



FABRICACIÓN ORTÉSIS DE DESCARGA TIPO CHICAGO, Y PRÓTESIS  
TIPO KBM.

TRABAJO DE GRADUACIÓN  
PREPARADO PARA  
LA FACULTAD DE ESTUDIOS TECNOLÓGICOS

PARA OPTAR AL TÍTULO DE:  
TÉCNICO EN ORTÉSIS Y PRÓTESIS

POR:  
SILVIA NOEMY MARTÍNEZ SÁNCHEZ

MARZO 2004

SOYAPANGO, SAN SALVADOR  
EL SALVADOR, CENTRO AMERICA.

UNIVERSIDAD DON BOSCO

RECTOR ING. FEDERICO HUGUET

SECRETARIO GENERAL  
LIC. MARIO RAFAEL OLMOS ARGUETA

DECANO DE LA FACULTAD DE ESTUDIOS TECNOLÓGICOS  
ING. VICTOR ARNOLDO CORNEJO

ASESOR DEL TRABAJO DE GRADUACIÓN  
DR. HÉCTOR CHICAS SIBRIAN

JURADO EXAMINADOR

TEC. MONICA GISELA CASTANEDA

TEC. GILBERTO ABARCA ZALDÍVAR

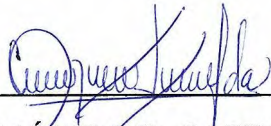


UNIVERSIDAD DON BOSCO

FACULTAD DE ESTUDIOS TECNOLÓGICOS

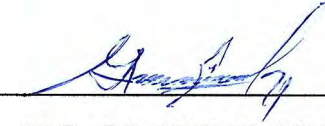
JURADO EVALUADOR DEL TRABAJO DE GRADUACIÓN

FABRICACIÓN ORTÉSIS DE DESCARGA TIPO CHICAGO, Y PRÓTESIS  
TIPO KBM.



TEC. MÓNICA G. CASTANEDA.

JURADO



TEC. GILBERTO ABARCA Z.

JURADO

DR. HECTOR CHICAS SIBRIAN  
DOCTOR EN MEDICINA  
J.V.P.M. 3041



DR. HÉCTOR CHICAS SIBRIAN

ASESOR

## AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios Todopoderoso pues de él depende toda la sabiduría.

A mi madre SILVERIA SÁNCHEZ que me brindo su apoyo.

Agradezco a la Fundación Empresarial Para el Desarrollo Educativo ( FEPADE) por patrocinar mis estudios.

A mi asesor Dr. HECTOR CHICAS SIBRIAN por brindarme sus conocimientos para la realización de este documento.

A familiares, compañeros de estudios y amigos que me acompañaron en el transcurso de mi formación académica.

# ÍNDICE

## INTRODUCCIÓN

### CAPÍTULO I

#### 1.0 OBJETIVOS

1.1 OBJETIVO GENERAL ..... 2

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS ..... 2

### CAPÍTULO II

#### 2.0 ALCANCES Y LIMITACIONES

2.1 ALCANCES ..... 4

2.2 LIMITACIONES..... 4

### CAPÍTULO III

#### PRIMER CASO

#### 3.0 HISTORIA CLÍNICA Y ANTECEDENTES

3.1 DATOS PERSONALES ..... 6

3.2 ENFERMEDAD ACTUAL ..... 6

3.3 ANTECEDENTES PERSONALES ..... 7

3.3.1 DESARROLLO PSICOMOTOR..... 7

3.3.2 ANTECEDENTES FAMILIARES ..... 7

3.4 EXAMEN FÍSICO ..... 7

3.5 EXAMEN FUNCIONAL ..... 8

3.5.1 MIEMBROS INFERIORES ..... 8

3.6 POSTURA..... 9

3.7 MARCHA..... 9

3.8 LONGITUD DE MIEMBROS INFERIORES..... 9

3.9 TROFISMO..... 10

3.10 MIEMBROS SUPERIORES..... 10

3.11 TRATAMIENTO ORTESICO ..... 10

## CAPÍTULO IV

### 4.0 MARCO TEÓRICO

4.1 REVISIÓN HISTORICA DE LA ORTÉSICA .....	12
4.2 ORTÉISIS.....	12
4.3 FUNCIONES DE LA ORTESIS.....	13
4.3.1 FUNCIONES PRINCIPALES.....	13
4.3.2 PRINCIPIOS BIOMECÁNICOS .....	15
4.3.3 FACTORES BIOMECÁNICOS .....	15
4.3.4 INTERFASE PACIENTE Y ORTÉISIS.....	17
4.3.5 FACTORES QUE INFLUYEN.....	17
4.4 ANATOMÍA DE LA CADERA .....	18
4.4.1 LIGAMENTOS DE LA CADERA.....	19
4.4.2 IRRIGACIÓN DE LA CABEZA FEMORAL .....	19
4.4.3 CIRCULACIÓN EXTRAÓSEA .....	19
4.4.4 CIRCULACIÓN INTRAÓSEA .....	20
4.5 DESCRIPCIÓN DE LA ENFERMEDAD.....	21
4.5.1 DEFINICIÓN .....	21
4.5.2 INCIDENCIA.....	21
4.5.3 ETIOLOGÍA .....	21
4.5.4 PATOGENIA .....	22
4.5.5 SECUELAS .....	25
4.5.6 MANIFESTACIONES CLINICAS .....	25
4.6 DIAGNÓSTICO .....	27
4.7 CLASIFICACIÓN CATERALL .....	27
4.8 TRATAMIENTO .....	29
4.8.1 TRATAMIENTO CONSERVADOR.....	29
4.8.2 TRATAMIENTO ORTOPÉDICO .....	29
4.9 PRONÓSTICO .....	30

## CAPÍTULO V

### PROCESO DE FABRICACIÓN DE ORTÉSIS

5.0 DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE FABRICACIÓN.....	32
5.1 TOMA DE MEDIDAS.....	32
5.1.1 MEDIDAS DE LONGITUD.....	32
5.1.2 MEDIDAS DE CIRCUNFERENCIA.....	32
5.2 FABRICACIÓN DEL MOLDE NEGATIVO .....	32
5.3 CONFORMACIÓN DEL MOLDE POSITIVO .....	34
5.4 MODIFICACIÓN DEL MOLDE POSITIVO.....	35
5.5 ALINEACIÓN DEL MOLDE POSITIVO .....	35
5.6 TERMOCONFORMADO.....	36
5.7 ADAPTACIÓN DE LA BARRA METÁLICA.....	36
5.8 LINEAS DE CORTE.....	37
5.9 MONTAJES Y ACABADOS.....	38
5.10 PRUEBA DE LA ORTÉSIS .....	39
5.11 DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE ACABADO FINAL .....	39
5.12 DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE TALABARTERÍA.....	39
5.13 ENTREGA DE LA ORTÉSIS .....	39
5.14 RECOMENDACIONES AL USUARIO .....	40

## CAPÍTULO VI

6.0 COSTOS DE FABRICACIÓN DE LA ORTÉSIS.....	42
6.1 COSTOS DE UNA ORTÉSIS TIPO CHICAGO .....	42
6.1.1 COSTOS DE MATERIA PRIMA.....	42
6.1.2 COSTOS DE FABRICACIÓN .....	43
6.1.3 COSTOS DE MANO DE OBRA.....	43
6.1.4 COSTOS DIRECTOS.....	43
6.1.5 COSTOS INDIRECTO.....	44
6.1.6 COSTO TOTAL DEL PRODUCTO .....	44

## CAPÍTULO VII

### SEGUNDO CASO

7.0 HISTORIA Y ANTECEDENTES.....	46
7.1 DATOS PERSONALES .....	46
7.2 HISTORIA CLINICA.....	46
7.3 EXAMEN FISICO.....	47
7.4 EXAMEN FUNCIONAL.....	47
7.4.1 MIEMBROS INFERIORES.....	47
7.4.2 LIGAMENTOS .....	48
7.4.3 MIEMBROS SUPERIORES .....	48
7.5 DIAGNÓSTICO.....	48
7.6 TRATAMIENTO PROTÉSICO .....	49

## CAPÍTULO VIII

8.0 MARCO TEÓRICO.....	51
8.1 INTRODUCCIÓN .....	51
8.2 FUNCIONES DE LAS PROTESIS.....	52
8.3 POTENCIAL DEL AMPUTADO.....	54
8.4 AMPUTACIÓN.....	55
8.4.1 DEFINICIÓN.....	55
8.4.2 CAUSAS DE LA AMPUTACIÓN.....	56
8.4.3 TÉCNICA QUIRÚRGICA.....	57
8.4.4 NIVEL DE AMPUTACIÓN.....	57
8.4.5 TIEMPO TRASCURRIDO TRAS LA AMPUTACIÓN .....	58
8.5 PRÓTESIS .....	58
8.5.1 PRÓTESIS TRANSTIBIAL TIPO KBM.....	58
8.5.2 OBJETIVOS FUNCIONALES DE LA PROTETIZACIÓN.....	59
8.5.3 EL ENCAJE Y TRANSMISIÓN DE PESO.....	59
8.5.4 ALINEACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DE PRESIÓN.....	60

## CAPÍTULO IX

9.0 PROCESO DE FABRICACIÓN DE UNA PRÓTESIS TIPO KBM.....	64
9.1 TOMA DE MEDIDAS .....	64
9.2 FABRICACIÓN DEL MOLDE NEGATIVO .....	66
9.3 FABRICACIÓN DEL MOLDE POSITIVO.....	67
9.4 MODIFICACIÓN.....	68
9.5 FABRICACIÓN DEL ENDOSOCKET.....	68
9.6 PROCESO DE LAMINACIÓN.....	69
9.7 LINEAS DE CORTE DEL SOCKET.....	70
9.8 ALINEACIÓN DE BANCO.....	70
9.8.1 ALINEACIÓN ESTÁTICA .....	70
9.8.2 ALINEACIÓN DE LOS COMPONENTES PROTÉSICOS .....	71
9.9 ALINEACIÓN DINÁMICA.....	72
9.10 TRANSFERENCIA DE LA ALINEACIÓN .....	73
9.11 COSMÉTICA Y LAMINADO FINAL.....	73
9.12 ENTREGA DE LA PRÓTESIS.....	74
9.13 INDICACIONES AL USUARIO .....	74

## CAPÍTULO X

10.0 COSTOS DE FABRICACIÓN DE UNA PRÓTESIS TIPO KBM.....	76
10.1 COSTO DE MATERIA PRIMA.....	76
10.2 COSTO DE FABRICACIÓN .....	77
10.3 COSTOS DE MANO DE OBRA.....	77
10.4 COSTOS DIRECTOS.....	78
10.5 INDIRECTOS.....	78
10.6 COSTO TOTAL.....	78
ANEXOS.....	79
GLOSARIO.....	94
BIBLIOGRAFÍA.....	97

## INTRODUCCIÓN

En nuestro país la rehabilitación de la población de personas con discapacidad ha venido evolucionando a grandes pasos, gracias a la cooperación y ayuda de países internacionales. La participación del técnico ortopédico dentro del equipo rehabilitador se ha logrado por medio de la Escuela de Órtesis y Prótesis en la Universidad Don Bosco, quien certifica al futuro profesional como Técnico Ortesista y Protesista.

En el presente trabajo se estudia de manera teórica y práctica el tratamiento adecuado para la aplicación en dos casos reales: un paciente de 6 años de edad quien padece la enfermedad de LEGG PERTHES en el miembro inferior derecho y un joven amputado transtibial del miembro inferior izquierdo, el tratamiento está basado en las características que cada caso presenta.

En el mismo, se encuentran detallada la evaluación de cada usuario, descripción de las patologías, procesos de fabricación y costos de los aparatos ortopédicos y otros elementos que forman parte del tratamiento en los casos antes mencionados.

## 1.0 OBJETIVOS

Con el siguiente trabajo se pretende alcanzar los siguientes objetivos:

### 1.1 OBJETIVO GENERAL

Contribuir a la rehabilitación de la población con discapacidad, favoreciendo así a la superación de la misma.

### 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Conocer la diferencia entre el tratamiento ortésico y protésico para determinadas patologías.
- Estudiar de manera ordenada la variedad de dispositivos ortopédicos que pueden beneficiar al paciente y adaptarlos a sus necesidades.
- Fabricar un producto ortoprotésico con características individuales determinadas por el paciente y su patología.
- Describir la patología de cada uno de los casos con sus respectivas características.
- Conocer los conocimientos teóricos y prácticos que el técnico en órtesis y prótesis adquiere durante su formación, conocimientos que lo colocan dentro del equipo de rehabilitación y le permiten contribuir a la satisfacción de las necesidades de los usuarios. Obteniendo así la certificación como Acreditado Internacional.

**CAPÍTULO II**  
**ALCANCES Y LIMITACIONES**

## 2.0 ALCANCES Y LIMITACIONES

### 2.1 ALCANCES

- Fabricación de una ortésis y una prótesis, con conocimientos profesionales adquiridos en el transcurso de la carrera.
- Proveer de ayudas ortopédicas a dos usuarios de escasos recursos económicos, facilitando así el proceso de rehabilitación integral de los mismos.
- Conocer las capacidades y habilidades adquiridas como futuro profesional ortesista y protesista.
- Lograr la integración como profesional en el campo de la rehabilitación como parte de un equipo multidisciplinario.

### 2.2 LIMITACIONES

- Limitaciones económicas que no permiten la disposición del usuario Julio César Crespín para presentarse a las diferentes citas, ya que procede de la zona occidental del país.
- La dificultad del usuario Venancio Galdamez para obtener permiso en su trabajo ya que lo conseguía sin goce de sueldo o con recuperación de horas no laboradas.

### 3.0 HISTORIA CLÍNICA Y ANTECEDENTES

#### 3.1 DATOS PERSONALES

Nombre: Julio César Crespín Figueroa

Edad: 6 años

Fecha de nacimiento: 16 / septiembre / 1997

Persona responsable: César Alfredo Crespín (padre)

Ana Beatriz Figueroa de Crespín (madre)

Sexo: masculino

Diagnóstico: Enfermedad de Legg Perthes, con clasificación de Caterall tipo III.

Dirección actual: Barrio San Sebastián 3ª calle oriente casa # 20 Izalco Sonsonate.

Teléfono: 453-5317

#### 3.2 ENFERMEDAD ACTUAL

Usuario quien a los 5 años de edad presentó dolor persistente en cadera derecha, seguido de claudicación del miembro afecto en la marcha. Padres consultaron con Ortopeda, quién diagnosticó la enfermedad de Legg Perthes en el miembro inferior derecho, fue referido al Instituto Salvadoreño de Rehabilitación de Inválidos, dónde se le prescribió una ortésis de descarga, tipo

Chicago; la cual se le elaboro en la Escuela de Órtesis y Prótesis de la Universidad Don Bosco. Niega traumatismo, actualmente no presenta dolor en cadera ni en rodilla del miembro inferior derecho.

### 3.3 ANTECEDENTES PESONALES

#### 3.3.1 DESARROLLO PSICOMOTOR

Paciente producto del primer embarazo a termino, intrahospitalario, sin complicaciones.

- Control de cuello a los 2 meses de edad
- Control de tronco a los 6 meses
- Sé bipedestó a los 12 meses de edad
- Inició marcha a los 14 meses de edad.

No presenta ninguna otra patología.

Esquema de vacunación completo.

