



PROCESO DE ELABORACION DE DISPOSITIVOS

ORTOPROTESICO PARA LA MARCHA

PROCESO DE FABRICACIÓN DE PROTESIS TRANSTIBIAL ENDOESQUELETICA
TIPO KBM Y ORTESIS DE RODILLA, TOBILLO Y PIE PARA SECUELAS DE
POLIOMIELITIS.

TRABAJO DE GRADUACION

ELABORADO PARA LA FACULTAD DE CIENCIAS DE LA REHABILITACIÓN.

PARA OPTAR AL GRADO DE.

TECNICO EN ORTESIS Y PROTESIS CATEGORIA II

POR:

MARTHA MÉLIDA FUNES MAGAÑA

SAN SALVADOR, SOYAPANGO, EL SALVADOR,

MARZO DEL 2009

UNIVERSIDAD DON BOSCO

RECTOR

ING. FEDERICO MIGUEL HUGUET RIVERA

SECRETARIA GENERAL

ING. YESENIA XIOMARA MARTINEZ OVIEDO

DIRECTORA DE ESCUELA DE ORTESIS Y PROTESIS

TEC. EVELIN DE SERMEÑO

ASESOR DE TRABAJO DE GRADUACION

TEC. MARIO EUGENIO GUEVARA

JURADO EXAMINADOR

TEC. MONICA GISELA CASTANEDA PIMENTEL

TEC. MELVIN AREVALO

UNIVERSIDAD DON BOSCO

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA REHABILITACIÓN

JURADO EVALUADOR DE TRABAJO DE GRADUACION

PROCESO DE ELABORACION DE DISPOSITIVOS

ORTOPROTESICO PARA LA MARCHA

PROCESO DE FABRICACIÓN DE PROTESIS TRANSTIBIAL ENDOESQUELETICA
TIPO KBM Y ORTESIS DE RODILLA, TOBILLO Y PIE PARA SECUELAS DE
POLIOMIELITIS.

TEC. MONICA CASTANEDA

JURADO

TEC. MELVIN AREVALO

JURADO

TEC. MARIO EUGENIO GUEVARA

ASESOR

INDICE

<u>AGRADECIMIENTOS.....</u>	<u>4</u>
<u>INTRODUCCIÓN.....</u>	<u>5</u>
<u>CAPITULO I.....</u>	<u>6</u>
<u>1.OBJETIVOS.....</u>	<u>6</u>
<u>OBJETIVO GENERAL.....</u>	<u>6</u>
<u>OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....</u>	<u>7</u>
<u>2.METAS.....</u>	<u>7</u>
<u>3.ALCANCES.....</u>	<u>7</u>
<u>USUARIO DE PRÓTESIS.....</u>	<u>7</u>
<u>USUARIO DE ORTESIS.....</u>	<u>7</u>
<u>4.JUSTIFICACIÓN.....</u>	<u>7</u>
<u>CAPITULO II.....</u>	<u>8</u>
<u>1.RECEPCIÓN DEL USUARIO.....</u>	<u>8</u>
<u>2.HISTORIA CLINICA.....</u>	<u>9</u>
<u>DATOS GENERALES.....</u>	<u>9</u>
<u>DIAGNÓSTICO.....</u>	<u>9</u>
<u>CONSULTA POR.....</u>	<u>9</u>
<u>ANTECEDENTES PERSONALES:.....</u>	<u>10</u>
<u>ANTECEDENTES FAMILIARES:.....</u>	<u>10</u>
<u>ANTECEDENTES SOCIOECONÓMICOS:.....</u>	<u>10</u>
<u>ANTECEDENTES PSICOLÓGICOS.....</u>	<u>10</u>
<u>3.EXAMEN FÍSICO.....</u>	<u>10</u>
<u>INSPECCIÓN DEL MIEMBRO RESIDUAL.....</u>	<u>10</u>
<u>ANÁLISIS DE MARCHA CON PRÓTESIS EXO-ESQUELÉTICA.....</u>	<u>10</u>
<u>OBSERVACIÓN DE LA MARCHA CON PRÓTESIS ENDO-ESQUELÉTICA.....</u>	<u>10</u>
<u>MUÑÓN.....</u>	<u>11</u>
<u>PALPACIÓN.....</u>	<u>11</u>
<u>EXAMEN ARTICULAR.....</u>	<u>11</u>
<u>4.PRESCRIPCIÓN.....</u>	<u>11</u>
<u>5.JUSTIFICACIÓN DE TRATAMIENTO PROTÉSICO.....</u>	<u>11</u>

