. Son más comunes las quemaduras de dorso, las palmares son más infrecuentes y difícil de resolver. En líneas generales tenemos que tener en cuenta que las articulaciones metacarpofalángicas (MCF) tienden a la hiperextensión, por lo cual se deberá posicionarlas en flexión de 50 a 70 grados. Las interfalángicas (IF) que presenten deformidad en flexión, se posicionarán en extensión con férula posicional para mano quemada. (Fig. 8-4)

Dicha férula puede elaborarse con materiales de bajo costo como el PVC o también en termomoldeables. Es estática, palmar y debe extenderse aproximadamente dos tercios del largo total del antebrazo, lo cual permite estabilidad. La muñeca con una graduación en extensión entre 20 a 30 grados, MCF en flexión de 50 a 70 grados, interfalángicas en extensión o ligera flexión, pulgar en abducción y ligera flexión de interfalángica.

El dedo meñique tiende a una deformidad típica; además de hiperextenderse la MCF y flexionarse las (IF) se abduce y se rota. En casos graves puede llegar a una deformidad tal que ha hecho tomar decisiones quirúrgicas hasta llegar a la amputa-

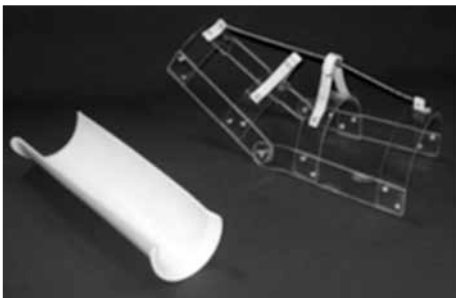


Fig. 8-3. Férulas de Codo.



Fig. 8-4. Férula para Mano quemada.



Fig. 8-5. Férula para meñique, combinada.



Fig. 8-6. Férula para primer espacio.

ción, dado que trae el inconveniente de engancharse con objetos. Por este motivo hay que estar muy atentos y tomar las medidas preventivas.

Se puede utilizar alguna de las siguientes férulas:

- férula para mano quemada combinada con vendaje desrotador con coban,
- férula posicional para dedo meñique con vendaje desrotador con coban,
- férula dinámica para extensión de articulaciones interfalángicas de meñique, con barra lumbrical para evitar hiperextensión de la MCF y vendaje desrotador o
- férula dinámica para flexión de MCF de meñique con vendaje desrotador.

El dedo pulgar se presenta en aducción y extensión de la articulación interfalángica. Se debe posicionar en abducción y flexión de la articulación interfalángica. Se utilizará preferentemente una férula estática.

Tronco: tiende a la desviación escoliótica y/o hacia la convexidad. Se deberá mantener el tronco alineado.

Cadera: la posición antálgica generalmente es en flexión y aducción. Se posicionará en extensión y en abducción de 15°, para ello se utilizará la cama recta y una cuña entre ambos muslos.

Rodilla: la tendencia es llevarla a la flexión, por tanto se posicionará en extensión. Según la colaboración del paciente y la fuerza retráctil se evaluará posicionarla únicamente en extensión con cama recta o con el uso de una férula en extensión de 180°.

Tobillo: generalmente se presenta en flexión plantar, limitándose la flexión dorsal. Por este motivo se debe posicionar el talón a 90°. Una opción es colocar el colchón acortado y



Fig. 8-7. Férula para las rodillas.

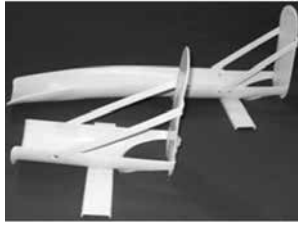


Fig. 8-8. Férulas Antiequino.



Fig. 8-9. Posicionamiento de MM.II.

utilizar la piecera de la cama para hacer tope en la planta del pie; esto es muy conveniente para evitar úlceras de talón por decúbito. Otra forma es con apoya pie o férula antiequino.

La descripción realizada sobre las posiciones antiálgicas típicas, antideformidad y el elemento recomendado para utilizar podemos luego visualizarlo en el Cuadro 1.

Las férulas pueden adquirirse precortadas, o confeccionarlas en base a plantillas básicas teniendo en cuenta la biomecánica del segmento y la premisa que citamos anteriormente: el segmento afectado se debe posicionar en dirección puesta a la fuerza que ejerce la retracción.

Las ortesis aplicables a pacientes quemados tienen la particularidad que al no responder siempre a posiciones convencionales, se diseñan sobre ellos. Por este motivo se utiliza termoplástico de memoria total, para poder realizar las continuas correcciones.

Por ejemplo, la férula posicional para mantener extensión de codo se puede modificar a férula dinámica cuando se requiera. Sobre una férula palmar base se le adosan las bandas de neoprene para evitar la retracción de comisuras interdigitales. La férula en aeroplano con extensión de codo y posición neutra de muñeca, puede modificarse retirando parte de ella, por ejemplo, quedando sólo para mantener la abducción de



Fig. 8-10. Férula para Orificio.



Fig. 8-11. Separadores Bucales.

hombro. El collar que se coloca en cirugía sobre los apósitos, luego de un injerto de cuello, se irá modificando según el vendaje que se haga en cada curación y posteriormente cuando se requiera la función de presoterapia se moldeará nuevamente.

Es decir, que a las férulas base se les puede agregar o quitar partes, según necesidad. Por este motivo, recomendamos la utilización de material termoplástico de óptima calidad.

Hay zonas en el cuerpo quemado, que requieren especial atención: rostro, párpados (ectropión intrínseco o extrínseco), zona peribucal, narinas y canales auditivos externos, cuello, axilas, manos, pies, genitales y articulaciones del codo, muñeca, rodillas y tobillos.

Preservar los orificios es crítico durante el proceso de cicatrización, la viabilidad de narinas, boca, ano y pabellones auriculares se completa con el empleo de ajustadores y expansores que permiten la expansión gradual de los orificios o el mantenimiento de los mismos.

Hay que tener en cuenta que si se coloca una férula, la misma deberá ser retirada para realizar el plan de ejercicios. En ocasiones es difícil contar con personal o familiar que retire y vuelva a colocarla. Por tanto se deberá evaluar exhaustivamente todas las condiciones para decidir la indicación de uso.

Los dispositivos para posicionar cuello y otros elementos de contacto total, se retiran varias veces al día para permitir su higiene y desinfección, evitando de esta manera, ser un reservorio de bacterias, que pueden alojarse entre apósitos húmedos frecuentemente. Se puede aprovechar el momento de su rutina de ejercicios para la desinfección.

Las férulas que se utilizan en el período post quirúrgico inmediato, por ejemplo en el post injerto de axila, hueso poplíteo o cuello, se colocan encima del apósito, en posición antideformidad. El paciente sale del quirófano con el ferulaje indicado, el cual permanecerá los 5 o 6 días en que el injerto debe estar inmovilizado.

Cuando el tratamiento se realiza por consultorio externo es indispensable realizar un seguimiento con frecuencia para ir adecuando la/las férula/férulas a las variaciones que se van sucediendo en la evolución.

El terapeuta ocupacional debe acompañar al paciente en las dificultades de uso que se le presentan y animarlos a la utilización de las mismas.

A continuación (Cuadro 8-1), se puede apreciar el correcto posicionamiento por segmentos corporales y el elemento adecuado para tal fin.

4. Tratamiento compresivo

La presión es un elemento de ayuda en el control de la maduración de las cicatrices, los efectos de la compresión fueron descubiertos en el siglo XVI.

Hugo A. Linares, en publicaciones de 1973, demostró que en las cicatrices hipertóxicas tratadas con presión, se produce una reorganización de las fibras de colágeno y disminución de la vascularización.

Cuadro 8-1.

Segmento	Posición deformante (antiálgica)	Posición antideformidad	Elemento posicional
Cuello	En flexión	En extensión o a hiperextensión	Cama recta (Figura 9.1) Suplemento debajo de la espalda
	Lateralización	Alineado	Collar blando o rígido Rodillos, almohadillas.
Hombro	Aducción y rotación interna	Abeducción	Férula en aeroplano Cuña. (Figura 9.2)
Codo	Flexión y pronación	Extensión y posición neutra	Férula en extensión de 180° (Figura 9.3)
Muñeca	Flexión	20 a 30° de extensión	Férula palmar para muñeca y mano quemada. (Figura 9.4)
	Desviaciones laterales	Alineada	
Mano			
• ManoMCF	Hiperextensión	Flexión 50° a 70°	Férula palmar para muñeca y mano quemada. (Figura 9.4)
• IFP – IFD	Flexión	Extensión	Férula de mano
• Meñique	MCF hiper extensión IFP–IFD flexión Abeducido y rotado	MCF: flexión IFP–IFD: extensión alineado y desrotado	Férula para meñique (Figura 9.5) Vendaje desrotador con coban
• Pulgar	Aducción IF extensión	Abeducción y flexión de IF	Férula estática (Figura 9.6)
Tronco	Contractura escoliótica o convexidad	Alineado	
Cadera	Flexión y aducción	Extensión 15° de abducción respecto de la otra	Cama recta Cuña
Rodilla	Flexión	Extensión	Cama recta Férula en 180° de extensión (Figura 9.7)
Tobillo	Limitación flexión dorsal	Talón 90°	Apoya pie Férula antiequino (Figura 9.8) Colchón acortado (Figura 9.9)

La presoterapia es un tratamiento que tiene distintas finalidades: reduce el edema, la inflamación, el prurito, conduce a la disminución del relieve de la cicatriz.

Una cicatriz hipertrófica no solo es un problema estético, sino que también puede serlo funcional, de acuerdo con el lugar donde se desarrolle.

En pacientes con quemaduras AB y B, en períodos pre y pos injertos, se debe tener en cuenta la atención temprana en la formación de la cicatriz.



Fig. 8-12. Guante de tubulares.

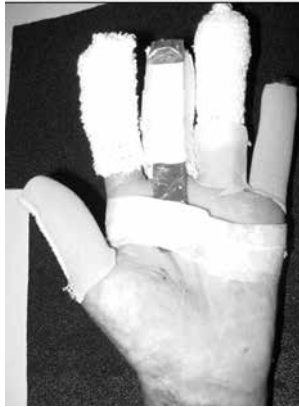


Fig. 8-13. Paciente en tratamiento.



Fig. 8-14. Guante compresivo de Lycra .



Fig. 8-15. Mentonera de Lycra.



Fig. 8-16. Elementos para presoterapia.

Muchas veces en etapa aguda, conviven zonas ya cicatrizadas con otras aún cruentas, por lo tanto se debe iniciar una presoterapia intermedia, parcial, en el que seguramente no podrá usarse una prenda elastizada, de lycra, sino vendajes elastizados, mallas tubulares elastizadas, guantes de presión intermedia. (Fig. 8-12) En muchas ocasiones es necesario combinar diferentes elementos compresivos. (Fig. 8-13)

Las prendas se indican y se diseñan en forma individual para cada paciente, cubriendo las zonas quemadas, ya curadas: guantes cortos, largos, mangas, camisetas, calzas, medias, escafandras, mentoneras, etcétera.

El objetivo de la presión es lograr isquemia de la cicatriz, la función de las prendas es aplanar y reblandecer el tejido cicatrizal.

La presión siempre debe ser constante durante la etapa de cicatrización activa. Se utilizan debajo de la prenda o vendaje, entre la piel y la prenda, conformadores de silicona, espuma de poliuretano, para lograr una presión óptima y pareja de la zona.

Para determinadas cicatrices hipertróficas, irregulares y rebeldes a la presión de un vendaje o prenda, se agrega para el tratamiento, una placa compresiva, conformador de silicona, espuma de poliuretano, plastazote, neoprene.

La placa compresiva se modela en material termoplástico sobre la zona a comprimir, la que se usará de modo alternado con la prenda y silicona, o en algunos casos sumando dichos elementos.

A continuación veremos diferentes ejemplos del uso de las placas compresivas.

En la Figura 8-17 se muestra una retracción del cuello, la cual es tratada con un collar compresivo que se modifica a medida que se produce la elongación de la piel. (Fig. 8-18)

En la Figura 8-19 se visualizan dos placas compresivas de rostro de forma irregular que se adapta a la forma de la cicatriz producida por la quemadura.

La Figura 8-20 muestra una máscara de presoterapia en la cual se combinan la prenda compresiva elástica y placas de rostro en la zona de nariz y peribucal.

La maduración de la cicatriz puede llevar entre 6 meses y un año, en algunos casos prolongarse hasta los 2 años. En éste tiempo deberá continuarse el tratamiento compresivo.



Fig. 8-17. Retracción de cuello.

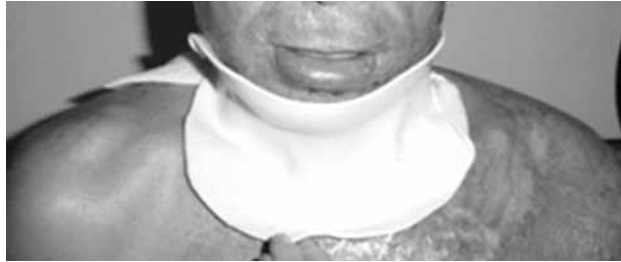


Fig. 8-18. Collar en termoplástico.



Fig. 8-19. Placa de rostro.



Fig. 8-20. Máscara de presoterapia.

Tiempo de uso y duración del tratamiento: se recomienda utilizarlo durante 23 horas diarias y no menos de un año. Para que sea efectivo debe usarse continuamente.

Cuando el paciente no cumple con el tiempo de uso indicado es conveniente priorizar las horas de uso en las zonas de cicatrices más activas y/o en las que tenga mayor preocupación ya sea estética o funcional. Siempre informar al paciente que el resultado es proporcional al tiempo de uso.

Los días de intenso calor se debe retirar la silicona con más frecuencia y dejar la zona al aire libre durante más tiempo.

«Los médicos australianos fueron los primeros en describir el uso de geles de silicona en 1982 como ayudante de la presoterapia, y luego la investigación (Ahn y cls., 1991; Quinn, 1987) demostró que se produce ablandamiento y aumento de la elasticidad del tejido de la cicatriz. Los mecanismos de acción de estos geles son todavía tema de investigación, pero se cree que el efecto beneficioso se debe a la hidratación y no a la presión» (Turner Anie, 2002).

4.1. Pautas para la eficacia de la presoterapia

- Ausencia de edema.
- Tensión del tejido de la prenda: la prenda debe ser lo suficientemente pequeña y estrecha.
- Tolerancia por parte del paciente: en relación con la presión, el tiempo de uso y elementos a utilizar.
- Que la piel se ha blanqueado (observación de la isquemia), aplanado y se presenta más flexible. No obstante, al retirar la presión, la cicatriz vuelve inmediatamente al estado anterior, ocurriendo esto mientras está en la fase activa de la cicatrización.
- Disminución del prurito.
- Disminución del dolor.

4.2. Pautas para la suspensión de la presoterapia

Estará en relación con el tiempo transcurrido desde la quemadura y las características de la piel del paciente.

- Estabilidad del color y la forma.
- La cicatriz se torna flexible.
- Desaparición del prurito, o atenuación.
- Desaparición del blanqueo al ejercer presión.

El retiro de la compresión se realizará en forma gradual.

4.3 ¿Por qué fracasa el tratamiento compresivo?

Aquí es fundamental el rol de Terapia Ocupacional. El paciente puede tener indicados los elementos compresivos que harían un tratamiento exitoso, sin embargo si no se

hace la acomodación permanente de dichos elementos a las necesidades, tanto físicas como psicoemocionales el tratamiento puede fracasar.

Está en la habilidad del Terapeuta Ocupacional, encontrar siempre una alternativa al elemento que es rechazado por el paciente. Se debe crear un clima de confianza para que el paciente pueda manifestar su disconformidad con el uso de los elementos compresivos, antes de dejar de utilizar alguno de ellos o abandonar el tratamiento.

Algunas de las variables que deberán ser tenidas en cuenta son:

- Ausencia o inadecuado seguimiento del paciente luego del alta de internación.
- Falta de interés del paciente.
- Trastornos psiquiátricos o de comprensión.
- Excesivo calor.
- Tardanza en obtener el equipamiento ya sea por razones económicas, de trámites engorrosos, u otros.

4.4. Criterios a tener en cuenta para el equipamiento. Férulas. Placas compresivas

El ferulaje se utiliza en:

- El período agudo, prequirúrgico o no.
- El posquirúrgico inmediato de segmentos que lo requieran (a partir del 5° o 6° día).
- La reeducación funcional: para mantener y/o corregir posiciones; asistir al tratamiento, fortalecimiento muscular, etc. (Ejemplo: férula elastizada de la Fig. 8–21).
- La presoterapia.

Otras consideraciones:

- La inmovilización no debe abarcar segmentos no involucrados en la quemadura.
- La presión ejercida por la placa compresiva debe ser más alta que la de la deformidad.



Fig. 8–21. Férula elastizada.

- Evitar constricción del edema con los elementos de sujeción de las férulas.
- Debe proporcionar un estiramiento suave y prolongado.
- La silicona o gel polímero, se usan sobre la piel curada, fijándolas con vendas, mallas tipo surgifix, tubulares de algodón. No se aplica sobre heridas abiertas.
- Facilitar la higiene y desinfección de las mismas.

4.5. Características de los materiales utilizados para la confección de férulas

Existen diferentes tipos de materiales que pueden ser utilizados:

- PVC: material resistente, en algunas se requiere modelar sobre molde de yeso, en otras se puede confeccionar férulas estándar sin molde. Es moldeable a alta temperatura.
- Acrílico: se ha utilizado férulas de acrílico con moldes previos y placas compresivas, siendo un material resistente pero muy frágil a los golpes, caídas y perforaciones. Es decir requiere enseñar al personal de enfermería, paciente y su familia el cuidado para que no se rompa. Es moldeable a alta temperatura.
- Material termoplástico: se pueden utilizar materiales termoplásticos de baja temperaturas con o sin memoria, de diferentes espesores; pueden ser microperforados o planos según la zona a tratar.

La elección del material dependerá de la función del ferulaje (acorde a la fuerza que debe soportar), la zona a tratar, el tipo de cicatriz, el grado de presión que requiera. Por ejemplo, para una férula que requerirá modificaciones se usará termoplástico con memoria, en cambio cuando no requiera ajustes se elegirá sin memoria, ya que es de menor costo, por ejemplo un collar posicional.

Las férulas o placas compresivas requerirán continuos ajustes y/o remodelación, según los cambios que se van produciendo en la evolución. Por ejemplo: disminución del edema, grado de contracción y/o espesor de la cicatriz.

Características de la silicona:

- **Gel polímero:** se presentan en planchas transparentes, gel adherido a la tela soporte, vendas elásticas con de gel con tela y sin tela.

No es tóxico ni alergénico. Infrecuentemente se observó en algunos pacientes irritación o picazón en ese caso es conveniente suspender y probar con otro material.

Algunos sugieren colocar talco férula y/o espaciar el tiempo de uso.

- **Siliconas:** se presentan en planchas de diferente tamaño y espesor. Utilizando producto de buena calidad, habitualmente no se observa irritación ni picazón. No debe agregarse polvos.

5. Higiene y cuidados

Los elementos ya sea material termoplástico, de sujeción: venda elástica, velcro,

silicona, etc., deben ser higienizados con frecuencia, con un jabón neutro o jabón blanco y agua fría, como mínimo una vez al día.

Las prendas, vendas y demás elementos elastizados luego de lavarlos se deberán apoyar en una superficie y a la sombra. No colgarlos ni retorcerlos, porque se estirarían, perdiendo la tensión necesaria.

El gel polímero además de lavarlo también con agua fría y jabón neutro, se deberá colocar en heladera hasta ser utilizada, habiendo sido espolvoreada previamente con polvo de fécula. No se debe dejar cerca de fuentes de calor.

Referencias bibliográficas

- American Occupational Therapy Association** (2008 [2010]). Marco de Trabajo para la práctica de Terapia Ocupacional. Dominio y proceso. 2° Edición. Traducción y adaptación al español. España: Interamericana Mc Graw-Hill.
- Benaim y otros** (1993). *Tratado de quemaduras*. España: Interamericana Mc Graw-Hill.
- Cooper, C.** (2007). *Fundamentals of hand therapy*. Estados Unidos: Elsevier Mosby.
- Cosentino y otros** (2001). *Miembro superior*. Argentina: Graficar.
- Hunter y otros** (1995). *Rehabilitation of the Hand. Surgery and therapy*. Estados Unidos: Mosby.
- Leegstra, M.** (1995). «Tratamiento compresivo. Variables a considerar para una correcta indicación». Presentado en el VI Congreso Argentino de Quemaduras. I Congreso Iberoamericano de Quemaduras. Misiones.
- Trombly, C.A.** (1995). *Occupational Therapy for Physical Dysfunction*. 4° Edición. United States Of America: Williams y Willkins.
- Turner, A. y otros.** (2002). *Terapia ocupacional y disfunción física. Principios, técnicas y práctica*. 5° Edición. Madrid, España: Elsevier Science.
- Willard, Spackman y colaboradores.** (1998). *Terapia Ocupacional*. 8° Edición. Argentina: Editorial Panamericana.

Capítulo 9

Adaptaciones blandas

Graciela Petrolini

1. El niño con disfunción cerebral y el uso de adaptaciones blandas

El trabajo con niños con problemas neurológicos, lleva a probar diferentes estrategias, el abordaje tiene el objetivo de mejorar la calidad de vida del paciente y su familia, la cual emplea más recursos por costumbre, que por solucionar la dificultad.

En las evaluaciones, cuando se le pide a la mamá que maneje al niño como lo hace en su casa, aparecen conductas que tienen que ver muchas veces, con que el paciente esté entretenido, y pocas para modificar sus hábitos.

Es necesario en las evaluaciones hacer el señalamiento correspondiente, imitando lo realizado por el familiar y estimularlo a que encuentre la diferencia, por ejemplo, entre cantarle y que el niño escuche la radio.

Es otro objetivo, llevar a la familia al cambio de hábitos, acompañarlos a abandonar las costumbres que interfieren en el tratamiento.

La posibilidad de que el niño capte los estímulos externos y los procese adecuadamente para generar una respuesta motora satisfactoria dependerá, entre otras variables, del control que pueda ejercer sobre sus movimientos.

Cuando realizamos un movimiento, los músculos que favorecen la acción llamados, agonistas, se contraen, mientras que aquellos que producen la acción contraria a los que se los denomina antagonistas, se relajan, para favorecer el movimiento. Esta armonía de funciones, está alterada en el niño con disfunción cerebral (DC). Estos niños no tienen una buena información con respecto a la ubicación de su cuerpo en el espacio, lo cual es consecuencia entre otras variables, de las alteraciones del movimiento. Cuando se fuerza a una corrección al patrón anormal, en lugar de lograr la postura esperada, se refuerza la actitud patológica, por ejemplo un niño con tónico nuczal asimétrico derecho (tendencia a rotar la cabeza hacia la derecha), si se le fuerza a llevar su cabeza hacia la izquierda, ofrecerá mayor resistencia hacia este

movimiento, este niño no tiene un tono normal, no puede recibir la imagen adecuada de sus movimientos.

Cuando terapeuta o familiar modifica el movimiento con sus manos debe hacerlo en forma lenta y ofreciendo poca resistencia, de este modo los músculos involucrados pueden relajarse.

Si el tono muscular cambia y logra normalizarse en parte, si se inhiben las posturas patológicas, el movimiento será más puro y gratificante y el paciente intentará repetirlo ya que recibe una información diferente. Al utilizar adaptaciones blandas, que ofrece una resistencia maleable, se puede llegar beneficiosamente a este resultado.

El uso de elementos duros, tablas que se colocan en los asientos, coderas rígidas, etc., hace que el paciente tarde más tiempo en adecuarse y no reciba una sensación agradable, ni funcional.

La familia sabe facilitar el desempeño de estos niños, pero no siempre en forma correcta, esta modalidad implica muchas veces que la actividad no esté preservando las capacidades que el niño puede desarrollar, si no, aumentando sus dificultades, deshaciendo lo que se hace en el tratamiento.

En los niños con DC siempre los movimientos dirigidos hacia un objeto, implican un gran esfuerzo de coordinación. El sistema del tacto posee el órgano más grande de todo el cuerpo, qué es la piel.

Un niño, para desarrollarse normalmente, necesita recibir sensaciones de tocar, de mirar, etcétera.

El tacto hace posible el ordenamiento de los estímulos, tocar es la base de una imagen de la realidad, dando información al cerebro sobre el estado del cuerpo y su alrededor.

La piel, en toda su extensión, discrimina los estímulos satisfactorios e incómodos.

Si hay un estímulo durante mucho tiempo, nos acostumbramos a él y solo nos damos cuenta cuando falta, la única forma de estímulo sin acostumbramiento es el dolor.

La propiocepción, es el sentido del propio cuerpo, la percepción de la postura en el espacio.

Las alteraciones de los niños con DC en este sistema, hace que se busquen alternativas para que su piel reciba la información necesaria y la respuesta a este estímulo sea más ordenada.

Se considera que al ofrecer una resistencia blanda al movimiento, existe la posibilidad de que éste sea más productivo, ya que no es una mano que se opone groseramente, sino que es un elemento flexible que le ofrece resistencia blanda y contención a todo el cuerpo. Las características del material, y la influencia, aportada por la tracción que ejercen las tiras de abrojo, producen el resultado que se ve en las figuras que presentaré más adelante.

El sistema de la propiocepción es la información del propio cuerpo en el espacio. Las sensaciones dicen al cerebro lo que el cuerpo está haciendo.

La integración sensorial es la organización de estas sensaciones, convirtiéndolas en información. En el niño sano esta integración es automática, en el niño con DC debemos estimularla para que se pueda desarrollar.

Las adaptaciones blandas están diseñadas terapéuticamente para pacientes con daños neurológicos, apuntan a la modificación de la postura, a la modificación del movimiento involuntario y a la relajación por medio de elementos que actúan sobre el cuerpo.

Las adaptaciones blandas están confeccionadas con goma espuma de diferentes densidades, según el objetivo, y recubiertas con materiales específicos, los cuales también satisfacen las necesidades que la indicación requiera.

Dentro de la práctica profesional de la terapia ocupacional, se trata de lograr la mejor función y otorgar por medio de adaptaciones puntos de apoyo para optimizar el movimiento y la postura.

Estas adaptaciones me han dado buen resultado en pacientes con disfunción cerebral, sobre todo en aquellos tan severos, donde, el posicionamiento es uno de los aportes más importantes al tratamiento.

Las adaptaciones blandas no deben ajustar, se debe poder pasar un dedo cómodamente entre el cuerpo y la adaptación, si el paciente tuviera alguna reacción de piel, no se debe poner sola, sino sobre una prenda finita.

Es mejor ocultarlas debajo de la ropa, para que la información propioceptiva táctil, sea más efectiva.

Las adaptaciones blandas deben estar fabricadas con goma espuma, la que no puede ser reemplazada por otro material, el cual no daría el mismo resultado.

Los efectos de las adaptaciones blandas se producen mientras se usen y desaparecen segundos después de sacarlas.

Las adaptaciones al principio molestan y puede ser que el niño haga resistencia a las mismas, por eso es importante que se les dé tiempo, que puedan jugar con ellas, que el niño sienta que no lastiman, y que solo las utilizará cuando esté realizando una actividad, necesitando entrenamiento para su uso.

Las adaptaciones que van sobre el cuerpo, no deben ponerse siempre, ya que el paciente se acostumbrará y perderá la información. Si hay un estímulo durante mucho tiempo nos acostumbramos y solo cuando falta nos damos cuenta.

Es aconsejable el uso intermitente de las adaptaciones a intervalos regulares, que se mantengan durante el mismo tiempo. Esta aplicación hace que el paciente no se abandone a la facilitación de la adaptación, si no que busque poder realizar la función sin ella.

