



**FABRICACIÓN DE UNA PRÓTESIS TRANSFEMORAL
TIPO ENDOESQUELETICA Y ORTESIS TIPO KAFO**

**TRABAJO DE GRADUACIÓN
PREPARADO PARA
LA FACULTAD DE ESTUDIOS TECNOLÓGICOS**

**PARA OPTAR AL TITULO DE:
TÉCNICO EN ORTESIS Y PRÓTESIS**

**POR:
BAIRON ARMANDO MEJIA COLINDRES**

DICIEMBRE 01-2003

SAN SALVADOR, 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. VICTOR CORNEJO

ASESOR DE TRABAJO DE GRADUACIÓN

ING. EVELIN DE SERMEÑO

JURADO EXAMINADOR

TEC. MONICA CASTANEDA

TEC. GILBERTO ABARCA

UNIVERSIDAD DON BOSCO

FACULTAD DE ESTUDIOS TECNOLÓGICOS

JURADO EVALUADOR DEL TRABAJO DE GRADUACIÓN

**PROCESO DE FABRICACIÓN DE PROTESIS MODULAR
TRANSFEMORAL CON SOCKET OVLONGITUDINAL
Y ORTESIS TIPO KAFO CON ARTICULACIONES
DE RODILLA Y TRABA SUIZA.**

**TEC. MONICA CASTANEDA
JURADO**

**TEC. GILBERTO ABARCA
JURADO**

**ING. EVELIN DE SERMEÑO
ASERORA**

ÍNDICE.

INTRODUCCIÓN	i
AGRADECIMIENTOS	ii
Capítulo I.	
1.0 Objetivo general.	1
1.1 Objetivos específicos.	2
1.2 Alcances.	3
1.3 Limitaciones.	4
Capítulo II.	
2.0 Historia clínica.	6
2.1 Datos personales.	6
2.2 Presente enfermedad.	6
2.3 Antecedentes personales.	7
2.4 Antecedentes familiares.	7
2.5 Tratamiento de fisioterapia.	7
2.5.1 Específicos del muñón.	7
2.6 Examen físico.	7
2.7 Condiciones generales del muñón.	8
2.8 Escala de valoración muscular.	9
2.9 Tratamiento ortésico sugerido.	9
Capítulo III.	
3.1 Amputación.	10
3.2 Concepto.	10
3.3 Causas de amputación.	10
3.4 Amputaciones en la infancia.	10
3.5 Amputaciones a nivel de muslo.	12
3.6 Causa de amputación a nivel de muslo.	12
3.7 Amputaciones postraumáticas.	12
3.8 Amputaciones por proceso séptico.	12
3.9 Tratamiento fisioterapéutico del amputado.	13
3.9.1 Introducción.	13
3.9.2 Equipo de rehabilitación.	14
3.9.3 Funciones del médico.	14

3.9.4 Funciones de la fisioterapeuta.	15
3.9.5 Funciones del técnico ortopédico.	15
3.9.6 Tratamiento previo a la amputación.	15
3.9.7 Tratamiento psicológico.	16
3.9.8 Tratamiento fisioterapéutico.	16
3.9.9 Tratamiento post amputación.	17
3.10 Alteraciones que pueden dificultar o impedir la amputación.	17
3.11 Aspectos médicos de la protetización en la extremidad inferior.	18
3.11.1 Cirugía.	18
3.11.2 Rehabilitación.	19
3.11.3 Técnica ortopédica	19

Capitulo IV.

4.1 Prótesis transfemoral.	19
4.2 Concepto.	19
4.3 Condiciones fisiológicas.	20
4.4 Condiciones biomecánicas.	20
4.5 Condiciones ambientales.	21
4.6 Condiciones mecánicas.	21
4.7 Leyes de construcción.	22
4.7.1 Estáticas.	22
4.7.2 Dinámica.	22
4.9 Componente de prótesis transfemorales.	22
4.10 Prótesis transfemorales con cuenca ovolongitudinal.	23
4.11 Cuenca ovolongitudinal CAT-CAM.	24
4.12 Mecanismo articular de rodilla.	28
4.13 Funcionalidad.	29
4.14 Principio de contacto total.	30
4.15 Alineación de prótesis.	34

Capitulo V.

5.0 Proceso de fabricación.	36
5.1 Herramientas y equipo utilizado.	38
5.2 Toma de medida de la cuenca.	38
5.3 Fabricación del molde negativo.	40
5.4 Modificación del molde negativo.	41
5.5 Prueba del molde negativo.	41
5.6 Elaboración del molde positivo.	41
5.7 Fabricación de la cuenca de prueba.	42
5.8 Elaboración de la cuenca flexible.	43
5.9 Elaboración de la cuenca rígida.	43
5.10 Alineación estática.	43
5.11 Alineación dinámica.	44
5.12 Laminado final.	45

5.13 Realización de la cosmética.	45
5.13 Entrega de la prótesis	46

Capítulo VI.

6.1 Costos de la materia prima.	48
6.2 Costos de fabricación.	49
6.3 Costo de mano de obra.	50

Capítulo VII

Caso No 2.

7.0 Historia clínica.	52
7.1 Datos personales.	52
7.2 Presente enfermedad.	52
7.3 Antecedentes familiares.	53
7.4 Tratamiento de fisioterapia.	53
7.5 Examen funcional.	53
7.6.Indicación ortésica.	55
7.7 Escala de valoración funcional.	55

Capítulo VIII

8.0 Marco teórico.	56
8.1 Fracturas de la diáfisis del fémur en niños.	56
8.2 Fracturas de la diáfisis del fémur.	58
8.3 Clasificación.	59
8.4 Clasificación de fracturas del fémur.	59
8.5 Cuadro clínico.	60
8.6 Algunas complicaciones de las fracturas.	61
8.7 Pseudoartrosis.	62
8.8 Estudio radiográfico.	62
8.9 Método de tratamiento.	62
8.10 Espica de yeso.	62
2.11 Fijación externa.	64
8.12 Placas de compresión.	64

Capítulo IX.

9.0 Ortesis.	65
9.1 Definición y nomenclatura.	65
9.2 Ortesis de miembro inferior.	66

Capítulo X.

10.0 Descripción del proceso de fabricación del KAFO.	71
10.1 Toma de medidas.	71
10.2 Medidas de circunferencias.	72
10.3 Fabricación del molde negativo.	73
10.3.1 Primera fase.	73
10.3.2 Segunda fase.	75
10.3.3 Recorte del molde.	75
10.4 Conformación del yeso positivo.	76
10.5 Llenado del molde negativo.	77
10.5.1 Rectificación del molde positivo.	77
10.6 Alineación del molde positivo.	78
10.7 Termoconformado.	79
10.8 Ajuste y adaptación de las barras metálicas.	80
10.8.1 Ajuste de las barras metálicas.	81
10.9 Acabado provisional del KAFO.	81
10.10 Descripción del proceso final.	83
10.11 Entrega de la ortesis	83

Capítulo XI-

11.0 Costos de materia prima.	85
11.1 Costos de fabricación.	86
11.2 Costos de mano de obra.	87

Capítulo XII

Glosario	88
----------	----

Capitulo XIII

Anexos	91
--------	----

INTRODUCCION

El presente documento tiene como finalidad la descripción del proceso de fabricación de una ortesis tipo(KAFO) y una prótesis modular para amputación transfemoral.

Otros de los aspectos importantes considerados en el presente trabajo son; la historia clínica del usuario, la evaluación clínica en donde se determinan los valores musculares y los arcos de movimiento, tanto del miembro afecto como del contralateral, y todos aquellos datos que se consideran relevantes en el desarrollo del proceso de fabricación.

En el proceso de fabricación se describirán todos los pasos utilizados y aplicados para llegar al producto final como la toma de medida, vaciado, rectificación del molde positivo, laminado y termoformado, montaje, alineamiento estático, dinámico, etc.

En otro apartado se presenta un dibujo de los elementos elaborados y una sección donde se incluyen los anexos.

AGRADECIMIENTO

A mí madre **AMALIA ISABEL COLINDRES**. Dedico este trabajo por haberme apoyado durante toda la trayectoria de mis estudios, y por haberme apoyado tanto moral como espiritualmente. Y a mi padre **OSCAR ARMANDO MEJIA**.

A **DIOS** el divino creador del universo por permitirme tener salud tanto física, moral y espiritual, por haberme permitido realizar esta meta.

Agradezco al Staff de la carrera de **ORTESIS Y PROTESIS** de la Universidad **"DON BOSCO"**, por haberme apoyado durante el transcurso de mi carrera.

A la familia **AVELAR VILLALTA**, por haberme brindado su confianza y su amistad especialmente a **GUADALUPE AVELAR VILLALTA**. "Muchas Gracias"

CAPITULO I
DETERMINACION DE OBJETIVOS, ALCANCES Y LIMITACIONES

1.0 OBJETIVO GENERAL.

El presente trabajo tiene como objetivo general determinar el grado de conocimientos teóricos y prácticos obtenidos durante los tres años en la carrera de técnico en Ortesis y Prótesis, mediante la fabricación y documentación de una ortesis tipo KAFO y una prótesis modular para amputación transfemoral.

1.1 OBJETIVOS ESPECIFICOS.

- Ofrecer a los usuarios aditamentos que le permitan realizar diferentes actividades con un bajo gasto energético.

- Brindar a los usuarios aparatos estéticos como funcionales que les permita independencia en diferentes actividades de la vida diaria.

1.2 ALCANCES.

CASO I PRÓTESIS

- Mediante la fabricación de la prótesis sea logrado un nivel óptimo de adaptación de la cuenca reduciendo totalmente molestias que se presentaron durante la adaptación de dicha cuenca.
- En cuanto a la marcha del usuario sea logrado tener una marcha aceptable tomando en cuenta que es su primera experiencia con un aparato protésico.
- Sea logrado elevar el autoestima del usuario.

CASO II ORTESIS

- Se mejoró la comodidad del usuario; incorporando a su nuevo aparato barras articulares con bloqueo. Las cuales le permiten el desbloqueo de la articulación al momento de la sedestación y mantener el bloqueo en la deambulaci3n.
- Sea logrado mejorar la descarga de peso corporal y la fijaci3n de la pseudoartrosis que existe a nivel de f3mur.

1.3 LIMITACIONES.

PROTESIS

- Debido a no tener componentes adecuados para la uni3n de la cuenca a la rodilla sea presentado una variaci3n en la longitud de los segmentos de muslo y pierna.

ORTESIS

- Poca disponibilidad de tiempo de la madre de la usuaria Gabriela Ver3nica Cortes Mart3nez para la asistencia a las pruebas del aparato.

- La usuaria presento una complicación a nivel de la pseudoartrosis del muslo que evito la asistencia a una de las pruebas del aparato y corriendo riesgos de operación por dicha complicación.

CAPITULO II

PRÓTESIS

2.0 HISTORIA CLINICA

2.1 DASTOS PERSONALES

NOMBRE :	Jefry Ernesto Guzmán Figueroa
EDAD :	10 años
SEXO :	Masculino
PESO :	81 Libras
ALTURA :	1.50 metros
ESTADO CIVIL:	Soltero
OCUPACIÓN :	Estudiante escolar de cuarto grado
DOMICILIO :	Tercera calle oriente, col. Rosales pasaje Celestino casa # 5, Cuscatancingo.
TELEFONO :	Casa 2867021 - abuela 2977434

2.2 PRESENTE ENFERMEDAD

Los padres refieren que el 11 de mayo del 2003 a las 3:45 de la tarde el usuario fue arrollado por un vehículo automotor del transporte colectivo a excesiva velocidad frente a la entrada del pasaje donde ellos habitan causándole varios traumatismos en el miembro inferior izquierdo. Por los cuales fue trasladado al Hospital Nacional de Niños Benjamín Bloom (HNNBB), donde fue intervenido quirúrgicamente realizándole una amputación transtibial tercio proximal, luego de la amputación fue remitido a la Unidad de Cuidados Intensivos(UCI), donde estuvo ingresado durante ocho días, complicándose con proceso febril, celulitis de muslo y fetidez a nivel del muñón, necrosis de infesto, por lo cual nueve días más tarde es remitido a sala de operaciones para realizarle una nueva amputación a nivel supracondíleo del miembro inferior izquierdo. Luego regresa a la Unidad de Cuidados Intensivos (UCI), para posteriormente ser dado de alta el 31 mayo del 2003. Durante el periodo de hospitalización estuvo en tratamiento psicológico por presentar dolor fantasma y sensación del miembro fantasma por lo que el usuario se mostraba ansioso y deprimido.

Luego comenzó tratamiento de fisioterapia el 2 junio del 2003 recibiendo dos horas semanales hasta la fecha.

2.3 ANTECEDENTES PERSONALES:

Primero de tres hijos, parto normal, vacunación completa, no alérgico, actualmente tiene un desarrollo normal de acuerdo al rol que por su edad le corresponde.

2.4 ANTECEDENTES FAMILIARES:

No contribuyentes.

2.5 TRATAMIENTO DE FISIOTERAPIA.

El tratamiento de fisioterapia que a recibido comprende o incluye fortalecimiento de miembros superiores, de músculos dorsales, abdominales, paraespinales.

2.5.1 ESPECÍFICOS DEL MUÑÓN:

Fortalecimiento de músculos extensores de cadera, flexores de muslo, abductores de muslo, aductores de muslo, y disminución de hipersensibilidad en el muñón por medio de hielo, tapin (palmoteo gradual con intensidad progresiva sobre el muñón), equilibrio en posición de sentado, de pie. Recibió tratamiento con antibióticos(duoderms), por una semana debido a celulitis que presentaba a nivel del muslo.

2.6 EXAMEN FISICO

Usuario de sexo masculino, consciente en tiempo, lugar y espacio, de espíritu entusiasta. Deambula con ayuda de muletas axilares presenta un buen equilibrio.

CRANEO: Normal.

OJOS: No presenta deficiencias visuales.

OIDOS: No presentas deficiencias auditivas.

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

CUELLO : Cuello normal

COLUMNA: Presenta hiperlordosis lumbar anterior a la amputación.

MIEMBRO INFERIOR DERECHO:

Condición generales de miembro inferior derecho:

Se observa un valgo de tobillo, una cicatriz en la zona de la pantorrilla a causa del mismo accidente que no provoca ningún defisis muscular ni sensitivo y recurvatum de rodilla. Fuerza muscular en grado normal y arcos articulares completos. Ligamentos cruzados anterior y posterior estables, ligamentos colaterales estables.

MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO (MUÑÓN).

2.7 CONDICIÓN GENERAL DEL MUÑÓN:

Se observa piel sana, la localización de la cicatriz es en el extremo distal del muñón, presenta signo de Tinel positivo, forma cónica y una contextura normal. En cuanto a la fuerza muscular se encuentra en un grado normal y los arcos articulares están completos.

2.8 ESCALA DE VALORACIÓN MUSCULAR

0: Músculo paralítico.

1: Hay contracción muscular pero no presenta movimiento.

2: Arcos de movimiento completo, eliminando la gravedad.

3: Arco de movimiento completo en contra de la gravedad.

4: Arco de movimiento completo en contra de la gravedad con resistencia mínima.

5: Arco de movimiento completo en contra de la gravedad con resistencia máxima.

2.9 TRATAMIENTO PROTESICO SUGERIDO

- Prótesis transfemoral modular.
- Cuenca ovo-longitudinal.
- Válvula de succión de hule.
- Rodilla policéntrica cuatro barras.

- Pie protésico tipo SACH.
- Espuma cosmética.

CAPITULO III MARCO TEÓRICO

3.1 AMPUTACIÓN

3.2 DEFINICIÓN

Extracción completa y definitiva de una parte o totalidad de un miembro. Las amputaciones se dan por varias causas y en distintos niveles.

3.3 CAUSAS DE AMPUTACIÓN

Traumas.