#### 3.3.2 ANTECEDENTES FAMILIARES

No contributorios.

### 3.4 EXAMEN FÍSICO

Usuario pre-escolar, de sexo masculino conciente, orientado en tiempo y lugar, colaborador.

Las siguientes pruebas del examen físico se realizaron con el usuario sin ortésis:

### 3.5 EXAMEN FUNCIONAL

#### 3.5.1 MIEMBROS INFERIORES

##### MIEMBRO INFERIOR DERECHO

ARTICULACIÓN	ACCIÓN	MOVILIDAD ARTICULAR	FUERZA MUSCULAR
CADERA	Flexión	Completa (0° - 120°)	4
	Extensión	Completa (0° - 15°)	4
	Abducción	Completa (0° - 50°)	4
	Adducción	Completa (0° - 20°)	4
	Rotación interna	Completa (0° - 40°)	4
	Rotación externa	Completa (0° - 60°)	4
RODILLA	Flexión	Completa (0° - 160°)	4
	Extensión	Completa (0° - 30°)	5
TOBILLO	Dorsiflexión	Completa (0° - 20°)	5
	Flexión plantar	Completa (0° - 40°)	5
	Eversión	Completa (0° - 40°)	5
	Inversión	Completa (0° - 20°)	5

### 3.4.1 MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO

ARTICULACIÓN	ACCIÓN	MOVILIDAD ARTICULAR	FUERZA MUSCULAR
CADERA	Flexión	Completa (0° - 120°)	5
	Extensión	Completa (0° - 15°)	5
	Abducción	Completa (0° - 50°)	5
	Adducción	Completa (0° - 20°)	5
	Rotación interna	Completa (0° - 40°)	5
	Rotación externa	Completa (0° - 60°)	5
RODILLA	Flexión	Completa (0° - 160°)	5
	Extensión	Completa (0° - 30°)	5
TOBILLO	Dorsiflexión	Completa (0° - 20°)	5
	Flexión plantar	Completa (0° - 40°)	5
	Eversión	Completa (0° - 40°)	5
	Inversión	Completa (0° - 20°)	5

### 3.6 POSTURA

El usuario en bipedestación presenta una buena postura; hombros y pelvis alineados.

### 3.7 MARCHA

Conforme el usuario caminaba se observó uniformidad y simetría de sus movimientos; balanceando sus miembros superiores de manera sucesiva con la extremidad opuesta. No presenta dolor ni claudicación.

### 3.8 LONGITUD DE MIEMBROS INFERIORES

Medida tomada desde la espina iliaca antero-superior, hasta el borde inferior del maleólo interno.

MIEMBRO DERECHO: 52 cm

MIEMBRO IZQUIERDO: 52 cm

### 3.9 TROFISMO

Se evaluaron los miembros inferiores, en muslo se tomo como referencia el centro de la rótula tomando a cada 5cm las circunferencias (fueron tres medidas). En pierna se tomo la circunferencia a nivel de los gastronemios y a nivel del tobillo, en el cual no se encontró atrofia muscular ya que ambos miembros se encuentran simétricos.

### 3.10 MIEMBROS SUPERIORES

Ambos miembros presentan una fuerza muscular normal y las articulaciones son capaces de realizar los movimientos activamente y de forma completa.

### 3.11 TRATAMIENTO ORTÉSICO

Ortésis de descarga, tipo Chicago de polipropileno en dos segmentos, con apoyo isquiático, y una barra interna con articulación de rodilla bloqueada a  $180^{\circ}$  ; y un estribo que permite posesionar la ortésis a  $30^{\circ}$  de abducción más rotación interna de la cadera de 20 grados.

Esta posición ejerce una fuerza concéntrica y regeneración de la cabeza femoral.

Para lograr la reconstrucción adecuada de la cabeza femoral necesitamos evita las fuerzas que proporciona el peso corporal, por ello aplicamos esta carga en otra región, (el isquion). La función de la articulación de la rodilla con bloqueo durante la marcha es lograr la estabilidad en las dos fases del ciclo de la marcha; pero proporcionar al usuario la oportunidad de flexionar su rodilla durante la sedestación.

## 4.0 MARCO TEÓRICO

### 4.1 REVISIÓN HISTÓRICA DE LA ORTÉSICA .

Su desarrollo fue lento y posterior a la década de los 70. de hecho, gran parte de los conceptos y avances desarrollados en la protésica del miembro inferior, como son los principios y fundamentos del trasvase de carga desde el muñón al suelo, fueron aprovechados por la ortésica del miembro inferior un ejemplo es el desarrollo de la ortésis de descarga.

Las epidemias de poliomielitis de los años 50 estimularon el interés por el campo de la ortésica. En 1970 se realizaron innovaciones en los diseños ortésicos, al adoptar las técnicas industriales del moldeo de plásticos por el vacío. Por otro lado, en 1970 se funda la sociedad internacional de ortética y protésica (ISPO), que representa un foro par la presentación de los resultados de la investigación y el intercambio de ideas a nivel mundial.

El significativo avance experimentado en el campo de la ortésica, tuvo lugar gracias a la estrecha colaboración entre la medicina y la ingeniería, con el desarrollo del análisis biomecánico. Hoy en día, la continua introducción de nuevos materiales y métodos de trabajo, se ha convertido en el estímulo para el progreso en la ortésica esta es una de las razones de que esta disciplina, y su práctica, cambien y avancen rápidamente.

### 4.2 ORTÉSIS

#### DEFINICIÓN

Según la norma UNE 111-909-90/7, adoptada de la ISO 8549/1, una ortésis es cualquier dispositivo aplicado externamente sobre el cuerpo humano, que se utiliza para modificar las características estructurales o funcionales del sistema neuro-musculoesquelético que se utiliza con el objetivo de mantener, mejorar o restaurar la función. Se encuentra en contacto permanente con el cuerpo

humano lo que las diferencia de las ayudas técnicas; y que se utiliza para el tratamiento de alguna deficiencia física o discapacidad.

En resumen, una ortésis es el elemento que consigue la sustitución de la función perdida.

La palabra "ortésis" derivada del griego ortho, que significa recto, enderezado o correcto. El término ortésis se acuñó tras la II guerra mundial y se utilizó por primera vez en los principios de la década de 1950, adoptándose en 1960 por la organización profesional de ortesistas y protesistas americanos, cuando se formó la Asociación Americana de Ortésica y Protésica.

Según la norma UNE 111-909-90/1 el término ortoprótesis se refiere al aparato externo utilizado para modificar las condiciones estructurales y funcionales del sistema neuromuscular o del esqueleto, así como para reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro ausente o deficiente.

#### 4.3 FUNCIONES DE LA ORTÉSIS Y MECANISMO DE ACCIÓN

La finalidad de cualquier ortésis es mantener, mejorar o restaurar la función de las partes móviles o de todo el cuerpo humano.

##### 4.3.1 FUNCIONES PRINCIPALES

Hay unos efectos directamente derivados de la aplicación o reducción de fuerzas o carga axial de forma controlada sobre el cuerpo, articulaciones, segmentos, extremidad completa. Por otro lado, al permitir el reposo se consigue reducir el dolor y la cicatrización de las estructuras inflamadas o lesionadas, podríamos decir que de esta forma de actuación derivan las ortésis cuya función principal es la inmovilización, de reposo, o de realineación reducir, redistribuir y transferir las cargas del peso corporal sobre la extremidad, o regiones corporales sanas.

Las ortésis aplican fuerzas y momentos que evitan movimientos indeseables de rotación y de la traslación sobre dichas estructuras lesionadas.

De no evitar estos movimientos nocivos podría suponer un agravamiento de las lesiones con daños secundarios. Esta forma de actuación es la de las ortésis denominadas de estabilización – protección, fundamentalmente de tipo preventivo o de soporte con tensión.

La acción sobre músculos débiles o paralizados, o sobre movimientos deficitarios, es otra de las formas de actúa la ortésis de este modo se asiste, facilita, o suple el movimiento, se protege y/o soporta la articulación, o el miembro afecto. De esta forma de actuación derivan las ortésis denominadas funcionales dinámicas.

La realineación o mantenimiento postural fundamentalmente ante situaciones de desequilibrio muscular, mal posiciones o situaciones de riesgo por inmovilidad prolongada. De esta manera se logra prevenir, mantener o corregir, una deformidad o retracción articular, muscular, tendinosa, etc. Enderezando, estirando o elongando, las partes blandas retraídas de esta función principal derivan las denominadas ortésis posturales o preventivas de deformidades.

La prevención o la corrección de deformidades ya estructuradas, aplicando fuerzas o momentos correctos, de la forma de actuación de las denominadas ortésis correctoras.

En otras ocasiones, se trata de una combinación de algunas de estas funciones principales, o de todas ellas conjuntamente. De esta combinación derivan las ortésis que podríamos denominar mixtas.

#### 4.3.2 PRINCIPIOS BIOMECÁNICOS EN LOS QUE SE BASAN LAS ORTÉSIS

- ✓ La restricción de la rotación, a través de un sistema de fuerzas equilibradas en tres puntos.
- ✓ La reducción de las fuerzas de cizalladura o los movimientos de traslación intra-articular producidas por estas fuerzas.
- ✓ La reducción de la carga axial provocada por el peso corporal que se trasmite a través de las estructuras óseas y de los cartílagos articulares.
- ✓ El control de la línea de acción de la fuerza de reacción del suelo, en los tres planos del espacio (frontal, sagital, transversal).
- ✓ Mediante una compresión de los fluidos, o un aumento de la presión intra-abdominal.
- ✓ Mediante la aplicación de fuerzas axiales de distracción.
- ✓ El denominado “efecto jaula” o “huida de los apoyos”, mediante la fijación esquelética proximal y distal, un efecto misceláneo, basado en un conjunto de acciones, como la estimulación refleja propioceptiva.

El principal propósito de una ortésis es mejorar una función, aplicando o eliminando una serie de fuerzas en el cuerpo humano, controlándolas de manera que se protejan determinadas zonas restringiendo o alterando el movimiento para prevenir o corregir una deformidad. Y al compensar una ortésis es ejercer fuerzas sobre segmentos corporales para limitar o controlar movimientos no deseados. Un básico conocimiento de biomecánica y materiales es necesario cuando prescribe y construye una ortésis.

#### 4.3.3 FACTORES BIOMECÁNICOS DE FUNCIONAMIENTO EN ORTÉSIS

Una articulación estará en equilibrio o estable cuando los momentos que resulta de las fuerzas sobre el segmento a un lado del eje de rotación sean iguales a los del otro. Las ortésis proporcionan equilibrio estático y lo hacen mediante un sistema de tres fuerzas; estas fuerzas aplicadas crean un balance de momentos aplicando las fuerzas en unos puntos clave mediante abrazaderas.

La fuerza aplicada debe ser disipada extendiendo el área de aplicación para reducir la presión en los puntos de contacto directo de la ortésis con la piel del paciente y evitar problemas.

Las fuerzas axiales también aparecen en el plano longitudinal de los segmentos corporales del miembro inferior principalmente debido a la fuerza de reacción del suelo.

El sistema ortésico pretende modificar el sistema de momentos y fuerzas extremas de cuatro formas: restringiendo la rotación, reduciendo el esfuerzo cortante, reduciendo el desplazamiento axial y controlando la línea de acción de la fuerza de reacción del suelo.

Una ortésis puede ayudar restringiendo la rotación, modificando los momentos mediante la aplicación de un sistema de tres fuerzas.

Una ortésis puede restringir el movimiento de traslación que se produce por esfuerzos cortantes en las articulaciones. Este movimiento siempre indeseado puede incrementarse en las articulaciones por un mal alineamiento de los ejes articulados de la ortésis.

La carga axial en el miembro inferior se reduce normalmente redistribuyendo la carga a través de los miembros superiores con la ayuda de muletas u otras ayudas técnicas o pueden usarse algún tipo de ortésis. Las presiones que se producen con el uso de ortésis resultado de la fricción son mejor toleradas si la transferencia de la de carga axial se realiza a través de zonas proximales a las prominencias óseas.

Un ejemplo es la incorporación de un apoyo isquiático cuadrangular, en un KAFO. De esa manera prácticamente el 100% del peso corporal se transmite al suelo a través de la ortésis.

La fuerza de reacción del suelo ocurre cuando el pie contacta con el suelo, y actúa en una línea denominada línea de acción que pasa por el centro de la masa corporal del sujeto. Esta fuerza de reacción del suelo afecta a los tres planos principales del cuerpo, sagital , transversal y frontal. El punto de aplicación de la fuerza de reacción se mueve hacia delante progresivamente.

La fuerza que es muy grande, generalmente igual o superior al peso corporal, en cierto momento, puede crear grandes momentos en las articulaciones, ya que la fuerza cambia constantemente de posición en relación con el centro de rotación de la articulación.

#### 4.3.4 INTERFASE PACIENTE ORTÉSIS

Entendemos por interfase paciente ortésis a la zona donde se establece un contacto entre los tejidos corporales y la ortésis o la superficie de apoyo de la ortésis a través de la cual se transmiten las fuerzas.

#### 4.3.5 FACTORES QUE INFLUYEN

El factor extrínseco, como con la presión, la cizalladura y el micro ambiente cutáneo (humedad, temperatura). La aplicación de una presión excesiva sobre una zona del cuerpo humano en partes blandas, conduciría a la rotura progresiva de tales tejidos y la posible aparición de úlceras por presión. La tolerancia de una ortésis depende de lo que ocurre en la interfase entre los tejidos corporales y la ortésis; en esa interfase, la tolerancia y el confort se logra distribuyendo las fuerzas mediante almohadillas, abrazaderas y una área más amplia de apoyo.

Los tejidos corporales pueden soportar altos niveles de presión hidrostática si la fuerza se distribuye equitativamente en todas las direcciones.

En la mayoría de las ortésis se distribuye las fuerzas o presiones sobre amplias superficies, buscando grandes áreas de contacto cuidadosamente adaptadas a los contornos del cuerpo para producir la menor presión posible. Pero esta reducción de presión tiene unos límites en la práctica. Las prominencias óseas toleran menos presión que las zonas cubiertas con músculos o tejidos grasos. Además, las cargas prolongadas aunque sean bajas pueden causar daño especialmente si la presión está irregularmente distribuida.

El factor intrínseco, como son la viabilidad tisular (que depende del suministro de nutrientes a través de la circulación sanguínea) y otros que dependerán de la integridad de los tejidos, de la edad, de la turgencia tisular, de los reflejos vasomotores.

El factor de fuerzas de cizalladura, se produce por la aplicación de fuerzas externas que distorsionan y retuercen los tejidos. Esta tensión de cortadura creada bajo una superficie de apoyo no solo afectara a los tejidos cutáneos superficiales, sino que producirá también movimiento entre los tejidos subyacentes: músculo o fascia y hueso. Estas fuerzas deforman los vasos sanguíneos por debajo de la piel, lo que puede restringir la circulación sanguínea y linfática y causar daño en los tejidos subcutáneos.

#### 4.4 ANATOMÍA DE LA CADERA

La cadera es la articulación que une el miembro inferior al tronco, y la forman la cabeza del fémur de forma esférica, y la cavidad cotiloidea de la pelvis. La unión de estos elementos óseos esta asegurada por fuertes ligamentos.

