



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

**TRABAJO DE GRADUACION
PREPARADO PARA LA FACULTAD
DE ESTUDIOS TECNOLOGICOS**

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

POR:

VICTOR HUGO RODRIGUEZ PEREZ

NOVIEMBRE DEL 2001

SOYAPANGO

EL SALVADOR

CENTRO AMERICA

UNIVERSIDAD DON BOSCO

RECTOR

ING. FEDERICO MIGUEL HUGUET RIVERA

SECRETARIO GENERAL

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

DECANO DE LA FACULTAD DE ESTUDIOS TECNOLOGICOS

ING. VICTOR CORNEJO.

ASESOR DEL TRABAJO DE GRADUACION

ING. CARLOS ZELAYA

JURADO EXAMINADOR

ING. EVELIN DE SERMEÑO

DR. FERNANDO GONZALEZ

UNIVERSIDAD DON BOSCO

FACULTAD DE ESTUDIOS TECNOLOGICOS

JURADO EVALUADOR DEL TRABAJO DE GRADUACION

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

**ING. EVELIN DE DE SERMEÑO
JURADO**

**DR. FERNANDO GONZALEZ
JURADO**

**ING. CARLOS ZELAYA
ASESOR**

INDICE

INTRODUCCIÓN	i
AGRADECIMIENTOS	ii
CAPITULO I	1
I.1 OBJETIVO GENERAL	2
I.2 OBJETIVO ESPECIFICO	2
I.3 ALCANCES	3
I.4 LIMITACIONES	4
CAPITULO II	6
II.1 HISTORIAL CLINICO	7
II.2 EXAMEN FUNCIONAL	8
II.3 INDICACION ORTESICA	11
CAPITULO III	12
III.1 MARCO TEÓRICO	12
III.1.1 INCIDENCIA Y ETIOLOGIA	14
III.1.2 PREVENCION	15
III.1.3 PATOGENIA Y PATOLOGIA	15
III.1.4 GRUPOS DE ALTO RIESGO	15
III.1.5 CARACTERISTICAS CLINICAS Y DIAGNOSTICO	16
III.1.6 TRATAMIENTO	16
III.2 USO Y APLICACIÓN DE LAS ORTESIS	17
III.3 OBJETIVO DEL TRATAMIENTO	19
III.4 FUNCIÓN Y PRINCIPIOS BASICOS PARA ORTESIS MMII	22
III.4.1 APLICACIÓN DE PRESION	23
III.4.2 MOVIMIENTO RELATIVO	23

III.4.3 PESO	23
III.4.4 COSMÉTICA	24
III.4.5 ALINEACION	24
III.5 DISEÑO Y ADAPTACION	25
CAPITULO IV PROCESO DE FABRICACION DE ORTESIS TIPO KAFO.	26
IV.1 HERRAMIENTAS Y EQUIPOS QUE SE UTILIZAN EN LA TOMA DE MOLDE	27
IV.2 PROCESO DE FABRICACION PARA UN KAFO	28
IV.3 TOMA DE MEDIDAS	28
IV.4 PROCESO DE FABRICACION DEL NEGATIVO	29
IV.4.1 PREPARACIÓN	30
IV.4.2 VENDAJE	30
IV.4.3 CONFORMADO	30
IV.4.4 EVALUACION DEL MOLDE NEGATIVO	31
IV.5 CONSTRUCCIÓN DEL MOLDE POSITIVO	31
IV.6 RECTIFICACION DEL MOLDE POSITIVO	32
IV.7 ALINEADO DEL MOLDE POSITIVO	32
IV.8 AJUSTE Y ADAPTACION DE BARRAS	33
IV.9 TERMOCONFORMADO	34
IV.10 LÍNEAS DE CORTE DE LA ORTESIS	35
IV.11 VARIANTES EFECTUADAS EN LA FABRICACION	36
IV.12 MONTAJE DE LA ORTESIS	36
IV.13 PRUEBA DE LA ORTESIS	37
CAPITULO V DETERMINACION DE COSTOS PARA KAFO.	39
V.1 COSTOS DE MATERIA PRIMA	40
V.2 COSTOS DE FABRICACION	41
V.3 COSTOS DE MANO DE OBRA	42

CAPITULO VI HISTORIA CLINICA Y EVALUACION FUNCIONAL	44
VI.1 HISTORIA CLINICA	45
VI.2 EXAMEN FUNCIONAL	46
VII.3 INDICACION PROTESICA	49
CAPITULO VII MARCO TEÓRICO	50
VII.1 REHABILITACION	51
VII.1.1 OBJETIVOS TERAPEUTICOS	52
VII.1.2 FACTORES QUE INFLUYEN EN EL POTENCIAL	52
VII.1.3 ASPECTO QUIRURGICO	53
VII.1.4 CAUSAS PRINCIPALES DE AMPUTACION	53
VII.1.5 ALTERACIONES QUE PUEDEN IMPEDIR LA PROTETIZACION	54
VII.1.6 FORMA DE CUENCA OVO LONGITUDINAL	54
VII 1.6.1 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA CUENCA.	56
VII.1.6.2 EL RECORRIDO DEL BORDE DEL MUÑO	56
VII.1.6.3 EL SOCKET	57
VII.1.6.4 EL APOYO	58
VII.1.6.5 EL SISTEMA DE SUSPENSIÓN	58
VII.1.6.6 PRINCIPIO DE CONTACTO TOTAL	59
VII.1.6.6.1 VENTAJAS DEL CONTACTO TOTAL	60
VII.1.6.6.2 CONTRAINDICACIONES	60

CAPITULO VIII PROCESO DE FABRICACION DE PRÓTESIS MODULAR	61
VIII.1 INTRODUCCIÓN	62
VIII.2 HERRAMIENTAS Y EQUIPO PARA TOMA DE MOLDE	63
VIII.3 TOMA DE MEDIDAS PARA SOCKET OVOLONGITUDINAL	63
VIII.4 FABRICACION DE MOLDE NEGATIVO	65
VIII.4.1 MODIFICACION DEL MOLDE NEGATIVO	66
VIII.4.2 PRUEBA DEL MOLDE NEGATIVO	66
VIII.4.3 FABRICACION DEL MOLDE POSITIVO	66
VIII.5 FABRICACION DEL SOCKET DE PRUEBA	67
VIII.6 ALINEACION ESTATICA	67
VIII.7 ALINEACION DINAMICA	68
VIII.8 TRANSFERENCIA	69
VIII.9 LAMINACION	70
VIII.10 COSMESIS	70
CAPITULO IX DETERMINACION DE COSTOS PRÓTESIS MODULAR	71
IX.1 COSTOS DE MATERIA PRIMA	72
IX.2 COSTOS DE FABRICACION	73
IX.3 COSTOS DE MANO DE OBRA	74
IX.4 COSTO TOTAL DE LA PROTESIS	74
BIBLIOGRAFIA	75
ANEXOS	

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.

Este trabajo será presentado como parte del anteproyecto para el trabajo de graduación.

Otros aspectos importantes considerados en el presente trabajo son; la historia clínica del paciente, 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 presentan fotos de los elementos elaborados y una sección donde se incluyen los anexos.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios todo poderoso por prestarme la vida, por brindarme paciencia, sabiduría, prudencia y constancia para enriquecer mis conocimientos y ponerlos al servicio de quien los necesite.

A mis padres por darme lo mejor de sus vidas; por el sacrificio, el gran amor y la ayuda que me han brindado durante estos tres años lejos de ellos.

A Juan Sebastián mi hijo; aunque su luz se apagara un año atrás seguirá vivo en mi corazón y en mi alma.

A mi esposa Janeth y a mi hija Valentina, por su comprensión, apoyo y paciencia para sortear situaciones difíciles.

A mi hermana, por su apoyo y sus palabras de aliento constante.

Al (CICR) Comité Internacional de la Cruz Roja y a Guy Nury (delegado y amigo) por su apoyo económico y la confianza que depositaron en mi y permitir que cumpliera una de mis metas.

A mis profesores y a mi asesor Carlos Mathews por su profesionalismo y su apoyo incondicional.

A la GTZ y su director el ingeniero Heinz Trebbin por su apoyo y orientación a lo largo de la carrera.

Y a todas las personas que me brindaron su conocimiento y su apoyo moral.

MUCHAS GRACIAS.

CAPITULO I
DETERMINACION DE OBJETIVOS, ALCANCES Y LIMITACIONES

I.1 OBJETIVO GENERAL

El presente trabajo tiene como objetivo general determinar el grado de conocimiento teórico-práctico logrado durante los tres años en la carrera de técnico en Ortesis y Prótesis, describiendo los procesos de evaluación y producción de una Ortesis tipo KAFO y una Prótesis modular para amputación transfemoral.

I.2 OBJETIVO ESPECIFICO

Ofrecer al usuario un aditamento que le permita movilizarse o realizar sus actividades de la vida diaria con un bajo gasto energético y buena apariencia.

Fabricar un Kafo/prótesis que cumpla con las normas de construcción como lo son la estabilidad, funcionalidad y cosmésis.

Lograr que el paciente; mediante la aplicación de los conceptos antes mencionados logre su independencia en las actividades de la vida diaria.

I.3 ALCANCES

Caso No 1

A través del desarrollo del KAFO, se pudo implementar un cambio en el sistema de bloqueo de la articulación de rodilla. Logrando mayor confort en el desarrollo de las actividades de la vida diaria.

Caso No 2

Mediante la elaboración de la prótesis se obtuvo un nivel óptimo de adaptación, funcionalidad, estabilidad, disminución de peso, marcha y cosmética en el usuario.

Por otro lado se logró una marcha armónica y una simetría corporal satisfactoria.

Como consecuencia a todo el proceso implementado con este caso; se determinó una funcionalidad más óptima de la prótesis modular ante una convencional; que usaba anteriormente.

I.4 LIMITACIONES

Dentro de la elaboración de estos aditamentos ortoprotésicos se han encontrado algunas limitaciones que generan pérdida de tiempo, incomodidad para trabajar, y dificultan un óptimo desarrollo del proceso de fabricación. A continuación se detallarán:

Los 2 pacientes llegaron a la toma de molde una semana después de lo que se había programado, ocasionando un retraso en la planificación de la fabricación.

Debido a que los dos pacientes viven fuera de la ciudad; la comunicación directa con ellos fue casi imposible para definir las fechas de prueba.

