

UNIVERSIDAD DON BOSCO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA REHABILITACIÓN



TRABAJO DE GRADUACIÓN PARA OPTAR AL GRADO DE:

TÉCNICO EN ÓRTESIS Y PRÓTESIS

“PROCESO DE ELABORACIÓN DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL CON CUENCA
TIPO OVO LONGITUDINAL Y ÓRTESIS LARGA DE MIEMBRO INFERIOR PARA LA
ENFERMEDAD DE LEGG-CALVE-PERTHES”

PRESENTADO POR

LUIS ÁNGEL PÉREZ TALAVERA

ASESOR

MARIO GUEVARA

2006

EL SALVADOR, CENTROAMERICA

UNIVERSIDAD DON BOSCO

RECTOR

ING. FEDERICO MIGUEL HUGUET RIVERA

SECRETARIO GENERAL

HNO. LIC. MARIO OLMOS, S.D.B.

**DECANO DE LA FACULTAD DE ESTUDIOS
TECNOLÓGICOS**

ING. YESENIA XIOMARA MARTINEZ OVIEDO.

**ASESOR DE TRABAJO DE GRADUACIÓN
TEC. MARIO GUEVARA**

**PRESENTADO POR:
LUIS ÁNGEL PÉREZ TALAVERA.**

INDICE

INTRODUCCION.....	6
OBJETIVO GENERAL.....	7
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	7
ALCANCES.....	8
LIMITACIONES.....	8
AGRADECIMIENTOS.....	9
CAPITULO I.....	10
CASO No. 1.....	10
1.1 Datos Personales.....	10
1.2 Historia Clínica.....	10
1.3 Antecedentes Personales.....	10
1.4 Antecedentes Familiares.....	10
1.5 Antecedentes Socio - Económicos.....	11
1.6 Evaluación Física.....	11
1.7 Evaluación muscular y arcos de movimientos.....	12
1.8 Prescripción.....	13
CAPITULO II.....	14
Marco teórico.....	14
2.1 Introducción.....	14
2.2 Nutrición de la epífisis y de la placa epifisaria.....	14
2.3 Necrosis avascular del hueso.....	15
2.4 Clasificación etiológica, de la necrosis avascular del hueso subcondral.....	16
2.5 Necrosis avascular idiopática de las epífisis (osteocondrosis).....	18
2.6 Características generales de la osteocondrosis.....	19
2.7 Incidencia y etiología.....	19
2.8 Patogenia y patología.....	20
2.9 Sintomatología y diagnóstico.....	24
2.9.1 Complicaciones.....	24
2.9.2 Objetivos y principios de tratamiento.....	24
CAPITULO III.....	26
3.1 Introducción.....	26
3.2 Conducta que hay que seguir.....	28

3.3	Indicaciones.....	29
3.4	Descripción de los aparatos.....	29
3.4.1	Compás de tracción.....	30
3.4.2	Férula de Thomas.....	30
3.4.3	Férula unilateral en abducción para descarga de cadera.....	30
3.4.4	Férula unilateral en abducción para descarga de cadera.....	31
3.4.5	Los principales componentes de la férula	32
3.4.6	Férula de Toronto.....	33
CAPITULO IV.....		35
4.1	Obtención de medidas.....	35
4.2	Elaboración del molde positivo.....	36
4.3	Termo conformado.....	37
4.4	Construcción.....	38
4.5	Biomecánica.....	38
4.6	Observaciones de uso.....	39
4.7	Pronostico.....	41
CAPITULO V.....		42
5.1	Costos de materia prima.....	42
5.2	Costos de elaboración.....	42
5.3	Costos de mano de obra.....	43
5.4	Costos indirectos.....	43
5.4	Costo total.....	43
CAPITULO VI.....		44
CASO No. 2.....		44
6.1	Datos Personales.....	44
6.2	Historia clínica.....	44
6.3	Antecedentes Personales.....	45
6.4	Antecedentes Familiares.....	45
6.5	Antecedentes Médicos.....	45
6.6	Evaluación Física.	45
6.7	Evaluación muscular y arcos de movimientos de miembros inferiores.....	46
6.8	Prescripción.....	48
CAPITULO VII.....		49
7.1	Generalidades.....	49

7.2	Causas de Amputación.....	50
7.3	Causas de una amputación traumática	51
7.3.1	Consideraciones generales de una amputación traumática.....	51
CAPITULO VIII.....		55
8.1	Tratamiento.....	55
8.2	Objetivos del tratamiento protésico.....	55
8.3	Biomecánica del alojamiento del miembro residual.....	55
8.4	Condiciones a la que están sujetas las prótesis.....	56
CAPITULO IX.....		58
9.1	Construcción de la prótesis por arriba de la rodilla.....	58
9.2	Fuerza, vector de fuerza y momento de giro.....	58
9.3	Centro de gravedad.....	60
9.4	Equilibrio y Estática.....	62
9.5	Forma de la cuenca.....	65
9.6	Incorporación del isquion.....	66
9.7	Control antero posterior - medio lateral.....	67
9.8	Contornos superiores de la cuenca.....	67
CAPITULO X.....		69
10.1	Funcionamiento general de la prótesis.....	70
10.2	Principio de contacto total.....	71
10.3	Análisis de mecanismos de estabilización de la prótesis con cuenca ovolongitudinal.....	72
10.4	Contraindicaciones para adaptar el sistema ovolongitudinal.....	74
CAPITULO XI.....		75
11.1	Mecanismos de adhesión.....	75
CAPITULO XII.....		79
12.1	Toma de molde transfemoral tipo ovo-longitudinal.....	79
12.1.1	Introducción.....	79
12.2	Accesorios y materiales para la toma de molde.....	79
12.3	Descripción de la secuencia de elaboración de la prótesis.....	81
Toma de medidas.....		83

Toma de medida del molde negativo.....	86
Rectificación del negativo.....	86
Prueba del negativo.....	86
Relleno del Negativo.....	87
Rectificación del Positivo.....	87
Plastificación.....	88
Prueba de la Cuenca de PP.....	88
Recortes.....	90
Alineación estática.....	90
Alineación dinámica.	91
Elaboración de la cosmesis.....	92
Acabado final y entrega.....	92
CAPITULO XIII.....	93
13.1 Costos de materia prima.....	93
13.2 Costos de elaboración.....	94
13.3 Costos indirectos.....	94
13.4 Costo total.....	94
GLOSARIO.....	95
BIBLIOGRAFIA.....	97

INTRODUCCION

El concepto básico de los encajes, así como los principios de alineamiento para prótesis y ortesis de miembro inferior, han sido formulados originalmente por grupos de investigación protésica y ortésica cuya colaboración ha de sido valiosa información para todos nosotros.

Este trabajo de Protésica y Ortésica del Miembro Inferior se ha elaborado un esfuerzo de colaboración del personal del Departamento de Ortesis y Prótesis de la Universidad Don Bosco, gracias a sus conocimientos brindados durante el tiempo de estudios en el mismo.

En este documento se describirá todo el proceso de elaboración de una ortesis y una prótesis de miembro inferior donde se emplearan todos los conocimientos adquiridos durante los años de la carrera de Técnico en Ortesis y Prótesis en el cual se le estará ofreciendo los mas eficientes componentes ortoprotesicos con el propósito que los usuarios tengan un mejor desarrollo en todas las actividades de la vida diaria.

OBJETIVO GENERAL

Presentar un documento en el que se describirá el proceso de elaboración de una ortesis tipo KAFO, así mismo también todos los pasos a seguir para la fabricación de una prótesis, con cuenca tipo ovo-longitudinal.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Detallar el proceso de elaboración de una prótesis transfemoral con cuenca ovo-longitudinal.
- Detallar el proceso de elaboración de una ortesis en abducción para la enfermedad de Legg Calve Perthes.
- Poner en práctica los conocimientos teóricos y prácticos adquiridos durante el tiempo de estudio.
- Fabricación de una prótesis transfemoral, a un usuario la que le ayudara a desplazarse y así realizar todas sus actividades de la vida diaria.
- Asegurarse los aparatos cumplan con los aspectos biomecánicos requeridos para que se realice un buen funcionamiento de los mismos.

ALCANCES

- Mejoramiento del tipo de de prótesis y el cambio del sistema exoesqueletica a un sistema modular, permitiéndole cumplir con las funcionales, estéticas y biomecánicas.
- Devolver la imagen corporal del miembro perdido.
- Mejorar el patrón de marcha.
- Lograr su independencia en las actividades de vida diaria.
- Suplir la necesidad del uso de un dispositivo ortésico para la recuperación optima de la patología que afecta al usuario.

LIMITACIONES

Retraso en el proceso de fabricación tanto de la Ortesis como la prótesis, por problemas técnicos así como también la falta de coordinación del tiempo.

AGRADECIMIENTOS

A Dios,

Por darme la oportunidad de venir a estudiar la carrera de Técnico en Ortesis y Prótesis, por guiarme y permitirme terminar mis estudios. También por estar siempre conmigo en los momentos mas difíciles en el transcurso de mi carrera.

A mis Padres,

Por darme sus buenos consejos, por compartir conmigo todas mis alegrías y mis malos momentos. Gracias por comprenderme.

A mis compañeros,

Gracias a cada uno de mis compañeros, Simón, Oscar, Vanesa, Wellington, y Erick, por comprenderme, por estar siempre ahí, en cada uno de mis momentos de necesidad y apoyarme de una manera incondicional.

Al Departamento de Ortesis y Prótesis,

Por brindarme todos los conocimientos tanto teóricos como prácticos que he adquirido durante el tiempo de estudio.

CAPITULO I

CASO No. 1

1.1 Datos Personales.

Nombre: Uriel Armando Rosales
Edad: 8 años
Nacionalidad: Salvadoreño
Ocupación: Estudiante
Diagnóstico: Enfermedad de Legg-Calvé-Perthes.

1.2 Historia Clínica.

Usuario de 8 años de edad, masculino, manifiesta que desde que su hermanito "le dio un jalón" de las piernas cuando estaban jugando, empezó a cojear y a sentir dolor a nivel de la articulación de la cadera, eso paso en el mes de abril del año 2005.

La señora Zoila Verónica (encargada), agrega que el niño cuando camina demasiado le pide que descansen, al sentir dolor que le impide seguir la marcha, por lo que el pasado 22 de julio del 2005, es llevado a consulta al Hospital Nacional San Juan de Dios de Santa Ana donde fue diagnosticado con la enfermedad de Legg Perthes.

Es referido por el Hospital antes mencionado, al edificio de Ortesis y Prótesis de la Universidad Don Bosco para la elaboración de una ortesis.

1.3 Antecedentes Personales

Presento cierto grado de desnutrición, en lo que todavía se esta trabajando obteniendo buenos resultados recuperativos.

1.4 Antecedentes Familiares

Antecedentes familiares no contribuyentes al cuadro.

1.5 Antecedentes Socio - Económicos

Su núcleo familiar esta compuesto por sus padres y tres hermanos, cabe mencionar que los padres no pueden hacerse cargo en cuanto al estado de salud del usuario, ya que ellos no cuentan con el dinero suficiente para estar movilizándose con él, debido a que viven en una zona rural.

1.6 Evaluación Física.

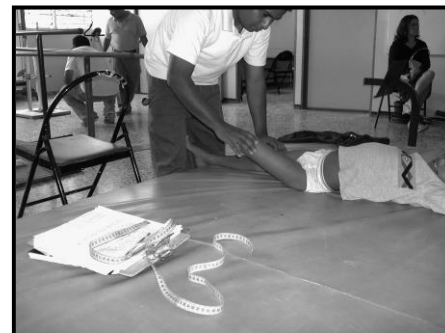
Extremidad inferior derecha:

En el momento que se ve entrar al usuario, se puede apreciar que esta realizando una marcha con cojera sin ayuda de ningún tipo de aditamentos o aparato ortopédico y se observa su pierna derecha normal.

Extremidad inferior izquierda.

En esta extremidad el usuario presenta una pequeña atrofia en segmento de muslo de 2 cm con relación a su extremidad contraria y de 1 cm en la pierna, también presenta limitación para la abducción y presencia de dolor inguinal al momento de realizarle la prueba de Patrick.

MEDIDAS	REFERENCIA	MID	MII
Medida I	1cm debajo de la ingle	32 cm.	30 cm.
Medida II	10cm superior a la línea articular de la rodilla	30 cm.	28 cm.
Medida III	Nivel de gastronemios 10cm de la articulación anatómica	28 cm.	27 cm.



1.8 Evaluación muscular y arcos de movimientos

Articulación	Miembro Inferior Izquierdo		Miembro Inferior Derecho	
Cadera	Rango de Movimiento	Fuerza Muscular	Rango de Movimiento	Fuerza Muscular
Flexión	130 ⁰	5	130 ⁰	5
Extensión	20 ⁰	5	20 ⁰	5
Abducción	30 ⁰	4	43 ⁰	5
Aducción	30 ⁰	5	30 ⁰	5
Rot. Ext.	40 ⁰	5	40 ⁰	5
Rot. Int.	30 ⁰	5	30 ⁰	5
Articulación	Miembro Inferior Izquierdo		Miembro Inferior Derecho	
Rodilla	Rango de Movimiento	Fuerza Muscular	Rango de Movimiento	Fuerza Muscular
Flexión	135 ⁰	5	135 ⁰	5
Extensión	180 ⁰	5	180 ⁰	5
Articulación	Miembro Inferior Izquierdo		Miembro Inferior Derecho	
Tobillo	Rango de Movimiento	Fuerza Muscular	Rango de Movimiento	Fuerza Muscular
Flexión Plantar	45 ⁰	5	45 ⁰	5
Flexión Dorsal	20 ⁰	5	20 ⁰	5

Se obtuvieron los siguientes resultados al realizar las pruebas:

PRUEBA	MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO	MIEMBRO INFERIOR DERECHO
Prueba de Thomas (contractura de cadera en flexión):	Negativa	Negativa
Desviación lateralizada de la columna:	Negativa	Negativa
Ligamento Colateral Medial (tensión valga):	Estable	Estable
Ligamento Colateral Lateral (tensión vara):	Estable	Estable
Ligamento Cruzado Anterior:	Estable	Estable
Ligamento Cruzado Posterior:	Estable	Estable
Prueba de Patrick	Positiva	Negativa

VISIÓN: No presenta deficiencias visuales.

AUDICIÓN: No presentas deficiencias auditivas.

MIEMBROS SUPERIORES: Fuerza muscular en grado normal y arcos articulares completos.

1.8 Prescripción

Elaboración de ortesis en polipropileno, para la enfermedad de Legg Calvé Perthes con apoyo isquiático, cadera en abducción de 25°, rotación interna de cadera 10°, flexión de rodilla de 5° y flexión plantar de tobillo de 5°, con barra articulada medial de acero inoxidable y con una base de apoyo de polipropileno con cierres de velcro.

CAPITULO II

Marco teórico

Trastornos de las epífisis y del desarrollo epifisiario

2.1 Introducción

Las epífisis y las placas epifisarias constituyen un atractivo componente del sistema esquelético durante los años del desarrollo en la infancia. Aunque sólo están unidas estructural y funcionalmente, no debe sorprender que en circunstancias anormales puedan reaccionar de manera diferente al resto del esqueleto; por consiguiente, existen muchos trastornos que son peculiares de las epífisis y el desarrollo epifisiario.

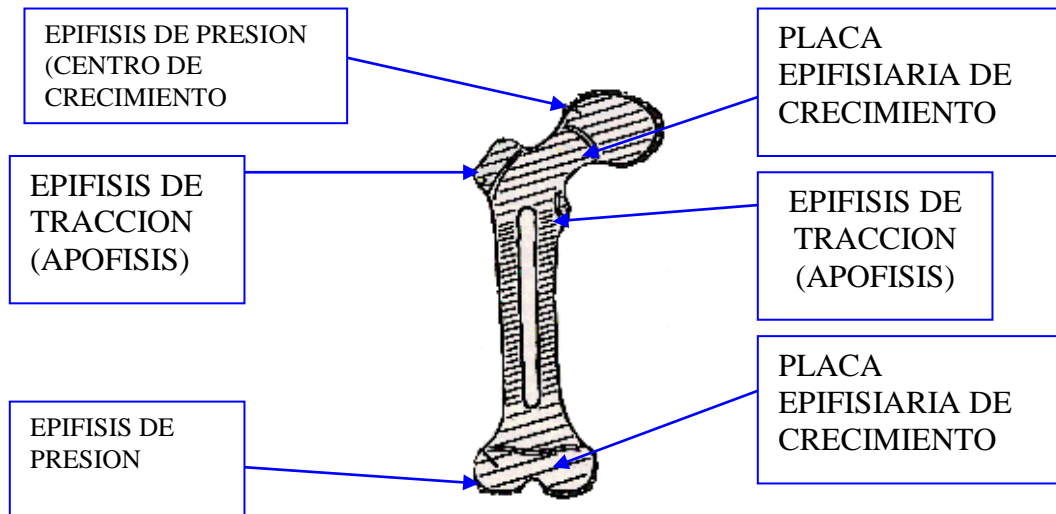
Parece ser que las epífisis son relativamente resistentes a muchos trastornos que aparecen en otras partes del esqueleto. Por ejemplo, la osteomielitis hematógena nunca empieza en la epífisis, y rara vez se extiende hacia ella a través de la placa epifisiaria. Además, durante la infancia casi todas las neoplasias óseas, tanto las benignas como las malignas, evitan las epífisis. Por el contrario, las epífisis son particularmente vulnerables a un tipo idiopático de necrosis avascular (*osteochondrosis*). Asimismo, el desarrollo epifisiario local se ve alterado en toda una serie de trastornos infantiles, tales como la curvatura idiopática de la columna vertebral (escoliosis); por consiguiente, estos trastornos alcanzan probablemente un desarrollo progresivo en los años del desarrollo.

2.2 Nutrición de la epífisis y de la placa epifisiaria

Para poder comprender los trastornos de las mismas, es esencial conocer su irrigación sanguínea, única para las epífisis y las placas epifisarias. Una extensión considerable de la mayor parte de las epífisis de presión está revestida por cartílago articular y, consiguientemente, reciben vasos sanguíneos sólo a través de las «zonas óseas desnudas». Otras, tales como la cabeza femoral, por ser completamente intra-articulares y, por tanto, por estar completamente cubiertas por el cartílago articular, reciben una precaria irrigación sanguínea de unos vasos que han de atravesar el «revestimiento cartilaginoso». Los vasos sanguíneos epifisarios,

además de irrigar las epífisis, son también responsables de la nutrición de las células que están en crecimiento en las placas epifisarias; por tanto, la isquemia de la epífisis va acompañada por una isquemia de la placa epifisaria y por el trastorno subsiguiente del desarrollo longitudinal del hueso.