Problemas circulatorios.

Infecciones.

Tumores.

Malformaciones congénitas.

3.4 AMPUTACIONES EN LA INFANCIA

Uno de los aspectos que se tiene que tomar en cuenta en el tratamiento de amputaciones en la infancia es que sé esta tratando un usuario en crecimiento, lo que aporta ventajas e inconvenientes a la cirugía. La tolerancia de los tejidos y su buena circulación permiten una rápida cicatrización e incorporación de injertos de piel. Así pues, el tratamiento de los quemados tienen mejor pronóstico; en algunas amputaciones de etiología traumática, en las que falta piel para recubrir el extremo del muñón se puede conseguir esto utilizando injertos libres de piel siempre y cuando no sea en zonas que deban apoyar intensamente sobre la cuenca.

En el niño, como dice Aithen, el principio básico fundamental es salvar la mayor longitud posible de extremidad, pues cuantos más cartílagos de crecimiento se conserven, más adecuada será la longitud del muñón en la edad adulta (en cuanto a amputaciones transtibiales).

El crecimiento en longitud de los huesos del niño lleva como desventaja la tendencia del extremo óseo amputado al hipercrecimiento, de forma tal que llega a convertirse en un estilete que perfora la piel y el tejido celular subcutáneo, de adentro afuera. Por trabajos de Abbott sabemos que el 70-80% del crecimiento de las extremidades superiores se realiza en los cartílagos de crecimiento más alejados del codo, mientras que la extremidad inferior crece en el 75% a partir de los cartílagos de crecimiento próximos a la rodilla. Por tanto, los citados huesos, humero y tibia, siguen creciendo aunque se haya extirpado su extremidad distal. Por la misma razón, los muñones por encima de la rodilla y debajo del codo se vuelven más pequeños y cortos a medida que pasa el tiempo, en razón de la falta de epífisis de crecimiento, lo que da por resultado un peor brazo de palanca para manejar la prótesis.

3.5 AMPUTACIONES A NIVEL DEL MUSLO

Las prótesis de contacto total se pueden adaptar satisfactoriamente a un muñón de amputación a nivel del muslo, obteniendo una utilización excelente. De este modo aumenta el porcentaje de éxito de las prótesis transfemorales, cuyo nivel de satisfacción hasta la actualidad es sólo del 25%, en comparación al 90% de los amputados transtibiales. (Datos obtenidos en Viladot, Ortesis y Prótesis del aparato locomotor tomo 2.2 extremidad inferior pag. 247)

3.6 CAUSAS DE AMPUTACIÓN A NIVEL DE MUSLO

La amputación transfemoral se puede producir por causas diferentes y por lo tanto, la indicación y la conducta a seguir deben ser distintas, y estas pueden ser:

- Amputaciones postraumáticas.

- Amputaciones por procesos sépticos.
- Amputaciones por vasculopatías isquémicas.
- Amputaciones por tumores.

3.7 AMPUTACIONES POSTRAUMÁTICAS.

En caso de graves atriciones de partes blandas con fracturas abiertas y gran conminución ósea, acompañadas de lesiones graves en troncos nerviosos y vasculares, entra en consideración como solución rápida y definitiva.

3.8 AMPUTACIÓN POR PROCESO SÉPTICO.

La amputación se prescribe diferente según la virulencia de la infección:

- Ante una infección muy virulenta (gangrena gaseosa, etc.), la amputación es un acto de supervivencia. Por tanto, se efectúa una amputación "en salchichón ", seccionando de forma circular todos los tejidos a un mismo nivel. Además, se le asocian contra aberturas laterales. (Datos obtenidos en Viladot, Ortesis y Prótesis del aparato locomotor tomo 2.2 extremidad inferior pag. 247)
- En infecciones atenuadas o con supuración mínima (pseudoartrosis infectadas, etc.), la amputación se hará en general a nivel del foco de pseudoartrosis. En los casos con abundante supuración se amputarán las partes blandas formando dos amplias valvas a modo de tronco de cono.

3.9 TRATAMIENTO FISIOTERAPÉUTICO DEL AMPUTADO DE MIEMBRO INFERIOR

3.9.1 INTRODUCCIÓN.

Dentro de la rehabilitación, el tratamiento fisioterapéutico ocupa siempre un lugar destacado. De poco le va a servir al usuario la prótesis más sofisticada si anteriormente no ha estado realizando un periodo previo de preparación y aprendizaje para la utilización de la misma.

El tratamiento fisioterapéutico es imprescindible realizarlo en todos los amputados que son protetizados por primera vez. En los amputados antiguos que portan prótesis, solamente tendremos que recurrir a la fisioterapia cuando existe algún defecto importante en la marcha o en el caso de reamputaciones.

En esencia, con la fisioterapia pretendemos:

- Mejorar el estado físico del usuario.
- Preparar el muñón como un nuevo órgano que va desempeñar una función fundamental en la marcha.
- Enseñar al usuario la marcha con la prótesis.

3.9.2 EQUIPO DE REHABILITACIÓN

Para el tratamiento del amputado de miembro inferior es imprescindible la formación de un equipo multidisciplinario, que está formado por: Un médico especialista en rehabilitación que actuará también como coordinador del mismo, un fisioterapeuta, un técnico ortopédico, el asistente social, el psicólogo, la terapeuta ocupacional, personal de enfermería, personal auxiliar y la familia. Pero hay que tomar en cuenta que en algún momento el proceso de rehabilitación puede ser coordinado por uno o más del equipo multidisciplinario.

Es importante que cada miembro del equipo tenga la formación y la experiencia necesarias en el tratamiento de los amputados de miembro inferior.

3.9.3 FUNCIÓN DEL MÉDICO:

- Valoración del usuario.
- Marcar los objetivos a conseguir.
- Prescripción del tratamiento fisioterápico adecuado.
- Prescripción del modelo de prótesis idónea para las características del usuario, especificando todos los componentes de la prótesis con el técnico ortopédico.
- Vigilancia y tratamiento de la patología acompañante del amputado.
- Decidir con el técnico ortopédico todos los ajustes necesarios en la prótesis.
- Decidir con el fisioterapeuta las medidas fisioterápicas más adecuadas para alcanzar los objetivos marcados.

3.9.4 FUNCIÓN DEL FISIOTERAPEUTA:

- Aplicar las pautas de fisioterapia prescritas por el médico.
- Comunicar al médico las anomalías que surjan durante el transcurso del tratamiento.
- Valorar conjuntamente con el médico la progresión del usuario.
- Cambiar de mutuo acuerdo con el médico la pauta de tratamiento fisioterápico prescrita si fuera necesario.
- Enseñar a algún familiar del usuario la técnica de colocación de la prótesis y la técnica del vendaje del muñón, cuando este no sea capaz de hacerlo solo.

3.9.5 FUNCIÓN DEL TÉCNICO ORTOPÉDICO:

- Construir la prótesis de acuerdo con las condiciones fisiológicas, biomecánicas y mecánicas.
- Realizar todos los ajustes necesarios en la prótesis.
- Consultar con el médico si surge algún problema en la adaptación de la prótesis prescrita.
- Reunirse una vez a la semana, al menos, con el médico y el fisioterapeuta para valorar conjuntamente el proceso rehabilitador.

3.9.6 TRATAMIENTO PREVIO A LA AMPUTACIÓN

En algunos usuarios es posible y conveniente iniciar la fisioterapia antes de la amputación. Se trata de usuarios que llegan a la amputación después de un largo periodo de encamamiento y la intervención se programa con tiempo suficiente para poder intervenir el equipo de rehabilitación. Con ellos, una vez que sea decidido la realización de la amputación, debe iniciarse un tratamiento fisioterápico y una preparación del usuario desde el punto de vista psicológico. Desgraciadamente en la mayoría de las ocasiones, el primer contacto con el usuario se realiza después de la amputación y no existe la posibilidad de realizar este tratamiento previo.

3.9.7 PREPARACIÓN PSICOLÓGICA

Lo ideal sería que esta preparación la realizara un psicólogo pero como no siempre se puede disponer de su colaboración en un hospital, el médico puede realizar una labor psicoterapeuta importante explicando al usuario:

- Los tipos de prótesis que existen
- El nivel de actividad que se espera conseguir al finalizar la protetización.
- En qué consiste el tratamiento rehabilitador y el tiempo aproximado que durará este.
- Si fuera posible que conociera a algún amputado protetizado y vea como su vida "no se acaba" después de la amputación. Esta preparación psicológica

es necesario hacerla también cuando, no ha existido la posibilidad de realizarla antes de la amputación.

3.9.8 TRATAMIENTO FISIOTERÁPICO

El tratamiento fisioterápico previo a la amputación consistirá fundamentalmente en:

- La potenciación de los miembros no afectados.
- Potenciación de abdominales.
- Liberar articulaciones que por el largo encamamiento hayan perdido amplitud articular. Se realizarán ejercicios más específicos en el caso de que existieran otras lesiones o patologías que los aconsejasen.

3.9.9 TRATAMIENTO POST-AMPUTACION

Clásicamente, el tratamiento fisioterápico del amputado se divide en un periodo preprotésico que abarca desde que entra en gimnasio el usuario, hasta que se le coloca la primera prótesis provisional y un periodo protésico que vendría a continuación y que alcanzaría hasta el día del alta. La realidad es que en la mayoría de las ocasiones el amputado no puede entrar en el gimnasio para comenzar el tratamiento fisioterápico al día siguiente de verlo por primera vez. Este retraso puede ser debido a retardos en la cicatrización del muñón, patología acompañante descompensada o más frecuentemente la existencia de una lista de espera para entrar en el gimnasio. Mientras tanto, antes que dejar al usuario inmóvil en su silla de ruedas es conveniente iniciar algunas medidas que servirán en primer lugar para evitar un aumento de la atrofia muscular y la anquilosis

articular y en segundo lugar para que cuando el usuario comience con la fisioterapia se encuentre en mejores condiciones físicas y psicológicas y poder acortar el tratamiento preprotésico. A este periodo de tratamiento a partir de ahora lo vamos a conocer como "periodo domiciliario".

3.10 ALTERACIONES QUE PUEDEN DIFICULTAR O IMPEDIR LA PROTETIZACIÓN

EQUILIBRIO: Es necesario un equilibrio aceptable para que la protetización sea funcional.

VISIÓN: No contraindicada pero dificulta la protetización.

NEUROPATÍAS: Las alteraciones superficiales y profundas, así como los déficit musculares que producen, pueden dificultar e impedir la protetización.

CARDIOPATÍAS E INSUFICIENCIA RESPIRATORIA: Por el gran gasto energético que conlleva el uso de una prótesis.

EL ESTADO DE LA EXTREMIDAD CONTRA LATERAL: Puede presentar signos de isquemia, rigidez articular, atrofia musculares, y otros.

DEAMBULACIÓN PREVIÓ A LA PROTETIZACIÓN: Si el usuario no deambula o lo hacia de una forma precaria, no puede pretenderse que la prótesis mejore esta situación.

3.11 ASPECTOS MEDICOS DE LA PROTETIZACION EN LA EXTREMIDAD INFERIOR

En los últimos tiempos sea producido un cambio sustancial en el concepto de la amputación. Tradicionalmente se consideraba como el fracaso final e irreversible de todas las actuaciones médicas que se habían realizado sobre el usuario y se

efectuaba con el exclusivo propósito de salvarle la vida. A partir de este momento, las actuaciones sobre el amputado quedaban fuera del ámbito de la medicina.

Actualmente, la amputación se considera como el inicio de un nuevo proceso que, con la creación plástica de un nuevo órgano que es el muñón con la ayuda de un elemento externo protésico y con un tratamiento del proceso de protetización, intentará recuperar las funciones perdidas. Este nuevo concepto ha surgido gracias a los cambios producidos en los diversos campos que inciden sobre el usuario durante el proceso.

3.11.1 CIRUGÍA.

Los avances en cirugía, fundamentalmente en la prolongación del acto quirúrgico, limpieza y mayor experiencia de resultados han contribuido a la consecución de muñones de características adecuadas.

3.11.2 REHABILITACIÓN.

El equipo de rehabilitación realiza una preparación preprotésica y un entrenamiento protésico.

3.11.3 TÉCNICA ORTOPÉDICA.

El técnico ortopédico realiza la prótesis según principios biomecánicos científicos y bien estudiados.

- INDUSTRIA ORTOPÉDICA.

Pone al alcance del técnico ortopédico nuevos materiales y elementos prefabricados con mayor funcionalidad.

4.1 PRÓTESIS TRANSFEMORALES

4.2 CONCEPTO:

La prótesis para amputación transfemoral es el dispositivo externo utilizado para reemplazar la ausencia del miembro inferior del muslo, por encima de la rodilla.

LA PRÓTESIS ESTA SUJETA A LAS SIGUIENTES CONDICIONES O INFLUENCIAS:

Condiciones fisiológicas.

Condiciones biomecánicas.

Condiciones mecánicas.

4.3 CONDICIONES FISIOLÓGICAS:

Estas se basan principalmente en los datos del usuario así como en los datos fisiológicos del muñón del amputado, entre los datos importantes tenemos:

Edad.

Sexo.

Complicaciones anexas de otros órganos internos.

Complicaciones anexas del aparato locomotor.

Condición psíquica general.

Condiciones físicas corporales en general.

Observaciones del muñón.

Nivel de amputación.

Técnica de amputación.

Longitud del muñón.

Circulación del muñón.

Consistencia de los tejidos.
Condición muscular.
Alcance de los movimientos.
Condiciones de la piel.
Condiciones de la cicatriz.
Resistencia.
Capacidad de soportar carga.

4.4 CONDICIONES BIOMECÁNICAS:

Se da por la interrelación entre la biología-fisiología del usuario y las leyes de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo (estática y cinética). Estas se transmiten de la prótesis al suelo y del suelo al usuario. Estas condiciones influyen sobre la cinemática del usuario. Es importante que para la prescripción de una prótesis se tome en cuenta.

4.5 CONDICIONES AMBIENTALES:

Medio Ambiente (lugar donde se desenvuelve el usuario, trabajo, hábitat, entretenimiento, deportes, etc.), lo anterior influye en lo siguiente:

Qué se espera de la Prótesis (para trabajar, cosmética, deporte, etc.)

Selección de los componentes.

Descripción del diseño de la cuenca.

Descripción de construcciones especiales necesarias.

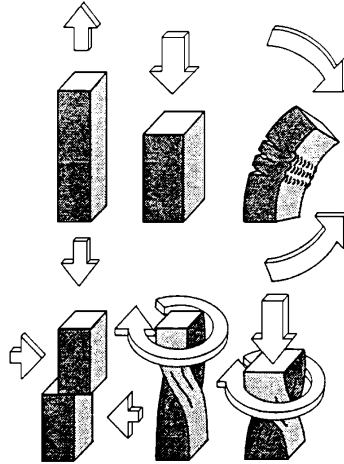
Análisis de locomoción (parado, caminando, caída, deportes).

4.6 CONDICIONES MECÁNICAS:

Son todas las fuerzas que actúan sobre la prótesis, entre ellas tenemos:

- Fuerza de tensión

- En la fase de tracción (fase de balanceo)
- Fuerza de presión: Carga vertical del paciente (apoyo medio)
- Momento de flexión: anteroposterior y medial-lateral flexión del socket
- Momentos de rotación: en especial en las articulaciones
- Momento de torsión: Alrededor del eje vertical.



REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA DE LAS FUERZAS QUE ACTÚAN SOBRE LA PRÓTESIS Y SOBRE EL MUÑÓN.

4.7 LAS PRÓTESIS TRANSFEMORALES SE CONSTRUYEN DE ACUERDO A LAS LEYES DE:

4.7.1 ESTÁTICA:

Debe crear un equilibrio entre las fuerzas que se transmiten sobre la prótesis, es decir que la suma de todas las fuerzas debe ser cero. Entonces una cuenca de prótesis que este alineada estáticamente no deberá presentar ningún momento de volteo, flexión, rotación o torsión.