La cadera del recién nacido esta incompletamente desarrollada y pasara por diferentes etapas hasta alcanzar la forma adulta definitiva alrededor de los 16 años. El crecimiento de la cadera implica no solo aumento de tamaño, sino también cambios en la orientación espacial de los extremos articulares.

Este peculiar crecimiento se realiza preferentemente en los cartílagos de crecimiento (fisis), que tienen la función de formar hueso. Su lesión impedirá alcanzar la forma normal de la cadera y dará lugar a alteraciones de la marcha y la bipedestación en la vida adulta. Al finalizar el crecimiento se cierra y desaparecen estos cartílagos de crecimiento.

La cadera es una articulación clasificada como una enartrosis, es muy estable y cuyas funciones son permitir el movimiento en todas las direcciones y soportar el peso.

La articulación de la cadera esta formada por:

El acetábulo, (una cavidad formada por tres huesos: el iliaco, el pubis y el isquion). La cabeza del fémur: tiene forma esférica, con una pequeña fovea rugosa en la superficie articular, donde se pega el ligamento redondo y está unida a la diáfisis por medio del cuello femoral.

El fémur tiene un ángulo de inclinación fisiológico normal, en el plano frontal, entre el cuello y la diáfisis de 125° en el adulto y de 150° en los niños. En el plano transversal tiene un ángulo anterior de más o menos 15° con respecto al eje transversal de los cóndilos femorales denominando ángulo de anteversión femoral.

El área donde la cabeza femoral hace el soporte efectivo del peso es una pequeña parte del acetábulo posterosuperior.

#### 4.4.1 LIGAMENTOS DE LA CADERA

- Iliofemoral
- Pubofemoral
- Isquiofemoral
- Ligamento redondo

#### 4.4.2 IRRIGACIÓN DE LA CABEZA FEMORAL

#### 4.4.3 CIRCULACIÓN EXTRAÓSEA

El aporte arterial de la cabeza femoral proviene fundamentalmente de la arteria circunfleja anterior y de la arteria circunfleja posterior.

1. Arteria circunfleja anterior: nace de la femoral profunda, pasa entre los tendones de psoas y recto anterior, alcanza la línea intertrocantérica anterior y se hace intra sinovial en el margen antero-inferior del cuello, en este nivel emite las arterias retinaculares antero inferior. El sector cefálico dependiente

de estos vasos es pequeño y solamente irrigan el área cefálica situada en el área inferior.

2. Arteria circunfleja posterior: proviene de la arteria femoral profunda y en ocasiones de la común. Pasa entre los músculos psoas y pectíneo, remontando la cara posterior del cuello. Se introduce en la fosita digital entre los tendones del obturador externo y el obturador interno, punto donde se hace subsinovial, emitiendo los vasos reticulares posterosuperiores. Estas discurren directamente sobre el plano óseo, en la zona habitual donde se presentan las fracturas del cuello. La lesión vascular en el momento de la fractura cervical puede acarrear la necrosis por isquemia de las 4/5 partes superiores de la cabeza femoral.

#### 4.4.4 CIRCULACION INTRAÓSEA

La vascularización intra cefálica se puede dividir en grupos arteriales:

1. Arterias epifisiarias laterales: penetra marginales al cartílago articular a nivel posterosuperior cervical; en número de dos a seis se dirigen paralelas a la antigua placa epifisiaria hasta alcanzar la zona perifoveal.
2. Arteria epifisiaria medial: penetran en la cabeza en el límite condral de la zona antero inferior del cuello. Se dirige la zona fovea, donde se anastomosan con las provenientes de las epifisiarias laterales.
3. Arterias metafisiarias superiores: son de dos a cuatro, penetran en el borde superior del cuello, tienen una dirección ascendente. Vascularización del tercio externo del área comprendida entre la antigua placa fisiaria y el límite basicervical.
4. Arterias metafisiarias inferiores: penetran en el borde inferior del cuello, se dirigen en dirección ascendente y lateral, vascularización 2/3 internos del cuello.
5. Arteria foveolar: solo soportan vascularización a una delgada concha perifoveolar.

Anastomosis arteriales: existe libre unión entre los sistemas epifisarios y metafisarios a nivel de la antigua placa de crecimiento.

#### 4.5 DESCRIPCIÓN DE LA ENFERMEDAD

##### ENFERMEDAD DE LEGG PERTHES

###### 4.5.1 DEFINICIÓN:

Necrosis avascular idiopática de la epífisis de la cabeza femoral(osteocondrosis) durante la edad infantil, de grado variable, que sigue un proceso regenerativo, que puede o no, acabar en deformidad. Que se caracteriza por su densificación con posibilidades de fragmentación y aplanamiento de la cabeza femoral .

###### 4.5.2 INCIDENCIA

La enfermedad de LEGG PERTHES se presenta con más frecuencia entre los 3 y 11 años de edad y es 5 veces más frecuente en niños que en niñas, es bilateral en aproximadamente el 15 % de los niños afectados.

###### 4.5.3 ETIOLOGÍA

En la mayoría de los casos la causa es desconocida. Numerosas teorías han tratado de explicar la etiopatología de esta afección; algunos autores le asignan un origen infeccioso, otros embólico, endocrino, mecánico por incongruencia entre la cabeza y el acetábulo. De las muchas teorías etiológicas propuestas, la que parece más probable, y que se apoya en algunas pruebas experimentales, es la oclusión original de la precaria vascularización de la cabeza femoral causada por la excesiva presión de un derrame sinovial intra articular en la cadera, por un proceso inflamatorio o sea traumático.

#### 4.5.4 PATOGENIA

##### FASES DE LA ENFERMEDAD

###### 1. FASE AVASCULAR:

Después que los vasos sanguíneos de la epífisis se ha obliterado por cualquier causa, los osteocitos y las células de la médula ósea dentro de la epífisis mueren por falta de irrigación sanguínea, los huesos no cambian durante meses.

El núcleo de osificación de la epífisis deja de crecer porque no tiene sangre para la osificación endocondral, el cartílago articular nutrido por el líquido sinovial sigue vivo y continua creciendo.

El núcleo de osificación del centro epifisiario afectado es más pequeño que el del lado sano, mientras que el espacio articular es más ancho.

En los rayos x no cambia la densidad radiológica del núcleo, se ve aumento relativo de la densidad de la cabeza femoral que conlleva posteriormente a una atrofia de desuso y disminución de la densidad radiológica de la metáfisis bien vascularizada. Es una fase silente, no presenta síntomas, no produce deformidades.

###### 2. FASE DE REVASCULARIZACIÓN CON DEPÓSITO Y REABSORCIÓN ÓSEA:

En esta fase se presenta, una reacción vascular de los tejido vecinos hueso necrótico. Se caracteriza por la revascularización de la epífisis necrótica. El proceso inicia periféricamente alrededor del borde de la epífisis, continua con la osificación del cartílago preóseo engrosado. Al mismo tiempo se deposita hueso nuevo sobre las trabéculas necróticas dentro del núcleo de osificación original, se hace radiológicamente más denso, el núcleo original toma el aspecto de una cabeza dentro de la otra.

El hueso nuevo formado es de estructura primaria y tiene la propiedad de la plasticidad biológica porque al crecer se moldea fácilmente de forma normal a anormal, según las fuerzas a las que se someta.

En esta fase se puede producir una fractura patológica en el hueso subcondral del núcleo de osificación original en la localización de más tensión (parte antero superior de la cabeza femoral)

Aparece derrame articular con engrosamiento sinovial y limitación al movimiento. El cartílago articular sigue intacto. Los micro movimientos en el lugar de la fractura estimulan una reacción fibrosa y de tejido de granulación que causan una reabsorción ósea osteoclástica excesiva que interfieren con la reosificación.

En la cabeza femoral la reabsorción puede afectar la partes anterior (tipo parcial) o toda la cabeza (tipo completo) dependiendo de la extensión de la fractura subcondral.

En esta fase es posible evitar la deformidad mediante fuerzas adecuadas moldeadas sobre la epífisis. La placa epifisaria (fisis) corre el riesgo de dejar de crecer con normalidad y la metáfisis de hacerse más ancha por efecto de la isquemia.

Esta fase persiste durante un tiempo variable de uno a cuatro años, y sigue siendo deformable.

### 3. FASE DE CURACIÓN ÓSEA:

En esta fase cesa la reabsorción ósea y continua la deposición de manera que el tejido fibroso y la granulación son sustituidos lentamente por hueso nuevo. Esta fase se puede detectar radiológicamente al menos en una proyección. La fractura, con seguridad es el resultado de un traumatismo adicional, se asocia a dolor. Aparece un derrame articular con engrosamiento sinovial y, como consecuencia, la limitación a la movilidad. El cartílago articular sigue intacto.

El hueso neoformado de la epífisis en curación, muestra aun plasticidad biológica y puede moldearse para mejor o peor según las fracturas que reciba.

Pueden existir dos fragmentos o varios; mientras los mayores aumentan de densidad los más pequeños sufren una rápida osteólisis. Lo más frecuente es

que se forme un fragmento central, grande y denso con uno pequeño a cada lado.

La placa epifisaria, en ocasiones, se hace irregular, y la cavidad cotiloidea a veces se presenta irregular en la porción correspondiente al techo.

El contorno final de la epífisis, solo es evaluable cuando la reosificación de la epífisis se ha completado.

En esta fase tan vulnerable de la OSTEONCONDROSIS, las fuerzas anormales en la ya debilitada epífisis provocan, a veces una deformidad progresiva debido a la plasticidad biológica del nuevo hueso vivo, cartílago y tejido fibroso.

#### 4. FASE DE DEFORMIDAD RESIDUAL:

Cuando la curación ósea de la epífisis a terminado, su contorno se mantiene relativamente invariable. Así cualquier deformidad residual persiste. Dado que el cartílago articular normal se ha mantenido la fractura articular puede continuar siendo buena durante muchos años.

El aumento de transparencia primero y el aspecto de trama ósea normal después es más temprano en los fragmentos más pequeños.

El comienzo del proceso de revitalización viene indicado desde el punto de vista radiológico por un aumento de densidad del núcleo cefálico.

Radiológicamente se observa que el fragmento o fragmentos más grandes van perdiendo su densidad masiva para mostrar luego signos de osteólisis y posterior reconstrucción ósea con aspecto de trama normal, hasta que el núcleo cefálico aparece como una unidad con bordes más o menos transparentes.

Dependiendo de la edad de comienzo (menos deformación permanente de la cabeza por debajo de 5 años), la cantidad de envolvimiento de la cabeza femoral (incompleto o total envolvimiento de la cabeza) y modo de tratamiento, la cabeza femoral resultante estaría normal o aplastada. Cuanto más deformada resulte la cabeza femoral y el acetábulo, la osteoartritis será más probable.

#### 4.5.5 SECUELAS

Al final del cuarto periodo la cabeza femoral puede tener una forma casi normal o aparecer ensanchada con muy leve aplanamiento; estas son las cabezas femorales que con el tiempo muestran un aspecto voluminoso, coxa magna, pero con buena congruencia articular.

La coxa plana construye una secuela muy importante de la osteocondrosis de cadera que conduce forma temprana a una artrosis de ésta. Se observa en un adolescente de 13 o 14 años de edad que consulta por dolores en una cadera, los cuales se irradian hacia la rodilla y que aparecen por primera vez después de una marcha prolongada o de ejercicios excesivos.

Los padres notan una claudicación durante la marcha desde 3 o 4 años atrás, pero es un niño sano, que no se queja de dolores, hace una vida muy activa y practica deportes. Recuerdan vagamente que sufrió un dolor pasajero en la misma cadera a los 5 o 6 años de edad, pero nunca justifico un examen medico ni un tratamiento.

En otras ocasiones, por supuesto, existe el antecedente claro de haber padecido una osteocondrosis de cadera.

No tiene cura ni se puede prevenir. La enfermedad es un proceso autolimitado.

Hay que prevenir y tratar las secuelas:

Conseguir y mantener un movimiento articular satisfactorio.

Prevenir la deformidad

Corregir la deformidad.

#### 4.5.6 MANIFESTACIONES CLÍNICAS Y DIAGNÓSTICO

##### CLÍNICA

La historia clínica y la exploración física pueden variar mucho dependiendo de la fase en que se encuentre la enfermedad. Durante las primeras fases, la historia clínica más frecuente suele ser la de un niño con cojera o con dolor progresivo en la ingle, el muslo o rodilla. En esta fase la exploración física es

similar a la que se encuentra en el niño con la denominada “cadera irritable” o sinovitis transitoria. En fases más avanzadas y graves de la enfermedad de LEGG PERTHES, pueden observarse contracturas de la musculatura y la limitación de la rotación.

Se presenta de manera brusca, dolor y tumefacción marcados de uno de los lados de la cadera produciendo una cojera dolorosa. Solo el estudio gammagráfico permite detectarla tempranamente.

El dolor desaparece luego de unas semanas pero la evolución de la lesión es lenta requiriendo de dos a tres años para que se restablezca el tejido óseo dañado. Mientras tanto el funcionamiento de la articulación es limitado produciendo una cojera no dolorosa. Debido a ello se requiere apoyo psicológico para el niño y la familia debido al tiempo prolongado en que la vida del niño no será usual.

Limitación de la movilidad de la cadera, sobre todo la rotación interna y la abducción al examen físico. Al inicio por espasmo muscular y después debida al aplanamiento y deformidad de la cabeza femoral (coxa plana). Con el tiempo se aprecia atrofia del muslo. En la fase de reosificación se resuelven los síntomas clínicos, aunque pueden quedar secuelas de deformidad con la consiguiente alteración de la movilidad de la cadera. La primera fase de esta enfermedad es asintomática.

En la gran mayoría de los casos la evolución es insidiosa y el enfermo es llevado tardíamente a la consulta. El retardo se explica porque la cojera predomina sobre el dolor. La sintomatología es atenuada, con el antecedente de varios meses de renquera y dolor leve, que sede con el reposo y vuelve con la marcha. A menudo el dolor se denuncia en rodilla. Como en la consulta el padecimiento suele tener ya alguna cronicidad, es notable en la enfermedad de LEGG PERTHES hipotrofia de cuádriceps, cosa que no existe en las sinovitis transitorias.

Al principio la flexión esta libre, mientras que la abducción y rotación interna están limitadas. El dolor es provocado por la bipedestación, la deambulación, los movimientos, la tos o cualquier otro esfuerzo mecánico y se alivia mucho

con el reposo. Los usuarios con enfermedad avanzada presentan también dolor en reposo.

En los usuarios con fractura, los síntomas que pueden indicar una necrosis avascular son aumento del dolor y cojera casi un año después de la fractura. Los síntomas tienden a ser inespecíficos.

#### 4.6 DIAGNÓSTICO (Método de Exploración)

Las exploraciones para diagnosticar la enfermedad LEGG PERTHES y determinar su pronóstico son:

- La radiografía
- La gammagrafía con tecnecio
- La resonancia magnética nuclear (RMN)
- La artrografía
- El TAC o tomografía axial computarizada.

El principal estudio diagnóstico es el radiográfico, se aconseja tomar rayos x simple de cadera antero posterior (AP) y en posición de rana (abducción) en esta última se ven lesiones, como la fractura subcondral, que puede no detectarse en la antero posterior. Otros estudios pueden ser de utilidad como coadyuvantes tales como: artrografía, gammagrafía ósea, tomografía axial computarizada, resonancia magnética nuclear. La gammagrafía ósea con tecnecio puede ser muy útil para detectar la enfermedad de Perthes antes de que aparezcan los signos radiológicos.