6.OBJETIVOS DEL TRATAMIENTO.....	11
CAPITULO III.....	12
1.AMPUTACIÓN.....	13
INTRODUCCIÓN.....	13
TRAUMA.....	13
AMPUTACIÓN POR DEBAJO DE LA RODILLA.....	13
REVISIÓN DEL MUÑÓN.....	14
Capitulo IV.....	14
1.DEFINICIÓN.....	15
2.SISTEMAS PROTÉSICOS.....	15
SISTEMAS PROTÉSICOS EXO- ESQUELÉTICOS.....	15
SISTEMAS PROTÉSICOS ENDOESQUELÉTICOS (MODULARES).....	15
3.OBJETIVOS DE LA PROTETIZACIÓN.....	15
4.4 CONDICIONES A LAS QUE ESTÁN SUJETAS LAS PRÓTESIS.....	16
5.CRITERIOS DE CONSTRUCCIÓN.....	16
6.BIOMECÁNICA DE LA PROTÉSICA TRANSTIBIAL.....	16
FUERZAS ACTUANTES SOBRE EL MUÑÓN.....	16
BIOMECÁNICA DE LA CUENCA.....	17
7.SUPERFICIES DE CARGA Y DESCARGA.....	17
8.BIOMECÁNICA DE LA CONSTRUCCIÓN DE LA PRÓTESIS.....	18
ESTÁTICA.....	18
CONSTRUCCIÓN CINÉTICA (DINÁMICA) DE LA PRÓTESIS.....	18
ALINEACIÓN DE LA CUENCA.....	18
CRITERIOS INDIVIDUALES DE ALINEACIÓN DE LA CUENCA.....	18
ALINEACIÓN DINÁMICA DE LOS COMPONENTES.....	18
ALINEACIÓN DE LOS COMPONENTES PROTÉTICOS.....	19
PROYECCIÓN DE LAS CUATRO VERTICALES.....	20
9.SISTEMAS DE SUSPENSIÓN.....	20
LA PRÓTESIS PTB.....	20
LA PRÓTESIS KBM.....	21
PRÓTESIS PTS.....	21
LA PRÓTESIS PTK.....	21
CAPITULO V.....	22

1. PASOS A SEGUIR PARA LA ELABORACIÓN DE UNA PRÓTESIS.....	22
2. ALINEACIÓN DE BANCO DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL.....	23
CUENCA DE CHEQUEO.....	23
ALINEACIÓN ESTÁTICA.....	23
ALINEACIÓN DINÁMICA.....	23
3. RECOMENDACIONES DE USO.....	24
CAPÍTULO VI.....	24
1. COSTOS DE FABRICACIÓN.....	25
COSTOS DE MATERIA PRIMA.....	25
CÁLCULO DE COSTOS DE PRODUCCIÓN.....	25
Costos de mano de obra.....	26
COSTOS INDIRECTOS.....	26
PRESENTACIÓN DEL CASO #2.....	27
CAPÍTULO VII.....	27
1. HISTORIA CLÍNICA.....	28
DATOS GENERALES.....	28
DIAGNÓSTICO.....	29
CONSULTA POR.....	29
ANAMNESIS.....	29
ANTECEDENTES PERSONALES.....	29
ANTECEDENTES FAMILIARES.....	29
ANTECEDENTES SOCIOECONÓMICOS.....	29
ANTECEDENTES PSICOLÓGICOS.....	29
2. EXAMEN FÍSICO.....	30
SIMETRÍA.....	30
CARACTERÍSTICAS DEL PIE AFECTO (MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO).....	30
ESTABILIDAD ARTICULAR.....	31
3. PRESCRIPCIÓN.....	33
4. ANÁLISIS DEL APARATO ACTUAL.....	33
5. JUSTIFICACIÓN DEL DISEÑO.....	33
6. OBJETIVOS DEL TRATAMIENTO.....	33
7. CHEQUEO DEL APARATO.....	33
8. ALINEACIÓN DINÁMICA.....	33

CAPÍTULO VIII.....	34
1. POLIOMIELITIS.....	35
INCIDENCIA Y ETIOLOGÍA.....	35
PREVENCIÓN.....	35
PATOLOGÍA Y PATOGENIA.....	35
MANIFESTACIONES CLÍNICAS Y DIAGNÓSTICO.....	35
PARÁLISIS RESIDUALES.....	35
DEBILIDAD MUSCULAR AISLADA SIN DEFORMIDAD.....	35
DEFORMIDAD.....	35
ARTICULACIONES BAILANTES.....	35
ACORTAMIENTO.....	36
DISFUNCIÓN VASCULAR.....	36
TRATAMIENTO.....	36
SÍNDROME POSTPOLIOMIELÍTICO.....	36
TRATAMIENTO ORTÉSICO.....	36
ORTESIS RODILLA-TOBILLO-PIE (KAFO).....	36
LAS ORTESIS EN PARÁLISIS FLÁCIDAS.....	37
FACTORES A CONSIDERAR AL PRESCRIBIR UNA ORTESIS.....	37
LOS OBJETIVOS DE UNA ORTESIS SON.....	38
2. BIOMECÁNICA.....	38
LOS OBJETIVOS DE UN BUEN DISEÑO Y UNA BUENA ADAPTACIÓN DE UNA ORTESIS SON.....	38
VISTA LATERAL ARTICULACIONES MECÁNICAS.....	39
CAPÍTULO IX.....	39
1. ELABORACIÓN DE UN ORTESIS TIPO KAFO.....	40
2. CUIDADOS DE LA ORTESIS.....	40
CAPÍTULO X.....	41
1. COSTOS DE FABRICACIÓN.....	41
ANÁLISIS DE COSTOS DE ELABORACIÓN DE KAFO.....	41
DESCRIPCIÓN DE LOS COSTOS DE LA MATERIA PRIMA.....	42
DESCRIPCIÓN DE LOS COSTOS DE ELABORACIÓN.....	42
COSTO TOTAL PRODUCCIÓN.....	43
REFLEXIÓN.....	44
GLOSARIO.....	44

<u>BIBLIOGRAFÍA.....</u>	<u>61</u>
<u>ANEXOS.....</u>	<u>62</u>

AGRADECIMIENTOS

A Dios.