Las adaptaciones blandas proveen una sensación agradable, ya que no contienen ningún elemento rígido.

También pueden ser utilizadas en el tratamiento de pacientes adultos.

Cuando la goma espuma pierde la densidad es preciso reemplazarla.

A continuación describiré cada una de las adaptaciones, su aplicación en el tratamiento de niños con DC y los beneficios obtenidos.

2. Adaptaciones blandas

2.1. Codera

Se coloca sobre la articulación del codo, al ser totalmente blanda, permite que este se flexione, como la goma espuma tiene la posibilidad de expandirse produce un efecto rebote, asistiendo a la extensión del codo.

La mano al estar más abierta, a consecuencia de la relajación del codo, se prepara mejor para la prehensión y ayuda a que el pulgar salga de adentro de la palma.

Proporciona un espacio, entre la orden y la ejecución de la acción, lentificando el movimiento, lo que beneficia a la coordinación en pacientes con movimientos anormales, en los cuales también aporta un trazo más suave en la escritura.

Impide que el codo choque con la superficie dura de la mesa.

En el caso de pacientes con hemiparesia, estabiliza el codo durante la marcha.

Como lo indica la figura 9-1, en el miembro superior derecho de la paciente, aparece una postura de movimientos anormales, sin incluirlo en la actividad, este brazo no es útil para la niña durante el juego.

Al colocarle la codera, figura 9-2, modifica la postura, favorece el apoyo de la mano y empieza integrarlo en la actividad, la información que le produce en el codo hace que su cuerpo se organice, teniendo una mayor referencia.

2.2. Rodilleras

Las rodilleras se colocan alrededor de la articulación de la rodilla con el objetivo de relajar una postura con espasticidad.



Fig. 9-1. Postura anormal de Miembro Superior Derecho.



Fig. 9-2. Al colocar la codera, disminuye la postura anormal e integra el Miembro Superior Derecho como apoyo.



Fig. 9-3. Rodilleras.

Como muestra la figura 9–3, al ser de mayor grosor, favorecen a la separación de los miembros inferiores.

Se usan para dormir, y es un paso previo para las valvas rígidas. Evitan que el paciente se lastime por roce.

Pueden ser utilizadas también en la bipedestación estabilizando la extensión de rodillas.

2.3. Banda para cintura pélvica

La banda se coloca en forma de ocho en la articulación de la cadera. Si se coloca de adelante hacia atrás abduce los miembros inferiores, si se la coloca en forma inversa los aduce.

Es útil usarla cuando el paciente está en posición sedente ya que mantiene la cadera en flexión evitando que el paciente se deslice hacia delante, lo cual brinda adecuada información propioceptiva.

Durante la marcha asistida por andador favorece el desplazamiento.

Cuando las usan de noche, las mamás refieren que por la mañana pueden cambiar mejor los pañales.

En la figura 9–4 podemos ver la postura de los miembros inferiores de la niña, y en la figura 9–5, vemos como al colocarle la banda abduce sus miembros inferiores, y favorece la rotación externa.

2.4. Buzo

En este paciente que se muestra en la figura 9–6 vemos la actividad refleja patológica.

Al colocar el buzo, con los abrojos vamos dando la información que necesitamos, oponiéndonos a las posturas que dificultan las actividades, se imprime una función



Fig. 9–4. Postura de los miembros inferiores sin banda pélvica.



Fig. 9–5. Postura modificada por la banda de cintura pélvica.



Fig. 9-6. Postura acentuada por actividad refleja patológica.



Fig. 9-7. Postura adecuada usando el buzo.

pareja de sostén a todo el tronco, que causa un efecto protector al cubrir gran superficie de su cuerpo. (Fig. 9-7)

Con esta adaptación el niño organiza su postura, disminuye la actividad refleja, logra bajar sus miembros superiores e intentar un apoyo, ordena la mirada, dirige la mirada hacia el objeto y, si se ubica el juguete en la línea media, se estimula la prensión del mismo.

2.5. Desrotador

Como muestra la misma figura 9-7, en los miembros inferiores se adoso un desrotador de igual material, para preparar la posición sedente abduciendo sus miembros inferiores, al incluir el pie hace más beneficiosa la postura, evitando el entrecruzamiento de los miembros inferiores.

Este paciente debe usar el desrotador por la noche, envolviendo sus pies para evitar que se lastime.

2.6. Buzo y pantalón

Ante la derivación de pacientes severos, fue necesario crear un traje para evitar colocar varias adaptaciones por separado.

En el caso de la figura 9-8 vemos que la paciente tiene escasa conexión con el mundo externo, la mamá confeccionó un traje de goma espuma y se produjeron cambios significativos como la posibilidad de mejorar la postura en posición sedente, ya que al sentir la información de sostén en toda la superficie de su cuerpo, y al no quedar ningún espacio libre, puede perder el miedo y relajarse. (Fig. 9-9)

En niños de mayor edad, hay que hacer un entrenamiento progresivo y lento al uso de los trajes, no intentar ponérselos inmediatamente, hay que respetar la postura en que este paciente ha vivido hasta el momento y sería contraproducente querer cambiar la apariencia rápidamente



Fig. 9-8. Paciente con rotación de cadera en oposición a la rotación del tronco.



Fig. 9-9. Al colocarle el equipo de goma espuma mejora la postura.



Fig. 9-10. Sillón salvavidas.

En estos casos, no es terapéutico que la adaptación lleve a la extensión al codo que está flexionado, lo mejor es acompañar, con la adaptación a la flexión, hasta que se pueda ir modificando con el tratamiento.

La ejecución de una acción, tiende siempre a modificar una postura, por lo que la postura tiene que ser dominada y habrá un esfuerzo para que esa postura pueda ser mantenida.

Si la postura esta mantenida por un elemento externo, como se muestra en la figura 9-10, el sillón, el niño no necesita prestar atención al mantenimiento de la misma, y podrá jugar libremente.

2.7. Sillón salvavidas

El asiento que se visualiza en la figura 9-10 es utilizado especialmente en aquellos pacientes que presentan grupos extensores fuertes que hace difícil posicionarlos. El asiento lo contiene y le da buena información de sostén, aportando relajación a la postura ya que logra flexionar su cadera.

El niño se puede conectar mejor con su entorno, porque de esta forma ubica mejor la mirada, se pueden poner los juguetes en la línea media.

Es ventajoso en pacientes con movimientos involuntarios, favorece el uso de los pies, se puede regular la profundidad del agujero rellenándolo con un almohadón.

2.8. Puente (Fig. 9-11)

Puede reemplazar el rollo en una postura prono ya que ofrece control lateral, debe tener la altura que el paciente necesita para la cuadrupedia, si se le hace un agujero

redondo, a medida, donde el niño apoya, se puede trabajar con un paciente que tiene botón gástrico.

2.9. Sillón esquinero de contención lateral (Fig. 9–12)

Este asiento resulta muy contenedor ya que el paciente tiene todo su cuerpo apoyado e informado y esto le da confianza para actuar.

El separador facilita la abducción de ambos miembros inferiores y, al ser blando, no ofrece resistencia. Es necesario que los pies queden apoyados como siempre que el niño esté sentado ya que al sentir el piso aumenta su seguridad.

Se considera importante que al posicionar pacientes con movimientos muy bruscos, se coloque el asiento en una esquina de la pared y se eleve la altura del respaldo si el niño deja caer su cabeza hacia atrás para evitar golpes.

2.10. Asiento fiaca (Fig. 9–13)

El asiento fiaca ayuda a sostener a un niño difícil de sentar. La tela con la que está confeccionado lo hace antideslizante y el relleno de bolitas de telgopor, sin ningún otro agregado, lo hace maleable y permite adecuarlo a cualquier postura, utilizando abrojos que se adhieren a la misma tela. Además permite una postura cómoda y relajante.

2.11. Juguetes con peso

Estas adaptaciones no son de uso permanente, como todas las adaptaciones descritas logran que el paciente pueda experimentar una postura correcta, realizar una actividad satisfactoriamente y recuerde esta información cuando no use la adaptación.

Son Juguetes blandos, tipo peluche, a los cuales se les cambia el relleno, para que sea pesado. El relleno se tiene que poder deslizar por el interior del mismo.

El juguete con peso actúa también por información propioceptiva de sostén. Proporciona información de sostén.

En este caso, beneficia el control de tronco y la abducción de los miembros inferiores, protección, al ponerlo encima, en el caso de niños con poca visión cuando se les saca la ropa. El paciente con distonía lo siente muy agradable.

En la figura 9–14, vemos a la paciente intentando mantener su postura, al agregarle el juguete con peso, beneficia a que la paciente este mejor sentada, separe sus miembros inferiores y alterne realizar una actividad sin miedo a caerse. (Fig. 9–15)

2.12. Adaptaciones para el agua

Son adaptaciones que no cumplen la función de un salvavidas sino de flotadores. Están destinados a trabajos terapéuticos en el agua, y diseñados de acuerdo con las necesidades de cada paciente. Están confeccionadas con material «flota flota» (Fig. 9–16 y 9–17).



Fig. 9-11. Puente.



Fig. 9-12. Asiento esquinero de contención lateral.



Fig. 9-13. Asiento Fiaca.



Fig. 9-14. Paciente sin la información del peso.



Fig. 9-15. Al colocarle el peso, tiene más seguridad y recibe información hacia una postura más adecuada.



Fig. 9-16. Flotador con sostén axilar.



Fig. 9-17. Flotador que favorece una postura más relajante.

3. Conclusión

Mi trabajo con adaptaciones blandas comienza en el año 1989, experiencia que continuó en la actualidad, ya que estos materiales me brindan siempre posibilidad de crear.

Las adaptaciones blandas fueron diseñadas en un principio para pacientes con movimientos involuntarios, donde se ven los mejores resultados, luego fueron instrumentadas en pacientes con otras características como la espasticidad, rigidez, hipotonía.

No han producido resultado en la inhibición del temblor cerebeloso atáxico, prefiriendo en estos casos el peso.

Estas adaptaciones son herramientas de trabajo que ayudan al desempeño profesional del terapeuta ocupacional.

Quiero agradecer a todos los que colaboraron para realizar esta trayectoria y en especial a mis pacientes y sus familias, que permitieron la publicación de las fotos.

Referencias bibliográficas

- Barraquer Borda, A.L.** (1968). *Neurología Fundamental, Fisiopatología, Semiología, Síndromes, Exploraciones*. Barcelona:Ediciones Toray. SA.
- Bobath, B. y Bobath, K.** (1996). *Desarrollo motor en distintos tipos de parálisis cerebral*. Buenos Aires:Editorial Médica Panamericana.
- Cellonea Bersano, A.; Bozzo, S.; Rodríguez Vélez, A.; García, E.; Natalicio, J. y Limau** (2001). Grupo de Estudio Interinstitucional de Investigación Cualitativa en Rehabilitación. *Boletín del Departamento de Docencia e Investigación del Instituto de Rehabilitación Psicosfísica. Investigación Cualitativa en Rehabilitación* Vol.5, N° 3.
- Costa de Souza, A.M.I. Ferrato,** (1998). *Parálisis cerebral. Aspectos prácticos*. Sao Paulo: Memmon.
- Jean Ayres, A.** (1998). *La integración sensorial y el niño*. México:Trillas.
- Juerico, S.B.** (1984). *Desenvolvimento psicomotor da mao*. Río de Janeiro. Brasil:Enelivros.
- Micheli, Scorticati, Cersosimo.** (2002). *Vivir con distonía*. Buenos Aires:Editorial Médica Panamericana.
- Petrolini Graciela.** Adaptaciones Blandas. *Revista Científica de la Sociedad Argentina de Medicina Física y Rehabilitación*. Mayo de 2006, Vol. 1.
- Salzman, J.** (2008). «Apuntes sobre Teoría de Integración Sensora», Curso de Integración Sensora dictado por la T.O. Buenos Aires.

Capítulo 10

Uso de taping neuromuscular para optimizar la función motora

María Beatriz Barcos

1. Análisis biomecánico en la postura global para la función específica distal en el tratamiento del neurodesarrollo. Estrategias para la práctica

En el seguimiento del bebe de riesgo, la intervención terapéutica dentro de la práctica de la atención temprana, debe ser planificada con carácter global y de forma interdisciplinaria, considerando las capacidades y dificultades del paciente en los distintos ámbitos del desarrollo, su historia y su proceso evolutivo, así como las posibilidades y necesidades de los demás miembros de la familia y el conocimiento y actuación sobre el entorno social.

Con respecto al abordaje terapéutico temprano sobre la estructura orgánica dañada, malformada o carente de función normal, se hace imprescindible una mirada global del proceso del neurodesarrollo, abordando el todo y no solamente las partes.

Recordando la influencia ejercida desde las áreas proximales sobre la función específica distal, y viceversa, proponemos dar prioridad a la opción de dispositivos dinámicos, del tipo taping neuromuscular, ya que no impiden ni anulan la función motora de grupos musculares sinérgicos, sino que favorecen un despertar de la acción más coordinada en cortos rangos y más controlada en su manifestación motriz dirigida; de esta manera el paciente no se vería obligado a compensar con desviaciones osteoarticulares, ni asimetrías del eje vertebral, ni con hiperrespuestas distales como respuesta ante el deseo del «querer hacer» y la imposibilidad de movimiento al cual lo sometería un dispositivo estático.

Es por esto que las técnicas de aplicación en el tratamiento del neurodesarrollo pediátrico en bebes de riesgo, cobran importancia; sobre todo las de aplicación muscular y las de aplicación correctiva.

También es importante considerar la utilización de dichos dispositivos en la terapia del neurodesarrollo teniendo en cuenta el momento en que el paciente debe realizar una actividad independiente y el terapeuta va quitando sus manos del cuerpo del

mismo, cumpliendo el taping neuromuscular la función de «puente» en el momento de dicha transición, colaborando con la estabilización de los puntos fijos y la direccionalidad del movimiento en pequeños rangos.

El desarrollo motor del bebe está marcado por una serie de hitos, los cuales se manifiestan como habilidades las cuales domina antes de continuar hacia la adquisición de otras más difíciles; estas habilidades se desarrollan sistemáticamente y cada habilidad que se domina prepara al bebe para abordar a la siguiente.

Toda actividad del bebe, supone una lógica de acción donde el interés por el entorno lo lleva a una exploración continua de la realidad que lo circunda. Se lo puede observar muy ocupado apropiándose de ella.

Dicha ocupación lo va implicando en toda su motricidad desde lo general a lo específico, desde la globalidad a la selectividad.

Según Mary Rouss, la ocupación estructura la evolución individual de cada sujeto desde el nacimiento hasta la muerte. Cada etapa del desarrollo está diferenciada por distintos elementos ocupacionales, es decir considera la ocupación como un elemento en el desarrollo vital. En toda ocupación hay valores comunes y personalizados, los cuales requieren la implicación de la persona; destreza, habilidades, y valores; es decir, una gran variedad de actividades con un propósito dado y realizadas con la exploración y dominio del entorno.

1.1. Acerca de las secuencias de desarrollo en la evolución individual de los dos primeros años

Los movimientos maduros son complejas combinaciones de las sinergias básicas de flexión y extensión. Hasta que el niño puede armonizar los componentes de flexión y extensión del movimiento, solo pueden producirse patrones masivos. La habilidad de estabilizar el tronco y la parte proximal de los miembros permitiendo así el movimiento de las partes distales es importante cuando la actividad requiere mayor destreza, para la que también es fundamental la integración del cerebelo.

De la misma forma, es esencial la habilidad de mantener fija la extremidad distal mientras los segmentos proximales y el tronco se mueven sobre ella. Gran parte de los progresos en el desarrollo del niño está relacionada con la habilidad para producir estas dos variedades de movimiento, no solamente como entidades separadas sino en el mismo tiempo.

Estamos diseñados para evolucionar en movimiento. El movimiento es indispensable para el neurodesarrollo normal. Así también, es indispensable para el diagnóstico precoz de anomalías en el neurodesarrollo y para su tratamiento.

Gracias a que el bebe se mueve interactuando con los estímulos del ambiente es que podemos observar la cualidad dinámica de su accionar, siendo esta de gran valor para el análisis temprano de las posibles obturaciones del proceso de aprendizaje sensorio motor.

Podemos afirmar que la observación del movimiento del bebe en los primeros meses de vida, es un método muy efectivo y valioso para el diagnóstico temprano de signos que anuncian un posible desarrollo atípico. La explicación radica en el hecho de que los desórdenes de los patrones de movimiento suelen aparecer mucho antes de que se puedan advertir los desórdenes del tono muscular.

1.2. Control motor y aprendizaje motor

El área de control motor está relacionada con el estudio de los aspectos físicos, conductuales y neurofisiológicos del movimiento.

El aprendizaje motor, por otra parte, es un área que estudia cambios en la ejecución o performance motora como resultado directo de la práctica y la repetición. Es decir, es el campo de estudio de la retención relativamente permanente de hábitos motores.

En base a esta definición, si el gran objetivo es la adaptación al medio y la independencia física por medio de la optimización de la función, deberíamos considerar en cierto momento del tratamiento, el afianzamiento de la conducta motora del paciente sin el soporte y la ayuda del terapeuta.

Los dispositivos del tipo dinámico son muy valiosos a la hora de promover una interacción independiente del paciente con el entorno, potenciando la propiocepción registrada por el mismo al momento de realizar el acto en virtud de un control y un aprendizaje motor más efectivo y duradero.

Las técnicas de aplicación muscular se realizan cuando el tono muscular de base es elevado o reducido; en casos de hipertonía o hipotonía, así también como cuando existen lesiones musculares. Lo que se produce es una normalización del tono en reposo, mejoría de la resistencia o activación del mismo.

Las aplicaciones correctivas se utilizan en el caso en que se requieran alineaciones óseas más correctas, como así también cierto grado de liberación articular, lo cual permite el movimiento y el registro propioceptivo a nivel capsular, ligamentoso y tendinoso por parte del paciente. Para esto sería bueno recordar que la activación de la información que realizan los mecanorreceptores a este nivel se potencian con el movimiento y no en la quietud y la inmovilidad.

1.3. Acerca de la globalidad en la evaluación del neurodesarrollo con respecto a la adquisición de la postura antigravitatoria

Es sabido que el cuerpo humano es un conjunto de estructuras y sistemas íntimamente interrelacionados, donde el correcto funcionamiento del mismo depende de la adecuada función de cada una de sus partes. Si una de ellas deja de funcionar, esto afectara directa o indirectamente al resto.

Todos nuestros gestos resultan de una función global. Esto involucra nuestra estática y nuestra dinámica ya que cada segmento influye biomecánica y funcionalmente en el segmento sub y supra yacente.

Lo maravilloso de nuestro sistema nervioso y su funcionamiento para que seamos seres anti gravitatorios y bípedos, no reside en el grado de fuerza muscular que posea nuestro sistema locomotor, sino en el grado de coordinación muscular con el que cuenta.

Es decir que cuanta más coordinación se tenga, más estabilidad del eje se va a tener, más eficiente va a ser el acto motor y más movimientos finos y selectivos se podrán realizar. Por supuesto, es bueno recordar, que también menos gasto de energía se requerirá para lograrlos.

1.4. Estabilidad proximal para la adquisición de la especificidad distal

La coordinación muscular es el resultado de automatismos, aprendidos y afinados permanentemente a lo largo de nuestra vida.

Cuando hablamos de especificidad distal y variabilidad motora fina, estamos hablando de coordinación muscular, intermuscular e intramuscular. Pero también estamos hablando de movimientos producto de estabilizaciones supra yacentes y continuas.

Hablamos precisamente de estabilizaciones funcionales de tronco, cintura escapular, pelvis y cabeza.

Un tronco estable me asegura la independencia y libertad de opciones de movimiento a nivel distal; brazos, manos, cabeza, oralidad, gestualidad de la cara, movimientos oculares, movimientos de los miembros inferiores en bipedestación.

Por ejemplo, para mover la boca y los ojos, necesito que los músculos involucrados encuentren un buen punto fijo que permita realizar libremente los movimientos de lengua, labios, mandíbula, y ojos, en coordinación y en sinergia muscular para permitir funciones compartidas pero bien diferenciadas unas de las otras; por ejemplo al comer (mover el alimento con la lengua, masticar, deglutir, mirar lo que como y lo que voy a comer después, etc).

O sea que el maxilar inferior va a depender de la estabilización cefálica a nivel de columna cervical y tronco superior, la columna cervical de la estabilización del tronco y de la reacción de enderezamiento óptica; a su vez la lengua de la estabilización hioidea, la cual la dan los músculos supra e infra hioideos, y la variabilidad en la dirección de la mirada dependerá de la estabilidad de la mandíbula. Todo en perfecta coordinación.

2. Estrategias para la práctica

Todos los que trabajamos en el área de neurorehabilitación pediátrica sabemos que lo que generalmente llamamos Ortesis, lo asociamos inmediatamente a diferentes dispositivos agregados al cuerpo para prevenir, tratar o corregir disfunciones o deformidades.

El objetivo de la utilización de las ortesis se consigue por medio del apoyo, el alineamiento y/o la inmovilización; siendo conocidas como férulas a aquellas destinadas para miembro superior y mano.

Están aquellas que se utilizan para corregir deformidades y que son generalmente usadas para proporcionar estiramiento prolongado, y están aquellas para restablecer

la función las cuales sustituyen la falta de fuerza y permiten llevar a cabo actividades con menor dificultad.

Están las de tipo estáticas, anatómicas (a medida o en serie) o con dedos separados; y las dinámicas (muñeca fija o muñeca móvil).

El taping neuromuscular es un dispositivo dinámico, un tipo de vendaje elástico que activa el proceso de recuperación del propio cuerpo. A diferencia del vendaje convencional, el taping no limita el movimiento ni la actividad muscular, sino que los utiliza como elementos esenciales para la recuperación de la función

¿Cuáles serían las más convenientes a utilizar durante los primeros veinticuatro meses de vida y por qué?

Cualquiera sea la patología de base del paciente pediátrico de la primera infancia, siempre es recomendable tener en cuenta la relación función–estructura, estructura–función para la planificación del tratamiento.

La estructura condiciona la función y la función transforma la estructura.

Cuando mejoramos la función de una estructura dañada la estructura se transforma y evoluciona; dando lugar a un perfeccionamiento de la función.

Todo material rígido que actúa como dispositivo de tipo estático en zonas distales durante los primeros meses de vida, detiene la evolución de la estructura ya que prohíbe la función.

Los alineamientos óseos pueden ser tratados con dispositivos dinámicos de material elástico, facilitando el movimiento en cortos rangos e inhibiendo el movimiento fuera del eje en que debería realizarse.

Otra de las consecuencias desfavorables, serían las compensaciones en posturas asimétricas, las cuales arrastran las desviaciones hacia zonas proximales, quedando un hemicuerpo en hipofunción e inestabilidad proximal.

Ejemplo 1: paciente con malformaciones del tipo artrogriposis (Fig. 10–1), con férulas estáticas de polipropileno. Nótese las compensaciones a nivel proximal y las desviaciones del eje vertebral.

Las compensaciones que realiza el cuerpo son en virtud del «querer hacer» y acomodaciones posturales siguiendo la ley del confort.

2.1. Utilización del taping neuromuscular como estrategia puente entre la manualidad terapéutica y la actividad independiente del paciente

Ejemplo 2: paciente con malformaciones del tipo sindrómicas (Fig. 10–2) enfermedad o síndrome de Holt–Oram, hereditaria, autosómica dominante, con malformaciones de los miembros superiores (en este caso del miembro superior izquierdo), cardiopatía congénita (en este caso ductus arterioso), clinodactilias, fusiones carpales, hipoplasia humeral, agenesia de radial, pulgar ausente.



Fig. 10-1. Paciente con artrogrifosis.

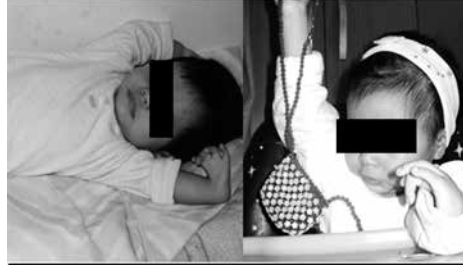


Fig. 10-2. Niña con Síndrome de Holt-Oram.



Fig. 10-3.a



Fig. 10-3.b

En el trabajo terapéutico con el bebe y niño pequeño deberíamos estar íntimamente relacionados con la secuencia de desarrollo. No para seguirla, sino para establecer metas apropiadas según la edad de cada paciente. Necesitamos saber qué habilidad se saltó, cuál está realizando y con cuál se va a involucrar.

Se comienza trabajando con terapia del neurodesarrollo, siguiendo las secuencias del desarrollo normal, intentando promover el juego en prono sobre rampa, en virtud de lograr el apoyo de los miembros superiores en un plano más favorable para el despegue del pecho. Paulatinamente la paciente se habitúa a trasladar el centro de masa hacia caudal, promoviendo la modificación de la posición de la pelvis, la cual no debería fijarse en ante versión, y despertando cierta activación glútea y abdominal.

Las primeras manipulaciones del miembro superior comprometido deberían realizarse con mucho cuidado y siempre activando la musculatura encargada de estabilizar la cintura escapulo humeral. La configuración del tronco en busca de mayor estabilidad es un objetivo primordial, pues el abordaje siempre debería realizarse bajo una perspectiva global.

2.2. Importancia de las técnicas de facilitación manual

Es importante tener en cuenta el correcto uso de las manos del terapeuta, pues la facilitación es principalmente un método de «trabajo real» para asistir al paciente.

El terapeuta ubica sus manos en partes específicas del cuerpo del paciente para ayudarlo a alinear segmentos de su cuerpo, estabilizar segmentos de su cuerpo, iniciar movimiento en un segmento, y/o prevenir movimiento en un segmento.

Existen efectos sensoriales de las manos del terapeuta, pues estas tienen un gran efecto sobre la conducta responsiva del paciente. Por lo tanto, las manos del terapeuta deben ser ubicadas respetuosamente, cuidadosamente, y con un propósito definido sobre el cuerpo del paciente.

Las manos del terapeuta deberían amoldarse al contorno de la parte del cuerpo del paciente; los dedos no deben presionar como garra, las palmas deben dar control para el movimiento, no causar incomodidad, ni empujarlo, tirarlo, o levantarlo. Recordar que a medida que el terapeuta se ponga más cómodo con los movimientos y el control de las técnicas de facilitación, sus manos se volverán más relajadas, de esta manera recibe más información de las variaciones con respecto a las contracciones y relajaciones musculares del paciente. La detección de tensiones sutiles del paciente pediátrico de la primera infancia es valiosísima, ya que permite al terapeuta modificar el toque antes de que el paciente comience a sentirse incómodo y rechace el tratamiento por disgusto o temor. (Fig. 10-5)

A medida que va creciendo se incorporan juegos y actividades cognitivas de acuerdo con la edad. La mirada global tiene que ver con estar siempre atento a las tres estructuras (organica, cognitiva y subjetiva) con respecto a la planificación del tratamiento.



Fig. 10-4. Manipulación adecuada del terapeuta.

Fig. 10-5. Uso del juego en el taping.



Fig. 10-6. Simetría corporal y prensión útil.

El uso del juego es de vital importancia; la curiosidad lo lleva a explorar el mundo. El juego motiva al niño a moverse y aprender.

La aplicación del taping neuromuscular debería colocarse primero a nivel proximal, con el objetivo de estabilizar la cintura escapular. También, como lo observamos en la última imagen, se podría combinar el tratamiento con la aplicación de corrientes exponenciales. Nótese la postura alineada del eje vertebral de la paciente, con ausencia de compensaciones en asimetría.

Las imágenes de la Figura 10-6 muestran a una paciente a los 4 años de edad, se presentan con el propósito de demostrar el crecimiento óseo del miembro superior izquierdo, con función de toma dirigida y precisión de la misma, prensión útil a pesar de la agenesia del pulgar, y ausencia de compensaciones del eje con asimetrías (importante para la prevención de posible escoliosis).