Existe una clasificación que se utiliza para el pronóstico, basándose en el grado radiográfico de afectación epifisaria.

#### 4.7 CLASIFICACIÓN DE CATERALL

Grupo I : no existe alteraciones metafisaria ni formación de sequestró, y está afectada menos de la mitad de la epífisis anterior.

Grupo II: muestra un sequestró que incluye la mitad anterior de la epífisis, con reacción metafisaria antero lateral y una línea de fractura subcondral.

Grupo III: incluye más de la mitad de la epífisis con secuestro y reacción metafisiaria.

Grupo IV: muestra afectación de la totalidad de la cabeza con reacción metafisiaria difusa.

Los usuarios con enfermedad parcial grupo I y II tienen mucho mejor pronóstico que los grupos III y IV. Se han identificado también factores de riesgo que se correlacionan con más mal pronóstico, estos son:

Clínicos: edad mayor de 6 años, obesidad, pérdida progresiva de la movilidad de la cadera y contractura en abducción.

Radiográficos: osificación defectuosa de la epífisis externa, clasificación de la epífisis externa al acetábulo, reacción metafisiaria difusa, subluxación externa de la cadera y una placa de crecimiento horizontal.

Generalmente se trata de niños de buen estado de salud que de pronto comienzan a quejarse de dolor, aunque a veces, la cojera es el signo más llamativo. El dolor se debe a la sinovitis que acompaña al proceso y desaparece en pocas semanas.

En la exploración suele apreciarse limitación discreta de la movilidad de la cadera afectada.

También puede cursar de forma asintomática, descubriéndose casualmente como hallazgo radiológico.

La radiología depende del estadio evolutivo de la enfermedad, siendo las imágenes más características la deformidad y fragmentación de la cabeza femoral, con alternancia de zonas radio transparentes con zonas opacas. También se pueden asociar lesiones secundarias, como aumento del cuello femoral y esclerosis acetabular.

## 4.8 TRATAMIENTO

Los objetivos del tratamiento son: mantener la cabeza del fémur en el acetábulo y conservar el arco de movimiento completo.

Aliviar el espasmo muscular, recuperar el intervalo de conseguir una deformidad mínima de la cabeza femoral.

Lo más importante es prevenir la deformidad, para ella es fundamental la "contención" de la cabeza afecta en el acetábulo, con el fin de rehacer su forma concéntrica según el principio de "plasticidad biológica " de Salter.

Dada la tendencia a la resolución espontánea de la enfermedad, el tratamiento de elección es el tratamiento conservador. En los niños que son muy jóvenes y cuyo proceso solamente afecta a la parte anterior de la epífisis, respetando el área que soporta peso, el tratamiento es mínimo.

### 4.8.1 TRATAMIENTO CONSERVADOR

El tratamiento debe mantener la movilidad de la cadera y la cabeza femoral esférica y congruente. Se tratará la pérdida de movilidad con tracción de miembros inferiores y fisioterapia. Para conseguir la cabeza femoral esférica y la articulación congruente se han propuesto métodos: descarga de la extremidad y contener la cabeza femoral profundamente dentro del acetábulo poniendo el miembro en separación y rotación interna, para que el contacto permanente del acetábulo normal sobre una cabeza femoral lesionada favorezca su recuperación. Esto se puede conseguir con ortésis, que permiten la descarga y/o la separación de la cadera.

### 4.8.2 TRATAMIENTO ORTOPÉDICO

Es el tratamiento de elección en la mayor parte de los casos en periodos iniciales. Se utilizan las medidas ortopédicas con la finalidad de mantener la

cabeza femoral en la posición correcta y que eviten apoyar peso en la articulación afectada.

Puede consistir en reposo en cama con tracción continua durante el periodo inicial, seguido de inmovilización enyesada. Durante la evolución de la afectación se utilizan también aparatos de diversos tipos que impiden la carga de peso corporal sobre la cadera afectada, ello se consigue con la utilización de férulas, manteniendo las caderas en cierto grado de abducción, vendajes enyesados del miembro inferior. Algunos permiten marcha con dos muletas.

Según la clasificación radiográfica de Caterall el tratamiento ortésico debe durar:

- Grupo 1 y 2 de Caterall recomiendan el uso de férulas 12 a 15 meses.
- Grupo 3 y 4 de Caterall (suelen ser mayores de 6 años) recomiendan el uso de férulas 15 a 18 meses. En ambos grupos hay que mantener la movilidad mediante ejercicio activo si hay pérdida de movilidad.

#### 4.9 PRONÓSTICO

Este depende de la edad, siendo bueno en niños menores de 5 años (ya que el hueso aun tiene potencial de remodelación), y será peor en niños mayores de 8 años. También depende del grado de afectación en cuanto a la extensión de la misma, de ahí que sea fundamental para un buen pronóstico. La precocidad en el diagnóstico y tratamiento de dicha enfermedad.

Factores para el pronóstico:

Proceso “relativamente benigno” dejado a su libre evolución.

Fase activa:

1. Edad: mejor pronóstico cuanto menor sea la edad.
2. Grado de afectación epifisiaria: a mayor afectación peor pronóstico.
3. Extrusión (profusión extra epifisiaria): cobertura menor del 80% mal pronóstico.

## CAPÍTULO V

### PROCESO DE FABRICACIÓN ORTÉSIS DE DESCARGA, TIPO CHICAGO

## 5.0 DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE FABRICACIÓN

### 5.1 TOMA DE MEDIDAS

Para la toma de medidas del usuario en la elaboración de una ortésis de descarga, tipo Chicago, se recomienda que el calibrador y la cinta métrica estén paralelos al piso y además llevar un orden ascendente, esto con el fin de obtener una medición más real y ordenada.

#### 5.1.1 MEDIDAS DE LONGITUD

- Desde el piso hasta el ápex del maléolo interno y externo
- Desde el piso hasta la línea interarticular de la rodilla
- Desde el piso hasta la tuberosidad isquiática.

#### 5.1.2 MEDIDAS DE CIRCUNFERENCIA

- Extremo distal y proximal del muslo (zona supracondílea – periné)
- Circunferencia a nivel de la rodilla
- Región más ancha de la pantorrilla
- Región más estrecha del tobillo.

### 5.2 FABRICACION DEL MOLDE NEGATIVO

#### MATERIALES A UTILIZAR

- Vendas de yeso de 4"
- Cordel o manguera plástica
- Cinta métrica plástica
- Calibrador de exteriores
- Lápiz indeleble

## PRIMERA FASE – ANILLO DE MANDO.

Una vez obtenidas las medidas del miembro afectado del usuario este permanece de pie.

Antes del recubrimiento con venda de yeso, se coloca un tubo de látex longitudinalmente, se asegura con piezas adhesivas y se recubre con una sustancia lubricante para poder ser retirado con facilidad después del enyesado.

Se protege el área a enyesar con tejido de algodón, evitando formar arrugas que puedan distorsionar la superficie interna del molde de yeso y se procede a marcar con un lápiz copiator indeleble los puntos óseos prominentes, zonas de apoyo y otros lugares de interés.

A continuación se detallan los puntos de referencia más importantes que deben quedar marcados en el molde negativo.

1. Cabeza de I y V metatarsiano
2. Maléolos interno y externo
3. Cabeza del peroné
4. Rotula
5. El platillo tibial de la articulación de la rodilla
6. Trocánter
7. Tuberosidad isquiática.

Se coloca una lengüeta de 6 capas de venda de yeso, de manera que cubra la zona del periné y el glúteo mayor, esto nos proporciona el anillo de mando. La lengüetas se introducen a un recipiente con agua a temperatura ambiente. Luego se exprimió suavemente, de manera que permanezca con suficiente agua como para trabajar cuidadosamente sin temor de tener cómo resultado un molde defectuoso. Luego se realizan las presiones en la tuberosidad isquiática y la zona antero-medial proximal del muslo.

## SEGUNDA FASE MUSLO – PIERNA – PIE

Se prosigue vendando todo el miembro muslo, pierna y pie. En esta fase se coloca ya el miembro vendado, pero no fraguado en la posición deseada.

- Cadera: en abducción de 30 grados, y rotación interna
- Rodilla: ligera flexión
- Tobillo: ligera flexión plantar.

## RECORTE DEL MOLDE

Se trazan unas líneas horizontales de referencia sobre el tubo de látex, se recorta siguiendo el tubo látex longitudinalmente con una cuchilla hasta lograr separar así el molde negativo del miembro. Para volver a reconstruir el molde con su forma original se juntan los bordes seccionados haciendo coincidir las líneas de referencias trazadas.

## 5.3 CONFORMACIÓN DEL MOLDE POSITIVO DE YESO

### MATERIALES UTILIZADOS

Tubo galvanizado de ½ "

Varilla de hierro de 3/8"

### HERRAMIENTAS UTILIZADAS

Escofina media caña

Calibrador de exteriores

Cinta métrica flexible.

## VERTER EL MOLDE DE YESO

- Se unen las dos piezas: el tubo galvanizado de  $\frac{1}{2}$  " con la varilla de hierro de  $\frac{3}{8}$ " que servirán en el manejo y manipulación del molde positivo.
- Se aumenta la altura de las paredes del anillo de mando mediante el uso de venda de yeso.
- Se debe verter agua jabonosa en el molde negativo esto facilita la separación del negativo del positivo.
- Se hace la mezcla de agua con yeso calcinado logrando una mezcla más o menos cremosa.
- Se vacía en el molde y se espera que fragüe
- Se sujeta el molde en la prensa de tornillo
- Se retira el molde negativo del molde positivo.

### 5.4 MODIFICACIÓN DEL MOLDE POSITIVO

Primero se compararon las medidas

Se escofina el positivo para eliminar todas las irregularidades

Se corrige el anillo de mando exactamente a nivel del asiento isquiático, pues el asiento isquiático debe ser paralelo al piso con respecto a los 30 grados de abducción que tendrá la ortésis.

Se realiza aumento de yeso para alargar la zona de los dedos del pie de 10 – 20 mm.

### 5.5 ALINEACIÓN DEL MOLDE POSITIVO

Se alinea el asiento isquiático del molde para que sea horizontal al piso con respecto a la abducción de 30 grados. Se controla la rotación interna de cadera. La flexión plantar del tobillo es para mantener relajados los músculos del pie.

## 5.6 TERMOCONFORMADO

Se determinan las dimensiones de la plancha de termoplástico a recortar.

Estas son con referencia:

1. Circunferencia a nivel del tobillo
2. Circunferencia a nivel superior del muslo.
3. Longitud desde la parte proximal hasta la parte distal. El trozo de termoplástico cortado se introduce en un horno hermético, donde se aplica calor para aportarle maleabilidad.

### MOLDE POR VACÍO:

Cuando al termoplástico adquiere la temperatura vítrea (cristalina), lo que ocurre aproximadamente a unos 140° – 160° C y es indicativo de que esta en el punto óptimo de trabajo, se retira del horno y se aplica sobre la superficie superior del molde que esta sujeto en posición adecuada y recubierto con un tubular que facilitara la extracción del aire y que actúa como separador entre el yeso y el termoplástico. Los extremos sobrantes del plástico que quedan colgando se unen entre si y por la acción del calor se sueldan, formando una bolsa, en cuyo interior queda el molde positivo de yeso. A continuación se procede a realizar el molde por vacío. Se incorporan los tubos de vacío de la maquina de succión y mediante la extracción del aire que realiza la bomba de vacío, a través del tubo, el termoplástico se ciñe con precisión hasta que el termoplástico haya recuperado su color opaco y este suficientemente frío.

## 5.7 AJUSTES Y ADAPTACIÓN DE LA BARRA METALICA MATERIALES

1. Barra de hierro con articulación de rodilla bloqueada
2. Hierro de 1/2" x 3/6" para fabricación de estribo.

## HERRAMIENTAS

- Grifas
- Calibrador de exteriores
- Cinta metálica
- Escuadra
- Martillo de bola
- Prensa de tornillo

## AJUSTE DE LA BARRA INTERNA

El tamaño de la barra interna con articulación de rodilla debe ser:

- 2cm debajo de la pared medial del segmento de muslo
- 2cm arriba del maleólo interno.
- El eje mecánico de la articulación de la rodilla se ubica 1.5 cm arriba de la línea interarticular de la articulación anatómica de la rodilla.

La ubicación dependerá si el usuario es niño(1.5 cm) o es adulto(2.0 cm).

## 5.8 LINEAS DE CORTES DE LA ORTÉSIS DE DESCARGA, TIPO CHICAGO

Las líneas de corte varían dependiendo de la técnica empleada o de la forma de que el técnico lo determina.

1. Nivel proximal del muslo los cortes son:

- a) La pared lateral se corta 5 cm arriba de la pared posterior
- b) La pared medial se corta 1 cm debajo de la pared posterior
- c) La pared posterior su altura la determina la medida longitudinal del piso a la tuberosidad isquiática del paciente, (ver toma de medidas longitudinales).

2. Nivel distal del muslo los cortes son:

- a) La pared medial debe ser más prolongada logrando así el mantenimiento del miembro dentro de la misma. Debe ser lo suficiente alto el corte para que

logre la introducción de todo el miembro en el anillo de mando; y lo suficientemente bajo que no produzca una fuerza de cizallamiento.

- b) La pared lateral puede ser cortada suficientemente alta liberando el trocánter mayor del fémur

3. Nivel proximal de la pierna los cortes son:

- a) La pared medial su corte puede ser a nivel de la rodilla.
- b) La pared lateral a nivel del segmento de pierna, debe ser cortada 2 cm abajo de la cabeza del peroné.

4. En el segmento de pierna en una vista frontal los cortes son:

- a) Corte medial del segmento de pierna, tomando en cuenta que el miembro se mantiene en abducción y la pared medial carga el miembro es por ello que su corte es medial – anterior; pasando por el tobillo hasta llegar a la primera cabeza metatarsiana.
- b) En el segmento de pierna en una vista lateral, estos cortes se pueden realizar sin perder la forma anatómica en la ortésis; pasando por el tobillo hasta la quinta cabeza metatarsiana.
- c) El corte de la base del pie se logra tomando todo el largo del pie no perdiendo su forma anatómica.

## 5.9 MONTAJE Y ACABADOS SUPERFICIALES

El montaje de los componentes de la ortésis, se unen por medio de con tornillos 1/8 perforando la barra interna y los segmentos muslo - pierna de polipropileno, de forma provisional comprobando que las alineaciones, movilidad y bloqueos de las articulaciones y zonas de contacto son las correctas.

Los bordes de los segmentos de polipropileno deben ser pulidos para no lastimar la piel del usuario. Nos servirá para realizar la prueba de la misma.

## 5.10 PRUEBA DE LA ORTÉSIS

Es necesario y muy importante hacer una o varias pruebas en la fabricación de un aparato ortopédico antes de darle el acabado final, porque en el momento de la prueba surgen cambios como corregir cortes, liberar presiones o lograr contacto superficial de la ortésis en el usuario.

## 5.11 DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE ACABADO FINAL

1. Siendo necesarios los ajustes en los cortes, se vuelven a suavizar los bordes de los segmentos de polipropileno.
2. Se pule la barra y se une con los segmentos de polipropileno.
3. Una vez realizado el montaje de la ortésis, se inicia con la colocación de remaches de hierro de 3/16" con su respectiva arandela. Se colocó uno por uno sin retirar los tornillos, a excepción del que se sustituía por el remache.