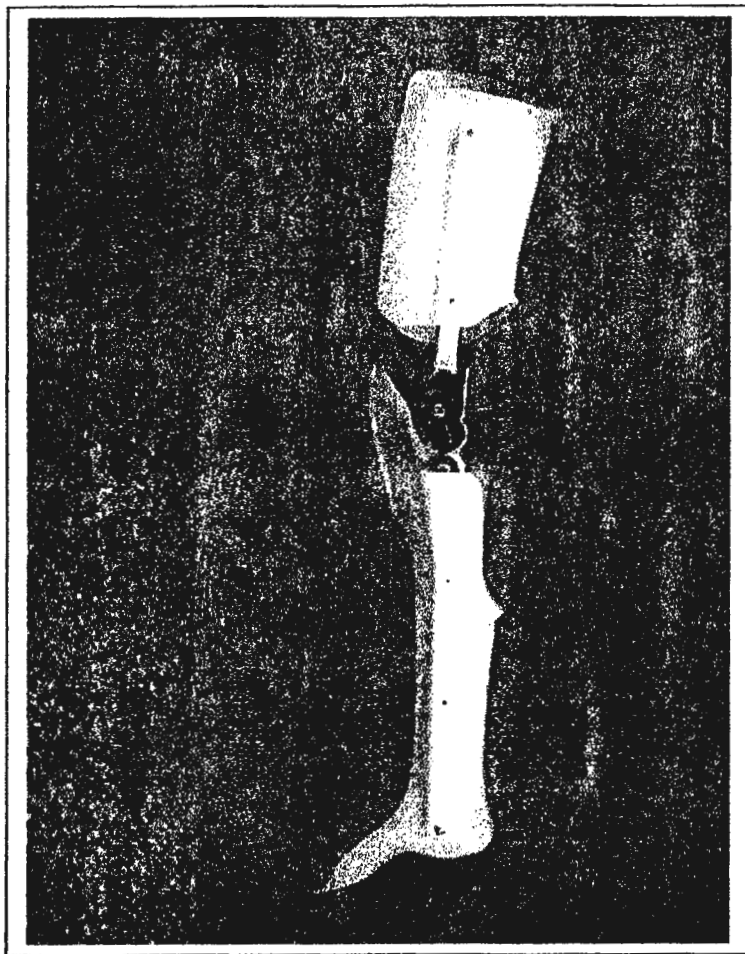
Los componentes no estaban completos en el momento en que se necesitaba hacer uso de ellos retrasando el proceso.

Se debió dar tiempo para que el equipo de termoformado estuviera en buenas condiciones.

Se recurrió a procesos alternativos cuando se presentaron problemas mecánicos (ruptura de articulación del Kafo, debido a que desde un inicio no se usaron articulaciones nuevas).

En la elaboración de la ortesis no se logró compensar la discrepancia total del miembro afectado con relación a la otra pierna ya que el paciente no tolera la compensación de los 5 cm pues su marcha es claudicante y se debió manejar sólo con 3cm.

ORTESIS TIPO KAFO CON BLOQUEO DE RODILLA
TIPO TRABA SUIZA



CAPITULO II

HISTORIAL CLINICO Y EVALUACION DEL PACIENTE: ELMER ANTONIO
HERRERA V.

II.1 HISTORIAL CLINICO

DATOS PERSONALES:

NOMBRE: Elmer Antonio Herrera V.

EDAD: 50 Años

ESTADO CIVIL: casado

PROFESION: medico general

DOMICILIO: Segunda avenida norte, . Primera calle oriente. # 4-1
Izalco.

HISTORIAL CLINICO:

El paciente refiere que a los dos años y medio presentó síntomas como fiebre y debilidad en su pierna derecha, estuvo en su casa tres semanas y luego fue llevado al Hospital donde le diagnosticaron poliomielítis.

No había sido vacunado contra el polio. Recibió terapia física, pero no la recibió después de la fase aguda de la polio.

Desde los 6 hasta los 12 años usó una ortesis larga y de los 12 a los 18 usó muletas sin ortesis.

El paciente consulta en la Universidad Don Bosco con el fin de cambiar su aparato actual el cual usa desde hace 2 años.

MANEJO QUIRURGICO (tobillo): Se realizó triple artrodésis a nivel del tobillo en el miembro inferior derecho; debido a hiperlaxitud ligamentaria del músculo peroneo lateral, que provocaba una inestabilidad de la articulación tibioastragalina.

ANTECEDENTES PERSONALES:

- Esquema de vacunación incompleto.
- Polio a los dos años y medio de vida.
- No alergias.
- Ruptura del tercer flexor del tercer dedo de la mano izquierda.
- Peso: 80 kilos.

ANTECEDENTE ECOLOGICO SOCIAL

El usuario vive en casa tipo mixto, actualmente se encuentra ejerciendo su profesión de médico general.

DIAGNOSTICO:

MONOPARESIA POR SECUELA DE POLIO

II.2 EXAMEN FUNCIONAL DEL PACIENTE ELMER ANTONIO HERRERA V.

Paciente activo, colaborador, de buena apariencia. Consciente; orientado en tres esferas (tiempo, lugar, persona).

PESO: 180 libras. ESTATURA: 155 cm.

CABEZA: normocráneo.

OJOS: usa lentes por astigmatismo hace 20 años.

OIDOS: no dificultades auditivas aparentes.

CUELLO Y COLUMNA: normal.

TEST DE ADAMS: normal.

PELVIS: simétrica.

MIEMBROS SUPERIORES.

Fuerza muscular y arcos articulares normales

INSPECCION

Atrofia del miembro inferior derecho.

Acortamiento de 5 cm en el MID.

ARTRODESIS DE TOBILLO.

Cicatriz normal no hay presencia de úlceras.

PALPACION

No existen zonas de hipersensibilidad

COLUMNA VERTEBRAL.

Arcos de movimiento y fuerza muscular

Flexión: normal.

Extensión: normal.

Rotaciones: normales.

Inclinaciones: laterales normales

CADERA DERECHA.

FLEXION: 0

EXTENSION: 0

ABDUCCION: 2

ADUCCION: 0

ROTACION INTERNA Y EXTERNA: 0

RODILLA

FLEXION: 0

EXTENSION: 1

FUERZA MUSCULAR: 0

LIGAMENTOS CRUZADOS: normal.

LIGAMENTOS LATERALES: normal.

RECURVATUM: (mínimo).

CONTRACTURA DE ISQUIOTIBIALES. negativo

TOBILLO

ARTRODESIS: positivo.

PIE CAVO.

DEDOS

FLEXORES: 3

EXTENSORES: 4

MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO (contralateral)

CADERA: flexión normal, extensión 3+.

RODILLA: flexión y extensión normal.

TOBILLO: flexión y extensión normal.

II.3 INDICACION ORTESICA

- 1 -Ortesis larga tipo KAFO en polipropileno, con articulaciones de rodilla tipo traba Suiza.
- 2 -Realce compensatorio de 3 cm en el talón.

DESCRIPCION DE LA ENFERMEDAD Y SUS SECUELAS.

POLIOMIELITIS.

(Parálisis infantil)

La poliomielitis es una infección vírica que entra al cuerpo a través del tracto gastrointestinal que afecta a las células motoras (células del asta anterior) de la médula espinal y capaz de reproducir una parálisis permanente. Si suficiente daño es hecho, resultará parcial o total parálisis de las extremidades inferiores o superiores, así como complicaciones y parálisis del sistema respiratorio.

Existen 5 etapas de la polio; una fase de síntomas del inicio de la enfermedad que dura dos días, una enfermedad aguda que dura aproximadamente dos meses, una recuperación o periodo de convalecencia que dura mas de 2 años, una discapacidad estable o estado crónico, y después una etapa del síndrome post-polio, el cual incluye síntomas de dolor muscular dolor articular y fatiga acompañada de debilidad adicional y atrofia del tejido muscular.

Por lo general, la etapa de discapacidad estable dura de 20 a 30 años. Estas discapacidades crónicas se hacen insoportables para el paciente de polio, tratando de mantenerlas en un ritmo normal.

La exacerbación de los síntomas del paciente de polio es clasificada como "síndrome post-polio" una condición compuesta de un "...grupo de síntomas en individuos quienes tuvieron tempranamente y por muchos años polio paralítica", según MARK TAYLOR, C.P.O., Universidad de Michigan Centro de Ortesis y Prótesis; quien aconseja a los practicantes en la elaboración de ortesis a no bloquear las articulaciones en sus ortesis a menos que sea absolutamente necesario.

Si las articulaciones son bloqueas, el dispositivo puede ser abandonado dentro de un armario, no debido al diseño, sino debido a "que usted les ha quitado a ellos los movimientos simples que utilizaban para subsistir la debilidad muscular y la deformidad articular"

La polio: representa en la actualidad una enfermedad casi del todo superable, como consecuencia de haberse desarrollado en estos últimos años una vacuna efectiva.

III.1.1 INCIDENCIA Y ETIOLOGIA

Esta enfermedad era la causa más temible de la invalidez de los niños y en menor grado de los adultos.

Afecta con mayor frecuencia a los niños que a las niñas y con mayor frecuencia a los miembros inferiores que a los superiores o que al tronco.

El virus de la polio del que existen tres tipos, pertenece al grupo de los enterovirus, penetra al organismo de forma característica por el tubo digestivo desde el cual se extiende por el torrente circulatorio, hasta su objetivo, las células del asta anterior y el tallo cerebral.

La polio se presenta generalmente en forma de epidemias, en particular al final del verano, pero también puede aparecer esporádicamente.

III.1.2 PREVENCIÓN

Vacunas con virus inactivos desarrollada desde 1955 por Salk y otra con virus vivos atenuados desarrollada por Sabin, ambas vacunas son muy efectivas y seguras.

III.1.3 PATOGENIA Y PATOLOGÍA.

La poliomielitis puede ser abortiva, sin originar síntomas, no paralítica con síntomas generales y paralítica con síntomas generales y parálisis. Esta última forma tiene a su vez tres variantes: Espinal, Espinobulbar y Encefalítica.

Las parálisis y el compromiso del sistema nervioso central en poliomielitis, son las complicaciones más severas de la enfermedad.

Las formas encefalíticas, espinobulbares y espinales que comprometen los músculos de la respiración, son las que causan la letalidad; que no sobre pasa el 5%.

III.1.4 GRUPOS DE ALTO RIESGO

- Niños institucionalizados o que viven en concentraciones.
- Embarazadas no inmunes.
- Inmunodeprimidos e inmunodeficientes.
- Desnutridos en estado avanzado.
- Amigdalectomizados.

III.1.5 CARACTERISTICAS CLINICAS Y DIAGNOSTICOS

- Durante la fase prodrómica, que dura dos días, el paciente experimenta síntomas generales inespecíficos comunes a muchas infecciones víricas, cefalea, malestar y mialgias generalizadas.
- Durante la fase aguda de la poliomielitis paralítica, el paciente desarrolla fiebre, cefalea intensa, rigidez de la nuca, espasmo doloroso e hipersensibilidad de los músculos afectados.
- Durante ésta fase de aproximadamente dos meses, se desarrolla una parálisis flácida en los músculos inervados por las células del asta anterior que están dañadas.
- Si el tallo cerebral resulta afectado (poliomielitis bulbar) los músculos de la respiración se paralizan, siendo necesaria la respiración artificial.

III.1.6 TRATAMIENTO

Durante la fase aguda, el paciente reposa en cama y es tratado sintomáticamente. Se utilizan férulas para prevenir las contracturas en las extremidades afectadas y después que el espasmo muscular ha cedido, las extremidades paralizadas se movilizan suavemente a lo largo de todo el rango de movimiento durante varios minutos cada día.

En la fase de recuperación el tratamiento incluye ejercicios activos para fortalecer las extremidades débiles, prevenir las contracturas y mejorar la función.

El tratamiento quirúrgico se toma como última opción hasta cuando ya no hay esperanza de una mayor recuperación muscular.

Los tratamientos quirúrgicos más efectivos en el tratamiento de una parálisis flácida en la fase residual de la poliomielitis son:

- Transposición tendinosa.
- Alargamiento tendinoso.
- Tenodesis.
- Osteotomía cercana de una articulación.
- Artrodesis.
- Corrección de la discrepancia de las extremidades.