Ejemplo 3: paciente con secuelas de denervación periférica (nervio mediano) en miembro superior derecho de etiología posmeningitis.

Obsérvese en la Figura 10-7 el signo típico de inestabilidad escapular con el cual llega a la consulta por primera vez (Angulo inferior de la escapula más visible con falta de activación del serratos y del trapecio inferior); la actitud adoptada por el paciente, con falta de prensión útil y funcional. Presenta además compensaciones globales y a distancia (hiperfunción del bíceps con ubicación del codo por detrás de la línea del hombro, escapula montada, ascendida e inestable, habito de carga del peso del cuerpo sobre miembro inferior izquierdo, falta de ajuste en hemitronco derecho, falta de activación eficiente de musculatura pelvitrocanterea en cadera derecha lo cual lleva al fémur derecho a la falta de alineación, calcáneo valgo de miembro inferior derecho).

En la Figura 10-8 se muestra la aplicación de vendaje en codo, con el propósito de normalizar la función del bíceps, promoviendo una actividad moderada en no más allá de los 90° de flexión. Este tipo de dispositivo no anula la función, sino que inhibe parcialmente el grupo muscular en hiperfunción y promueve la activación de aquellos que se encuentran en hipofunción.

La Figura 10-9 ejemplifica la aplicación del taping neuromuscular con el fin de estabilizar la articulación de la muñeca y de la metacarpofalángica en un mismo vendaje en sentido oblicuo, lo que haría más ergonómico el desplazamiento de un segmento sobre otro en flexión promoviendo una inhibición del flujo radial en exceso. En la segunda imagen se muestra la colocación en diagonal ascendente sobre la zona tenar, iniciando el pegado del material desde la raíz dorsal del pulgar.



Fig. 10-7.



Fig. 10-8.



Fig. 10-9.

3. Repaso anatómico de zonas a tener en cuenta al aplicar el taping neuromuscular en lesiones periféricas

Músculo	Origen	Inserción	Inervación	Acción
Braquiorradial	2/3 prox. Cresta Supracondílea Lateral del Húmero	Cara lateral de la extremidad distal del húmero	N. Radial (C5,C6,C7)	Flexiona el antebrazo
Extensor radial largo del carpo	Cresta supracondílea lateral del húmero	Base 2º MTC	N. Radial (C6,C7)	Extiende y separa la mano por la muñeca
Extensor radial corto del carpo	Epicóndilo lateral del húmero	Base del 3º MTC	Ramo profundo del N. Radial (C7,C8)	Extiende y separa la mano por la muñeca
Extensor de los dedos	Epicóndilo lateral del húmero	Expansiones extensoras de los cuatro dedos mediales	N. Interóseo posterior (C7,C8), prolongación de ramo profundo del N. Radial	Extiende los dedos por Art. metacarpo-falángica, y por la muñeca
Extensor del meñique	Epicóndilo lateral del húmero	Expansión extensora 5º MTC	N. Interóseo posterior (C7,C8), prolongación de ramo profundo del N. Radial	Extensor 5º MTC, por Art. metacarpo-falángicas e interfalángicas
Extensor Cubital del Carpo	Epicóndilo lateral del húmero y borde posterior del cubito	Base 5º MTC	N. Interóseo posterior (C7,C8), prolongación de ramo profundo del N. Radial	Extiende y aproxima la mano por la muñeca
Supinador	Epicóndilo lateral húmero, lig. anular y radial, fosa supinadora, y cresta cubital	Cara lateral, posterior y anterior del 1/3 proximal del radio	Ramo profundo N. Radial. (C5,C6)	Supina el antebrazo
Separador largo del pulgar	Bordes posteriores cúbito, radio, y membrana interósea	Base 1º MTC	N. Interóseo posterior (C7,C8)	Separa 1ºMTC y lo extiende por Art. aarpo-metacarpiana
Extensor corto del pulgar	Cara post. radio y mem. interósea	Base 1ª falange de 1º MTC	N. Interóseo posterior (C7,C8)	Extensor falange proximal 1ºMTC
Extensor largo del pulgar	Cara post 1/3 medio cúbito y mem. interósea	Base falange distal 1ºMTC	N. Interóseo posterior (C7,C8)	Extiende la falange distal 1ºMTC
Extensor del índice	Cara poscúbito y mem. interósea	Expansión extensora 2ºMTC	N. Interóseo posterior (C7,C8)	Extiende 2ºMTC, y ayuda a extender la mano

El «Capuchón» dorsal y expansión extensora: la expansión extensora es una banda fibrosa muy fina que se dirige oblicua desde la falange proximal y la vaina fibrosa digital, hacia la falange media y las dos articulaciones interfalángicas para unirse al «capuchón» dorsal de la falange distal. Al flexionar la articulación Interfalángica distal, la expansión extensora (sus bandas laterales) se tensa, traccionando y flexionando la articulación proximal. De manera análoga, al flexionar la articulación Metacarpo–Falángica, las extremidades proximal y distal sufren tracción por las expansiones extensoras (bandas laterales) hasta alcanzar una extensión casi completa (movimiento en Z).

En este sentido nos centramos en la inervación de la musculatura epicondílea lateral:

- **Formación del plexo braquial:** esta red nerviosa inerva el miembro superior y la región del hombro. Está formado por los ramos ventrales de 5º a 8º nervios cervicales y por la mayor parte del ramo del 1º nervio torácico (raíces del plexo braquial). A veces el 4º nervio Cervical y el 2º nervio Torácico envía pequeñas contribuciones. Obsérvese la fusión y la prolongación de algunas raíces del plexo para los tres troncos; cada tronco se separa en las divisiones anterior y posterior; las divisiones se unen para formar tres fascículos:

- Fascículo lateral del Plexo Braquial (C5, C7): ramo lateral del N. Pectoral Lateral, ramo del N. Musculocutáneo, y ramo lateral del N. Mediano.

- Fascículo Medial del Plexo Braquial (C8, T1): ramo lateral del N. Pectoral Medial, ramo lateral del N. Cutáneo Medial del brazo, ramo lateral N. Cutáneo Medial del Antebrazo, ramo

- terminal del N. Cubital, y ramo terminal de la raíz medial del N. Mediano.

- Fascículo Posterior del Plexo Braquial (C5, T1): ramo lateral del N. Subescapular superior, ramo lateral del N. Toracodorsal, rama lateral del N. Subescapular Inferior, ramo terminal del N. Axilar y ramo terminal del N. Radial.

- **N. Radial:** es la prolongación directa del fascículo posterior del plexo braquial, e inerva todos los músculos del compartimento posterior del brazo y lateral del antebrazo. Desciende lateralmente con la arteria braquial profunda y pasa por el cuerpo del húmero dentro del surco que lleva su nombre, en el húmero. Una vez alcanzado el borde lateral del húmero, perfora el tabique intermuscular lateral y sigue descendiendo por el compartimento posterior del brazo, hasta la altura del epicóndilo lateral del húmero.

El nervio Radial abandonará el compartimento posterior del brazo y cruza por la cara anterior del epicóndilo lateral del Húmero. Aparece en la fosa cubital entre los músculos braquiorradial y braquial. Poco después de ingresar en el antebrazo, el nervio radial se divide en los ramos profundo y superficial. El ramo profundo nace delante del epicóndilo lateral del húmero y atraviesa el músculo supinador.

El Ramo Superficial del N. Radial es el nervio cutáneo y articular que baja por el antebrazo, cubierto por el músculo braquiorradial. Emerge en la porción distal del antebrazo y cruza el techo de la tabaquera anatómica (zona anatómica que se

encuentra entre cabeza de radio, trapecio, trapecoide y 1ª falange del 1º MTC) distribuyéndose por la piel del dorso de la mano y por algunas articulaciones de la mano.

El Ramo Profundo del N. Radial es el mayor de los dos ramos terminales, es la prolongación directa de este nervio. Después de atravesar el músculo supinador, rodea la cara lateral del cuello del radio y penetra en el compartimiento posterior del antebrazo. El N. Interóseo Posterior es la prolongación directa del ramo profundo del N. Radial.

El N. Cutáneo Posterior del Antebrazo (ramo del N. Radial) desciende por la cara posterior del antebrazo hasta la muñeca y se distribuye por la piel.

Ejemplo 4: paciente con encefalopatía de tipo congénita, con etiología de asfixia perinatal, Síndrome de West, y secuela neuromotora (Cuadrilejía Atetósica Espástica).

Nótese asimetrías del eje, dificultad para la succión-deglución, hipotonía del tronco, movimientos con poca variabilidad y poco rango, diferencias en la calidad de las respuestas entre los dos hemisferios.

La Figura 10–11 muestra maniobras de facilitación para promover movimientos en el plano sagital, en prono y en supino. Obsérvese en prono la ubicación del paciente en un plano más favorecedor para el sostén cefálico.



Fig. 10–10.



Fig. 10–11. Maniobras de facilitación.

La Figura 10–12 muestra un paciente con dificultad en lograr el control cefálico debido al déficit visual de origen central.

Aplicación de taping neuromuscular para promover una reacción de enderezamiento óptica a partir de la estabilización cefálica, reubicación de la escapula hacia caudal, descenso del hipertono del trapecio superior, angular del omoplato y romboides, con activación del trapecio medio e inferior y rotadores externos del humero.

En la Figura 10–13 se puede ver la aplicación de vendaje inhibitorio a nivel del codo para disminuir la hiperfunción del bíceps y promover la ubicación de los codos por delante de la línea del hombro. Nótese apertura de la mano para exploración del objeto y mejora de la función visual gracias a una mejor estabilización cefálica.



Fig. 10–12. Taping para control cefálico.



Fig. 10–13. Rastreo y focalización del objeto a partir de una mejor estabilización postural en posición sentado.

Referencias bibliográficas

Blakeslee, S. (2007 [2009]). *El mandala del cuerpo*. Barcelona:La liebre de marzo. Traducción al español: Esteban Bernis Utrilla.

Bly, L. (2000). *Técnicas de facilitación basado en los principios TND*. Texas:Therapy Skills Builders. The psychological corporation.

Davies, P.M. (2000 [2002]). *Pasos a seguir*. Madrid:Editorial Medica Panamericana. Traducción al español: María Torres Lacomba.

Fejerman, N. (2007). *Neurología pediátrica*. Buenos Aires:Editorial Médica Panamericana.

Kolb, B. (2006). *Neuropsicología humana*. Madrid:Editorial Medica Panamericana. Traducción al español: Diana Klajan.

Kendall, Florens Peterson (2005). *Músculos, pruebas, funciones y dolor postural*. Madrid:Marban. Traducción al español: Agustina González Guirado.

Nikodem, M.R. (2009). *Niños de alto riesgo*. Buenos Aires:Paidós.

Rinaldi, G. (2005). *Escuchemos al niño*. Buenos Aires:Granica.

Capítulo 11

Ortesis de miembro superior para pacientes con secuelas neurológicas

Pamela Andreu

1. ¿Qué equipamiento usamos y para qué?

En el área de rehabilitación neurológica se presentan controversias en el uso de férulas en miembros superiores. El punto es cuándo usar y para qué en determinado paciente.

Se utilizan férulas blandas, rígidas y mixtas dependiendo del objetivo planteado en cada paciente.

Como en todas las áreas, no existe una regla general para emplear una ortesis en todos los pacientes con determinada secuela. Cada persona es un individuo único y dependerá de sus habilidades remanentes, el compromiso cognitivo, motor y sensitivo que presente debido a las secuelas que limitan su funcionamiento, para considerar el equipamiento adaptado óptimo para su desempeño.

Se emplean ortesis pasivas para ayudar a mantener rangos articulares, como también ortesis que estabilizan articulaciones en el rango óptimo para un desempeño funcional del segmento proximal.

2. Ortesis para hombro

En pacientes con secuelas de Accidente Cerebro Vascular y Traumatismo Craneoencefálico se presenta una etapa aguda en la que el hemisferio más comprometido presenta una alteración sensitiva y motora sumada a alteraciones cognitivas que dificultan reconocer e incorporar ese lado y aún más, presenta dificultades para compensar con el lado sano. Se observa en muchos casos una pérdida completa de reconocimiento del lado afectado y de los patrones de movimiento aprendidos. En esta etapa se debe tener como principal objetivo el posicionamiento, alineación y cuidado del hemisferio más comprometido, utilizando ortesis y adaptaciones ambientales.

En la etapa de debilidad postural el miembro superior más comprometido presenta un desbalance muscular generando alteraciones en la alineación de cintura esca-

pular. En el posicionamiento en la cama debe considerar la alineación y carga de peso adecuada alineando escápula sobre tronco y húmero sobre escápula. En el posicionamiento sentado, ya sea en silla de ruedas o en una camilla, debe ser alineando el miembro superior sobre una mesa escotada permitiendo que la articulación gleno–humeral mantenga su coaptación. Durante los momentos en que permanezca el paciente sentado en silla de ruedas se considera el uso de mesa escotada a una altura que permita abducción, codo a 90°, antebrazo y muñeca en posición intermedia, mano en posición funcional.

Una consecuencia del desbalance muscular y alteración sensitivo–motora de un hemicuerpo es la frecuente subluxación de la articulación gleno–humeral.

La subluxación es una separación de las superficies articulares de la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea de la escápula sin perder el contacto entre las superficies.

Debemos recordar que el hombro es la articulación proximal del miembro superior. El mismo es un complejo articular formado por 5 articulaciones (escápulo–humeral, subdeltoidea, escápulo–torácica, acromio–clavicular y esterno–costo–clavicular) que permiten movilidad en todos los planos de movimiento. La articulación gleno–humeral es la más importante del complejo articular siendo la articulación de mayor movilidad, sacrificando la estabilidad por mayor movilidad.

Es una articulación de tipo enartrosis: la fosa glenoidea se ubica hacia arriba, adelante y afuera. La inclinación craneal de la fosa es fundamental para mantener la cabeza del húmero en la fosa y evitar la dislocación caudal. Este es un mecanismo pasivo de bloqueo. La cápsula articular ayudada por el ligamento coraco–humeral, y los músculos del manguito rotador sostienen la cabeza del húmero en la fosa glenoidea. (Fig. 11–1.a)

En un paciente hemipléjico la subluxación se produce por la pérdida del mecanismo pasivo de bloqueo y la hipotonía de los músculos del manguito rotador, sumado a la imposibilidad de la cápsula articular de sostener el peso del miembro superior hipotónico. (Fig. 11–1.b)

En una etapa más avanzada la hipotonía es reemplazada por un aumento de tono de los músculos flexores de miembro superior, que no se logra contrarrestar con los músculos antagonistas.

Los objetivos de tratamiento se enfocan en la alineación y control activo de tronco para una base estable para los movimientos de miembro superior. Como apoyo en el tratamiento empleamos ortesis para el cuidado, estabilidad, y funcionalidad del miembro superior más comprometido.

2.1. Espaldera vendaje en 8 (Fig. 11–2)

Como apoyo en el tratamiento empleamos la espaldera de tipo vendaje en 8 para favorecer el ajuste escapular, buscando alineación de cintura escapular y tronco superior. La misma favorece la repulsión de escápulas y evita la subluxación de la articulación gleno–humeral más comprometida.

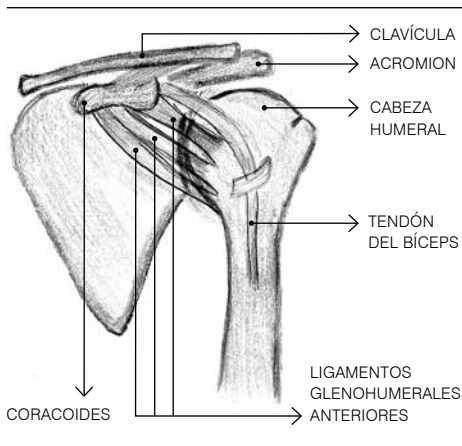


Fig. 11-1 a.

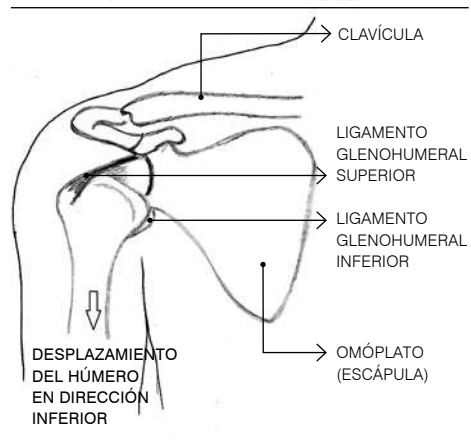


Fig. 11-1 b.

El vendaje es elástico por lo que da tensión en dirección hacia la retropulsión, y el contacto directo con la piel brinda información táctil superficial favoreciendo el bombardeo sensitivo necesario para la activación de los músculos encargados de sostener la articulación gleno–humeral.

La ortesis comienza a usarse cuando el paciente sale de la cama, durante los pasajes de la cama a sentado y en posturas altas. No se utiliza durante las horas de descanso en decúbito.

En pacientes con alteración senso–perceptiva, motora y cognitiva que no favorece la incorporación del miembro superior en el esquema corporal y con entrenamiento selectivo se observa que no logra actividad proximal, la ortesis no cumple con los objetivos esperados, o en ocasiones no es suficiente.

2.2. Cabestrillo (Fig. 11-3)

Se utilizan cabestrillos en la etapa aguda de pacientes con secuela de accidente cerebro–vascular (ACV) y traumatismo cráneo–encefálico (TCE) con el objetivo de prevenir movimientos bruscos que afecten la articulación gleno–humeral del miembro superior más comprometido durante los pasajes, teniendo en cuenta que un movimiento brusco puede ocasionar hombro doloroso, y/o lesiones de partes blandas que el paciente no siente.

También cumple la función de liberar parte del peso del miembro superior que se encuentra hipotónico y pende delante del cuerpo limitando cambios posturales, bipedestación y/o marcha.

Muchas veces se considera que el uso del cabestrillo evitará la subluxación de la articulación gleno–humeral que se encuentra desprotegida por la debilidad de

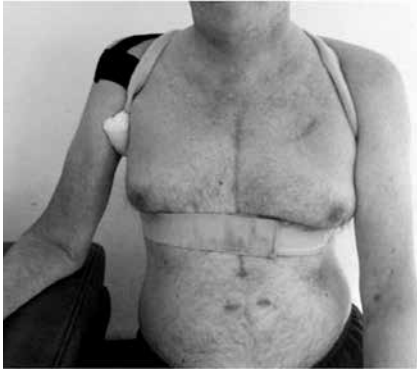


Fig. 11-2.



Fig. 11-3.

los músculos encargados de sostener la coaptación articular, pero debemos tener en cuenta que un elemento externo como lo son las ortesis, nunca podrá cumplir la función de un músculo, y no son suficientes para compensar el desbalance muscular que produce la subluxación gleno–humeral por más diseño y dirección de tensiones que se produzcan.

Existen controversias en el uso del cabestrillo en pacientes con secuelas de ACV y TCE ya que a pesar de ser utilizado en una etapa aguda donde el miembro superior más comprometido se encuentra hipotónico, dicha ortesis posiciona el miembro superior en aducción de brazo, rotación interna y flexión de codo, favoreciendo la postura compensatoria que adopta el miembro superior cuando comienza a aumentar el tono muscular. En muchas ocasiones llegan pacientes caminando, usando cabestrillo y cuando se realiza la evaluación presentan aumento de tono en músculos flexores de miembro superior más comprometido, escápula alada y descendida, aumento de tono en pectoral produciendo subluxación de articulación gleno–humeral, y ante la movilización pasiva los rangos articulares se encuentran limitados. Entonces ahí nos planteamos, ¿para qué utilizar un cabestrillo? En esta epata de evolución esta ortesis no podrá cumplir la función de sostener la articulación gleno–humeral si la misma está desalineada por el importante desbalance muscular.

Pero como mencionábamos anteriormente, no todos los pacientes con las mismas secuelas serán beneficiados con los mismos elementos ortésicos. Una ortesis por ser un elemento externo de fácil aplicación, nos permite colocarla en el paciente y evaluar la funcionalidad, las ventajas y desventajas y decidir implementarla o probar otro elemento de asistencia. Existen otros elementos ortésicos que se pueden utilizar con el objetivo de alinear cintura escapular, disminuir el peso del miembro superior y corregir subluxación gleno–humeral.

2.3. Sling (Fig. 11-4)

Existen diferentes diseños de sling para hombro, y aunque todos se ven prometedores de solucionar la subluxación de hombro, debemos tener presente que lo más importante es favorecer la función del paciente con la menor compensación posible.

Recordemos que la subluxación es producto de un desbalance muscular, y una consecuente desalineación de la escápula respecto del humero.

En el tratamiento de neurorehabilitación se utiliza el sling en una etapa inicial donde el paciente presenta flaccidez del miembro superior más comprometido, buscando brindar un bombardeo sensitivo táctil superficial permanente en el miembro superior más afectado luego de la rehabilitación, quitar parte del peso del brazo en posturas altas, y en pasajes de supino a sentado, cuidar la articulación gleno-humeral de movimientos bruscos o amplios rangos de movimiento que puedan conllevar lesión de partes blandas y favorece el manejo de enfermería o terapeutas en los pasajes asistidos del paciente.

El sling generalmente es confeccionado por una terapeuta ocupacional, diseñado según las características del paciente, tomando las medidas del mismo y considerando cuál es el objetivo planteado.

En un paciente que permanece en silla de ruedas para traslados con un miembro superior hipotónico, se podrá utilizar un sling con manguito que tome desde tercio medio de brazo, con 3 cinchas (anterior, media y posterior) que dirijan la cabeza del húmero hacia la coaptación con la cavidad glenoidea. Las cinchas unidas por arriba de hombro y cruzando por debajo de axila contra lateral brindarán información táctil superficial y soporte del miembro superior más afectado. También dicho sling funcionará quitando peso y disminuirá la luz articular en un paciente con subluxación de articulación gleno-humeral durante la marcha y cambios posturales.

En pacientes que realizan marcha con o sin asistencia, con alteración sensitiva y motora de un hemicuerpo, y compromiso cognitivo, donde el paciente no incorpora



Fig. 11-4.



Fig. 11-5 a. Sling con soporte desde mano.



Fig. 11-5 b. Sling con soporte desde antebrazo.

el miembro superior afectado y el peso del brazo sumado al patrón flexor dificultan la marcha, no será suficiente una espaldera de tipo vendaje en 8, y muchas veces un sling como mencionábamos anteriormente no lograrán reducir la subluxación de la articulación gleno–humeral, así como tampoco lograrán alinear la cintura escapular para dar sostén al miembro superior.

Otra opción de ortesis que busca solucionar el problema presente en estos pacientes es el sling cuyo diseño tiene por objetivo quitar peso del miembro superior desde la mano y/o antebrazo, utilizando 2 cinchas, una anterior y otra posterior, y cruzando por detrás sobre zona dorsal, brindando información táctil superficial.

3. Ortesis para codo

En pacientes con secuelas neurológicas se utilizan diferentes ortesis para brindar alineación, rango articular, prevenir deformidades y favorecer las funciones remanentes. En pacientes con secuela de TCE y ACV luego de una etapa aguda el hemicuerpo más comprometido evoluciona de un desbalance neuromuscular de agonistas y antagonistas a un aumento de tono en músculos flexores que no se logra contrarrestar con los débiles músculos extensores, desencadenando posturas compensatorias que limitan las habilidades funcionales. El desbalance muscular en miembro superior genera aducción de miembro superior, rotación interna, flexión de codo, pronación de antebrazo, flexión de muñeca y desviación cubital de muñeca.

En esta etapa avanzada el objetivo de la rehabilitación enfoca a regular el umbral de la sensibilidad y favorecer y/o aumentar los movimientos selectivos de miembro superior. En pacientes con secuela de traumatismo de cráneo se puede observar una evolución a un patrón espástico que no se da ante la movilización pasiva. En muchos casos se aplica toxina botulínica. En dicho procedimiento se considera un periodo de 4 meses aproximadamente donde la toxina actúa. Es en este periodo donde la rehabilitación intensiva permite ganar rango de movimiento pasivo y actividad selectiva en forma activa. Un elemento que favorece el tratamiento en este periodo son las ortesis de aire, ortesis rígidas y dinámicas.

3.1. Splint de aire (Fig. 11–6)

La ortesis de aire consiste en una manga circunferencial de plástico flexible que va desde tercio superior de brazo hasta muñeca y/o dedos. Es un dispositivo inflable que se coloca en miembro superior previamente posicionado en extensión de codo, supinación de antebrazo, leve rotación externa y aducción, teniendo en cuenta el rango articular alcanzado mediante movilización pasiva luego de la preparación (primer paso de la sesión de rehabilitación) Luego se comienza a inflar hasta lograr que mantenga la posición del miembro superior alcanzada.

Se utiliza durante el día y en algunos pacientes, como en el caso de pacientes con espasticidad, se utiliza también durante los tiempos de descanso para mantener los



Fig. 11-6. Splint de aire.

rangos articulares alcanzados y evitar mayores retracciones. En pacientes con secuelas de ACV se utiliza en pacientes con importantes retracciones, utilizando la ortesis durante el día para mantener los rangos articulares y posicionar durante las actividades.

En algunos casos se utiliza para disminuir el edema de miembro superior acompañado de un apoyo de antebrazo sobre una cuña que mantenga elevado el miembro superior de distal a proximal favoreciendo el drenaje linfático y el retorno venoso.

3.2. Valvas para codo

Las ortesis rígidas para codo pueden ser confeccionadas a medida en yeso plástico, plástico termomoldeable, o yeso seriado dependiendo el objetivo terapéutico.

En pacientes que presentan espasticidad y/o acortamiento de tejidos blandos por el patrón flexor de codo se considera el uso de yeso seriado o también llamado yeso progresivo para mantener los rangos articulares alcanzados y continuar ganando grados de extensión. Se utiliza protocolo de tratamiento realizando como mínimo 3 series de yeso, movilizand las articulaciones proximales durante el período de yeso y movilización de partes blandas de la articulación afectada en cada cambio de yeso, buscando ganar grados de movimiento aplicando de este modo un nuevo yeso en la máxima extensión alcanzada sin dolor. Debemos tener en cuenta que el dolor ofrecerá como mecanismo de defensa mayor compensación.

En algunos casos se utilizan 2 valvas de plástico termo- moldeable o yeso que van desde muñeca o metacarpo-falángicas hasta tercio medio de brazo para ofrecer una palanca lo suficientemente estable, evitando de este modo producir compresiones o lesiones en partes blandas. Una valva por la cara anterior y otra por la cara posterior, unidas con velcros, manteniendo el máximo rango de extensión alcanzado con movilización pasiva. Dicha ortesis se utiliza durante el día para mantener la extensión de codo en una posición que le permita realizar cambios posturales, pasajes, y en algunos casos usar la mano funcional en diferentes actividades.



Fig. 11-7 a. Yeso seriado.



Fig. 11-7 b. Valva de yeso.

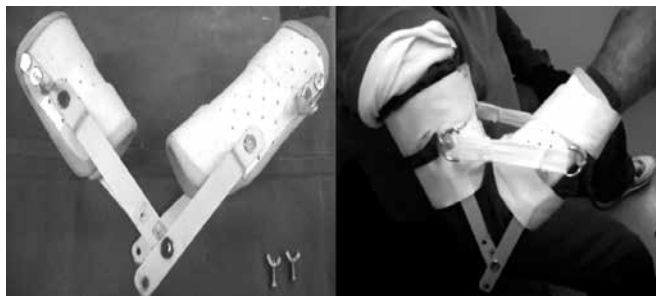


Fig. 11-7 c. Ortesis progresiva de codo.