4.7.2 DINÁMICA:

La cinética tiene que ver con los movimientos y la fuerza que los producen. Debido a que una prótesis no solo sirve para estar de pie sino para caminar, la prótesis por tanto debe construirse dinámicamente.

NOTA. Deberá haber un compromiso entre seguridad estática y dinámica.

4.8 TIPOS DE PRÓTESIS TRANSFEMORALES

Se dividen según la forma de su cuenca en:

- Prótesis transfemoral con cuenca Ovo-transversal o cuadrilateral con apoyo isquiático.
- Prótesis transfemoral con cuenca Ovo-longitudinal o isquión contenido.

4.9 COMPONENTES DE PRÓTESIS TRANSFEMORALES

- Cuenca.
- Rodilla protésica.
- Segmento intermedio: Tubo muslo y de pierna, adaptadores y fundas estéticas en el caso de las endoesqueléticas.
- Segmento distal: articulación protésica de tobillo-pie.

4.10 PRÓTESIS TRANSFEMORAL CON CUENCA OVO-LONGITUDINAL

Toda prótesis del miembro inferior debe cumplir tres objetivos fundamentales:

- **FUNCIONALIDAD:**

Ayudar a realizar la bipedestación, la marcha, la carrera y otras actividades de la vida diaria.

- **ESTÉTICO:**

Ayuda a reparar el aspecto corporal externo cuando está sentado, de pie, y caminando.

- PSICOLÓGICO:

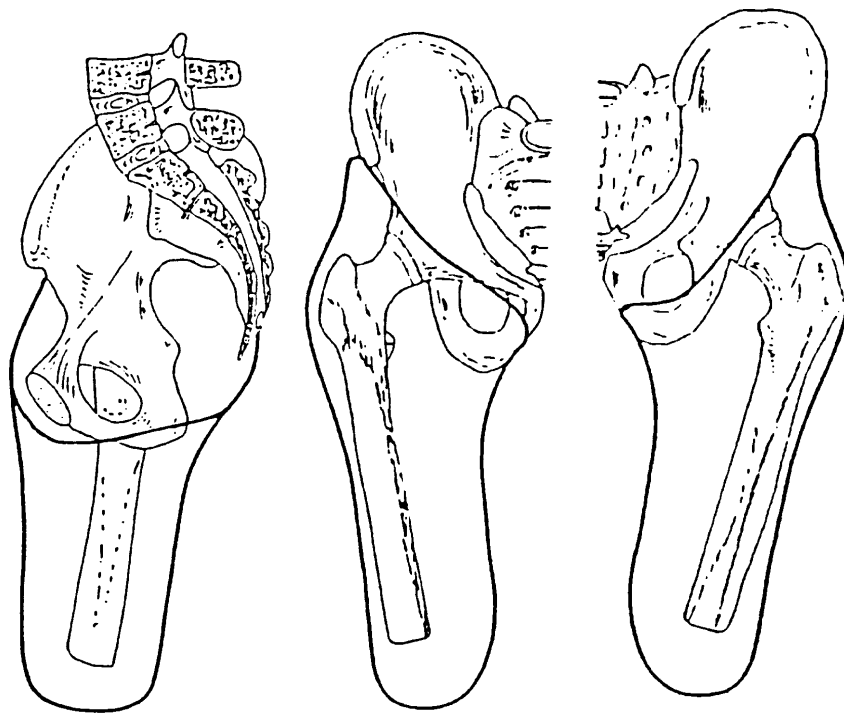
Ayuda a la restitución de la imagen corporal, tanto interna como externa.

Considerando el objetivo funcional de la protetización, las principales funciones que debe cumplir una prótesis para amputación transfemoral con cuenca ovo-longitudinal son:

- Capacidad de apoyo estático en bipedestación, es decir, capacidad para transmitir desde el muñón hasta el suelo las fuerzas estáticas generadas por el peso corporal y permitir así el equilibrio del mismo.
- Capacidad de apoyo dinámico durante la marcha o cualquier otro tipo de actividad de la vida diaria. La prótesis debe ser capaz de soportar las cargas dinámicas del peso corporal y de la fase de apoyo y oscilación de la marcha.
- Capacidad de amortiguación de estas fuerzas, generadas dentro la marcha y otras actividades de la vida diaria.
- Capacidad de acoplamiento-suspensión entre muñón y cuenca, para evitar la "pseudoartrosis" o "pistoneo" que se puede producir durante la marcha (apoyo oscilación), así como permitir mejor la propiocepción.
- Movimiento, control e interacción entre el usuario y la prótesis, de forma que permita la acción de la musculatura del muñón para asegurar la estabilidad de la rodilla protésica durante la fase de apoyo y control durante la fase de oscilación.
Permita cierta propiocepción y retroalimentación sensitiva mejorando la percepción del mundo exterior, del tipo de terreno, posición espacial del miembro, etc.

4.11 CUENCA OVO-LONGITUDINAL (CAT-CAM).

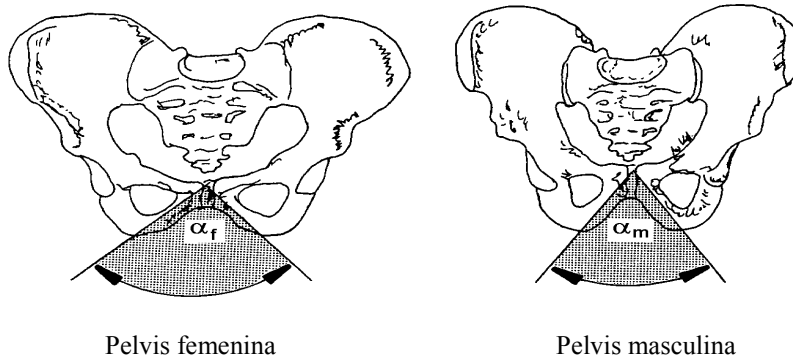
El cuenca CAT-CAM (controured adducterd trochanteric controlled alignment method) también llamado de control isquiático, esta diseñado con la idea de conseguir mayor estabilización medio-lateral. El material con que esta realizado puede ser de plástico rígido laminado o un material más flexible soportado por una estructura externa más rígida. Tiene forma ovoidea visto desde el plano transversal, siendo el diámetro sagital (Antero- Posterior) más largo. Esto se consigue por el hundimiento del borde medial y lateral de la cuenca justo por debajo del trocánter mayor. De esta manera se evita el hundimiento del muñón dentro de la cuenca. No existe apoyo isquiático, pero el isquión esta contenido dentro de la cuenca en un intento de prevenir el movimiento lateral de éste. El contorno de la cuenca varia, dependiendo de la musculatura, de los tejidos blandos y de la estructura esquelética del amputado, por ello será diferente según el sexo. Un ejemplo es la pelvis femenina comparada con la masculina.



Vista medial lateral y posterior de los cortes

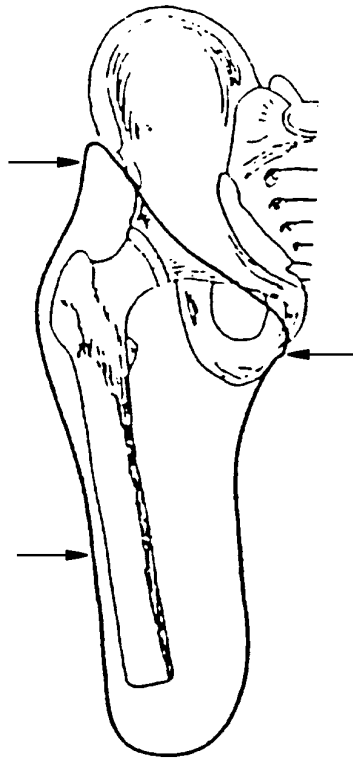
de una cuenca ovo-longitudinal

En la figura siguiente se muestra la pelvis femenina y la pelvis masculina para formular diferencias de proporción. El ángulo α es señalado como ángulo subpúbico. Tiene aproximadamente de 90° a 100° en la pelvis femenina y entre 75° y 80° en la masculina.



Los bordes de la cuenca tienen diferentes alturas. La pared medial se eleva hacia posterior y craneal uniéndose a la pared lateral esta es más alta y asciende hasta englobar el trocánter mayor y desciende en aducción por debajo del mismo, evitando así que el fémur se desplace en abducción. El borde superior de la pared anterior se sitúa por debajo del pliegue inguinal, para unirse a la pared medial a la misma altura de aquella.

Con esta forma de la cuenca, se consigue una "cerradura ósea" formada entre el isquión, la zona supratrocantérica e infratrocantérica, y la zona lateral-distal del fémur, proporcionando mayor estabilidad mecánica para tolerar las fuerzas de fricción a nivel perineal y el desplazamiento lateral de la pelvis durante la marcha.



El apoyo o soporte del peso corporal se hace a través de toda la superficie de contacto del muñón, predominantemente en los tejidos blandos. Se cree que un soporte adicional del peso corporal se realiza por medio de la musculatura glútea y la pared dorso-lateral del muñón, desde el trocánter hasta la región distal del fémur.

Hay que tomar en cuenta las funciones específicas de las cuencas las cuales son:

- Alojamiento del muñón.
- Transmisión de fuerzas:

De presión en la fase de apoyo

De tracción en la fase de balanceo

De torsión en la rotación de la pelvis.

- Transmisión de movimiento
- Seguridad del muñón en la cuenca.
El movimiento es transmitido sin pérdida de fuerza.
Ajuste de la cuenca.
- Adhesión entre muñón y cuenca.
Compresión de las partes blandas.
Fricción adherente.
Anclaje pasivo.
Ensanchamiento activo.

4.12 MECANISMO ARTICULAR DE RODILLA

Hay una variedad en los mecanismos de rodilla protésica, así como numerosas clasificaciones. Pero todas las rodillas deben proporcionar unas prestaciones mínimas, tales como:

- Ofrecer una estabilidad en la fase de apoyo, evitando la flexión durante la carga.
- Proporcionar una flexión similar a la fisiológica en cuanto a su cinemática durante la fase de oscilación, y que permita adaptarse a diferentes cambios de velocidad o cadencia de marcha.

➤ EL SEGMENTO INTERMEDIO

El segmento intermedio, o caña, sirve de conexión entre la cuenca y el pie protésico. Esta construido por una serie de elementos prefabricados que deben ser compatibles entre sí.

➤ EL SEGMENTO DISTAL

El segmento distal, o mecanismo protésico articular de tobillo-pie, es el mecanismo más distal de la prótesis y establece contacto con el suelo. los objetivos fundamentales de estos dispositivos o sistemas son:

- Servir para contrarrestar la ausencia de articulaciones normales del pie y tobillo.
- Amortiguar el impacto del pie contra el suelo durante la marcha evitando que las cargas transmitidas sobre el muñón sean excesivas.
- Actuar como base de soporte estable para el apoyo del peso corporal sobre el miembro artificial.
- Contrarrestar parcialmente la ausencia de musculatura.
- Ofrecer cierta compensación estética.

4.13 FUNCIONAMIENTO

Cuanto mejor sea el diseño del conjunto de la prótesis y de cada uno de sus elementos constituyentes, mejor lograremos la finalidad terapéutica y mejores serán 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 la interfase 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 conseguir evitar que:

- Las presiones de contacto muñón-prótesis sean excesivas.

- La actividad muscular sea excesiva.

- Se produzcan cambios importantes en el patrón de marcha.

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

Las fuerzas de peso corporal, debidas a la acción de la gravedad, y 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 o dinámico o la oscilación. Para que la cuenca soporte estas fuerzas sean buscado diferentes soluciones técnicas basadas en la combinación de dos principios biomecánicos:

4.14 EL PRINCIPIO DEL CONTACTO TOTAL

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.

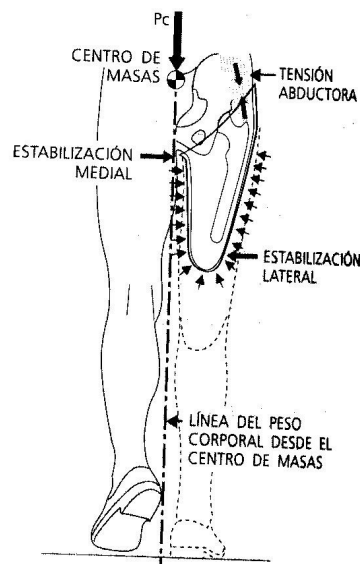
El moldeado de la cuenca para conseguir la concentración y localización de estas cargas en toda la superficie del muñón. De esta manera se evita el apoyo distal sobre el muñón (que resulta doloroso) y se transfiere la carga desde la región proximal del mismo hasta el suelo.

En el caso de la prótesis CAT-CAM el principio del contacto total y reparto global de las cargas del 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 o "desmembrarse" 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.

A continuación vamos a analizar los mecanismos de estabilización de la prótesis con cuenca CAT-CAM en estos tres planos;

- Plano frontal (estabilización medio-lateral):

FIGURA 6.41
Fuerzas en el plano frontal.



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.

Como su nombre indica la cuenca CAT-CAM se basa en la Alineación mediante Control en Aducción y Trocantéreo. Además, la cuenca es más estrecha en su diámetro medio-lateral, lo cual inmoviliza el fémur y evita que éste se desplace lateralmente dentro de la cuenca. Por ello la estabilización de la pelvis y la cadera en el plano frontal será mayor que con la cuenca cuadrilateral.

Por otro lado, al contener dentro de la cuenca el isquión, 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 un mayor confort.

La cuenca CAT-CAM, en comparación con la cuadrilateral, es más larga (mayor brazo de palanca) y mayor la superficie de contacto con el muñón. Por ello, con fuerzas de menor magnitud, producirán mayores momentos de estabilización mediolateral de la pelvis y cadera.

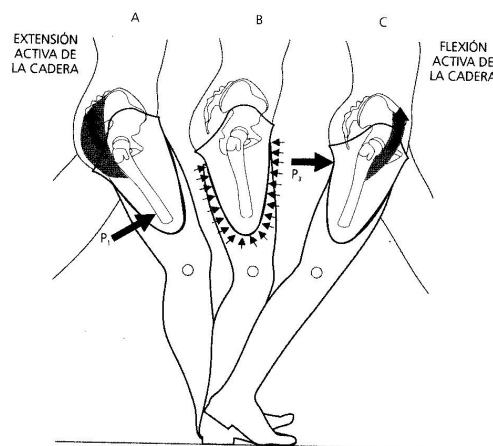
La contrafuerza realizada para mantener el isquión y ramas fijas sobre el borde postero-medial de la cuenca dependerá de:

- La distancia ósea medio-lateral medida entre el borde medial del isquión y el infero-lateral del trocánter mayor.

- La distancia medio-lateral distal medida a través del tejido blando del muñón.

➤ Plano sagital (estabilización antero-posterior):

FIGURA 6.42
Fuerzas en el plano sagital.



- 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 existe básicamente el mismo patrón de fuerzas que acabamos de explicar.

- En el momento del despegue del talón actúan los músculos flexores de cadera para lograr la flexión de la rodilla durante la fase de oscilación. En este momento, la prótesis contribuye al adelantamiento del miembro. Por tanto, el diseño de la pared posterior de la cuenca también debe ser el adecuado

ajustándose a nivel distal por detrás para transmitir la fuerza P1 y a nivel proximal debe ajustarse englobando el isquión para transmitir la fuerza P3.

➤ Plano transversal:

La estabilización de la prótesis transfemoral con cuenca CAT-CAM en el plano transversal se produce mediante el diseño de la cuenca con el borde próximo-medial y su función de "cerradura ósea" con el isquión y rama isquiopúbica, la forma y canales de la pared anterior y el contorno lateral del trocánter visto transversalmente.