Mientras que la diáfisis del hueso largo crece en longitud a partir de la placa epifisaria, la propia epífisis crece en tres dimensiones a partir de la zona profunda del cartílago articular; lo mismo se aplica a los pequeños huesos como el escafoides tarsal.



2.3 Necrosis avascular del hueso

La muerte del hueso no se limita en modo alguno a las epífisis y por tanto, merece especial consideración el tema general de la necrosis avascular. Este proceso recibe diferentes nombres tales como necrosis avascular, necrosis aséptica y necrosis isquémica y presenta una serie de fenómenos patológicos que van desde la pérdida inicial de la irrigación sanguínea y la consiguiente muerte del hueso hasta la reposición gradual del *hueso* muerto por hueso vivo. Es ciertamente, un fenómeno muy frecuente, ya que después de cada fractura una diminuta zona de la superficie de fractura sufre una necrosis avascular; además los injertos óseos libres, inicialmente avasculares y necróticos, son sustituidos eventualmente por hueso vivo.

Sin embargo, nuestro estudio trata de la necrosis avascular del hueso subcondral que soporta al cartílago articular en las articulaciones sinoviales. La siguiente clasificación etiológica de la necrosis avascular ofrecerá una perspectiva razonable de los diversos trastornos clínicos.

2.4 Clasificación etiológica, de la necrosis avascular del hueso subcondral:

I) Idiopática

A) En los niños (osteochondrosis)

1. *Centros secundarios de osificación (Epífisis de presión)*

Cabeza femoral (enfermedad de Legg-Perthes).

- Capitellum (enfermedad de Panner)
- Cabeza metatarsiana (enfermedad de Freiberg)
- Columna vertebral (enfermedad de Scheuermann)

2. *Centros primarios de osificación*

- Escafoides tarsal (enfermedad de Kohler)
- Semilunar (enfermedad de Kien bock)
- Cuerpo vertebral (enfermedad de Calvé).

3. *Necrosis avascular tangencial de las epífisis de presión (Osteocondritis disecante)*

- Cóndilo femoral.
- Trocánter mayor
- Cabeza femoral
- Astrágalo

B) En los adultos

- Necrosis avascular idiopática
- Cabeza femoral (enfermedad de Chandler)

II) De etiología conocida

1. Traumática

A) En los niños

1. Fractura - separación de una epífisis.
2. Presión sobre una epífisis cabeza femoral (durante el tratamiento de la luxación congénita de la cadera.
3. Avulsión parcial de las epífisis de tracción (apófisis)
 - a. Tubérculo tibial (enfermedad de Osgood-Schlatter)
 - b. Apófisis del calcáneo (enfermedad de Sever)

B) En los niños y adultos

1. Luxación traumática de la cadera
2. Fractura del cuello de fémur.
3. Otras fracturas (escafoides, astrágalo)

2. Física

A) Térmica

1. Calor (quemaduras)
2. Frío (congelación)

B) Radiación

1. Necrosis posradiación del hueso
2. Cabeza femoral (después de radiación de la pelvis a causa de tumores malignos)

3. Hematológica

Policitemia, anemia aplásica, degranocitosis.

4. Embolicas

Embolias de nitrógeno (enfermedad por descompresión, enfermedad de los buzos)

5) Metabólica

Enfermedad de Gaucher

2.5 Necrosis avascular idiopática de las epífisis osteocondrosis.

Cierto número de trastornos idiopáticos de las epífisis de los niños en crecimiento comparten el común denominador de la necrosis avascular y sus secuelas por tanto, las osteocondrosis se consideran como un grupo (el término *osteocondrosis* se usa en la Clasificación Internacional de las Enfermedades) revisión de 1967. Al principio, los diferentes sinónimos (epifisitis, osteocondritis, necrosis aséptica, necrosis epifisaria isquémica) pueden prestarse a confusión; la confusión no desaparece empleando los múltiples epónimos basados en el nombre de la persona o personas que han descrito el trastorno de una epífisis determinada (enfermedad de Kohler, enfermedad de Osgood-Schlatter, enfermedad de Legg-Calvé-Perthes: “el epónimo osteocondrosis”).

Sin embargo, de este caos semántico parece desprenderse un cierto orden al comprender que su patógenia, ya que no su etiología, es similar en todas estas entidades y que las manifestaciones clínicas de una epífisis están determinadas por las tensiones y los esfuerzos que soportan. La principal fuente de preocupación en cualquier osteocondrosis consiste en que durante el proceso patológico pueda quedar permanentemente deformada la epífisis afectada.

La osteocondrosis afecta generalmente a un centro epifisario secundario o epífisis de presión, el final de un hueso largo (tal como la cabeza femoral), aunque puede afectar también al centro epifisario primario de un hueso pequeño (tal como el escafoides tarsal). Se comprende que las epífisis más susceptibles son la que están enteramente cubiertas por el cartílago articular y, por tanto, las que tienen una precaria irrigación sanguínea. Algunas lesiones, en cierta manera similares y que afectan a las epífisis de tracción (como el tubérculo tibial), se consideran a veces como ejemplos de osteocondrosis idiopática, pero con toda probabilidad tienen un origen traumático y por este motivo, se estudian por separado.

2.6 Características generales de la osteocondrosis

Muchas características de las diversas entidades clínicas que constituyen la osteocondrosis son comunes a todas ellas y, por tanto, a fin de evitar repeticiones se estudian como *rasgos generales*, antes de proceder a la consideración de las entidades clínicas específicas.

2.7 Incidencia y etiología

En general, la osteocondrosis es más frecuente durante los años centrales del desarrollo, desde los 3 a los 10 años de edad. Afectan por lo general a los muchachos con mayor frecuencia que a las muchachas y las extremidades inferiores resultan más frecuentemente afectadas que las extremidades superiores. La osteocondrosis de una epífisis determinada es bilateral aproximadamente en el 15 % de los niños afectados.

Como adjetivo, *idiopática* significa que, hasta el presente, su etiología precisa no ha sido detectada y que sigue siendo motivo de interés y especulación. A pesar de la gran cantidad de teorías propuestas, los hechos demostrados han sido más bien escasos. Aunque se admite generalmente que el denominador común de la osteocondrosis lo constituye inicialmente la necrosis avascular del centro epifisiario, ya existe menos acuerdo en cuanto al mecanismo que determina la pérdida inicial de la irrigación sanguínea.

Ciertos factores; tales como la configuración vascular genéticamente determinada, pueden tener un influjo predisponente. Dado que los muchachos sufren más lesiones que las muchachas y que sus extremidades inferiores, se lesionan con mayor frecuencia que las superiores.

El trauma con suficiente gravedad para producir una fractura o dislocación puede causar definitivamente un tipo traumático bien reconocido de necrosis avascular. No obstante, en el tipo idiopático un traumatismo menos grave puede

producir una complicación, tal como una fractura patológica en un hueso previamente necrótico y agravar con ello el proceso en grado suficiente que exija la atención del médico.

Un derrame sinovial tenso, traumático o inflamatorio, puede ejercer suficiente presión para obliterar los vasos intra-articulares, por ejemplo, los que se dirigen a la cabeza del fémur.

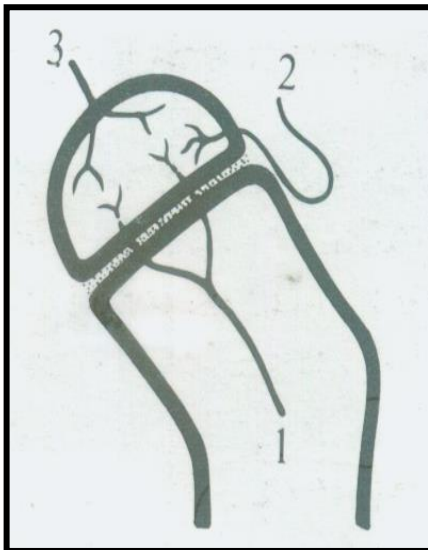
2.8 Patogenia y patología

Las osteocondrosis son trastornos autolimitados que pueden curar de un modo espontáneo y en los que por consiguiente, para su estudio se dispone de una cantidad relativamente pequeña de tejido patológico. No obstante, su patogenia y patología se comprenden mejor que su etiología. Las alteraciones patológicas de las diversas fases de fenómenos guardan una correlación excelente con las alteraciones radiográfica y se estudian mejor tomando como ejemplo una epífisis específica.

La osteocondrosis de la cabeza femoral (Legg-Perthes) es la más apropiada para este fin; su patogenia y anatomía patológica se consideran representativas de las alteraciones que tienen lugar en cualquier osteocondrosis. La descripción que sigue a continuación está basada en parte en observaciones clínicas y radiológicas efectuadas en los niños y en parte, en investigaciones experimentales personales en animales jóvenes.

Este fascinante proceso patológico se estudia mejor considerando 4 fases, aun cuando la transición de una fase a otra sea gradual y sutil. Todo el proceso se extiende durante un largo período, desde los 2 a los 8 años de edad, según la edad del comienzo y de las alteraciones secundarias.

Hasta los 4 meses de edad, la irrigación de la cabeza femoral se realiza a través de:



- 1) Los vasos metafisarios, que penetran en el cartílago de crecimiento.
- 2) Los vasos epifisarios laterales que cursan por los retináculos.
- 3) Los escasos vasos del ligamento redondo.

El aporte metafisiario va disminuyendo de manera gradual, y hacia los 4 años ha desaparecido prácticamente; no obstante, a los 7 años se encuentran más desarrollados los vasos del ligamento redondo.

Por consiguiente, entre los 4 y los 7 años la irrigación de la cabeza femoral depende casi exclusivamente de los vasos epifisarios laterales, cuya situación en los retináculos los hace susceptibles de distensión y de quedar comprimidos si se produce un derrame.

La causa desencadenante de la enfermedad es probablemente un derrame en la articulación de la cadera, a consecuencia de un traumatismo (del que se encuentran antecedentes en cerca de la mitad de los casos) o bien de una sinovitis inespecífica.

1. Fase precoz de la necrosis (fase de avascularidad).

Tras la obliteración de los vasos sanguíneos que irrigan la epífisis, producida por cualquier causa, los osteocitos y las células de la medula ósea situadas dentro de la epífisis mueren, el hueso permanece intacto durante muchos meses, no siendo ni más duro ni blando que el hueso normal.

Pero el núcleo osificante de la epífisis deja de crecer porque la osificación endocondral está desprovista de irrigación sanguínea.

El cartílago articular alimentado por el líquido sinovial, permanece vivo y, por supuesto, continúa creciendo. Así, a lo largo de los meses siguientes (a veces hasta un año o más) el núcleo osificante de la epífisis afectada es más pequeño que el del lado normal, mientras que su espacio cartilaginoso es más grueso.

Durante el período avascular, la densidad radiográfica del núcleo permanece invariable ya que sin irrigación sanguínea no puede tener lugar el depósito ni la resorción del hueso. No obstante la atrofia por falta de uso (osteoporosis) por tanto, la menor densidad radiográfica en la metáfisis puede dar la impresión de un aumento relativo de densidad en la cabeza femoral. Esta es la “fase quieta” de la osteocondrosis y en la que el niño suele estar asintomático sin que se produzca deformidad alguna.

2. Fase de revascularización con depósito y de resorción de hueso.

Esta fase representa la reacción vascular los tejidos circundantes frente al hueso muerto; está caracterizada por la revascularización de la epífisis muerta, proceso que comporta una serie de alteraciones que pueden descubrirse radiográficamente. Empezando periféricamente alrededor de la epífisis la osificación del cartílago preóseo engrosado se reanuda. Al mismo tiempo se va deponiendo hueso sobre las trabéculas óseas del núcleo osificante original; este depósito hace que el núcleo original sea radiográficamente más denso y le da el aspecto de una cabeza dentro de otra. Sin embargo, el hueso nuevo que se forma es tejido óseo primariamente comparable al que puede observarse en un callo de fractura; no es blando en sentido físico, sino que tiene (plasticidad biológica) ya que se moldea fácilmente al crecer y adquiere una forma normal o anormal según las fuerzas a las que esté sometido.

La combinación de zonas irregulares de depósito y de resorción ósea presenta radiográficamente un aspecto de aparente fragmentación. En el caso de la cabeza femoral, la cadera puede subluxarse aplicándose consiguientemente sobre las mismas fuerzas anormales.

Durante esta fase tan vulnerable de la osteocondrosis, las fuerzas anormales que actúan sobre la epífisis ya debilitada pueden producir una deformidad progresiva debido a la plasticidad biológica del nuevo hueso vivo, del cartílago y del tejido fibroso. Por la misma razón, apropiadas fuerzas de moldeado aplicadas a la epífisis en esta fase pueden evitar la deformidad.

Por haber sufrido también los efectos de la isquemia, la placa epifisaria puede dejar de crecer con normalidad y la metáfisis puede ensancharse. La fase de revascularización con depósito y resorción de hueso persiste durante períodos que pueden variar de 1 a 4 años, y durante esta fase la epífisis continúa siendo deformable.

3. Fase de curación ósea.

La resorción ósea puede cesar y continuar el depósito de hueso, de suerte que el tejido fibroso y de granulación son lentamente reemplazados por hueso nuevo. Sin embargo, el hueso nuevamente formado en una epífisis en curación presenta todavía "plasticidad biológica" y todavía puede ser relativamente moldeado, en bien o en mal por las fuerzas que actúan sobre la misma.

El contorno eventual de la epífisis sólo puede ser establecido una vez completada la reosificación de la misma.

4. Fase de deformidad residual.

Una vez completada la curación ósea, el contorno de la epífisis permanece relativamente invariable. Así es como persiste cualquier deformidad residual. No obstante, dado que el cartílago articular ha permanecido razonablemente normal, la

función, articular puede ser bastante satisfactoria durante muchos años. Sin embargo, en articulaciones que soportan peso como la cadera, la deformidad residual, la desproporción articular asociada y la movilidad limitada conducen al desarrollo gradual de una artropatía degenerativa en fecha posterior.

2.9 Sintomatología y diagnóstico

La osteocondrosis no produce síntomas ni signos clínicos durante su fase precoz "quieta" de necrosis. Sin embargo, en la fase de revascularización, en particular cuando se desarrolla una fractura patológica en el hueso subcondral, el niño experimenta dolor.

Se desarrolla un derrame sinovial y ello explica la sensibilidad local y la limitación dolorosa de la motilidad en la articulación. Si no se trata al niño los síntomas y signos tienden a ser intermitentes, pero los músculos que controlan la articulación presentan gradualmente un cierto grado de atrofia por desuso.

En algunas ocasiones el niño pasa por fases de osteocondrosis sin síntoma alguno, y en este caso el diagnóstico se efectúa fortuitamente sobre la base de una radiografía tomada por algún otro motivo. Los detalles radio gráficos de las diversas fases de osteocondrosis han sido relacionados con la patogenia y la anatomía patológica. El diagnóstico diferencial radiográfico comprende una osificación irregular en la epífisis normal y trastornos generales tales como hipotiroidismo y disostosis epifisaria en las que las anomalías se presentan en muchas epífisis.

2.9.1 Complicaciones

Complicaciones de la osteocondrosis son: la fractura subcondral de la epífisis, la subluxación de la articulación afectada, la deformidad de la epífisis con la consiguiente desproporción y posterior artropatía degenerativa.

2.9.2 Objetivos y principios de tratamiento

La osteocondrosis es una enfermedad autolimitada con o sin tratamiento. Además, el diagnóstico de la misma casi nunca se efectúa antes de la fase de revascularización

y ni los fármacos ni ninguna otra forma de tratamiento pueden anular el proceso. Por tanto, los objetivos del tratamiento deben limitarse a prevenir la deformidad de la epífisis preservando así la congruencia articular:

Los principios de tratamiento consisten en prevenir que actúen fuerzas anormales sobre la epífisis durante la fase vulnerable de revascularización y curación en la osteocondrosis que afecta a una epífisis de la extremidad inferior, ello significa prevenir la complicación que consiste en una subluxación de la articulación.

La práctica largo tiempo aplicada consistente en evitar la acción del peso durante varios años mediante el reposo en cama o mediante el uso de orteisis que alivien el peso, a veces no es necesaria ni deseable.

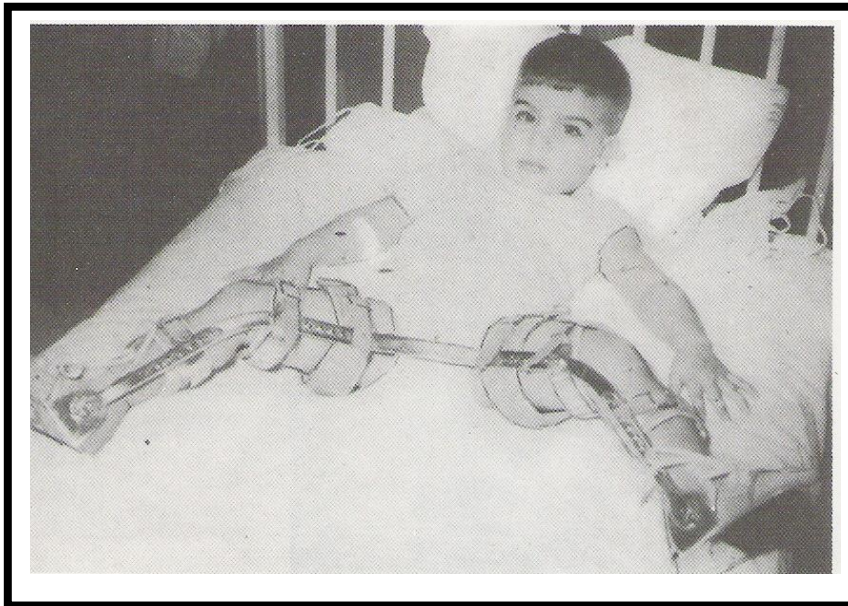
Se ha comprobado que, por ejemplo, en la articulación de la cadera, el soporte de peso puede soportarse impunemente con tal de que la cabeza femoral no sufra subluxación y que la cadera mantenga un buen margen de movilidad. Sin embargo, una vez se ha desarrollado una deformidad importante, el tratamiento tiene escaso efecto sobre el resultado final. Los métodos de tratamiento específicos se describen en relación con las diversas entidades clínicas.