Por darme la oportunidad de haber tenido esta experiencia en mi vida, por darme bienestar, salud, inteligencia, fortaleza durante toda la carrera.

Por ser mi amigo y mi guía en cada camino que decido emprender, por mostrarme la respuesta a cada uno de mis problemas cada vez que lo necesité.

Gracias Dios por ser tan bueno conmigo.

A mis padres.

Por todo el sacrificio que han hecho por sacar a mis hermanos y a mí adelante.

No habiendo mejores personas que Dios pudo asignarme en la vida, espero Dios los cuide y bendiga siempre y los llene de salud y satisfacción toda la vida.

Que en un futuro yo sabré pagarles todo lo que ha hecho por mí, siendo un excelente profesional y una persona de bien para esta sociedad.

Los amo.

A mi hermano Benjamín Funes

Por apoyarme y guiarme siempre que lo necesite, por estar ahí siempre que necesitaba ayuda, por quererme y creer en mí, gracias por tus consejos e ideas que me han hecho una mejor persona, por eso y mucho más te quiero y mil gracias

A mis hermanos Américo, Rubidia y mi sobrino Roberto Funes

Por su ayuda económica a través de mis años de carrera, por creer en mí y tener fe de lo que puedo llegar a lograr, por nunca abandonarme cuando los necesite, por bendecir mi vida con su presencia. Espero Dios los cuide y lo bendiga siempre por el resto de su vida, con cariño su hermana.

A mis mejores amigos

Oscar Alejandro Bermúdez, Marvin Borge, Cecilia Oporto, Karla Vásquez, Carlos Francisco Monterrosa y Willfren Maldonado Díaz. Primeramente por ayudarme y tenerme paciencia todo el tiempo, por darme su apoyo y cariño siempre, por darme ánimo cuando estaba decaída, por alegrarme y creer en mí.

Porque siempre estuvieron ahí cuando los necesite, aprendí mucho de cada uno de ustedes nunca los voy a olvidar.

A Miguel Ángel Martínez Flores

Por ser mi mejor amigo, mi novio, mi confidente.

Por acompañarme en todas mis locuras y aventuras.

Por estar conmigo en las buenas y en las malas.

Por su apoyo, cariño y ayuda incansable día con día.

Por su amistad, amor, paciencia incondicional y desinteresada, por eso y mucho más gracias amor.

A mi asesor Mario E. Guevara

Le agradezco por su guía y consejo a lo largo de mi trabajo de tesis, por enseñarme como lograr las cosas y como corregir mis errores, por proponer que me supere y logre lo que me proponga, por su paciencia y disposición, por su disciplina y buen trabajo, espero en Dios que todo le salga bien y pueda bendecir su vida con salud y bienestar siempre.

A Don René

Por su gran amistad y cooperación, por tenerme paciencia y ayudarme siempre que lo necesite, de corazón mil gracias.

Ana Ruth

Por portarse siempre amable conmigo y ayudarme siempre que ponía, por su amistad y cariño mil gracias.

A mis maestros.

Melvin Arévalo

Por enseñarme siempre que no debo rendirme, por enseñarme disciplina y dedicación en todo lo que hago, por regañarme para no cometer errores, por quitar mis dudas y hacerme crecer, por eso y mucho más gracias.

Carlos Matews

Por su apoyo, confianza, comprensión y consejos brindados todos los días, por creer que podía realizar las cosas por mi misma y permitirme crecer como profesional. Por antes que nada gracias por su amistad.

INTRODUCCIÓN

El presente trabajo es para optar al grado de Técnico en la carrera de Ortesis y Prótesis en la Universidad Don Bosco.

Presenta el proceso de elaboración de una prótesis transtibial endoesquelética, tipo KBM, así como la elaboración de una ortesis larga tipo (KAFO).

Además debemos tomar en cuenta que el conocimiento de cada una de las características de los usuarios que sufren una discapacidad es de gran importancia, ya que por medio de datos como historia clínicas, evaluaciones físicas, biomecánicas y patológicas, va a depender el tratamiento ortésico o protésico que se le indicará a cada usuario.

Este documento señala dos casos clínicos, un usuario con amputación transtibial a causa de un trauma por minas, y otro usuario por secuelas de poliomielitis, cada uno con su respectivo marco teórico según su patología o trauma para cada caso, así como su costo total de fabricación de cada aparato ortopédico que le fue donado a cada usuario, para un mejor desenvolvimiento en sus actividades diarias.

Siendo cada caso una muestra de todos los conocimientos teóricos y habilidades prácticas adquiridas por el estudiante en el transcurso de los tres años de estudio universitario.

CAPITULO I

1. OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Realizar un documento que describa los procesos de elaboración de una Prótesis tipo KBM y una ortesis larga tipo KAFO, siguiendo en cuenta criterios y normas de evaluación establecidos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Cambiar el sistema de prótesis exo-esquelética por una de tipo endo-esquelética que le brinde mayor confort y versatilidad.
- Cumplir las leyes biomecánicas en la construcción del aparato protésico para lograr con ello un resultado satisfactorio para el usuario.
- Lograr una mejor adaptación entre muñón-cuenca, para que el usuario realice sus actividades diarias con más comodidad.
- Cambiar el método de suspensión de uso de rodillera, por un sistema de suspensión infra-patelar..
- Buscar disminuir gasto energético y mejorar postura
- Proporcionar una Ortesis liviana que le permita sentarse y cuando esté en pie mantenga el miembro inferior en una correcta alineación.
- Elaborar un KAFO más anatómico, que cumpla con las expectativas del usuario para que realice sus actividades diarias con más comodidad y satisfacción.