El especial diseño de la cuenca CAT-CAM, con forma ovoidea y de mayor diámetro anteroposterior, justo con un "anclaje" de la cuenca en elementos óseos como el isquión, la rama isquiática y los bordes anterior y posterior del trocánter mayor, el tendón aductor mayor, y la manera de adaptarse a los canales de la pared anterior (triángulo de escarpa y músculos recto anterior femoral), hace 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 CAT-CAM.

4.15 ALINEACIÓN DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL CON CUENCA OVO-LONGITUDINAL

Vista anterior:

Cuenca: 50% medial y 50% lateral a nivel del anillo.

Rodilla: Centro de la rodilla

Pie – tobillo: Centro del tobillo y mitad del segundo dedo.

Vista lateral:

Cuenca: 50% anterior y 50% posterior a nivel del anillo.

Rodilla monocéntrica: de 1 a 2 cm. anterior al eje de la articulación.

Pie – tobillo: 1 cm. Anterior al tercio posterior.

Vista posterior:

Cuenca: 50% medial y 50% lateral a nivel del anillo.

Rodilla: Centro de la rodilla protésica.

Pie – tobillo: Centro del talón.

Áreas de corte:

Los cortes se hacen teniendo como referencia la pared medial

Pared anterior: 6 cm. Arriba.

Pared lateral: 10 cm. Arriba.

Pared posterior 3 cm. Arriba.

Indicaciones

Para usuarios geriátricos.

Usuarios jóvenes y activos.

Contraindicaciones

Adulto amputado en la infancia.

Personas muy delgadas.

Usuarios con ano muy caudal.

Amputados que han usado por largo tiempo cuenca cuadrilateral.

Ventajas del contacto total.

Mayor superficie de carga.

Disminuye edemas.

Mejor circulación.

Disminuye hiperqueratosis.

Mejor propiocepción

CAPITULO V
PROCESO DE FABRICACIÓN DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL CON CUENCA
OVO-LONGITUDINAL

A continuación se detallan los pasos a seguir para la construcción de una prótesis ovo-longitudinal para amputación transfemoral:

- Toma de medidas.
- Fabricación de molde negativo.
- Modificación del molde negativo.
- Prueba del molde negativo.
- Elaboración del molde positivo.
- Elaboración de la cuenca de prueba.
- Alineación estática.
- Alineación dinámica.
- Laminación final.

- Cosmética.

5.1 HERRAMIENTAS Y EQUIPO QUE SE UTILIZAN DURANTE LA TOMA DE MEDIDAS

- Hoja de información protésica.
- Lápiz tinta negra.
- Lápiz de tinta indeleble.
- Media de nylon.
- Vendas de yeso.
- Recipiente con agua.
- Calibrador de exteriores o pie de rey.
- Cinta métrica flexible.

5.2 TOMA DE MEDIDAS DE LA CUENCA

Se ubica al usuario de pie y se toma las siguientes medidas:

- Medio – Lateral proximal: se toma como guía la cara interna del ramo isquiático y el trocánter mayor. Y con ayuda del calibrador (pie de rey), el cual se coloca en la parte posterior al nivel de la cara interna del ramo isquiático y en diagonal hasta la zona supratrocantérica del trocánter mayor.

Esta medida será usada para asegurar la máxima estabilidad mediolateral de la cuenca.

- Circunferencias: se toman medidas de las circunferencias a lo largo del muñón estas medidas se tomarán manteniendo la cinta métrica en forma horizontal partiendo de un centímetro por debajo del nivel perineal y cada 5 centímetros en dirección distal. (El número de medidas dependerá del largo del muñón)

Estas medidas se toman con el propósito de controlar el volumen del muñón y tener una referencia para la modificación del positivo y lograr que exista un contacto adecuado entre cuenca - muñón.

- Longitudes: el largo del muñón se mide desde el isquión hasta el borde distal del muñón, luego se tomará la medida del isquión al borde distal del fémur.
- Altura del piso hasta el isquión en la pierna sana, para controlar la altura de la prótesis.
- Altura del piso a la línea interarticular: se indica al usuario que se sienta en una silla con el pie en el piso, y su rodilla flexionada a 90 grados, colocando una mano arriba de la rodilla y con la otra mano en la superficie medial del pie, luego se gira el pie exteriormente mientras se sujeta el fémur, en su lugar podrá verse que se separa la articulación tibiofemoral. La distancia entre este

espacio interarticular y el piso nos indica la altura del eje anatómico. Y dos centímetros por arriba estará ubicado el eje mecánico de la articulación de rodilla.

- Las medidas de la pierna contralateral: deberán ser registradas para usarse como guía para la realización de la cosmética de la prótesis.

Todas las medidas de la pierna contralateral deberán ser tomadas sin zapato y con el pie en contacto con la superficie del suelo. Este procedimiento le permite al técnico poder determinar visualmente el estado en que se encuentra la pierna sana, en caso de anormalidades que pudieran surgir en la prueba dinámica.

Se ubica la parte más gruesa de la pantorrilla y se mide con la cinta métrica, al igual que la parte más angosta del tobillo y se registra esto en la hoja de información protésica al igual en el área del muslo se realiza una medida sobre los cóndilos femorales y otra en la parte más gruesa del muslo. Se puede hacer un perfilograma de la pierna sana sobre un papel para que sirva como guía al momento de la realización de su funda cosmética.

Se registra la medida del zapato y la altura del tacón del mismo para seleccionar el pie protésico adecuado.

5.3 FABRICACIÓN DEL MOLDE NEGATIVO

Se debe colocar una media de nylon que cubra todo el muñón luego se marcan las áreas en las que sean tomado las medidas de referencia (Las marcas se harán sobre el trocánter mayor, en el isquión y los niveles a los que se toman la medida cada 5 cm desde el nivel perineal) y para controlar que no se desplacen las marcas hechas sobre ella se fijará alrededor de los hombros.

Es necesario ubicar la rama isquiática antes de empezar a colocar el vendaje sobre el muñón.

Seguidamente se prepara una lingueta de yeso de seis capas que abarque desde la parte anterior aproximadamente a la altura de la cintura bajando por el borde medial del muñón y abarcando la parte alta del glúteo, a través de la línea ínter – glútea.

Se moja entonces esta lingueta y se ubica en la posición adecuada haciendo tracción constante en dirección diagonal y hacia arriba (se debe tener cuidado de no mantener completamente tensa la lingueta de yeso por que esto dificultaría la toma de medidas) en esta parte del proceso es necesario la ayuda de una segunda persona que asista en la toma del molde.

Mientras un técnico mantiene la lingueta en esa posición, el otro técnico ubicara su mano en la cara interna del ramo isquiático colocando la mano con una inclinación de 45 grados en dirección al ano o siguiendo el ángulo de la cara interna del ramo isquiático, y se ejercerá una presión sobre la cara interna del ramo isquiático con la otra mano hará una contrapresión en la zona infratrocanterica, al mismo tiempo que controlara la aducción del fémur conformando así la zona de mando femoral mediolateral que mantiene el fémur en aducción.

Antes de que fragüe esta lingueta se colocará una venda de yeso circularmente reforzando la anterior e incluyendo las zonas del muñón que quedaron descubiertas, desplazándose hacia el borde distal. Cuando el yeso a fraguado totalmente se procederá a retirarlo.

5.4 MODIFICACIÓN DEL MOLDE NEGATIVO

Una vez retirado el molde negativo, se remarcan las líneas internas de referencia (trocánter, isquión, y circunferencias) y se procede a hacer la modificación respectiva, teniendo en cuenta los principios mencionados en las características generales de la cuenca ovo-longitudinal.

5.5 PRUEBA DEL MOLDE NEGATIVO.

Una vez hechas las modificaciones sobre el negativo se harán algunos orificios en diferentes partes del mismo, para poder controlar el contacto total del muñón con la cuenca y si el isquión se encuentra dentro de la misma.

5.6 ELABORACIÓN DEL MOLDE POSITIVO

Antes de fundir el molde negativo se taparán con cinta adhesiva todos los orificios. Y se aplicará vaselina dentro del mismo para facilitar el retiro de la envoltura del molde negativo.

Luego se vaciará el molde negativo con yeso calcinado. Cuando el yeso empieza a fraguar, se introduce un tubo galvanizado de 1/2 pulgada. Después de que el yeso ha fraguado, se retira la envoltura del molde negativo. Y se comparan las medidas con la hoja de información protésica; a las medidas de circunferencia se les rebajará en un 3% cuando es textura firme, 4% cuando es textura normal y 5% cuando es textura flácida(estos porcentajes son para muñones largos o tercio distal del fémur) se debe tener en cuenta que se restará 1/3 del porcentaje por cada medida hacia distal en mi caso no se pudo tener una reducción adecuada por ser este método para reducciones en adultos.

5.7 FABRICACIÓN DE LA CUENCA DE PRUEBA

Una vez tenemos el molde positivo se procede a la elaboración de la cuenca de prueba (es aconsejable colocar el molde positivo dentro de un horno para eliminar la humedad y evitar el choque térmico en la fase de termoconformado) se

coloca el molde en el sistema de succión colocándole una media de nylon al molde positivo y luego se corta la lámina de polipropileno con las medidas adecuadas y se procede al termoconformado.

Seguidamente se marcarán las líneas de corte y se retirará la cuenca de polipropileno. Luego se hace un orificio de 4cms de diámetro en el extremo distal de la cuenca, que se usa para sacar el vendaje en el momento de la prueba de la cuenca.

El polipropileno nos brinda la capacidad de poder apreciar las zonas de presión dentro del cuenca. En el momento de la prueba se controla la altura de la prótesis y se marcan las líneas de fuerzas del cuerpo en la cuenca.

Después de realizar la prueba de la cuenca se procede a la fabricación de la cuenca flexible.

5.8 ELABORACIÓN DE LA CUENCA FLEXIBLE

Se vuelve a llenar la cuenca de prueba y se procede a corregir y pulir el nuevo positivo, luego se procede a colocar el molde positivo en la bomba de succión para realizar el termoconformado en gota; Luego se corta la plancha de polipropileno de 34x34 con un espesor de 12mm y se coloca en el marco respectivo, procediendo después a colocar el polipropileno en horno verificando la temperatura de termoconformado del polipropileno.

Al estar listo el polipropileno se procede al termoconformado de la cuenca flexible y se realiza el retiro del exceso de material; Luego se transporta al área de laminación para proceder a la fabricación de la cuenca rígida.

5.9 ELABORACIÓN DE LA CUENCA RÍGIDA

Se sitúa el molde con la cuenca flexible en la base para laminación; luego se coloca una media de nylon sobre la cuenca flexible después se coloca una bolsa de P.V.A para aislar la cuenca luego se procede a la colocación de dos capas de stockinett después fibra de vidrio trenzada y se colocan dos más de stockinett terminando la preparación del molde para ser laminado con una bolsa de P.V.A. al tener listo todo, se procede a la preparación de la resina tomando en cuenta que por cada 100 gramos de resina se coloca 4 cc de catalizador procediendo a laminar la cuenca.

Después de tener la cuenca laminada y los componentes modulares que se utilizarán. Se procede al montaje de estos.

5.10 ALINEACIÓN ESTÁTICA

Una vez montados los componentes protésicos se controlará que el eje mecánico de la rodilla esté ubicado 2cms arriba de la medida del eje anatómico de la pierna sana y que la altura del piso al isquión concuerde con la que registramos en la hoja de medidas.

Se controla la alineación de la prótesis, que en el plano sagital lateral 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 de la articulación de rodilla estará detrás de la línea de carga, para ayudar al control de la rodilla e impedir el colapso. Cuando hay buenas condiciones del muñón que es el caso de mi usuario se recomienda que el eje puede aproximarse hasta juntarse con la línea de plomada o carga.

Y en el pie según indicaciones del fabricante de los componentes; la línea de plomada pasará 10 ó 20 mm detrás de la mitad 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.

5.11 ALINEACIÓN DINÁMICA

En la alineación dinámica de la prótesis modular se pueden hacer muchas variantes gracias a que el mismo sistema nos permite (sin necesidad de hacer cortes directamente sobre la prótesis). Mi caso es un claro ejemplo por que al momento de la prueba dinámica se presento un problema de longitud a nivel del segmento de muslo presentando tres centímetros más de longitud que me obligo a reducir el segmento de pierna para nivelar la prótesis.

A través del ciclo de la marcha se establecen los parámetros que permiten realizar ajustes medio-laterales y antero-posteriores hasta conseguir una marcha funcional en el usuario. Esta alineación se hará dentro de las barras paralelas para brindar más seguridad al usuario.

Se controlará la alineación en todos sus planos y se verificarán la altura de la prótesis, las fases de la marcha, el equilibrio, la adaptación de la cuenca, el confort del usuario y se inspeccionarán las zonas de presión en el muñón.

Una vez hecha la alineación dinámica, se hará el laminado final.

5.12 LAMINADO FINAL

Se toma el marco rígido y se vacía con yeso; luego se coloca en el sistema de vacío y se coloca fibra de vidrio en la zona de unión entre el marco rígido y el bloque de unión de la cuenca; después se colocan dos capas de stockinett luego

se coloca la bolsa de P.V.A. y se prepara la resina, tomando en cuenta que la cantidad de pigmento a utilizar es del dos por ciento con relación a la cantidad de resina utilizada, después que a fraguado la resina retirar el molde y realizar los cortes del marco rígido.

5.13 REALIZACIÓN DE LA COSMÉTICA

Después de la fabricación del marco rígido montamos de nuevo el sistema modular y se procede a dar forma a la espuma cosmética; usando como referencia el perfilograma que sea tomado anteriormente hasta logra una forma similar al miembro contralateral.

A continuación se colocara una media de nylon de un color de acuerdo a la tez de piel del usuario.

5.14 ENTREGA DE LA PRÓTESIS

INSTRUCCIONES DE USO.

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

MANTENIMIENTO

- El método y la frecuencia de limpieza adecuados.

- Realizar revisión de la piel todos los días tras quitarse la prótesis para prevenir la aparición de lesiones.
- Advertir la obligación de comprobar el funcionamiento de la prótesis tras la adaptación inicial.
- Realizar periódicamente revisiones para conseguir las máximas prestaciones de la prótesis y realizar el seguimiento en las revisiones.
- Indicar claramente los periodos de revisión en la ortopedia para comprobar materiales y el estado de la prótesis.
- Indicar que en caso de rotura se debe acudir inmediatamente a la ortopedia para valoración de reparación o sustitución.
- No mojar los componentes metálicos de la prótesis, si esto sucediese deberá secarla minuciosamente.

EFECTOS SECUNDARIOS

La utilización de la prótesis puede ocasionar los siguientes efectos no deseables:

PROBLEMAS CUTÁNEOS

- Eritema o úlceras por presión, cuando hay una presión excesiva en las zonas de apoyo o contacto.
- Erosiones de la piel, si no se respetan las normas de uso o en caso de hipersensibilidad cutánea al material.
- Problemas alérgicos por contacto directo con los materiales de la cuenca.
- Dermatitis de contacto por irritación.
- Lesiones cutáneas, por aumento de sudoración del muñón junto con una falta de transpiración. Por ello se puede producir maceración de la piel y

predisposición de ésta a infecciones por bacterias y hongos así como lesión por fuerzas externas.