En algunos casos la postura en flexión, aducción y rotación interna del miembro superior dificulta los tiempos de descanso, produciendo dolor en la parrilla costal por compresión permanente. En estos casos se considera el uso de valvas durante los momentos de descanso.

3.3. Ortesis progresiva de codo

La ortesis progresiva de codo se encuentra confeccionada con barrar laterales de aluminio unidas por tela acolchada y velcros. Cuenta con una articulación a nivel del codo que permite graduar en flexión o extensión según la necesidad del paciente. Presenta un tope en extensión que es regulable.

En pacientes con secuelas neurológicas con compromiso de miembro superior la actividad funcional de la mano puede estar limitada por la flexión compensatoria del codo. En estos casos la ortesis de codo facilita la función estabilizando la articulación en un rango intermedio de codo.

4. Ortesis para mano

4.1. Guante de compresión (Fig. 11-8)

En una etapa inicial de un paciente con secuelas neurológicas una de las alteraciones presentes puede ser el edema en extremo distal del miembro superior mas compro-

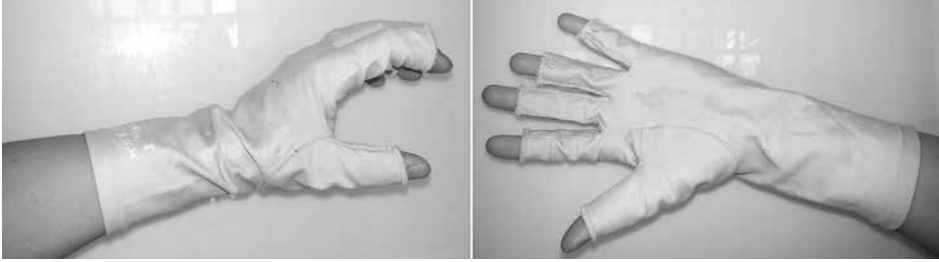


Fig. 11-8. Guante de compresión.

metido. El edema predominara en el dorso de la mano, afectando articulaciones metacarpo-falángicas y dedos hasta muñeca. Se observara cambio en la coloración de la piel, pérdida de elasticidad, aumento de la temperatura y sudoración en la zona afectada. Aparecerá limitación en la supinación, flexión de metacarpo-falángicas y abducción de los dedos. En esta etapa es importante el posicionamiento con cuña que mantenga elevado el miembro superior de distal a proximal favoreciendo de este modo el drenaje del edema. Junto con el tratamiento empleado y el posicionamiento se puede emplear equipamiento de asistencia como es el guante de compresión. Debemos tener en cuenta que este proceso de edema si no es tratado evolucionara a un síndrome hombro- mano.

El guante de compresión se encuentra confeccionado en tela elástica que contiene desde 3º falange hacia muñeca, brindando una compresión suave de distal a proximal favoreciendo el drenaje continuo. Se utiliza durante todo el día y también en tiempos de descansos. El paciente se quita el guante para realizar actividades de higiene y en las sesiones de rehabilitación para permitir las técnicas de drenaje empleadas.

4.2. Férula estabilizadora de muñeca y dedos

En pacientes con secuelas neurológicas como traumatismo craneoencefálico, ACV, lesiones del plexo braquial, enfermedades degenerativas, lesión medular, puede afectarse la dinámica articular del miembro superior mas comprometido a nivel distal por diferentes causas y mecanismos. Dependiendo del compromiso articular, músculo-cutáneo y sensitivo-motor, se considera el uso de ortesis estabilizadoras de muñeca y dedos, favoreciendo la alineación y posición funcional optima según las posibilidades remanentes.

4.3. Férula Cook up

Las férulas de tipo Cook up pueden ser confeccionadas en material rígido de plástico termomoldeable o yeso y/o en material blando combinado como son las férulas de neoprene con barras rígidas. (Fig. 11-9.a y b). El tipo de material que se utilice dependerá del objetivo planteado, del tono muscular presente y de las posibles retracciones de partes



Fig. 11-9 a.

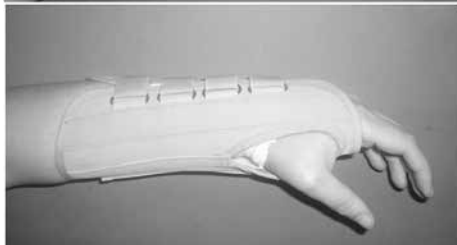


Fig. 11-9 b.



Fig. 11-9 c.

blandas que presente. Se confeccionan a medida considerando los rangos articulares tolerables para el paciente buscando la mayor alineación posible en posición funcional.

Al igual que con el resto de las ortesis para pacientes con secuelas neurológicas se debe tener en cuenta que el rango articular que se buscara mantener debe brindar alineación, menor compensación y en un rango tolerable para el paciente. Si posicionamos en el rango articular óptimo alcanzado pasivamente, pero en esa postura el paciente refiere dolor o intolerancia, el patrón compensatorio aumentará.

Las ortesis de tipo Cook up tienen como objetivos posicionar la articulación de muñeca y metacarpo falángica del pulgar dejando libre los dedos para permitir la toma y manipulación de objetos. La misma va desde tercio medio de antebrazo hasta arriba de metacarpo-falángica de los dedos. Se posiciona muñeca en 30° de extensión, pulgar en abducción y oposición. También pueden confeccionarse dejando libre la articulación metacarpo-falángica del pulgar como se utiliza en pacientes con secuela de lesión medular para estabilizar muñeca con máxima extensión dorsal favoreciendo tenodesis. El diseño puede ser que recorra la cara palmar o dorsal de antebrazo y mano. (Fig. 11-9.c)

En pacientes con secuelas de ACV y TCE en una etapa aguda donde el miembro superior más comprometido presenta alteración sensitiva y motora se debe posicionar el brazo cuidando la articulación gleno–humeral, la articulación del codo y del mismo modo muñeca y dedos como mencionábamos anteriormente. Luego de la hipotonía generalizada del hemicuerpo más comprometido, el desbalance muscular favorecerá patrones compensatorios que a nivel de muñeca y dedos se manifiesta con pronación de antebrazo, flexión palmar de muñeca, desviación cubital, aducción de pulgar y flexión metacarpo falángica e interfalángica de los dedos. Esta postura compensatoria que en algunos pacientes se logra reducir pasiva o activamente dificulta el posicionamiento y función de la mano y de todas las actividades. Como equipamiento de asistencia en el tratamiento consideramos el uso de la ortesis de tipo Cook up cuando el paciente logra actividad funcional de mano estabilizando muñeca y articulación metacarpo–falángica del pulgar.

4.4. Férula posicional

En pacientes con secuela de ACV, TCE, enfermedades degenerativas o de otra índole que presentan alteración sensitiva y motora en miembro superior con aumento de tono y/o rigidez a nivel distal se utiliza como equipamiento de asistencia las férulas de tipo posicional. Las mismas son confeccionadas en plástico termo–moldeable de baja temperatura sobre la mano del paciente.

Esta ortesis tiene por objetivo alinear muñeca, antebrazo y dedos en la posición funcional óptima manteniendo los rangos articulares de pronosupinación intermedia, 35°– 40° de extensión de muñeca, abducción y oposición del pulgar, flexión de aproximadamente 45° de las articulaciones metacarpo–falángicas e interfalángicas.

En pacientes con secuela de traumatismo de cráneo con compromiso sensitivo–motor de miembro superior el cuadro de espasticidad a nivel distal de miembro superior más comprometido nos plantea un problema. En la rehabilitación observamos que el patrón postural de flexión de muñeca y dedos, aducción de pulgar, desviación cubital y pronación de antebrazo, dificultan las actividades de la vida diaria, ocio, laborales, el posicionamiento y la marcha, para lo cual debemos buscar una solución. También debemos prevenir retracciones de partes blandas y posibles luxaciones articulares. Del mismo modo en pacientes con secuela de ACV y enfermedades degenerativas el cuadro provocado por el desbalance neuromuscular conlleva las mismas inquietudes presentando como uno de los objetivos de tratamiento el uso de equipamiento de asistencia.

La férula posicional (Fig. 11–10) ayuda a mantener los rangos articulares de miembro superior a nivel distal en la posición funcional óptima. Se coloca durante el día comenzando con tiempos de descanso cada dos horas controlando que no se presenten compresiones, roces y estrés por tensión. En los casos en que presenta limitación de los rangos articulares óptimos la ortesis se confecciona manteniendo el



Fig. 11-10. Férula posicional.



Fig. 11-11. Guante de tenodesis.

máximo rango posible sin dolor y/o molestias, con posibilidad a modificarla a medida que se logre mayor amplitud.

Existen diferentes modelos dependiendo del rango articular alcanzado.

4.5. Guante para tenodesis (Fig. 11-11)

En Lesionados Medulares C4-C7 se utiliza guantes para favorecer la tenodesis en la primera etapa de rehabilitación. Es una ortesis blanda que consiste en una muñequera de tela o neoprene con una banda elástica que va desde la muñeca en la cara dorsal, recorre por el dorso de los dedos manteniéndolos en flexión y oposición del pulgar y se prende en la muñeca en la cara palmar manteniendo máxima extensión de muñeca. En la cara dorsal de muñeca se coloca De este modo mantiene los flexores de dedos acortados en la extensión de muñeca.

5. Tapping neuromuscular

Como equipamiento de asistencia en pacientes con secuelas neurológicas se encuentra en auge el uso de Tapping neuromuscular. El mismo consiste en una cinta elástica con adhesivo que permite graduar la tensión brindando información táctil superficial en una zona determinada. Se aplica directamente sobre la piel en dirección de un musculo determinado. En el área de rehabilitación neurológica se implementa con el objetivo de inhibir y/o activar grupos musculares, disminuir el dolor, desprender adherencias de cicatriz, drenaje en segmentos con edema, drenaje de hematomas. Se utiliza respetando protocolo de aplicación siguiendo las técnicas que el material prescribe. Requiere de previa evaluación de tolerancia de la piel (el tapping neuromuscular se ha desarrollado en el capítulo anterior).

Referencias bibliográficas

- Bobath, B.** (1990). *Hemiplejia del adulto. Evaluación y tratamiento*. 3° Ed. País.
- Caillet, R.** (2006). *Anatomía funcional. Biomecánica*. Madrid: Marbán Libros.
- (1992). *Síndromes dolorosos: Mano*. 3° Ed. México:El Manual Moderno.
- Carr, J. y Shepherd, R.** (2004). *Rehabilitación de pacientes en el ictus*. España:Elsevier.
- Davies, P.M.** (2000 [2002]). *Pasos a seguir. Tratamiento integrado de pacientes con hemiplejia*. Madrid: Editorial Medica Panamericana. Traducción al español: María Torres Lacomba.
- Jacobs, M.L. y Austin, N.** (2003). *Splinting the hand and upper extremity: principles and process*. Lippincott:Williams &Wilkins.
- Viladot Pericé, R.; Cohí Riambau, O. y Clavell Paloma, S.** (1989 [1998]). *Ortesis y prótesis del aparato locomotor*. 3.Extremidad Superior. Barcelona:Masson.

Capítulo 12

Amputaciones y prótesis

Leonardo Abraham
Mónica Ocello

1. Generalidades

«Amputación» deriva de la palabra latina *amputare* (cortar).

Amputación es la exéresis total de un miembro o segmento de miembro.

Cuando se realiza a través de una articulación se denomina desarticulación.

1.1. Epidemiología

En EE.UU. y Canadá las cifras corresponden a 1,5 amputados por 1000 habitantes. Existe una proporción de 3:1 entre hombres y mujeres (73.6 % v/s 26.4 %). Las amputaciones ocurren predominantemente en miembros inferiores con un 84 % v/s miembros superiores con un 16 %. En miembros superiores la causa predominantemente es traumática con un 70,4 % le sigue la causa congénita con un 18 %. En miembros inferiores la causa predominante es vascular con un 69,5 % seguido de las traumáticas con un 22,5 %.

1.2. Etiología de las amputaciones

- Traumáticas (accidentes viales o laborales, accidentes de tránsito, conflictos bélicos, actividades de minería, etc.).
- No traumáticas: Disvasculares (Diabetes mellitus/Enfermedad vascular periférica), Infecciosas (Gangrena gaseosa/Osteomielitis crónicas), Neoplásicas (Tumores óseos/partes blandas), Amputaciones congénitas.

La intervención quirúrgica es un acto de reconstrucción para conseguir un muñón de buena calidad y funcional. El nivel de la amputación dependerá de la localización de la lesión y el cirujano decidirá cuál es el punto más distal posible, teniendo en cuenta que el nivel escogido no sea un obstáculo para la subsiguiente colocación de la prótesis.

1.3. Reseña histórica

A lo largo de la historia, el ser humano ha estado expuesto a sufrir distintas mutilaciones a causa de accidentes, enfermedades, deformidades de nacimiento o conflictos bélicos que ha compensado con las prótesis para intentar restituir la función y la apariencia de la extremidad ausente.

Han aparecido manos mutiladas en España, Francia o México con una antigüedad de más de 35 000 años.

La primera prótesis de miembro superior registrada data del año 2000 a. C., fue encontrada en una momia egipcia; la prótesis estaba sujeta al antebrazo por medio de un cartucho adaptado al mismo.

Con el manejo del hierro, el hombre pudo construir manos más resistentes y que pudieran ser empleadas para portar objetos pesados, tal es el caso del general romano Marcus Sergius, que durante la Segunda Guerra Púnica (218–202 a. C.) fabricó una mano de hierro para él, con la cual portaba su espada, ésta es la primera mano de hierro registrada.

Durante el Renacimiento, las prótesis tenían la apariencia de la armadura y, aunque eran muy pesadas, servían para sujetar una espada o una lanza. Un ejemplo fue el del caballero imperial franco Gotz von Berlichingen (1480–1562), que había perdido la mano por un tiro de cañón y utilizaba una mano artificial de hierro, con la que continuó luchando y que hoy se puede contemplar en el Museo de Hornberg en Alemania.

La gran contribución a la cirugía de la amputación y al mundo de la técnica protésica se debe a Ambrosio Paré (1510–1590), que fue un barbero–cirujano del ejército francés quien introdujo la técnica de la ligadura de grandes vasos, y fue el primer autor que se ocupó de dar un contenido científico a la amputación al elegir el mejor nivel posible de amputación. A él se debe la primera desarticulación de codo. El interés que mostraba en el equipamiento de los pacientes a los que realizaba alguna amputación le llevó a dirigir la construcción de las primeras prótesis tanto del miembro superior como del inferior.

En el siglo XVIII, Gavin Wilson, en Edimburgo, fabricó una mano capaz de sujetar un cuchillo o un tenedor y que con un aditamento especial podía sujetar una pluma. Es en el siglo XIX cuando aparecen las manos de cuero, que tratan de combinar por primera vez un papel funcional con una mejor apariencia estética.

La Primera Guerra Mundial trajo tras de sí un gran número de soldados amputados, y por primera vez los gobiernos se preocuparon de asistir a estos combatientes una vez acabada la guerra. El primer centro de rehabilitación dedicado exclusivamente a amputados se creó en Roehampton (Gran Bretaña) en 1915.

Después de la II Guerra Mundial se crean varios centros asistenciales dedicados a los amputados donde se hace de manera integral la cirugía, la rehabilitación y el diseño y desarrollo de prótesis.

Un hecho muy relevante a partir de 1960 fue la aparición de un gran número de malformaciones y amputaciones congénitas debidas a la talidomida (fármaco pres-

cripto como sedante y calmante de las náuseas en los primeros meses de embarazo), lo que significó un nuevo estímulo para el desarrollo de las prótesis y la rehabilitación.

Actualmente los avances en el campo de la ingeniería y la robótica determinan la aparición de las prótesis movidas por energía externa (neumática, eléctrica, hidráulicas) que han significado un importante avance en el caso de las prótesis mioeléctricas y que han conseguido una gran funcionalidad y aceptación por parte de los amputados. Los científicos están trabajando en la creación de diseños biónicos, exoesqueletos y prótesis inteligentes.

1.4. Niveles de amputación

Es el nivel electivo en el cual se debe realizar la amputación para obtener un muñón útil que facilite el proceso de protetización.

Los niveles de amputación que se muestran en la Fig. 12-1 corresponden a The War Amps National Amputee Centre de Canadá, instituto que lleva más de 90 años en la prestación de apoyo a personas amputadas.

Según dicha clasificación los niveles se denominan de la siguiente forma:

- Extremidad superior: interescapulotorácico, desarticulación del hombro, transhumeral, desarticulación de codo, transradial, desarticulación de muñeca, amputación parcial de la mano.
- Extremidad inferior: hemipelvectomía, desarticulación de cadera, transfemoral, desarticulación de rodilla, transtibial, desarticulación de tobillo, amputación tipo Syme, amputación parcial del pie.

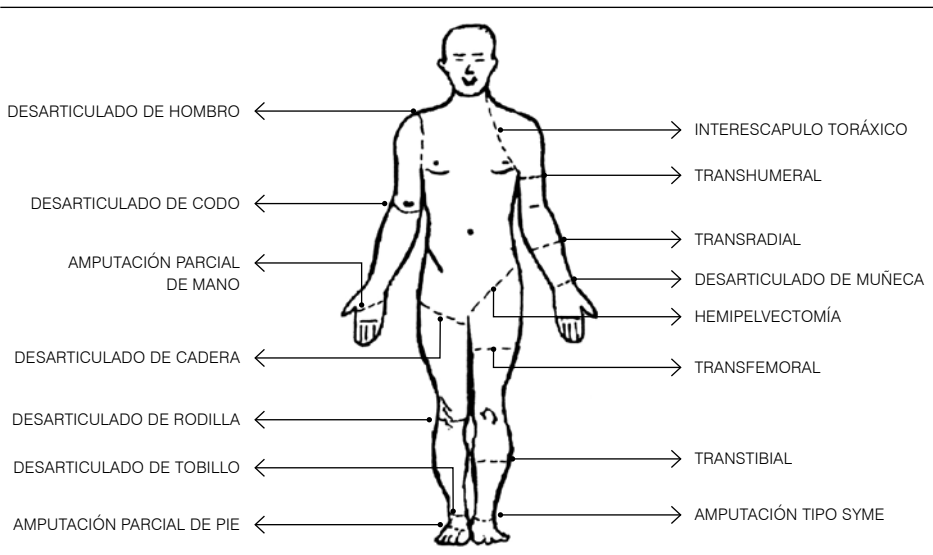


Fig. 12-1. Niveles de amputación según The War Amps National Amputee Centre de Canadá.

1.5. Complicaciones generales de las amputaciones

- **Hematomas:** se minimizan con hemostasia y drenajes.
- **Infecciones:** son mucho más frecuentes en amputaciones debidas a enfermedad vascular periférica, especialmente en los pacientes diabéticos.
- **Necrosis:** una necrosis leve puede tratarse de forma conservadora. Las más intensas exigen resección o reamputación a nivel proximal.
- **Contracturas:** deben evitarse mediante la colocación adecuada del muñón y ejercicios para fortalecer los músculos y movilizar articulaciones.
- **Neuromas:** se forman siempre sobre el final de un miembro seccionado. El dolor causado por un neuroma suele deberse a la tracción ejercida sobre un nervio cuando el tejido cicatricial tira de él. Pueden evitarse habitualmente seccionando los nervios limpiamente a un nivel proximal para que descansen en los tejidos blandos normales.
- **Sensación de miembro fantasma:** después de casi cualquier amputación, el paciente tiene la sensación de que la parte amputada todavía existe.
- **Cuidados de la prótesis y el muñón:** se debe realizar la higiene diaria de la prótesis y la inspección y cuidado de la piel del muñón.
- Controlar el buen funcionamiento de los componentes mecánicos o electrónicos periódicamente en el centro ortopédico es primordial.
- No mojar ni exponer a la prótesis a temperaturas elevadas.

2. Prótesis

La prótesis es una extensión artificial que reemplaza una parte del cuerpo que falta.

El principal objetivo de una prótesis es sustituir una parte del cuerpo que haya sido perdida por una amputación, cumpliendo parcialmente las funciones de la porción anatómica ausente.

Ejemplos: miembros artificiales, prótesis dentales, prótesis faciales, prótesis mamaria, etcétera.

2.1. Clasificación de las prótesis

- **Según el nivel de amputación:** se refiere al segmento corporal que suplanta la prótesis se denominan de la siguiente forma: hemipelvectomía, prótesis arriba de rodilla (Transfemoral), bajo rodilla (Transtibial), desarticulados (hombro, codo, cadera, rodilla, tobillo = Syme) y amputaciones parciales de pie o mano. (según muestra la Fig. 12-1)
- **Según material constitutivo**
 - a. Convencionales (estándar) exoesqueléticas. Prótesis de conformación «hueca» en su interior con una superficie externa de material rígido.
 - b. Modulares o endoesqueléticas: prótesis confeccionada similarmente al esqueleto humano con soporte y componentes en su parte interna y una cubierta cosmética externa de material blando.



Fig. 12-2 a.



Fig. 12-2 b.



Fig. 12-3.

- **Según las características estructurales:**

- a. Exoprótesis: la prótesis es externa al organismo (Ejemplo: prótesis de miembros superiores, inferiores, etc.)
- b. Endoprótesis (Fig. 12-3): la prótesis es implantada en el interior del organismo. El reemplazo de las articulaciones se denomina artroplastia (prótesis articulares: de rodilla, cadera, hombro, articulaciones metacarpofalángicas, etc.).

2.2. Control de la prótesis

Es necesario inspeccionar las prótesis para evitar dificultades en el uso de las mismas.

Se debe evitar el cizallamiento entre el muñón y el encaje ya que pueden producirse problemas cutáneos que interfieren en el uso normal de la prótesis.

Se debe cuidar la correcta alineación revisando y reevaluando periódicamente.

La integración de la misma al esquema corporal y la aceptación psicológica se logra gradualmente gracias al tratamiento multidisciplinario.

La habilidad en el uso requiere de un minucioso entrenamiento motor.

2.3. Osteointegración

La osteointegración es una técnica que consiste en la fijación directa de la prótesis en el extremo óseo del muñón mediante la inserción de un tornillo de titanio en la médula ósea.

En 1952 Per-Ingvar Branemark de la Universidad de Lund en Suecia, descubrió de forma casual el fenómeno de la osteointegración. Utilizó un implante de titanio para estudiar el flujo sanguíneo en los huesos del conejo y encontró que el implante no podía retirarse sin romper el hueso. Así surgió la osteointegración, fenómeno biofísico que produce una unión a nivel molecular del titanio con el hueso. En sus comienzos se usó en odontología y el primer implante en hueso humano se realizó en 1960 sin éxito. Richard Branemark continúa la investigación en el Hospital Universitario de Goteborg y en 1990 logra la osteointegración en una paciente amputada de miembro inferior.

Esta técnica se ha extendido poco ya existen escasos cirujanos con experiencia.

En Melbourne (Australia) en asociación con la Universidad de Monash existe un grupo de investigación que se dedica a al estudio de la biomecánica de los implantes de titanio en amputados. Diferentes tipos de prótesis pueden ser utilizadas, incluyendo de fuerza corporal, mioeléctricas, cosméticas e híbridas.

Las ventajas de estos procedimientos son: fijación estable de la prótesis al muñón, se evitan el roce que produce el encaje en la piel del muñón, facilidad en la colocación de la prótesis, se evitan los cambios periódicos de encajes, mejora la osteopercepción del usuario (las presiones y fuerzas se transmiten directamente al hueso y esto permite un aumento de la información sensitiva que recibe el usuario).

La osteointegración está contraindicada en la edad de crecimiento, en casos de osteoporosis del muñón óseo, en personas con enfermedades sistémicas tales como diabetes o patología vascular periférica que pueden comprometer la cicatrización y en pacientes inseguros o disfunciones de tipo psicológico.

Existen también una variedad riesgos como las infecciones debido a la comunicación entre el interior y el exterior del muñón, posibles fracturas, tratamiento prolongado (la duración aproximada es de 18 meses), el costo de este tratamiento aun es muy elevado.

2.4. Neuroprótesis

El concepto de neuroprótesis difiere de las prótesis convencionales. Se trata de un sistema que se utiliza para estimular los músculos que tienen una lesión paralítica no periférica. Ejemplo, cuadriplejías nivel C5-6, para restaurar algunas funciones de la mano del paciente.

Se compone de un dispositivo que estimula vía electro estimulación funcional a los músculos citados, a través de electrodos que pueden ubicarse en el epimysio muscular o bien dentro de algunos de los músculos más anchos, cercanos al punto motor. Consta de un controlador externo que percibe los movimientos del hombro contralateral, y un receptor implantado emite señales que estimulan a través de los electrodos ya citados pudiendo lograr algún tipo de funcionalidad. Tanto el receptor de estímulos como estimulador se hallan implantados en forma subcutánea.

3. Prótesis para los miembros superiores

«La mano es considerada como una extensión del cerebro humano al exterior» de allí su crucial función y su vital importancia (Kant).

«La mano es el instrumento de todos los instrumentos» (Aristóteles).

La función principal de la mano es la prensión y manipulación pero necesita de los demás segmentos para trabajar en el espacio de alcance y ejecutar la mayoría de las actividades y ocupaciones.

Manipular significa tomar, transportar y soltar los objetos acorde a la tarea que se realiza.

El entrenamiento y aprendizaje motor permite a este órgano sensible realizar tareas de exquisita precisión y coordinación como actividades como cocinar, la higiene personal, tareas del hogar, actividades artísticas, que nos permiten ser independientes y funcionar en diferentes ambientes. Se pueden ejecutar tareas rudas que requieren el uso de fuerza y destreza, así como posibilita un medio de expresión y comunicación no verbal.

Cuando una persona sufre una amputación de miembro superior se produce una alteración del esquema corporal, una disrupción en la imagen corporal con importante impacto psicológico.

Estos son algunos de los aspectos a tratar durante la protetización, ya que se incorpora un elemento extraño al organismo que servirá como medio desde el punto de vista motriz pero no posee sensibilidad y tal vez la estética no conforme totalmente al paciente.

El terapeuta ocupacional es el profesional responsable, dentro del equipo interdisciplinario, de la evaluación, entrenamiento pre protésico, protésico y delinear estrategias para lograr habilidades de ejecución en todas las áreas ocupacionales que el paciente desempeña.

La eficiencia del equipo terapéutico y la actitud, empeño y colaboración del paciente serán elementos esenciales que determinarán el éxito del tratamiento.

Los principales objetivos de la protetización del miembro superior son:

- Restaurar la funcionalidad perdida en relación con los avances tecnológicos.
- Recuperar la imagen corporal (apariencia exterior).
- Incorporar la prótesis al esquema corporal (representación y conciencia del cuerpo) y lograr destreza en el uso de la misma.
- Mejorar la simetría corporal (centro de gravedad) evitando en lo posible compensaciones como la escoliosis.
- Acompañar el miembro inferior contralateral durante la marcha.
- Integrar e incluir al paciente en los medios familiar, laboral y social.

3.1. El proceso de protetización

Comprende un conjunto de medidas específicas de Rehabilitación, durante las distintas etapas del tratamiento de un paciente amputado, tendentes a conseguir los objetivos propuestos.

Este proceso varía según la etiología, el nivel de amputación, la edad del paciente, si la amputación es uni o bilateral, tipo de ocupaciones que desempeña, actividades recreativas, etcétera.

El tratamiento requiere del trabajo conjunto de un equipo multidisciplinar en el cual están involucrados Cirujanos, el Médico Especialista en Medicina Física y Rehabilitación, Fisioterapeuta y Terapeuta Ocupacional, Psicólogo y Técnico protésico.

Es también de gran ayuda apoyo de la familia y la colaboración de otros pacientes que aporten experiencia y conocimiento del proceso.

En los Capítulos 14 y 15 nos dedicaremos a la descripción de las fases del proceso de tratamiento de personas que han sufrido amputaciones de miembros superiores y miembros inferiores.