2. METAS

- Fabricar la mejor ayuda ortopédica para cada usuario que le brinde una mejor calidad de vida, otorgando mayor comodidad y disminuyendo sus limitaciones en las actividades de la vida diaria.

3. ALCANCES

USUARIO DE PRÓTESIS

- Se hizo el cambio de prótesis con sistema exo-esquelético por una prótesis con sistema endoesquelético.
- Se logro una mejor adaptación entre el muñón y la cuenca.

- Se evito cualquier lesión dolorosa al muñón.
- Siguiendo adecuadamente los parámetros biomécnicos, se logro proporcionar por medio de la prótesis una marcha estable y segura.

USUARIO DE ORTESIS.

- Se mejoro la marcha sin que el aparato limitara la locomoción.
- Se cambio el sistema de suspensión por medio de rodillera por un método de suspensión infra-patelar.
- Se logro un aparato ortopédico más anatómico, con el cual el paciente se siente más cómodo al realizar sus actividades diarias
- Se logro una mejor alineación del aparato con lo cual se logro la simetría correcta en ambos miembros inferiores

4. JUSTIFICACIÓN

Actualmente la prótesis se encuentra en condiciones no óptimas de adaptación entre el muñón y la cuenca (cuatro medias de uso). Cabe mencionar que en la región poplítea presenta una grieta en la laminación por lo que la prótesis está expuesta a fractura. El sistema actual es exoesquelético proveniente mayor peso en relación al sistema ofrecido (endoesquelético).

En relación a la ortesis, se determina que dicho aditamento ya no cumple con los objetivos de tratamiento a su patología, algo muy visible es el deterioro de las articulaciones, las cuales provocan una flexión no deseada el apoyo, en la región del tobillo el polipropileno está fracturado.

CAPITULO II

ELABORACIÓN DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL ENDOESQUÉLETICA DE TIPO KBM

1. RECEPCIÓN DEL USUARIO

La recepción del usuario es el primer contacto que el técnico ortoprotésista tendrá con la persona a quien se prestará tratamiento. es fundamental tener claros los procedimientos a realizar, para aprovechar la ocasión y crear un ambiente de confianza mutua, conocer al usuario, su situación personal y su patología.

La evaluación comienza desde el momento que identificamos al usuario, desde ese momento comenzamos a hacer un análisis general y completo de las

características que alcanzamos a observar en la persona. Observamos: si el usuario, viene caminando con o sin ayudas, si camina por sí mismo, la forma en que camina, la postura, ver si se identifica presencia de dolor, si el estado de salud a simple vista es normal y toda la información que se pueda tomar antes de cualquier decisión en cuanto al tratamiento ortésico a seguir. Esta información permitirá una idea general de la situación del usuario y sus necesidades.

En la valoración también estará contemplado, entre otros aspectos, la observación de la piel, palpación de zonas dolorosas, valorar la sensibilidad, si existen deformidades, desviaciones, examen de fuerza muscular y rangos de movimiento articular.

Hay que comprender lo comprometedor y atemorizante que resulta para una persona despojarse de sus ropas para que se pueda realizar una correcta y completa evaluación física y toma de medidas, así como la palpación de prominencias óseas. Ante esto se debe procurar calmar su ansiedad, explicando en detalle cada procedimiento y los pasos a realizar, anteponiendo la confianza y el respeto.

2. HISTORIA CLINICA

DATOS GENERALES

Nombre: Santos Armando Vega Merino

Sexo: Masculino

Peso: 145 libras

Altura: 1.63 metros

Edad: 42 años

Estado civil: Acompañado

Núcleo familiar: Convive con su pareja de vida y cuatro hijos.

Escolaridad: 9º grado

Ocupación: Electromecánico

Nacionalidad: Salvadoreño

Dirección: Cantón Sapotitán casa # 28, Municipio de Ciudad Arce, sector la rancherilla. La Libertad.

Teléfono: 7098-71-39

DIAGNÓSTICO

Amputación Transtibial tercio medio de miembro inferior izquierdo.

Causa: trauma

CONSULTA POR

Cambio de Prótesis

ANAMNESIS

Usuario, refiere que el 15 de noviembre de 1990, mientras trabajaba en la brigada de artillería en la posición de técnico en explosivos desactivando unas minas, no se percato de que una de ellas estaba debajo de su pie izquierdo y al moverse está se activo ocasionando la explosión. Una hora con cincuenta y cinco minutos más tarde llega consciente al Hospital Militar Central de San Salvador, donde se le realizó un lavado de ebullición para desintoxicar el miembro previo a la operación, en donde se

le realizaría una amputación transtibial del tercio medio del miembro inferior izquierdo. El usuario relata que no tuvo complicaciones post-operatorias y que recibió rehabilitación durante un periodo de tres meses en dicho hospital.