CAPITULO III

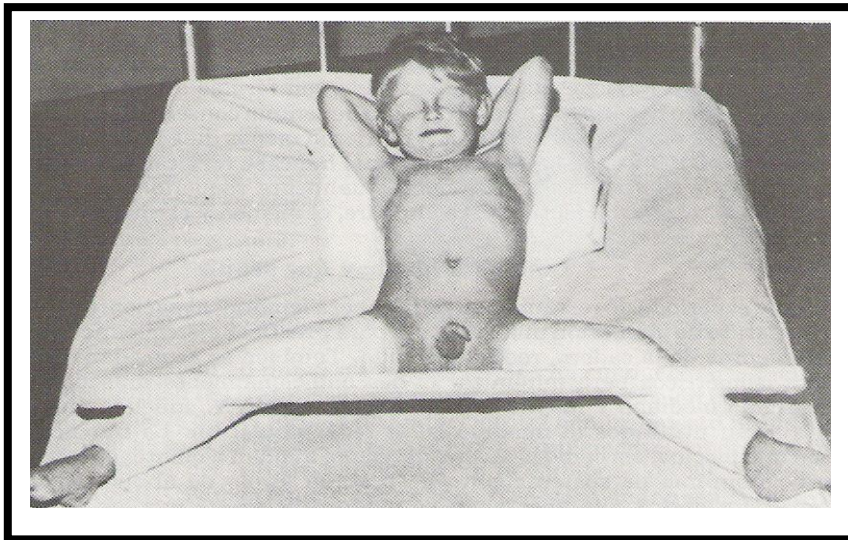
Tratamiento ortésico para la enfermedad de Legg-Calve Perthes

3.1 Introducción

En principio, el método tradicional de tratamiento de esta enfermedad era el descanso del sostenimiento de peso. El método efectuado incluía procedimientos tales como el uso de muletas con tirante o no para la extremidad afectada; silla de ruedas, inmovilización con yeso; reposo en cama con o sin tracción ; férulas de asiento isquiático disminuidoras del peso, y férulas de abducción en cama o silla improvisada o camilla. En la década pasada, el consenso apoyó los programas de abducción de la cadera sin sostenimiento de peso. En estos últimos años, varios centros de niños, incluido el Blythedale, han utilizado programas que permiten el sostenimiento de pesos con abducción de la extremidad inferior mantenida con férulas.



Este niño lleva una férula de la abducción conectada a una plancha de pie. En ese momento el programa prohibía el sostenimiento de peso.



Este niño lleva moldes de yeso largo de pierna con una barra de madera cruzada que mantiene en abducción el muslo. (De Harrison, M.H.M; y Menon, M.P.A. (1966): Diseases of Legg-Calvé Perthés.

Para tener una perspectiva de este tema, hay que señalar que junto con los programas de mayor envergadura que utilizan las pautas conservadoras antes descritas, hay programas menores que utilizan la terapia quirúrgica. En éstos se han desarrollado dos métodos. Uno, recomendado por Axer, consiste en una osteotomía de desrotación en sentido varo del fémur proximal; el segundo, descrito por Salter, consiste en la osteotomía innominada. Ambos programas permiten el sostenimiento de pesos después de la curación de las áreas osteotomizadas, por lo general al cabo de unos tres meses. Esta movilización depende de la satisfactoria recuperación del grado de movilidad y fuerza muscular.

El denominador común en los programas de terapia quirúrgica y el programa de sostenimiento de peso en férula de abducción es la mejoría en la cobertura de la cabeza femoral dentro del acetábulo. Quirúrgicamente, esto recrea rápida y permanentemente de modo conservador, tiene que ser mantenido con férulas

durante todo el estadio de curación. El tiempo consumido en el programa de terapia conservadora para el 50 % de los niños fue de 1 1/2 a 2 1/2 años. Un 25 % requirieron menos de 1 1/2 años, y un porcentaje igual, más de 2 1/2 años. Si la experiencia final indicase resultados finales equivalentes con la cirugía, la alternativa a los años actualmente requeridos en alguna forma sujeción podría resultar atractiva para el padre, el médico y el niño.

3.2 Conducta que hay que seguir

Durante el período de restauración de la cabeza femoral, al paciente se le debe permitir salir del aparato de abducción una vez al día para practicar ejercicios activos para el juego de movimientos de la cadera, rodilla y tobillo. También se aconsejan especialmente los ejercicios isométricos para minimizar el descondicionamiento muscular, en particular para el glúteo mediano y mayor y el cuádriceps, es decir, aquellos músculos que adelante serán utilizados al máximo en la redeambulación. La movilización articular diaria en una piscina, así como la misma natación, ayudan a mantener la fuerza muscular.

En el programa de sostenimiento de peso en férula de abducción del Blythedale Children's Hospital, se ha observado de modo consistente que los pacientes han empezado a deambular sin férulas después de completarse la curación, sin alguna alteración en la marcha. Anteriormente, los pacientes mantenidos en abducción sin sostener peso necesitaron, uniformemente, períodos de readiestramiento de la marcha después de la curación para eliminar las características extrañas de la marcha. La limitación de la movilidad impuesta por las férulas ha conducido gradualmente a un aumento de popularidad del tratamiento quirúrgico. Con la intención de disminuir los inconvenientes funcionales de las férulas de abducción, se han propuesto férulas menos restrictivas. Una de ellas es la férula de Atlanta, la cual, simplemente, soporta los muslos en abducción, sin control del esfuerzo alrededor de la rodilla, o de las articulaciones subtalares.

Su éxito inicialmente descrito está disminuyendo, pero ofrece una alternativa a la cirugía en casos seleccionados.

Si se ha utilizado la terapia quirúrgica, después de la retirada del yeso se sigue de la removilización articular, fortalecimiento muscular y readiestramiento de la marcha. Los objetivos de la terapia son similares a los señalados para el tratamiento postoperatorio de la luxación congénita de la cadera. Antes que la *resistencia* normal suele aparecer una fuerza muscular mensurable, por lo cual un niño puede sentir la tentación de efectuar actividades superiores a las capacidades funcionales presentes. Se necesitan ejercicios de readiestramiento de la resistencia específica, así como la supervisión de los deportes y actividades recreativas. Sugerir y proporcionar de forma seriada los deportes apropiados es, a menudo, mejor aceptado que restringir los deportes que el niño selecciona sin supervisión.

Los médicos especialistas indican con frecuencia un tratamiento mediante la aplicación de férulas, una vez superada la fase aguda de la enfermedad.

La ventaja del tratamiento ambulatorio es la de permitir que los niños tengan una vida de relación prácticamente normal, ir a la escuela y no sufrir los problemas psicológicos de una permanencia prolongada en cama.

3.3 Indicaciones

Enfermedad de Perthes, unilateral o bilateral.

3.4 Descripción de los aparatos

El objetivo principal de las ortesis es conseguir una cabeza femoral esférica y bien centrada para ello es necesario:

- Descargar la cadera
- Prevenir extracción de la cabeza femoral dando una buena cobertura.
- Permitir una buena remodelación de la cabeza manteniendo ésta bien centrada dentro de la cavidad cotiloidea.

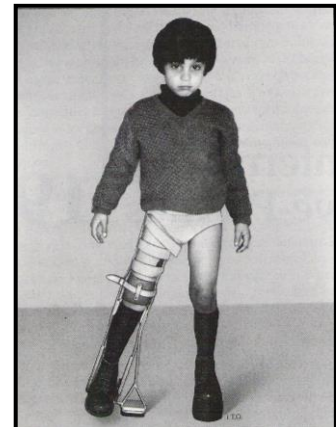
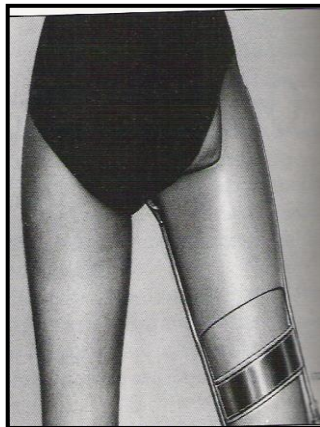
3.4.1 Compás de tracción

Esta indicado en fase aguda de la enfermedad, cuando es conveniente que el niño permanezca en reposo absoluto en cama. Se conoce generalmente con el nombre de compás tipo Wingfield Scótt y ha sido descrito también como férulas para el tratamiento de la luxación congénita de cadera.

3.4.2 Férula de Thomas

Ha sido empleada durante muchos años como tratamiento ambulatorio de la enfermedad de Perthes. El principal inconveniente que presenta es el de no conseguir una buena cobertura de la cabeza femoral, por lo que puede dar lugar a una extrusión de la porción externa de la misma y la correspondiente incongruencia articular.

3.4.3 Férula unilateral en abducción para descarga de cadera



Nuestra experiencia se ha basado en la aplicación de una ortesis de marcha, con la extremidad descargada en moderada abducción y rotación interna, inspirada tanto en los principios de la férula de Thomas como en los de la férula en abducción de Tachdjian, pero con modificaciones personales para lograr mantener, durante la deambulación con la ortesis, la cabeza del fémur en la mejor posición para conseguir una buena remodelación de la misma.

En estos últimos años se han ensayado distintos modelos de férulas de características semejantes, construidas con una gran variedad de materiales, y que generalmente se conocen con el nombre del autor que ha publicado los resultados obtenidos con ellas.

La más conocida es la propuesta por Tachdjian, Mihran y Jouett, que señalaron en el tratamiento de la enfermedad de Legg-Calvé-Perthes los puntos más importantes a considerar para obtener una cadera normal. Consistían por una parte en el mantenimiento dinámico de la cabeza del fémur en el acetábulo mediante la colocación de la articulación de la cadera en moderada abducción y rotación interna y, por otra, en la eliminación de las presiones causadas por el peso del cuerpo sobre la cabeza del fémur.

En el momento de construir la férula, bajo el punto de vista técnico debe tenerse En cuenta:

- a) Lograr un correcto apoyo isquiático capaz de transmitir de forma confortable el peso del cuerpo sobre este punto mientras la extremidad descargada se mantiene en moderada abducción y rotación interna. Para ello es necesario que el borde postero proximal del encaje del muslo, que sirve de base de apoyo isquiático, esté dispuesto de tal forma que en todo momento (durante la bipedestación y la marcha) sea totalmente paralelo al suelo.
- b) Conseguir que la pieza de la férula en forma de apoyo, se desplaza sobre el suelo durante la marcha, lo haga paralelamente a dicho suelo y al apoyo isquiático, señal clara de que la férula se mantiene en la posición de abducción indicada.
- c) Construir una ortesis lo más ligera posible para ahorrar el esfuerzo muscular y gasto energético durante la marcha, pero lo suficientemente fuerte para que, por causa de su necesario trabajo en abducción, no se estropee la frecuencia.

3.4.5 Los principales componentes de la férula son:

Encaje cuadrangular situado alrededor de zona proximal del muslo, inspirado en los encajes cuadrangulares para las prótesis, pero en posición de abducción de 20-30°.

Para enfermos poco pesados se construyen en termoplástico (polipropileno), sobre molde positivo por el procedimiento del moldeado mediante extracción de aire con máquina de vacío. Para enfermos robustos, para resulte más resistente, se construyen con material acrílico laminado y también sobre molde positivo.

El borde superior del encaje por su parte anterior a 1 cm por debajo del pliegue inguinal. Lateralmente sube hasta alcanzar el punto más alto a igual distancia por encima del trocánter que por debajo del ala ilíaca. Posteriormente desciende siguiendo la forma horizontal del pliegue glúteo (siguiendo una línea horizontal también al suelo). El adecuado grosor de este borde posterior (1,5 a 2 cm) sirve de base de sustentación al isquion. Mediante el borde sigue la línea perineal con la altura suficiente para provocar una presión incómoda en la rama pubiana, si el paciente junta las piernas.

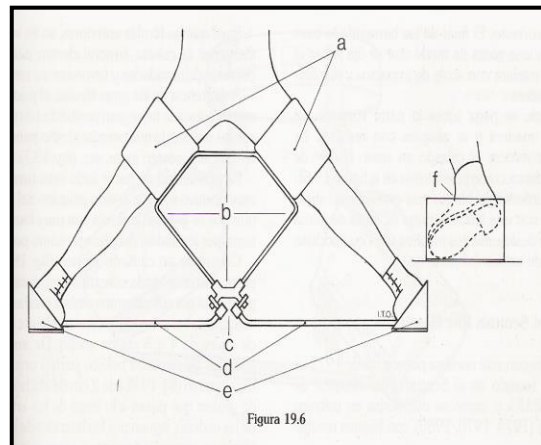
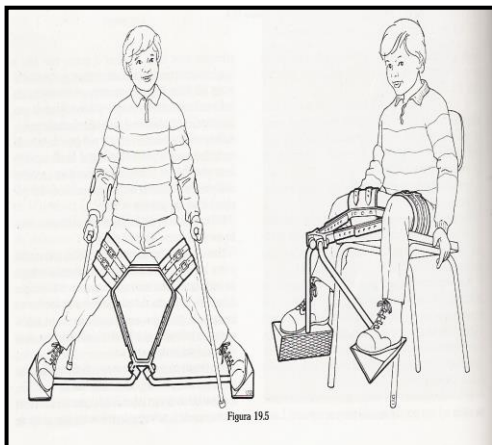
El borde inferior del encaje termina en forma circular sobre el tercio medio del fémur. Dos barras de duraluminio, una medial y otra lateral, bajan de los lados del encaje a lo largo de toda la extremidad, hasta terminar 6 cm por debajo de la planta del pie mediante un estribo en forma de U, por el que, por la acción de unos rodillos, se desliza una pieza que fija el calzado, donde se aloja el pie del paciente.

Las ortesis para niños de menos de 6 años de edad no se articulan a nivel del eje articular de la rodilla. A esta edad no tienen la habilidad necesaria para usar el bloqueo de la articulación mecánica, que, se ha de fijar durante la marcha y desbloquear al sentarse. Para niños de edad superior a los 6 años, la férula se articula a nivel de la rodilla para que la puedan flexionar libremente al sentarse.

Una barra sólida, que forma un ángulo de 20-30° con el lado medial de la férula, tiene su origen superior a unos seis centímetros por debajo de la rodilla. Su parte inferior forma un triángulo bajo cuya base va remachada una plataforma rectangular en forma de papel secante y provista de material antideslizante, que es la que apoya al suelo, facilitando y posibilitando la marcha del paciente.

Un alza de 3.5 cm bajo la suela y el tacón del calzado del pie contra lateral cuida de conseguir la necesaria horizontalidad de la pelvis del paciente durante su deambulación con la ortesis.

3.4.6 Férula de Toronto



Parker, en 1928, indicó la conveniencia de colocar las caderas a 45° de abducción para evitar la extrusión de la cabeza femoral. William Craig de Los Angeles, en 1957, describió un método que mediante la utilización de una barra mantiene las piernas en abducción y rotación interna. Gordón Patrie, en 1965, mediante la aplicación de yesos buscó conseguir de forma más segura los mismos objetivos.

Sin embargo los vendajes enyesados presentan una serie de inconvenientes como son:

- Escaras en la piel
- Atrofia muscular
- Rigideces articulares
- Problemas de higiene

Con el fin de superar los inconvenientes descritos que provocan el empleo de los yesos, diseñaron en 1968, una ortesis conocida con el nombre de férula de Toronto que mantiene las dos piernas en abducción de 45° en relación al plano sagital y en rotación interna de 10-15°. Permite la carga del peso del cuerpo pero gracias a sus características, disminuye las sollicitaciones mecánicas de las caderas.

CAPITULO IV

Proceso de elaboración de la ortesis

4.1 Obtención De Medidas

Para comenzar con la toma de medidas se hacen una anamnesis al paciente de manera que obtengamos sus datos personales. Luego se procede con la toma de medidas las que se deben de tomar y luego anotarlas en una hoja de medidas, entre estas tenemos:



1. Circunferencia proximal y distal de muslo
2. Circunferencia proximal y distal de pierna
3. Cabezas metatarsianas I y V
4. Maléolos ML
5. Altura de articulación de rodilla
6. Largo del pie

Una vez tomadas las medidas se procede a la toma enyesada del molde negativo.



1. Se le coloca una media al usuario
2. Se procede a hacer todas las marcas necesarias como son:
 - a. Trocánter mayor
 - b. Altura de articulación de rodilla
 - c. Cabezas metatarsianas
 - d. Maléolos
 - e. Cabeza del peroné

3. Se le coloca un protector al paciente para facilitar la retirada del molde negativo.
4. Se hace la conformación de anillo cuadrilateral
5. Ya con el anillo cuadrilateral se comienza a vendar la extremidad inferior a

partir del anillo hacia abajo, colocando la pierna en aproximadamente 10° de rotación interna, 20-30 ° de abducción con 5° de flexión de rodilla y 5 ° de flexión plantar.

6. Al fraguar el yeso se marca el yeso con unas líneas para determinar la línea de corte.
7. Ver que el molde se encuentre debidamente alineado.

4.2 Elaboración del molde positivo

Ya teniendo el molde negativo se procede a llenarlo de yeso calcinado para lograr la conformación del molde positivo.

Después se eliminan los excesos de yeso necesarios y se modifican las medidas para que luego se realicen los aumentos necesarios.



- Se procede a pulir el molde.
- Se marca la articulación mecánica de la rodilla que se ubica 2 cm. por arriba de la articulación anatómica y en el tercio posterior ya que en este caso se cuenta con la línea de peso para ser utilizada como referencia debido a la posición especial del molde.
- Se coloca un clavo o alfiler como referencia del punto de la articulación.
- Una vez marcada la articulación mecánica se traza una línea desde el extremo lateral de la articulación para la elaboración de la caja en la parte posterior.
- Se verifica la alineación

4.3 Termo conformado

- Se coloca el molde en el sistema de succión colocando la cara anterior del positivo hacia abajo, con el objetivo de que el cierre quede anterior. Se coloca sobre el molde una media de nylon que servirá como aislante de humedad.



- Se toman las medidas circunferenciales del molde positivo, correspondientes al nivel del tobillo, a nivel superior del muslo y el largo de la punta del pie hasta 10 cm. por encima del final del molde. Se transfieren a una lámina de polipropileno de 6 mm. La cual se cortara posteriormente.
- Se introduce la lámina de polipropileno al horno (aproximadamente a 180°-200°) sobre un pliego de teflón y se espera que alcance el punto de transformación.
- Cuando el polipropileno ya esta listo es retirado del horno, se aplica al papel transfer silicón y es colocado encima del polipropileno, se retira y luego se procede a termo-conformarlo sobre el positivo, verificando que no se formen pliegues. Utilizando una tijera se retiran los excesos de material y se aplica la succión inmediatamente.
- Después de que el polipropileno ha alcanzado nuevamente su forma sólida y esta frío se procede a retirarlo del sistema de succión.