III.2 USO Y APLICACIÓN DE LAS ORTESIS.

Las ortesis son mecanismos técnico ortopédicos auxiliares y terapéuticos. Sirven para reconstruir, sustituir o corregir las funciones dañadas o perdidas del aparato locomotor.

El diccionario médico de Stedman, en su edición 21 de 1966, las define como “cualquier dispositivo médico, aplicado sobre el cuerpo humano (o un segmento corporal, o alrededor del mismo), para el tratamiento de alguna deficiencia física o discapacidad”.

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

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

A continuación se expondrán en términos generales algunos, de los principios biomecánicos en los que se basan las ortesis:

- La restricción de la rotación, a través de un sistema de fuerzas equilibradas en tres puntos

- La reducción de las fuerzas de cizalladura o los movimientos de traslación intraarticular producidos por éstas fuerzas.
- La reducción de la carga axial provocada por el peso corporal, que se transmite a través de las estructuras óseas y de los cartílagos articulares.
- El control de la línea de acción de la fuerza de reacción del suelo, en los tres planos del espacio (frontal, sagital y transversal)
- Mediante una compresión de fluidos, o una aumento de la presión intraabdominal.
- Mediante la aplicación de fuerzas axiales de distracción
- Mediante la fijación esquelética proximal y distal.

Los impedimentos físicos pueden ser causados por:

- Problemas congénitos
- Enfermedades adquiridas
- Trauma

Algunos de los problemas congénitos que pueden ser ayudados por una ortesis son:

- Parálisis cerebral
- Espina bífida Mielomeningocele
- Malformaciones de huesos largos
- Hemofilia
- Osteogénesis imperfecta

Algunas enfermedades que causan discapacidad que pueden ser tratadas a través de ortesis son:

- Accidente cerebrovascular

- Distrofia muscular
- Artritis
- Esclerosis múltiple
- Legg – Calvé – Perthes
- Poliomiелitis

En casos traumáticos el tratamiento es útil en el manejo de pacientes con daño parcial o total del cordón espinal.

- Fracturas de los huesos largos
- Daños cerebrales
- Rupturas de músculos, cartílagos y tendones

Durante la fase postoperatoria de muchos tipos de cirugía; las ortesis son eficientes para mantener la alineación, posición adecuada y otros tipos de protección para el paciente.

Así pues las ortesis pueden ser utilizadas en el tratamiento terapéutico y como medio de recuperación periódica y pueden ser elaboradas sobre una base continua.

III.3 OBJETIVOS DEL TRATAMIENTO

La energía está relacionada a los sistemas, (cardiovascular y pulmonar) y tiene un efecto moderado en la marcha del paciente así que puede tenerse en cuenta después de que el patrón de marcha es analizado.

Una vez que la relación entre la deficiencia funcional y el patrón de la marcha es entendido, se pueden examinar los medios disponibles para hacer que mejore una función.

Se deben considerar los intentos para compensar completamente una deficiencia funcional, sin embargo en la práctica, el técnico es requerido para identificar los elementos críticos de la pérdida de la habilidad locomotora del paciente.

Habiendo identificado estos elementos, es posible definir las características funcionales de una ortesis. Es importante además reconocer que existen limitaciones en las técnicas ortésicas.

Sin embargo es posible enfatizar algunos principios básicos relacionados con la ortesis.

- La complejidad de los problemas biomecánicos que se encuentran en un paciente, requieren de un acercamiento multidisciplinario para desarrollar una prescripción acertada.
- Debe entenderse que la ayuda ortésica puede ser únicamente una parte del programa de tratamiento y que las medidas terapéuticas o quirúrgicas pueden servir alternativamente.
- Es importante identificar los propósitos primordiales para los cuales la ortesis se prescribe. Igual importancia tiene informar a los familiares de estos propósitos.
- Cuando una ortesis ha sido prescrita para objetivos funcionales es esencial un entendimiento y definición completa de las deficiencias del paciente, así como la apreciación de los atributos comparativos y las limitaciones de los sistemas ortésicos disponibles.
- Una reevaluación del paciente después de la adaptación de la ortesis prescrita, forma parte integral del tratamiento y esencial para lograr una óptima función.

Es responsabilidad del técnico el seleccionar qué aparato es el indicado para conseguir los requerimientos específicos y qué tipo de ortesis tiene el menor número de condiciones no deseadas.

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

En el pasado las ortesis se indicaban según la patología del paciente.

Posteriormente, conforme evolucionó el conocimiento se notó que, antes de indicar cualquier ortesis, lo importante era hacer una buena evaluación de la anatomía y la finalidad funcional de la región a la que van destinadas, así como la función neuromuscular concreta y el proceso específico de la enfermedad.

De esta manera podemos identificar, conocer y comprender lo mejor posible los déficits funcionales, sus aspectos biomecánicos, así como las características del trastorno motor detectado en ese paciente.

Así pues podríamos decir, que la indicación del tratamiento con ortesis tendría un fundamento "Fisiopatológico"

Es importante entonces la correcta elección y prescripción del dispositivo ortésico.

Para hacer una prescripción ortésica adecuada habrá que incluir además de la denominación del producto, las funciones que se desea obtener, señalando cuál es el objetivo terapéutico principal, los materiales específicos de construcción, los diversos diseños disponibles, los elementos accesorios, los ajustes oportunos y el entrenamiento que el paciente debe recibir previo y posterior a su uso.

La simple colocación de la ortesis sin ningún tipo de adiestramiento o entrenamiento, no resuelve nada

Para la indicación del aparato ortopédico se deben tener en cuenta diversos factores:

- Las ortesis varían según el tipo de alteración motora.
- La afección motora se acompaña de alteraciones de la sensibilidad y del trofismo por lo que es importante determinar la protección de los apoyos de la ortesis cuidadosamente.
- La edad, ya que en la infancia es más frecuente la aparición de deformidades
- En ciertos casos la lesión es progresiva, así que el desequilibrio muscular secundario a una lesión neurológica motora tiende a deformar el miembro inferior. Evitar esta progresión constituye uno de los objetivos del tratamiento ortésico.
- El sexo y las características sociales son esenciales para determinar el diseño y el tipo de material a usar. (el factor estético es primordial)

III. 4 FUNCIÓN Y PRINCIPIOS BASICOS PARA ORTESIS DE MIEMBROS INFERIORES.

Las ortesis pueden ser estáticas o dinámicas. Las ortesis para miembros inferiores proporcionan una o más de las siguientes funciones:

- Corrección del sistema músculo esquelético.
- Mantener una posición
- Asistencia para la movilidad de una articulación.
- Resistencia para la movilidad de una articulación.
- Disminuir la carga de peso.
- Compensación

➤ Protección

Con el fin de proporcionar cualquiera de las funciones anteriormente descritas; una ortesis debe aplicar fuerzas a través de los tejidos blandos del sistema músculo esquelético.

III.4.1 APLICACIÓN DE PRESION

La cantidad de presión que puede ser soportada, varía con la frecuencia de su aplicación. Las unidades de presión deben ser reducidas tanto como sea posible repartiendo las fuerzas sobre un área lo más amplia posible, no solo para evitar restricción de circulación sino también para proporcionar la mayor comodidad posible.

III.4.2 MOVIMIENTO RELATIVO

El movimiento entre la ortesis y la parte del cuerpo que esta rodea, debe mantenerse al mínimo con el fin de evitar la abrasión de la piel.

III.4.3 PESO

En general, mientras menor sea el peso de una ortesis mejor aceptación tendrá por parte del paciente, ya que el gasto de energía durante la marcha es proporcional al peso de la ortesis; además, los problemas de suspensión se reducen cuando el peso de la ortesis es bajo.

III.4.4 COSMETICA

La apariencia de una ortesis es de vital importancia para la mayoría de los pacientes y por lo tanto deben hacerse todos los esfuerzos posibles por hacer que la ortesis sea estética y sea lo menos pesada. Aquí deben considerarse además los límites de los cortes y el buen acabado de ellos.

III.4.5 ALINEACION

Los ejes de las articulaciones deben estar horizontales y paralelos unos respecto a otros. Los movimientos de estos van de acuerdo a indicaciones médicas: libres, parcialmente libres o bloqueados.

Las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo no pueden ser bloqueadas al mismo tiempo si no se utiliza un sistema auxiliar. Sagitalmente la articulación de rodilla pasa posterior a la línea de peso. Para ubicar el punto exacto de compromiso se mide el diámetro antero-posterior a nivel de dos centímetros por arriba de la línea ínterarticular de la rodilla y se divide en un 40% posterior y un 60% anterior y en el punto donde se cortan la línea horizontal y vertical; se ubica la articulación mecánica.

Sagitalmente la articulación de cadera se ubica sobre el borde superior del gran trocanter y corta con una línea de plomada que parte del proceso mastoideo y el punto donde se une la horizontal a la vertical es la ubicación para la articulación mecánica.

Sagitalmente la articulación de tobillo se ubica distal al apex del maleolo medial; que se encuentra 1.5 ó 2.5 centímetros anteriores al maléolo lateral y posteriormente al maléolo medial. Donde inicia su convexidad, en el punto donde la vertical corta a la horizontal se ubica la articulación mecánica.

III.5 DISEÑO Y ADAPTACION

El diseño y adaptación de una ortesis para la extremidad inferior no sólo debe orientarse por el estado de la deformidad. Una deformación estructural o funcional del miembro inferior, debe verse más bien como una parte de un todo (integralmente) por la interacción que se dará entre paciente y ortesis.

Deben tenerse en cuenta y como metas, las relaciones estáticas, dinámicas normales y sanas de las articulaciones de la cadera, rodilla, tibio-astragalinas y subastragalina.

El diseño y la adaptación ejercen influencia una sobre la otra, más sin embargo se conceptualizaran por separado.

El diseño se ocupa tanto de las piezas, unas respecto a otras, así como también de la posición de estas respecto a un sistema de referencia tridimensional.

La adaptación por el contrario, se refiere al ajuste de las ortesis y sus componentes y a las características anatómicas del individuo.

Los objetivos de un buen diseño y una buena adaptación son:

- Contacto estático-dinámico correcto entre el zapato y el piso.
- Congruencia entre los ejes anatómicos y mecánicos
- Ordenamiento horizontal de los ejes, conformidad de forma y contorno entre las estructuras ortesicas y anatómicas

Para alcanzar estos objetivos, es necesario tomar como referencia las articulaciones anatómicas.

CAPITULO IV

PROCESO DE FABRICACION DE UNA ORTESIS TIPO (KAFO) ORTESIS RODILLA TOBILLO PIE

IV.1 HERRAMIENTAS Y EQUIPO QUE SE UTILIZAN DURANTE LA TOMA DE MEDIDAS.

- Hoja de información ortésica
- Media stockinett de algodón 4"
- Recipiente con agua
- Lápiz de tinta indeleble.
- 5 vendas de yeso de 4"
- Calibrador de exteriores o pie de rey
- Cinta métrica flexible
- Protector para cortar
- Cordel para cortar
- Cuchilla
- Realce de 3 centímetros
- Goniómetro

IV.2 PROCESO DE FABRICACION PARA UN KAFO. (ORTESIS DE RODILLA, TOBILLO, PIE)

La ortesis de rodilla, tobillo, pie, es hecha a la medida y su intención es controlar la rodilla y brindar más estabilidad y descarga de peso a la extremidad.