En febrero de 1991 por medio de una jornada ortopédica logra obtener su primera prótesis tipo PTB, la cual solo le fue útil por un año, debido a que su muñón presento un cambio de volumen notable, creando una insuficiente adaptación con la cuenca protésica. En marzo de 1992, acude a CERPROFA (Centro de Rehabilitación de la Fuerza Armada), donde se le elabora su segunda prótesis también de tipo PTB la cual cambia ocho años más tarde por deterioro. En el 2000, asiste nuevamente a CERPROFA donde se le fabricó su tercera prótesis también de tipo PTB.

En el 2007, se le realiza su cuarta prótesis esta vez de tipo KBM exo-esquelética en las instalaciones del departamento de Ortesis y Prótesis de la Universidad Don Bosco, Actualmente debido está se encuentra deteriorada de su parte posterior y lateral, así como raspaduras y desgaste en la parte inferior de la cuenca en donde esta quedando expuesto el bloque de madera, presenta también un agujero en la parte lateral de la cuenca, se le agrega también a esto lo pesada que es la prótesis por lo cual el usuario requiere de un mayor gasto de energía para realizar sus actividades diarias, por lo cual desea cambiar por una más liviana y confortable que le pueda ser útil tanto en su trabajo y en sus actividades diarias,.

ANTECEDENTES PERSONALES:

No contributorios

ANTECEDENTES FAMILIARES:

No contributorios

ANTECEDENTES SOCIOECONÓMICOS:

Zona rural, vive a una cuadra de la calle pavimentada.

Casa de block, piso de tierra, consta de dos cuartos y un corredor.

Solo consta de servicio de luz.

Depende económicamente del taller de electromecánica para subsistir el y su familia

ANTECEDENTES PSICOLÓGICOS

- Tiene dominio propio de su personalidad y asimila con mucha responsabilidad su discapacidad.
- El usuario se orienta en tiempo y espacio.

3. EXAMEN FÍSICO.

INSPECCIÓN DEL MIEMBRO RESIDUAL

Muñón transtibial tercio medio, de forma cónica, longitud ósea 13 cm y 0.5 centímetros de colgajo, cicatriz transversa, tejido de consistencia normal y piel en buen estado. No presenta neuromas. Cabeza del peroné y sección distal de la tibia prominentes.

ANÁLISIS DE MARCHA CON PRÓTESIS EXO-ESQUELÉTICA

La marcha presentada por el usuario es rítmica con movimientos alternantes, No requiere de ningún aditamento para realizar su locomoción, al momento de la bipedestación se puede observar total simetría en sus miembros inferiores, así como también posee dominio propio de su personalidad y asimila con mucha responsabilidad su discapacidad, usuario se orienta en tiempo y espacio.

Su actual prótesis consiste en una prótesis exo-esquelética con cuenca tipo KBM, fabricada en 2007; laminada en resina y pie SACH (Solid Ankle Cushion Heel) El usuario usa la prótesis con cuenca blanda en pelite. La prótesis actual presenta altura simétrica. Presenta una postura en rotación externa en el pie protésico, y una tendencia a la postura en varo en ambas rodillas.

OBSERVACIÓN DE LA MARCHA CON PRÓTESIS ENDO-ESQUELÉTICA

VISTA ANTERO POSTERIOR

Se observa una tendencia a varo de rodilla, y una longitud de paso disminuida debido a la rotación externa más de lo usual en el pie protésico, por causas fisiológicas del usuario.

VISTA LATERAL

Longitud de paso normal, fases de la marcha completas y sin ninguna dificultad, al estar de pie durante la bipedestación puede observarse que la rodilla del lado de la prótesis queda retrasada con respecto a la rodilla sana y por ello tiende a verse en algo de extensión, pero es cuestión de fisiología en el usuario.

MUÑÓN

Condición muscular del tejido: Tejido normal y con colgajo

Valgo del muñón de 7°.

PALPACIÓN

Aceptación ante la carga.

Ligamentos articulares estables.

Sensibilidad: conservada y sin alteraciones

EXAMEN ARTICULAR

Rangos articulares completos en ambos miembros superiores e inferiores

Examen muscular: Evaluación muscular

Rango de fuerza muscular normal en ambos miembros superiores e inferiores

4. PRESCRIPCIÓN

Prótesis endo-esquelética tipo KBM, cuenca en resina poliéster con fibra de carbono, cuenca blanda en pelite, cosmética de espuma, media cosmética y utilización de pie SACH (Solid Ankle Cushion Heel).

5. JUSTIFICACIÓN DE TRATAMIENTO PROTÉSICO

Se optó por cambiar la prótesis exo-esquelética tipo KBM, por una de tipo endo-esquelética que le brinde al usuario un mayor comodidad, así como se busca que el aparato protésico sea más resistente, y le permita desenvolverse con mayor satisfacción en sus actividades diarias.

- Cuenca KBM: Recomendada para muñones cortos, suspensión de la prótesis por arriba de los cóndilos durante la fase de balanceo, esto evita el deslizamiento de la prótesis o movimientos de pistoneo, desaparece el cincho como método de suspensión lo que libera al muslo de la estrangulación y atrofia posterior.
- Interface de media de algodón: no se comprime con el uso y el sudor.
- Pie protésico tipo SACH: funcional y económico.
 - Cosmética en espuma: bajo peso y de muy buena estética

6. OBJETIVOS DEL TRATAMIENTO

- Disminuir el peso de la prótesis

- Durabilidad y resistencia debido a sus actividades laborales
- Cambio de sistema endo-esquelético por un sistema exo-esquelético
- Respetar los parámetros biomecánicos en la construcción de la prótesis para lograr con ello una buena adaptación de la prótesis

CAPITULO III

1. AMPUTACIÓN

INTRODUCCIÓN

Se define amputación como la resección completa y definitiva de una parte o la totalidad de una extremidad, las causas pueden ser congénitas o adquiridas. Cabe destacar que se deben realizar solo cuando se han agotado las posibilidades de salvar el miembro, y entra en vitalidad la vida del usuario.