4.4 Construcción

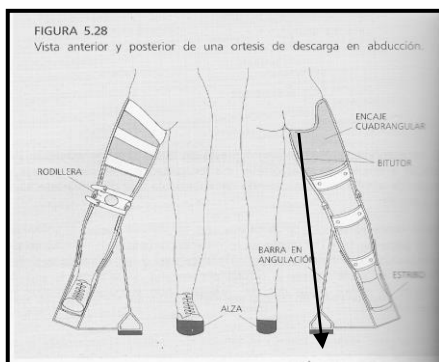
Una vez que ya tenemos listo el molde en termo conformado continuamos con la conformación de la barra y la elaboración de la base con sus respectivos grados de abducción con el que se apoyara el aparato en el suelo. Este aparato esta compuesto de segmento de muslo y segmento de pierna los que estarán unidos con la barra.

Va provista de aberturas para poner y quitar el aparato fácilmente. El sistema de cierre generalmente es a base de velcros. En cuanto a la elaboración de la base del fue conformada de polipropileno reforzado con barras de aluminio en su interior y en su parte inferior fueron colocados fricciones de bicicleta para un mejor agarre al contacto con el piso.

4.5 Biomecánica

Los conceptos empleados en el tratamiento de la enfermedad de Perthes son básicamente tres:

- 1) Reducción de las cargas sobre la articulación para evitar su deterioro por aplastamiento.
- 2) Colocación de la pierna en una posición determinada para que la cabeza femoral quede mejor recubierta por el acetábulo.
- 3) Libertad del movimiento articular, para remodelar la cabeza.



La posición de cobertura se obtiene con la pierna en abducción, flexión y rotación interna. Cuando se realizan movimientos alrededor de esta posición de cobertura por la plasticidad del cartílago se produce el remodelado de la cabeza, conservándose la congruencia articular sin que se produzca extrusión en dicha cabeza, es decir deformación del cartílago de crecimiento por la concentración de esfuerzos en los bordes del acetábulo, cuando éste la recubre sólo parcialmente. Si logramos mantener el cartílago sin deformación, obtendremos posteriormente, en la fase de osificación, una cabeza femoral congruente con el acetábulo.

Cuando se intenta realizar el apoyo unipodal de la extremidad abducida se produce un momento de fuerza que tiende a acelerar el apoyo contralateral. Esto se debe a que el apoyo de la férula sobre el suelo se encuentra muy distante de la recta de carga del peso del cuerpo, que pasa verticalmente por el centro de gravedad del cuerpo en esta posición. El mantener un ligero apoyo unipodal durante la marcha no se consigue por la acción de los músculos, que no son capaces de ello al estar relajados por la posición, sino por la inercia del movimiento corporal. Las solicitaciones debidas a los músculos equilibrantes de la pelvis quedan por tanto reducidas y no se puede llegar a mantener el equilibrio sobre la pierna en abducción.

Los aparatos que actúan sobre las dos piernas basan su efecto principalmente en la cobertura acetabular. La posición en abducción y rotación interna modifican en gran manera la marcha del paciente, que se logra gracias a la movilidad de la columna lumbar, el esfuerzo de los brazos provistos de bastones ingleses y la inercia del movimiento se realiza un apoyo unipodal muy corto, desapareciendo casi totalmente las solicitaciones mecánicas del grupo abductor, por no existir movimiento entre pelvis y fémur, debido al diseño de la férula en abducción.

4.6 Observaciones de uso

Para obtener el máximo aprovechamiento y satisfacción en el uso de la Ortesis, en las instrucciones de utilización deben figurar, entre otros, los siguientes aspectos:

Las condiciones de mantenimiento de la Ortesis, entre las que se encuentran:

- Incluir el método y la frecuencia adecuados.
- No usar, cremas, lociones ya que reblandecen la piel y pueden favorecer a la aparición de lesiones cutáneas.
- Indicar que en caso de ruptura se debe acudir inmediatamente a la ortopedia.
- No mojar los componentes metálicos de la ortesis, si esto sucede secarla minuciosamente.
- Advertir sobre los posibles efectos secundarios no deseados que pueden aparecer (edemas, dolor, lesiones cutáneas etc.) y la necesidad de comunicarlo a la ortopedia correspondiente.
- Advertir que la ortesis permite la deambulaci3n, pero es importante que no se corra con ella, pues disminuye notablemente su funci3n de descarga.
- Advertir que no debe acercarse la ortesis a una fuente de calor, por peligro de deformidad de los componentes termoplásticos.
- Incluir el método de colocaci3n y de retirada de la ortesis.
- Indicar el tipo y características del calzado que debe usarse con la Ortesis.
- Debe advertirse a los padres y al propio paciente, para conseguir de ellos una buena colaboraci3n, sobre la larga duraci3n del tratamiento.
- Son necesarias revisiones periódicas de la ortesis, el tratarse de pacientes que est3n en crecimiento y prohibidos los arreglos caseros.
- Los fines del tratamiento ortopédico son: descargar cadera, dar una buena cobertura a la cabeza femoral y favorecer la remodelaci3n de la misma.
- Cuando se utilizan las férulas unilaterales de descarga debemos poner atenci3n en evitar que la extremidad realice carga.
- La construcci3n de la ortesis debe realizarse de tal forma que no aparezcan desviaciones de la rodilla en varo o en valgo.
- El uso de este tipo de ortesis conlleva generalmente un cierto grado de atrofia muscular, siendo indispensable una gimnasia adecuada en descarga, como la nataci3n, etc.

4.7 Pronostico

La enfermedad de Legg-Perthes más que cualquier otra de las osteocondrosis, el pronóstico es extremadamente variable, incluso cuando se aplica tratamiento. La edad de comienzo es un factor importante, en general el pronóstico es bueno en los niños cuyo inicio tiene lugar antes de los 5 años. Bastante bueno en los que se inicia entre los 5 y 7 años de edad. El pronóstico es definitivamente malo en el tipo cefálico total y en presencia de subluxación. En el niño mayor la imposibilidad de tratar la enfermedad de Legg-Perthes puede concluir a una grave deformidad residual.

CAPITULO V

Costos de elaboración de la ortesis

5.1 Costos de materia prima

Descripción del material	Presentación	Precio \$	Valor por unidad \$	Cantidad Utilizada	Costo en \$
Vendas de Yeso de 6"	Caja de 20	40.35	2.0175	4	11.33
Yeso calcinado	1 Libra	6.5	0.26	10	2.60
Polipropileno de 6 mm.	1 Pliego	47.52	23.76	¼ pliego	17.50
Barras	Unidad	80.00	40.00	2	80.00
Webbing	1 Yarda	0.50	0.50	1	0.50
Cinta adhesiva	1 Rollo	0.75	0.75	1/2	0.37
Baja lengua	Caja de 100	2.50	0.025	4	0.10
Papel transfer	1 pliego	6.5	6.5	½ pliego	3.25
TOTAL \$					115.65

5.2 Costos de elaboración.

Material de elaboración	Presentación	Precio \$	Valor por unidad \$	Cantidad Utilizada	Costo en \$
Remache de cobre	Docena	0.96	0.08	12	0.96
Arandelas	Docena	0.96	0.08	12	0.96
Hebillas de 1"	Docena	4.2	0.35	3	1.05
Remache rápido	Docena	0.48	0.04	6	0.24
Thiner	Galón	3.62	1.81	1/6 galón	0.60
Pegamento	Galón	8.23	2.05	1/10 galón	0.83
Tirro de 2"	Rollo	2.00	2.00	1/2	1.00
Tirro de 1"	Rollo	1.00	1.00	1/2	0.50
Lija #320	Pliego	0.57	0.57	1/2	0.28
Tornillos de 4 mm.	Docena	0.48	0.04	12 unidades	0.48
TOTAL					6.90

5.3 Costos de mano de obra

Salario del técnico	\$ 450
Costo por hora efectiva de elaboración	\$ 2.81
Horas efectivas hombre	160 hrs.
Horas efectivas de elaboración	20 hrs.
Costo de mano de obra = \$ 2.81 x 20 hrs. =	\$ 56.20

5.4 Costos indirectos

Costo de mano de obra x 125% = Costos indirectos \$ 56.20 x 1.25 = \$ 70.25

5.4 Costo total

COSTOS DIRECTOS

Costos de materiales	115.65
Costos de elaboración	6.90
Mano de obra	56.20

COSTOS INDIRECTOS

Costo indirecto	70.25
-----------------	-------

TOTAL	\$249.00
-------	----------

CAPITULO VI

CASO No. 2

6.1 Datos Personales.

Nombre: Tomas Gómez Gómez
Edad: 47 años
Fecha de Nacimiento: 20-01-58
Nacionalidad: Salvadoreño
Estatura: 160 mts
Peso: 155 lbs
Estado civil: Divorciado
Ocupación: Relojero
Dirección: Col. Las palmitas 3er pje. Cara Sucia, San Francisco
Ahuachapan.,
Teléfono: 24203900
Diagnóstico: Amputación transfemoral miembro inferior derecho.

6.2 Historia Clínica.

Usuario de 47 años, masculino trabajaba en un camión en el que transportaban adoquines de Quezaltepeque hacia Acajutla, de repente se desvió el camión y fue a pegar hacia un paredón y con el impacto se callo y los adoquines también cayeron en el cuerpo del usuario y a sus otros compañeros de trabajo, donde el mas afectado resulto ser él, al recibir golpes en la cabeza y en su pierna derecha que resulto totalmente fracturada por lo que para médicos del hospital Rosales fue imposible salvarla en el cual estuvo internado un tiempo de 5 meses de los que estuvo 22 días inconciente.

Después de dado de alta fue remitido al ISRI para recibir terapia física como también terapia psicológica por un tiempo de un año, manifiesta que le ha ayudado

mucho para aceptar su situación, después de esta fecha se le indicó el uso de una prótesis transfemoral, la cual fue fabricada en este mismo centro.

Cinco años después le donaron una prótesis en la fuerza armada tipo cuadrilateral la cual le causo una serie de laceraciones en todo lo que es el borde proximal de muñón, también el cincho que le servia de suspensión le hizo algunas marcas en la cintura, por lo que visito la Uiversidad Don Bosco para que le fabricaran una nueva prótesis ésta con cuenca tipo ovolongitudinal con la que al usar noto un cambio tanto en la comodidad de la cuenca como en el estado del muñón.

Nuevamente se presenta a la universidad para un cambio de prótesis ya que la que usa esta demasiada pesada para él, y le dificulta realizar la marcha.

6.3 Antecedentes Personales

Antecedentes personales no contribuyentes al cuadro.

6.4 Antecedentes Familiares

Antecedentes familiares no contribuyentes al cuadro.

6.5 Antecedentes Médicos

Después de haberle amputado su MID a un nivel distal, se programo una nueva reamputación, a causa de una infección y para hacerle la regularización final del muñón.

6.5 Evaluación Física.

Impresión Clínica

El usuario deambula con ayuda de prótesis transfemoral en miembro inferior derecho tipo exoesqueleta con ayuda de un bastón, se observa una marcha con inclinación hacia el lado amputado con una buena base de sustentación, además se observa una pequeña caída pélvica del lado amputado.

Extremidad residual derecha (Muñón)

Condición general del muñón:

Se observa en la parte proximal del muslo, hiperqueratosis, la localización de la cicatriz es en el extremo distal del muñón, una contextura normal.

Miembro Inferior Izquierdo.

Condición general de miembro inferior izquierdo:

Se observa en óptimas condiciones y una buena coloración de la piel, con fuerza muscular perfecta, completa los arcos de movimientos en todas las articulaciones del mismo.

6.7 Evaluación muscular y arcos de movimientos de miembros inferiores.

Articulación	Miembro Inferior Derecho		Miembro Inferior Izquierdo	
	Rango de Movimiento	Fuerza Muscular	Rango de Movimiento	Fuerza Muscular
Flexión	130 ⁰	5	130 ⁰	5
Extensión	25 ⁰	5	25 ⁰	5
Abducción	45 ⁰	5	43 ⁰	5
Aducción	30 ⁰	5	25 ⁰	5
Rot. Ext.	-	-	30 ⁰	5
Rot. Int.	-	-	30 ⁰	5

Articulación	Miembro Inferior Derecho		Miembro Inferior Izquierdo	
	Rango de Movimiento	Fuerza Muscular	Rango de Movimiento	Fuerza Muscular
Flexión	-	-	120 ⁰	5
Extensión	-	-	180 ⁰	5

Articulación	Miembro Inferior Derecho		Miembro Inferior Izquierdo	
	Rango de Movimiento	Fuerza Muscular	Rango de Movimiento	Fuerza Muscular
Flexión Plantar	-	-	45°	5
Flexión Dorsal	-	-	20°	5
Inversión	-	-	35°	5
Eversión	-	-	20°	5

Se obtuvieron los siguientes resultados al realizar las pruebas:

PRUEBA	MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO	MIEMBRO INFERIOR DERECHO
Prueba de Thomas (contractura de cadera en flexión):	Negativa	Negativa
Desviación lateralizada de la columna:	Negativa	Negativa
Ligamento Colateral Medial (tensión valga):	Estable	-
Ligamento Colateral Lateral (tensión vara):	Estable	-
Ligamento Cruzado Anterior:	Estable	-
Ligamento Cruzado Posterior:	Estable	-

VISIÓN

No presenta deficiencias visuales.

AUDICIÓN: No presenta deficiencias auditivas.

MIEMBROS SUPERIORES: Fuerza muscular en grado normal y arcos articulares completos.

6.8 Prescripción

Elaboración de prótesis transfemoral endoesquelética con cuenca ovolongitudinal, laminada en resina poliéster, válvula de succión plástica, rodilla monocéntrica, pie protésico SACH y espuma cosmética.

CAPITULO VII

Marco Teórico

7.1 Generalidades

Amputación es la pérdida de una parte del cuerpo, generalmente un dedo de la mano o del pie, un brazo o una pierna que se presenta como resultado de un accidente o un trauma.

Se puede definir amputación como una resección o remoción completa y definitiva de una parte o totalidad de un miembro. Según el mecanismo por el cual se produce la amputación puede clasificarse en dos grandes tipos que son:

Amputación Primaria o Traumática. La cual se define como toda amputación producto de un agente traumático.

Amputación Secundaria o Quirúrgica. Se define como una amputación programada o electiva, la cual se realiza a través de un acto quirúrgico.

Es preciso mencionar que toda amputación es de tipo irreversible, por ello es preciso determinar con una gran precisión el nivel óptimo de amputación para poder satisfacer las necesidades de la persona. Además debemos tomar en cuenta que ninguna prótesis puede reemplazar al máximo las funciones de un miembro, por ejemplo la percepción sensitiva, por ello es importante mantener una extremidad que tenga intacta su sensibilidad aun cuando haya desaparecido la función motora.

La mayoría de técnicas de amputación empleadas en los adultos son útiles también para niños, pero en estos casos, los factores de crecimiento corporal general y de crecimiento del muñón son bastante significativos.

7.2 Causas de Amputación.

Existen diversas causas para realizar una amputación sin embargo, podemos agruparlas en tres grupos:

1. Traumáticas:

La amputación es un recurso para salvar la vida, en casos que haya pérdida completa del sistema neuromuscular, aplastamiento grave, compromiso vascular y deterioro marcado de la piel.

2. Enfermedades Vasculares:

La falta de circulación en un miembro constituye una indicación absoluta para amputación. La insuficiencia circulatoria secundaria a enfermedad vascular arteriosclerótica, constituye la causa más frecuente de amputación. Generalmente va asociada a diabetes mellitus, y puede llegar a la necrosis o gangrena en las extremidades con o sin infección agregada.

3. Infección:

En ciertos casos, una infección agresiva localizada en una extremidad, además de producir compromiso focal, compromete seriamente el estado general. Por ejemplo, En la lepra, en cierto número de casos, se presentan secuelas neurológicas de úlceras perforantes del pie, y en la osteomielitis crónica la cirugía local puede llevar a la curación, pero no son raras las recidivas que pueden hacer necesaria la amputación.

4. Por Enfermedad:

Neoplasias: Especialmente si son tumores malignos y primarios, se requiere de un tratamiento radical antes de que se propague por metástasis, si el dolor es intenso, si la neoplasia se ha ulcerado, o por fractura patológica. Los tumores metastásicos secundarios son los que con mayor frecuencia afectan a las extremidades, sin embargo muy rara vez son tratados mediante amputación.

5. Por Deformidades: Congénitas o adquiridas.

Los defectos parciales o totales de la extremidad pueden requerir intervención quirúrgica para hacer más funcional la extremidad afectada. En estos casos se debe tener en cuenta dos factores: el económico, pues la corrección quirúrgica de estas deformidades requieren varios actos operatorios posteriores a la primera amputación, y el psíquico, ya que el paciente requiere una estabilidad emocional para soportar dos, tres o más años de tratamiento. En caso de que no se cumplan estos dos factores no es aconsejable la amputación.

7.3 Causas de una amputación traumática

Por lo general, las amputaciones traumáticas son el resultado directo de accidentes en fábricas y granjas con herramientas eléctricas o por vehículos de motor. Asimismo, los desastres naturales, la guerra y los ataques terroristas pueden causar amputaciones traumáticas.

7.3.1 Consideraciones generales de una amputación traumática

Si un accidente o un trauma ocasiona una amputación completa es decir la parte del cuerpo resulta totalmente cercenada, dicha parte algunas veces se puede reconectar, sobre todo cuando ambas partes de la extremidad han recibido los cuidados necesarios.

En una amputación parcial, queda algo de tejido blando de conexión y dependiendo de la severidad de la lesión, se puede o no reconectar la parte parcialmente afectada. Hay distintas complicaciones asociadas con la amputación de una parte del cuerpo; entre las más importantes están las hemorragias, el shock y las infecciones.

Para las víctimas de amputaciones, los resultados a largo plazo han mejorado como producto de la mejor comprensión que se tiene acerca del manejo de la amputación traumática, el manejo oportuno de los casos de emergencia y de los cuidados críticos, las nuevas técnicas de cirugía, la rehabilitación temprana y el

diseño de prótesis nuevas. Las técnicas recientes de reimplantación de extremidades han tenido un éxito moderado, aun cuando la regeneración incompleta de los nervios sigue siendo un gran factor limitante.