3.2. Tipos de prótesis de miembro superior

- Prótesis cosméticas: no realizan ningún tipo de movimiento.
- Prótesis funcionales: son capaces de realizar un movimiento de pinza para agarrar y soltar objetos. Pueden ser: Mecánicas, cinemáticas o de tiro; Mioeléctricas; Híbridas.

3.2.a. Prótesis cosméticas

Son prótesis pasivas cuya función es la estética o la cosmética. Sirven para restablecer el aspecto exterior (imagen corporal) y equiparar el peso del segmento perdido. Éste es, por lo general, el primer tipo de prótesis que utilizan los niños y paulatinamente con el crecimiento se aplica una prótesis funcional.

Deben satisfacer las exigencias del paciente con respecto a la conformación, aspecto, confort y peso.

Estas prótesis se fabrican en distintos materiales como silicona, PVC (cloruro de polivinilo) y uretano. Actualmente existen en el mercado productos que copian con precisión detalles anatómicos como venas, pecas u otras manchas de la piel que consiguen imitar el aspecto de la extremidad sana.

3.2.b. Prótesis funcionales

Prótesis mecánicas, cinemáticas o de tiro (Fig. 12-5): son prótesis con dispositivos de apertura y cierre mediante cables y cintas de sujeción unidos al cuerpo y a su lado contrario que por la tracción ejercida al tensor abre o cierra a voluntad.

Este tipo de prótesis son funcionales (permiten tomar y soltar objetos) pero con limitaciones de movimiento, ya que necesitan de la energía de otro segmento corporal (*body powered*) y obliga a hacer movimientos de tensión para su funcionalidad.

Estas prótesis son controladas mediante un sistema de cables de tracción dispuestos oportunamente en torno a la cincha escapular, que son accionados por determinados movimientos de la escápula y del muñón del brazo. Las articulaciones

y la mano protésica se unen a los cables de tracción. Los movimientos activos posibles son: apertura de la mano, mediante la antepulsión del hombro contra lateral a la amputación; el cierre de la mano, que se obtiene mediante el retorno gradual a la posición inicial del hombro; la flexión del codo, debida a la antepulsión del muñón del brazo; la extensión del codo, por la gravedad.

Una prótesis cinemática sirve únicamente para amputaciones distales, para amputaciones de brazo con muñones muy cortos o para desarticulaciones de hombro este tipo de prótesis resulta inadecuado.

La mano se puede intercambiar con un dispositivo para el trabajo (Hook), disponibles en diferentes formas, incluso para niños.

Una de las ventajas es el bajo costo respecto de las mioeléctricas.

3.2.c. Prótesis mioeléctricas (Fig. 12-6)

Son las denominadas prótesis activas de fuerza ajena (energía extracorpórea).

Poseen control mioeléctrico, se utilizan potenciales eléctricos (microvoltios) detectables en la superficie de la piel cuando existe una contracción del músculo del muñón.

Estos potenciales son recogidos por electrodos de captación (cutáneos), amplificados y enviados como señales de control a los elementos funcionales.

El accionamiento de las articulaciones y de la mano se controla a través de micro interruptores. La alimentación del sistema protésico se realiza por acumuladores recargables. Los mecanismos motorizados son: la mano protésica, el sistema de pronosupinación (realiza una rotación de 360°) y el codo (sólo flexo extensión), la muñeca no tiene movimiento.

Es un componente pesado, razón por la cual a menudo se usa un codo mecánico con control de tracción (prótesis híbrida). En los niveles altos y en los bilaterales es el único tipo de prótesis capaz de dar una autonomía funcional real al paciente en todas las actividades de la vida cotidiana y laboral.



Fig. 12-4. Prótesis cosméticas o pasivas.



Fig. 12-5. Prótesis mecánicas.



Fig. 12-6. Prótesis mioeléctrica.

3.2.d. Prótesis híbrida

Combinación de sistemas de fuerza propia (corpórea) y de la fuerza ajena (extracorpórea).

Una prótesis híbrida combina el poder corporal con el poder (mio) eléctrico en una sola prótesis.

Este tipo de prótesis se utiliza en las amputaciones por encima del codo en las que el codo protésico se activa mecánicamente y el dispositivo terminal se activa por medio del control eléctrico.

3.3. Componentes protésicos

1. Elementos de suspensión (arnés)
2. Encaje (socket, cuenca o cono de enchufe)
3. Articulaciones (según nivel de amputación)
4. Elementos de control (cables) o sistema eléctrico o mioeléctrico.
5. Unidad (dispositivo) terminal (diversos tipos de garfios y manos)

- **1. Elementos de suspensión (arnés):** sirven para sujetar la prótesis al cuerpo y son un factor clave en la biomecánica y en la función de las prótesis de miembro superior
- **2. Encaje (socket, cuenca o cono de enchufe):** es el componente que está en contacto directo con el muñón y debe ser adaptado a la forma del mismo para que el paciente lo tolere; no debe impedir la movilidad de la articulación correspondiente (Fig. 12–9).

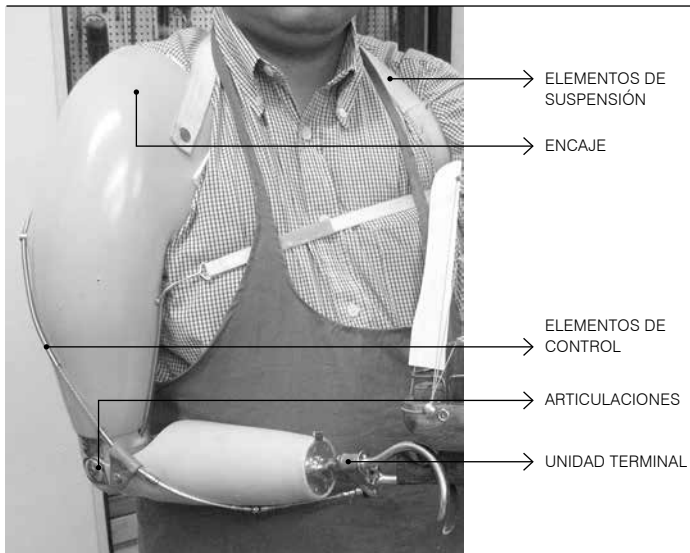


Fig. 12–7. Elementos de una prótesis de miembro superior.

El encaje debe tener contacto total y aprovechar al máximo las prominencias óseas y las características musculo esqueléticas del muñón, con el fin de evitar movimientos pseudoartrósicos que pueden representar inconvenientes importantes en el conjunto de la estructura protésica.

Estas características son fundamentales para prótesis mioeléctricas en las que es necesario que los electrodos estén siempre en contacto con la piel y colocados en el sitio justo.

- **3. Articulaciones:** (Fig. 12-10) según nivel de amputación será el número de articulaciones de la prótesis (hombro, codo, muñeca, rodilla, etc.).
- **4. Elementos de control (cables) o sistemas eléctricos o mioeléctrico:** es la fuente de energía encargada de activar la prótesis.

Las prótesis mecánicas utilizan como fuente de energía la muscular del propio paciente. Llevan arneses para la sujeción y al realizar un movimiento corporal (normalmente se trata de la antepulsión del hombro), el amputado provoca la tracción de un cable que consigue abrir el dispositivo terminal. Si se afloja el cable el dispositivo terminal se cierra.

Las prótesis de control mioeléctricas poseen electrodos en la pared interna del encaje protésico que están en contacto directo con la piel del muñón. Estos sensores

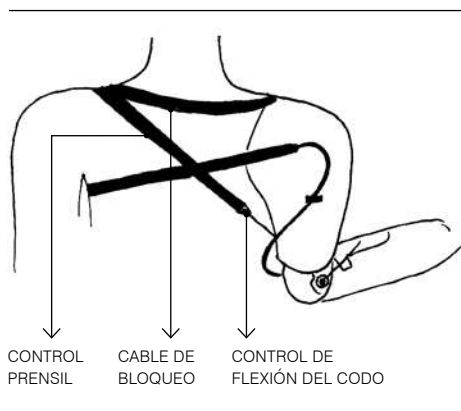


Fig. 12-8. Elementos de suspensión.



Fig. 12-9. Cono de enchufe o socket.



Fig. 12-10. Articulación de una prótesis de miembro inferior.

son los recogen la señal muscular de contracción del muñón y transforman en una señal eléctrica que activa un pequeño motor responsable de abrir la mano o la pinza de la prótesis.

- **5. Unidad o dispositivo Terminal:** reemplaza la función de la mano.

Existen diversos tipos de garfios y manos:

- Mano pasiva o cosmética
- Mano mecánica
- Mano eléctrica
- Mano mioeléctrica
- Pinza-gancho

La mano pasiva es eminentemente estética, sus dedos pueden ser rígidos en semi-flexión o flexibles que abren o cierran según la necesidad del paciente con ayuda de la otra mano. Se cubren con un guante estético de PVC o silicona de diversos colores para que se parezca a la otra extremidad.

Las manos activas, de acuerdo con la fuente de energía que empleen, pueden ser mecánicas o mioeléctricas. Ambos tipos tienen una apariencia externa similar y realizan una pinza tridigital (con el dedo pulgar, el índice y el medio) capaz de diferentes tamaños.

La pinza-gancho, es antiestética pero permite una pinza lateral muy eficaz y de mucha fuerza. Está constituida por una pinza mecánica es de tipo terminal lateral y consta de dos ganchos uno fijo y otro móvil, que se recubren en su extremo de una goma antideslizante que ayuda a sostener mejor los objetos.



Fig. 12-11.

Se pueden confeccionar dispositivos terminales especiales efectuar diversas actividades que desee el amputado. Pueden tener forma de gancho, de anillo o de semiarco o bien colocar utensilios tales como cubiertos, peine, cepillo de dientes, martillo, etcétera.

3.4. Prótesis en desarticulación del hombro y amputación interescapulotorácica

Los tumores malignos son la causa más frecuente de amputación del hombro.

La mayor dificultad en la adaptación de estas prótesis está en conseguir una correcta fijación. El sistema de anclaje cubre ampliamente la parte superior del hombro; por delante, abarca parte de la zona pectoral y la escápula en su totalidad. El arnés fija y ancla la prótesis al hombro contralateral. En ocasiones se extiende hasta la cintura para completar el control de los cables cinemáticos.

En la amputación interescapulotorácica la fijación de la prótesis es más compleja aún, por lo que debe realizarse un relleno que compense la pérdida de sustancia corporal sobre el que se adapta el encaje. La pieza torácica debe tener forma de hemichaleco y su base debe apoyar sobre la cintura pélvica (mayor superficie de apoyo le dará mayor estabilidad debido a la ausencia de muñón).

El sistema de control generalmente es mioeléctrico para el movimiento de apertura y cierre del dispositivo terminal (mano, pinza o gancho), la pronosupinación de la muñeca y la flexoextensión del codo y la articulación del hombro es pasiva.

Cuanto mayor sea el número de movimientos que se deben controlar, el sistema de electrodos será más complejo. Pequeños electrodos de gran potencia captan la actividad muscular residual para gobernar los movimientos de la prótesis. Este sistema de control permite realizar movimientos muy rápidos o lentos, prensiones fuertes o suaves, según lo requiera el tipo de actividad del paciente. El codo posee un sistema de bloqueo y desbloqueo automático.

Prótesis de tracción muscular para amputación desarticulada de hombro, con arnés en ocho, codo y unidad Terminal de control mioeléctrica (Fig. 12–12a); Prótesis con hemichaleco para amputación interescapulotorácica (Fig. 12–12b).

3.5. Prótesis para la amputación a nivel del brazo

En estas prótesis el encaje varía según la longitud del muñón. Cuanto más alta es la amputación mayor debe ser el anclaje sobre el hombro y mayor seguridad debe ofrecer el sistema de suspensión.

Generalmente se indican prótesis cinemáticas de fuerza propia o mioeléctricas. Los codos mecánicos pueden ser endoesqueléticos y el tipo de encaje varía según la longitud del muñón.

En los muñones largos–medios, el borde proximal del encaje sólo cubre el hombro lateralmente y permite movimientos parciales de abducción, antepulsión, retropulsión y rotación. El arnés tiene forma de «ocho de guarismo» y controla la abertura y el cierre de los terminales y la flexoextensión del codo mediante la tracción de cables cinemáticos o sistemas mioeléctrico.

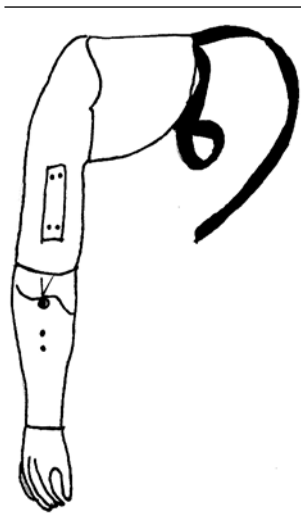


Fig. 12-12 a.

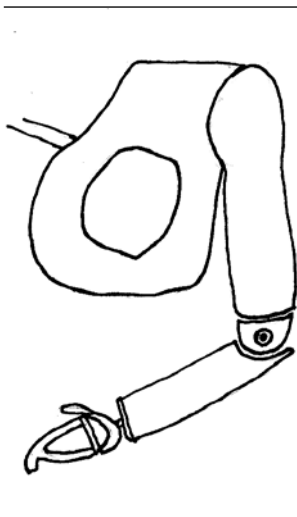


Fig. 12-12 b.

Las prótesis para muñones cortos son similares solo que el encaje presenta mayor superficie de contacto con el hombro y limita su movimiento.

El dispositivo terminal constituye una mano cosmética o pinzas de trabajo que deben ser livianas.

Las prótesis mioeléctricas poseen electrodos de superficie en el interior del encaje rígido que captan las señales del bíceps y del tríceps activando la articulación del codo y la mano.

Las prótesis híbridas tienen un mecanismo de cable por tracción con correa para la flexión-extensión y bloqueo del codo, y un sistema mioeléctrico para la apertura-cierre y pronosupinación de la mano.

Algunos ejemplos de prótesis a nivel del brazo son:

- Prótesis cosmética para amputación transhumeral a tercio medio.
- Prótesis de tracción muscular para amputación transhumeral a tercio medio. Codo con traba en varias posiciones y como unidad terminal mano y guante cosméticos, intercambiable con gancho de apertura voluntaria.
- Prótesis mioeléctrica para amputación transhumeral izquierda (y transradial derecha).

3.6. Prótesis para la desarticulación del codo

La desarticulación del codo es una amputación poco común ya que se prefiere realizarla por encima de los cóndilos humerales. En estos casos la prótesis tiene una articulación exoesquelética, o sea fuera del encaje de la prótesis y el paciente puede bloquearla a diferentes posiciones con la tracción del cable.

El dispositivo terminal se elige según los deseos y necesidades del paciente.

3.7. Prótesis en amputación del antebrazo. Nivel transradial (Fig. 12-6)

Los encajes para la prótesis por debajo del codo poseen un sistema llamado endo-suspensión o autosuspensión cuya forma hace que se mantenga unido al muñón del antebrazo sin la necesidad de arneses o correajes externos. El encaje rodea el olecranon y los epicóndilos humerales con una escotadura anterior en «V» que evita presionar el tendón del bíceps y permite la flexión del codo suficiente para poder acercar la prótesis a la boca.

Los muñones muy cortos necesitan más fuerza para flexionar la prótesis a causa del mayor peso de la prótesis, que es más larga, y del escaso brazo de palanca del muñón.

En los sistemas de suspensión externa o exosuspensión, además de sujetar la prótesis, sirve también como sistema del control muscular en las prótesis cinemáticas.

El sistema de control de estas prótesis puede ser mecánico (fuerza propia) o eléctrico (fuerza ajena). Las primeras funcionan con la antepulsión del hombro o la separación escapular. Se tensiona un cable de acero inoxidable que abre el dispositivo terminal.

Cuando el cable se afloja el dispositivo terminal se cierra.

Las prótesis mioeléctricas son las más indicadas para los amputados de antebrazo dependiendo de la ocupación del paciente, si exige trabajo de fuerza no es aconsejable.

La articulación de muñeca sirve para colocar el dispositivo terminal en la prótesis y para orientar en la posición durante la ejecución de actividades.

La función del dispositivo terminal es la prensión y su indicación depende de las actividades que desarrolle cada paciente (laborales, domésticas o juego y ocio).

Existen diferentes categorías: la mano (pasiva o con movilidad en los tres primeros dedos), la pinza-gancho, los dispositivos especiales (diseñados para agregar herramientas y utensilios) y la mano mioeléctrica.

3.8. Prótesis en amputación a nivel de la muñeca

Este es un nivel de amputación que crea un muñón muy largo que facilita la estabilización dentro del encaje y permite que la parte proximal del encaje no tenga que superar la articulación del codo, con lo que no se produce ningún tipo de limitación de la movilidad del mismo. Además conserva el movimiento de pronosupinación.

El dispositivo terminal puede variar entre una pinza gancho (*hook*), manos de prensión activa de tiro (Fig. 12-11) o manos mioeléctricas.

Habitualmente se usa el gancho durante el desempeño de ocupaciones rudas, luego se puede cambiar por una mano de prensión activa de tiro.

3.9. Prótesis en amputación parcial de mano

Las manos mioeléctricas generalmente son utilizadas por personas que realizan ocupaciones que no demandan fuerza.

En las amputaciones parciales de mano pueden presentarse los siguientes casos:



Fig. 12-13. Prótesis para amputaciones de la mano.



Fig. 12-14.

- a. Amputación de los dedos conservando el pulgar
- b. Amputación parcial de dedos y pulgar. (Fig. 12-14)
- c. Amputación exclusiva del dedo pulgar.

a. Amputación total de los dedos con indemnidad de la eminencia tenar y el pulgar. La opción funcional es una prótesis de prensión está construida con un cono de acrílico y plastazote que posee además un dispositivo falángico metálico con antideslizante (1).

También se puede prescribir otro tipo de prótesis funcional (2) que consiste en una varilla curvada que va desde el borde cubital de la mano hacia el radial imitando la posición de los últimos cuatro dedos. Presenta dos barras de sujeción que se apoyan en la cara dorsal y palmar de la mano. Construida habitualmente en una aleación metálica ligera que suele recubrirse con una envoltura plástica antideslizante. Una opción estética es un guante pasivo (3) que posibilita también la prensión.

b. Amputación parcial de dedos: son más fáciles de protetizar y supone buenos resultados desde el punto de vista funcional.

c. Amputación exclusiva del dedo pulgar. Las técnicas quirúrgicas en caso de la amputación del pulgar desde su raíz, varían entre el trasplante de un dedo del pie al sitio del pulgar y la pulgarización del dedo índice.

La prótesis indicada consiste en un dedo protésico que reproduce en tamaño y forma al amputado. Se ubica en posición de semioposición con un encaje que rodea el dorso y palma de la mano y se ajusta con correas o velcro.

Si la amputación es parcial, la protetización es simple y tiene mejores resultados funcionales ya que conserva la eminencia tenar y con ella, la capacidad de oponer a los demás dedos.

El mecanismo de acción es pasivo, consiguiendo con la prótesis una oposición al resto de los dedos conservados. Su función es reconstruir la oposición del pulgar

contra el índice y medio para permitir la prensión de objetos.

Existe además la posibilidad de osteointegración que proporciona la fijación directa de una prótesis al muñón óseo.

La primera intervención consiste en la colocación de la base del implante dentro del canal medular del hueso del muñón. Luego de 6 meses, en la segunda intervención se coloca el implante de titanio que consiste en un tornillo roscado para fijarlo a la base. A este mismo tornillo se inserta la prótesis.

4. Prótesis para los miembros inferiores

Los objetivos de la protetización del miembro inferior son los siguientes:

- Suplir la morfología anatómica de los miembros inferiores.
- Facilitar la función global para la postura bípeda (bipedestación) y la ejecución de la marcha (locomoción).
- Lograr la ejecución de actividades de ocio y tiempo libre.

Son variadas las causas y diversas las patologías que pueden determinar la presencia o la necesidad de una amputación del miembro inferior.

Congénitas: existen problemas desde el vientre materno, tanto en la formación del miembro como de complicaciones de problemas como la compresión por bridas intrauterinas o una pseudoartrosis de la tibia congénita que pueden determinar distintos tipos de amputaciones o sus necesidades.

Adquiridas: la mayoría determinada por arteriopatías periféricas y las complicaciones de la diabetes en sus distintos estadios, con la necesidad de realizar una amputación por la insuficiencia vascular y las infecciones intercurrentes. También podemos hallar las postraumáticas como secuela de una fractura expuesta y sus complicaciones. Las neurológicas, con secuelas de padecer un pie insensible o con deformidades, que pueden acompañarse de procesos infecciosos. También las infecciones graves, tanto sea primarias como secundarias a las causas anteriormente citadas.

En otro orden de explicación, podemos dividir las según el nivel de la amputación como: amputaciones del antepié, medio y retropié, transtibiales y transfemorales en sus distintos niveles; amputación de hemipelvis. También encontramos las desarticulaciones, donde el nivel de la cirugía pasa por una articulación, dejando la extremidad distal de un hueso como zona de descarga del futuro muñón.

Comprendiendo el problema, debemos reconocer el estado general del paciente, la posibilidad o no de ser equipado por una prótesis, su estado clínico general y los inconvenientes propios de los muñones. También en la selección de una prótesis tenemos que tener en cuenta el nivel funcional y de posible deambulación del paciente. Existe una escala en 4 grados desde el mínimo requerimiento hasta niveles de práctica deportiva y alta demanda.

4.1. Constituyentes de una prótesis de miembro inferior

En términos generales consta de los siguientes componentes:

- Cuenca de adaptación o cono: se trata de una parte importante de la prótesis que permite el calce lo más cercano posible entre el muñón residual del paciente y los distintos componentes de una prótesis. Generalmente se utiliza en la actualidad materiales tipo resina que permiten conformarse y moldearse con el calor. Previamente requieren la toma de un molde y posteriores procedimientos sobre el cual se realiza el moldeo y tallado del mismo. Dentro de este elemento y para asegurar una adecuada colocación existen distintos tipos de medias especiales, hasta siliconadas, para permitir el perfecto encaje y evitar las lesiones que puedan resultar del uso de la prótesis.
- Suspensión: elemento importante de una prótesis para mantenerse adherida al miembro residual o el resto del cuerpo. Existen distintos tipos y formatos que van desde una correa de cuero, un cinturón que rodea la pelvis (Selesiano), musleras y rodilleras de neoprene, hasta prótesis autosuspendidas.
- Tubuladura: permiten relacionar los distintos componentes de una prótesis entre la cuenca de adaptación hasta la rodilla o el pie protésico. Los mismos están constituidos de distintos materiales metálicos que varían en su ductibilidad y peso. Los mismos permiten que cada paciente pueda tener la longitud protésica de acuerdo con la altura y alineación de su cuerpo.
- Pié protésico: permite relacionar la pierna con el calzado y su necesidad para realizar la marcha protésica lo más cercana posible a la normal. Existen distintos tipos de pie, desde los más comunes a los más complejos, de acuerdo con el requerimiento funcional y la edad del paciente.
- Rodilla protésica: para las amputaciones sobre el nivel de la rodilla, requieren este dispositivo para permitir el movimiento de la prótesis a nivel de una rodilla normal. Existen distintos tipos y formas, siempre pensando en lo que el paciente puede realizar. Algunas rodillas tiene n una traba manual que permite sentarse y destrabarla, incorporarse y trabarla, para evitar las caídas en niveles funcionales

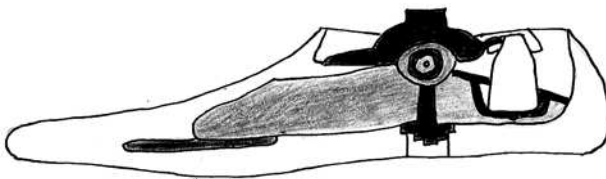


Fig. 12-15. Pie mecánico.

muy precarios. Otras son de autobloqueo, para permitir que se trabe la misma automáticamente al apoyar el talón protésico. Tiene mecanismos hidráulicos y mecánicos. También existen rodillas inteligentes que regulan los movimientos y sus posicionamientos de acuerdo con el tipo de marcha y velocidad de la misma, regulados por un sistema tipo computarizado.

- Bisagra de cadera: para las desarticulaciones de cadera y/o amputaciones pelvianas, donde se necesita reemplazar la cadera.
- Funda cosmética: requerida para que el paciente tenga cierta estética como para mantener una adecuada vida de relación.

4.2. Hemipelvectomía y desarticulación de cadera

La hemipelvectomía es la extirpación de toda la extremidad inferior y de parte de los huesos pelvianos. Se realiza en una zona del esqueleto que puede incluir desde la fosa exterior hasta la columna espinal central, el acetábulo, isquion, rama, ilion y sacro. Las hemipelvectomías son, en su mayor parte, consecuencia de traumatismos muy graves, tumores, y, concretamente para pacientes con lesiones de la médula espinal, graves y recurrentes infecciones y ulceraciones.

La desarticulación de cadera es una amputación de todo el miembro inferior a nivel de la cadera, desde la cabeza del fémur hacia abajo.

Las prótesis para hemipelvectomía o desarticulación de la cadera pueden ser con sistema exoesquelético o endoesquelético (Fig. 12-18). Los componentes son: encaje, articulación de cadera, articulación de rodilla, pie protésico y alineamiento.

En la desarticulación de cadera el encaje contiene la pelvis y la rodea firmemente apoyando en el isquion y la región glútea. En el caso de la hemipelvectomía, el encaje



Fig. 12-16. Hemipelvectomía y desarticulación de cadera.



Fig. 12-17. Prótesis para hemipelvectomía o desarticulación de cadera.
a. Exoesquelética. b. Endoesquelética.

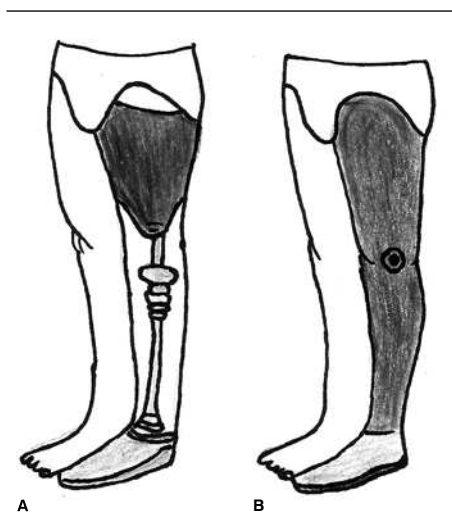


Fig. 12-18. a. Diseño endoesquelético. b. Diseño exoesquelético.

debe cubrir toda la cavidad abdominal con una cesta de paredes rígidas que sirve para transmitir la carga y soportar el peso.

La articulación de la cadera debe colocarse ligeramente por delante de la articulación de la rodilla para crear un momento extensor (alineamiento) que asegure la estabilidad de la rodilla cuando el amputado carga el peso sobre la prótesis.

El encaje pélvico debe tener una perfecta contención del muñón para evitar molestias y deslizamientos.

4.3. Prótesis transfemoral

Una persona con amputación transfemoral debe enfrentar dificultades de equilibrio a causa de la ausencia de la rodilla y la incomodidad para permanecer en posición sedente que ocasiona este tipo de prótesis.

Además, el gasto de energía durante la marcha es mayor que en amputaciones de niveles inferiores.

Los cirujanos utilizan la técnica de mioplastía para cubrir el extremo óseo de modo que el muñón tenga una buena conformación. El nervio ciático es seccionado proximalmente para que quede alejado del muñón para prevenir la formación de un neuroma en contacto con el encaje protésico. Para lograr un buen control del encaje y aplicar la prótesis se requerirán, distalmente, por lo menos 10 cm desde la sección del fémur hasta la articulación de la rodilla. 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.

La sutura cutánea tiene importancia en cuanto a la formación de un muñón redondeado que posibilite un buen contacto con la prótesis.