CAPITULO VI

6.1 COSTOS DE MATERIA PRIMA

MATERIA PRIMA	UNIDAD DE MEDIDAD	VALOR POR UNIDAD EN DOLARES	CANTIDAD UTILIZADA	COSTO EN DOLARES
Vendas de yeso 6"	Caja de 12 unidades	1.34	6	8.04
Stockinett 6"	Caja de 25 yardas	1.4932	2.5	3.73
Yeso calcinado	Libras	30 libras	0.116	3.48
polipropileno de 5mm	Lamina de 2x1 metros	23.76	1/4	5.94
Resina naval	Gramos	0.00296	820 g	2.42
P.V.A.	Centímetros	0.06	152	9.12
Pigmento	Gramos	0.17685	6 gramos	1.06

cinta adhesiva	Rollo	2.00	1	2.00
Catalizador	Cm ³	0.009	32.8	0.29
Diluyente	Galón 3750 cc	0.001	20	0.02
Pegamento	Galón 4600 g	0.001	30	0.03
Poliuretano A	Gramos	0.016	50	0.80
Poliuretano B	Gramos	0.017	50	0.85
felpa	Yarda	2.18	1/2	1.39
Fibra de vidrio tubular	Metro	6.04	0.46	2.78
Tubo galvanizado de 6"	Centímetro	0.0157	50	0.78

Total en dólares: \$ 42.73

6.2 COSTOS DE FABRICACIÓN

MATERIAL	UNIDAD DE MEDIDAD	VALOR POR UNIDAD EN DOLARES	CANTIDAD UTILIZADA	COSTO EN DOLARES
Pie protésico	Unidad	53.68	1	53.68
Adaptador para pie	Unidad	21.30	1	21.30
Tubo modular y adaptador	Unidad	24.99	1	24.99
Rodilla policéntrica	Unidad	400	1	400.00
Dispositivo de rotación	Unidad	15	1	15.00
Bloque de unión para socket	Unidad	10.93	1	10.93
Media cosmética	Unidad	3.25	1	3.25

Lija 320	Unidad	0.57	1/4	0.18
Lija 180	Unidad	0.80	1/4	0.20
Válvula de succión	Unidad	10.52	1	10.52
Espuma cosmética	Unidad	22.60	1	26.60
Polipropileno para socket	34x34 cm ²	6.07	2	12.14
Cinta aislante	Unidad	0.75	1/2	0.38
Jeringa	Unidad	0.17	2	0.34
Vasos	Unidad	0.03	10	0.3
Baja lenguas	Unidad	0.025	6	0.15

Total en dólares: \$ 579.69

6.3 COSTOS DE MANO DE OBRA

SALARIO DEL TÉCNICO.	\$ 435.00
HORAS HOMBRE EFECTIVAS	160 horas
COSTO POR HORA	\$ 2.71
HORAS EFECTIVAS FABRICACION PRÓTESIS	20 horas

COSTOS TOTAL DE MANO DE OBRA: $2.71 \times 20 = \$54.20$

COSTOS DE MATERIA PRIMA	\$ 42.73
COSTOS DE FABRICACIÓN	\$ 579.69
COSTO DE MANO DE OBRA	\$54.20

TOTAL DE COSTO VARIABLE:	\$679.62
--------------------------	----------

COSTOS INDIRECTOS

100% de la mano de obra = \$54.20

COSTO TOTALES VARIABLE	\$679.62
COSTOS INDIRECTOS	\$54.20

COSTO TOTAL DE PRÓTESIS \$733.72

CASO II
ORTESIS

CAPITULO VII

7.0 HISTORIA CLINICA

7.1 DATOS PERSONALES

NOMBRE : Gabriela Verónica Cortes Martínez
EDAD : 4 Años 10 meses
SEXO : femenino
PESO : 51Libras
ALTURA : 96 cm.
OCUPACIÓN : ninguna
DOMICILIO : ave. 29 de agosto, final de pasaje chavez
Apartamentos 29 de agosto Segunda planta
apartamento numero 25.
TELEFONO : 273 98 51 (Tía)

7.2 PRESENTE ENFERMEDAD

La Madre refiere que el 5 de enero del dos mil a las 7:00 de la noche la usuaria se encontraba en brazos de su padre cuando se perpetraba un robo, donde se realizo un tiroteo resultando herido de muerte el padre de la usuaria falleciendo instantáneamente y la niña Gabriela Verónica fue herida por proyectil de arma de fuego de grueso calibre provocándole lesiones en el antebrazo izquierdo y muslo derecho por lo cual es trasladada al Hospital Nacional de Niños Benjamin Bloom(HNNBB). Donde fue atendida en sala de emergencia de dicho hospital a eso de las 7:30 de la noche donde fue remitida a sala de operaciones por la gravedad en que se encontraba; en la cual fue intervenida quirúrgicamente saliendo de la sala de operaciones 6 horas más tarde, siendo trasladada a la Unidad de Cuidados Intensivos(UCI). Permaneciendo durante 16 días en dicha Unidad siendo remitida luego a ortopedia, donde permaneció por un periodo de 42 días dándole de alta posteriormente. Vale recordar que durante el periodo hospitalario utilizo por un mes tutores externos y también utilizo por un periodo, una espica de yeso.

La usuaria presentaba al momento de ser hospitalizada una fractura a nivel del muslo derecho que fue clasificada como fractura abierta grado III y daños en miembro superior izquierdo.

7.3 ANTECEDENTES FAMILIARES: No contribuyentes.

7.4 TRATAMIENTO DE FISIOTERAPIA: Por corto periodo

7.5 EXAMEN FUNCIONAL

➤ MIEMBROS INFERIORES

LONGITUD DE EXTREMIDADES: Para comprobar la longitud de las extremidades se tomo como referencia la espina ilíaca antero superior y el borde inferior del maléolo interno, en cada una de sus extremidades por separado.

	IZQUIERDO	DERECHO
LONGITUD	49 centímetros	45 centímetros

CIRCUNFERENCIA

La manera en que se obtuvieron estas medidas se detalla a continuación:

Muslo: Un centímetro bajo el periné

Pierna: Un centímetro arriba del maléolo medial.

CIRCUNFERENCIA	IZQUIERDO	DERECHO
MUSLO	26 centímetros	27 centímetros
PIERNA	20 centímetros	19 centímetros

MOVILIDAD ARTICULAR Y FUERZA MUSCULAR

MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO

La evaluación de la movilidad articular se realizó activamente y en ambas evaluaciones se obtuvo los siguientes resultados:

Arcos de movimiento completos.

Fuerza muscular normal.

Sensibilidad conservada intacta.

MIEMBRO INFERIOR DERECHO

ARTICULACIÓN	ACCIÓN	MOVILIDAD ARTICULAR	FUERZA MUSCULAR
CADERA	FLEXIÓN	completa	-3
	EXTENSIÓN	completa	2
	ABDUCCIÓN	completa	2
	ADUCCIÓN	completa	2

RODILLA	FLEXIÓN	completa	+1
	EXTENSIÓN	completa	+1
TOBILLO	DORSIFLEXIÓN	completa	2
	FLEXIÓN PLANTAR	completa	+3

MIEMBRO INFERIOR DERECHO: El usuario presenta una pseudoartrosis a nivel del tercio medio del fémur y varias cicatrices producto de operaciones y de la lesión misma.

MIEMBRO SUPERIOR IZQUIERDO: La usuaria presenta en su miembro superior izquierdo una cicatriz en la cara volar que se extiende desde el extremo distal hasta la zona de la mano, y una contractura en flexión palmar.

7.6 INDICACIÓN ORTÉSICA

Ortesis de descarga tipo KAFO

Con barras con articulación rigidizada.

Con alza de compensación de 4 centímetros.

7.7 ESCALA DE VALORACIÓN MUSCULAR

0: Músculo paralítico.

1: Hay contracción muscular pero no presenta movimiento.

2: Arco de movimiento completo, eliminando la gravedad.

3: Arco de movimiento completo en contra de la gravedad.

4: Arco de movimiento completo en contra de la gravedad con resistencia mínima.

5: Arco de movimiento completo en contra de la gravedad con resistencia máxima.

CAPITULO VIII

8.0 MARCO TEÓRICO

8.1 FRACTURAS DE LA DIÁFISIS DEL FÉMUR EN NIÑOS

Las fracturas de la diáfisis del fémur son relativamente frecuentes en niños y deben considerarse como lesiones graves, ya que en la mayoría de los casos son producidas por trauma de alta energía, como ocurre en accidentes de tránsito, y pueden estar asociadas con lesiones importantes de otros órganos.

Las fracturas del fémur pueden ocurrir también al nacimiento, presentarse en casos de maltrato infantil o ser patológicas. Estas fracturas generalmente se clasifican de acuerdo a la localización: Tercio proximal, Tercio medio o Tercio inferior. La localización más frecuente es en el tercio medio de la diáfisis del fémur, donde es máxima la inclinación antero-externa normal. De acuerdo al mecanismo, la fuerza torcional de un golpe indirecto conduce a una fractura espiral larga, mientras que una fractura transversal obedece, en general a un trauma directo y es más frecuente en el niño mayor o adolescente. Existen algunos principios generales en el tratamiento de las fracturas de la diáfisis femoral en el niño, como aquellos relacionados con el alineamiento de la fractura, ya que ciertas deformidades llegan a corregirse espontáneamente, lo que no es una excusa para

dejar deformidades que puedan y deban corregirse por métodos simples. La discrepancia de longitud obedece a un cabalgamiento excesivo, separación de los fragmentos o estimulación del crecimiento longitudinal. Estas discrepancias se estabilizan generalmente dentro del primer año y no varían después en forma significativa. Aunque sea llegado a aceptar el cabalgamiento hasta de 3 cm, aunque la cifra más real o más común es de 1.5 cm, principalmente en niños de 2 a 10 años. Sin embargo, en niños menores de dos años y en adolescentes la estimulación normal del crecimiento no es tan marcada como la de las edades intermedias. Después de osteosíntesis se produce un sobre crecimiento de aproximadamente 1 cm. de la extremidad operada.

Muchas de las fracturas de fémur en el niño son fracturas cerradas y pueden ser tratadas en forma cerrada u ortopédica; diversidad de informes así lo demuestran. Se tienen satisfactorios resultados con tracción cutánea longitudinal.

Algunos autores definen el tratamiento de las fracturas del fémur en el niño como aquel que controle el alineamiento y la longitud, no comprima o eleve la extremidad en forma excesiva y sea aceptable para el usuario, conveniente para la familia y cause el menor impacto psicológico posible. Se determina el tratamiento ideal para cada niño dependiendo de la edad la localización y tipo de la fractura, si existen o no lesiones asociadas, factores socioeconómicos, psíquicos y el conocimiento y la habilidad del técnico ortopeda.

Se tienen como opciones de tratamiento la tracción cutánea o esquelética dependiendo de la edad del usuario, para una vez estabilizada la fractura, en un promedio de tres semanas, inmovilizar con una espica de yeso hasta su consolidación aproximadamente en 8 semanas.

Aunque, como ya sea dicho, el tratamiento de estas fracturas es primordialmente ortopédico, y existen algunas indicaciones para el tratamiento quirúrgico mediante fijación interna tales como: Niños con múltiples lesiones, en el aparato locomotor o en otros sistemas, principalmente usuarios politraumatizados con lesiones cerebrales asociadas, ya que se disminuyen las complicaciones, mejora el estado cardiopulmonar y facilita la rehabilitación.

También se indica el tratamiento quirúrgico en fracturas acompañadas de lesiones vasculares o asociadas a otras enfermedades o síndromes. El tratamiento en algunos grupos de edad como adolescentes o pre-adolescentes, continua siendo controvertido refiriéndose a la opción quirúrgica en niñas de 10 a 12 años y niños de 12 a 14 años. Se prefiere realizar fijación en forma cerrada, evitando comprometer los núcleos de crecimiento especialmente en usuarios menores de 10 años. El tratamiento mediante fijación interna ha ganado popularidad y aceptación, tiene beneficios similares a los de fijación interna con enclavamiento intramedular, sin los problemas de discrepancia de longitud. Las indicaciones se presentan en fracturas abiertas grado II o grado III con extensas lesiones de tejidos blandos; también en tratamientos tardíos con cabalgamientos mayores de 2.5 cm, para mejorar la discrepancia de longitud.

8.2 FRACTURA DE LA DIÁFISIS DEL FÉMUR

El fémur es el hueso de mayor volumen del esqueleto. Y esta expuesto a ser el órgano de choque más afectado en el usuario traumatizado.

Para que se produzca una fractura diafisaria del fémur el mecanismo y el trauma tienen que presentar un índice de severidad equiparable a la resistencia que opone el volumen y el tamaño de las corticales de este hueso, así como la cantidad de masa muscular que rodea al hueso.

La fractura del fémur, generalmente se asocia con lesiones contaminantes que pueden poner en peligro de muerte al usuario o muchas veces producirla.

El tipo de accidente que en el pasado ocasionaba la fractura del fémur era la caída de alturas. En el presente dada la agresividad del hombre promedio, la alta velocidad que imprime a los automóviles y las heridas de arma de fuego, el número de estas fracturas ha aumentado y por lo tanto ha variado su mecanismo productor.

La fractura de la diáfisis ocurre más frecuentemente en un grupo de población joven, productiva, que requiere un rápido y completo restablecimiento por bien de ellos y del núcleo familiar que los mantiene.

El tipo de tratamiento también sea modificado a través de los años, pasando de los entablillados primitivos y los aparatos enyesados que no lograban mantener reducciones aceptables y daban lugar a invalideces permanentes por falta de consolidación, acortamientos severos y consolidaciones viciosas, a tracciones cutáneas y esqueléticas seguidas o no de inmobilizaciones en yeso, métodos que también requerían reposos prolongados para lograr la consolidación de las fracturas.

8.3 CLASIFICACION

Las fracturas de la diáfisis del fémur se dividen en abiertas, cerradas, en fracturas simples y conminutivas o poli fragmentarias.

Las fracturas conminutivas las dividen Hansen y Wiquist en cuatro tipos:

- El tipo I corresponde a una fractura transversal no desalojada.
- El tipo II es una fractura que compromete la Diáfisis del fémur y tiene un fragmento conminuta. El contacto de sus corticales es mayor del 50%
- El tipo III es una fractura en la cual están comprometidas las dos corticales del hueso y el contacto de los dos fragmentos del hueso es menos del 50%
- El tipo IV es una fractura poli-fragmentaria en la cual no existe el contacto cortical y como en el caso anterior no hay continuidad de sus corticales.

Esta clasificación es muy útil, pues sirve de base para escoger el tipo de tratamiento, el uso posible de injertos óseos y los elementos de osteosíntesis más adecuados.

8.4 CLASIFICACION DE FRACTURAS ABIERTAS

La clasificación más frecuente de las fracturas abiertas, tiene en cuenta el mecanismo de producción, la gravedad del daño de los tejidos blandos, el tipo de fractura y su grado de contaminación. Tiene la ventaja de servir como guía para el tratamiento y evaluación posterior de los resultados.

Tipo I. Herida usualmente menor de un centímetro de largo, causada por una fuerza de baja energía, producida por lo general de dentro hacia afuera, con compromiso muy leve de los tejidos blandos vecinos. La fractura es simple, transversa u oblicua.

Tipo II. La herida de la piel es mayor de un centímetro. La fractura se asocia a un moderado daño muscular debido a la energía absorbida en el momento del trauma. La fractura generalmente es simple, transversa, oblicua o con poca conminución. La lesión puede estar contaminada, aunque no severamente.

Tipo III. Se caracteriza por severo y extenso daño en los tejidos blandos y alto grado de contaminación de los mismos. Por lo general la piel, los músculos y en ocasiones los tejidos neurovasculares, están comprometidos. La fractura es producida por un trauma de alta energía que causa una lesión ósea con minuta e inestable. En éste último grupo se reconocen tres sub-tipos de fracturas:

IIIA. El cubrimiento de la fractura por tejidos blandos es adecuado. La fractura en sí puede ser conminuta y en ocasiones es segmentaria. Por lo general no requiere de cirugías plásticas mayores para cubrir el tejido óseo expuesto.