Es de suma importancia en el proceso seguir un orden en la fabricación; como el que se muestra a continuación:

- Toma de medidas
- Proceso de fabricación de molde negativo
- Evaluación del molde negativo.
- Fabricación del molde positivo.
- Termoconformado
- Ajuste y adaptación de las barras
- Líneas de corte de la ortesis
- Prueba
- Entrega

IV.3 TOMA DE MEDIDAS

IV.3.1 Diámetro A-P en la rodilla

IV.3.2 Diámetro M-L a nivel de:

- Cabezas de los metatarsos
- Maleolos
- Rodilla
- Extremo distal y proximal del muslo.

IV.3.3 Circunferencias. Utilizando una cinta métrica se toman las medidas a nivel de:

- Parte mas angosta del tobillo
- Parte mas gruesa de la pantorrilla
- A nivel de la rodilla
- Muslo en su parte distal
- Muslo en su parte proximal

IV.3.4 Alturas.

- Altura del piso al ápex del maleolo medial y externo.
- Altura desde el piso a la línea interarticular de la rodilla

IV. 3.5 Longitud del pie.

IV.4 PROCESO DE FABRICACION DEL NEGATIVO

Es de suma importancia tomar impresión exacta del miembro afectado pues esto nos facilitará el trabajo sobre el molde positivo y además una buena adaptación de la ortesis ya terminada.

Es de vital importancia hacer en este momento; las correcciones que sean posibles.

PREPARACIÓN.

Antes del recubrimiento con venda de yeso, se protege el área a enyesar con media stokinett o media de nylon, evitando formar arrugas que puedan distorsionar la superficie interna del molde de yeso y se procede a marcar con un lápiz indeleble las prominencias óseas (cabezas de 1º y 5º metatarsiano, maleolos, cabeza del peroné, la patela, la línea interarticular de la rodilla, los puntos de mayor sensibilidad, las zonas de apoyo y otros lugares de referencia).

Luego se procede a colocar un cordón o tubo de látex longitudinalmente sobre el miembro afectado; que servirá como protector al momento de cortar el molde negativo.

VENDAJE

Se humedecen las vendas de yeso y se colocan circularmente sobre el miembro; cuidando que su espesor sea regular. Durante el proceso de enyesado el paciente deberá mantener la posición fija con los ángulos funcionales.

CONFORMADO

Mientras el yeso se endurece, se ejerce presión y se conforma el molde contorneando los bordes de forma que el negativo de yeso adquiera la forma deseada, que permita una distribución de presiones de la ortesis adecuada y no impida la libre función de grupos musculares. Realizado el proceso de vendaje y conformado, se deja fraguar hasta que se haya endurecido.

Luego se trazan unas líneas horizontales de referencia sobre el yeso y se procede a cortar con una cuchilla o sierra. Después se corta con unas tijeras sin punta la media para finalmente retirar el molde negativo de la pierna del paciente. Para volver a reconstruir el molde con su forma original se juntan los bordes seccionados haciendo coincidir las líneas de referencia trazadas y se cierra la abertura con venda de yeso.

IV.4.4 EVALUACION DEL MOLDE NEGATIVO

En esta parte del proceso se evalúa el grado de corrección conseguido durante la fabricación del molde negativo, lo que nos servirá como parámetro para establecer las modificaciones que se harán en el molde positivo, para mejorar la alineación de la extremidad.

IV.5 CONSTRUCCION DEL MOLDE POSITIVO

Se humedece la pared interna del molde negativo construido con una solución jabonosa que facilitará la separación entre los moldes positivo y negativo.

Luego se remarcan los puntos de tinta que han pasado de la media al molde negativo, se coloca un tubo de $\frac{1}{2}$ " dentro del molde; este tubo deberá quedar centrado y no hará contacto con la parte distal del molde. El tubo servirá posteriormente para la fijación del positivo, luego se vierte un colado de yeso calcinado y se deja endurecer, una vez fraguado el yeso se separan los moldes y para completar su secado se introduce en un horno.

VERIFICACION DE MEDIDAS

Estas son verificadas sobre el molde positivo según hoja de información.

IV.6 RECTIFICACION DEL MOLDE POSITIVO

- Se procede entonces a la rectificación; con ayuda de una escofina se eliminan las irregularidades.
- Se incrementa presión donde se precise y se añade yeso donde se requiera liberar presión. Ejemplo: liberar presión en las prominencias óseas (maléolos, cabeza de peroné, para evitar contacto con el poliproleno y en caso de hacer una corrección se hará presión; quitando yeso en el positivo).
- Se rectifica la planta del pie con el fin de lograr que la superficie del talón sea paralela al punto del rodaje del pie.
- Se aumenta yeso para alargar la zona de los dedos del pie (10 a 20 mm)
- Se eleva la zona de los dedos a partir del punto de rodaje 5 a 10 mm
- Se lija toda la superficie del molde positivo hasta conseguir un acabado sin irregularidades.

IV.7 ALINEADO DEL MOLDE POSITIVO

- El yeso debe permanecer parado libremente sobre una mesa horizontal o una caja de alineación, con el alza compensatoria bajo el talón
- Se controla la perpendicular de la pierna en los planos frontal y sagital.
En el plano frontal la perpendicular deberá cortar el muslo en un 40% medial y un 60% lateral.
En el plano sagital la perpendicular pasa sobre el centro de la articulación de cadera.

- El punto de compromiso para la articulación mecánica de rodilla; se establece con una horizontal que corta el plano sagital 20mm. Arriba de la línea interarticular, donde el punto de salida se ubica entre el 60% anterior y el 40 % posterior de la rodilla (este punto de compromiso es marcado sobre el molde positivo con el lápiz indeleble).
- Tomando como referencia la cara medial de la rodilla en el molde positivo; se mide desde un punto fijo ubicado posterior en la caja de alineación al punto de compromiso para la articulación mecánica en la cara medial. Luego se transfiere esta distancia a un punto en la cara externa de la rodilla en el molde positivo.

IV.8 AJUSTE Y ADAPTACION DE BARRAS

Seguidamente se colocan las barras sobre el yeso; teniendo en cuenta ~~de~~ conservar el eje mecánico que estará situado 2 cm por arriba del eje anatómico.

Las barras están ubicadas exactamente en las líneas medias lateral y medial. A nivel del muslo llegan aproximadamente a los tres tercios de distancia que hay del centro de la articulación al borde proximal de la ortesis y tres tercios distalmente, de la distancia que hay del centro de la articulación mecánica al maleolo medial.

Con ayuda de las grifas se conseguirá que las barras se asienten a lo largo del molde de yeso para lograr dar un control medio lateral de la ortesis, cuidando que las articulaciones estén paralelas entre sí a nivel de la rodilla.

Una vez conformadas las articulaciones, se hacen unas perforaciones en los extremos de las mismas y se fijan al yeso por medio de clavos. Seguidamente se coloca yeso en los espacios que quedan entre la articulación y el yeso positivo; para evitar que en la fase de termoformado el polipropileno entre allí.

La selección de las articulaciones de rodilla, depende de las funciones deseadas por el equipo de trabajo y de las condiciones del paciente.

IV.9 TERMOCONFORMADO

En el proceso de termoformado para ortesis tipo kafo; generalmente se usa el polipropileno el cual se trabaja en un horno de alta temperatura.

Antes de plastificar el positivo, se debe marcar con exactitud el sitio donde se instalarán las articulaciones, esto se puede hacer con lápiz indeleble o con clavos para poder encontrar el punto de compromiso una vez terminado el proceso de termoconformado.

Normalmente se usa polipropileno de 5mm de espesor, aunque esto puede variar según el peso del paciente. Es importante que el yeso este bien seco para obtener buenos resultados en el termoconformado.

El molde positivo es aislado con una media de nylon y se corta la lámina de plástico teniendo en cuenta las siguientes medidas:

- Circunferencia a nivel del tobillo

- Circunferencia a nivel del borde proximal del muslo

- El largo desde la punta del pie hasta 10 cm aproximadamente por encima del borde proximal

Cuando el polipropileno ha alcanzado la temperatura adecuada, se retira del horno levantándolo por las 4 esquinas con ayuda de otra persona y se coloca sobre el positivo; mientras un técnico se ocupa del muslo, el otro trabaja en la región de la pantorrilla, tobillo y pie; el plástico es unido entre sí en la cara anterior del molde, después se acciona el sistema de vacío (succión) la cual se cierra hasta que el polipropileno se ha enfriado lo suficiente.

IV.10 LÍNEAS DE CORTE DE LA ORTESIS

El grado de rigidez de la ortesis determina su función y básicamente esta en función de tres variables:

- Material: (polipropileno, polietileno etc.)
- Forma geométrica: (ejem, si el corte abarca por delante de los tobillos; la ortesis será más rígida y si va posterior, pues será más flexible en ese punto.
- Area de corte de sección: (nivel al que se hacen los cortes de la unidad femoral y la tibial).

El espesor de la ortesis se establece en el momento del termoformado del positivo. Si se desea menor espesor el plástico debe estirarse antes de sellarse.

1-Línea de corte proximal: situada proximalmente inferior al borde distal de la articulación mecánica y lo suficientemente baja posteriormente como para permitir una flexión completa de la rodilla.

2-Línea de corte Anterior: esta situada anteriormente a la línea media de la pierna tanto interna como externamente y se continúa hacia abajo con la línea de corte del tobillo, proximalmente una banda prerotuliana del mismo material forrada con pelite que se coloca como rodillera para el control de la rodilla.

3-Línea de corte del tobillo: la línea de corte a nivel del tobillo afecta directamente la rigidez de la ortesis; se hace más rígida cuando la línea de corte corre por delante del maleolo y se vuelve menos rígida cuando pasa posterior al mismo.

4-Línea de corte del pie: en el borde medial corre por arriba del escafoides y lateralmente corre por encima de la diáfisis del quinto metatarsiano, si las líneas de corte corren por debajo de una prominencia ósea, esto puede generar un área de presión.

5-Línea de corte de la pared posterior: la línea de corte proximal pasa por abajo del glúteo, y a nivel distal, se corta de tal manera que permita una flexión completa de la rodilla; cuidando que los tejidos blandos no queden atrapados entre los dos segmentos de plástico cuando el paciente se esta sentando.

IV.11 VARIANTES EFECTUADAS EN LA FABRICACION DE LA ORTESIS TIPO KAFO DEL PACIENTE ELMER ANTONIO HERRERA.

En este paciente se utilizaron articulaciones de rodilla con traba Suiza pues los refiere más seguridad hacia este tipo de bloqueo y las ortesis que ha usado con anterioridad han tenido este sistema de bloqueo.

En la fase de termoformado se colocaron refuerzos a nivel del tobillo, pues debido al valgo de rodilla y del tobillo la línea de carga no esta perpendicular al piso y fácilmente se puede romper el plástico o la articulación en el lado medial.

En cuanto a su acortamiento; desde que usó sus primeras ortesis no ha tolerado los 5 cm de compensación; así que se ha manejado con 3cm.

IV.12 MONTAJE DE LA ORTESIS

Después de hacer los cortes delimitados previamente, se procede a pulir los bordes del polipropileno y se perforan y se fijan las barras con tornillos de prueba.