A menudo, la persona que padece una amputación traumática tendrá mejores resultados con una prótesis funcional que se le ajuste bien que con una extremidad reimplantada pero sin funcionalidad.

a) Primeros Auxilios

- Se deben examinar las vías respiratorias de la víctima.
- Es necesario calmar y darle seguridad a la víctima.
- Se controla la hemorragia aplicando presión directa sobre la herida.
- Es importante guardar y conservar con el paciente cualquier parte del cuerpo que se haya desprendido.
- Es importante permanecer con la víctima hasta recibir asistencia médica.

b) No se debe de olvidar:

- Olvidar que salvar la vida de la víctima es más importante que salvar una parte del cuerpo.
- Pasar por alto otras lesiones menos obvias.
- Decidir que la parte del cuerpo es demasiado pequeña para salvarla.
- Crear falsas esperanzas de reimplantación.

c) Síntomas

- Corte parcial o total de una parte del cuerpo.
- Sangrado (puede ser mínimo o severo, dependiendo de la ubicación y naturaleza de la herida).
- Dolor (el grado de dolor no siempre está relacionado con la gravedad de la herida o con la magnitud del sangrado).
- Tejido corporal aplastado (destrozado pero parcialmente adherido por músculos, huesos, tendones o piel).

d) Dolor después de la amputación

Esta clase de dolor es natural en cualquier procedimiento quirúrgico cuando la piel, los nervios, músculos y huesos son cortados. Generalmente, desaparece cuando se desinflama la piel y la herida se estabiliza. Los analgésicos pueden aliviar esta clase de dolor.

e) Sensación de miembro fantasma

Es una sensación o sensibilidad en la parte del miembro que ha sido extirpado puede sentir picazón, hormigueo, calor, frío, dolor, calambres, contracciones, movimientos y cualquier otra sensación que se pueda imaginar. Casi todas las personas amputadas experimentan sensaciones fantasmas. Las sensaciones fantasmas no son un signo de locura. El cerebro “recuerda” las sensaciones cuando tenía el miembro y todavía reporta las sensaciones. Mientras estas sensaciones no sean desagradables, no debería de tener problemas.

f) Sensación de dolor Fantasma

Es dolor donde no tiene el miembro que le amputaron. El dolor fantasma es diferente del dolor del muñón. Entre el 50% y el 80% de las personas que han perdido un miembro sufren de esta sensación. Varía mucho de una persona a otra. A algunas personas sólo les fastidia un poco. Para otras personas puede ser muy incómodo y desagradable.

El dolor fantasma no es un signo de locura, las causas no han sido aclaradas. No hay un solo tratamiento garantizado, pero sí hay muchos tratamientos que se pueden probar, de acuerdo con la clase de dolor. La cirugía nunca ha demostrado que puede ayudar a reducir el dolor. En la mayoría de los casos, el dolor fantasma agudo desaparece en el plazo de meses, aunque la mayoría de las personas amputadas pueden sentir dolor fantasma ocasionalmente.

g) Nivel de amputación.

Se debe preservar lo más posible de la extremidad comprometida, tomando en consideración no sólo su longitud, sino los niveles funcionales de la misma, es decir, las articulaciones (en este caso se busca la función óptima de la articulación de cadera). El "nivel ideal" es aquel que conserva una buena movilidad, fuerza y buen brazo de palanca y que permite la adaptación y manejo de la prótesis, aunque muchas veces el nivel lo determina la extensión de la lesión o enfermedad que compromete el miembro.

CAPITULO VIII

Clasificación de amputaciones transfemorales

1. Amputación del tercio distal del muslo.
2. Amputación del tercio medio del muslo.
3. Amputación del tercio proximal del muslo.

8.1 Tratamiento

Después del periodo de recuperación y de rehabilitación física es necesario orientar el tratamiento hacia la protetización, la cual debe ser lo más pronto posible. Por ello el tratamiento de ser posible, debería ser determinado por el equipo interdisciplinario, desde el momento de la amputación hasta la fase final que sería la protetización.

8.2 Objetivos del tratamiento protésico

1. Obtener la bipedestación. La protetización permite que el usuario adopte una posición de bipedestación, permitiéndole tener libres sus extremidades superiores.
2. Realizar la marcha con apoyo bipodal lo más parecido posible a la marcha anatómica normal.
3. Si las condiciones físicas del usuario y las características del muñón lo permiten, poder realizar carreras y saltos.
4. Restitución de la cosmética al recuperar una marcha correcta y armónica, al mismo tiempo que se consigue la simetría corporal.

8.3 Biomecánica del alojamiento del miembro residual.

Los requisitos básicos que debe de cumplir la cuenca protésica son:

1. Recepción del muñón (alojamiento del miembro residual).
2. Transmisión de fuerzas (estática y dinámica).
3. Transmitir movimientos.

4. Adhesión total al muñón (contacto total: favorece la circulación, ayuda a prevenir edemas, mayor sentido de propiocepción para un mejor control y provee de una mayor superficie para la distribución de las presiones en las áreas de carga).

8.4 Condiciones a la que están sujetas las prótesis.

- Condiciones Fisiológicas: son los de la situación general del usuario. Entre los datos que influyen para prescripción de la prótesis tenemos:

1. Edad.
2. Sexo.
3. Complicaciones anexas.
4. Estado psíquico.
5. Situación neuromusculoesquelética.

- Condiciones Pato-fisiológicas: Describen la situación del muñón amputado.

1. Nivel de amputación.
2. Muñón estable.
3. Conservación del balance articular de las articulaciones proximales al muñón.
4. Potencia muscular óptima de la musculatura que actúa sobre las articulaciones proximales al muñón.
5. Buen estado de la piel.
6. Ausencia de edema en el muñón.
7. Cicatriz en buen estado y en un lugar adecuado.
8. Buena circulación arterial y venosa.
9. Biselado correcto de los segmentos óseos distales.
10. Capacidad para soportar carga.
11. Sensibilidad.

Cuando un muñón presenta una o varias condiciones adversas dificultan el poder ser protetizado, a este tipo de muñón se le conoce como Muñón Patológico.

Algunas veces se realizan reamputaciones para corregir dificultades que no le permiten ser utilizado como tal. Existe también una serie de alteraciones que pueden dificultar el proceso de protetización, entre estas están: falta de equilibrio, pérdida de la visión, neuropatías, cardiopatías, insuficiencia respiratoria, el estado del miembro contralateral.

- Condiciones Biomecánicas: es la relación entre las condiciones biológicas y fisiológicas que actúan en el cuerpo del usuario:
 1. Condiciones fisiológicas.
 2. Medio Ambiente.
 3. Elección de componentes (según tipo de actividad y medio ambiente),
 4. Diseño de la cuenca.
 5. Análisis de la marcha.
 6. Diseños especiales de fabricación.
 7. Especificación de los fabricantes.

- Condiciones Mecánicas:
 1. Fuerza de presión (fase de apoyo medio).
 2. Fuerza de tracción (fase de balanceo).
 3. Fuerza de rotación (rotación de pelvis y rodilla durante la fase de apoyo; en especial en las articulaciones).
 4. Fuerza de flexión (fases de choque de talón, apoyo plantar y elevación del talón).
 5. Fuerza de torsión (a través del eje vertical).

CAPITULO IX

Descripción de la prótesis transfemorales Biomecánica para amputaciones transfemorales

9.1 Construcción de la prótesis transfemorales.

La prótesis Transfemorales cumple con exigencias cosméticas y funcionales. Las exigencias funcionales son al mismo tiempo también exigencias cosmético-estéticas, ya que tienen repercusiones claras en la apariencia. La solución técnica puede llevar al portador de la prótesis a una rehabilitación que pase inadvertida o a presentarlo claramente como persona impedida. La construcción de la prótesis y la vía de búsqueda de la mejor solución respectiva se puede hacer esencialmente de manera más sencilla a través del conocimiento de los fundamentos mecánicos y biomecánicos y de las direcciones y maneras de construcción fundamentales resultantes.

9.2 Fuerza, vector de fuerza y momento de giro

Una fuerza es el producto de masa y aceleración. Su unidad es el Newton (N).

$$N = 1 \text{ Kg.} \times \text{m/s}^2.$$

$$F = m \times a,$$

Donde:

F = Fuerza (N)

m = Masa (Kg.)

a = Aceleración (m/s²)

Toda fuerza está señalada por su cuantía y por su dirección. Matemáticamente se puede representar una fuerza por una flecha (vector). Según las convenciones, el largo de la flecha determina la cuantía y la dirección de la flecha la dirección de actuación de la fuerza. A dicha flecha se le llama vector de fuerza. Si una fuerza actúa en un sistema móvil rotativo, se trata entonces de una “fuerza rotora”, el así llamado momento giratorio. Bajo ese concepto se entiende el producto de una fuerza por la distancia

perpendicular de su línea de acción del centro de rotación. La unidad es el metro Newton (Nm).

$$M = F \times r,$$

Donde:

M = Momento giratorio (Nm)

F = Fuerza actuante (N)

r = Distancia perpendicular entre el centro de rotación y la línea de acción de la fuerza (= largo de la palanca) (m)

Las fuerzas y momentos giratorios tienen un significado importantísimo en la construcción de prótesis:

Si el vector de fuerza pasa delante del eje de la articulación de la rodilla, actúa por medio de su momento giratorio extensor asegurando la rodilla; si el vector de fuerza pasa atrás del eje de la articulación de la rodilla, actúa por medio de su momento giratorio flexor flexionando la rodilla.

En la dinámica (en el ciclo del paso) cambian tanto los largos de palanca y los momentos de aceleración y desaceleración adicionales en ritmo continuo. Los componentes deben ordenarse de tal manera que la seguridad de rodilla sea asegurada solamente cuando sea requerido por el ciclo del paso.

Ejemplo de cálculo:

$$F_G = 400 \text{ N}$$

(Acción de la mitad del peso del cuerpo de 40 Kg.)

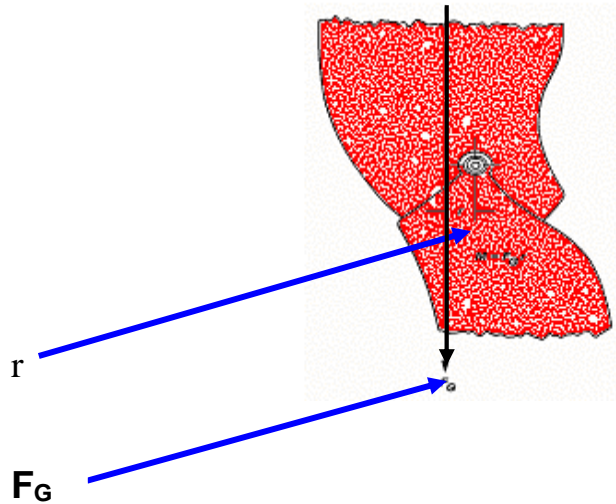
$$r = 15 \text{ mm}$$

(Desplazamiento hacia atrás del eje)

$$M = F_G \times r$$

$$M = 400 \text{ N} \times 15/1000 \text{ m} = 6 \text{ Nm}$$

La articulación de la rodilla, con ambas piernas alineadas en posición fisiológica, tiene un momento giratorio de 6 Nm bloqueada contra flexión.

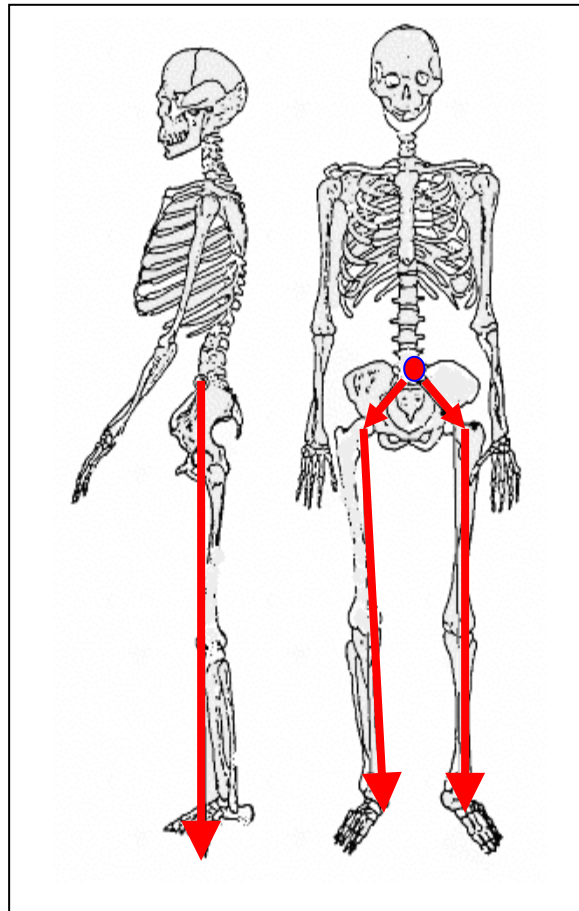


Momento Giratorio que Asegura
la Rodilla por Medio del
Desplazamiento del Eje

9.3 Centro de gravedad

Una simplificación permitida por la matemática concentra todos los elementos de masa de un cuerpo en su centro de gravedad. Cada aceleración del cuerpo (también la aceleración de la gravedad) tiene su origen en ese centro de la masa, el centro de gravedad. Ya que el centro de gravedad humano no está apoyado directamente, sino que por dos columnas, las piernas, el vector de fuerza se divide en el centro de gravedad en dos flechas de igual largo, que están dirigidas a los centros de las cabezas de la cadera. Desde allí parte respectivamente un vector de fuerza, hacia el suelo.

Estos vectores de fuerza de los centros de las cabezas de la cadera son las líneas de esfuerzo estáticas resultantes al interior de las piernas humanas.



En los amputados falta una de las columnas de apoyo. Esta es reemplazada por la prótesis. Ya que la articulación de la cadera del lado amputado no tiene apoyo óseo directo, el vector de fuerza experimenta una variación de su origen. Cualitativamente se puede comprobar este por medio de intentos de balance. La situación del vector de fuerza resultante se puede determinar con suficiente exactitud.

El vector de compromiso de pruebas de balance estáticas y dinámicas se llama “línea de esfuerzo”, “línea referente de construcción” o simplemente “línea de referencia”.

Indicación importante: una línea de referencia, no es otra cosa que una línea guía elegida arbitrariamente según criterios determinados para la construcción de la prótesis. En la técnica ortopédica existen diversas teorías de construcción y con ello también diferentes líneas de referencia. Estas no son obligatoriamente idénticas. Sin embargo, se puede llegar, dependiendo de la ordenación de las piezas a la respectiva línea de referencia, a una construcción idéntica.

9.4 Equilibrio y Estática

La estática: se ocupa del equilibrio de las fuerzas y momentos giratorios de sistemas en descanso.

La dinámica: se ocupa de los contextos causales entre fuerzas o bien entre momentos y movimientos de un sistema. El centro de gravedad de un cuerpo aquel punto, al que se le debe apoyar o colgar, para mantenerlo en equilibrio. Un ejemplo sencillo de entender es la balanza. Dicho sistema se encuentra en equilibrio indiferente, cuando la parte con la masa, partiendo del punto de apoyo, es distribuida uniformemente hacia todas las direcciones, es decir, una balanza está en equilibrio, cuando en ambos platos de ella han sido puestas las mismas masas. Entonces es el producto fuerza por brazo de la potencia igual al producto carga por brazo de la carga.

Con el ejemplo de una balanza se puede imaginar y entender fácilmente la situación del centro de gravedad, especialmente porque se trata de un sistema de movimiento rotatorio, en el cual el centro de gravedad se puede establecer a través del intento y del control óptico.

Cada cuerpo físico posee un centro de gravedad. Su ubicación depende de la distribución espacial de los elementos de masa al interior del cuerpo. Cuando un buceador lleva pesos de plomo en sus zapatos, podemos imaginar que su centro de gravedad está bastante abajo, ya que la distribución de masas se concentra en el área de sus pies. Cuando alguien trae un cántaro con agua en la cabeza, se puede imaginar

que el centro de gravedad está relativamente alto, ya que la distribución de las masas se concentra en el área de la cabeza.

La seguridad de posición de pie (estática) de un cuerpo depende de la ubicación de su centro de gravedad y del tamaño de su superficie de apoyo. Un lápiz no se puede sostener en la punta, porque su centro de gravedad está relativamente alto y porque la punta es muy pequeña como superficie de apoyo.

Un muñequito con pies de plomo retorna siempre a la posición de pie, porque su centro de gravedad está muy bajo y porque la superficie de apoyo es relativamente grande.

Un sistema es estáticamente seguro, cuando el centro de gravedad está situado profundamente y al interior de la superficie de apoyo. Si la situación del centro de gravedad se mantiene igual, al aumentar el tamaño de la superficie de apoyo, aumenta también la estabilidad y la seguridad contra la inclinación.

Según la situación del centro de gravedad de un cuerpo frente a su punto de apoyo, se diferencia entre equilibrio inestable, indiferente y estable. Especialmente claro se vuelve esto en sistemas con apoyo de movimiento giratorio.

- Si el centro de gravedad se encuentra exactamente arriba de un apoyo de movimiento giratorio (eje), entonces el sistema se encuentra en equilibrio inestable; pues un pequeño golpe o empujón es suficiente para llevarlo de la situación de equilibrio actual a la situación de equilibrio estable.
- Si el centro de gravedad y el centro de rotación coinciden en un punto de ataque (aquí el eje central), entonces domina el equilibrio indiferente, pues el sistema se moverá solamente durante el influjo de fuerzas externas. Luego se mantiene en la misma posición como antes del impulso, aunque

eventualmente haya cambios de ángulo, en relación con la situación del eje del centro de gravedad.

- Si el centro de gravedad está ubicado abajo de un apoyo de movimiento giratorio, entonces el sistema se encuentra en equilibrio estable, pues cada impulso exterior lo dejará nuevamente en la misma y exacta posición de ángulo y situación de centro de gravedad (a no ser que artificialmente se genere un equilibrio inestable).

El centro de gravedad del cuerpo humano está ubicado:

- a) Sobre la línea mediana (plano de corte, que separa al cuerpo simétricamente en una mitad izquierda y una derecha).
- b) A la altura del Promontorio (paso de la región lumbar).
- c) Sobre el eje transversal de la cadera (eje horizontal en el plano frontal).

Ya que el centro de gravedad está situado arriba de todos los apoyos de movimiento giratorio (eje de la articulación tibiotarsiana y subastragalina, eje de la rodilla y eje de la cadera), el “sistema del ser humano” se encuentra en equilibrio inestable.

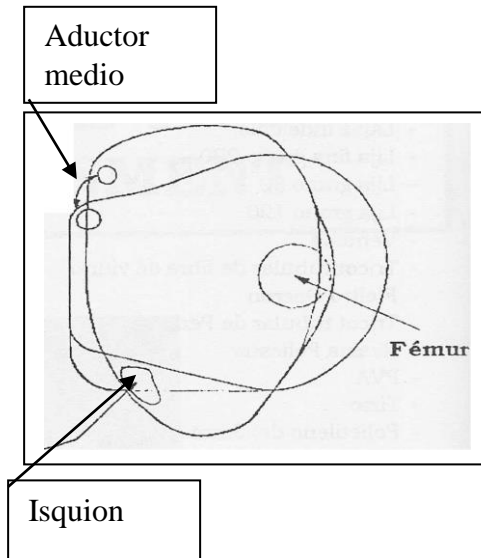
La pérdida de equilibrio se impide por medio de tres mecanismos:

- 1- Actividad muscular permanente para la manutención del equilibrio inestable (tono continuo).
- 2- Posición oportuna de los ejes giratorios, de modo que los movimientos son posibles solamente en una dirección de giro (situación del eje).
- 3- Bloqueo del movimiento giratorio en una de las direcciones de giro por medio de la correspondiente inhibición de bandas (tope de la articulación).