IIIB. El trauma es extenso y hay pérdida de los tejidos blandos, con compromiso del periostio y exposición ósea, contaminación masiva y conminución severa de la fractura. Estas fracturas usualmente requieren procedimientos reconstructivos.

IIIC. Son las fracturas abiertas asociadas a trauma vascular, no importa cual sea el daño de los tejidos blandos.

8.5 CUADRO CLINICO

El diagnóstico de una fractura de la diáfisis del fémur no tiene ninguna dificultad para reemplazarse. Existe un antecedente traumático de importancia, que es seguido de dolor en el muslo y acompañado de impotencia funcional y deformidad del miembro inferior. Generalmente los síntomas y signos de fractura van asociadas con alteración del estado general y presencia de shock, debido al gran sangrado a que da lugar la ruptura del hueso y de las partes blandas vecinas, sangrado de gran magnitud que va de 5000 a 2000 ml. Determina una anemia que si no es tratada adecuadamente puede incluso causar la muerte al usuario.

8.6 ALGUNAS COMPLICACIONES DE FRACTURAS.

Las fracturas pueden presentar complicaciones, por una parte derivadas del propio accidente, y de otra, como verdaderas complicaciones producto del tratamiento. Tras el accidente, una fractura puede traer las siguientes principales complicaciones:

- Embolia grasa
- Síndrome compartamental
- Síndrome de aplastamiento
- Sección del paquete vásculo-nervioso principal
- Daño tendinoso-muscular

Como consecuencia que deviene del tratamiento, las siguientes son las principales complicaciones de las fracturas:

- Infección.
- Retardo de consolidación.
- Pseudoartrosis.
- Consolidación viciosa.
- Rigidez articular.
- Atrofia ósea de Sudek.
- Artrosis secundaria.

8.7 PSEUDOARTROSIS

Se llama pseudoartrosis, cuando después de haber transcurrido el tiempo suficiente para la unión ósea, no se ve el callo que puentea los extremos fracturados; existe movilidad anormal en el foco y radiográficamente se observa radiotransparencia en la zona de fractura. Se presenta escaso dolor, o sin dolor.

Se habla de pseudoartrosis hipertrófica, cuando se observa intento de formación del callo, como una expresión exuberante en la periferia del trazo, y que se debe a la presencia de macromovimientos continuos durante el tratamiento.

Se habla de pseudoartrosis atrófica, cuando no hay signos de intento de formar callo; por el contrario, los extremos están afilados, separados unos de otros, y se debe a la pérdida ósea, o también a daño por necrosis avascular.

8.8 ESTUDIO RADIOGRÁFICO

La radiografía confirma la suposición clínica de fractura y permite definir las características de esta, para poderla clasificar y así determinar el tipo de

tratamiento adecuado, los elementos de fijación más apropiados y su pronóstico futuro.

8.9 MÉTODOS DE TRATAMIENTO

Existen diversos métodos de tratamiento en fracturas diafisarias. El tratamiento en el niño difiere y es diametralmente opuesto al del adulto, siendo en general cerrado en la infancia y quirúrgico en el individuo maduro.

8.10 ESPICA DE YESO

La inmovilización mediante un vendaje enyesado, que generalmente es una espica que toma la pelvis y todo el miembro inferior afectado, produce no solo incomodidad sino que lo obliga a permanecer en reposo aproximadamente durante 3 o 4 meses. En general, esta espica va precedida de tracción y a menos que por razones económicas, generalmente las más frecuentes, no se pueda hacer otro tipo de tratamiento, este podría utilizarse.

La complicación de dicho tratamiento en un adulto es la gran dificultad de inmovilizarlo, transportarlo y hacer su cuidado personal.

Una variedad de inmovilización en yeso, que se utiliza con alguna frecuencia, es el yeso articulado; Este también debe ir precedido de tracción esquelética para la reducción de la fractura. Consiste en dos piezas de yeso; una femoral que va de la ingle a la rodilla, muy bien moldeada sobre las eminencias naturales de esta región y otra tibial, que va de la rodilla al tobillo o al pie, igualmente modelada a perfección. Las dos piezas van articuladas por dos bisagras al nivel de la rodilla, con el objeto de permitir arcos de movilidad en esta articulación. Tiene ventaja de permitir la movilización temprana de la rodilla y evitar su rigidez, hecho que ocurre frecuentemente cuando se utiliza espica.

Otras variedades de aparato es el Yeso de Scudese, indicado especialmente en caso de fracturas polifragmentarias. Como en las variedades anteriores, va precedido de tracción esquelética. Es aplicado cuando ya ha desaparecido el edema fracturario y existe una unión parcial de los fragmentos óseos. En su aplicación se utilizan alambres y yeso. Se colocan uno o dos clavos Steinman roscados puestos en el fragmento proximal del fémur; cuando son dos uno de ellos se dirige hacia la cabeza del fémur y el otro hacia el trocánter menor; se utilizan igualmente dos clavos en el fragmento inferior, a nivel de la metafisis distal del fémur. Todos los alambres se incluyen, como ya sea dicho, en un yeso que permite la deambulación del usuario, así como la movilidad de la cadera y del cuello del pie. Con el se logra generalmente, con éxito, la consolidación de la fractura.

8.11 FIJACIÓN EXTERNA

Si bien es verdad que el método anteriormente descrito es un aparato de fijación externa, por cierto muy primitivo, cuando nos referimos a este sistema por lo general se piensa en primera instancia en los fijadores de nombres patentado que se adquieren ya listos en el mercado y que permiten ser aplicados en una forma sencilla y practica. Los que actualmente se utilizan constan de clavos no transfixiantes, que solo toman la cortical externa e interna pero no salen al lado opuesto. Usualmente son columnares y por lo tanto permiten el acceso fácil a la zona de fractura, lo cual es ideal cuando se trata de fracturas abiertas que requieren curaciones y observación frecuentemente. También ellos permiten movilizar los fragmentos óseos, corregir deformidades, angulaciones, desigualdades de longitud, rotaciones, etc. tienen, si, el inconveniente del contacto del clavo con la piel, su transfixion, que es molesta ya que frecuentemente esta se macera y a veces es causa de infección y molestias para el usuario. Estos aparatos como los anteriores permiten deambulación del enfermo con apoyo progresivo, de manera que pueden ser permanentes y utilizarse hasta lograr la consolidación de la fractura.

8.12 PLACAS DE COMPRESIÓN

Han sido utilizadas por muchos años y su diseño y la técnica de aplicación ha variado con el tiempo. Las que hoy se utilizan son mucho más resistentes y funcionales. Las placas DCP (Dinamic Compresión Plate) se usan en la actualidad con mucha frecuencia y efectividad, permiten la auto compresión de los fragmentos óseos en el foco de la fractura apresurando la consolidación. Su aplicación permite reducciones perfectamente anatómicas e inmovilización estable y permanente hasta la consolidación de la fractura. Sin embargo, la exposición necesaria del foco de fractura para ser aplicadas, conlleva complicaciones restringiendo en forma progresiva, especialmente en las fracturas del tercio medio del fémur. Se utilizan aún, con mucha frecuencia, en las fracturas de los extremos del hueso, cuando la fractura diafisaria compromete también la articulación.

CAPITULO IX

9.0 ORTESIS

A continuación analizaremos el concepto de ortesis y la etimología del término. Señalamos también algunas cuestiones relacionadas con la nomenclatura utilizada en este campo de conocimientos, así como algunas de las razones en las que se fundamenta científicamente su uso.

9.1 DEFINICIÓN Y NOMENCLATURA

Según la Norma UNE 111-909-90/1, adoptada de la ISO 8549/1, una ortesis es cualquier dispositivo aplicado externamente sobre el cuerpo humano, que se utiliza para modificar las características estructurales o funcionales del sistema neuro-músculo-esquelético, Vemos pues, que se utiliza con la intención de mantener, mejorar o restaurar la función. Podríamos además añadir que está en contacto permanente con el cuerpo humano, lo que las diferencia del resto de

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

La palabra "ortesis" deriva del griego "ortho", que significa recto, enderezado o correcto. El término "Ortesis" se acuñó tras la II Guerra Mundial y se utilizó por primera vez en los principios de la década de 1950, adoptándose en 1960 por la organización profesional de ortesistas y protesistas americanos, cuando se formó la Asociación Americana de Ortésica y Protésica (American Orthotics and Prosthetic Association) a partir de la original Asociación de Fabricantes de Miembros Artificiales (Artificial Limbs Manufacturéis Association).

La necesidad de adoptar un término general y de uso internacional ha conducido a la adopción del término Ortesis (Orthosis), como el más apropiado para referirse a este grupo de dispositivos tan heterogéneo. Se trata de un término amplio y global, que incluye a los dispositivos dinámicos de control de los segmentos corporales, por lo que recientemente ha reemplazado al más antiguo de refuerzo, abrazadera o "brace", palabra con significado más limitado y de connotaciones estáticas. Aunque estos dos términos pueden utilizarse como sinónimos, se prefiere el de ortesis por ser más moderno y general.

9.2 ORTESIS DE MIEMBRO INFERIOR

Introducción

El miembro inferior forma una unidad anatómo-funcional, cuya misión fundamental es realizar el apoyo en la estática (bipedestación) y en la dinámica (marcha). Dentro de él, podemos distinguir dos regiones fundamentales: la porción terminal o tobillo-pie. Especializada en la transmisión de este apoyo al suelo, y la región proximal o cintura pelviana, encargada de la transmisión de peso

desde el tronco a la extremidad inferior. Esta última también sea especializado y diferenciado morfológicamente en la transmisión de fuerzas, desde el tronco al suelo, cuando el individuo adopta la sedestación, por lo que aparece un gran desarrollo del isquión.

La cintura pelviana, además, es una zona de transición entre el tronco y el miembro inferior, por lo que una de sus funciones será contener y soportar las vísceras abdominales; esto explica el gran desarrollo anatómico que tiene la cresta Ilíaca, tampoco hay que olvidar que en esta región anatómica se sitúa la funda genital y se produce la función de excreción de las vías urinarias y del tracto intestinal.

Así pues, en los miembros inferiores se necesita una gran movilidad y estabilidad articular, junto a una buena alineación, para que tengan lugar las actividades funcionales requeridas a este nivel, como son la bipedestación, la deambulación, la sedestación, las transferencias, los cambios de posición, el aseo íntimo de la zona génito-urinaria e intestinal y, en su caso, los sondajes vesicales, los cuidados de esfínteres, etc.

Es conveniente señalar que las alteraciones patológicas que afectan al miembro inferior se manifiestan más claramente durante la marcha y, principalmente, durante la fase de apoyo. Las razones son que la "fase de apoyo es la de mayor duración del ciclo de marcha y, durante la misma, el miembro inferior sometido a las mayores cargas tensiones mecánicas, como consecuencia del peso corporal".

Hay numerosos datos clínicos que las ortesis de miembro inferior contribuyen a mejorar el equilibrio y el control de tronco en bipedestación, así como la deambulación y la motricidad, favoreciendo el control de los movimientos involuntarios en algunos casos incoordinación o espasticidad, como en la parálisis cerebral infantil, esclerosis múltiple, en cuanto a la mejoría de la marcha, sabemos que aumentan la estabilidad en el apoyo del miembro inferior lesionado, que aumentan la longitud de paso, la simetría del mismo, mejoran el contacto del pie

con el suelo y eliminan algunas posturas rígidas. Quizá esto explique el hecho de que la mayoría de ortesis prescritas en el miembro inferior son ortesis de marcha.

El mecanismo de acción de las ortesis de miembro inferior se basa en aspectos biomecánicos y neurofisiológicos, ambos perfectamente interrelacionados. En cuanto a los mecanismos neurofisiológicos, podríamos enumerar tres hipótesis que explicarían cómo las ortesis tobillo-pie pueden mejorar el control de la postura y de la marcha:

- Por un lado, reducen los grados de libertad del movimiento del tobillo y simplifican la tarea del control postural
- Por otro lado, realinean la extremidad inferior, particularmente el complejo tobillo-pie. Esta alineación afecta directamente a la base de sustentación, a la posición del centro de gravedad dentro de la misma, a la alineación de todas las articulaciones cercanas y a la longitud de los músculos de estas articulaciones. Todo ello influye ventajosamente en el control postural.
- Finalmente, proporcionan una alineación con postura adecuada del miembro inferior. Esto supone una retroalimentación sensorial correcta, que se suma a la que proporciona adicionalmente la propia ortesis. Todo esto facilita el control postural y el aprendizaje motor.

En cuanto a los principios biomecánicos en los que se basa la acción de las ortesis miembro inferior Bowker los sistematizó en cuatro formas diferentes por las que cualquier ortesis puede modificar el sistema de momentos y fuerzas externas que actúa sobre una articulación:

- **RESTRINGIENDO LA ROTACIÓN**, a través de un sistema de fuerzas equilibradas en tres puntos. Según el diseño de la ortesis, este sistema puede controlar las fuerzas que actúan alrededor de la rodilla, bien sean las fuerzas medio-laterales, bien las ante posteriores, o las rotacionales.

- REDUCIENDO LAS FUERZAS DE CIZALLADURA o los movimientos de traslación intraarticular producidos por estas fuerzas. Generalmente suele ocurrir cuando hay una laxitud ligamentosa anormal. Para controlar una laxitud de rodilla se utiliza una ortesis con marco rígido, íntimamente adaptado al miembro. Se necesita entonces una fijación cuatro puntos para evitar el movimiento de traslación o cizalladura anterior.
- REDUCIENDO LA CARGA AXIAL provocada por el peso corporal, que se transmite a través de las estructuras óseas y de los cartílagos articulares. En estos casos se necesita usar cuencas proximales íntimamente adaptados, que suspenden la extremidad proximalmente, anclándose en determinadas prominencias óseas proximales, como en la cuenca cuadrilateral de apoyo isquiático. Esta carga se transmite por barras laterales hasta estribo horizontal, por debajo del zapato.
- CONTROLANDO LA LINEA DE ACCIÓN DE LA FUERZA DE REACCIÓN DEL SUELO, en los planos del espacio. Esta fuerza de reacción creará momentos alrededor de articulación del miembro inferior, que constantemente varían en magnitud. Esto puede lograrse mediante modificaciones en el calzado, o con ortesis de tobillo-pie (AFO) que limiten el movimiento del tobillo.

Dentro de la familia de productos ortoprotésicos que denominamos ortesis de miembro inferior, se incluyen numerosos productos. Que se agrupan, según su efecto terapéutico principal, en los siguientes tipos básicos de ortesis de miembro inferior:

- Funcionales.
- Posturales.
- Correctoras.
- Inmovilizadoras.
- De compensación.

- Descarga.
- Mixtas.

PROCESO DE FABRICACION DE ORTESIS MIXTA TIPO KAFO

10.0 DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE FABRICACIÓN DEL KAFO

10.1 TOMA DE MEDIDAS.

Para la toma de medidas del usuario en la elaboración de un KAFO, se recomienda que el calibrador y la cinta métrica estén paralelos al piso y además llevar un orden ascendente, esto con el fin de obtener una medición más real y ordenada. Se debe hacer uso de una hoja de medidas.

MEDIDAS DE LONGITUD.

Puntos de Referencia.

- ◆ Medidas M-L:
- Las cabezas de los metatarsos.

- Maléolos.
- Centro de la Rodilla
- Extremo distal y proximal del muslo (zona supracondílea y periné).
- ◆ Medidas A-P:
 - Centro de la Rodilla.
- ◆ Largo del pie.

10.2 MEDIDAS DE CIRCUNFERENCIAS

- Puntos de Referencia.
 - Región más estrecha del tobillo.
 - Región más ancha de la pantorrilla.
 - Región distal del muslo.
 - Región proximal del muslo.
- ALTURAS

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

Aún cuando se conoce la discrepancia de los miembros inferiores a través de la medición, es necesario realizar pruebas con tablas de compensación las cuales se colocan (tantas como sea necesario) en el lado del acortamiento hasta conseguir la horizontalidad en la cadera.