La amputación ha dejado de ser una cirugía o procedimiento estrictamente mutilante y ha pasado a ser una cirugía que puede llamarse reconstructiva, ya que su objetivo, además de retirar la extremidad afectada, es proveer la posibilidad de rehabilitación y para lograr esto se hace necesario buscar que la extremidad residual lo mas optima posible, para facilitar la adaptación de una prótesis que, conjuntamente con un adecuado programa de manejo interdisciplinario y de rehabilitación, logre suplir de la mejor manera la función perdida.

TRAUMA

Es la pérdida de una parte del cuerpo, generalmente un dedo de la mano o del pie, un brazo o una pierna que se presenta como resultado de un accidente o un trauma, es una de las causas mas frecuentes de amputación.

AMPUTACIÓN POR DEBAJO DE LA RODILLA

Existen dos tipos adecuados de amputaciones por debajo de rodilla; la elección depende de la herida. La más baja (caso A), a través del tercio medio de la tibia, es posible sólo cuando hay daño irreparable del pie, sin que la pierna haya resultado afectada. En este caso, se puede preparar un colgajo con el músculo sóleo con cierre de piel independiente; de esta forma se deja expuesta la parte intacta y musculo-tendinosa de los músculos de la pantorrilla antes del cierre diferido. El resultado es un muñón largo y bien cubierto. Con más frecuencia, es

preciso realizar una amputación por debajo de la rodilla, a través del tercio proximal de la tibia, porque la herida se extiende por encima del tobillo (caso B). El cirujano puede tener dificultades para conservar un muñón tibial de longitud aceptable. La índole compartimental de la herida dificulta la amputación primaria, y la tumefacción de la gran masa muscular de la parte superior de la pierna puede obstaculizar el cierre diferido. En estas circunstancias, la mejor solución es una amputación con mioplastia del gastrocnemio, músculo que suele conservarse en las heridas graves de la pierna, porque no se encuentra en un compartimento estrecho y porque dispone de una fuente de sangre proximal. La técnica que consiste en utilizar la longitud total del gastrocnemio medio tiene en cuenta la configuración compartimento de la herida y la subsiguiente tumefacción y permite, al mismo tiempo, cubrir correctamente el muñón y cerrar la piel con los colgajos determinados por la herida.

Casi nunca se puede preparar un colgajo miocutáneo posterior largo, porque la punta de lo que sería el colgajo suele estar dañada.

REVISIÓN DEL MUÑÓN

Es necesario, en general, revisar el muñón meses o años después de que la piel se haya cerrado, con el fin de facilitar la colocación de una prótesis o para que el paciente soporte mejor el peso sobre ésta.

Capítulo IV

PRÓTESIS TRANSTIBIAL ENDOESQUELÉTICA TIPO KBM

GENERALIDADES

CONDICIONES

BIOMECÁNICA

ALINEACIÓN

TIPOS DE CUENCA

1. DEFINICIÓN

Una prótesis es un aditamento externo usado para reemplazar, parcial o totalmente, un segmento de un miembro ausente o deficiente.

2. SISTEMAS PROTÉSICOS

Dependiendo de su diseño, se puede categorizar a las prótesis en dos grandes grupos:

SISTEMAS PROTÉSICOS EXO- ESQUELÉTICOS

Comprende las prótesis fabricadas en madera, de cuero con refuerzo de barras metálicas y aquellas con una estructura hecha a base de aluminio o resina. Para reducir su peso, estas prótesis son lo más huecas posible internamente; por lo que la estructura protésica externa soporta todo el peso.

Sus componentes son

- Cuenca protésica
- Componente de rodilla (en caso de ser una prótesis transfemoral)
- Componente de pierna
- Pie

Para la prueba los componentes son pegados temporalmente por elementos de unión. Las modificaciones en la alineación se hacen a base de separar las conexiones y volver a pegarlas. Una vez finalizada la prótesis, no es posible modificar su alineación sin destruir las conexiones y de esta manera, la forma externa de la prótesis.

SISTEMAS PROTÉSICOS ENDOESQUELÉTICOS (MODULARES)

Esta categoría se distingue por sus elementos de soporte del peso y su diseño cosmético. Las fuerzas son transferidas vía uniones y adaptadores, los cuales están colocados dentro de la estructura longitudinal vertical de la prótesis. Cubriendo los

componentes estructurales internos se encuentra una cubierta de espuma suave o pelite que crea la forma cosmética. Los componentes o módulos protésicos se unen entre si mediante conexiones de tornillos, los cuales pueden ser removidos en cualquier momento, permitiendo cambiar componentes y variar la alineación. Siempre y cuando sean compatibles, los módulos pueden ser intercambiados y su alineación modificada posteriormente a la finalización de la prótesis.