## 5.12 DESCRIPCION DEL PROCESO DE TALABARTERÍA

Se procedió a la fabricación de las correas de sujeción. Estas se realizaron de cuero y badana (cosidos), de acuerdo a la medida de la ortésis en muslo, pierna y pie.

## 5.13 ENTREGA DE LA ORTÉSIS

Se le informa al usuario de los cuidados e higiene de la ortésis y observar cualquier cambio que tenga la misma. Finalmente se establece un programa de seguimiento y de revisiones dirigidas a asegurar que se mantenga la integridad mecánica del producto y que sus funciones y características sigan siendo las adecuadas. En nuestro caso por ser un niño en crecimiento visitara el ortopeda según criterio del mismo.

#### 5.14 RECOMENDACIONES AL USUARIO

No utilizar la ortésis sin el uso de calzado ortopédico.

No exponer la ortésis a las altas temperaturas.

No tratar de reparar la ortésis en caso de dañarse.

**CAPÍTULO VI**  
**COSTOS DE FABRICACIÓN DE LA ORTÉSIS DE DESCARGA, TIPO**  
**CHICAGO.**

## 6.0 COSTOS DE FABRICACIÓN DE LA ORTÉSIS

Los costos de fabricación de una ortésis de descarga de cadera en abducción tipo Chicago, se han calculado de acuerdo a:

### 6.1 COSTOS DE UNA ORTÉSIS TIPO CHICAGO

- Costos de materia prima
- Costos de fabricación
- Costos de mano de obra
- Costos directos
- Costos indirectos
- Costo total de fabricación

A continuación se presentan cuadros en los cuales se detallan las cantidades utilizadas de cada uno de los materiales, al final se realiza la sumatoria de ellos, cuyo resultado es el valor del costo de producción.

Vale mencionar que el costo de producción no significa necesariamente el costo de venta, ya que éste, se establece de acuerdo al criterio de cada taller.

#### 6.1.1 COSTOS DE MATERIA PRIMA

No.	MATERIA PRIMA	UNIDAD DE MEDIDA	UNIDAD EN \$	CANTIDAD UTILIZADA	COSTO EN \$
1	Venda de yeso 4"	Unidad	1.27	4 unidades	5.08
2	Yeso calcinado	Bolsa 50 lbs.	5.60	20 lbs.	2.24
3	Polipropileno 5mm	Pliego	45.79	¼ de pliego	11.42
4	Suela de hule 1 cm	Pliego 90x90	9.37	40x10 cm	3.55
5	Barra articulada	Unidad	35.00	1 unidad	35.00
6	Cuero	Pie	0.65	1 pie	0.65
7	Badana	pie	0.50	1 pie	0.50
				TOTAL \$	58.44

### 6.1.2 COSTOS DE FABRICACIÓN

No.	MATERIA PRIMA	UNIDAD DE MEDIDA	UNIDA EN \$	CANTIDAD UTILIZADA	COSTO EN \$
1	Hebilla metálica 1"	Unidad	0.10	3	0.30
2	Pintura en spray	Bote	2.00	½	1.00
3	Cuero	Pie	1.83	1 pie	1.83
4	Remache rápido	Unidad	0.04	6	0.24
5	Remache / acero 3mm	Unidad	0.03	4	0.12
6	Thiner	Galón	3.90	1/6 galón	0.65
7	Pegamento	Galón	6.63	1/6 galón	1.10
8	Tirro	Rollo	2.00	1 rollo	2.00
9	Tubo galvanizado	6 mts.	9.40	1 mt.	1.56
10	Varilla de hierro 3/8"	6 mts.	1.55	½ mt.	0.12
				<b>TOTAL \$</b>	<b>8.92</b>

### 6.1.3 COSTOS DE MANO DE OBRA

Salario técnico .....	\$ 400
Horas hombre efectiva .....	160 horas
Costo por hora .....	\$ 2.5
Horas efectivas para fabricación .....	20 horas
Costo de mano de obra: $2.5 \times 20 =$	\$ 50

### 6.1.4 COSTOS DIRECTOS

Costo de materia prima .....	\$ 58.44
Costos de fabricación .....	\$ 9.22
Costo de mano de obra .....	\$ 50
<b>COSTO DIRECTO .....</b>	<b>\$ 117.36</b>

### 6.1.5 COSTOS INDIRECTOS

Estos varían dependiendo de la institución que ofrece los servicios.

Costo Directo..... \$ 117.36

Costo Indirecto ..... \$ 50.00

6.1.6 COSTO TOTAL DE FABRICACIÓN ..... \$ 167.36

## 7.0 HISTORIA Y ANTECEDENTES

### 7.1 DATOS PERSONALES

Nombre: Venancio Galdamez Aguillón.

Fecha de nacimiento: 7 / julio/ 1976

Estado civil: soltero

Persona responsable: Guadalupe Galdamez de Sandoval (madre del paciente)

Dirección: B° San José, calle al cerro de Cojutepeque departamento de Cuscatlán.

Teléfono: 260 - 3199 (trabajo)

Lugar de trabajo: Super Selectos de Metrocentro

Ocupación: paquetero

Diagnóstico: Amputación transtibial de tercio proximal en miembro inferior izquierdo.

### 7.2 HISTORIA CLÍNICA

Usuario masculino, Venancio Galdamez, de 27 años de edad, presenta amputación transtibial de miembro inferior izquierdo a causa de explosión de una granada hechiza; el 15 de septiembre de 1998, fue amputado a los cinco días después del traumatismo; en el Instituto Salvadoreño del Seguro Social. A los cinco días después de amputado inicia terapia física en el Seguro Social de Ilopango.

Hasta la fecha ha utilizado 2 prótesis la primera fue elaborada en FUNTER. La segunda se la elaboro la escuela de ortésis y prótesis de la Universidad Don Bosco, la que actualmente se encuentra deteriorada por el tiempo de uso. Actualmente manifiesta dolor en el muñón. No se presenta dolor fantasma ni sensación del miembro fantasma.

### 7.3 EXAMEN FISICO

Usuario se sexo masculino, conciente orientado en tiempo y lugar. Persona colaboradora deambula con prótesis PTB en miembro inferior izquierdo (marcha fluida).

Presenta buen equilibrio en sedestación y en bipedestación (con prótesis). No hay irritación de la piel en el muñón. Presencia de cicatriz en muslo y muñón. Se observa cicatriz en abdomen y miembro contralateral derecho.

### 7.4 EXAMEN FUNCIONAL

#### 7.4.1 MIEMBROS INFERIORES

##### MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO

ARTICULACIÓN	ACCIÓN	MOVILIDAD ARTICULAR	FUERZA MUSCULAR
CADERA	Flexión	Completa (0° - 120°)	5
	Extensión	Completa (0° - 15°)	5
	Abducción	Completa (0° - 50°)	5
	Aducción	Completa (0° - 20°)	5
	Rotación interna	Completa (0° - 40°)	5
	Rotación externa	Completa (0° - 60°)	5
RODILLA	Flexión	Completa (0° - 160°)	5
	Extensión	Completa (0° - 30°)	5

## MIEMBRO INFERIOR DERECHO

ARTICULACIÓN	ACCIÓN	MOVILIDAD ARTICULAR	FUERZA MUSCULAR
CADERA	Flexión	Completa (0° - 120°)	5
	Extensión	Completa (0° - 15°)	5
	Abducción	Completa (0° - 50°)	5
	Aducción	Completa (0° - 20°)	5
	Rotación interna	Completa (0° - 40°)	5
	Rotación externa	Completa (0° - 60°)	5
RODILLA	Flexión	Completa (0° - 160°)	5
	Extensión	Completa (0° - 30°)	5
TOBILLO	Dorsiflexión	Completa (0° - 20°)	5
	Flexión plantar	Completa (0° - 40°)	5
	Eversión	Completa (0° - 40°)	5
	Inversión	Completa (0° - 20°)	5

### 7.4.2 LIGAMENTOS

Ligamentos cruzado anterior y posterior: se encuentran estables

Ligamento colateral interno y externo: se encuentran estables.

### 7.4.3 MIEMBROS SUPERIORES

Ambos miembros presentan una fuerza muscular normal y las articulaciones son capaces de realizar los movimientos activamente y de forma completa.

## 7.5 DIAGNÓSTICO

Amputación de miembro inferior izquierdo transtibial tercio proximal.

## 7.6 INDICACIÓN O TRATAMIENTO PROTÉSICO

Elaboración de prótesis para miembro inferior izquierdo tipo KBM (Kondylen-Bettung-Munster) exoesquelética. Endosocket blando, bloque de tobillo y pie SACH.



## 8.0 MARCO TEÓRICO

### 8.1 INTRODUCCIÓN

El miembro inferior forma una unidad anatómo – funcional, cuya misión fundamental es realizar el apoyo en la estática (bipedestación) y en la dinámica (marcha, carrera, etc.). Junto a ésta misión fundamental de apoyo podemos citar otras funciones importantes del miembro inferior ligados a la anterior, como es lograr la amortiguación de impactos y las fuerzas del peso corporal, lograr la estabilidad del miembro durante el apoyo y conseguir la progresión del centro de gravedad corporal durante la marcha. Para que los miembros inferiores puedan llevar a cabo su función, se necesita una gran movilidad en sus articulaciones, al mismo tiempo que una buena estabilidad articular, para evitar el colapso de las mismas durante el apoyo, o la posibilidad de lesiones mecánicas articulares por inestabilidad. Se necesita una correcta alineación de los miembros inferiores, de este modo podrán tener lugar las actividades funcionales requeridas a este nivel, como la bipedestación, la sedestación las transferencias, los cambios de posición y otras actividades de la vida diaria.

Cuando se produce una amputación del miembro inferior, se pierden todas estas funciones. Se pierde la capacidad de apoyo, tanto en bipedestación como durante la marcha, se pierde la capacidad motora dinámica de impulso y de frenado, se pierde, la capacidad de amortiguación de impactos y de adaptación funcional de la longitud del miembro inferior (acortamiento y alargamiento) en los diversos fases del ciclo de marcha; así mismo se pierde la información sensitiva procedente del pie y del resto del segmento amputado. En estas circunstancias, para recuperar la capacidad de bipedestación de marcha y transferencias, es necesario llevar a cabo un proceso de rehabilitación y protetización adecuados.

Los objetivos terapéuticos de cualquier prótesis del miembro inferior serán funcionales, estéticos y psicológicos. Aunque todos ellos son importantes, son especialmente destacables los objetivos funcionales. Entre los objetivos

estéticos estará el restituir el aspecto corporal externo que se pierde con la amputación, mientras que entre los objetivos psicológicos citaremos el restablecimiento de la imagen corporal y la superación de los sentimientos de pérdida que toda amputación conlleva.

## 8.2 FUNCIONES QUE OFRECEN LAS PRÓTESIS DEL MIEMBRO INFERIOR

- ❖ Capacidad de apoyo estático (en bipedestación) y dinámico (durante la marcha, la carrera y otras actividades diarias). Esto implica la posibilidad de una transferencia correcta del peso corporal, desde el muñón hacia el encaje de la prótesis y de esta al piso de manera que se logre un apoyo cómodo. También implica una estabilidad y seguridad durante la fase de apoyo, para que no falle el mecanismo protésico y no se caiga el sujeto.
- ❖ Una flexión de la prótesis durante la fase de oscilación semejante a la fisiológica, para evitar arrastre del pie protésico contra el suelo. Para que tenga lugar esta función durante la marcha, se necesita un requisito. La capacidad de anclaje, acoplamiento, suspensión, adaptación de la prótesis al organismo. Este anclaje será necesario para que no produzca pistonéo muñón en la prótesis durante la fase de oscilación. Así como también para que haya una buena estabilización en los 3 planos del espacio durante la fase de apoyo. Cuando no se produce este anclaje, se produce una “pseudo artrosis” o “pistonaje” entre el muñón – encaje y se modifica la relación espacial entre ambos lo cual supone una descoordinación, problemas de intolerancia cutánea a las presiones, así como mayor gasto energético en la marcha.
- ❖ Suplir la función de las articulaciones perdidas con la amputación (pie, tobillo, rodilla o cadera, según el nivel).
- ❖ La capacidad de control del movimiento o interacción entre el paciente y la prótesis, para que el sujeto pueda efectuar y controlar las funciones

motoras encomendadas a la prótesis, permitiendo la contracción muscular del muñón. Así mismo deberá proporcionar cierta función sensitiva o de propiocepción, para conseguir información del medio externo a través de dicha prótesis, entre éste y el medio ambiente.

- ❖ Capacidad de amortiguación durante la transferencia, la marcha, la carrera, etc.
- ❖ El restablecimiento del equilibrio / simetría de la masa corporal, que se había perdido con la amputación de la extremidad. De este modo, en la prótesis se consigue una mejor distribución del centro de gravedad corporal; una optimización energética en los movimientos corporales, debido al traspaso de energía entre segmentos, y un mejor control de la postura corporal, inhibiendo la aparición de respuestas posturales anormales por parte del organismo.
- ❖ Como resultado de todos los anteriores, conseguir una marcha normal.

Estas serán las funciones principales, o primarias que debe satisfacer la prótesis, de la extremidad inferior.

El mecanismo de acción o funcionamiento por el que las prótesis del miembro inferior consiguen obtener estas funciones, se basa en la aplicación de una serie de principios biomecánicos, tales como:

- ❖ El “punteado” / by – pass / transferencia de la carga, desde las zonas del muñón que toleran la presión hasta el suelo, dado que en la mayoría de amputaciones el muñón no tolera la carga distalmente. La construcción del contacto total con un reparto selectivo de la carga, ya que busca evitar la excesiva concentración de cargas en zonas sensibles y concentrar el apoyo en zonas que toleran mejor la presión.

- ❖ El adecuado anclaje / suspensión entre el muñón y encaje. Esto es necesario para que haya una buena estabilidad en el apoyo de la prótesis, evitando los movimientos indeseados entre el muñón y la prótesis; así como para evitar que ésta se descuelgue durante la fase de oscilación. Siempre se busca un contacto total, lo cual facilita la adherencia del encaje y un “efecto vacío o succión”.

### 8.3 POTENCIAL FUNCIONAL DEL AMPUTADO

Depende de:

- ❖ Factores individuales: edad, condición física, capacidad intelectual, motivación personal, afán de superación, etc.  
Factores psicológicos, ambientales, entorno familiar o social.
- ❖ Factores relacionados con la deficiencia – discapacidad ya sea previa, por otros problemas, ya sea actual, motivada por la amputación y su etiología u otras enfermedades cardíacas respiratorias, vasculares.
- ❖ Factores relacionados con el tratamiento quirúrgico o rehabilitador. En el primer caso, influirá básicamente el nivel de amputación y la técnica quirúrgica, condicionando la existencia del llamado muñón funcional. En el segundo caso, dependerá del proceso de prototización (adaptación, alineación, prescripción de los componentes protésicos, etc.), así como del entrenamiento, la reeducación, la reintegración laboral, social, etc.