Se debe verificar la alineación (paralelismo) de las barras a nivel de la rodilla para que permita una flexión y extensión libre de la ortesis. Y se da un acabado provisional a la ortesis antes de la prueba.

IV.13 PRUEBA DE LA ORTESIS (KAFO)

Se coloca la ortesis sobre la pierna del usuario y la fijamos por medio de cinta adhesiva y colocamos dentro del zapato derecho del paciente el realce de 3 cm elaborado en suela espuma, y se inspecciona:

- La exactitud de los contornos del kafo.
- El largo del aparato.
- El espacio a nivel de los maléolos.
- Los puntos de presión.
- La altura de la articulación mecánica de la rodilla.
- Se controlan los ángulos de la pierna.
- En ningún punto debe existir contacto directo de la piel del paciente con el metal.
- La movilidad de las articulaciones debe ser la adecuada.
- Se verifica que se guarde equilibrio en la deambulación con la ortesis.
- Se debe comprobar si la adaptación, funcionalidad y confort del paciente es la adecuada.
- Se pide al usuario caminar con el kafo y se observa la alineación del aparato.
- Después de 15 o 20 minutos, se retira la ortesis y se examina la piel del usuario para detectar las posibles zonas de presión.

Después de haber verificado estos aspectos; se procede a hacer la terminación final de la ortesis, que comprende:

- Fijar definitivamente las articulaciones de rodilla.

Para tal efecto se usan tornillos de 3/16.

- Fabricación de correas de sujeción.

Se usa Webbing de Nylon y velcro y se fijan al aparato por medio de remaches rápidos.

Finalmente; durante la entrega de la ortesis se aconseja al paciente visitar periódicamente al técnico para asegurar la integridad mecánica del producto y que sus funciones y características sigan siendo las adecuadas. Y se hace énfasis sobre ciertos puntos relevantes de biomecánica y aspectos generales como lo son el cuidado e higiene, la razón del uso de la ortesis y el manejo general.

CAPITULO V

DETERMINACION DE COSTOS PARA LA ORTESIS TIPO KAFO

V.1 COSTOS DE MATERIA PRIMA

MATERIA PRIMA	UNIDAD DE MEDIDA	VALOR POR UNIDAD	CANTIDAD UTILIZADA	COSTO EN DOLARES
Venda de yeso 6"	Rollo de 5 yds	\$2.42	4	\$9.70
Yeso Calcinado	Bolsa de 50 Lbs.	\$6.60	25 Lbs	\$3.30
Polipropileno de 5mm.	Lamina de 2x1 mts	\$23.75	¼ pliego	\$5.93
Suela de Hule	Pie cuadrado	\$4.60	1 pie	\$0.28
Barra Otto Bock	Par	\$205	1 par	\$205
Velcro macho	Rollo de 27 ½ yds.	\$12.85	½ yarda	\$0.26
Velcro hembra	Rollo de 27 ½ yds.	\$12.85	½ yarda	\$0.26

TOTAL: \$224.73

V.2 COSTOS DE FABRICACION

MATERIAL	UNIDAD DE MEDIDA	VALOR UNITARIO EN DOLARES	CANTIDAD UTILIZADA	COSTO
Hebilla Plástica 1"	C/U	\$0.20	2	\$0.40
Remache de cobre	Millar	\$0.04	2	\$0.08
Tirro	Rollo	\$0.27	1	\$0.27
Tubo Galv.	6 Mts	\$8.49	1.5mt	\$2.11
Lija	Lamina	\$0.70	1	\$0.70

TOTAL: \$3.56

V.2 COSTOS DE MANO DE OBRA

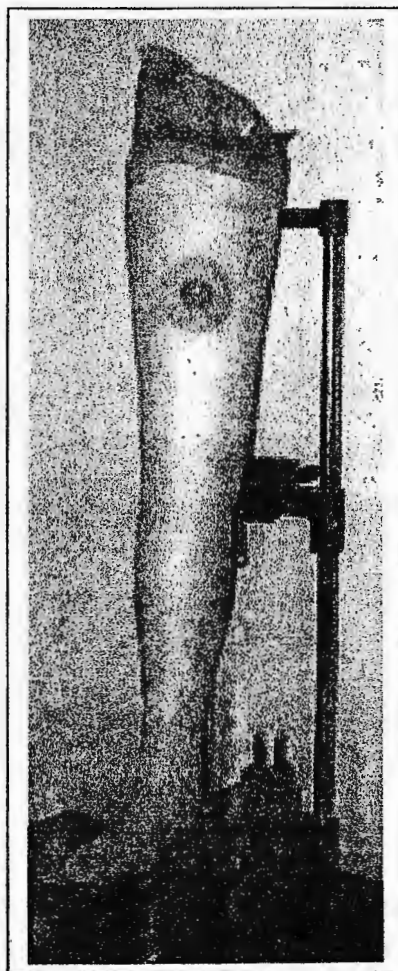
SALARIO DEL TÉCNICO	\$822.86
HORAS HOMBRE EFECTIVAS	160 horas
COSTO POR HORA	\$5.14
HORAS EFECTIVAS FABRICACION KAFO	20 horas
COSTOS DE MANO DE OBRA:	\$102.8
COSOS INDIRECTOS:	\$120.2

TOTAL COSTO DE MANO DE OBRA:	\$223
COSTOS DE MATERIA PRIMA	\$224.73
COSTOS DE FABRICACION	\$3.56
COSTO DE MANO DE OBRA	\$223

COSTO REAL	\$451.29
25% DE GANANCIA	\$112.82

COSTO DE PRODUCCIÓN DEL KAFO	\$564.11

PROTESIS MODULAR PARA AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL CON SOCKET OVLONGITUDINAL



CAPITULO VI

HISTORIAL CLINICO Y EVALUACION FUNCIONAL DE LA PACIENTE SANTOS
CECILIA HERNANDEZ.

V.1 HISTORIA CLINICA

DATOS PERSONALES

NOMBRE: Santos Cecilia Hernández.

EDAD: 24 años. (Julio 1 de 1977)

ESTADO CIVIL Soltera.

PROFESION: Colabora en su casa con sastrería y cultivos

DOMICILIO: Cantón San Diego, colonia # 1, Cruz verde, San Vicente.

NIVEL ESCOLAR: Segundo de primaria. (lee y escribe algunas cosas).

NOTA: Convive con su abuela y cuatro niños.

HISTORIA CLINICA: La paciente refiere que a sus 14 años; el 13 de Junio de 1991 período del conflicto armado en El Salvador, mientras se encontraba recogiendo leña con su papá, su abuela y dos niños; sufrió trauma severo en el miembro inferior derecho posterior a la explosión de una mina, siendo atendida de emergencia en el Hospital Santa Gertrudis. En donde se realizó amputación transfemoral del miembro inferior derecho. Y estuvo hospitalizada por 2 meses.

Recibió terapia física por 3 meses en el hospital y 2 meses más en su casa.

La quinta brigada del Ejercito Nacional hizo que recibiera su primera prótesis modular con socket ovolongitudinal en resina sin marco rígido; 5 meses después del accidente.

La paciente viajó a los E.E.U.U. para que se le fabricara dicha prótesis la cual usa desde hace 10 años.

En el mes de septiembre del presente año; un funcionario de CARITAS institución que ayuda a Cecilia en su rehabilitación, consulta en el departamento de ortopedia de la Universidad Don Bosco sobre la elaboración de una prótesis modular para amputación transfemoral; ya que la anterior está averiada y no es funcional, su marcha es claudicante con esa prótesis y no sería aconsejable una reparación, pues su socket no permite la entrada de todo el muñón, formando un colgajo a nivel proximal. Se evalúa con la asesoría de un instructor y se determina hacer una nueva prótesis modular, con socket CAT CAM y pie sach.

ANTECEDENTES PERSONALES

No patológicos contributorios.

ANTECEDENTE ECOLOGICO SOCIAL.

El usuario vive en casa tipo mixto, actualmente se dedica a labores de sastrería y ocasionalmente agricultura.

DIAGNOSTICO:

Amputación transfemoral del miembro inferior derecho.

V.2 EXAMEN FUNCIONAL DE LA PACIENTE SANTOS CECILIA HERNANDEZ

Paciente activa colaboradora, de buena apariencia. Consciente; orientada en tres esferas (tiempo, lugar, persona).

CABEZA: normocráneo.

OJOS: normales.

OIDOS: no dificultades auditivas aparentes.

CUELLO Y COLUMNA: normal.

TEST DE ADAMS: normal.

PELVIS: simétrica

MIEMBROS SUPERIORES.

Fuerza muscular y arcos articulares normales

INSPECCION

Muñón y cicatriz sanos. Signo de Tinnel positivo. Presencia de colgajo a nivel proximal.

Presencia de cicatriz sana a nivel supramaleolar de la pierna izquierda, (ausencia de tejido)

PESO DEL PACIENTE: 130 libras. ESTATURA: 160 cm.

PALPACION

No existen zonas de hipersensibilidad excepto la punta del muñón por el Tinnel positivo

COLUMNA VERTEBRAL.

Arcos de movimiento y fuerza muscular 5.

FLEXIÓN: normal.

EXTENSION: normal.

INCLINACIONES LATERALES: laterales normales

CADERA IZQUIERDA.

Arco de movimiento completo.

FLEXION: 5

EXTENSION:5

ABDUCCION: 5

ADDUCCION: 5

ROTACION INTERNA Y EXTERNA:5

RODILLA IZQUIERDA

FLEXION:5.

EXTENSION: 5.

FUERZA MUSCULAR: 5

LIGAMENTOS CRUZADOS: normal.

LIGAMENTOS LATERALES: normal.

RECURVATUM: negativo.

CONTRACTURA DE ISQUIOTIBIALES. negativo

TOBILLO: normal

Arco de movimiento normal.

PIE: normal.

DEDOS

FLEXORES: 5

EXTENSORES: 5

MIEMBRO INFERIOR DERECHO

CADERA: flexión y extensión normal.

ROTACIONES: normales.

Arco de movimiento normal.

VII.3 INDICACION PROTESICA

- 1- Prótesis para amputación transfemoral.
- 2- Tipo modular (endoesqueletal).
- 3- Socket Ovolongitudinal (M-L estrecho)
- 4- Pie Sach.

VII.1 REHABILITACION

El miembro inferior forma una unidad anatomo-funcional, cuya función fundamental es realizar el apoyo en la estática (bipedestación) y en la dinámica (marcha, carrera, etc.). También podemos citar otras funciones importantes; como la amortiguación de los impactos, y las fuerzas de peso corporal, lograr la estabilidad del miembro durante el apoyo y conseguir la progresión del centro de gravedad corporal durante la marcha.

Para que los miembros inferiores puedan llevar a cabo su función, se necesita una gran movilidad en sus articulaciones y una buena estabilidad articular, para evitar el colapso de las mismas durante el apoyo o la posibilidad de lesiones mecánicas articulares por inestabilidad.

También se necesita una correcta alineación de los miembros inferiores. De este modo podrán tener lugar la bipedestación, la deambulación, la sedestación, las transferencias, los cambios de posición y otras actividades de la vida diaria.

Cuando se produce una amputación del miembro inferior, salvo que sea una amputación menor, se pierden todas estas funciones: capacidad de apoyo en bipedestación y marcha, capacidad motora dinámica de impulso y de frenado, capacidad de amortiguación de impactos y de adaptación funcional de la longitud del miembro inferior (acortamiento y alargamiento) en las diversas fases del ciclo de la marcha; así mismo se pierde la información sensitiva proveniente del pie y del resto del segmento amputado.