Una vez hecha la nivelación, se tomará nota del espesor de las tablas, para tener un nuevo dato que nos proporciona más información para tomar en cuenta a la hora de la fabricación del aparato.

10.3 FABRICACIÓN DEL MOLDE NEGATIVO.

- Materiales utilizados:
 - Venda de yeso.
 - Manguera plástica de 1 cm.
 - Recipiente plástico con Agua.
 - Media de nylon.
 - Tabla de madera para compensación.
 - Base de anillo de mando prefabricado.
- Herramientas utilizadas:
 - Calibrador.
 - Cuchilla.
 - Tijera para cortar yeso.

- Cinta métrica plástica.
- Lápiz indeleble.

10.3.1 PRIMERA FASE DE TOMA DE MEDIDAS DE MOLDE NEGATIVO (segmento de pierna pie)

Una vez obtenidas todas las medidas del miembro afectado del usuario, se coloca en un asiento que permita mantener el segmento de pierna a noventa grados con el alza de compensación colocado en el área del talón del usuario.

Para realizar el vendaje, primero se preparó una media de algodón tubular ajustada la cual se mojó para que permaneciera ajustada a lo largo de todo el miembro y no diera lugar al deslizamiento de la media y al mismo tiempo conservara la posición de las marcas de referencia como son: prominencias óseas, articulaciones, cicatrices, etc.

los puntos de referencia más importantes que deben quedar marcados en el molde negativo de yeso son:

- Cabezas de I y V metatarsianos.
- Arco longitudinal interno
- Maléolos interno y externo
- Cabeza de fíbula o peroné
- La rótula
- El platillo tibial medial de la articulación de la rodilla
- Trocánter mayor

- Isquión

Después de tener listo todo se procede a la toma del negativo, se procede a colocar al usuario en el área previamente preparada para realizar la toma del negativo, primero se coloca la manguera plástica de 1 cm para proteger la piel del usuario del filo de la cuchilla que previamente se utilizara para retirar el molde negativo; se coloca el segmento de pierna a noventa grados y se procede a vendar la zona de la pierna aproximadamente hasta el cuello del peroné, se debe mantener la extremidad a noventa grados, y evitando cualquier deformidad del segmento de pierna(Se debe espera que el yeso este en fraguado para comenzar a realizar la segunda fase).

Previamente se colocó un recipiente con agua, se introdujo la venda de yeso dentro de recipiente con agua, se retiró hasta que no subieron más burbujas (que indica que la venda está completamente impregnada). Luego se comprimió suavemente, de manera que permaneciera suficientemente hidratada para trabajar.

10.3.2 SEGUNDA FASE - MUSLO –

Se procede a colocar el anillo prefabricado al usuario luego se transporta a la camilla, después con ayuda de otra persona que mantiene el segmento del muslo en posición de flexión y abducción, luego se vendar la zona del muslo, después se debe tener cuidado de mantener la alineación del muslo con relación de la pierna, se debe sostener el anillo de mando prefabricado en su posición, y se mantiene la articulación de rodilla en una posición de extensión.

Después que a fraguado se procede a retirar el molde negativo.

10.3.3 RECORTE DEL MOLDE

Antes de cortar el yeso se marcaron líneas transversas en la región anterior del molde y líneas verticales en la unión entre en anillo de mando y el segundo vendaje, dichas líneas se utilizan como referencia de unión después de realizar el corte y de haberlo retirado del usuario. Luego se tomó el cordel por el extremo superior y sobre éste cuidadosamente se realizó el corte de yeso con ayuda de una cuchilla.

Después de haber cortado el yeso se retiró el molde hacia abajo teniendo el cuidado de no lastimar al usuario y de no perder la forma del molde de yeso, seguidamente se unió la región del corte de manera que las líneas hechas anteriormente coincidieran. Finalmente, se fijó provisionalmente la unión del molde mediante tiras de la media de nylon.

10.4 CONFORMACIÓN DEL MOLDE DE YESO POSITIVO

MATERIALES UTILIZADOS

- Tubo galvanizado de 1/2".
- Varilla de hierro de 3/8".

HERRAMIENTAS UTILIZADAS

- Escofina media caña.
- Calibrador.
- Lápiz indeleble.

- Cinta métrica plástica.
- Hoja de medidas

10.5 LLENADO DEL MOLDE NEGATIVO

Antes de llenar el negativo se verificó la alineación del mismo. Se preparó un tubo de metal de 1/2 pulgada para fijación del positivo de yeso.

Esta debe estar orientada en la línea de unión de la pierna, (apertura anterior).

- Se colocó el tubo de metal en el yeso y se selló la abertura con tiras de venda de yeso.
- Se aumento en la altura de las paredes del anillo de mando prefabricado mediante vendas de yeso.
- Se vertió agua jabonosa en el molde negativo. Esto con el fin de aislar el espacio de yeso interior y facilitar la separación del negativo y positivo.
- Con la previa colocación del tubo, se vertió el yeso preparado en el molde esperando el fraguado del mismo.

- Después que a fraguado la mezcla de yeso se retiró el molde negativo del molde positivo.

10.5.1 RECTIFICACIÓN DEL MOLDE POSITIVO

Primero se compararon las medidas. Con las de la hoja de medidas

- Se regularizó el positivo utilizando la escofina.
 - Luego se hacen los aumentos en las zonas necesarias.
-
- Se realizó aumentos de yeso para alargar la zona de los dedos de pie 10 a 20 mm.
 - Se colocó yeso para proteger zonas sensibles como el caso de las prominencias óseas.
 - Se lijó toda la superficie del molde positivo hasta conseguir un acabado sin irregularidades.

10.6 ALINEADO DEL MOLDE POSITIVO

- El molde de yeso positivo debe permanecer sostenido libremente sobre una mesa horizontal o una caja de alineación, con el alza compensatoria bajo el talón.
- Se controló la perpendicular de la pierna en los planos frontal y sagital.

PLANO FRONTAL

- En el plano frontal la perpendicular deberá cortar el muslo en un punto que representa el 40% medial y el 60% lateral, a nivel del anillo de mando.
- Por el centro de la rodilla.
- En el pie entre en primero y segundo ortejo.

PLANO SAGITAL

- En el plano sagital la perpendicular pasa sobre el centro de la articulación de la cadera, centro de la articulación de la rodilla y ligeramente anterior al maléolo externo.
- El punto de compromiso para la articulación mecánica de rodilla se estableció con una horizontal que corta el plano sagital 15 milímetros arriba de la línea interarticular, donde el punto de salida se ubica entre el 60% anterior y 40% posterior de la rodilla (este punto de compromiso fue marcado sobre el positivo con lápiz indeleble).
- Tomando como referencia la marca realizada en la cara medial de la rodilla en el molde positivo se utilizó un gramil para transferir el punto de compromiso para la articulación mecánica en la cara medial, a la cara lateral de la rodilla en el molde positivo.

10.7 TERMOCONFORMADO

- Antes de plastificar el aparato, se marcó con exactitud la colocación de las articulaciones. Se utilizó para esto unos clavos que sobresalen 5 mm, esto nos permite encontrar el punto de referencia de altura, una vez que se realice la plastificación.

- Se cubrió el molde positivo con una media femenina de nylon para aislar el polipropileno del yeso.
- Se coloca cinta adhesiva al rededor del tubo de succión y después se fija la media de nylon sobre la cinta adhesiva colocando más cinta sobre la media.

Se tomó tres medidas para cortar la cantidad precisa de polipropileno.

- Circunferencia a nivel del tobillo.
- Circunferencia a nivel superior del muslo.
- Largo desde la punta del pie hasta la zona donde finaliza el anillo de mando. A esta medida se le agregan por lo general 10 centímetros de más(Esto se hace con el fin de poder sujetar el plástico sobre el soporte de succión).
- Se cortó el polipropileno, se limpió las superficies y se eliminaron los bordes.
- Se colocó el polipropileno en el horno precalentado a 180° C.
- Se necesito de dos personas para proceder termoconformar del molde positivo.
- Cuando el polipropileno estaba en la etapa plástica, se retiro del horno y luego se colocó sobre la parte posterior del molde. Luego se procede a manejar la parte proximal al tubo de succión y después del otro extremo(Del pie y pantorrilla) luego en la zona delantera se presiona con una cinta el polipropileno contra el tubo de succión y se acciona la bomba de vacío; se procede a retirar los excesos de material del molde ya plastificado.
- Se retiró la succión hasta que el plástico se enfrió lo suficiente.
- Se esperó a que se enfriara por completo el plástico.

10.8 AJUSTE Y ADAPTACIÓN DE LAS BARRAS METÁLICAS

Materiales:

- Barras de duraluminio con candados para bloqueo.
- Tornillos de 1" x 1/8"
- Cinta adhesiva de 2".
- Poliuretano.

Herramientas:

- Grifas
- Calibrador o pie de Rey
- Cinta métrica plástica
- Escuadra
- Prensa de tornillo.

10.8.1 AJUSTE DE LAS BARRAS

Utilizando los puntos de referencia de la articulación mecánica se procede a doblar las barras utilizando la técnica aprendida, se debe tener cuidado de mantener lo máximo el paralelismo de las barras.

Después de ajustar las barras se procedió con la delineación de los cortes del polipropileno, luego se realizan perforaciones para fijar las barras con tornillos, después de fijar las barras se realizaron los cortes y luego se retiraron ambos segmentos del positivo, se lijaron y se pulieron ligeramente los bordes, y se montaron las barras, y haciendo uso del calibrador y de la escuadra se colocaron paralelas entre sí.

10.9 ACABADO PROVISIONAL PARA LA PRUEBA DEL KAFO

Para realizar la prueba del KAFO fue necesario tener armado el aparato sin perder el paralelismo provisional que se logró en las barras metálicas, no se remachó las barras con los segmentos de polipropileno sino que se armó el aparato con tornillos de 1/8" en las perforaciones para la fijación de las barras a los segmentos de muslo y pierna. Los bordes de los segmentos de polipropileno deben ser pulidos para no lastimar la piel del usuario.

Como en este aparato existe una compensación, hay que realizar un vaciado en la zona del talón con poliuretano pero antes se debe colocar un refuerzo de polipropileno perforado, el cual se soldara en la base del talón del aparato después se debe lijar la zona donde se colocara el poliuretano para evitar que se despegue; luego se coloca polietileno alrededor del talón del aparato fijándolo con cinta adhesiva.

Después todo está listo para ser vaciado se prepara el poliuretano se debe tener cuidado de realizar una mezcla del 50% de poliuretano "A" y un 50% de poliuretano "B" luego se baten y hasta que este fraguando se vierte sobre la zona del talón.

Después de fraguado se retira el polietileno y se hace un corte a 45 grados en el talón de poliuretano para sustituirlo luego con suela espuma.

Es necesario y muy importante hacer una o varias pruebas durante la fabricación de un aparato ortopédico antes de darle el acabado final, porque en el momento

de la prueba surgen cambios como corregir cortes, liberar presiones y si es necesario repetir un segmento o todo el aparato ortopédico.

Las consideraciones más importantes en el momento de la prueba son:

- La exactitud de los cortes
- Largo del aparato
- Los puntos de presión
- Congruencia entre la articulación mecánica y la articulación anatómica de la rodilla.
- Alturas

10.10 DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE ACABADO FINAL

- Siendo necesarios ajustes en los cortes, se volvió a suavizar los bordes de los segmentos de polipropileno.
- Se pulió las barras y se unieron con los segmentos de polipropileno con tornillos de 1/8".
- Una vez realizado el montaje del aparato, se inició con la colocación de los remaches de cobre de 3/16" con arandelas. Se colocó uno por uno sin retirar los tornillos, a excepción del tornillo que se sustituía por el remache.
- Después de remachar las barras se procede a colocar los cinchos y sus respectivos protectores.

- En el aparato también fue necesario la adaptación de una funda en la zona del muslo (para lograr mejor fijación en dicha zona). la cuál fue elaborada con polietileno de un milímetro de espesor

10.11 ENTREGA DE LA ORTESIS AL USUARIO

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 instrucciones de colocación de la ortesis.
 - Advertir los posibles efectos secundarios no deseados y la necesidad de comunicación a su medico o técnico.
 - aconsejar la adaptación progresiva del uso de la ortesis.
 - Advertir que no deben acercarse la ortesis a una fuente de calor, por peligro de deformación de los componentes termoplásticos y por el riesgo de inflamabilidad.
 - Indicar la duración de la ortesis en condiciones normales y su periodo de garantía.
 - Incluir recomendaciones sobre el tipo de calzado que debe usarse con la ortesis.
 - Condiciones de mantenimiento de la ortesis
- El método y frecuencia de aseo.
 - No usar cremas, lociones ni polvos en las que entren en contacto con la ortesis ya que reblandecen la piel y pueden aparecer lesiones.

- Recomendar mantener secos los componentes metálicos de la ortesis.
- Recomendar el uso de medias de algodón sin costura en la interfase para que cubra la zona de la pierna en contacto con la ortesis.

CAPITULO XI

11.0 COSTOS DE MATERIA PRIMA

MATERIA PRIMA	UNIDAD DE MEDIDA	VALOR POR UNIDAD EN DOLARES	CANTIDAD UTILIZADA	COSTO EN DOLARES
Vendas de yeso 4"	Caja de 12 unidades	1.00	3	3.00
Yeso calcinado	Libras	15	0.116	1.74
Polipropileno de 5mm	Lamina de 2x1 metros	23.76	1/4	5.94
Diluyente	Galón 3750 cc	0.001	20	0.02
Suela esponja 5mm	Pie ²	0.72	1/2	0.36
Pegamento	Galón 4600 g	0.001	30	0.03
Velcro hembra 1"	Yarda	0.51	1/2	0.25

Velcro macho 1"	Yarda	0.51	1/2	0.25
Webbing	Yarda	0.23	1/2	0.11
Badana pie	Pie ²	0.57	1/2	0.16
Poliuretano A	Gramos	0.016	15	0.24
Poliuretano B	Gramos	0.017	15	0.25
Tubo galvanizado de 6"	Centímetro	0.0157	50	0.78

Total en dólares: \$ 13.13

11.1 COSTOS DE FABRICACIÓN

MATERIAL	UNIDAD DE MEDIDAD	VALOR POR Unidad EN DOLARES	CANTIDAD UTILIZADA	COSTO EN DOLARTES
Barras articular	Par	70	1	70
Lija 320	Unidad	0.57	1/4	0.18
Lija 180	Unidad	0.80	1/4	0.20
Vasos	Unidad	0.03	2	0.06
Tornillos de 1"x1/8"	Unidad	0.04	8	0.32
Poliuretano A	Gramos	0.016	50	0.80

Poliuretano B	Gramos	0.017	50	0.85
Arandelas	Unidad	0.04	8	0.16
Remaches	Unidad	0.04	8	0.16
Baja lenguas	Unidad	0.02	1	0.02

Total en dólares: \$ 72.75

11.2 COSTOS DE MANO DE OBRA

SALARIO DEL TÉCNICO.	\$ 435.00
HORAS HOMBRE EFECTIVAS	160 horas
COSTO POR HORA	\$ 2.71
HORAS EFECTIVAS FABRICACION ORTESIS	20 horas

COSTO TOTAL DE MANO DE OBRA: $2.71 \times 20 = \$54.20$

COSTOS DE MATERIA PRIMA	\$ 13.13
COSTOS DE FABRICACIÓN	\$ 72.75
COSTO DE MANO DE OBRA	\$ 54.20
TOTAL DE COSTO VARIABLE:	\$140.08

COSTOS INDIRECTOS

100% de la mano de obra = \$ 54.20

COSTO TOTALES VARIABLE	\$140.08
COSTOS INDIRECTOS	\$54.20

COSTO TOTAL DE ORTESIS \$194.28

CAPITULO XII

GLOSARIO

ATRISIONES: Daños o lesiones en los tejidos de la piel provocados por un trauma severo.