Uno de los aspectos fundamentales para lograr una buena funcionalidad tras la amputación de una extremidad es la elección adecuada del nivel de amputación y la técnica quirúrgica adecuada. La cirugía de la amputación debe pretender eliminar las partes lesionadas o enfermas buscar la cicatrización de la herida quirúrgica y buscar el máximo potencial, funcional, mediante la reconstrucción y creación de un nuevo órgano locomotor, el muñón funcional. Este debe ser

optimo desde el punto de vista motor sensitivo, siendo capaz de permitir la adaptación de una prótesis, con un encaje apto para el apoyo y el movimiento, que permite la función y la movilidad en general.

Cuanto mejor sea la prescripción, el diseño, la elaboración y el chequeo de las prótesis, cuanto más precisa sea la alineación, más correcta la adaptación, mejor sea la estética y mejor simulen los componentes protésicos las funciones de las partes anatómicas perdidas, mejor será la función obtenida.

## 8.4 AMPUTACIÓN

### 8.4.1 DEFINICIÓN

Se define la amputación como la recepción, ya sea total del miembro o de una parte de él, la cual puede ser congénita o adquirida realizándose solo cuando se han agotado las medidas existentes para preservar la extremidad.

El aparato locomotor es un sistema completo integrado, en el que tanto el tronco como las extremidades contribuyen al funcionamiento coordinado del mismo así la amputación no solo supone la pérdida física de la parte amputada, sino también un cambio en su particular contribución a la totalidad del mecanismo. Por eso, se hace necesario compensar la pérdida funcional mediante modificaciones en el comportamiento de las restantes partes del sistema.

La amputación del miembro inferior es una alteración primariamente periférica ya que se pierde una parte del sistema nervioso periférico y del sistema muscular es el que le supone no solo la pérdida estructural de soporte estático, sino también la pérdida de la función dinámica del complejo articular y una pérdida de información sensorial y motora que supone la amputación. Una prueba de la existencia de esta reorganización central, postural del equilibrio en bipedestación (estática) es la comprobación experimental de un incremento en el control visual de la postura, así como una permanente actividad compensatoria de control por parte del miembro inferior sano contralateral.

Se ha observado durante la marcha es decir la marcha de los amputados un aumento en el tiempo de respuesta ante un estímulo.

Esto supondría la necesidad de prestar mayor atención al movimiento de la marcha es decir una menor automatización de dichos movimientos, que en los sujetos normales.

La restauración de la capacidad de marcha, solo puede hacerse mediante: una adaptación en marcha, una óptima utilización de la musculatura remanente, y la adaptación de una prótesis.

Las prótesis proporcionan un soporte estático, estructural, pero no sustituyen las funciones dinámicas que corresponden a la actividad muscular perdida.

Sin embargo a pesar de la mejoría experimentada en el control postural en bipedestación (estática), sigue habiendo una asimetría postural significativa durante la marcha (dinámica), que no se modifica con la rehabilitación.

Lo indiscutible es que se pierde una de las propiedades más características de la marcha normal, como es la simetría derecha – izquierda así, la marcha del amputado del miembro inferior protetizado es asimétrica, y siempre existe una cojera, más o menos perceptible, a la observación clínica pero siempre evidenciable mediante técnicas de exploración biomecánicas.

#### 8.4.2 CAUSAS DE LA AMPUTACION

Algunos grupos de causa de amputación son:

##### 1. FACTORES EXTERNOS (amputaciones traumáticas)

- a) Accidentes de trabajo o automovilísticos
- b) Lesiones de guerra
- c) Por otros sucesos traumáticos

##### 2. FACTOR ENFERMEDAD

- a) Tumores malignos
- b) Problemas circulatorios
- c) Infecciones

d) Diabetes

### 3. POR MALFORMACIONES

a) Deficiencias congénitas

b) Deformaciones adquiridas.

#### 8.4.3 TECNICA QUIRÚRGICA

El éxito de la rehabilitación del amputado empieza ya en el quirófano con la práctica de una buena cirugía con finalidad plástica y reconstructiva. De ello depende la creación, del muñón funcional, que construirá el nuevo órgano locomotor apto para el apoyo y el movimiento.

Actualmente se han impuesto las técnicas mioplásticas y la miodesis, con la que se logra muñones más firmes y enteros, que persisten mejor los apoyos y consiguen un “contacto total”, al tiempo que evitan la debilidad muscular al impedir acortamiento de los músculos seleccionados.

#### 8.4.4 NIVEL DE AMPUTACIÓN

En amputaciones por debajo de rodilla, cuanto más alto sea el nivel de amputación, habrá mayor incidencia de claudicación y de restricciones de la marcha.

Es pues deseable de que el muñón no sea excesivamente corto teniendo en cuenta los estudios de la marcha, se ha visto que, siempre que sea posible, hay que conservar la articulación de la rodilla y evitar la amputación a nivel del muslo. Podemos afirmar que la conservación de la articulación de rodilla es el factor aislado más importante para determinar el potencial de rehabilitación del amputado.

Cuando no se puede hacer una amputación tibial, se debe intentar una desarticulación de rodilla, la cual fue popularizada por Roger (1940).

Estado del muñón:

El muñón es el elemento que establece contacto con el encaje de la prótesis por lo que será quien recoja y proporcione la información sensorial sobre la posición de la prótesis en el espacio sobre el porcentaje de carga que recibe.

El muñón funcional exige la existencia de una buena vascularización, con una piel flexible y resistente, con un buen almohadillado de los elementos esqueléticos y no debe ser doloroso, para que pueda cumplir su misión de apoyo. Se requiere una buena movilidad de la articulación, y una buena potencia muscular del muñón para proporcionar el movimiento.

#### 8.4.5 TIEMPO TRANSCURRIDO TRAS LA AMPUTACIÓN

El organismo parece necesitar un tiempo para adaptarse y reajustarse a la nueva situación, y desarrollar una serie de mecanismos de compensación. Es conocido el proceso de involucración que sufre todo muñón de amputación el cual también puede influir en la marcha. Por tanto debe pasar cierto tiempo tras la amputación para que podamos considerar que el muñón es estable.

#### 8.5 PRÓTESIS

Una prótesis es un aparato externo usado para reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro ausente.

Mecanismo auxiliar técnico ortopédico para sustituir a la extremidad amputada.

##### 8.5.1 PRÓTESIS TRANSTIBIAL TIPO KBM (Kondylen-Bettung-Münster)

Su nombre viene del Alemán Kondylen Bettung-Münster ( asentamiento de cóndilos Münster).

Este tipo de prótesis corresponde a los criterios de la prótesis PTB. Sin embargo envuelve medial y lateralmente los cóndilos del fémur y fija con ello la

prótesis al muñón. La pared medial de la prótesis envuelve el condilo interno del fémur como parte de la construcción mecánica de la encaje.

Con la contrapresión sobre el condilo lateral del fémur, el corte proximal envuelve en forma de prensa los cóndilos femorales e impide movimiento de pistonéo. La rotula descansa en el tercio inferior. Esta forma de suspensión de la prótesis ha sido introducida y se conoce ahora internacionalmente bajo el concepto de apoyo supracondilar.

Finalidad terapéutica:

La prótesis tibial es el dispositivo externo usado para reemplazar el segmento del miembro inferior ausente a nivel transtibial (por debajo de la rodilla).

### 8.5.2 OBJETIVOS FUNCIONALES DE LA PROTETIZACIÓN

Toda protetización del miembro inferior debe cumplir tres objetivos funcionales.

- 1) Que sea funcional (para conseguir la bipedestación, la marcha, la carrera y otras actividades de la vida diaria)
- 2) Que sea estética (para reparar el aspecto corporal externo cuando se está sentado, de pie o caminando).
- 3) Que favorezca psicológicamente (para lograr una restitución de la imagen corporal, tanto interna como externa).

### 8.5.3 EL ENCAJE Y LA TRANSMICIÓN DEL PESO CORPORAL.

Se ha empleado dos técnicas:

- El contacto total entre el muñón y el encaje.
- El moldeado del encaje de modo que localice las fuerzas en ciertas áreas conocidas.

La combinación de ambos dio como resultado el encaje PTB (patellar – tendón – bearing) de la universidad de California, el cual ha sido el encaje más prescrito.

La presión como determinante de la comodidad.

La magnitud de la presión entre el muñón y el encaje es uno de los mayores determinantes de la comodidad de una prótesis.

La presión es directamente proporcional a la fuerza aplicada. Para disminuir la incomodidad, es importante evitar que el muñón tenga una presión excesiva. Una manera de reducir la presión es aumentar el área sobre la cual se aplica la fuerza.

“Utilizar la mayor área posible para distribuir la fuerza aplicada por el encaje sobre el muñón”. El objetivo es producir una carga de los tejidos selectiva, así la mayoría del peso lo soportaran, las áreas tolerantes a presión y menos las áreas más sensitivas a la presión.

#### CONTACTO TOTAL:

#### VENTAJAS:

Previene el edema ayudando a la circulación venosa en el muñón, debido que existe una gran tendencia al edema, lo que se evita al aplicar presión en todo el muñón.

El encaje de contacto tiene una gran área sobre la cual distribuir el peso.

A causa de que en contacto con una gran área del muñón, el encaje de contacto total produce también una mejor reacción sensorial.

#### 8.5.4 LA ALINEACIÓN Y LA DISTRIBUCIÓN DE PRESIÓN.

La alineación es la posición relativa de los componentes de la prótesis, unas con respecto a otras particularmente del encaje transtibial. En la alineación de una prótesis influyen en la magnitud y distribución de fuerzas que se aplican al muñón, y así la mayor presión se aplica en las áreas del muñón que están mejor preparadas y son más efectivas para recibirla, y se reduce en las áreas sensibles a la presión.

## ALINEACIÓN MEDIOLATERAL:

Al desplazar el pie hacia la línea media, produciendo así una base de apoyo más estrecha o al desplazar el pie lateralmente dando como resultado una base de marcha más ancha.

Estos desplazamientos son relativamente pequeños en magnitud pero pueden tener efecto importante en la presión aplicada al muñón.

El desplazamiento medial del pie protésico:

- En el contacto del talón: el desplazamiento medial del pie disminuye la base de sustentación.
- En el choque del talón la línea de fuerza corre exterior al centro del talón resultando un desplazamiento lateral de la encaje. De esta forma pueden aparecer puntos de presión latero-dístaes y medio-proximales.

El desplazamiento lateral del pie protésico:

- En el choque del talón:

La línea de fuerza corre interior al centro del talón resultando un desplazamiento medial de la encaje. De esta forma pueden aparecer puntos de presión medio-dístaes y latero-proximales. El desplazamiento lateral es, menos crítico que el medial.

## ALINEACIÓN ANTEROPOSTERIOR:

Cuando un amputado que lleva una prótesis transtibial camina de una forma que se acerca bastante a la marcha normal su rodilla se flexiona un poco después del apoyo del talón.

La acción de los extensores de la rodilla controla la velocidad y el grado de flexión.

A medida que el antepié protésico se acerca al suelo las fuerzas hacia abajo y hacia delante aplicadas al muñón de la prótesis producen una tendencia a

cambiar la relación angular entre el encaje y el muñón. Contra esta tendencia actúan las contra fuerzas que se desarrollan mientras el encaje incrementa su presión en las caras anterior distal y posterior proximal del muñón.

#### LA GRAVEDAD Y LA INERCIA ACTUAN DURANTE LA FASE DE APOYO:

Después del apoyo del talón y de que los dedos del pie se levanten del suelo, se opone a la tendencia a caer sobre el lado sin apoyo en el suelo, el efecto de inercia que genera el movimiento de lado a lado del cuerpo al caminar.

El centro de gravedad sigue un camino sinusoidal siguiendo esta línea, el centro de gravedad cambia con respecto a la línea de progresión.

Con una base de marcha ancha, la distancia entre la línea de carga y el punto de apoyo del pie será mayor que lo normal, y la tendencia del cuerpo para caer hacia el lado que no apoya en el suelo aumenta proporcionalmente por esta razón, un individuo que camina con una base un poco más ancha que lo normal caminará aumentando el movimiento de lado a lado del cuerpo o recurrirá al balanceo lateral del tronco para desplazar el centro de gravedad hacia el punto de apoyo.

## CAPÍTULO IX

### PROCESO DE FABRICACIÓN DE LA PRÓTESIS TIPO KBM

## 9.0 PROCESO DE FABRICACIÓN DE LA PRÓTESIS TIPO KBM

Para la fabricación de cualquier prótesis, es necesario tomar correctamente las medidas, así como la impresión, ya que son de gran ayuda al técnico facilitando su trabajo:

### PASOS A SEGUIR:

Toma de medidas.

Fabricación del molde negativo.

Fabricación del molde positivo.

Elaboración del endosocket.

Proceso de laminación.

Proceso de alineación estática.

Alineamiento dinámico.

Cosmésis y acabado final.

Entrega.

## 9.1 TOMA DE MEDIDAS

Para la toma de medidas fue necesario colocar el usuario en sedestación en un canapé de tal manera que saliera 10 cm del borde de la mesa y el muñón del usuario quedara a la altura de los hombros del que toma la medida de esta manera al técnico se le facilita la manipulación del muñón.

### MATERIALES UTILIZADOS EN LA TOMA DE MEDIDAS

Hoja de evaluación.

Calibrador de exteriores.

Cinta métrica flexible.

Lápiz indeleble.

## MEDIDAS A TOMAR

1. Largo del muñón
2. Medida medio – lateral a nivel de los cóndilos femorales
3. Medida medio lateral supracondílea
4. Medida antero posterior a nivel del tendón rotuliano y espacio poplíteo
5. Circunferencia cada 4 o 5 cm según el largo del muñón .

## PROCEDIMIENTOS

1. Primero se toma el largo del muñón, colocando la cinta desde el borde inferior de la rótula hasta el extremo distal.
2. Posteriormente se tomo la medida medio – lateral a nivel de los cóndilos, femorales en la parte más ancha.
3. La medida medio lateral supracondílea se forma por encima de los cóndilos, esta es una medida muy importante por que a través de ella se busca proveer un mecanismo de sujeción entre la prótesis y el muñón. Se determina la presión en la zona supracondilar de acuerdo a la soportada por el paciente mediante la comunicación paciente-protésista.
4. La medida antero posterior se tomo como guía en la modificación del molde y adaptación del encaje, para asegurar la adecuada distribución de las cargas axiales distribuidas en la zona infrapatelar del encaje.
  - a) Se colocaron los dedos pulgares en cada extremo del tendón rotuliano en la zona infrarotuliana.
  - b) Los índices y los dedos largos se colocaron en la fosa poplíteo de entre los tendones de los isquiotibiales.
  - c) Se indico al usuario hacer la flexión de su rodilla en 20 grados y relajación en el cuádriceps.
  - d) Con el calibrador de exteriores se midió la distancia antero posterior del muñón entre el tendón rotuliano y el espacio poplíteo.

5. Finalmente se toman las medidas circunferenciales a lo largo del muñón con el propósito de controlar la correcta adaptación volumétrica.

6. Toma de medidas del miembro contralateral.

- Altura desde el piso al espacio intra – articular.
- Largo de pie.
- Circunferencia de pierna en la zona más prominente del tríceps sural
- Circunferencia de tobillo supramaleolar.

## 9.2 FABRICACIÓN DEL MOLDE NEGATIVO.

### MATERIAL UTILIZADO

- Vendas de yeso.
- Agua
- Medias tubular de algodón

### HERRAMIENTAS UTILIZADAS

- Calibrador
- Lápiz indeleble
- Cinta métrica flexible
- Tijera.