En estas circunstancias, para recuperar la capacidad de bipedestación, de marcha y de transferencias, es necesario llevar a cabo un proceso de rehabilitación y protetización adecuados.

VII.1.1 OBJETIVOS TERAPEUTICOS.

Los objetivos terapéuticos de cualquier prótesis de miembro inferior son:

- **FUNCIONALES:** para realizar la bipedestación, la marcha, la carrera; confort y seguridad en el desarrollo de las actividades de la vida diaria. El cumplimiento de los objetivos funcionales facilita la mejor consecución del resto de los objetivos.
- **ESTETICOS:** restituir el aspecto corporal externo que se pierde con la amputación.
- **PSICOLOGICOS:** restablecer la imagen corporal y la superación de los sentimientos de pérdida que toda amputación conlleva.

VII.1.2 FACTORES QUE INFLUYE EN EL POTENCIAL FUNCIONAL

- **FACTORES INDIVIDUALES:** edad, condición física, capacidad intelectual, motivación personal, afán de superación, y factores psicológicos ambientales como: entorno familiar, social.
- **FACTORES RELACIONADOS CON LA DEFICIENCIA Y DISCAPACIDAD:** ya sea previa por otros problemas, ya sea actual, motivada por la amputación y su etiología u otras enfermedades concomitantes cardíacas, respiratorias, vasculares, etc.
- **FACTORES RELACIONADOS CON EL TRATAMIENTO:** quirúrgico o rehabilitador. En el primer caso influirá básicamente el nivel de amputación y la técnica quirúrgica, condicionando la existencia del muñón.
En el segundo caso dependerá del proceso de protetización (adaptación, alineación, prescripción de los componentes protésicos, etc.), así como el

entrenamiento, la reeducación, la integración laboral, social etc.

VII.1.3 ASPECTO QUIRURGICO

La cirugía de la amputación debe pretender eliminar las partes lesionadas, enfermas, buscar la cicatrización de la herida quirúrgica y buscar el máximo potencial funcional. Este debe ser óptimo desde el punto de vista sensitivo, siendo capaz de permitir la adaptación de una prótesis, con un encaje apto para el apoyo y el movimiento, que permita la función y la movilidad en general.

- La amputación se practica cuando el estado del miembro es tal que la supervivencia es incompatible con un buen estado general o incluso con la vida del paciente.

VII.1.4 CAUSAS PRINCIPALES DE AMPUTACION.

- ENFERMEDAD VASCULAR PERIFERICA: (arteriosclerosis), en la disminución de la circulación reduce de tal forma la integridad y vitalidad de los tejidos que puede producir gangrena.
- TRAUMATISMOS: particularmente a consecuencia de accidentes industriales y de tránsito.
- PROCESOS MALIGNOS: como intento para detener su propagación.
- DIABETES MELLITUS: macroangiopatía, arteriosclerosis.

CUIDADOS DEL MUÑÓN: el muñón ideal es firme y bien recubierto, presentando una forma cónica amplia para adaptarse a la cuenca de la prótesis y esto se logra por medio de vendajes compresivos. Con ello se persiguen dos objetivos: acostumbrar al muñón a la presión circular, como sucederá dentro de la prótesis y combatir el edema terminal.

VII.1.5 ALTERACIONES QUE PUEDEN DIFICULTAR O IMPEDIR LA PROTETIZACION:

- EQUILIBRIO: es necesario un equilibrio aceptable para que la protetización sea funcional.
- VISION: no contraindicada pero si dificulta la protetización.
- NEUROPATIAS: las alteraciones superficiales y profundas, así como los déficit musculares que produce, pueden dificultar o impedir la protetización.
- CARDIOPATIAS E INSUFICIENCIA RESPIRATORIA: por el gran gasto energético que conlleva el uso de una prótesis.
- EL ESTADO DE LA EXTREMIDAD CONTRALATERAL: puede presentar signos de isquemia, rigidez articular, atrofas musculares, y otros.
- DEAMBULACION PREVIA A LA PROTETIZACION: si el paciente no deambula o la hacía de forma precaria, no puede pretenderse que la prótesis mejore esta situación.

VII.1.6 LA FORMA DE CUENCA OVOLONGITUDINAL.

El cambio en las causas de amputación (aumento de los geriátricos) y los problemas con las formas de cuencas conocidas, ha hecho que los tecnólogos ortopedas en todo el mundo intenten modificaciones y cambios innovadores.

En E.E.U.U. se desarrollaron nuevas formas de cuencas que son conocidas bajo los siguientes nombres:

- CAT-CAM (Contoured Adducted Trochanteric Method). Método definido por Jhon Sabolich, en la ciudad de Oklahoma. Se podría traducir como Control de Alineación por el Contorno Trocanteriano del fémur en Aducción.
- SCAT-CAM: una cuenca CAT- CAM con abrazadera del fémur.
- NSNA (Normal Shape Normal Alignment) forma y construcción normales de Ivan Long a quien se le puede llamar el iniciador de la forma de cuenca ovologitudinal.
- NARROW ML ABOVE- KNEE PROSTHETIC SOCKET: cuenca del muslo mediolateral estrecha del postgraduado de la Escuela Médica de la Universidad de Nueva York y Daniel Champ. Ohio.
- APO - socket: Cuenca oval antero-posterior de H.R. LENHEIS, Ph.D., Nueva York.
- RIC – socket: la cuenca Ramus and Isquion Containment. Afirma que el isquion esta incluido al interior de la cuenca este concepto (RADCLIFFE 1987) es aceptable como concepto general para todos los sistemas de cuenca mencionados.

La diferencia de la forma de cuenca de estos autores se dan en la elaboración del negativo en yeso y en la aplicación del marco rígido de apoyo.

VII.1.6.1 CARACTERISTICAS GENERALES DE LA CUENCA OVOLONGITUDINAL.

También llamado tipo CAT-CAM ó M-L estrecho.

- En la zona AP es relativamente más ancho que el socket cuadrilateral.
- En la zona ML es relativamente más angosto que el socket cuadrilateral.
- El apoyo dorsal de la tuberosidad isquiática está contenido.

Este socket está diseñado con la idea de conseguir mayor estabilización medio-lateral.

El material con el que esta realizado puede ser de plástico rígido laminado o un material más flexible soportado por una estructura externa más rígida.

La fuerza direccional medio-lateral del borde de la cuenca, junto con las fuerzas dirigidas al isquion y al lado externo del muñón; forma un sistema de tres puntos, que el fémur sostiene con el aductor e impide el desplazamiento medio-lateral de la pelvis.

El ángulo subpúbico tiene aproximadamente de 90 a 100 grados en la pelvis femenina y el ángulo púbico en el hombre está entre 75 y 80 grados . De acuerdo con este ángulo, la rama púbica de la pelvis femenina es menos aguda, lo que dificulta la aplicación de una cuenca ovolongitudinal.

VII.1.6.2 EL RECORRIDO DEL BORDE DEL MUÑÓN

La cuenca se construye en una ligera posición de flexión de 5 grados. Desde el tendón aductor sube en dirección posterior a la incorporación del isquion en

En el área dorsal el área de la cuenca abarca el glúteo y asciende lateralmente por encima de la altura del trocánter (aproximadamente 12cm encima del nivel del perineo). Del lateral hacia delante el borde cae hacia abajo, de modo que la espina ilíaca antero-superior quede libre de presión. En su recorrido inmediato baja aún más, para ir sobre el borde medial ya descrito, en el área del tendón aductor.

VII.1.6.3 EL SOCKET O ENCAJE

tiene forma ovoidea visto desde el plano transversal, siendo el diámetro sagital (anteroposterior) más largo. Esto se consigue por el hundimiento del borde medial y lateral del encaje justo por debajo del trocánter mayor, de esta forma se evita el hundimiento del muñón dentro del encaje.

No existe soporte isquiático, pero el isquion está contenido dentro del encaje en un intento de prevenir el movimiento lateral de éste.

El contorno del socket varía, dependiendo de la musculatura, de los tejidos blandos y de la estructura esquelética del amputado, por ello será diferente según el sexo.

Los bordes del encaje tienen diferentes alturas. La pared medial se eleva hacia arriba y adentro uniéndose a la pared posterior hasta englobar el isquion y presionar sobre la rama isquiática.

La pared lateral es más alta, asciende hasta englobar el trocánter mayor y desciende en aducción por debajo del mismo, evitando así que el fémur se desplace en aducción.

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 del encaje, se consigue un anclaje o "cerradura ósea" formada entre el isquion, el trocánter mayor, y la zona latero-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.

VII.1.6.4 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.

VII.1.6.5 EL SISTEMA DE SUSPENSIÓN

En este tipo de encaje es de tipo ventosa o por succión. En este caso se realiza un orificio en la parte distal (antero-medial) que permite mediante una válvula, extraer el aire residual una vez introducido el muñón en su interior. Esta válvula permite la salida del aire. Este tipo de suspensión permite libertad de movimientos y acostumbra al paciente a que utilice la musculatura del muñón para mantener la prótesis en su sitio durante la marcha. Este aspecto es importante para conseguir un buen control del miembro protésico y evitar la atrofia muscular. Generalmente está indicado en pacientes con muñón estable, ya que esta contraindicado cuando existen problemas de circulación en el muñón, o cambios de volumen. La piel está en contacto directo con el socket, por lo que los movimientos del muñón son transmitidos a la prótesis sin pérdidas o amortiguaciones del movimiento. Como inconveniente de este método de suspensión se encuentra la dificultad para mantener la fijación cuando se está sentado o en otras posiciones, los problemas de transpiración de la piel y las lesiones cutáneas por rozaduras.

VII.1.6.6 PRINCIPIO DEL CONTACTO TOTAL

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 el encaje 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 el encaje soporte estas fuerzas se han buscado técnicas basadas en la aplicación de dos principios biomecánicos.

1- EL CONTACTO TOTAL entre muñón y encaje, 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. Se busca un reparto selectivo de las cargas sobre los diferentes tejidos del muñón, ya que hay zonas que toleran la presión y zonas que son muy sensibles.

2- EL MOLDEADO DEL ENCAJE para conseguir la concentración 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 el que la carga se reparte equitativa y proporcionalmente en todos los puntos del muñón.

Es evidente que para conseguir una buena capacidad de apoyo estático y dinámico la prótesis no debe colapsar, ni desprenderse de su unión con el cuerpo. Lo ideal sería que la unión entre el muñón y el encaje fuera muy sólida.

Sin embargo se produce cierta “pseudoartrosis” o pistón 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.

VII.1.6.6.1 VENTAJAS DEL CONTACTO TOTAL

- La cuenca oval longitudinal tiene grandes ventajas, especialmente para pacientes geriátricos; ya que no presiona el sistema neurovascular a nivel del triángulo de Scarpa.
- A través del contacto total el muñón aumenta la superficie de carga, ya que la presión por superficie de carga disminuye.
- Mejora la circulación apoyando la insuficiencia del bombeo muscular.
- Mejora la propiocepción.
- Disminuye el edema.
- Disminuye la decoloración y la hiperqueratosis.
- Disminuye el dolor fantasma.