El encaje, el pie y la rodilla deben estar adecuadamente alineados para permitir el equilibrio dinámico durante la marcha.

4.4. Prótesis para desarticulación de rodilla

Estas prótesis conservan la máxima longitud del brazo de palanca del muñón; no requieren sistemas adicionales para retener el muñón en su encaje; reduce la inestabilidad medio-lateral del cuerpo del paciente amputado durante la marcha.

Pueden tener diseño endoesquelético o exoesquelético.

El encaje es más corto que en las prótesis transfemorales. La carga del muñón se hace mayormente en el fondo del encaje. Las rodillas utilizadas normalmente son policéntricas (el movimiento se realiza alrededor de varios ejes).

4.5. Prótesis transtibiales

Es el nivel más frecuente de amputación. 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.

Generalmente, el peroné debe quedar más corto que la tibia y crear un puente óseo entre éstos para evitar desplazamientos y lograr un muñón almohadado que ayudará a soportar todo el peso del cuerpo.



Fig. 12-19. Prótesis para desarticulación de rodilla.

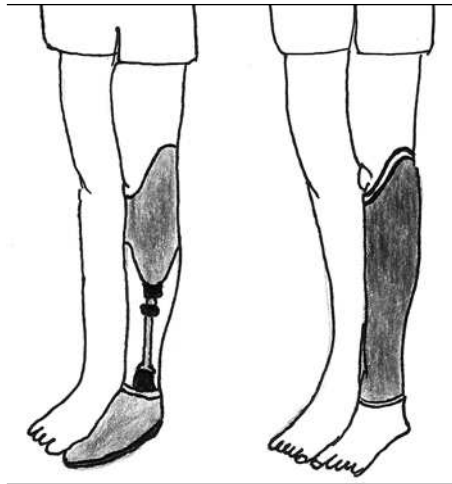


Fig. 12-20.

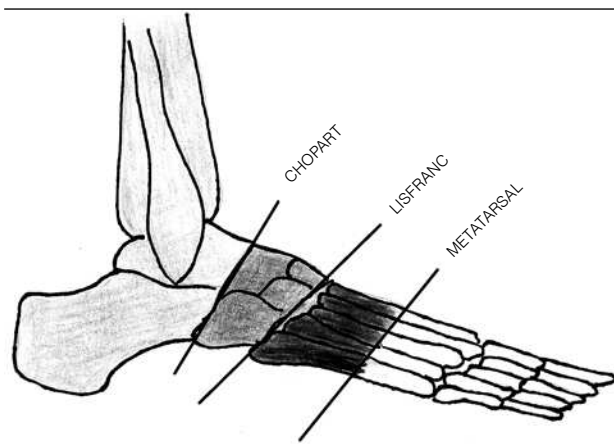


Fig. 12-21.

5. Amputaciones de pie

Las amputaciones del pie pueden realizarse a distintos niveles según el criterio médico:

- Amputación Syme o desarticulación de tobillo.
- Amputación de Chopart (mediotarsiana)
- Amputación de Lisfranc (tarso-metatarsiana)
- Amputación Metatarsal.
- Amputación de Pirogoff (sección y rotación del calcáneo para fusionarlo con la tibia).
- Amputaciones de dedos.

5.1. Amputaciones de dedos del pie

La amputación de un único dedo generalmente no produce alteraciones durante la marcha y la bipedestación. Salvo en el caso de amputación del dedo hallux, que en ocasiones aparece en el paciente una ligera renguera al correr o caminar rápidamente, producto de la pérdida del empuje normal que ofrece éste dedo.

La amputación del segundo dedo frecuentemente es seguida de hallux valgus debida a que el dedo gordo tiende a desviarse hacia el tercero para rellenar el espacio dejado por la amputación.

La amputación de todos los dedos produce una escasa alteración en el paso lento normal, pero es incapacitante para la marcha rápida y cuando se requiere del pie una cierta aceleración y elasticidad. Además interfiere con la posición en cuclillas y el acto de ponerse de puntillas.

La amputación transmetatarsiana será incapacitante en relación con el nivel de amputación; cuanto más proximal el nivel de amputación, mayor la incapacidad. La

pérdida de la fuerza de despegue debida a la falta de fulcro (punto de apoyo de palanca) en el extremo amputado del pie es la principal responsable de incapacidad de la marcha.

Las amputaciones a niveles más proximales del nivel transmetatarsiano producen una considerable torpeza al caminar, debido a la pérdida de soporte y del empuje.

Las amputaciones del antepie y mediopie han sido descartadas a favor de otras más funcionales de retropie y del tobillo. Ocasionalmente, sin embargo, estos procedimientos están indicados, especialmente en el paciente diabético y, con menor frecuencia, tras traumatismos severos.

La amputación de Lisfranc a menudo acaba con una deformidad residual en equino, debido a la pérdida de las inserciones dorsiflexoras.

La amputación de Chopart puede producir una severa deformidad en equino varo.

La amputación de Pirogoff puede producir deformidad equino del calcáneo. El tratamiento y profilaxis de éstas deformidades a causa de dichas amputaciones se consigue de dos formas: seccionando el tendón calcáneo e inmovilizando con un yeso el área durante 4–6 semanas.

6. La Prótesis Biónica TED

En el mundo se están produciendo innovaciones tecnológicas asombrosas como la prótesis Biónica TED, cuyo creador es el doctor Todd Kuiken, médico especialista en rehabilitación y medicina física y doctorado en ingeniería biomédica, director del Centro de Medicina Biónica y del Departamento de Amputados del Instituto de Rehabilitación de Chicago.

Esta prótesis puede sentir (aunque no tiene un sentido del tacto, solo cierta sensibilidad) y mover simplemente deseando hacerlo, igual que un miembro normal.

Se trata de la aplicación de una técnica denominada «reinervación muscular dirigida» (TMR, Targeted Muscle Reinnervation) que consiste en transferir los nervios del brazo y mano amputados a los músculos pectoral y deltoides, en este sitio unos electrodos de superficie recogen la señal que iría a esos músculos que ya no existen y movilizan la prótesis.

Asimismo, sensores ubicados en la mano protésica detectan un estímulo y lo transmiten a los nervios sensitivos y la piel del pecho y espalda.

La rehabilitación supone un entrenamiento exhaustivo e interdisciplinario con médicos rehabilitadores, terapeutas ocupacionales, fisioterapeutas, e ingenieros.

Referencias bibliográficas

Campbell, S. (1998). *Cirugía ortopédica*. 9ª Edición. España: Mosby.

Comolli, E.P. (1963). *Amputaciones*. Buenos Aires: Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología.

Guía descriptiva de ortoprótesis. Tomo III. Prótesis externas de miembro superior e inferior. Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud. Ministerio de Sanidad y Consumo. España.

Implanted Neuroprostheses for Restoration of Hand Function in Tetraplegic Patients. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2004, 12:72–79.

Componentry for Lower Extremity Prostheses. Mirosław Vitali. *Amputaciones y Prótesis*. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2005, 13:326–335.

«Problemática de los amputados de la extremidad inferior». 2º Simposio Internacional de Rehabilitación (1978). MapFre.

Viladot Pericé, R.; Cohí Riambau, O. y Clavell Paloma, S. (1989). *Ortesis y prótesis del aparato locomotor*. 2.1. Extremidad inferior. Barcelona: Masson.

————— (1989). *Ortesis y prótesis del aparato locomotor*. 2.2. Extremidad inferior. Barcelona: Masson.

Zambudio Periago, R. (2009). *Prótesis, ortesis y ayudas técnicas*. Barcelona: Elsevier Masson.

• Enlaces Web

Monzón Fernández, A.N.; La O Durán, E.; Noriega Oliva, P.A.; Gómez Cabrera, E.; Martínez, J.H.; González Cuesta, A. (2009). Presentación de Casos. Hemipelvectomía interna tipo I. Recuperado de http://bvs.sld.cu/revistas/ort/vol23_1_09/ort07109.htm

Advanced Arm Dinamics. «Por qué Advanced Dinamic Brazo?» Recuperado de <http://www.armdynamics.com>

Douglas G. Smith (enero/febrero 2005). «Retos mayores». La desarticulación de cadera y la hemipelvectomía. The BilCom Group. Volumen 15. Número 1. Recuperado de http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jan_feb_05/higherchallenges.html

Arce González, C. (2005). Niveles de amputación. Recuperado de <http://www.arcesw.com/niveles.htm>

Bock, O. Recuperado de <http://www.ottobock.es>
Piraino. Ortopedia óptica. Prótesis Píderm. Recuperado de <http://www.ortopedia-piraino.com.ar/>

Rodríguez, S.F. Blog de Rehabilitación y Medicina Física. Mirando al futuro: La prótesis biónica del D. (Consultado en marzo de 2012). Recuperado de <http://rehabilitacionymedicinafisica.blogspot.com.es/2011/10/la-prótesis-bionica-del-dr-todd-kuiken.html>

The War Amps. Organización canadiense nacional benéfica de los amputados de guerra. (Consultado en mayo de 2011). Recuperado de <http://www.waramps.ca/home.html>

Kuiken, T. «Un brazo protésico que siente». (Consultado en marzo de 2012). Recuperado de http://www.youtube.com/watch?feature=player_embedded&v=MLVwTibj1Y8

Capítulo 13

Tratamiento de terapia ocupacional en personas con amputación de brazo y antebrazo

Ricardo Banda Rabah

Dedicado a la maestra Iris Ravanal C

1. Contexto general y encuadre

«La mano desempeña un papel único y muy importante en la vida de una persona; sirve para agarrar, tiene funciones propioceptivas y comunicativas» (Turner, 2003).

Una persona que se encuentra en esta situación se enfrenta a una pérdida de la función física, disminución de habilidades de desempeño motor, restricción en la independencia de la vida diaria, alteraciones del ánimo, posible stress post traumático, disminución de la autoestima, alteración de la imagen corporal, alteración de la dinámica familiar, debilitamiento del rol de trabajador, cuestionamiento al sistema social inmediato en cuanto a nivel de apoyo y red efectiva, etcétera.

Desde el punto de vista traumatológico, la lesión afectará a tejidos blandos, huesos, sistema muscular, sistema nervioso periférico, vascular, dérmico y tisular en general; existe en estos casos riesgo inmediato de infección, necrosis, edema y de síndrome compartimental. Los injertos de piel pueden tomar varios días en cumplir una cicatrización adecuada lo que retrasa el proceso de rehabilitación.

Es necesario tener en consideración la capacidad del paciente de seguir indicaciones, su sistema de creencias personales y culturales, actitudes en relación con el autocuidado y nivel de resiliencia personal, ya que pueden influir sobre el proceso de rehabilitación y habilitación en su conjunto.

Al inicio del proceso es muy importante colaborar en el manejo del dolor pre operatorio y postoperatorio ya que se ha demostrado que el paciente disminuye así los riesgos de presentar alteración aguda dolorosa (Barnes, Ward 2000, extraído de A. Turner Capítulo 14).

El equipo rehabilitador principalmente abordará esta problemática, pero el terapeuta ocupacional habitualmente tiene la oportunidad de conocer al paciente antes del proceso quirúrgico de la amputación; orientar, acoger y adelantar las posibles difi-

cultades del proceso de rehabilitación muchas veces ayuda a disminuir la ansiedad; comentar los aspectos positivos posibles y facilitar valorando la problemática planteada desde la persona, permite a futuro un mejor proceso de adaptación, considerando que psicológicamente vivirá etapas de duelo por la pérdida de su segmento y las implicancias personales que esto significa.

En 1967, Spelman realizó una revisión de casos de pacientes hospitalizados y llegó a la conclusión que durante las primeras 24 horas, una persona retenía escasa información entregada por parte del personal de servicio. Sin embargo esto no significa postergar el inicio precoz del proceso preparatorio en rehabilitación.

Si es posible el terapeuta ocupacional como miembro activo del personal de un Servicio de Salud y Rehabilitación, puede orientar y discutir cuál puede ser el mejor nivel de amputación posible para la persona considerando la funcionalidad futura.

Definir una amputación puede ser sencillo, pero su tratamiento es bastante complejo, según autores diversos podemos encontrar algunas nociones del concepto: «Es carecer de un miembro o de los miembros como resultado de deformidad congénita, traumatismo o enfermedad» (Willard & Spackman, 2005).

2. Epidemiología

Las personas amputadas de extremidad superior representan el 14 % del total de los amputados, estas cifras corresponden a 1,5 amputados por 1000 habitantes en EE.UU. y Canadá. Existe una proporción de 3:1 entre hombres y mujeres (73.6 % v/s 26.4 %) atribuida habitualmente a conductas temerarias y al tipo de trabajo abordado por la población masculina.

En miembros superiores la causa predominantemente es traumática con un 70,4%, seguido por causa de tipo congénita con un 18 %. A la inversa en miembros inferiores la causa predominante es vascular con un 69,5 % seguido de las traumáticas con un 22,5 %.

3. Complicaciones frecuentes

Se pueden enumerar una gran cantidad de problemas a enfrentar en el paciente amputado, sin embargo lo mas critico al inicio del tratamiento es brindar una acogida y contención emocional que permita establecer un vinculo positivo facilitado en la confianza de quien sufre el daño adquirido de manera adecuada, esto sin duda será una herramienta terapéutica valiosa al momento de abordar complicaciones biopsico-sociales en el contexto del paciente.

Algunas complicaciones son; dolor intenso, sensación y/o dolor fantasma, infecciones, déficit de cobertura de partes blandas, edema persistente, desajuste psicológico al trauma; dificultad de procesar duelo personal frente a la pérdida del segmento, neuromas, y espículas óseas.

Es importante entonces considerar el contexto de paciente: edad, lateralidad, nivel de apoyo familiar efectivo, antigüedad en su profesión u oficio desarrollado como

trabajador, análisis inicial del puesto de trabajo en cuando a habilidades de desempeño sensoriales y motoras necesarias para su ejecución diaria.

Se debe chequear en los primeros días y en el proceso de rehabilitación el estado general del paciente, es decir, cual es su nivel de comprensión de indicaciones entregadas por el personal y situación psicosocial en cada etapa, el nivel de atingencia a respuestas frente a factores que generen ansiedad y estado emocional global, ocasionalmente pueden observarse actitudes bizarras, por lo que la comunicación con la familia puede orientar si la conducta observada en el paciente puede ser esperable o no.

4. Evaluación preprotésica

Consideraremos por etapas los factores a evaluar en cada momento, es por esto que la etapa pre protésica se debe considerar los aspectos indicados en el Cuadro 1.

Luego de realizar esta etapa evaluativa, la cual puede ser constante y periódicamente revisada, es posible que pesquemos algunos factores críticos para el abordaje del problema del paciente y abordar un esquema terapéutico para dar respuesta. Un análisis y reflexión consistente nos permitirá elegir cuales modelos o marcos de

Cuadro 13-1. Factores a evaluar y consideraciones en la etapa preprotésica.

Factor a evaluar	Consideraciones
Dolor	Intensidad (es posible utilizar la Escala Visual Análoga), topografía, frecuencia, respuesta farmacológica, narrativa respecto del tipo de dolor ; urente, punzante, etcétera.
Presencia de sensación fantasma	Asociado a tensión o angustia, frente a roce o percusión del muñón, en reposo o en actividad, etcétera.
Alteraciones de la sensibilidad	Hiperestesia, hipostesia, parestesia, anestesia.
Estado del tejido traumatizado	Edema, cicatrices activas, heridas cruentas, hematomas periféricos.
Excursión de movimiento.	Rango activo y pasivo con goniometría, función de alcance y elevación del segmento lesionado, limitación de exploración de arcos en articulaciones indemnes proximal al muñón.
Fuerza muscular	Pruebas musculares (M0 a M5-Daniels).
Limitaciones en independencia de las actividades de la vida diaria.	Integración del muñón como apoyo en acciones bimanuales, necesidad de confección de adaptaciones, autocuidado e higiene.
Lateralidad	Entrenamiento de cambio en lateralidad si es necesario.
Factores emocionales	Estado de ánimo, alteraciones del apetito o ciclo circadiano, flashback, ansiedad o temor frente al contexto del accidente.
Contexto de desempeño	Ambiente físico, acceso al uso de utensilios cotidianos, adaptaciones. Ambiente social, aceptación o rechazo, alteración de la dinámica familiar, roles, participación restringida.

referencia podrán orientarnos como Terapeutas Ocupacionales en el plan de tratamiento idóneo.

4.1. Marcos de referencia y modelos de intervención

Los modelos de referencia y marcos de referencia son un encuadre terapéutico que sustenta nuestra intervención, en estos existen varios marcos que pueden apoyar nuestra labor como terapeutas ocupacionales, sin embargo existen al menos tres ejemplos que son ampliamente utilizados por varios autores.

Para este caso comentaremos el modelo rehabilitador, modelo biomecánico y modelo de ocupación humana.

- **Modelo Rehabilitador:** se sustenta en el concepto de facilitar el desempeño a través de la adaptación del ambiente ya sea en el método de ejecución, cambio, técnica o patrón. En la cual se considera a su vez el uso de ayudas técnicas (prótesis), su entrenamiento y aplicación a las AVD–AVDI.

Este modelo Plantea la problemática centrada en la facilitación de la ejecución de las actividades desde una mirada remedial potenciando al máximo las capacidades remanentes de la persona en situación de discapacidad. En criterio de secuencia (daño–secuela–discapacidad). Restauración o compensación de capacidades para participar en actividades funcionales, Desarrollo de capacidades remanentes, Utilización de ayudas técnicas para AVD y Modificación del ambiente (laboral–familiar).

- **Modelo Biomecánico:** aborda la lesión desde una perspectiva biomédica en la cual existe una disfunción que debe ser mejorada mediante el tratamiento específico de sus componentes biomecánicos que apoyen un desarrollo funcional de una extremidad comprometida.

Para tales efectos se espera encontrar deficiencias variables en los componentes de fuerza, rango de movimiento y resistencia física durante las actividades a ejecutar debido a una amputación del segmento anatómico u órgano involucrado. La secuencia se basa en el concepto (lesión–restauración–función). Los componentes de movimiento para mantener o aumentar el rango articular. La fuerza para aumento de capacidad y velocidad y resistencia para tiempo de ejecución en la actividad, mejorar tolerancia a la fatiga y sensibilidad para protección, tolerancia al tacto o presión.

- **Modelo de Ocupación Humana:** este modelo permite evaluar–interpretar la capacidad del desempeño en el subsistema de ejecución de la persona desde su componente objetivo (fisiológico) y componente subjetivo (experiencia de cuerpo vivido), proporcionando una base de tratamiento que aborda las habilidades de desempeño de manera conjunta y simultánea de los procesos volicionales, entregando señales de abordaje de los problemas a resolver y posibles respuesta adaptativas en función de los intereses de la personas, valores y causalidad personal.

El hombre es un ser ocupacional y necesita explorar su entorno buscando respuestas a las problemáticas cotidianas, volición para la motivación intrínseca a desarrollo de resiliencia, habituación para aumento de capacidad de afrontamiento al quiebre abrupto de rutina, alteración de roles y patrón de idiosincrasia, ejecución como subsistema central es necesario desarrollar para aumento de destrezas para el desempeño ocupacional en base a habilidades motoras, sensoriales, cognitivas y motivacionales.

La evaluación se realiza con entrevista semiestructurada, pesquisa de factores motivacionales que generen cambios positivos frente a la crisis, test de exploración ocupacional.

La aplicación del modelo se basa en la teoría del flujo ocupacional «las demandas del ambiente y su desempeño deben ser equivalentes a las habilidades ejecutivas de la persona para aumentar su desarrollo, intrínsecamente la motivación aumentará la exploración de una demanda mayor de esfuerzo personal».

Una vez que se ha evaluado al paciente en su problemática central, planteando cuales serán nuestros marcos de referencia que nos puedan orientar en el tratamiento, se deben considerar los objetivos según cada etapa a desarrollar.

5. Entrenamiento preprotésico

Objetivos:

- Facilitar el ajuste psicosocial, etapa de duelo y contención emocional.
- Aumentar funciones remanentes y cambio de lateralidad.
- Facilitar morfología armónica del muñón.
- Aumentar tolerancia al tacto y dolor
- Aumentar destreza en uso de ayudas técnicas con manguito pre protésico.
- Aumentar integración de la extremidad lesionada en el esquema corporal.
- Aumentar independencia en AVD y auto cuidado.
- Orientar en expectativas realistas frente al desempeño ocupacional futuro con énfasis en el trabajo.

5.1. Técnicas utilizadas en Terapia Ocupacional

Estas son un conjunto de acciones a ejecutar, desarrollar y aplicar en transcurso del tratamiento de Terapia Ocupacional en pacientes amputados para conseguir el logro de los objetivos necesarios para una optima rehabilitación. Existe una gran diversidad de actividades que se sustentan en algunos en los modelos de referencia descritos, como por ejemplo Ludoterapia, grafo motricidad, Mecanoterapia, Ergoterapia (con apoyo de segmento lesionado), educación en higiene, entrenamiento para el vestido (Fig. 13-1), cuidados del muñón y posicionamiento anti edema desensibilización de muñón estimulando progresivamente con texturas desde la más suave a la más áspera (Fig. 13-2), entrenamiento en AVD que puede incluir confección de adaptaciones y entrenamiento en su uso monomanual o bimanual (Fig. 13-3), terapia de

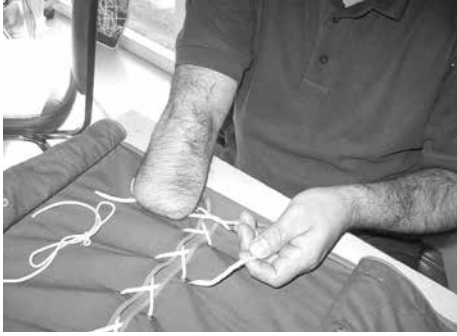


Fig. 13-1. Entrenamiento preprotésico.



Fig. 13-2. Paleta de estimulación táctil en vestuario con tablero Montessori.



Fig. 13-3. Entrenamiento en AVD.



Fig. 13-4. Manguito preprotésico.

apoyo emocional y uso de técnicas de comunicación asertiva, terapia en espejo, imaginación motora, confección y entrenamiento en uso de Sistema Elástico Compresivo (SEC), educación y entrenamiento en técnicas de vendaje en espiga, estimulación de la función de alcance en excursión de movimiento con manguito preprotésico (Fig. 13-4), Socioterapia y actividades grupales.

6. Fase Protésica Inicial

Una vez el paciente ha avanzado en la etapa pre protésica, debemos realizar un chequeo antes de avanzar, algunas preguntas útiles pueden ser a modo de reflexión. ¿Necesita realmente la prótesis? El contexto y las habilidades de desempeño son acordes las necesidades evaluadas o expresadas por el paciente. ¿Qué es lo que necesita realmente? Un uso funcional, estético o ambos. ¿Querrá llevarla y usarla? La motivación de la integración de la prótesis al uso cotidiano es adecuada, las expec-

tativas de uso y funciones están balanceadas, el proceso de ajuste psicosocial y esquema corporal permiten optar por esta decisión.

Luego de responder estas preguntas en conjunto con el paciente, se debe evaluar inicialmente los siguientes aspectos funcionales, que desde el punto de vista técnico son necesarios.

La fuerza del segmento proximal a la prótesis debe ser M4 (fuerza contra resistencia) o más, según la Escala de Daniels.

La tolerancia al tacto y presión debe ser suficiente para soportar continuidad con el casquete.

Se sugiere un EVA 4 (según la Escala Visual Análoga que se utiliza para medir el dolor de 0 a 10, de menor a mayor intensidad) frente a presión de muñón, la piel y cicatrices no deben presentar costras o heridas cruentas, si se pesquisa irritación de la piel suspender el uso protésico, se sugiere el uso de tubigrip (vendaje tubular compresivo elástico) de algodón o sistema elástico compresivo al inicio del uso protésico.

La elección de la prótesis puede ser compleja, sin embargo se debe conocer al menos el entrenamiento de prótesis convencionales que habitualmente son mecánicas, hechas en resina de alta temperatura y acero o aluminio, sumado al sistema de arnés de género, cuero y colchado con goma.

6.1. Sistema de acción para prótesis convencional mecánica

El control del aparato terminal (AT) de gancho y/o mano cosmética se mantiene cerrado de forma pasiva, en la acción de flexión de hombro y/o antepulsión escapular se realiza la apertura del AT donde se transmiten las fuerzas por sistema de polea simple a través del cable. Para ajustar la fuerza de tracción el sistema de correas y arnés puede adaptarse para utilización con hombro ipsilateral o contralateral al segmento lesionado.

La acomodación del AT en prono o supino se logra en la unidad de muñeca, existe un gancho de seguridad (botón) que al presionar se libera y permite rotar el AT para posicionarlo en supino o prono según la tarea a ejecutar.

En el caso de prótesis articuladas de codo el sistema de bloqueo de codo se realiza al ejecutar un movimiento de péndulo del brazo y flexión activa hacia la elevación del segmento, luego el siguiente movimiento de acción de flexión o antepulsión escapular permitirá la apertura del AT.

El desbloqueo de la unidad de codo se realiza con extensión de brazo y/o retro posición escapular.

El ajuste global del arnés se realiza con aparejos de velcro y pasadores para regular la tensión de los cables de trabajo a distintos niveles de la prótesis.

Cabe señalar que la resistencia del AT es proporcional a las bandas de goma de este, por lo tanto a mayor uso de bandas de goma mayor, será la fuerza ejercida del brazo y escapula.

Su finalidad es realizar un servicio con una utilidad práctica excelente para la ejecución de las áreas de desempeño ocupacional AVD y Trabajo. Este tipo de AT permite la sujeción distal de múltiples herramientas de trabajo tales como: destornillador, anillas, lijas, lápices, tenedores, etcétera. Son llamadas habitualmente por algunos autores como «universales» y aunque algunos las consideren pasadas de moda como veremos más adelante, son preferibles por su sencillez y resistencia, no solo en el uso de profesiones y oficios, también es muy útil en tareas del cuidado del hogar.

Sus ventajas frecuentes es su accesibilidad económica y técnica, adaptación rápida al uso, fácil control, solidez y escasez de fallos mecánicos, multiplicidad de AT con variantes.

Desventajas usuales son su aspecto rudimentario y antiestético, aparataje de sistema de correas, pesada y ocasionalmente incómoda (habitualmente en las prótesis articuladas de codo).

6.2. Entrenamiento con prótesis mioeléctricas

Son prótesis de control externo, que requieren uso de baterías para control de movimiento y electrodos de presión, sin embargo el concepto de control externo es discutible, ya que la persona ejerce un control a través del trabajo de grupos musculares en el momento de contraerlos. El control habitual es dado por contracción isométrica del tríceps donde se logra apertura y con bíceps el cierre del AT. Por medio de un aparato digital que indica cuánta presión se ejerce, el paciente debe aprender a realizar la carga y contracción del muñón en forma progresiva. Habitualmente el equipo utilizado es un Mio-Boy y Mio-Soft (Otto Bock) en sesiones de 45 minutos, 1 vez al día, con el objetivo de entrenar señales neuromusculares adecuadas.

Siendo esta prótesis la más moderna y en continua mejora, permite regular la fuerza de sujeción del AT según la potencia muscular de contracción que es recogida por el electrodo, amplificado y analizado por dispositivos electrónicos que lo transmiten al micro motor del AT en donde habitualmente se ejerce una presión total de 8–10 kg.

Esta prótesis se compone de dos electrodos de superficie, dos amplificadores, un transistor que acciona el motor, un motor alternante de apertura y cierre, una batería recargable y el soporte de casquete sumado a estructura básica.