A pesar de haber muchas técnicas que pueden ser usadas para obtener una impresión del muñón, el uso del vendaje de yeso es el sistema más adecuado. Ya que permite un molde exacto, un control perfecto de la forma siendo ambas necesarias para lograr un buen molde.

Vendaje de yeso:

1. Se colocó lengüetas debidamente cortadas según el área que se desea liberar presión.

Zonas de descarga:

- Borde del cóndilo medial del fémur
- Tuberosidad medial de la tibia
- Tuberosidad lateral de la tibia
- Tuberosidad anterior de la tibia
- Sobre cresta de la tibia
- Extremo distal de la tibia
- La cabeza del peroné
- Extremo distal del peroné.

2. La cantidad de lengüetas depende de las prominencias óseas o áreas sensibles a liberar.

3. Se inicio el vendaje sobre el muñón, se aplicó masaje sobre el vendaje de yeso para lograr una definición triangular del muñón y para darle forma exacta de los contornos arriba del borde superior del cóndilo femoral medial lo cual sirve para hacer presión, supracondílea que proporcionará la suspensión de la prótesis, con los pulgares una a cada lado del tendón rotuliano y una presión posterior a nivel de la fosa poplítea con los dedos restantes, después se retiró el yeso para realizar los cortes.

4. Se colocó el muñón a 20° de flexión con el fin de lograr la relajación de los músculos para poder realizar la presión supracondílea luego se aplico una lengüeta de 6 capas en la región anterior del muñón conformando la rótula y la presión supracondílea.

### 9.3 FABRICACIÓN DEL MOLDE POSITIVO

Se aísla la pared interna del molde negativo construido, con una solución jabonosa para facilitar la posterior extracción del molde positivo y después de haber remarcado los puntos de referencia que han pasado del tejido de algodón al molde negativo, para asegurarse de que sean transferidos al molde

positivo, se procede a colocar un tubo en el interior del molde negativo que tendrá las funciones de servir de soporte para permitir la succión del aire.

Se rellena el molde negativo con yeso calcinado para obtener el molde positivo y una vez fraguado el yeso, se separaran lo moldes.

#### 9.4 MODIFICACIÓN

A continuación se rectifica el yeso positivo guiándose con los datos de medidas del usuario. La operación de rectificado consiste en rebajar material en aquellas zonas donde se precise un incremento de presión y en añadir material donde se requiera liberar de presión, como en los casos de salientes óseos donde es conveniente evitar presiones directas, de esta forma el encaje tendrá los perímetros adecuados.

El espesor de los rebajes dependerá de la cantidad de tejido subcutáneo y de la variación de presión que se desee sobre los puntos considerados. Se retocan las imperfecciones del molde y se alisa la superficie con lija fina.

#### 9.5 FABRICACIÓN DEL ENDOSOCKET (CUENCA SUAVE).

Encaje blando de pelite de alta densidad (termo conformado).

Se corta un trozo de pelite tenga aproximadamente el diámetro distal del muñón, el cual se calienta lo suficiente con la pistola de aire caliente y cuando este listo se moldea para elaborar un gorro móvil.

Luego para la construcción de la cuenca suave se mide el perímetro distal y proximal del molde positivo del yeso, para determinar las dimensiones de la pieza de pelite a cortar. Se pasan estas medidas a la plancha de pelite y se recorta, se trazan líneas a unos 2 cm de los bordes longitudinales que servirán de referencia para lijar estos bordes en una ángulo de 30° aproximadamente. Se procede aplicar pegamento de contacto los bordes lijados y a continuación ambas caras se traslapan y se pegan. El cono de pelite preparado se calienta con una pistola de aire caliente lo suficiente para poder moldearse, se

espolvorean talcos sobre el positivo seco. Una vez fijado en el tornillo de trabajo se desliza sobre el positivo seco el cono calentado hasta que la punta del molde positivo sobresalga unos 0.5 a 1 cm del cono para terminar se lijan los bordes distales del cono.

La fabricación del gorro del cierre del cono. Se corta un trozo de pelite, se calienta con una pistola de aire caliente, se forma un gorro sobre el positivo y se recortan los sobrantes, se retira el gorro y después el borde del encaje que se había desbastado y el bode proximal del gorro con pegamento de contacto se unen ambas superficies y una vez seco, se lijan los bordes dando un acabado uniforme al gorro. Luego se rellena con pelite la presión supracondílea.

## 9.6 PROCESO DE LAMINACIÓN

Se coloca el encaje interno de pelite sobre el molde positivo y se cubre su zona distal con una bolsa de PVA, que se asegura finalmente con una cinta aislante, que se ciñe a la superficie evitando que se forme arrugas, con otra bolsa de PVA, se cubre el gorro colocado anteriormente después de haber comprobado su hermeticidad.

Solo resta conectar los canales de succión de la bomba de vacío y succionar el aire interno para ceñirla finalmente a las superficies del molde el siguiente paso es realizar la colocación de textiles, que consiste en cubrir doblemente la superficie con un tubular y cubrir con tiras de fibra de vidrio o de carbono en las áreas de los cóndilos femorales, unión del bloque tobillo, en el área del hueco poplíteo y a nivel del tendón patelar. El armado finaliza con una nueva capa de doble tubular y la segunda funda de PVA que se coloca y se sujeta al tubo del sistema de succión.

Se mezcla la resina con el endurecedor (catalizador) en la proporción adecuada (4 cm cúbicos por cada 100 gramos de resina). Se vierte esta mezcla, dentro de la ultima bolsa de PVA que se le colocó al molde positivo y se sujeta. Se abre

la válvula de la bomba de vacío y mediante masaje se hace descender la resina, para que impregne adecuadamente a los textiles, se distribuye uniformemente por todo el molde evitando formar pliegues, se sigue aplicando masaje al molde hasta que comience a fraguar.

Cuando el laminado con resina esta perfectamente fraguado, enfriado y ha adquirido el grado de resistencia adecuado se quiebra o se extrae el yeso con un cincel, se lijan y se redondean los bordes.

## 9.7 LÍNEAS DE CORTE DEL SOCKET RÍGIDO

A nivel anterior del encaje la línea de corte pasa bajo el tercio distal de la rotula, y las paredes medio – laterales abarcan los cóndilos femorales.

A nivel posterior, el centro del borde del encaje queda al mismo nivel del punto medio del tendón rotuliano. Esto se debe al tamaño del muñón.

Este borde posterior puede descender un poco más en las esquinas postero – medial (es más bajo) y postero – lateral, para dejar espacio a los tendones de los músculos isquiotibiales cuando se sienta el usuario.

## 9.8 ALINEACIÓN EN EL BANCO

La construcción de cada prótesis debe satisfacer criterios estáticos y dinámicos.

### 9.8.1 LA ESTÁTICA

En la estática se debe crear un equilibrio en las fuerzas que se transmiten sobre la prótesis. La suma de todas las fuerzas y momentos será cero y se satisface esta condición de equilibrio.

Para el amputado esto significa que en una postura de pie, el 50% del peso corporal recarga sobre la prótesis y el otro 50% sobre el miembro contralateral.

Una encaje de prótesis que esta correctamente alineada estáticamente, en relación entre la encaje y el muñón y respecto a los componentes de la prótesis (bloque de tobillo y pie protésico) no provoca los siguientes momentos:

- Momento de volteo o desbalance
- Momento de flexión
- Momento de rotación
- Momento de torsión.

Para conseguir una perfecta alineación se usan componentes para prótesis endoesqueletal transtibial, que permite la variación de estas relaciones de una forma rápida y fácil.

## PARTES DEL SISTEMA ENDOESQUELETAL

1. Placa para el encaje
2. Pieza para desplazamiento antero – posterior e inclinación
3. Adaptador para el tubo
4. Tubo de diferentes tamaños (longitud)

### 9.8.2 ALINEACIÓN DE LOS DIFERENTES COMPONENTES PROTÉTICOS

Para la construcción fundamental de una prótesis transtibial bajo el principio de ejes tridimensionales, resulta necesario definir una línea y los planos de referencia.

En la caja de alineación de 4 plomadas se generan las líneas de referencia de montaje en el corte de los planos definidos por la proyección de las líneas verticales:

- vertical anterior
- vertical posterior
- vertical medial
- Vertical lateral .

El corte de estas líneas, como referencia imaginaria, se encuentra en el interior de la prótesis, por lo cual se trabaja y se construye por medio de las 4 proyecciones en el exterior de la prótesis.

Proyección de las cuatro verticales: La prótesis se encuentra adentro de la caja de alineación, la altura del tacón se ha tomado en cuenta.

- La vertical anterior: línea de plomada pasa desde abajo hacia arriba, segundo dedo y por el centro de la rótula.
- La vertical lateral: desde abajo hacia arriba la línea de plomada pasa un centímetro por delante del tercio posterior del pie y por el centro de la encaje haciendo un 50% anterior y un 50% posterior, a la altura del tendón rotuliano.
- La vertical posterior: de abajo hacia arriba la plomada pasa por centro del talón del pie protésico y por el centro de la fosa poplítea.
- Se controla en el encaje los 5° grados de flexión y la posición aducida o abducida del encaje, con respecto a la línea media depende, de las características del paciente.

## 9.9 ALINEACIÓN DINÁMICA

El propósito de la alineación estática (es decir, estando de pie) es revisar la fijación y comodidad del encaje, a la altura de la prótesis y la alineación.

La alineación dinámica (en la marcha) ayuda a estudiar la normalidad de la marcha el consumo de energía y la adecuación de la suspensión.

Por medio del sistema endoesqueletal transtibial, se realiza rápidamente los ajustes que sean necesarios para una correcta alineación y se pueden comprobar sus ventajas.

La alineación y distribución de presión en el encaje están relacionadas entre sí y se afectan mutuamente.

Características de la marcha:

- ✓ El usuario debe estar cómodo al caminar.
- ✓ La base de la marcha debe ser aproximadamente de 5 a 10 cm entre los centros de los talones.

- ✓ La rodilla debe flexionarse de 10° a 15° inmediatamente después del apoyo del talón.
- ✓ El pie debe rodar de una forma suave y rápidamente, hasta el contacto total de la planta con el suelo.
- ✓ Cuando el usuario apoya sobre el pie, el encaje no debe separarse del muñón en el borde lateral, ni debe aumentar excesivamente la presión en el borde medial.
- ✓ La rodilla debe extenderse cuando se traslada el peso del cuerpo sobre el pie y debe flexionarse de nuevo antes del despegue del suelo.
- ✓ La punta del pie no debe rozar con el suelo durante la fase de balanceo.

#### 9.10 TRANSFERENCIA DE LA ALINEACIÓN

Para conseguir que la prótesis una vez terminada, tenga la misma alineación que durante la fase de prueba, el protesista emplea el aparato de transferencia de la alineación que es esencialmente una serie de abrazaderas que mantienen los componentes en la relación angular correcta, mientras se constituyen las piezas ajustables por la pieza de madera o de espuma de poliuretano prefabricado que servirá de unión entre el encaje con el pie. Dicha unión se logra con una mezcla de espuma de poliuretano que se vacía para rellenar el espacio entre encaje y bloque de tobillo.

#### 9.11 COSMÉTICA Y LAMINADO FINAL

La prótesis, una vez terminada, debe parecerse, lo más posible en forma y color a la pierna normal. Quitando material en algunas áreas y añadiendo en otras, se puede conseguir la forma y peso correctos, después se termina la prótesis cubriéndola con tejido de nylon impregnado de resina que se lamina sobre la prótesis.

## 9.12 ENTREGA DE PRÓTESIS

Se realiza la última evaluación con el fisiatra o médico ortopeda, para determinar la funcionalidad, comodidad, y lo cosmético del dispositivo fabricado, a través de un análisis de marcha. Satisfechos dichos objetivos se hace entrega de la prótesis y se le deja cita de seguimiento para verificar que el dispositivo ha cumplido con los objetivos esperados.

## 9.13 INDICACIONES AL USUARIO

No utilizar la prótesis sin el calzado adecuado

No exponerla a altas temperaturas.

No exponerla al agua.

No tratar de reparar en caso de daños.

Limpiar el endosocket con agua y jabón suave.

**CAPÍTULO X**  
**COSTOS DE FABRICACIÓN DE PRÓTESIS TIPO KBM**

## 10.0 COSTOS DE LA PRÓTESIS TIPO KBM EXOESQUELETAL

Los costos de fabricación de una prótesis tipo KBM, se ha calculado de acuerdo a:

- costos de materia prima
- costos de fabricación
- costos de mano de obra
- costos fijos de producción por hora

A continuación, se presenta varios cuadros donde se han calculado cada uno de esos elementos, y al final se realiza la sumatoria de ellos, cuyo resultado es el valor del costo de producción.

Vale mencionar que el costo de producción no es el precio de venta, ya que éste se establece de acuerdo al criterio de cada taller o institución que brinda este servicio.

### 10.1 COSTO DE MATERIA PRIMA

No	MATERIA PRIMA	UNIDAD DE MEDIDA	VALOR POR UNIDAD EN \$	CANTIDAD UTILIZADA	COSTO EN \$
1	Venda yeso 4"	Unidad	1.27	2 unidades	2.54
2	Stockinett algodón 4"	Rollo de 25	13.21	2 yardas	1.02
3	Yeso calcinado	Bolsa de 50	5.60	10 lb.	1.12
4	Pelite 5mm	Pliego	10.95	¼ pliego	2.74
5	Bolsas de PVA	Unidad	6.00	4 unidades	24.00
6	Fibra de vidrio	16 onzas	2.06	2 onzas	0.25
7	Resina acrílica	1 galón	10.86	¼ de galón	2.71
8	Catalizador	Galón- 750cc	34.29	15cc	0.13
9	Pigmento	453 gr.	35.37	3 gr.	0.23
10	Espuma de poliuretano	Lata A 400gr.	35.55	300gr.	1.06

11	Espuma de poliuretano	Lata B 400gr.	30.00	300gr.	0.90
12	Bloque de tobillo	Unidad	20.00	1 unidad	20.00
13	Pie protésico # 6 izq.	Unidad	75.00	1 unidad	75.00
				TOTAL \$	131.70

## 10.2 COSTO DE FABRICACIÓN

No	MATERIA PRIMA	UNIDAD DE MEDIDA	VALOR POR UNIDAD EN \$	CANTIDAD UTILIZADA	COSTO EN \$
1	Thiner	Galón	3.90	1/6 galón	0.65
2	Pegamento	Galón	6.63	1/6 galón	1.10
3	Tirro	Rollo $\frac{3}{4}$	2.00	1 rollo	2.00
4	Tubo galvanizado $\frac{1}{2}$ "	6 mts.	9.40	$\frac{1}{2}$ metro	0.30
5	Lija	Pliego	0.80	1 pliego	0.78
				TOTAL \$	4.83

## 10.3 COSTO DE MANO DE OBRA

Salario del técnico ..... \$ 400  
 Horas hombre efectiva ..... 160 horas  
 Costo por hora ..... \$ 2.5  
 Horas efectivas para fabricar prótesis..... 20 horas  
 Costo de mano de obra:  $2.5 \times 20 = \$ 50.00$

#### 10.4 COSTOS DIRECTOS

Costo de materia prima .....	\$ 131.70
Costo de fabricación .....	\$ 4.83
Costo de mano de obra .....	\$ 50.00

COSTO DIRECTO ..... \$ 186.53

#### 10.5 COSTOS INDIRECTOS

El costo indirecto puede variar dependiendo de la institución.