VII.1.6.6.2 CONTRAINDICACIONES

- Adultos que fueron amputados en la infancia.
- Personas muy delgadas
- Usuarios con un ano muy caudal
- Personas con una acentuada pelvis femenina.
- Amputados que han utilizado por largo tiempo socket cuadrilateral.

CAPITULO VII
PROCESO DE FABRICACION DE UNA PROTESIS MODULAR CON SOCKET
OVOLONGITUDINAL

VIII.1 INTRODUCCION.

La toma de medidas así como la impresión son claves en la fabricación de un aparato ortopédico, además de conocer y recopilar información acerca de las condiciones del paciente y así determinar el tipo de aditamento más conveniente en cada caso.

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

- 1- Toma de medidas.
- 2- Fabricación de molde negativo.
- 3- Modificación del molde negativo.
- 4- Prueba del molde negativo.
- 5- Fabricación del molde positivo.
- 6- Fabricación del socket de prueba.
- 7- Alineación estática.
- 8- Alineación dinámica.
- 9- Transferencia.
- 10- Laminación final.
- 11- Cosmesis.
- 12- Entrega.

VIII.2 HERRAMIENTAS Y EQUIPO QUE SE UTILIZAN DURANTE LA TOMA DE MEDIDAS

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

VIII.3 TOMA DE MEDIDAS PARA SOCKET OVOLONGITUDINAL.

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

- 1- Medida Medio – Lateral: se toma como guía con ayuda del calibrador (pie de rey)y se coloca en la parte posterior a nivel de la cara interna del ramo isquiático y en diagonal hasta la zona infratrocanterica. Esta medida será usada para asegurar la máxima estabilidad mediolateral del socket.
- 2- Circunferencias: se toman medidas circunferenciales a lo largo del muñón con el propósito de controlar que haya un contacto intimo entre socket -muñón. Estas medidas se tomaran manteniendo la cinta métrica en forma horizontal partiendo de un cm. Por debajo del nivel perineal cada y 5 centímetros en dirección distal. (el numero de medidas dependerá del largo del muñón).

3- Longitud: el largo del muñón se mide desde el isquion hasta el borde distal del muñón, (se tomará la medida igualmente pero haciendo presión en la punta del fémur).

a) Altura del piso hasta el isquion en la pierna sana, para controlar la altura de la prótesis.

b) Altura del piso a la línea interarticular: se indica al paciente 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 y el piso nos indica la altura de el eje anatómico. Dos centímetros más arriba estará ubicado el eje mecánico de la articulación de rodilla de la prótesis.

4- Las medidas de la pierna sana: deberán ser registradas para usarse como guía en la cosmésis de la prótesis.

Todas las medidas de la pierna sana deberán ser tomadas sin zapato y con el pie , este procedimiento le permite al técnico poder determinar visualmente el estado en que se encuentra la pierna sana, en caso de anomalías 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. Se puede hacer un bosquejo de la pierna sana sobre un papel para que sirva como guía al momento de la cosmésis.

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

VIII.4 FABRICACION DEL MOLDE NEGATIVO (SECUENCIA DEL VENDAJE)

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

Se debe colocar una media de nylon que cubra todo el muñón y para controlar que no se desplacen las marcas hechas sobre ella se fijará alrededor de los hombros.

Las marcas se harán sobre el trocánter mayor, en el isquion y los niveles a los que se toman la medida cada 5 cm desde el nivel perineal.

Seguidamente se prepara una lingueta de yeso 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 interglútea

Se moja entonces esta lingueta y se ubica en la posición adecuada haciendo tracción constante en dirección diagonal y hacia arriba ,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 ejercerá una presión 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 seca totalmente se procederá a retirarlo.

VIII.4.1 MODIFICACION DEL MOLDE NEGATIVO

Una vez retirado el molde negativo, se remarcan las líneas internas de referencia (trocánter, isquion, etc.). Y se procede a hacer la modificación respectiva, teniendo en cuenta los principios mencionados en las características generales del socket ovolongitudinal.

VIII.4.2 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 dentro del socket.

Con ayuda de un aparato de prueba se verificará la efectividad de las modificaciones hechas al molde negativo y se procederá a la fabricación del molde positivo.

VIII.4.3 FABRICACION DEL MOLDE POSITIVO

Antes de fundir el molde negativo se tapan con venda de yeso 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 endurecer, se introduce un tubo de ½ 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%.

VIII.5 FABRICACION DEL SOCKET DE PRUEBA

Una vez tenemos el molde positivo procedemos a la elaboración del socket 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 termoformado).

Luego; se coloca el molde en el sistema de succión y se corta la lamina de polipropileno con las medidas adecuadas y se procede al termoformado.

Seguidamente se marcarán las líneas de corte y se retirará el socket de polipropileno. Y se hace un orificio de 4cms de diámetro para en el extremo anteromedial del socket, que se usa para sacar el vendaje en el momento de la prueba dinámica.

El polipropileno nos brinda la capacidad de poder apreciar las zonas de presión dentro del socket.

Después de tener los componentes modulares que se utilizarán; se procede al montaje de estos.

VIII.6 ALINEACION ESTATICA

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 isquion concuerde con la que registramos en la hoja de medidas.

Se controla la alineación de la prótesis, que en el plano sagital lateral dividirá el socket en un 50% anterior y 50% posterior con una ligera flexión del socket.

El eje de la articulación de rodilla estará detrás de la línea de carga, para impedir la flexión. Si hay buenas condiciones del muñón, el eje puede aproximarse hasta juntarse con la línea. En personas amputadas mayores con muñones muy cortos y musculatura débil, el eje de la rodilla retrocede hasta 4 cm detrás de la línea de plomada.

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

En la vista anterior la línea de plomada dividirá el socket en un 50% lateral y 50% medial al igual que 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 el socket en un 50% lateral y 50% medial y en el pie pasará por la mitad del talón.

El pie se coloca de tal manera que la línea de plomada corte al centro de la rodilla y entre el primer y segundo dedo del pie protésico.

VIII.7 ALINEACION DINAMICA

En la alineación dinámica de la prótesis modular se pueden hacer muchas variantes gracias a que el mismo sistema nos permite hacerlo; sin necesidad de hacer cortes directamente sobre la prótesis.

A través del ciclo de la marcha de establecen los parámetros que permiten realizar ajustes medio laterales y antero- posteriores hasta conseguir una marcha funcional en el paciente.

Seguidamente se colocará el muñón dentro del socket y se retira el vendaje por el orificio distal.

Esta alineación se hará dentro de las barras paralelas para brindar más seguridad al paciente.

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 del socket, el confort del paciente y se inspeccionarán las zonas de presión en el muñón.

VIII.8 TRANSFERENCIA

Una vez hecho el alineamiento dinámico, se hará la transferencia.

- Se coloca la unidad modular con las correcciones de la marcha en el transferidor.
- Se hacen marcas de referencia en el pie protésico para no perder el grado de rotación.
- Se coloca un tubo de ½ pulgada en el socket y fijado al aparato de transferir.
- Se hace un vaciado de yeso en el socket.
- Se hacen marcas de referencia en el aparato de transferir para asegurarse que el alineamiento de la prótesis se va a conservar.
- Cuando el yeso ha fraguado se retira todo el molde del aparato de transferir.
- Después de tener este molde; pulimos el sitio donde quedó la unión del polipropileno hasta que quede al mismo nivel del resto del socket

VIII.9 LAMINACION

- Se coloca el molde positivo junto con el socket de polipropileno en el sistema de vacío.
- Se elabora una bolsa de P.V.A. y seguidamente un gorro de felpa.
- Se colocan una tras de otra en el molde y luego se pondrán 6 medias con fibra de vidrio y fibra de carbono reforzando el área del anillo y los puntos donde irán los cortes del marco rígido.
- Seguidamente preparamos una mezcla de resina acrílica con pigmento y acelerante.
- Luego procederemos a colocar otra bolsa de P.V.A. sobre el molde y vaciaremos la mezcla previamente preparada. Se hace correr con una cinta de manera uniforme sobre toda la superficie de la prótesis y accionamos el sistema de succión. Cuidando de no permitir la formación de burbujas en el laminado.
- Finalmente cuando la resina haya fraguado totalmente; retiramos el marco rígido del socket de polipropileno y se hacen los cortes y acabados a los bordes del marco y se suavizan hasta que no haya superficies que puedan lastimar al paciente.

VIII.10 COSMESIS

Después de haber fabricado el marco rígido montamos de nuevo el socket sobre el transferidor y colocamos las piezas definitivas en el sistema modular incluyendo la válvula en el socket. Se debe conservar la altura de la prótesis, la altura del eje de la rodilla y los otros aspectos de alineamiento.

Posteriormente se procederá a dar forma a la espuma cosmética; usando como referencia las medidas y el dibujo de la pierna sana, hasta que obtengamos una forma muy convincente.

Seguidamente se colocará una media de nylon de un color adecuado para mejorar la apariencia de la prótesis.

CAPITULO

DETERMINACION DE COSTOS PARA LA PROTESIS MODULAR TRANSFEMORAL

IX.1 COSTOS DE MATERIA PRIMA

MATERIA PRIMA	UNIDAD DE MEDIDA	VALOR POR UNIDAD	CANTIDAD UTILIZADA	COSTO EN DOLARES
Venda de yeso 6"	Caja de 12 Unidades.	\$1.94	2	\$3.88
Stockinett 6"	Caja de 25 yardas	\$39.29	6 yds	\$9.42
Yeso Calcinado	Bolsa de 50 Lbs.	\$4.56	20 Lbs	\$2.28
Polipropileno de 5mm.	Lamina de 2x1 mts	\$23.75	¼ pliego	\$5.93
Resina Naval	Galón	\$10.74	½ galón	\$5.37
P.V.A.	Rollo	\$94	2 yardas	\$5.70
Pigmento	Galón	\$6.45	1/16 galón	\$0.40
Tirro	Rollo	\$0.73	½ rollo	\$0.36
Catalizador	Galón	\$34.28	1/32 galón	\$1.07
Thiner	Galón	\$3.77	1/8 galón	\$0.47
Pegamento	Galón	\$6.28	1/16 galón	\$ 0.39

TOTAL: \$35.27

IX.2 COSTOS DE FABRICACION

MATERIAL	UNIDAD DE MEDIDA	VALOR UNITARIO EN DOLARES	CANTIDAD UTILIZADA	COSTO
Válvula de succión		\$7.50	1	\$7.50
Pie protésico		\$46.20	1	\$46.20
Rodilla Modular		\$48.20	1	\$48.20
Espuma Cosmética		\$19.30	1	\$19.30
Tubo largo con adaptador		\$22.00	1	\$22.00
Tubo Galv.	6 mt	\$8.49	50 cm	\$0.70
Adaptador para socket		\$17.90	1	\$17.90
Tubo adaptador abrazadera		\$18.70	1	\$18.70
Adaptador para pie		\$18.80	1	\$18.80
Extensor modular		\$9.00	1	\$9.00
Media cosmética		\$3.20	1	\$3.20
Bloque de unión para socket		\$10.10	1	\$10.10

TOTAL: \$221.60

IX.3 COSTOS DE MANO DE OBRA

SALARIO MENSUAL DEL TÉCNICO.		\$822.86
HORAS HOMBRE EFECTIVAS		160 horas
COSTO POR HORA		\$5.14
HORAS EFECTIVAS FABRICACION KAFO		25 horas
COSTOS DE MANO DE OBRA		\$128.50
COSTOS INDIRECTOS (117% agua, energía, etc.)		\$150.30
		=====
COSTO DE MANO DE OBRA	TOTAL	\$278.80

COSTOS DE MATERIA PRIMA		\$256.87
COSTO DE MANO DE OBRA		\$278.80

COSTO REAL	TOTAL	\$535.67
25% DE GANANCIA	+	\$133.91

IX.4 COSTO TOTAL DE PROTESIS TRANSFEMORAL \$669.58

BIBLIOGRAFIA

- BIOMECANICA (CARRERA DE TÉCNICO EN ORTESIS Y PROTESIS)
GTZ- COOPERACION TECNICA ALEMANA.