El organismo humano se sirve de los tres mecanismos para la seguridad estática de la cadena de articulaciones, en parte incluso en combinación.

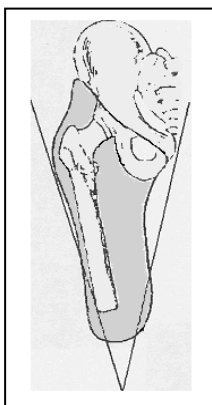
En la protética por arriba de la rodilla está suprimida el control muscular directo de la articulación de la rodilla y de la articulación del tobillo debido a la amputación. Las funciones de la articulación de la cadera están comprometidas por contracturas de flexión y abducción.

9.5 Forma de la cuenca



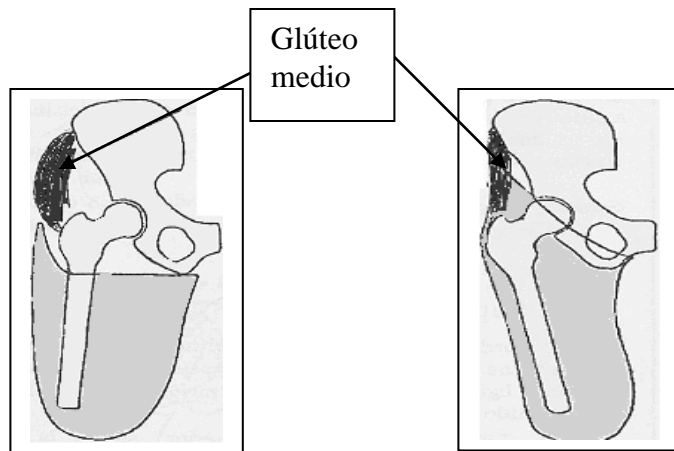
De manera opuesta a la forma cuadrilateral que se apoya sobre el isquion con presión sobre el triángulo de escarpa (presión A-P), la biomecánica de la forma isquion contenido engloba el isquion en su cara interna-posterior con contra apoyo sobre la cara externa del fémur puesto en aducción por debajo del Trocánter Mayor (presión M-L).

Esto permite de descargar la presión sobre el tendón de los aductores y el triángulo de escarpa.



Para evitar al muñón de caerse adentro de la cuenca, la suspensión se logra con la yuxtaposición de dos triángulos. El primero que conforma la forma de la cuenca, el segundo que conforman la posición en aducción del fémur y el isquion.

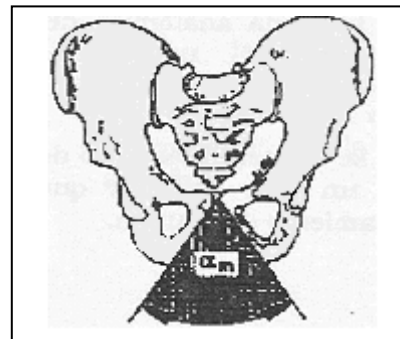
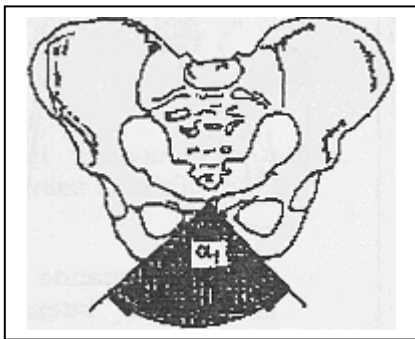
El bloqueo del fémur en aducción permite también de tensar los abductores permitiendo un mejor control de la marcha.



9.6 Incorporación del isquion

La dificultad mayor en la incorporación del isquion reside en la forma del mismo así como de la dirección de la rama púbica.

Rama Púbica: La apertura de la rama púbica cambia dependiendo del sexo del amputado, También entre individuo de mismo sexo, esta apertura como su altura cambia. Al momento de la medida se deberá evaluar este ángulo de la manera más precisa posible a fin de no tener problema de presión ulterior. La dificultad consiste que no existe una metodología exacta que nos permite medir este ángulo.



Isquion: La forma del Isquion también varía según cada individuo. Se diferencia tres grupos o ángulos de apertura del isquion:

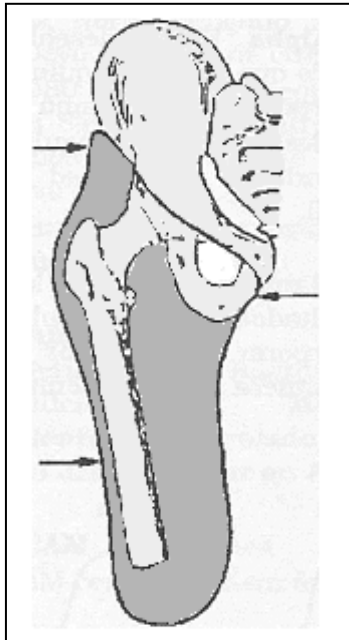
Tipo Alpha: El más deseable por el ángulo agudo que tiene el isquion. Este facilita la incorporación del mismo en la cuenca.

Tipo Beta: Tiene un ángulo menos agudo dejando la posibilidad de agarre más difícil.

Tipo Gamma: Nos da los más pobres resultados. Su ángulo obtuso no se deja incorporar. Esto no nos permitirá aducir de manera óptima el fémur.

9.7 Control antero posterior - medio lateral

El control medio lateral de la prótesis esta asegurado, por lo menos hipotéticamente por el anclaje que proporciona el isquion y el fémur en un sistema de tres puntos.



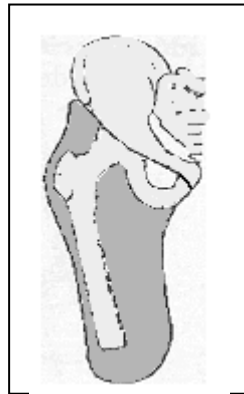
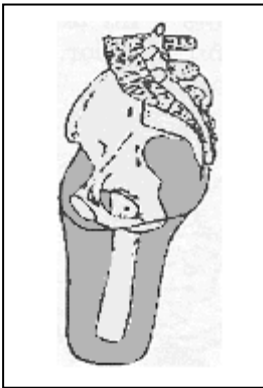
Con una dimensión antero posterior aumentada, podríamos pensar que ésta distancia dificulta el control A -P del muñón y a consecuencia la seguridad del paso. La experiencia nos enseña que este problema se resuelve por dos factores:

- 1.- La mayoría de los músculos activos del muslo durante la fase de la marcha (Cuadriceps etc.) aumentan de volumen en el sentido AP. Como la forma de la cuenca respeta la forma anatómica del muñón, esa permite un mejor funcionamiento de este grupo muscular.
- 2.- El isquion que se encuentra adentro de la cuenca crea un tope posterior que impide un deslizamiento del muñón.

9.8 Contornos superiores de la cuenca

- El borde del perineo tiene una rotación interna desde posterior hacia anterior y una ligera inclinación distal en el mismo sentido.
- La parte anterior sigue la forma anatómica del pliegue inguinal subiendo, como para la forma cuadrilateral 1 cm. por debajo de la espina antero superior y siguiendo su curva hasta la parte inferior de la cresta iliaca. Sin embargo no sube tanto a nivel antero interno (posición del triángulo de escarpa en una cuenca tipo cuadrilateral) ya que no necesitamos su apoyo.

- El borde lateral engloba el trocánter mayor y va bajando progresivamente hacia posterior.
- La parte posterior, a nivel del isquion, es un poco más alta que el centro posterior.
- La zona de mando es determinada por la presión lateral del fémur y el encapsulamiento del isquion y no se cambiara de forma.



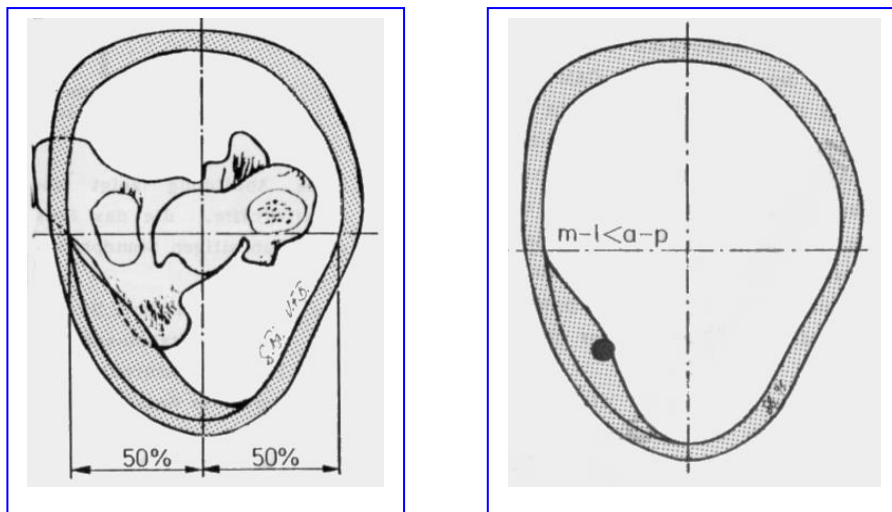
CAPITULO X

Determinación de líneas de referencia en la cuenca ovalongitudinal.

Con la alineación de la cuenca hasta ahora solo se está asegurando el ordenamiento estático de esta en el espacio.

Una vista del área de la base del anillo muestra que la línea M-L es la conexión (pensada) entre la plomada medial y lateral, la línea A-P es la conexión entre la plomada anterior y posterior. La intersección de la superficie extendida entre las plomadas es la línea de referencia de construcción.

La vista A-P corta el área la base del anillo aproximadamente 50% (medial) y 50% (lateral). La vista de la plomada M-L en una alineación de banco normal corta en el área de la base del anillo 50% anterior y 50% posterior desde vista sagital.



Líneas de corte vista transversal

10.1 Funcionamiento general de la prótesis

Cuanto mejor sea el diseño de conjunto de la prótesis y de cada uno de sus elementos constituyentes, se logrará mejor la finalidad terapéutica y serán mejores las prestaciones funcionales de la misma. En términos generales, la adaptación cómoda de la cuenca, junto con la alineación de la prótesis, determina las presiones de contacto que se establecerán en la interfase muñón-prótesis, siendo ambos aspectos muy importantes para determinar el éxito o fracaso de la protetización. Dependiendo de la calidad de estos procedimientos variará el grado de confort, seguridad y estética en la marcha.

Para que la adaptación de la cuenca sea cómoda, las fuerzas que actúan en esta deben ser tolerables, de manera que no lesionen o erosionen los tejidos del muñón, particularmente la piel.

La alineación de la prótesis debe ser tal que mantenga las fuerzas y momentos que actúan sobre las articulaciones y/o los segmentos residuales del miembro inferior, dentro de unos márgenes tolerables. Una buena alineación debe evitar que:

- a. Las presiones de contacto muñón-prótesis sean excesivas.
- b. La actividad muscular sea excesiva.
- c. Se produzcan cambios importantes en el patrón de marcha.

Hay dos sistemas de fuerzas principales que actúan en la interfase muñón-prótesis:

1. Las fuerzas de peso corporal, debidas a la acción de la gravedad y
2. Las fuerzas de anclaje, aplicadas por la cuenca sobre el muñón.

Estas fuerzas experimentan cambios continuos durante el uso de la prótesis, según consideremos el apoyo estático, dinámico o la oscilación. Para que la cuenca soporte estas fuerzas se han buscado diferentes soluciones técnicas basadas en la combinación de dos principios biomecánicos:

1. El principio del contacto total entre muñón y cuenca, que no significa una carga total o reparto equitativo o uniforme en el muñón, sino un reparto de las cargas en la máxima superficie del muñón.
2. La forma de la cuenca para conseguir la concentración y localización de estas cargas en toda la superficie del muñón. De esta manera se evita el apoyo distal sobre el muñón (que resulta doloroso) y se transfiere la carga desde la región proximal del mismo hasta el suelo.

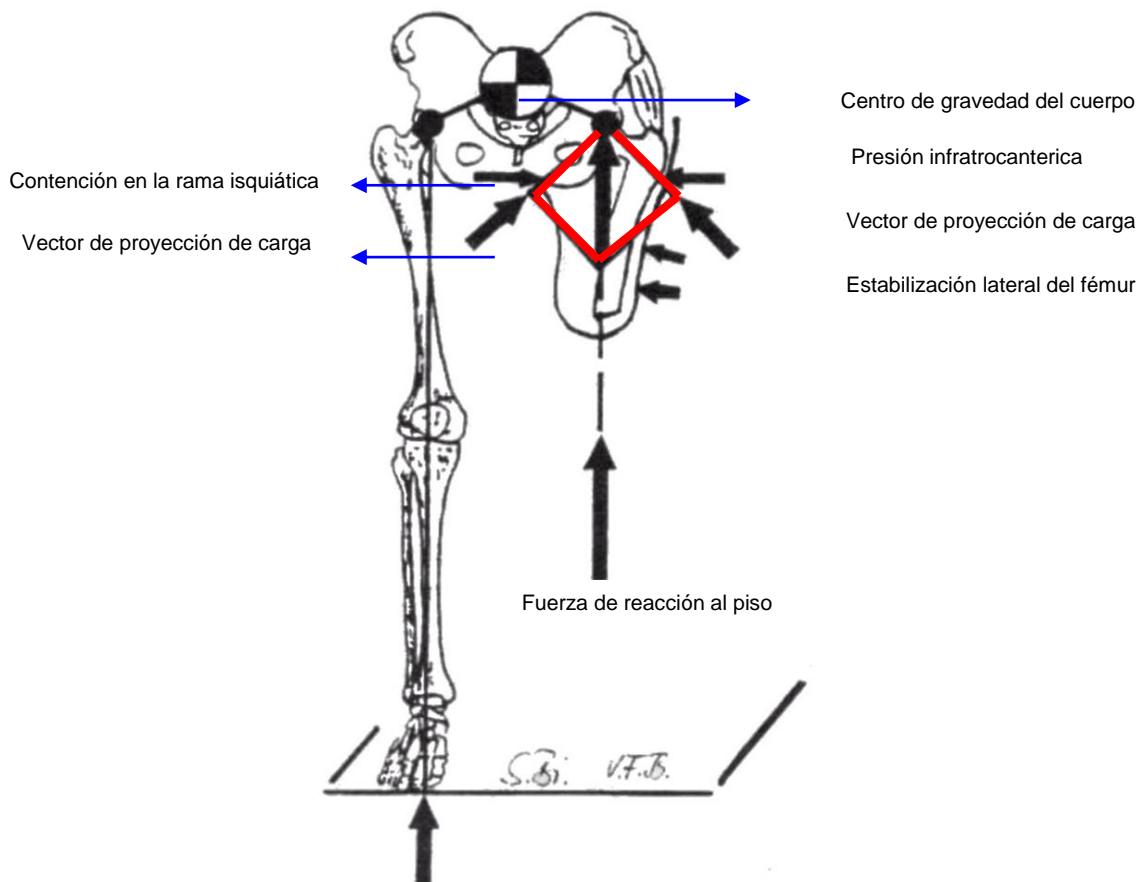
10.2 Principio de contacto total.

En el caso de la prótesis ovolongitudinal, el principio de contacto total y reparto global de las cargas de apoyo, se consigue a través del principio de carga de tipo hidrostático, por lo que la carga se reparte equitativa y proporcionalmente en todos los puntos del muñón. Es evidente que para conseguir una buena capacidad de apoyo estático y dinámico la prótesis no debe colapsar, ni desprenderse de su unión con el cuerpo. Lo ideal sería que la unión entre el muñón y la cuenca fuera muy sólida. Sin embargo, se produce cierta "pseudoartrosis" o "pistoneo" entre ambos durante la marcha y otras actividades de la vida diaria. Además, hay cierta tendencia a variar la relación angular espacial entre la prótesis y el miembro residual. Por ello es importante que logremos una buena estabilización de la prótesis respecto al muñón, en los tres planos del espacio.

Ventajas del contacto total.

1. Mayor superficie de carga.
2. Disminuye edemas.
3. Mejor circulación.
4. Disminuye hiperqueratosis.
5. Mejor propiocepción

10.3 Análisis de mecanismos de estabilización de la prótesis con cuenca ovolongitudinal.



a. Plano frontal (estabilización medio-lateral)

Como en todas las prótesis transfemorales, un diseño correcto de la pared lateral de la cuenca en aducción estabiliza el desplazamiento lateral del muñón creado por la contracción de la musculatura abductora, apareciendo fuerzas de estabilización mediante una presión confortable y ampliamente distribuida en ambas caras del muñón y creando por tanto una marcha más funcional.

En términos de estabilidad se puede decir que esta determinada por los principales puntos de apoyo de la cuenca y la aducción fisiológica del fémur, los cuales producen un sistema de fuerzas que corren en dirección de la articulación anatómica de la cadera.

Por otro lado, al contener dentro de la cuenca el isquion, la rama isquiática, el trocánter mayor y la zona latero-distal del fémur, disminuye mucho el desplazamiento lateral de la pelvis respecto a la cuenca-prótesis.

En términos generales, las cuencas construidas para muñones largos, en comparación con las de los cortos, son más efectivas al proporcionar una mayor estabilización lateral, debido a la existencia de un mayor brazo de palanca y de una mayor superficie de contacto. Ambos factores reducen la cuantía de las presiones de contacto y proporcionan una mayor comodidad.

La contra fuerza realizada para mantener el isquion y ramas fijas sobre el borde postero-medial de la cuenca dependerá de:

1. La distancia ósea medio-lateral medida entre el borde medial del isquion y el infero-lateral del trocánter mayor.
2. La distancia medio-lateral distal medida a través del tejido blando del muñón.

b. plano sagital (estabilización antero-posterior)

Cuando la cadera se extiende activamente para mantener la rodilla en una posición estable, durante la fase de choque de talón en la marcha, las fuerzas muñón-cuenca se sitúan próximalmente sobre la superficie anterior del muñón, y distalmente sobre la superficie posterior del mismo. Durante la fase media de apoyo las fuerzas son trasladadas medial proximal y lateral proximal y distal. En el momento del despegue del talón actúan los músculos flexores de cadera para lograr la flexión de la rodilla que facilita la oscilación durante la fase de balanceo.

a. Plano transversal

La estabilización de la prótesis transfemoral con cuenca oval longitudinal en el plano transversal se consigue mediante la distribución de las cargas en toda la superficie del muñón y a través del principio de carga hidrostática.