Sus componentes son:

- Cuenca protésica
- Adaptador de cuenca
- Articulación de rodilla (en caso de ser una prótesis transfemoral)
- Adaptador de tubo
- Tubo metálico
- Adaptador de pie
- Funda cosmética

Los materiales usados para estos componentes son principalmente metales, aleaciones plásticas y plásticos modernos, pero también y en menor medida madera, resina reforzada con fibra de vidrio y/o carbono y espumas sintéticas.

3. OBJETIVOS DE LA PROTETIZACIÓN

- Obtener bipedestación
- Restablecer la cosmética normal de la extremidad y la simetría corporal.
- Recuperar una marcha correcta y armónica
- En usuarios jóvenes, permitir saltar y correr.

4.4 CONDICIONES A LAS QUE ESTÁN SUJETAS LAS PRÓTESIS

Condiciones fisiológicas

Condiciones fisiopatológicas.

Condiciones mecánicas

Condiciones biomecánicas

5. CRITERIOS DE CONSTRUCCIÓN

Cada prótesis se elaborara en tres dimensiones, con ayuda de líneas de plomada en:

1. Dirección A-P (antero-posterior)
2. Dirección M-L (medial-lateral)
3. Dirección vertical (corte transversal).

Las prótesis se construirán de acuerdo con las leyes de la estática y de la dinámica sobre la cadena de articulaciones de la pierna (articulación del tobillo, rodilla y eventualmente de cadera). Estas deben ser estáticamente seguras y al mismo tiempo permitir la marcha.

El compromiso entre la seguridad estática y el movimiento dinámico se logra con el ordenamiento correspondiente de los componentes de acuerdo a las reglas básicas de la mecánica y a los requerimientos específicos de cada usuario.

6. BIOMECÁNICA DE LA PROTÉSICA TRANSTIBIAL

FUERZAS ACTUANTES SOBRE EL MUÑÓN

Existen fuerzas que se recargan sobre la prótesis y sobre el suelo. Estas fuerzas dependen de la física y no se pueden evitar, por lo que es clave la alineación y construcción de la cuenca protésica para redirigirlas, controlarlas y resistirlas.

Para lograr esto se debe optimizar la forma y el diseño de la cuenca.

La biomecánica protésica se puede por lo tanto dividir en

- Biomecánica de la cuenca.
- Biomecánica de construcción de la prótesis

BIOMECÁNICA DE LA CUENCA

La cuenca debe cumplir cuatro objetivos principales:

1. Alojarse el volumen del muñón.
2. Transmitir fuerzas (estática y dinámica).
3. Transmitir el movimiento.
4. Adherirse totalmente al muñón.

7. SUPERFICIES DE CARGA Y DESCARGA

El muñón está compuesto por superficies o zonas que fisiológicamente son capaces de soportar la carga de peso o presión; estas son las áreas en las que el protesista concentrará toda transmisión de fuerzas entre la prótesis y el usuario. Las restantes zonas anatómicas son sensibles a la carga y deben ser liberadas.

Las presiones y descargas en estas zonas han de tenerse en cuenta desde la toma del molde negativo.

Zonas de carga

1. Superficie medial de la tibia, hasta el final óseo del muñón.
2. Superficie interósea tibial peronea, bajo la cabeza del peroné hasta ligeramente superior al final óseo del muñón.
3. Tendón rotuliano.
4. Superficie medial de los cóndilos femorales.
5. Superficie lateral de los cóndilos femorales, sirve de contra apoyo a la presión medial.
6. Cavidad poplítea y músculos gemelos y soleo.

Zonas de descarga

1. Borde del cóndilo medial del fémur.

2. Tuberosidad medial de la tibia.
3. Tuberosidad lateral de la tibia.
4. Tuberosidad anterior de la tibia.
5. Borde anterior de la cresta tibial
6. Extremo distal de la tibia.
7. Cabeza del peroné.
8. Extremo distal del peroné

8. BIOMECÁNICA DE LA CONSTRUCCIÓN DE LA PRÓTESIS

La construcción de cada prótesis debe de satisfacer criterios estáticos y dinámicos (Cinéticos)

ESTÁTICA

El usuario no deberá sentir ninguna fuerza que lo empuje hacia frontal, lateral ni dorsalmente. Tampoco las articulaciones de rodilla y cadera deben ser sometidas a momentos de flexión de una magnitud que se distingan de la pierna contra lateral.

Si el amputado alcanza el estado de equilibrio a través de una posición forzada (desplazamiento anterior o posterior de la prótesis, desplazamiento lateral) o por medio de esfuerzo muscular (extensión activa de rodilla y/o cadera), entonces la prótesis, desde el punto de vista estático, no ha sido construida correctamente.

La valoración estática del amputado se realiza con sus dos piernas puestas en posición normal erecta y con igual distribución de la carga corporal

CONSTRUCCIÓN CINÉTICA (DINÁMICA) DE LA PRÓTESIS

Tal como ya se ha descrito, la construcción estática y la observación estática se ocupan del estado de equilibrio de un amputado en posición de pie.

Las prótesis no se usan primariamente para pararse, sino para caminar. La cinética tiene que ver con el movimiento y con las fuerzas que actúan en relación al movimiento. En dinámica, una prótesis se encuentra en movimiento y está sometida a fuerzas externas. Está subordinada a una observación cinética (dinámica).