- ORTESIS Y PROTESIS DEL APARATO LOCOMOTOR
2.2 MIEMBRO INFERIOR
AUTOR: VILADOT, O. COHI, S. CLAVELL
EDITORIAL MASSON. S.A.

- TRANSTORNOS Y LESIONES DEL SISTEMA MUSCULO ESQUELETICO.
2ª EDICION
AUTOR: ROBERT BRUCE SALTER.
EDITORIAL MASSON. S.A.

- GUÍA DE USO Y PRESCRIPCION DE PRODUCTOS ORTOPROTESICOS A
MEDIDA.
AUTORES: ENRIQUE VIOSCA.
MARIA FRANCISCA PEIDRO.
JAIME PRAT.
INSTITUTO DE BIOMECANICA DE VALENCIA.

- LIMB PROSTHETICS & ORTHOTIC
IN THE INTEREST OF REHABILITATION OF THE ORTHOPEDICALLY
HANDICAPPED , 5th EDITION 1.986
AUTOR: HANGER ORGANIZATION
EDITORIAL: MILES H. ANDERSON E.D. UNIVERSIDAD DE CALIFORNIA

- INTERNET: www.smopac.org.mx
(SOCIEDAD MEXICANA DE ORTESISTAS Y PROTESISTAS)

ANEXOS

LOCOMOCION

El estudio de la locomoción humana exige un análisis extenso de las fases de los movimientos individuales y combinados del cuerpo y de las fuerzas que actúan sobre el; a continuación se detallan algunos conceptos importantes en este estudio.

CICLO DE LA MARCHA: comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie.

Los componentes más importantes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo.

FASE DE APOYO: cuando la pierna está en contacto con el suelo. (Esta fase representa un 60% del ciclo de la marcha).

FASE DE BALANCEO: cuando la pierna no contacta con el suelo. (Esta fase se divide en aceleración, fase media de balanceo y fase de frenado y representa un 40% del ciclo de la marcha).

LONGITUD DE PASO COMPLETO: es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie.

LONGITUD DEL PASO: es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie con el otro pie.

APOYO SENCILLO: período cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo.

APOYO DOBLE: ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. (Esta fase representa un 10% del ciclo de la marcha).

La fase de apoyo se divide en:

- Contacto de talón: la fase de apoyo comienza en el instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo.
- Apoyo plantar: se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
- Apoyo medio: ocurre cuando el trocánter mayor está alineado con el centro del pie, visto desde un plano sagital.
- Elevación del talón: cuando el talón se eleva del suelo.
- Despegue del pie: ocurre cuando los dedos se elevan del suelo.

DESPLAZAMIENTO PELVICO LATERAL: cuando el peso se transfiere de una pierna a otra, hay una desviación de la pelvis y del tronco hacia el lado o extremidad en la que se apoya el peso del cuerpo. El centro de gravedad, al tiempo que se desplaza hacia delante no sólo sufre un movimiento hacia arriba y hacia abajo, sino que también oscila de un lado a otro. El desplazamiento total de este movimiento lateral es aproximadamente de 5cms.

MOVIMIENTO DE OSCILACION PELVICA: En la marcha normal la pelvis desciende alternativamente, primero alrededor de una articulación de la cadera y luego de la otra. El desplazamiento desde la horizontal es ligero y generalmente no pasa de los 5 grados.

Además del descenso horizontal la pelvis rota hacia delante aproximadamente 8 grados en el lado de la fase de balanceo (4 grados a cada lado de la línea central).

MÉTODOS DE INVESTIGACION DE LA LOCOMOCION FISIOLÓGICA.

Los investigadores de la locomoción humana han estudiado dos métodos de la investigación.

CINEMATICA: describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha sin considerar las fuerzas externas.

CINETICA: estudia las fuerzas que producen el movimiento (gravedad, contracción muscular, inercia, reacción del suelo).

Se han hecho algunos esfuerzos para diseñar formas que permitan una documentación sencilla para describir ~~que describe~~ la información de los patrones de marcha, aún así no se ha conseguido un entendimiento ampliamente aceptado.

Algunas guías simples deben ser usadas en el desarrollo de posibles desviaciones del aparato locomotor humano.

TRONCO:

Los movimientos del tronco se deben considerar en dos categorías:

- Movimientos bruscos
- Movimientos que ocurren en la columna vertebral.

El movimiento excesivo de cualquiera de estas dos categorías, puede ocurrir en los tres planos y son considerados como desviaciones anteroposteriores del tronco, desviaciones laterales del tronco (izquierdo, derecho) y desviaciones de rotación (izquierdo derecho).

PELVIS:

Los movimientos pélvicos pueden ser vasculación anterior o posterior, inclinación de la cadera y movimientos de rotación (izquierdo – derecho).

CADERA:

El rango completo de movimientos de cadera asociados con la marcha normal, incluye la flexo-extensión, abducción-aducción y rotación interna y externa.

RODILLA:

Los movimientos de la rodilla pueden asociarse con las funciones articulares normales, tales como flexión – extensión o pueden ser el resultado de anomalías articulares tales como abducción, aducción o movimientos de rotación.

TOBILLO:

Los movimientos representativos del tobillo, normalmente se refieren al plano resultante de la flexión plantar y dorsal, así como movimientos de inversión y eversión.

PIE:

La mayoría de los movimientos del pie se atribuyen a la acción de la articulación subastragalina y son conocidos como supinación y pronación; estos movimientos consisten de elementos abducción – aducción y rotación interna o externa debido a la naturaleza oblicua del eje de la articulación subastragalina.

NOMENCLATURA ORTESICA.

TERMINOLOGIA Y NOMENCLATURA

En los años 60's fue introducida una nomenclatura y terminología estándar en el área de ortesis. Fue promovida por la Asociación Americana de Ortesistas y Protésistas, y en un esfuerzo conjunto a la academia de cirujanos ortopedas, y el comité de la educación ortésica y protésica de la Academia Nacional de Ciencias; desarrollaron una nomenclatura que incluyera la terminología que se maneja hoy en todo el mundo.

El sistema es relativamente simple, llamando a la ortesis por la articulación que incluye.

Ortesis para miembro inferior se describen como:

Ortesis de pie	FO
Ortesis tobillo pie	AFO
Ortesis rodilla-tobillo-pie	KAFO
Ortesis cadera-rodilla-tobillo-pie	HKAFO

Ortesis de miembro superior se describen como:

Ortesis de mano	H.O
Ortesis de muñeca mano	WHO
Ortesis de codo-muñeca-mano	EWHO
Ortesis de hombro-codo-muñeca-mano	SEWHO

La columna se presenta como un complejo articular de cuatro partes que no esta subdividido:

Cervical	C
Dorsal	D
Lumbar	L
Sacroilíaco	SI

Aparte de las ortesis cervicales (CO) y de las ortesis lumbares (LO) tenemos:

Ortesis cervico-toraco-lumbosacra	CTLSO
Ortesis toracolumbosacra	TLSO
Ortesis lumbosacra	LSO
Ortesis sacroilíaca	SIO

MANTENIMIENTO PARA ORTESIS TIPO KAFO

En las revisiones iniciales se debe prestar suficiente atención a la comodidad y estabilidad en la marcha con la ortesis, así como al esfuerzo requerido para su manejo.

Posteriormente son necesarios los controles periódicos de la ortesis para comprobar que la comodidad, ajuste y colocación son correctos. En estos controles también se realizará un examen del estado de la ortesis y sus materiales.

En el caso de niños se necesitarán controles más frecuentes, para los continuos ajustes de crecimiento teniendo en cuenta que la posición de las articulaciones coincida con las articulaciones anatómicas del paciente.

Se debe instruir al paciente y a su familia en el cuidado y mantenimiento de la ortesis, para asegurar su máxima utilidad. Es necesaria una higiene adecuada, para evitar la aparición de efectos adversos como rozaduras o úlceras por presión.

La piel del paciente debe revisarse todos los días, para asegurarse que la ortesis no le aprieta o le roza excesivamente, teniendo especial cuidado con pacientes con trastornos de la sensibilidad.

Se debe enseñar a los pacientes a reconocer los fallos en el ajuste y las necesidades de reparación que necesita su ortesis, para comunicarlo inmediatamente a la unidad de ortopedia técnica. También se recomienda la limpieza diaria de la ortesis.

EFFECTOS SECUNDARIOS

El uso de la ortesis larga puede ocasionar los siguientes efectos indeseables:

- Trastornos cutáneos (úlceras, erosiones de la piel, dermatitis, hiperqueratosis).
- Problemas derivados de una mala o incorrecta adaptación (dolor, disconfort por alteración dimensional entre el kafo y el miembro inferior, trastornos de la marcha por inadecuación en el diseño de la ortesis, alteraciones del retorno venoso por apriete excesivo de las correas, problemas de sobrecargas o sobrecargas articulares excesivas en caso de que el ajuste entre la articulación ortésica y anatómica del paciente no coincidan).
- Aumento del gasto energético normal durante la marcha.
- Rechazo psicológico al uso de la ortesis.
- Deformidades óseas añadidas, en caso de un mal uso y control de la ortesis, cuando se aplica a niños en período de crecimiento.

GUÍA DE LAS INSTRUCCIONES DE USO

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

- Las condiciones del mantenimiento de la ortesis entre las que se encuentran:
 - El método y la frecuencia de limpiado.
 - Recomendar que se mantengan secos los componentes metálicos de la ortesis, no mojarlos y secarlos bien después de limpiarlos.
 - Recomendar el uso de medias de algodón sin costuras en la interfase para que cubran la zona de la pierna en contacto con la ortesis.
 - No usar cremas, lociones ni polvos en las zonas que entren en contacto con la ortesis, ya que reblandecen la piel y pueden aparecer lesiones.
- Las instrucciones de colocación y retirado de la ortesis.
- Advertir de los posibles efectos secundarios no deseados y la necesidad de comunicarlos a su médico o técnico.
- Aconsejar la adaptación progresiva del uso de la ortesis.
- Advertir que no debe 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.
- Recomendar la realización de ejercicios terapéuticos prescritos por el facultativo y la obligación de reeducar la marcha.
- Incluir recomendaciones sobre el tipo de calzado que debe usarse con la ortesis.

EN EL USO DE LA PROTESIS.

El cuidado y la higiene en el uso de la prótesis también son de vital importancia y puede también tener efectos secundarios por su uso.

Se debe educar al paciente en estos aspectos y establecer un programa de revisión periódica con el técnico para evaluar la funcionalidad, el uso, y el buen estado de las componentes de la prótesis.