El especial diseño de la cuenca ovolongitudinal, con forma ovoidea y de mayor diámetro antero-posterior, junto con un "anclaje" de la cuenca en elementos óseos como la rama isquiática y los bordes anterior y posterior del trocánter mayor, así mismo con el empalme lateral del fémur hacen que se frenen los movimientos de rotación entre la cuenca y muñón, lo cual explica la estabilización rotacional en el plano transversal de las prótesis transfemorales con cuenca ovolongitudinal.

10.4. Contraindicaciones para adaptar el sistema ovolongitudinal.

1. Adulto amputado en la infancia.
2. Personas muy delgadas.
3. Usuarios con ano muy caudal.
4. Amputados que han usado por largo tiempo cuenca ovo-transversal.

CAPITULO XI

11.1 Mecanismos de adhesión

En la protética por encima de la rodilla, se distinguen los siguientes mecanismos adhesivos entre la cuenca y el muñón:

- Adhesión por medio de la compresión de las partes blandas y desplazamiento del volumen,
- Adhesión por medio de tensión elástica longitudinal,
- Adhesión por medio de fricción adhesiva,
- Adhesión por medio de presión pasiva de los tejidos,
- Adhesión por medio de tensión muscular,
- Adhesión por medio de hipotensión (presión negativa),
- Adhesión por medio de dispositivos de apoyo.

Adhesión por medio de la compresión de las partes blandas y desplazamiento del volumen:

Una cuenca femoral tiene un diámetro reducido respecto a la circunferencia del muñón a nivel proximal. Partes pequeñas de esta reducción del corte transversal probablemente actúan comprimiendo elásticamente estructuras comprimibles bajo la piel. Sin embargo, la parte más grande de esta reducción no actúa comprimiendo sino desplazando el volumen. Como sabemos la célula biológica, y el muñón consiste en una multiplicidad de células, no tienen el carácter de un resorte compresible, sino el carácter de una ampolla miniatura llena de líquido con paredes flexibles. Sin embargo los líquidos no son comprimibles.

La reducción transversal en la cuenca superior de la prótesis, por consiguiente causa un desplazamiento del volumen de los tejidos de la piel, de la grasa y del

músculo en dirección distal o proximal. El desplazamiento proximal (protuberancias en los bordes etc.) debe evitarse por razones funcionales.

Una cuenca debe estar más larga para poder recibir el volumen desplazado al interior de la cuenca.

a) Adhesión por medio de tensión elástica longitudinal:

La musculatura del esqueleto puede contraerse activamente y dejarse estirar pasivamente. En dirección longitudinal, un músculo puede entenderse como una hoja de resorte elástico. El método de replegar el volumen del músculo en la cuenca de la prótesis estira la musculatura en dirección longitudinal (orientación distal) elásticamente contra la propia fuerza de retorno. Causada por la fricción adhesiva entre la piel y las paredes de la cuenca se origina un “anclaje” elástico que, neutralizando la gravedad, afianza el muñón en la cuenca.

b) Adhesión por medio de fricción adhesiva:

Entre las paredes lisas de la cuenca y la piel humana, se origina un coeficiente μ de fricción adhesiva. Entre otras cosas este coeficiente es dependiente del contenido de humedad de la piel. La piel seca tiene un coeficiente de fricción más bajo, la piel húmeda uno más alto. La transpiración excesiva sin embargo introduce una película de líquido entre la piel y las paredes de la cuenca, eliminando así partes la fricción adhesiva.

c) Adhesión por medio de presión (separación) pasivo de los tejidos:

Las cuencas de desarticulación de rodilla y las cuencas de la prótesis por debajo de la rodilla pueden “enclavarse” o “colgarse” mecánicamente al muñón a través de una armazón supracondilar. Esto no es posible con la amputación típica del muslo. No obstante la formación a propósito de la pared de la cuenca puede crear hondonadas cóncavas en las que es colocado el tejido desplazado. Sin la contracción activa de músculos involucrados, dichas hondonadas pueden actuar como “anclaje” biomecánico (por ejemplo distal de la base del isquion). Este anclaje se vuelve más eficiente con la tensión activa del músculo.

d) Adhesión por medio de tensión muscular:

Como ya se ha representado, por medio de la formación a propósito de la pared de la cuenca se crean hondonadas musculares, que directamente acogen a determinados grupos de músculos. La contracción activa y con ella el intento de acortar el músculo con aumento de su volumen (ambos sólo son posibles de manera restringida en la cuenca) fortalece la presión de apriete en las paredes de la cuenca y refuerza, a través de tensión radial, el efecto de “anclaje” biomecánico.

e) Adhesión por medio de hipotensión (presión negativa):

Se puede comparar el muñón en la cuenca de la prótesis con un pistón deslizante en un cilindro. El volumen distal de la cuenca está separado herméticamente del mundo externo cuando se cierra por medio de una válvula.

Cada penetración subsiguiente del muñón en dirección distal en la cuenca reduce el volumen en la parte inferior del muñón y aumenta la presión. Viceversa cada movimiento del muñón en dirección craneal, partiendo de la cuenca, aumenta el volumen de la parte inferior del muñón y disminuye así la presión, por consiguiente crea una presión negativa.

Al operar la válvula, la presión en el volumen distal de la cuenca se acomoda a la presión atmosférica. En el proceso de marcha, la presión fluctúa en la fase de carga y descarga a través del pequeño movimiento de bombeo del muñón en la cuenca, entre valores de presión positivo y negativo alrededor del valor neutro. Los valores de presión positivos funcionan como “amortiguadores” y apoyan el reflujo venoso simultáneamente, sin embargo actúan en contra de la adhesión.

Los valores de presión negativos actúan “chupando” tanto si involucra la protección del muñón a la cuenca, desgraciadamente también en la formación de edemas dístales. El efecto de presión negativa por consiguiente apoya la adhesión, pero debe restringirse ampliamente debido a sus efectos colaterales.

Por esta razón, es necesario tener un contacto total del muñón en su parte distal a fin de evitar una presión negativa fuerte y evitar el impedimento de reflujo sanguíneo. Los pacientes con músculos fuertes pueden caminar sin la válvula de hipotensión, no obstante se les pondrá una válvula con una prótesis de contacto total.

f) Adhesión por medio de dispositivos de apoyo:

Si por las más diversas razones no se puede utilizar los mecanismos de sujeción antes mencionado, debemos colocar cinturones de sujeción como portadores de hombro, vendaje silesiano y cinturón pélvico. El tecnólogo ortopeda querrá demostrar la calidad de la cuenca producida y tendrá la tentación de prescindir de dichos dispositivos de apoyo. Sería sin embargo una ambición mal entendida privar del beneficio de tales dispositivos sobre todo en paciente geriátricos o en otros casos problemáticos.

CAPITULO XII

Proceso de elaboración de la prótesis

Materiales, herramientas y equipo de seguridad para la elaboración de prótesis transfemoral tipo ovo-longitudinal

12.1 Toma de molde transfemoral tipo ovo-longitudinal

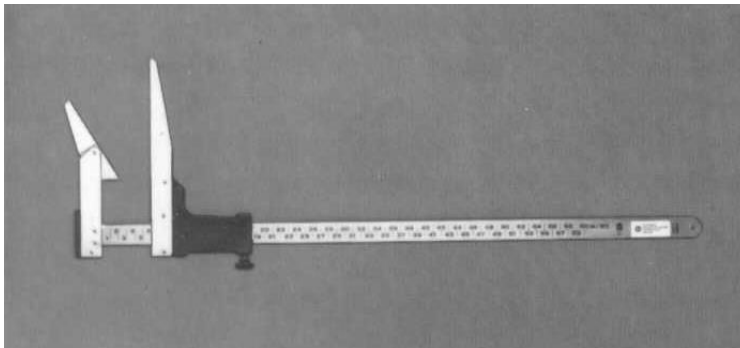
12.1.1 Introducción

Para la calidad y comodidad de una prótesis, la cuenca individual tiene una importancia muy especial. Sobre todo en las cuencas de tipo transfemoral, el hecho de no poder cargar vitalmente en el muñón requiere de criterios especiales.

En la toma de medidas no se debe influir en la circulación arterial, así estaremos seguros de evitar cargas no-fisiológicas.

Las diferentes zonas de la cuenca deberán corresponder a las circunstancias anatómicas, reduciendo el contorno, según los aspectos funcionales para la compresión del muñón.

12.2 Accesorios y materiales para la toma de molde.

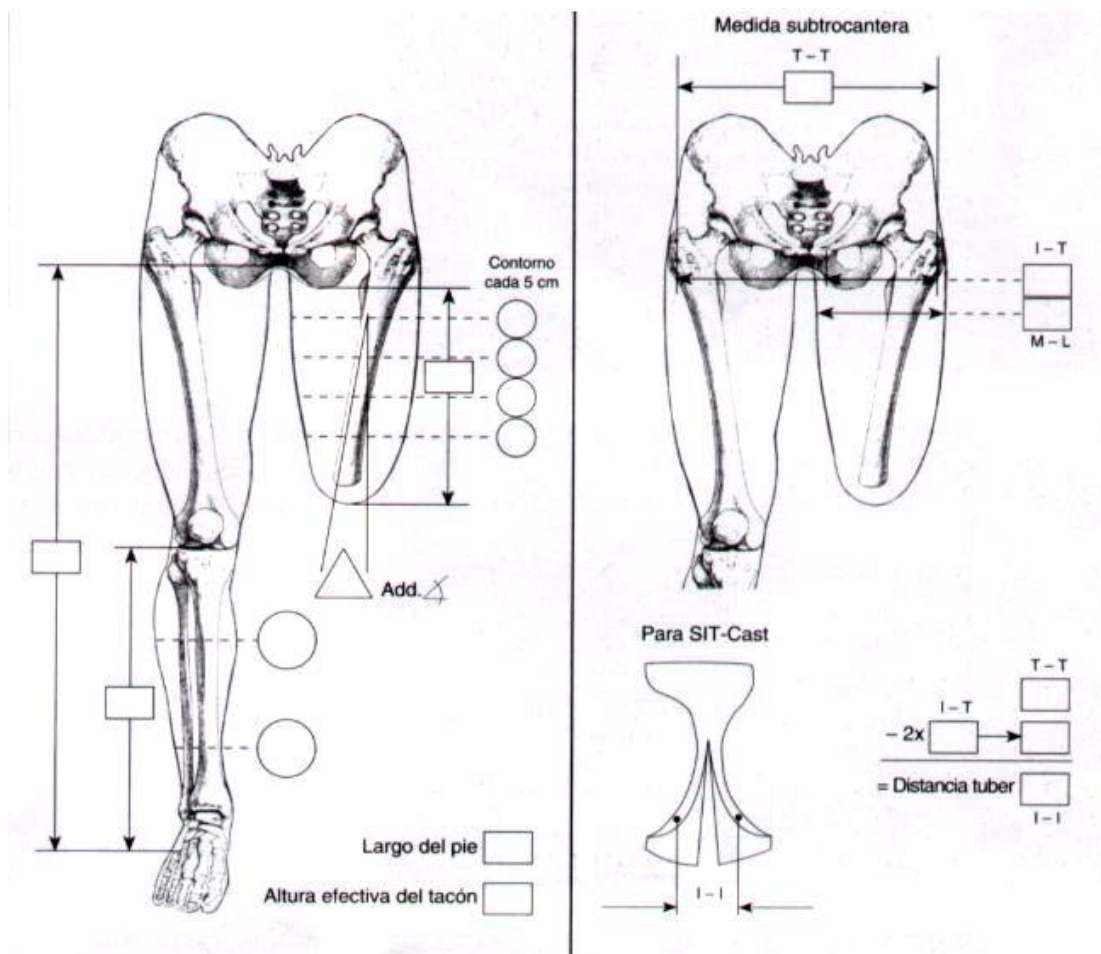


calibrador

MATERIALES	HERRAMIENTAS
Venda de yeso de 6"	Lápiz Indeleble
Yeso Calcinado	Tijera para Yeso
Agua	Cuchilla para papel
Media de nylon	Calibrador (Pie de Rey)
Protector	Cinta Métrica
Tubo galvanizado de ½"	Plomada
Pigmento Azul	Cubeta plástica
Lija de Agua	Prensa para tubo de ½"
Pega de contacto	Escofina para yeso redonda
Espuma cosmética	Escofina para yeso media caña
¼ de lámina de Polipropileno	Sierra eléctrica de pedestal
Vaselina	Sierra manual
Bolsas de PVA	Bomba de succión
Talco	Tijera
Tricot tubular de perlón	Sierra eléctrica oscilante
Resina	Martillo de Goma
Catalizador	Horno Eléctrico
Felpa	Fresadora y juego de fresado
	Caja de alineación
	Llaves Allen de 4 y 8 mm.

EQUIPO DE SEGURIDAD: Guantes, protectores de ojos y oídos, mascarilla.

Hoja de medida



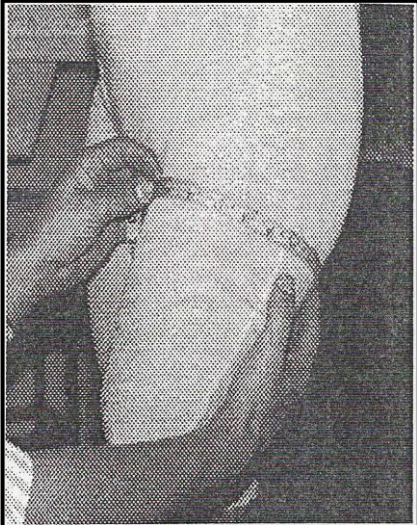
12.3 Descripción de la secuencia de elaboración de la prótesis

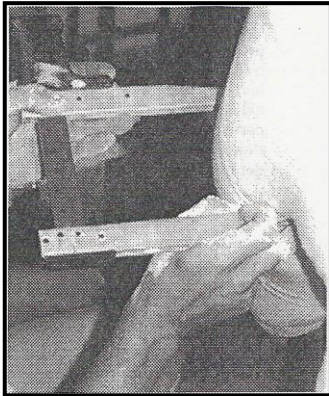
1. Toma de medidas.
2. Toma de molde negativo
3. Rectificación del molde negativo
4. Prueba del molde negativo
5. Elaboración y modificación del molde positivo
6. Elaboración y prueba de cuenca termoplástica.
7. Proceso de laminación
8. Alineación estática.
9. Alineación dinámica.
10. Elaboración de la cosmesis.
11. Acabado final y entrega.

Toma de medidas.

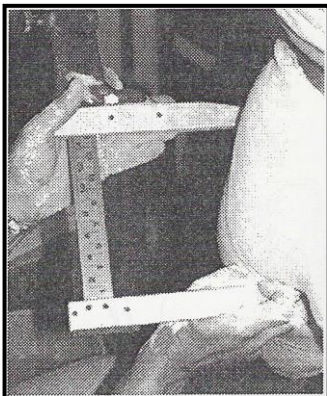


- Para toda atención y aprovisionamiento del paciente se necesitan datos personales.
- Tome las medidas y regístrelas en una hoja o formulario de medidas.
- Toma de medida del largo del muñón desde el isquion hasta el fin del muñón con el centímetro puesto perpendicularmente al muñón.
- Para la toma de medidas circunferenciales, se toma el largo del muñón, se resta 1 cm de esta medida y se reporta en la parte anterior del muñón.
- Desde la marca proximal así puesta, se empieza las medidas circunferenciales cada 4 o 5 cm. Según el largo del muñón.
- Se recopilan todos los datos necesarios antes de empezar la toma de medida.
- Se evalúa la textura del muñón.
- Se evalúan cicatrices y otros problemas del muñón.
- Se miden los ángulos en abducción y aducción del muñón.
- Se necesita medidas adicionales para la conformación del anillo de mando que no se toman en una prótesis cuadrilateral:





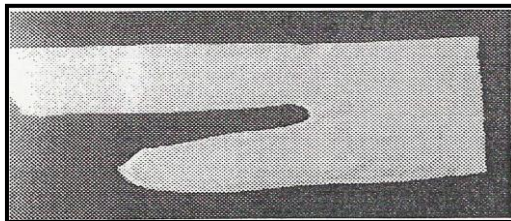
1 Mediada isquion – borde inferior del trocánter mayor



2 Medida isquion – cabeza del trocánter mayor.

Toma de medida del molde negativo

1 Se utiliza una media con la que vamos a aislar la piel del muñón del yeso a utilizar al momento de la toma del molde negativo.



2 Se marca el trocánter mayor, el isquion así como los puntos sensibles del muñón (Cicatrices, etc.).

- 3 Se empieza la toma de medida en la parte proximal del muñón. Se da dos vueltas alrededor de la cadera para englobar la parte superior del trocánter mayor y así tener una buena definición del contorno del muñón en su parte proximal.



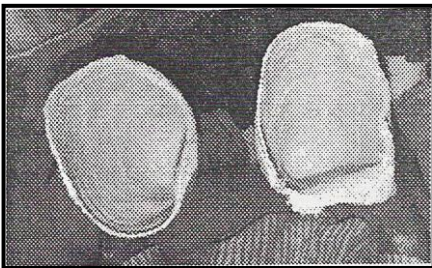
- 4 Una vez envuelto el muñón se posiciona el mismo en aducción. Esta aducción corresponde a la pierna contra lateral.
- 5 Una vez el muñón en posición, se procede a la conformación del anillo de la cuenca.
- 6 Hay que posicionarse enfrente del paciente, ligeramente desplazado medialmente.
Con la mano medial:
 - 7 Se empuja con el índice y el mayor la cara interna posterior del isquion.
Con la mano lateral.
 - 8 Los dedos conforman la presión superior y posterior al trocánter mayor.
 - 9 A nivel de las articulaciones metacarpofalángica se ubica la cabeza del Trocánter mayor.
 - 10 Con la palma de la mano, se empuja el fémur en aducción por debajo del Trocánter mayor

Posición de las manos al momento de conformar el anillo de la cuenca.