ALINEACIÓN: Posición de los componentes protésicos de un miembro, en relación con los tres planos.

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

ADUCCION: Movimiento de una parte del cuerpo que se acerca a su línea media.

ABLACIÓN: Amputación, extirpación de cualquier parte del cuerpo o de tejido en crecimiento.

AMPUTACIÓN: Extirpación quirúrgica de una parte del cuerpo.

ANTERIOR: Parte frontal de una estructura.

ANTEROPOSTERIOR: Parte anterior y posterior del cuerpo.

ALINEACIÓN ESTÁTICA: Alineación inicial teórica utilizada al construir un aparato ortopédico.

ALINEACIÓN DINÁMICA: Modificaciones en la alineación estática, mientras se observan las desviaciones de la marcha en un aparato ortopédico.

BIOMECÁNICA: Ciencia que estudia los fenómenos mecánicos en los seres biológicos.

CUENCA: Componente proximal de la prótesis, que sirve para alojar en su interior el muñón del miembro amputado.

DIAGNOSTICO: Cuadro encontrado de la patología.

DINÁMICA: Ciencias de las fuerzas de movimiento.

DISTAL: Alejado del punto de origen.

DORSIFLEXION: Flexión hacia el dorso.

EDEMA: Sufijo "hinchazón" por acumulo de líquido seroso en los tejidos en zona específica.

CUENCA: Componente proximal de la prótesis, que sirve para alojar en su interior el muñón del miembro amputado.

MÚSCULO: Tejido compuesto por fibras contráctiles, sirven para mover el cuerpo.

ORTESIS: Mecanismos ortopédicos para sustituir funciones que controlan la postura y locomoción humana.

PATOLOGÍA: Tratado de las enfermedades y sus consecuencias.

POSTURA: Posición del cuerpo con respecto al espacio circundante.

PRÓTESIS: Dispositivo externo utilizado para reemplazar la ausencia de un miembro del cuerpo.

PRUEBA DINAMICA: Es la que se realiza al usuario deambulando con un aparato ortopédico para observar los defectos de la marcha y corregirlos.

PIE SACH: Conjunto terminal de la prótesis que imita la función anatómica de pie-tobillo. Consta de una parte central (quilla) rígida de madera, una parte blanda una parte blanda de talón y un antepié flexible.

SUCCION: En este sistema la suspensión se obtiene por la acción de vacío producido al extraer el aire residual, mediante una válvula.

SISTEMA DE SUSPENSIÓN: Es la forma de sujetar el muñón al encaje. Sirve para que la unión entre el muñón y prótesis se mantenga durante la marcha.

SUSPENSIÓN CONVENCIONAL: Se realiza generalmente mediante tirantes o cinturones de diferentes tipos o materiales.

VALGO: Desviación medial de la articulación que une dos segmentos.

VARO: Desviación lateral de la articulación que une dos segmentos.

CAPITULO XIII

ANEXOS

Complicaciones de las Fracturas

Dr. Alfredo Aybar Montoya

CLÍNICA Y TRATAMIENTO

Las fracturas pueden presentar complicaciones, por una parte derivadas del propio accidente, y de otra, como verdaderas complicaciones producto del tratamiento. Tras el accidente, una fractura puede traer las siguientes principales complicaciones:

- Embolia grasa
- Síndrome compartimental
- Síndrome de aplastamiento
- Sección del paquete vásculo-nervioso principal
- Daño tendinoso-muscular

Como consecuencias que devienen del tratamiento, las siguientes son las PRINCIPALES COMPLICACIONES DE LAS FRACTURAS:

- Infección.
- Retardo de consolidación.
- Pseudoartrosis.
- Consolidación viciosa.
- Rigidez articular.
- Atrofia ósea de Sudek.
- Artrosis secundaria.

EMBOLIA GRASA

Son las gotas de grasa provenientes de la médula ósea de la zona fracturada que ingresan al torrente venoso, las cuales al llegar a los capilares finos, taponan la circulación distal, ocasionando un cuadro bien definido según la zona que es afectada. Cuando se trata de los pulmones, existe agitación súbita, disnea, tos con expectoración sanguinolenta y cianosis. Afortunadamente es poco frecuente.

SÍNDROME COMPARTIMENTAL

Es más frecuente de lo que se piensa, y puede pasar desapercibido por un médico inexperto. Es el aumento de la presión en un espacio delimitado por las fascias o tabiques aponeuróticos llamados "compartimientos" que existen en las extremidades. Pueden ocurrir tanto en fracturas cerradas como abiertas. Este aumento de la presión intracompartimental altera la adecuada perfusión tisular, llevando a la isquemia de los tejidos allí contenidos, principalmente nervios y músculos.

Clínicamente, se observa dolor que va en aumento progresivo, aumento de volumen y a tensión, parestesias, frialdad, palidez, muchas veces con pulso presente distalmente. Si no se actúa rápidamente, la isquemia se transforma en necrosis irreversible, que dependiendo de la magnitud, puede llegarse hasta la amputación. Es tan importante, que su reconocimiento debe hacerse con tiempo para su tratamiento, que consiste en hacer amplias fasciotomías del compartimiento afectado, a fin de lograr la descompresión tisular.

SÍNDROME DE APLASTAMIENTO

Es un cuadro que se presenta por la liberación de sustancias tóxicas provenientes de los tejidos aplastados, como sucede en derrumbes que mantienen aplastadas por varias horas las extremidades originando una necrosis muscular, y al ser descomprimidas, entran al torrente sanguíneo, toxinas en forma de pigmentos musculares (miohemoglobina), potasio, creatinina, etc., y produciendo un taponamiento renal que amerita su tratamiento inmediato.

SECCIÓN DEL PAQUETE VÁSCULO NERVIOSO PRINCIPAL

La sección de vasos arteriales importantes es frecuente en las fracturas abiertas, aunque también se ven en fracturas cerradas. La reparación debe hacerse pronto, antes de las seis u ocho horas de producido el accidente, de lo contrario se presentará una gangrena isquémica distal, que terminará en amputación. Se recomienda que la sutura sea realizada por un cirujano vascular, para garantizar un buen resultado. Existe el riesgo de complicarse en el postoperatorio, con un síndrome compartimental.

Los troncos nerviosos seccionados, pueden esperar para su sutura, siempre en manos del neurocirujano o del microcirujano.

INFECCIÓN

Las fracturas abiertas son las que tienen más riesgo de infectarse, aunque también una fractura cerrada que ha sido intervenida para osteosíntesis, puede complicarse con una infección ósea. La causa por lo general, se debe a un inadecuado desbridamiento inicial y al demasiado manipuleo quirúrgico. Se trata de una típica infección exógena, diferente en su fisiopatología, de la osteomielitis hematógena de los niños. Su tratamiento no gira únicamente en base a la antibioticoterapia, sino a repetidos desbridamientos.

RETARDO DE CONSOLIDACIÓN

Se dice así, cuando una fractura bien reducida y bien inmovilizada, después de haber transcurrido el tiempo suficiente para consolidar, aún no se ve la unión ósea completa, y radiográficamente, todavía se observa la línea de fractura. No hay dolor ni movimientos anormales en el foco de lesión.

PSEUDOARTROSIS

Se llama pseudoartrosis, cuando después de haber transcurrido el tiempo suficiente para la unión ósea, no se ve el callo que puentea los extremos fracturados; existe movilidad anormal en el foco y radiográficamente se observa radiotransparencia en la zona de fractura. Se presenta escaso dolor, o sin dolor.

Se habla de pseudoartrosis hipertrófica, cuando se observa intento de formación del callo, como una expresión exuberante en la periferia del trazo, y que se debe a la presencia de macromovimientos continuos durante el tratamiento.

Se habla de pseudoartrosis atrófica, cuando no hay signos de intento de formar callo; por el contrario, los extremos están afilados, separados unos de otros, y se debe a la pérdida ósea, o también a daño por necrosis avascular.

CONSOLIDACIÓN VICIOSA

Se dice así, cuando los extremos de la fractura consolidan en mal posicionamiento trayendo deformidades o disfunciones.

RETARDO DE CONSOLIDACIÓN PSEUDOARTROSIS

CONSOLIDACIÓN VICIOSA. FISIOPATOLOGÍA

El retardo de consolidación, las pseudoartrosis y la consolidación viciosa, son alteraciones que se presentan durante el proceso de consolidación fracturaria. Para entender mejor la fisiopatología de estas complicaciones, es bueno recordar, cómo es el proceso de consolidación normal, y de qué depende para llegar a un final de tratamiento satisfactorio.

La ruptura de un hueso se restituye cuando reúne las siguientes condiciones: (1. que los extremos óseos estén bien acomodados recíprocamente; buena reducción (BR), (2) que exista una buena inmovilización (BI) de esta acomodación, manteniéndose por el tiempo que sea necesario, y, (3) que llegue al ambiente fractura, un normal aporte vasculo sanguíneo (NAVS). Si no se presentan factores de interferencia, bastan estos tres requisitos para alcanzar la consolidación normal (CN). Estas condiciones, clínicamente, pueden formularse de la siguiente manera:

BR + BI

—————= CN

NAVS

Pero cuando además, concomitantemente a la ruptura del hueso, existen otros factores agregados, tales como: (1. el daño con o sin pérdida de tejidos blandos, (2) la pérdida ósea, (3) la infección, y (4) trastornos estructurales en el propio hueso (osteoporosis, necrosis avascular), entonces, se requieren además de otras actitudes curativas específicas (ACE), actitudes dirigidas a resolver el problema de

cada uno de estos factores de interferencia. Se trata de actitudes médico quirúrgicas a realizarlas en su momento terapéutico, (MT).

Clínicamente podría reformularse así:

BR + BI

———— + ACE/MT = CN

Si alguno de estos factores falla, entonces no se llegará a la consolidación normal. Cuando la reducción no es buena, es decir, cuando sea hecho un mal afrontamiento pero con buena inmovilización, la evolución es a la formación del callo óseo, entonces el caso terminará en consolidación viciosa; si la reducción es mala por interposición de partes blandas, no habrá consolidación por esta razón, complicando a la pseudoartrosis. En este caso normo-trófica.

Si la inmovilización no es buena (presencia de macromovimientos continuos o excesiva rigidez), entonces se presentarán anormalidades atribuibles al medio inmovilizador tratante, impidiendo lograr la formación del callo, es decir complicando a pseudoartrosis (hipertrófica o hipotrófica). Si algún fragmento de la fractura estando bien reducida y bien inmovilizada, tiene alteraciones del normal aporte vasculo sanguíneo, este fragmento complicará con necrosis avascular, por lo tanto no habrá formación de callo, es decir habrá una complicación de pseudoartrosis (atrófica). Si el caso es una fractura abierta donde algún fragmento se complica con infección y este fragmento luego se cae, no habrá unión ósea por pérdida de hueso, es decir tendremos una complicación de pseudoartrosis (atrófica).

Si durante el tratamiento no llega sangre suficiente al foco de fractura, el tiempo de formación del callo óseo puede demorar en presentarse, entonces estamos ante una complicación de retardo de consolidación.

Las complicaciones, entonces, aparecerán cuando se alteran o manejan inadecuadamente los factores anteriormente formulados. Esto puede ocurrir por responsabilidad del médico tratante (por ejemplo, no hizo buena reducción), o del paciente (por ejemplo se retira el medio inmovilizador antes de tiempo,

malogrando la "buena inmovilización"), o por la gravedad de la pérdida ósea en el momento del accidente.

RIGIDEZ ARTICULAR

Es la complicación que compromete a la articulación vecina a la fractura, ocasionándole pérdida de la amplitud de movimientos, generalmente debido al medio inmovilizador que mantiene demasiado tiempo inmóvil a la articulación. Es reversible con la fisioterapia.

ATROFIA ÓSEA DE SUDECK

Complicación poco frecuente de causa no muy bien conocida (distrofia neurovascular refleja) que compromete a los huesos periarticulares cercanos a la fractura originando una rarefacción ósea con manifestaciones clínicas de dolor a veces intenso, tumefacción, limitación de los movimientos, piel lisa tirante, brillante, con aumento de la temperatura. Toma tiempo para curar en base a fisioterapia y analgésicos antiinflamatorios.

ARTROSIS SECUNDARIA

Es una complicación exclusivamente articular como consecuencia de fracturas del cartílago hialino que no fueron bien reducidas, o también como consecuencia de fracturas no articulares que consolidaron con deformidades por mala reducción, deformidades que alteran los ejes normales de la mecánica articular. El dolor y la pérdida progresiva de los movimientos son sus principales síntomas.

COMPLICACIONES INTRAOPERATORIAS

- Daños en los tejidos blandos

Atravesar las partes blandas sin tomar hueso y dañar elementos nobles (paquete neurovascular), por no hacer uso del reparo-aguja y/o de la cánula-guía y el tope. De profundidad.

Deflecar el músculo (enrollarse) con la broca por no usar la cánula-guía. Daño óseo perforación intraarticular, por falta de reparo y control radiográfico. Hipercalentamiento del clavo termonecrosis en hueso y tejidos blandos. Fijar sin reducir o fijar en mala reducción (camino a consolidación en mala posición); problema de técnica operatoria.

DAÑOS A LOS CIRUJANOS

Pincharse con la punta del clavo transfixiante –riesgo de transmisión del SIDA–, por falta de protección inmediata.

COMPLICACIONES EN EL POSTOPERATORIO INMEDIATO

Pronto aflojamiento en la interfase clavo-hueso.
Infección-necrosis de hueso y tejidos blandos.
Inflamación dolorosa en las heridas de los clavos.
Sangrado por las heridas de los clavos.

COMPLICACIONES EN EL POSTOPERATORIO ALEJADO

Infección a nivel de las heridas de los clavos.
Granulomas periclavo.
Necrosis avascular de terceros fragmentos.
Desplazamiento del montaje de FED y/o desplazamiento de la fractura con riesgos de consolidación viciosa o de pseudoartrosis.

Aflojamientos con desmontajes en la interfase clavo-varilla-cemento que también puede originar desplazamientos óseos terminando en consolidación viciosa, o, si se acompaña de macromovimientos continuos, complicar a pseudoartrosis.

Rajadura o rotura del cemento.

Osteítis periclavo por termonecrosis o por microfracturas.

Rotura de clavos (más común en montajes FED unilateral).

Periostitis en la zona de los clavos.

Rigideces articulares (falta de uso de la plantilla y la indicación de ejercicios).

Pseudoartrosis por retiro prematuro del fijador.

Pseudoartrosis consecuente al gran daño traumático.

Refracturas por retiro prematuro del montaje FED

Escaras de apoyo del marco FED.

Edemas pertinaces.

Drenajes por los orificios tras el retiro de los clavos (secuestros por termonecrosis).

LESIONES TRAUMÁTICAS ARTICULARES

Dentro de las lesiones traumáticas de las articulaciones se encuentran las luxaciones, las fracturas y las lesiones de partes blandas. Las lesiones más importantes corresponden a las fracturas. Las luxaciones o subluxaciones son verdaderas emergencias en lo que se refiere a su inmediata reparación si se

quiere obtener una buena función articular futura. Afortunadamente las fracturas y las luxaciones no son frecuentes. Las lesiones únicamente de partes blandas son mucho más frecuentes, pero asimismo son simples de tratar salvo excepciones como las serias rupturas de ligamentos. En la rodilla son los meniscos los que más se lesionan.

Las fracturas intraarticulares por lo general bloquean el movimiento articular. Son de pronóstico severo cuanto más complejo es el trazo y cuanto más tiempo se demora en lograr su reducción, que siempre tiene que ser exacta y anatómica. Se complican con artrosis secundaria.