Los inconvenientes se describen en relación con el alto precio, mayor peso por sistema de baterías y pistones, difícil mantención (cada 6 meses aproximadamente), ajuste y colocación es compleja, requiere una reeducación larga y cuidadosa, así como un adecuado seguimiento de instrucciones de la persona que lo utiliza, la prótesis es relativamente frágil. La prótesis no está indicada en trabajadores que requieren de esfuerzo manual o carga de peso, algunas personas amputadas abandonan su uso funcional y los utilizan solo como prótesis cosméticas.

6.3. Entrenamiento de prótesis osteointegradas

Desarrollada en Gotenburgo (Suecia), la técnica de osteointegración, al igual que en

implantes dentales. Permite anclar a la diáfisis del hueso un sistema de osteosíntesis que conforma una interface hueso–metal donde se adiciona un tornillo de sujeción externo hacia el exterior del cuerpo. En esta zona se ajusta una pieza plástica de conformación cilíndrica con sujeción bífida a presión en la que se puede instalar o retirar la prótesis en cuestión.

Este procedimiento es bastante complejo y requiere de un tiempo prolongado de osteointegración, requiere de una fase de aceptación del elemento osteointegrado al hueso y adaptación que, en promedio, considera 6 meses.

En esta etapa el terapeuta ocupacional en las primeras 8–10 semanas evalúa y orienta en técnicas compensatorias para la ejecución de las AVD–AVDI, realiza entrenamiento en integración del muñón al esquema corporal, realiza actividades de excursión de movimiento, educa al paciente en precauciones y cuidados del muñón, además de evaluar con test específicos como DASH y pruebas musculares.

En la segunda fase que considera 6 meses, la acción del terapeuta ocupacional es más activa y contempla no solo la evaluación específica del paciente, si no que el tratamiento pre protésico y protésico, en el cual se debe contar con un set de entrenamiento de manguito pre protésico específico al que se agrega una carga progresiva de elevación en excursión de movimiento de 100 gr semanales y una carga axial en una balanza de 1 kg semanal, empezando de 5 kg base, esto se realiza en un protocolo estandarizado de tiempo y repeticiones diarias en conjunto con el kinesiólogo del equipo.

Luego se comienza la fase protésica, durante la cual se puede utilizar un sistema de prótesis mecánica, híbrida o mioeléctrica.

La ventaja del sistema osteointegrado es la propiocepción más fina para el paciente dada la íntima relación con la diáfisis ósea y la función de elevación sobre nivel de hombro de las prótesis articuladas de codo en pacientes amputados de nivel transhumeral de tercio proximal.

A la fecha en el Hospital del Trabajador de Santiago de Chile, se cuenta con solo dos pacientes en segunda fase de entrenamiento pre protésico, los cuales son amputados a nivel transhumeral de tercio proximal, sin embargo se encuentran ocho pacientes en primera fase.

7. Entrenamiento protésico

Una vez analizado en conjunto con el paciente y el equipo de rehabilitación cuál será la alternativa protésica a abordar en el tratamiento en esta fase, se deben considerar los objetivos principales a desarrollar que son generales a cualquier entrenamiento.

Objetivos:

- Aumentar tolerancia al uso protésico.
- Facilitar el ajuste de la integración de prótesis en AVD y AVDI.
- Aumentar destrezas en uso y control de sistemas funcionales de la prótesis (AT, unidades articuladas).

- Aumentar conciencia de capacidades remanentes y autocuidado.
- Facilitar el ajuste socio laboral.
- Facilitar la integración al área de desempeño trabajo.
- Aumentar tolerancia a la frustración y adaptación psicosocial.

7.1. Técnicas de Terapia Ocupacional

Ergoterapia bimanual con prótesis integrándola de manera armónica a esta función ya sea como de apoyo o reforzando lateralidad, el desarrollo del esquema corporal en esta etapa debe integrar además en la marcha del paciente la función de braceo con el miembro que utiliza la prótesis.

La terapia recreativa o ludoterapia puede ser una herramienta clave al momento del enfrentar el uso protésico de manera motivadora. El juego aporta desde los aspectos motivacionales un método de integración espontáneo de la prótesis al esquema corporal del nuevo cuerpo vivido, esto último según los lineamientos del Modelo de Ocupación Humana (MOH).

Entrenamiento en AVD (actividades de la vida diaria)–AVDI (actividades instrumentales de la vida diaria): es relevante en este ámbito evaluar y entrenar el desempeño e integración de ayudas técnicas para alimentación o higiene personal (Fig. 13–5), entrenar las actividades básicas de la vida diaria como el vestido (Fig. 13–6 y 13–7). Las actividades instrumentales de la vida diaria deben realizarse con el objetivo de que el paciente se reintegre progresivamente a las actividades del hogar (Fig. 13–8).

En esta etapa se debe entrenar también al paciente en la colocación y retiro de la prótesis en forma autónoma, además del uso instrumental de la prótesis en elementos tecnológicos como el teléfono, computador u otros, facilitar la función de alcance de objetos cotidianos con estrategias sencillas y prácticas, por ejemplo: que el paciente guarde los objetos en un pequeño bolso para visualizar sus documentos, dinero, artículos personales, llaves, etc. Esto se realiza ya que el paciente con su prótesis no posee capacidad de reconocer objetos a través del tacto por lo que pierde estereognosia al buscar objetos en los bolsillos del pantalón o falda. Este punto y otros más de manera creativa y flexible deben ser resueltos en esta etapa en conjunto con cada paciente, no hay procedimientos rígidos en este ámbito, el terapeuta ocupacional debe ser capaz de orientar este proceso según cada caso.

El reacondicionamiento al esfuerzo y aumento progresivo de tolerancia al uso protésico, debe respetar la fatiga y dolor del paciente. Es posible que algunos pacientes aun no toleren el uso prolongado de prótesis durante un largo período. Cabe señalar que en esta etapa si todavía hay conflictos emocionales con la aceptación de la pérdida del miembro amputado y la integración protésica se deberá reforzar este aspecto con el equipo de salud mental de cada hospital (no solamente las causas físicas alteran la tolerancia al uso de una prótesis).



Fig. 13-5. Entrenamiento en higiene personal.



Fig. 13-6. Entrenamiento protésico en vestuario, anudar zapatillas.



Fig. 13-7. Entrenamiento protésico en vestuario, prótesis articulada de codo.



Fig. 13-8. Entrenamiento protésico en AVDI.

Es relevante analizar también con equipo médico si hay alteraciones cutáneas, además de aparición de neuromas no pesquisadas anteriormente. Existen orientaciones en la capacidad de tolerancia promedio en cuanto a tiempo de uso prótesis según cada paciente, tipo de prótesis y sus sujeciones: Unilateral bajo codo 6 horas y mas, Unilateral sobre codo 15 horas, Desarticulación hombro 15 horas, Bilateral bajo codo 12 horas, Bilateral sobre codo 20 horas máximo.

La guía y orientación en cuidados de la prótesis debe brindarse desde el inicio, esto posiblemente requiere de apoyo familiar en algunos casos, la mantención e higiene de la prótesis permitirá evitar también complicaciones en cuanto a cuidados de la piel. La sudoración excesiva es una molestia frecuente; se recomienda inicialmente utilizar manguilla de tubular de algodón para facilitar el ajuste al uso.



Fig. 13-9. Ergoterapia, macramé.



Fig. 13-10. Entrenamiento prelaboral.

El entrenamiento en uso y control del aparato terminal, se realiza casi en paralelo, esto requiere iniciar actividades muy sencillas, habitualmente frente a espejo para facilitar la conciencia corporal en el control de apertura. El aumento de esfuerzo se calibra con el ajuste de correa de tracción del AT y la cantidad de bandas elásticas en el sistema distal.

La ergoterapia y las actividades con propósito permitirán al paciente aplicar todas sus habilidades combinadas en el desarrollo de una tarea manual, el macramé (Fig. 13-9), la carpintería (Fig. 13-10), telar y la pintura, además del trabajo de bisutería, permiten por ejemplo aplicar resistencia al uso, control de cierre y apertura del AT, acomodación y adaptación del segmento al espacio físico y de trabajo, además de aumentar la tolerancia a la frustración cuando una tarea no resulta como es esperada. La motivación intrínseca y la calibración constante entre las demandas de la actividad y las habilidades de desempeño del paciente aumentaran las posibilidades de éxito en nuevas metas planificadas en el tratamiento de terapia ocupacional.

Durante la etapa de entrenamiento pre-laboral existe además la posibilidad de usar simuladores de trabajo como el simulador de línea de producción de trabajo modelo VALPAR 14 (Fig. 13-11) o el simulador de herramientas mecánicas ligeras modelo VALPAR 1 (Fig. 13-12).

Cuando el paciente ha avanzado en destrezas del uso protésico y su tolerancia al esfuerzo sea la adecuada a sus necesidades según la rutina diaria a desempeñar, se requerirá de una evaluación de puesto laboral para iniciar el plan de reintegro progresivo al trabajo (Fig. 13-13). Centrado en analizar qué tipo de trabajo puede volver a ejecutar en la empresa, analizar compatibilidad de riesgos en su desempeño laboral, adaptar actividades, suprimir tareas de mayor riesgo, evaluar si es necesaria una reubicación laboral, cambio vocacionales internos que quizá al paciente lo motiven a



Fig. 13-11. Entrenamiento pre laboral, simulador de línea de producción de trabajo (modelo VALPAR 14).



Fig. 13-12. Entrenamiento pre laboral, simulador de herramientas mecánicas ligeras (modelo VALPAR 1).



Fig. 13-13. Entrenamiento laboral, reintegro progresivo al trabajo.

cambiar de oficio o profesión acorde sus habilidades actuales. Muchas veces el terapeuta ocupacional debe ir a la fuente de trabajo y gestionar con el jefe del paciente alternativas de reintegro progresivo por media jornada laboral en un inicio evaluando semanalmente al paciente, en este sentido la motivación, responsabilidad y confianza tanto con el paciente, jefatura de la empresa del paciente y el terapeuta ocupacional son claves para el éxito. Muchas veces la integración socio laboral del paciente es la preocupación central. Demostrar que las personas en situación de discapacidad son personas competentes, capaces de mantener su rol de trabajador productivo es una tarea que requiere el esfuerzo de toda la sociedad a nivel nacional, latinoamericano y mundial, bajo un marco de respeto y de respaldo a los derechos humanos para favorecer la integración de todos.

Muchas veces las actividades de socioterapia y grupales con pacientes que ya han avanzado en su integración social estando de alta, sumado a empresarios que han confiado en la competencia de personas en situación de discapacidad y la integración de distintas organizaciones de cada país que fomentan la participación social, permiten facilitar la rehabilitación socio laboral de manera integral. El terapeuta ocupacional cuenta con herramientas necesarias y suficientes para ser un gestor de estos procesos articulando esta red.

Existen bases para demostrar la integración de las personas al mundo laboral, en la realidad de nuestro país al menos, el seguimiento realizado en el Hospital del Trabajador de Santiago de Chile durante la década de los noventa muestra resultados concluyentes en el estudio: «Resultados preliminares: uso de prótesis mecánicas en amputados bajo codo atendidos en Terapia Ocupacional 1990 a 2000», Lic. T.O. María Isabel Meneses.

Reportando en este estudio que la duración del entrenamiento preprotésico aumenta cuando existen alteraciones de dolor o falta de aceptación de la discapacidad. En el 48 % se iniciaron las acciones de reintegro entre las 4 a 13 semanas de tratamiento; el 94 % de las empresas tienen una adecuada disposición al reintegro; el 79 % de los pacientes vuelve a su empresa de origen de accidente; el alta se produce en el 48 % de los pacientes a las 16 semanas de tratamiento en promedio. El tiempo de reposo se ve afectado por la presencia de dolor y/o problemas de aceptación de la discapacidad principalmente.

Cabe destacar que el principal foco del entrenamiento funcional de los pacientes en esta situación es lograr como propósito último la integración social y socio laboral, aumentando así una mayor participación en el contexto de desempeño cotidiano acorde a cada caso, valorando las necesidades reales de cada persona.

Referencias bibliográficas

- Banda, R.** (2011). Acciones de Terapia Ocupacional en pacientes participantes de Programa de osteointegración HTS. T.O HTS. Hospital del Trabajador de Chile.
- Campbell, H.B.** (1998). *Cirugía ortopédica*. Vol.3. España: Editorial Harcourt.
- Cubillos, R.** Cátedra UdeCH. (2008). Escuela de T.O. Mins.
- Gómez, S.; Fagnilli, J.; Villarroel, V. y Fernandez, C.** (2005). *Módulo instrucción Modelo Bio-mecánico*. Chile:Universidad de Chile.
- Maldonado, Fernando** (1981). *Rehabilitación funcional de la mano postraumática*. Madrid, Mapfre.
- Meneses, María Isabel** (1999–2000). Resultados preliminares: uso de prótesis mecánicas en amputados bajo codo atendidos en Terapia Ocupacional. Publicación Hospital del Trabajador de Chile.
- Tubiana, R., Thomine, J.M.** (1992). *La mano. Anatomía funcional y exploración clínica*. Barcelona: Masson.
- Turner, A.** (2003). *Terapia ocupacional y disfunción física*. España: Elsevier.
- Turner, A.; Marg Foster, Sybil E. Johnson** (2003). *Terapia ocupacional y disfunción física: principios, técnicas y práctica*. España: Elsevier.
- Viladot, R.** (2001). *Ortesis y prótesis del aparato locomotor*. 3. Extremidad superior. España: Masson.
- Willard & Spackman** (1998). *Terapia Ocupacional*. Helen L. Hopkins. Helen D. Smith. 8va. Edición. Madrid, España: editorial Médica Panamericana.

Capítulo 14

Rehabilitación del paciente amputado de miembro inferior

Jessica Castillo Cuadros

1. Introducción

La amputación de un miembro (superior o inferior) se define como el corte y separación de una extremidad del cuerpo mediante traumatismo o cirugía y es uno de los procedimientos más antiguos descritos en la historia de la Medicina.

El objetivo primario de efectuar la amputación de una extremidad es remover un miembro que por la magnitud del daño que lo afecta ha perdido totalmente su funcionalidad o que pone en riesgo la salud y vida del individuo.

Posteriormente, el objetivo principal es lograr el retorno del individuo a la vida independiente, lo que constituye un gran desafío, para el equipo de rehabilitación.

Si bien, ya han pasado varios cientos de años desde que Heródoto describió la primera amputación; todavía en nuestros días, esta patología sigue siendo muy incapacitante, tanto por el alto impacto funcional en el individuo, los altos costos de los dispositivos protésicos, la escasa accesibilidad a instituciones de salud con equipos profesionales especializados y por los precarios resultados en la prevención de las patologías y condiciones predisponentes de las amputaciones.

Una de las bases del tratamiento de las personas con amputaciones, es el manejo en equipo, con la participación de profesionales, que desde distintas áreas, contribuyen a la recuperación satisfactoria del afectado, estos son: cirujano ortopédico, cirujano vascular, médico fisiatra, kinesiólogos, terapeutas ocupacionales, psicólogos, trabajadores sociales, protesistas, enfermeras, entre otros.

El otro factor importante, se refiere al paciente y su entorno social y familiar. A nivel del individuo además de los factores físicos y mórbidos, el estado cognitivo, nutricional y emocional entre otros. En cuanto al apoyo social, es gravitante que la persona pueda contar con una estructura familiar y redes sociales fuertes.

Esos tres pilares: paciente, equipo de rehabilitación y familia, son los que trabajarán mancomunadamente en la recuperación de la persona amputada.

2. Amputaciones de las extremidades inferiores

De acuerdo con la literatura, la enfermedad vascular periférica, con o sin diabetes mellitus asociada provoca el 80 a 90 % de las amputaciones de extremidades inferiores. La mortalidad de este grupo a 2 años de evolución, es entre un 52 y 60 %. En los países desarrollados, la incidencia de las amputaciones de las extremidades inferiores es de 17,1 por cada cien mil habitantes.

Otro grupo de interés lo constituyen las amputaciones secundarias a trauma, tumores, malformaciones congénitas, infecciones, u otros, no relacionadas a la patología vascular periférica; constituyendo aproximadamente el 10 % de las amputaciones mayores de las extremidades inferiores. El origen más frecuente en este segundo grupo son las causas traumáticas y tumorales.

Independiente de la causa, las amputaciones son más frecuentes en los varones, con una relación hombre: mujer de 2:1.

En relación con la incidencia de amputaciones mayores, es decir, tibiales o femorales, en EE. UU. se considera que anualmente se efectúan 50 000 y que la incidencia aumenta a partir de los 55 años.

2.1. Aspectos quirúrgicos de las amputaciones

Se mencionó al cirujano ortopédico como parte del equipo de rehabilitación, dada la importancia de la técnica quirúrgica en el posterior desarrollo del tratamiento rehabilitador. Es imprescindible una coordinación pre operatoria entre cirujano y médico rehabilitador, con el fin de determinar detalles trascendentes, para lograr muñones sanos, que se adapten con facilidad a los dispositivos protésicos y que puedan ser entrenados en forma óptima. En la actualidad circulan muchos pacientes con muñones confeccionados según técnicas obsoletas, que impiden una adecuada protetización. La premisa que debiera prevalecer es: amputar y amputar bien; es decir, obtener un miembro residual funcional.

Todo muñón quirúrgicamente bueno debe reunir las tres condiciones siguientes:

- Forma suavemente cónica. Aunque actualmente, también se prefiere la forma cilíndrica, especialmente para amputaciones bajo rodilla.
- Sensibilidad normal.
- Cicatriz debidamente situada y móvil.

2.2. Manejo preprotésico

Los pilares fundamentales de la etapa previa a la confección de la prótesis son:

- a. Manejo del muñón
- b. Reacondicionamiento y entrenamiento físico general

- c. Manejo psicológico
- d. Manejo del dolor

• **a. Manejo del muñón:** dado que el muñón es la estructura base para la colocación de la prótesis, es imprescindible un adecuado manejo de este, idealmente desde el posoperatorio inmediato; siendo los principales objetivos los siguientes:

- Manejo del edema
- Mantenimiento de los rangos de movilidad de las articulaciones residuales
- Prevención de contracturas y retracciones de partes blandas
- Recuperación y mantenimiento de la fuerza muscular
- Cuidados de la piel
- Manejo de la sensación fantasma y dolor

En general, los objetivos mencionados pueden lograrse con medidas precisas y sencillas en el post operatorio inmediato, al posicionar adecuadamente el muñón, favoreciendo posturas adecuadas en la cama, evitando posiciones antiálgicas y uso de almohadas, que generalmente generan acortamiento de partes blandas y rigideces articulares.

Se debe estimular al paciente a mantener postura adecuada en la cama y se iniciará precozmente la asistencia kinésica, para la mantención de rangos de movilidad articular y fuerza muscular. Además, es importante procurar la independencia del paciente en las actividades cotidianas, levantar precozmente, instruir en marcha con bastones, transferencias, uso de silla de ruedas y autocuidado.

Una vez que el estado del paciente y la cicatrización del muñón lo permitan, se cambiará a un plan de mayor exigencia física general y para el manejo del muñón, idealmente en el gimnasio. En esta etapa además se usarán técnicas para desensibilizar el muñón, como los clásicos golpeteos y uso de diferentes texturas.

• **b. Vendaje del muñón:** el vendaje elástico es una de las técnicas más utilizadas para el moldeamiento y reducción del muñón y debe utilizarse precozmente en la rehabilitación. Otros beneficios de su uso son: reducción del edema, ayuda a la desensibilización, reducción de la sensación fantasma, reducción del tejido redundante.

El paciente debe ser instruido cuidadosamente acerca de la técnica de colocación, dado que no debe impedir el movimiento, ni interferir con la circulación del muñón; evitando estrangular el muñón, el formar rodetes de piel entre las secciones de venda y el no cubrir totalmente su superficie, para no limitar la movilidad articular.

• **c. Manejo psicológico:** los problemas psicológicos posteriores a una amputación pueden llegar a ser graves si no hay un manejo precoz, para lograr una adecuada adaptación del individuo a su nueva corporalidad. El cambio en su esquema corporal

y auto imagen pueden producir una crisis de identidad de tal severidad, que el tratamiento de rehabilitación puede verse afectado, sin lograr una adecuada adaptación a la prótesis, presencia de dolor crónico o alteraciones conductuales, entre otros.

Son frecuentes la ansiedad, depresión, frustración, hostilidad, egocentrismo, agresividad, dependencia y alteración del juicio de realidad, cuya presencia perturbarán todas las acciones de rehabilitación que se propongan.

Por tanto, la participación de los profesionales del área de salud mental y por cierto el apoyo familiar, son pilares fundamentales, para manejar las posibles alteraciones emocionales del individuo, sobre todo, cuando deben ser sometidos a reiterados procedimientos quirúrgicos e invasivos como parte de su tratamiento. Se recomienda efectuar evaluaciones pre-operatorias sobre las capacidades cognitivas y emocionales del paciente, con el fin de efectuar intervenciones focalizadas en las problemáticas de cada individuo.

Se ha visto también que es de utilidad que el paciente vea a otras personas que han vivido la misma experiencia y ya han concluido su proceso de rehabilitación, en forma satisfactoria.

- **d. Manejo del dolor:** es vital que el dolor (de cualquier origen) sea manejado en forma intensiva desde el pre operatorio inmediato, utilizando todas las herramientas disponibles, dado el riesgo de cronificación, situación que perjudicaría el resto del proceso de rehabilitación y por cierto, el uso futuro de la prótesis y logros funcionales. El tratamiento debe efectuarse con los fármacos necesarios, así como con el apoyo de otras modalidades, como fisioterapia, especialmente electroterapia y técnicas de relajación y psicoterapia; y debe prolongarse por el tiempo que sea necesario, durante la rehabilitación y entrenamiento protésico.

2.3. Manejo protésico: elección de la prótesis

Las prótesis son los dispositivos ortopédicos utilizados para suplir la falta de una extremidad y básicamente deben proporcionar: confort, funcionalidad, estabilidad y estética.

En las últimas décadas, el desarrollo de materiales y nuevas tecnologías par la confección de prótesis, ha sido vertiginoso. Los clínicos contamos con múltiples y numerosas posibilidades en el mercado, sin embargo, la prescripción de la prótesis es individual para cada persona y debe ser efectuada por el médico fisiatra, en colaboración con su equipo, quienes valorarán todas las variables y condiciones individuales para la adecuada selección de los componentes protésicos, de manera que esa prótesis sea lo que el paciente realmente necesita y cumpla y satisfaga las expectativas de éste y los objetivos funcionales planificados por el equipo.

Los factores más importantes, al momento de efectuar la elección de la prótesis son: edad, condición física, presencia de otras discapacidades graves, co-morbilidades asociadas, presencia de deterioro cognitivo, lugar geográfico de residencia, accesibilidad económica y al seguimiento.

Cabe destacar que existirá un grupo de pacientes, que por diferentes razones, especialmente físicas, especialmente en amputaciones muy proximales; cognitivas y/o de comorbilidades graves, no serán candidatos a usar prótesis, estos deben ser claramente identificados y manejados adecuadamente, planteando objetivos funcionales probablemente más básicos que en aquellos que si logren estar aptos para el uso de una prótesis. El médico debe aclarar rápidamente al paciente cuando detecte esta situación, para no generar falsas expectativas en este y su familia.

2.4. Entrenamiento protésico

Una vez que se ha confeccionado la prótesis, la persona debe ser entrenada en su colocación, cuidados y uso. El entrenamiento de la marcha se convierte en el eje del tratamiento y todas las acciones a partir de este momento tienen como objetivo, obtener la mayor función posible, dependiendo del nivel de amputación. Característicamente los pacientes con amputaciones TF presentan claudicación, con diferentes patrones. Para analizar la marcha en estas personas, es necesario además considerar aspectos como el uso de ayudas técnicas para caminar, la destreza para deambular (en términos de lograr subir y bajar escaleras, caminar en planos inclinados y en terrenos irregulares), distancia, velocidad y eficiencia de la marcha.

Uno de los principales problemas reportados para los individuos no disvasculares son las limitaciones para caminar distancias largas, lo que afecta la calidad de vida en forma importante. Otro aspecto importante es la velocidad de la marcha. Muchas investigaciones muestran que los amputados TF una marcha más lenta en comparación a grupos controles sanos.

Finalmente, la eficiencia de la marcha con la prótesis puede analizarse en relación con el costo energético de esta, la cual según los estudios, aumenta entre un 40 y 67% en comparación con individuos sanos.

Paralelamente al entrenamiento de la marcha, el individuo debe ir adquiriendo mayor independencia en las actividades de la vida diaria y en aquellas que revisten importancia en su desempeño social, recreacional y laboral.

La valoración vocacional y el reacondicionamiento al trabajo son de vital importancia en pos de procurar que los individuos logren un retorno laboral.

2.5. Seguimiento del paciente amputado

En general, el muñón continuará reduciendo durante un período de 12 a 18 meses, por lo que serán necesarios ajustes y/o cambios de la cavidad protésica. Así mismo, con el tiempo, los pacientes requieren cambios de otros componentes de la prótesis, como pie y/o rodilla protésica.

En esta fase, además se debe seguir estimulando al paciente en su independencia y reintegración social.

Uno de los objetivos más relevantes, en especial en los amputados disvasculares es la constante promoción de los cuidados del miembro contra lateral y control adecuado de las patologías de base (especialmente en diabéticos), con el fin de evitar nuevas amputaciones.

Por último, no olvidar el paso del tiempo y que las condiciones y requerimientos físicos del individuo no amputado van cambiando, mayor aún el adulto mayor amputado, requerirá que el equipo profesional vaya evaluando sus nuevas necesidades, según su edad, estado de salud y actividad física.

Referencias bibliográficas

- Bränemark, R.; Bränemark, P.-i; Rydevik, B. y Myers, R.** (2001). Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation. *A review* 2:175–181. *Journal of rehabilitation Research & Development*.
- González Viejo, M.Á.; Cohí Riambau, O. y Salinas Castro, F.** (2005). *Amputación de extremidad inferior y discapacidad. Prótesis y rehabilitación*. España: Masson.
- Norman Berger, M.A. y Sidney Fishman, Ph.D.** (1997 [1998]). *Lower-Limb Prosthetics*. New York: Prosthetic-Orthotic Publications New York.
- La O Ramos, R. y Baryolo Cardoso, A.D.** (2005). *Rehabilitación del amputado de miembro inferior*. Disponible en Sitio: Medicina de Rehabilitación Cubana: <http://rehabilitacion.sld.cu>.
- **Sitio Web de interés**
Department of Veterans Affairs. Versión 1.0 (2007). Department of Defense. VA/DoD Clinical Practice Guideline for Rehabilitation of Lower Limb Amputation. (Consultado en marzo de 2011). Recuperado de <http://www.healthquality.va.gov/amputation>.

Capítulo 15

Una mirada hacia el nuevo mundo del exoesqueleto

Gene Emmer

1. Introducción

En los últimos años se han realizado y se están realizando numerosas investigaciones en el campo de la ingeniería biomédica que cambiarán el panorama para las personas con todo tipo de trastornos de movilidad. El desarrollo de la robótica, las disciplinas relacionadas y su aplicación al campo de la rehabilitación va a mejorar las perspectivas de muchas personas con discapacidad.

El exoesqueleto durante mucho tiempo ha sido un sueño; ha aparecido en películas, libros y dibujos animados durante años.

En el campo de la rehabilitación, durante este siglo hemos estado investigando sobre el desarrollo de exoesqueletos; sin embargo, la realidad parecía lejana y casi imposible. Ahora la realidad está aquí.

2. ¿Qué es un exoesqueleto?

En el mundo animal, un exoesqueleto es una armadura exterior que protege el cuerpo. Muchos insectos dependen de un exoesqueleto tanto para la movilidad como para conservar su forma.

En el mundo de la rehabilitación, un exoesqueleto es un dispositivo, generalmente controlado robóticamente, que tiene una forma antropomórfica y es usado en el exterior del cuerpo para ayudar y mejorar la movilidad del portador. Algunos definen un exoesqueleto simplemente como un vestido robótico.