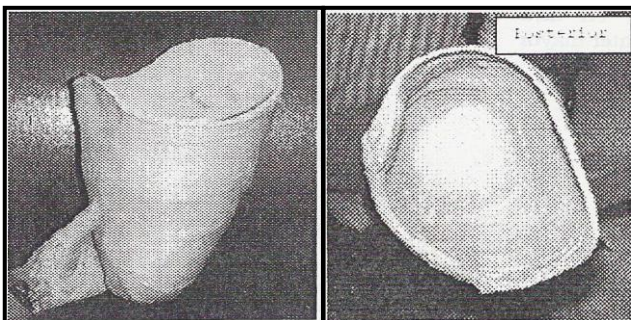
- No se hace ninguna presión anterior.
- Una vez el yeso fraguado, se ejerce una presión lateral sobre el fémur en su cara lateral, con el fin de empujar el muñón en aducción.
- Se vuelve a controlar con el goniómetro la aducción del muñón.
- Antes de quitar el yeso, se dibujan los contornos con el lápiz indeleble.
- Ya tenemos descrito los cortes en el inicio de este fascículo.
- Se quita el negativo del paciente y se controla la forma del negativo.
- Se nota en el negativo la forma alargada A- P y la ausencia del apoyo anterior.
- Se controlan las distancias ML

Diferencia de forma entre una toma de medida tipo Isquion Contenido y Cuadrilateral

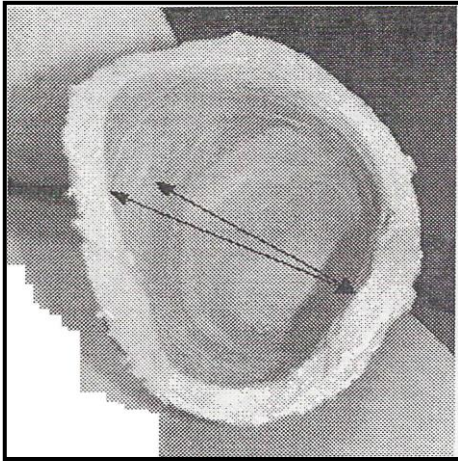
- Se recorta el negativo a nivel de las marcas del trazado de los bordes superiores.



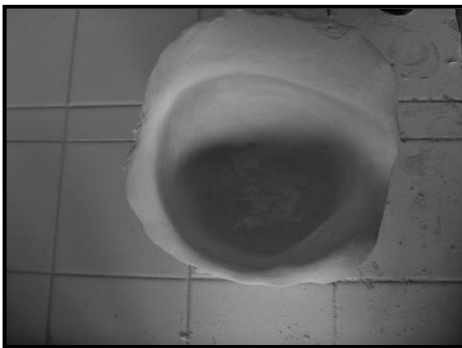
Vista superior del negativo.



Rectificación del negativo



- Se rellena el negativo hasta obtener las medidas circunferenciales deseadas.
- Se controlan las medidas:
 1. Isquion – debajo del trocánter mayor ML
 2. Isquion – trocánter mayor ML
 3. Isquion – arriba del trocánter mayor ML
- Se lija finamente el interior de la cuenca para una prueba de negativo lo más fiable posible.
- El borde posterior no debe de tener un ángulo demasiado pronunciado a fin de evitar escape de aire.



Prueba del negativo



- Se abre una perforación en la parte distal del negativo para la colocación de la venda elástica.
- Se abre 4 perforaciones (2 mediales 2 laterales) con el fin de controlar el contacto del muñón y de la cuenca.
- Se coloca el negativo sobre el paciente.
- Se controla el contacto distal muñón cuenca. Si no hay contacto, se calcula la distancia y se quitará sobre el positivo el yeso sobrante.
- Se controla el contorno proximal de la cuenca. Todos los tejidos tienen que estar incorporados en la cuenca. Si las medidas M L están correctas, no se debe producir un movimiento medio lateral (pseudoartrosis) entre la cuenca y el muñón.
- Se controla el contacto de la cuenca y del muñón tanto lateral como medial.

Relleno del Negativo

- Se pone una fina capa de vaselina en la cuenca para evitar al yeso de pegarse sobre el negativo.
- Se sube los bordes laterales 2 cm. Más arriba del contorno de la prótesis.
- Se coloca el tubo en el centro de la cuenca de yeso.
- Se procede al relleno del negativo.

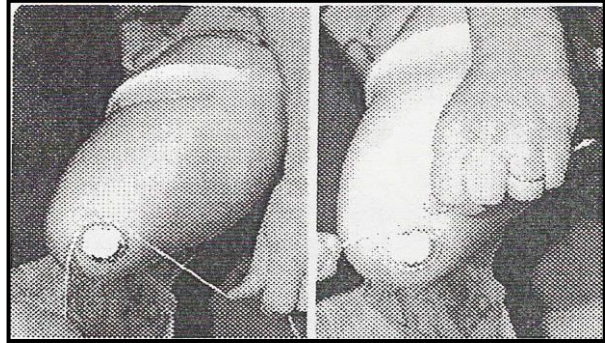
Rectificación del Positivo

- Como tenemos ya conformado el positivo hasta 15 cm. Hacia distal, las correcciones serán mínimas sobre el positivo.
- Se controlará el largo del muñón y solo se afinará la superficie del positivo en su parte proximal.
- Siempre hay que controlar las medidas circunferenciales para evitar errores de volumen.
- Se lija finamente con lija de agua toda la superficie del yeso.
- En la parte distal del positivo se coloca la válvula de succión.
- Se protege la rosca con plastilina.
- Se busca la mejor ubicación de la posición de la válvula dependiendo de las necesidades del usuario.

- Se coloca un clavo para la fijación de la válvula y se hecha yeso calcinado en la parte metálica de la válvula.

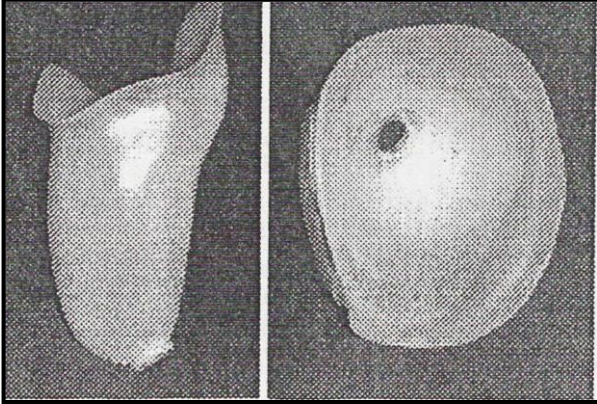
Plastificación

Se recubre el positivo con una media de mujer a nivel de la válvula, se estira la media y se amarra en la unión positivo.

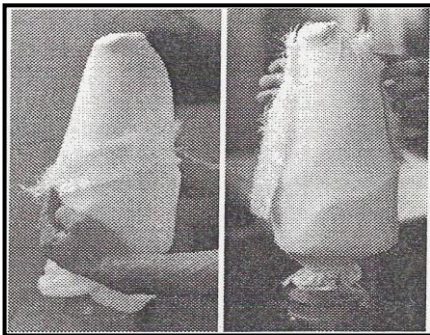


Prueba de la Cuenca de PP

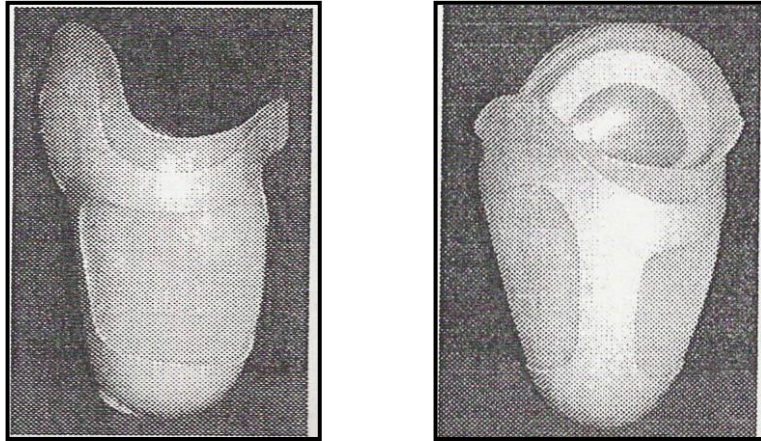
- Se recorte la cuenca de polipropileno según el trazado dejado por el borde superior.
- Se corta el polipropileno a nivel del anillo de la válvula para la colocación de la válvula de succión.
- Se lija el borde de soldadura del PP
- Se prueba la cuenca de PP sobre el paciente.
- Se controla la buena adhesión de la cuenca y su adaptación. Este proceso se hace evaluando las marcas de las presiones del muñón sobre la superficie de la cuenca.
- En caso de adaptación inadecuada, se evalúa los cambios necesarios.



- Se vuelva la llenar la cuenca de PP.
- No se necesita de una bolsa de PVA sobre el PP ya que el mismo aísla el yeso y no se adhiere a la resina.
- Se necesita solamente de 4 capas de media de stokinnet.
- Se coloca las dos primeras capas de media.
- Se coloca refuerzos de fibra de vidrio a donde quedara el marco de resina así como en la parte distal de la cuenca.
- Se coloca por encima las dos últimas capas de media de fibra de vidrio.



Recortes



- Los cortes varían según el paciente y las escuelas.
- Lo importante es de dejar el marco de resina lo más pequeño posible para permitir la deformación de la cuenca de PP según los cambios fisiológicos del muslo (trabajo muscular) y al sentarse el paciente.
- Se presenta aquí una opción de corte.

Alineación estática

Se Montan los componentes protésicos y se controla que el eje mecánico de la rodilla esté ubicado 2 cm. Arriba de la medida del eje anatómico de la pierna sana y que la altura del piso al isquion concuerde con la que se registro en la hoja de medidas. Después se procede a colocar la prótesis dentro de una caja de alineación.

Se controla la alineación de la prótesis, primero que en el plano sagital lateral la línea de plomada dividirá la cuenca en un 50% anterior y 50% posterior a nivel de la base del anillo con una ligera flexión de 5 grados de la cuenca.

El eje central o eje de alineación de la articulación de rodilla estará detrás de la línea de carga aproximadamente 0.5 mm. Según especificaciones del fabricante de la rodilla, para ayudar al control de la rodilla e impedir el colapso.

Se determina la longitud correcta de la prótesis. Si la línea de peso cae muy por delante del eje de alineación, la rodilla estará más rígida y puede que el usuario necesite más esfuerzo para iniciar la flexión.

En el pie según indicaciones del fabricante de los componentes; en este caso la línea de carga pasa 1 cm por delante del tercio posterior del pie.

En la vista anterior la línea de plomada dividirá la cuenca en un 50% lateral y 50% medial (a nivel de la base del anillo), al igual en la rodilla; y la línea de plomada pasará entre el primer y segundo dedo del pie protésico.

En la vista posterior la línea de plomada dividirá la cuenca en un 50% lateral y 50% medial (a nivel del anillo) y en el pie pasará por la mitad del talón.

Alineación dinámica.

Después de pedirle al usuario que se coloque la prótesis, se realiza el chequeo de altura de la prótesis, verificándolo a través del nivel pélvico, las crestas iliacas, los agujeros sacros y de ser necesarias alzas compensatorias.

Luego la alineación dinámica se efectúa observando al usuario durante la marcha, en las vistas frontal, lateral y dorsal, sobre superficies planas, inclinadas, irregulares, etc. Las fases de la marcha resultan influenciadas por los siguientes parámetros de la construcción de la prótesis debido a la posición del pie protésico o segmento de muslo:

- | | |
|------------------------------|----------------------|
| a) Desplazamiento anterior. | f) Extensión dorsal. |
| b) Desplazamiento posterior. | g) Pronación. |
| c) Desplazamiento medial. | h) Supinación. |
| d) Desplazamiento lateral. | i) Rotación interna. |
| e) Flexión plantar. | j) Rotación externa. |

Gracias a la versatilidad de los componentes endoesqueléticos empleados se pueden realizar los ajustes necesarios con gran facilidad.

Si en la alineación dinámica no se encuentra mayor problema durante las fases de la marcha del usuario, es conveniente pasar al siguiente paso.

Elaboración de la cosmesis.

Después de las correcciones realizadas en la prueba dinámica, se ensambla de nuevo el sistema endoesquelético y se procede a dar forma a la espuma cosmética; usando como referencia el perfilograma que se ha tomado anteriormente hasta lograr una forma similar al miembro contralateral. Finalmente se colocará una media de cosmética de un color de acuerdo a la piel del usuario.

Acabado final y entrega.

Se realiza una última prueba dinámica con el usuario para verificar la similitud de la espuma cosmética y que la alineación no haya variado. Si es necesario se pueden hacer ajustes finales. Después se instruye al usuario en el uso, manejo y cuidado higiénico de la prótesis, también se le explica sobre algunas alteraciones que esta podría provocar en su piel y se le sugiere que los cambios que deban hacerse a la prótesis deberán ser realizados por el técnico prótesisista. Finalmente se procede a la entrega de la prótesis.



CAPITULO XIII

Costos de elaboración de prótesis

13.1 Costos de materia prima

Descripción del material	Presentación	Precio en \$	Valor por unidad \$	Cantidad Utilizada	Costo en \$
Vendas de Yeso de 6"	Caja de 20	40.35	2.0175	6	12.10
Yeso calcinado	25 Libras	6.50	0.26	18	4.68
Polipropileno de 6 mm.	1 Pliego	70.00	17.5	¼ pliego	17.5
Stockinett 6"	1 Yarda	0.50	0.50	1	0.50
Pie protésico	1 pie	75.00	75.00	1	75.00
Cinta adhesiva	1 Rollo	0.95	0.95	1	0.95
Tubo modular 200mm	Unidad	30.0	30.0	1	30.0
Baja lengua	Caja de 100	2.50	0.025	4	0.10
Rodilla monocentrica	Unidad	75.00	75.00	1	75.00
Tubo modular y400	Unidad	50.00	50.00	1	50.00
Bloque de unión para cuenca	Unidad	30.00	30.00	1	30.00
Media cosmética	Unidad	10.00	10.00	1	10.00
Espuma cosmética	Unidad	24.00	24.00	1	24.00
Válvula de succión	Unidad	25.00	25.00	1	25.00
abrazadera para pie	Unidad	40.00	40.00	1	40.00
Bolas de P.V.A.	Unidad	3.00	3.00	2	6.00
Felpa	1 Yarda	1.00	1.00	½ yarda	1.00
Resina	1 Galón	18.00	18.00	½ galón	9.00
Promotor	500 Gramos	7.86	7.86	-	0.70
Pirámide p/rodilla	Unidad	40.00	40.00	1	40.00
Abrazadera	Unidad	40.00	40.00	2	80

TOTAL \$	531.53
----------	--------

13.2 Costos de elaboración.

Material de elaboración	Presentación	Precio \$	Valor por unidad \$	Cantidad Utilizada	Costo en \$
Jeringa	Unidad	0.17	0.17	2	0.34
Vasos	Unidad	0.03	0.03	10	0.03
Lija #180	1 Pliego	0.57	0.57	1/2	0.28
Lija #320	1 Pliego	0.57	0.57	1/2	0.28
Thiner	1 Galón	3.62	1.81	1/6 galón	0.60
Pegamento	1 Galón	8.00	1	1/8 galón	1.00
Tirro de 2"	1 Rollo	2.00	2.00	1/2	1.00
Tirro de 1"	1 Rollo	1.00	1.00	1/2	0.50
TOTAL \$					4.03

13.3 Costos indirectos

Costo de mano de obra x 125% = Costos indirectos \$ 56.20 x 1.25 = \$ 70.25

13.4 Costo total

COSTOS DIRECTOS

Costos de materiales	531.83
Costos de elaboración	4.03
Mano de obra	56.20

COSTOS INDIRECTOS

Costo indirecto	70.25
TOTAL	\$ 592.06

GLOSARIO

Articulación: conexión entre los huesos. Se clasifican según su estructura y movilidad como fibrosas, cartilaginosas o sinoviales.

Aséptica: aquella en la que no interviene infección.

Acetabular: Referido al acetábulo.

Avascular: desprovisto de vasos que irrigen sangre.

Bilateral: que tiene dos o relativo a ambos lados.

Biomecánica: mecánica aplicada a los seres vivos.

Colgajo: masa de tejidos separada incompletamente del cuerpo.

Células: elemento fundamental de los tejidos organizados, o elemento más simple libre, dotado de vida propia.

Fuerzas axiales: fuerzas que actúan sobre al cuerpo.

Fuerzas de reacción al piso: es la resultante de las fuerzas que ejerce el suelo.

Bipedestación: De pie

Contractura: La contractura muscular consiste en la contracción persistente e involuntaria de un músculo.

Deglución: Tragar

Distensión: Estado de relajación, descanso o de disminución de la tensión.

Distrofia Muscular: Atrofia muscular progresiva sin lesión aparente de la médula espinal, hereditaria en diversas formas o tipos.

Disostosis: Trastorno que se caracteriza por una osificación defectuosa, especialmente por defecto de la osificación normal de los cartílagos fetales. Suele ser congénita.

Embolica: El embolismo arterial es una interrupción repentina del flujo de sangre a un órgano o parte del cuerpo.

Endocondral: Referido al cartílago

Necrosis: modificación de un tejido en general, gangrena; la parte necrosada se llama secuestro.

Ortesis: mecanismo auxiliar técnico ortopédico para sustituir funciones.

Policitemia: Presencia patológica de un número alto anormal de glóbulos rojos en la sangre.

Prótesis: Mecanismo auxiliar técnico ortopédico para sustituir a las extremidades amputadas.

Resorción: Proceso de reabsorción del hueso para que el hueso formado tenga una estructura adecuada.

PVA: Polivinílico soluble al agua, con propiedades de resistencia al calor

Unipodal: Apoyo en un solo pie.

BIBLIIOGRAFIA

VILADOT, R.,

Ortesis y Prótesis del aparato locomotor, (extremidad inferior), Barcelona 1989

UDB – GTZ.,

Biomecánica, Carrera Ortesis y Prótesis, El salvador 1999¹

UDB – GTZ.,

Tecnología de Materiales y de Taller, Carrera de Ortesis y Prótesis, El Salvador, 1999¹

SALTER, R.,

Trastornos y Lesiones del Sistema Músculoesquelético, Barcelona 2000³

DANIELS, L.,

Pruebas Funcionales Musculares, México DF 1985⁴

HOPPENFIELD, S.,

Exploración Física de la Columna Vertebral y las Extremidades, México 1979

T. SANDERS G.,

Lower Limb Amputations, U.S.A 1986

DANIELS, L.,

Fisioterapia, Ejercicios Correctivos de la Alineación y Función del Cuerpo Humano, Barcelona 1981

KAPANDJI, I.,

Cuadernos de Fisiología Articular, Barcelona 1970

AMAYA, S.,

Mediciones Radiográficas en Ortopedia y Traumatología, México 19985

MUÑOZ, J.,

Atlas de Mediciones Radiográficas en Ortopedia y Traumatología, México 1999