Costo directo .....	\$ 186.53
Costo indirecto .....	\$ 50.00

10.6 COSTO TOTAL DE FABRICACIÓN ..... \$ 236.53

## ANÁLISIS DE LA MARCHA DEL AMPUTAO POR DEBAJO DE LA RODILLA.

La razón más importante de la marcha es identificar las desviaciones y determinar las causas que producen cada una de ellas. Este procedimiento requiere un conocimiento detallado de la locomoción humana normal de la biomecánica y de la adaptación y alineación protésica.

### I. ENTRE EL APOYO DEL TALÓN Y LA FASE MEDIA (VISTA SAGITAL)

#### a) Excesiva flexión de la rodilla.

La rodilla esta aproximadamente en extensión completa durante la marcha normal cuando el talón se apoya en el suelo. Luego la rodilla empieza a flexionarse y continua haciéndolo hasta que la suela del zapato esta en contacto con el suelo.

El promedio de flexión de la rodilla después del apoyo del talón es de 15 a 20 grados.

El amputado por debajo de la rodilla puede aumentar este movimiento de flexión de la rodilla del amputado por cualquiera de las siguientes razones:

#### 1. EXCESIVA FLEXIÓN DORSAL DEL PIE O EXCESIVA INCLINACIÓN HACIA DELANTE DEL SOCKET.

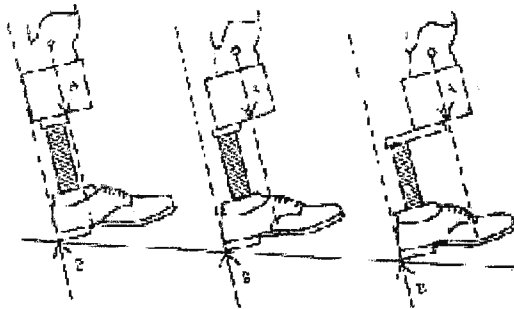
En el individuo normal, el contacto del pie con el suelo después del contacto del talón es el resultado de la flexión plantar del tobillo y de la flexión de la rodilla.

Si el protésico tiene flexión dorsal excesiva o el encaje tiene mas de los 5 grados normales de inclinación se necesita una mayor flexión de la rodilla para que el pie, pueda llegar al suelo después del apoyo del talón.

Si la flexión plantar del pie, está restringida a causa de la dureza, de la goma o de la cuña, la rodilla el amputado tiene que flexionar más que en la marcha normal, para permitir que la suela del pie llegue al suelo.

## 2. EXCESIVO DESPLAZAMIENTO ANTERIOR DEL ENCAJE CON RESPECTO AL PIE.

Alineado del encaje por delante del pie protésico, aumenta la distancia entre la línea de fuerza transmitida a través del encaje y el punto de apoyo del talón sobre el suelo.



El momento de fuerza tiende a causar una rotación alrededor del apoyo del talón, aumentando cuando se mueve el encaje hacia delante. Algunos de estos momentos de fuerza son absorbidos por la flexión plantar y la articulación del tobillo.

b) Insuficiencia o ausencia de la flexión en la rodilla.

## 1. EXCESIVA FLEXION PLANTAR DEL PIE.

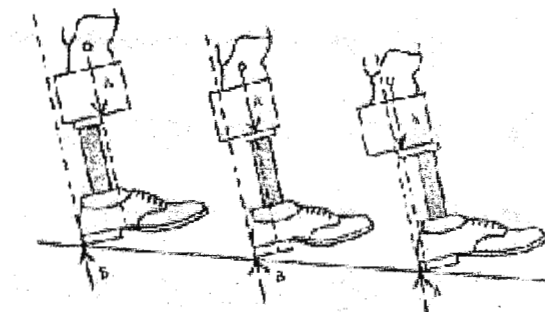
En la marcha normal, el contacto de la planta del pie con el suelo coincide aproximadamente con el final de la flexión de la rodilla y el principio de la extensión de la misma. Si el pie protésico se encuentra en flexión plantar, el contacto con el suelo se realiza antes limitando la flexión normal de la rodilla después del apoyo del talón.

## 2. GOMA DEL TALON EXCESIVAMENTE BLANDA.

Con un tobillo con eje sencillo que tenga una goma muy blanda en el talón del pie efectúa rápidamente la flexión plantar golpeando muy fuerte en el suelo. Este contacto prematuro del pie con el suelo tiende a disminuir el recorrido de flexión de la rodilla.

### 3. DESPLAZAMIENTO POSTERIOR DEL SOCKET SOBRE EL PIE.

El desplazamiento posterior del encaje disminuye el momento de fuerza que causa la rotación de la prótesis alrededor del punto de apoyo formado por el talón y el suelo.



Si el encaje está situado muy posteriormente, de forma que la línea de transmisión de fuerzas caiga por detrás del punto de apoyo la prótesis, tiende a moverse hacia atrás, esto se debe por que la rodilla está más forzada hacia hiperextensión que hacia la flexión.

### 4. MOLESTIAS EN LA PARTE ANTERO – DISTAL DEL MUÑÓN.

Cuando la rodilla está flexionada solo es posible soportar el peso si los extensores de rodilla actúan con suficiente fuerza para restringir el momento de flexión. Entonces cuando el cuádriceps se contrae aumenta considerablemente la presión entre la superficie distal anterior del muñón y el encaje, entonces produce molestias en esa zona.

### 5. DEBILIDAD DEL CUÁDRICEPS.

Si el cuádriceps no tiene la suficiente fuerza como para controlar la rodilla en el momento del apoyo del talón, el amputado puede compensarlo de la misma forma que si tuviera una molestia antero-distal en el muñón.

## II. EN LA FASE DE APOYO MEDIO (VISTA FRONTAL)

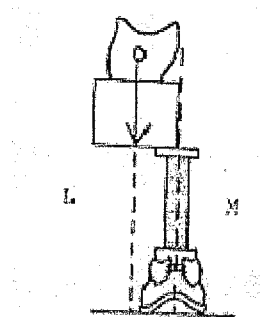
### a) Excesiva inclinación lateral de la prótesis.

La inclinación lateral se debe a la tendencia de la prótesis a rotar alrededor del muñón. Cuando esto ocurre el borde medial del encaje presiona el muñón, mientras el borde lateral tiende a separarse. Es bastante normal que se produzca una ligera inclinación lateral, si es, excesiva el amputado sufrirá demasiada presión en la región medial proximal del muñón y puede que se dañen los ligamentos de la rodilla.

Esta excesiva inclinación lateral puede originarse por:

#### 1. Colocación del pie en posición medial excesiva.

En la fase media de apoyo, la extremidad sana esta balanceada en el aire y así todo el peso del cuerpo lo soporta el pie protésico que esta en el suelo.



Si el pie esta colocado demasiado medial a la línea de acción de fuerzas transmitida a través del encaje se crea fuerzas que tienden a rotar el encaje alrededor del muñón casi, siempre esta tendencia puede reducirse o eliminarse desplazando el pie protésico hacia fuera.

#### 2. Socket en abducción.

Si un encaje que esta en una posición de excesiva abducción se coloca en el muñón que naturalmente esta vertical, el extremo de la prótesis se traslada hacia la zona media, y el peso del paciente tiende a cargar en el borde lateral del pie. Esto produce al mismo tiempo una presión del borde del encaje contra la parte medial proximal del muñón.

### III ENTRE LA FASE MEDIA DE APOYO Y EL DESPEGUE DEL PIE (VISTA SAGITAL).

#### a) Flexión prematura de la rodilla.

Inmediatamente antes del despegue del talón del suelo en la marcha normal, la rodilla esta en extensión. Cuando se levanta el talón o inmediatamente después, la rodilla empieza hacer flexión, este comienzo de la flexión de la rodilla coincide con el traslado del centro de gravedad sobre la articulación metatarsofalángicas. Si el peso del cuerpo se lleva antes de tiempo sobre las articulaciones metatarsofalángicas producirá una flexión prematura en la rodilla e incluso caída.

Las causas posibles de la falta de apoyo anterior son:

#### 1. Excesivo desplazamiento anterior del encaje sobre el pie.

Cuanto más anterior este el encaje, mas cerca pasa la línea de carga del cuerpo sobre la parte anterior del pie protésico.

Disminuye la distancia que debe recorrer el centro de gravedad para cargar sobre la articulación metatarsofalangica, produciendo una flexión anticipada de rodilla.

#### b) flexión retardada de la rodilla

si el cuerpo debe recorrer una mayor distancia antes de perder el apoyo anterior. En estas circunstancias, la articulación de la rodilla queda en extensión durante la última parte de la fase de apoyo y el amputado tiene la sensación de ir subiendo una colina, porque el centro de gravedad tiene que pasar sobre la rodilla extendida.

EXPLORACIÓN RADIOLÓGICA  
ENFERMEDAD DE LEGG PERTHES

CLASIFICACIÓN SEGÚN CATTERALL:



Mínimos cambios radiológicos en una cadera perteneciente al grupo I CATTERALL .



Típica imagen de secuestro correspondiente a una cadera perteneciente al grupo II de CATTERALL.



Cadera correspondiente a grupo III de CATTERALL. Clara lesión metafisiaria.



Imagen lineal de la epífisis femoral en una cadera perteneciente al grupo IV de CATTERALL.

## IMÁGENES DEL PRIMER CASO

### EXPLORACIÓN RADIOGRÁFICA



### PROCESO PARA LA TOMA DE MEDIDAS



### POSICIÓN EN ABDUCCIÓN Y ROTACIÓN INTERNA

## UBICACIÓN DE LA TUBEROSIDAD ISQUIÁTICA



## PRIMERA FASE DE LA TOMA DE MEDIDAS (ANILLO DE MANDO)



## MODIFICACIÓN DEL MOLDE POSITIVO



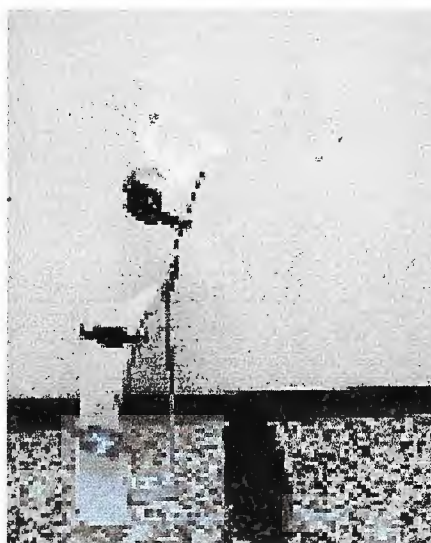
## TERMOCONFORMADO DEL MOLDE POSITIVO



## ACABADO DE LOS SEGMENTOS DE LA ORTÉSIS



## ORTÉSIS DE DESCARGA TIPO CHICAGO



## IMÁGENES DEL SEGUNDO CASO

### TOMA DE MOLDE NEGATIVO



### PROCESO DE LAMINACIÓN DEL SOCKET RÍGIDO





## ALINEACIÓN ESTÁTICA DE LA PRÓTESIS



## LAMINACIÓN FINAL DE LA PRÓTESIS



## ENTREGA DE LA PRÓTESIS



## GLOSARIO

**Abducción:** Movimiento de una parte del cuerpo que se aleja de la línea media.

**Anatomía:** Estudio, clasificación y descripción de las estructuras y órganos del cuerpo.

**Amputación:** Extirpación quirúrgica de una parte del cuerpo o de un miembro o parte de él.

**Anterior:** Parte frontal de una estructura relativo a una superficie o parte situada o que mira hacia delante.

**Articulación:** Conexión entre los huesos.

**Asimétrico:** Desigual en forma y tamaño; de colocación y distribución diferente con respecto a un eje.

**Atrofia:** Disminución del tamaño de la masa muscular como consecuencia de una enfermedad o por desuso.

**Deformidad:** Estado de distorsión desfiguración o malformación que puede afectar el cuerpo en general o alguna de sus partes.

**Diagnóstico:** Que sirve para reconocer cuando se encuentra una enfermedad.

**Dolor:** Sensación desagradable, causada por una estimulación de carácter nocivo.

**Dolor fantasma:** Sensación dolorosa y desagradable de un miembro ausente.

**Estática:** Tratado de fuerzas en reposo.

**Isquemia:** Disminución del aporte de sangre a un órgano o a una zona del organismo.

**KAFO:** Siglas en ingles que significan ortésis rodilla tobillo pie.

**KBM:** Siglas en alemán que significan asentamientos de los cóndilos Münster ( K= Kondylen; B= Bettug ; M= Münster).

**Mecánica:** Ciencia de las fuerzas y sus efectos.

**Muñón:** Segmento residual de un miembro amputado.

**Músculo:** Tejido compuesto por fibras contráctiles encargado de mover diferentes partes y órganos del cuerpo.

**Necrosis:** Muerte de una porción de tejido consecutiva a enfermedad o lesión.

**Ortésis:** Dispositivo o producto ortésico que mantiene, mejora o restaura la función.

**Ortesista:** Persona que, habiendo recibido una formación y entrenamientos adecuados en el campo de la ortésica, es certificada profesionalmente para diseñar, elaborar, fabricar y adaptar la ortésis al usuario.

**Ortopedia:** Es el arte y la ciencia de la medicina que previene, investiga, diagnostica, y da tratamiento a los trastornos y lesiones del sistema músculo-esquelético.

**Osteólisis:** Degeneración y disolución de hueso, causada por enfermedad, infección o isquemia.

**Patología:** Tratado de las enfermedades y sus consecuencias.

**Postura:** Posición del cuerpo con respecto al espacio circundante. La postura esta determinada y mantenida por la coordinación de diversos músculos que movilizan las extremidades, por los mecanismos propioceptivos y por el sentido del equilibrio.

**TURGENCIA:** Se aplica a la elasticidad normal de la piel debida a la presión celular y del liquido intersticial.

## BIBLIOGRAFÍA

BOWKER JOHN. H, MICHAEL JOHN W.  
ATLAS OF LIMB PROTHETICS SURGIAL, PROTHETIC, AND  
REHABILITACIÓN PRINCIPLES.

2ª Edición parte III American Academy of Orthopedic Seurgeons.

GTZ, Cooperación Técnico Alemana, Biomecánica, El Salvador.

LUCILLE DANIELS  
PRUEBAS FUNCIONALES MUSCULARES  
Escuela de Medicina de la Universidad de Stanford  
MÉXICO, D.F. 1986.

SALTER ROBERT BRUCE  
TRASTORNOS Y LESIONES DEL SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO.  
3ª Edición MÁSSON 2000.

PROTÉSICA DEL MIEMBRO INFERIOR  
Nueva York (Facultad, Protésica y Ortésica escuela Graduada de medicina de  
la universidad de AGOSTO 1988).

VILADOT RAMON, COHI ORIOL, CLAVELL SALVADOR.  
ORTÉSIS Y PRÓTESIS DEL APARATO LOCOMOTOR.  
Tomo 2.2 Extremidad Inferior MÁSSON 1997.

VIOSCA ENRIQUE, PEYDRO, MARIA FRANCISCA, PUCHOL ANTONIO.  
GUIA DE USO Y PRESCRIPCIÓN DE PRODUCTOS ORTOPÉDICOS A  
MEDIDA.  
Instituto de Biomecánica de Valencia 1999.