Mientras escribo este capítulo, hay cuatro exoesqueletos que se están usando con fines de rehabilitación.

El exoesqueleto está siendo desarrollado para la permitir la movilidad de los miembros inferiores y la marcha pero también hay una gran cantidad de tecnología robótica para la rehabilitación en general.

Los cuatro exoesqueletos más avanzados son: ReWalk, Hal, Rex y Ekso.

Actualmente se ofrecen en el mundo de la rehabilitación y la robótica el exoesqueleto ReWalk, tecnología de Argo de Israel, HAL por Cyberdyne de Japón, Rex por Rex Bionics de Nueva Zelanda y Ekso (anteriormente conocido como eLegs) por Ekso Biónica de Estados Unidos.

El exoesqueleto ReWalk es el más avanzado de los exoesqueletos y ha sido aprobado para su comercialización en Europa y los Estados Unidos. Se utiliza el modelo institucional para la práctica clínica en ambos países. Además, la compañía está planeando un exoesqueleto de uso personal que estará disponible en 2012. ReWalk es un exoesqueleto de «fuerza y movimiento» controlado, lo que significa que sus sensores detectan movimientos físicos del cuerpo y utilizan esta información para controlar los movimientos del exoesqueleto.

El exoesqueleto de ReWalk «utiliza algoritmos sofisticados, los movimientos corporales son analizados y se utiliza para activar y mantener patrones de caminar (andar) y otros modos de funcionamiento (como subir escaleras y cambiando de sentado a de pie). El portador tiene una banda de muñeca de control remoto por el cual puede establecer el tipo de movimiento que quieren lograr (caminar, subir, sentado, etc.).

El paciente recibe como mínimo 15 sesiones de capacitación de 1 hora y puede estar listo para utilizar el ReWalk sin ayuda.

Los usuarios deben ser capaces de valerse por sí mismos usando muletas. Por esa razón, no es apropiado para personas con cuadriplejía u otros con fuerza limitada en el tren superior.

Es posible que el segundo exoesqueleto más avanzado sea el HAL que actualmente sólo está disponible para alquiler en Japón.

Cyberdyne ha creado una organización afiliada en Dinamarca con la intención de completar los ensayos clínicos y eventualmente marketing HAL para el mercado europeo. Pero no han publicado información sobre cuando esperan que eso suceda y es difícil saber cuando HAL estará disponible fuera de Japón.

Este exoesqueleto está controlado exclusivamente por sensores conectados a la piel del usuario, que miden los impulsos eléctricos y determinan el movimiento deseado del portador. Si no hay ninguna señal medible, HAL tiene un sistema de control autónomo robótico para operar los robots incorporados. Son también necesarias las muletas para el apoyo y por esa razón, no es apropiado para las personas con fuerza limitada en parte superior del cuerpo.

Rex es muy diferente de los otros exoesqueleto por tres razones muy importantes. En primer lugar, Rex es controlado por un joystick (palanca de mando), al igual que una silla de ruedas eléctrica. En segundo lugar, es extremadamente estable y no son necesarias muletas para la operación. En tercer lugar, debido a estos dos factores diferenciadores, podrán utilizarlo personas con cuadriplejía y otros que no tienen la fuerza de la parte superior del cuerpo. La limitación de la función de este tipo de exoesqueleto parece ser su velocidad.

Ekso, anteriormente conocido como eLegs ha terminado los ensayos clínicos. Está controlado por sensores de fuerza y movimiento y requiere muletas. Este exoesqueleto ha sido lanzado al mercado en febrero de 2012.

Los Institutos de investigación más importante probablemente harán estudios comparativos sobre los modelos de exoesqueleto para cada tipo de discapacidad.

Por ejemplo, actualmente REX es la única opción para personas con cuadriplejía y esto debería ser una ventaja considerable, aunque su velocidad lenta puede limitar su uso para fines institucionales. Debido a sus sensores, HAL puede utilizarse mejor con personas que presentan algún tipo de contracción muscular en lugar de personas con lesiones de médula espinal completa. Pero todo esto queda por demostrarse.

2.1. Impacto de los exoesqueletos en la comunidad de personas con discapacidad y profesionales de la rehabilitación

Los exoesqueletos y otros aparatos robóticos cambiarán la vida de las personas con discapacidad y a quienes trabajan en servicios de rehabilitación. No se puede subestimar el impacto que tendrán sobre la vida cotidiana de personas con discapacidad. Mientras personas en sillas de ruedas pueden llevar una vida completa y normal, pudiendo caminar con la ayuda de un exoesqueleto esto tendrá un enorme impacto sociológico y psicológico.

Desde el punto de vista de la rehabilitación profesional, no se puede decir a un paciente con certeza «que nunca caminará de nuevo». Simplemente no sabemos los límites de esta emocionante tecnología, si hay alguno.

Si los pacientes tienen la apertura y disposición suficientes para incorporar nuevos avances en esta tecnología, entrenarse y capacitarse en el uso, casi todos los pacientes podrán caminar nuevamente.

Otra clara ventaja de esta tecnología serán los beneficios médicos, por ejemplo, las úlceras de presión son uno de los mayores problemas para muchos usuarios de silla de ruedas. El dolor de presión puede causar mucho malestar a un usuario de silla de ruedas o pasar días acostado en posición decúbito ventral. Si una buena parte del día está en posición vertical usando un exoesqueleto, las úlceras de presión podrían ser reducidas o de hecho convertidas en cosa del pasado. El impacto en otras enfermedades tales como la vejiga o infecciones respiratorias están siendo probadas clínicamente. Pero todos los indicios prueban que exoesqueleto debería mejorar el perfil clínico de los usuarios de silla de ruedas.

La accesibilidad será otra clara ventaja. Muchos países actualmente quieren mejorar la accesibilidad para los usuarios de silla de ruedas y esto debe continuar. Sin embargo siendo realistas, nunca habrá completa accesibilidad para los usuarios de silla de ruedas. Los usuarios de silla de ruedas nunca serán capaces de escalar montañas o incluso tener pleno acceso a muchos edificios antiguos, como el Coliseo Romano o la Acrópolis de Grecia. Incluso estructuras construidas unas décadas atrás

son a menudo difíciles o caras adaptar para usuarios de silla de ruedas y la accesibilidad total no será posible durante muchos años. Sin embargo, con el uso del exoesqueleto no existe ningún límite a las posibilidades de accesibilidad. Las personas con discapacidad tendrán la posibilidad de ir a lugares que nunca antes habían visitado.

Para los profesionales de la rehabilitación, las oportunidades son igualmente enormes. Las instituciones que pueden ofrecer esta tecnología serán vistas como innovadoras. Los profesionales de rehabilitación con más experiencia en el funcionamiento de los exoesqueletos se convertirán en líderes de opinión en su comunidad. Los investigadores que pueden publicar los resultados de los ensayos clínicos mejores viajarán en un círculo elitista de los académicos internacionales que marcan el camino en este nuevo campo.

2.2. Limitaciones del exoesqueleto

La tecnología robótica y el potencial que ofrece el exoesqueleto es apasionante pero es obvio que tendrá limitaciones y controversia como cualquier tecnología nueva.

¿Cuáles serán algunos de los problemas que enfrentará el exoesqueleto?

El principal problema es el costo. La tecnología robótica es complicada y por lo tanto muy costosa. Modelos institucionales costará inicialmente en el rango de 100 000 dólares o más. Como equipos o cualquier tecnología de rápido desarrollo, tan pronto como se adquieren, serán obsoletos. Algunas personas se preguntará si dinero no podría ser mejor gastado en otras investigaciones. Otros señalarán cuántas sillas de ruedas podrían ser compradas por el precio de un exoesqueleto.

Otras personas retrasarán adquisición de un exoesqueleto hasta el que próximo modelo esté disponible. Pero nunca habrá un momento óptimo para comprar un exoesqueleto. Si hubiéramos esperando el último modelo de equipos a fin de comprar uno, estaríamos todos escribiendo con lápiz y papel. Igualmente en el momento en que se compró un exoesqueleto, siempre habrá un modelo mejor «próximamente».

El costo será uno de los factores más importantes que retrasará la adquisición de un exoesqueleto para una persona con discapacidad. ¿Cuántas personas con discapacidad será capaces de pagar miles de dólares necesarios para comprar uno? ¿Cuántas compañías de seguros o sistemas nacionales de salud tendrán los recursos necesarios para ofrecer a las personas con discapacidad exoesqueleto? Las personas pudientes podrán tenerlos y será inaccesible para las personas con dificultades económicas. La filosofía médica con razón se pregunta si es justo que la situación financiera de algunos deba negar el derecho a caminar.

Pero no será la única limitación. También habrá limitaciones culturales y sociológicas. Muchas personas con discapacidad no quieren verse diferentes y llamar la atención o incluso recibir comentarios no deseados.

El Exoesqueleto es interesante y futurista, pero también son muy artificiales y complicados. Será imposible no ser observado cuando camina por la calle con un

exoesqueleto. Durante años, el exoesqueleto llamará mucho la atención y será difícil usarlo en público. Se trata de una enorme barrera desde el principio para muchas personas con discapacidad y sus familias.

La otra limitación es el hecho de que muchas personas con discapacidad están conformes con su silla de ruedas y no verán necesidad de adaptarse a las nuevas tecnologías. Habrá temor a sufrir caídas o daños ya que durante mucho tiempo se han adaptado a estar sentados, no resistirán el reto la postura vertical.

Por todas estas razones, el mercado real de exoesqueleto inicialmente puede estar limitado a los mejores institutos de rehabilitación y centros de investigación así como a individuos que son jóvenes, dinámicos y adaptados, con buen poder adquisitivo o capaces de encontrar patrocinadores para ayudarles. Pero con el tiempo, cuando la disminución de los costos y los beneficios de esta tecnología se entiendan mejor, el exoesqueleto se convertirá en una tecnología aceptada y un producto de apoyo integrado de la sociedad.

2.3. El futuro del exoesqueleto

Hoy en día un exoesqueleto parece una tecnología avanzada y futurista, tenemos que darnos cuenta que realmente está en un estado muy temprano y primitivo de investigación. Como ya comentamos, el exoesqueleto actual es lento, torpe, ruidoso e inestable. El entrenamiento en el uso toma mucho tiempo y es extremadamente caro. Estas limitaciones retrasarán la penetración en el mercado. Inicialmente sólo personas con alguna discapacidad podrán utilizarlos y pocos individuos podrán pagarlos. Además se notará mucho en público y esto será desalentador para muchos. Pero la mayoría de las nuevas tecnologías en sus comienzos están lejos de ser ideales. Los equipos de la década de 1970 y los teléfonos móviles de la década de 1990 fueron masivos y costosos y sus ventas fueron inicialmente limitadas a las empresas. Sólo cuando la tecnología mejoró, el tamaño disminuyó y los costos se volvieron asequibles, el consumo se hizo masivo. Lo mismo sucederá con los exoesqueletos. Continuarán mejorando hasta que sean suficientemente pequeños como para llevarse bajo el pantalón del portador, y sean casi imperceptibles y silenciosos. Un día, una persona paralizada será capaz de caminar en una habitación en la que apenas se nota que ellos están usando un exoesqueleto.

3. Asesoramiento a profesionales de rehabilitación

Los profesionales de la rehabilitación se preguntarán qué impacto tendrá el exoesqueleto en su carrera y cómo pueden prepararse para este próximo cambio. La respuesta a esa pregunta dependerá de dónde trabajan actualmente y en qué período de su carrera están.

Si son jóvenes y están comenzando su carrera, es posible que lo mejor sea capacitarse y ganar experiencia en un Instituto de rehabilitación en Europa o Estados Unidos,

que actualmente tienen acceso a la tecnología robótica. Esa experiencia será propicia no sólo para darles una ventaja en la comprensión y aplicación de esta tecnología localmente, también ayudará a construir relaciones para el futuro.

Si están trabajando en un Instituto de rehabilitación establecido y respetado o en investigación en medicina de rehabilitación, deben comenzar inmediatamente a presupuestar y proyectar la producción de un exoesqueleto. No está claro cuándo el exoesqueleto estará disponible en todos los países del mundo. Pero pronto será imposible imaginar un Instituto de rehabilitación superior o especialista en medicina de rehabilitación que no tenga uno.

Si un centro que no se encuentra en condiciones de adquirir exoesqueleto debe considerar formar una red y compartir los costos y el uso del exoesqueleto. Ser el último centro de rehabilitación en adaptarse a esta nueva tecnología será pronto como un centro médico sin una máquina de rayos X.

4. Conclusiones

Luego de ser considerada una fantasía lejana, los exoesqueletos son ahora una realidad. Actualmente los exoesqueletos están siendo comercializados en Europa, Estados Unidos, Japón, Australia y Nueva Zelanda. Muy pronto, según los fabricantes, estarán disponibles en todo el mundo.

El impacto del exoesqueleto será enorme para la comunidad de personas con discapacidad, así como los cuidadores.

La tecnología del Exoesqueleto tendrá que superar muchos desafíos, incluyendo los costos y el estigma social. Pero el potencial es enorme para las personas con discapacidad, así como para los profesionales de rehabilitación que podrían ser vistos como líderes en su campo y en la sociedad en general.

Referencias bibliográficas

• Sitios web

Cyberdyne. «Robot Suit Hal». ¿Qué es «HAL» ® Hybrid Assistive Limb)? (Consultado en enero de 2012). Recuperado de <http://www.cyberdyne.jp/english/robotsuithal/>

Ekso Bionics. Fort he human endeavor. (Consultado en enero de 2012). Recuperado de <http://www.eksobionics.com>

Exoesqueleto ReWalk. Tecnología. Productos. (Consultado en enero de 2012). Recuperado de <http://www.argomedtec.com/products.asp>

Publitemociencia. «Sobre publicidad, tecnología, redes sociales, y ciencia de actualidad». EKSO, dispositivo biónico que ayuda a caminar a pacientes parapléjicos (TECNO). (Consultado en enero de 2012). Recuperado de <http://www.publitemociencia.com/2011/11/ekso-dispositivo-bionico-que-apoya.html>

Rex Bionics. Exoesqueleto. (Consultado en enero de 2012). Recuperado de <http://www.exoesqueleto.com.es/rex-bionics.html>

Capítulo 16

«Sistema garbayo» de equipos dinámicos

Ricardo Garbayo del Pino

1. Fundamentación

En los últimos veinte años, se han revolucionado los conceptos sobre la regeneración del tejido nervioso, a partir de identificar la formación de nuevas neuronas, proceso denominado neurogénesis, por lo que la comunidad científica internacional dedica especial atención a la estimulación y desarrollo de los mecanismo de «Plasticidad Neuronal» y su influencia en el proceso de rehabilitación neurológica. Esta línea de investigación es seguida por destacados científicos como; Dr. Fernando Gómez Pinilla, del Instituto de Investigaciones del Cerebro, los Ángeles EU., Dr. José Manuel García Verdugo, investigador de la Universidad de Valencia, Dr. David Costa, Jefe de equipo de investigadores de la Universidad Autónoma de Barcelona, Dr. Jorge Collazo Castro, director del Laboratorio de Reparación Neural, del Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo, España, entre otros. Estos investigadores son los principales referentes del trabajo práctico e investigativo que estamos realizando. El desarrollo de la Plasticidad Neuronal se potencia por diferentes vías; por medio la Estimulación Magnética Transcraneal, por la acción de medicamentos y la influencia del ejercicio físico, que es la modalidad utilizada en nuestro Programa, por ser la menos invasiva para el paciente.

Los resultados de las investigaciones científicas, ponen de manifiesto la importancia del ejercicio físico y especialmente la actividad de la marcha, como elemento modulador de los factores neurotróficos, entendiéndose como tal a diversas proteínas necesarias para la supervivencia de las neuronas. Dichas proteínas están organizadas en diferentes familias, una de las cuales está conformada por las neurotrófinas, las que ejercen una fuerte influencia en el mejoramiento y remodelación de las conexiones sinápticas e incide directamente en la recuperación, motriz y cognitiva del paciente neurológico. En este contexto se destaca la importancia de la neurotrofina

denominada Factor Neurotrófico Derivado del Cerebro (BDNF), un mediador clave en el mejoramiento de las conexiones sinápticas.

Por lo antes planteado, el Centro de Tecnologías para la Salud y la Discapacidad, impulsó y apoyó la iniciativa de esta Investigación Aplicada, realizada por los Licenciados Ricardo Garbayo del Pino y Mónica María Bueno, dando lugar a la creación del Programa «Nuevas Tecnologías para la Rehabilitación Neurológica», con el objetivo fundamental de desarrollar tecnología nacional y social, accesible a instituciones de salud públicas y privadas de nuestro país, que permitan la aplicación práctica de los avances científicos, en el proceso de rehabilitación neurológica. El logro de este objetivo permitirá sustituir la importación de equipos altamente sofisticados, con elevados costos que los convierten en inaccesibles para la mayor cantidad de instituciones de nuestro país, quedando imposibilitada de recibir estos beneficios una amplia gama de pacientes.

2. Estado del Arte Previo

El estado actual de la técnica, utilizada en los diferentes espacios dedicados al proceso de rehabilitación neurológica, presenta limitaciones, estructurales y funcionales, para garantizar la seguridad y autonomía adecuada, para que el paciente adopte la posición bípeda y realice el entrenamiento intensivo de la función de marcha, como elemento de alta incidencia en el desarrollo de los mecanismos de la Plasticidad Neuronal.

Para dar solución a lo antes planeado, se desarrolló una nueva generación de Equipos Dinámicos, cuyas características fundamentales son; su funcionamiento mecánico y simple, fabricado con materia prima nacional, en empresas argentinas con bajo costo de producción y accesible para ser utilizados en instituciones de salud, consultorios profesionales y en la rehabilitación domiciliaria. Una de las características fundamentales de esta nueva tecnología social, es su constante desarrollo y perfeccionamiento.

Trasladar los adelantos científicos al trabajo terapéutico que se le brinda al paciente, exige un soporte tecnológico, que fue resuelto en los países desarrollados con equipamiento sofisticado y funcionamiento computarizado, cuyo máximo exponente es el exoesqueleto denominado «LOKOMAT», desarrollado por la empresa suiza HOCOMA, con un costo de \$ 700 000 euros.

3. Descripción de los equipos dinámicos

Esta nueva generación de Equipos Dinámicos, fue especialmente diseñada como soporte tecnológico de un Sistema Progresivo de Entrenamiento Físico, donde el paciente transita de la posición horizontal a la posición bípeda, pasando posteriormente al entrenamiento intensivo de la marcha. Para el desarrollo de este trabajo práctico e investigativo, resultó fundamental la participación y asesoramiento del Dr. José Benito

Cibeira, Especialista en Medicina Física y Rehabilitación, Asesor Médico del Centro de Tecnología para la Salud y la Discapacidad INTI, fundador en el año 1959 del Instituto de Rehabilitación Psicofísica de Buenos Aires y Director del mismo durante 30 años.

Los Equipos Dinámicos cuentan con cuatro modelos fundamentales, cada uno de los cuales cumple una etapa específica del tratamiento, por las que el paciente transita de forma progresiva, en correspondencia con su evolución en el proceso de rehabilitación. Estos equipos se denominan:

- Estimulador de Marcha Regulado
- Estimulador de Marcha
- Paralela Móvil con Apoyo de Axilas
- Andador con Apoyo de Axilas

Con el objetivo de potenciar el efecto terapéutico de este equipamiento, se vincula a su funcionamiento dispositivos y programas de Realidad Virtual, que brindan un poderoso estímulo visual que contribuye a la rehabilitación motriz y cognitiva del paciente neurológico.

3.1. Estimulador de marcha regulado (Fig. 16-1)

Este equipo está conformado por tres (3) cuerpos; 1) camilla de bipedestación, 2) caminador elíptico, insertado entre la camilla y el soporte y 3) soporte de regulación.

Materiales utilizados: Cuerpo «1», camilla fabricada con caños metálicos, tapa de madera acolchada con goma espuma y tapizada con cuero ecológico. El cuerpo «2» se compra en las empresas que lo comercializa y se le adosan dos botas WALKER, para contener la pierna del paciente. Cuerpo «3», estructura fabricada con caños metálicos y apoyo de goma en las cuatro patas.

3.2. Estimulador de marcha (Fig. 16-2)

Este equipo está conformado por cuatro (4) partes; 1) cuerpo central, 2) respaldo con arnés incorporado, 3) apoyos de axilas, cubiertos con caños de goma, 4) dos palancas encargadas de accionar los pedales. Esta estructura es regulable, en alto y ancho para ajustarse a las dimensiones del paciente.

Materiales utilizados: todo el equipo está fabricado con caños metálicos apoyado sobre cuatro soportes de goma. La pieza de respaldo cuenta con una tapa de madera acolchada con goma espuma y tapizada con cuero ecológico. Cuenta con dos pedales fabricados en material sintético, cubiertos en su parte superior con goma antideslizante. Los apoyos de axilas están cubiertos con caños de goma.

3.3. Paralela Móvil (Fig. 16-3)

Este equipo está conformado por tres (3) partes; 1) dos barras paralelas que se apoyan al piso sobre sendas piezas en forma de «U», 2) una pieza colocada en forma



Fig. 16-1.



Fig. 16-2.



Fig. 16-3.



Fig. 16-4.

transversal entre las barras paralelas y se desplaza sobre dos dispositivos de rodamiento, 3) en la pieza transversal se encuentran incorporados dos apoyos de axilas que se regulan en altura y ancho para ajustarse a las dimensiones del paciente.

Materiales utilizados: todo el equipo esta construido con caños y planchas de metal. Las piezas de apoyo de axilas están recubiertas con tubos de goma, para la protección del paciente.

3.4. Andador con apoyo de axilas (Fig. 16–4)

Este equipo este conformado por tres (3) partes; 1) la base, que se desplaza sobre cinco (5) ruedas metálicas, 2) pieza frontal para el agarre del paciente, 3) apoyos de axilas regulables en forma telescópica, para ajustarse a las dimensiones del paciente.

Materiales utilizados: todo el equipo esta construidos con caños de metal. Los apoyos de axilas y la pieza para el agarre del paciente, están cubiertas con tubos de goma, para la protección del paciente.

4. Resultados

Desde el año 2005, el Programa «Nuevas Tecnologías para la Rehabilitación Neurológica» se implementó en instituciones de salud de tres provincias de nuestro país; se realizaron pruebas de uso y efectividad terapéutica en dos instituciones de salud; una en la Provincia de Buenos Aires y otra en Capital Federal.

El Programa estuvo dirigido a pacientes afectados por las siguientes patologías:

- Parálisis Cerebral
- Accidente Cerebro Vascular
- Trauma Cráneo Encefálico
- Lesiones de la Medula Espinal
- Parkinson
- Esclerosis Múltiple

Por los resultados positivos obtenidos, el presente Programa genero el interés de las instituciones de salud, públicas y privadas, los profesionales vinculados al proceso de rehabilitación neurológica, así como a los pacientes y sus familiares.

Sobre los autores

Leonardo Gabriel Abraham

Médico Especialista en Traumatología y Ortopedia. Jefe de Trabajos Prácticos – Área Cirugía General Facultad de Ciencia Médicas Universidad Nacional del Litoral, Santa Fe, Argentina.

Graciela Alsina

Lic. en Terapia Ocupacional. Miembro Titular Fundador el Capítulo de Terapistas de la Mano. Argentina. Miembro adherente de la Sociedad Argentina de Reumatología. Docente del Curso de Especialistas en Reumatología de la Facultad de Medicina de la Universidad de Buenos Aires. Argentina.

Pamela Andreu

Licenciada en Terapia Ocupacional. Clínica de Rehabilitación Neurológica «Rita Bianchi», Tanti, Córdoba. Argentina.

Ricardo Banda Rabah

Lic. en Ciencia de la Ocupación, T.O coordinador unidad en equipo de EESS del servicio de Traumatología y Rehabilitación Hospital del Trabajador de Santiago, Instructor de práctica profesional Universidad de Chile y Universidad Mayor, Presidente de Comité de Terapeutas Ocupacional de Extremidad Superior Chile (COESTO), Docente de apoyo en cursos de postgrado férulas de mano para terapeutas ocupacionales de la

Universidad Mayor de Chile. Docente de apoyo ad honorem en programa de pregrado de la escuela de Terapia Ocupacional de la Universidad de Chile.

María Cecilia Bangher

Lic en Kinesiología y Fisiatría. Docente de la carrera Licenciatura Kinesiología y Fisiatría. Universidad Nacional del Nordeste (Corrientes, Argentina). Jefa de Servicio de Medicina Física y Rehabilitación. Hospital J.C. Perrando (Resistencia-Chaco, Argentina).

María Beatriz Barcos

Licenciada kinesióloga fisiatra, docente de grado de la Licenciatura en kinesiología y fisiatría en la cátedra de Practicas kinefisiátricas en psicomotricidad y neurodesarrollo de la Universidad Barceló, docente de grado de la Licenciatura en Psicomotricidad de la Universidad Caece, docente de postgrado del curso de Estimulación Temprana y evaluación del neurodesarrollo en el seguimiento del bebe de riesgo de la Universidad Caece. Buenos Aires. Argentina.

Gladys Cangini

Terapista Ocupacional de a cargo del Área de Quemados y Cirugía Plástica en la Unidad de Terapia Ocupacional del Hospital Interzonal General San Martín de la Ciudad de la Plata. Argentina.

Desde año 1978 a la fecha. Presidente del Capítulo de Terapistas de la Mano, de la Asociación Argentina de Cirugía de la Mano. Año 2001. Supervisora de Pasantes y Residentes en Área de traumatología, Quemados y Reumatología.

Jessica Castillo Cuadros

Médico de Rehabilitación. Hospital del Trabajador de Santiago. Chile

Rosanna De Falco

Licenciada en Terapia Ocupacional. Terapeuta de Mano. Profesora y Docente Investigador de la Universidad Nacional de Mar del Plata. Argentina.

Gene Emmer

PhD in Physiology. State of New York. University at Buffalo. EE. UU.

Ricardo Garbayo del Pino

Lic. Neuropsicólogo. Coordinador del Programa Plasticidad Neuronal. Centro de Tecnologías para la Salud y la Discapacidad. Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI). Bs. As., Argentina.

Rut Leegstra

Profesora adjunta ordinaria de la Universidad Nacional de Quilmes. Argentina. Ex directora de la Lic. en Terapia Ocupacional de la Universidad Nacional de Quilmes. Terapeuta Ocupacional del Hospital Interzonal de Agudos San Martín. La

Plata. Desde año 1978 a la fecha brindando atención a pacientes Quemados. Ex jefe de la Unidad de Terapia Ocupacional del Htal. San Martín. La Plata. Argentina. Maestrando en Salud Pública UNLP, en proceso de elaboración de tesis.

Patricio Pablo Manzone

Especialista Recertificado Consultor en Ortopedia y Traumatología de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología. Miembro Titular de la Sociedad Argentina de Patología de la Columna Vertebral. Miembro Afiliado Internacional de la American Academy of Orthopaedic Surgeons. Diploma de posgrado en Tecnología Ortopédica y de Rehabilitación de la Universidad de Dundee (Scotland, Reino Unido de Gran Bretaña). Miembro Afiliado Internacional Society of Prosthetics & Orthotics (ISPO).

Graciela Petrolini

Terapeuta Ocupacional de planta permanente del Instituto de Rehabilitación Psicofísica. Creadora de las Adaptaciones Blandas. www.adaptacionesblandas.blogspot.com Buenos Aires. Argentina.

María José Vecchiatti Doldán

Licenciada en Terapia Ocupacional. Universidad Nacional del Litoral. Santa Fe. Práctica Privada de Terapia Ocupacional en Rehabilitación Psicofísica. Asistente al Sector de Terapia Ocupacional del Hospital Cullen de Santa Fe. Argentina.