ALINEACIÓN DE LA CUENCA

Para la alineación de la cuenca se dan las siguientes posibilidades básicas:

- Construcción vertical neutral
- Posición en flexión
- Construcción en abducción
- Construcción en aducción
- Rotación interna
- Rotación externa
- Altura de la cuenca

CRITERIOS INDIVIDUALES DE ALINEACIÓN DE LA CUENCA

Alineación en flexión de una cuenca para prótesis por debajo de la rodilla, si el muñón no presenta contractura, la construcción básica de la cuenca se hará en una posición de flexión de aproximadamente 5°. La flexión desvía las zonas de presiones anteriores perpendicular hacia una línea inclinada que evita presiones distales sobre el muñón. Esto juega un papel todavía más importante en la medida que el muñón es

más corto. Del punto de vista estética, la flexión de un muñón corto no presenta mayor problema. Un muñón largo, por lo contrario, dejará en su región posterior un saliente poco estético. Entre más largo el muñón, menos flexión de cuenca para mejorar la distribución de peso. Muñones cortos y muy atrofiados, se encuentran en aparente abducción respecto a la línea media. En efecto, las cuencas de prótesis cortas se construyen con inclinación respecto a la línea media (valgo de rodilla aproximadamente 5°) pero esto no se trata de una abducción sino de la posición fisiológica de la pierna (forma de la tibia). Los muñones aparentemente aducidos (más largos) deben ser llevados igualmente en su posición fisiológica original respecto al eje longitudinal de la pierna. Un muñón aparentemente abducido (corto) o aducido (largo) cambia la posición del pie respecto a la parte distal de la cuenca pero nunca respecto de la alineación fisiológica del miembro inferior (alineación a la perpendicular del centro de rodilla). Siempre y cuando la cuenca haya sido ajustada, no habrá rotación interna o externa, respecto al muñón. Una cuenca de prótesis de pierna frecuentemente muestra una rotación hacia afuera (respecto al plano frontal) debido a que rótula se encuentra desplazada lateralmente y no está paralela al plano frontal. La pared posterior de la cuenca se encuentra aproximadamente paralela.

ALINEACIÓN DINÁMICA DE LOS COMPONENTES

El ciclo de la marcha comienza con el choque de talón en el lado a ser considerado, pasando por las fases de apoyo medio y despegue del pie hasta el nuevo choque de talón del mismo lado.

Para fines de control de construcción y ajuste de la prótesis, esta secuencia continua se subdivide en algunas fases instantáneas, para su análisis cinético (dinámico) o semiestático.

Generalmente se les resta importancia a todas aquellas fases intermedias de importancia cinética inferior.

Las fases importantes de la marcha son:

- El contacto del talón,
- La fase de apoyo medio,
- El despegue del pie.

Las tres se observan frontal, lateral y dorsalmente en el paciente en marcha.

El análisis estándar de la marcha se lleva a cabo sobre suelo plano, pero debería evaluarse sobre superficies inclinadas, irregulares y también la marcha en gradas. Las mencionadas fases de la marcha resultan influenciadas por los siguientes parámetros de la construcción de la prótesis:

- Desplazamiento anterior del pie protético
- Desplazamiento posterior del pie protético
- Desplazamiento medial del pie protético
- Desplazamiento lateral del pie protético
- Flexión plantar del pie protético
- Extensión dorsal del pie protético
- Pronación del pie protético
- Supinación del pie protético
- Rotación interna del pie protético
- Rotación externa del pie protético

Son estos parámetros y sus respectivos inversos, es decir, diez posibilidades de montaje y ajuste para optimizar la construcción dinámica. Puesto que son difíciles de predecir y suelen aparecer en combinación de unos con otros, resulta muy sensato proceder al ajuste dinámico utilizando mecanismo de montaje que posibilitan los ajustes a lo largo de la evaluación sin necesidad de corte de la prótesis.

La corrección constructiva dinámica es solamente un procedimiento que exige del técnico ortopeda, además del conocimiento técnico, mucha experiencia y práctica.

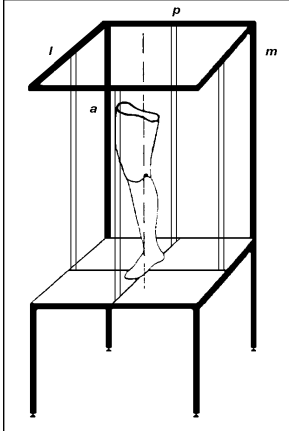
Por esa razón, se pretende enfocar las bases constructivas típicas y la influencia que ejercen los parámetros mencionados, sobre las fases de la marcha.

ALINEACIÓN DE LOS COMPONENTES PROTÉTICOS

Para la construcción fundamental de una prótesis de pierna bajo el principio de ejes tridimensionales, resulta necesario definir una línea y los planos de referencia. La teoría constructiva alemana parte de una línea media que puede, en condiciones estáticas, coincidir con la línea de acción del vector desde el centro de gravedad del cuerpo (aunque no tengan que ser siempre idénticas).

Su significado, como línea de acción del vector, solamente queda expresado en posición de pie sobre ambas piernas o en la fase media de apoyo del ciclo de la marcha. Resulta ser una excelente línea de referencia para la alineación de los componentes protéticos en su construcción fundamental.

En la caja de alineación de 4 plomadas se generan las líneas de



referencia de montaje en el corte de los planos definidos por la proyección de las líneas verticales:

- Vertical anterior (A)
- Vertical posterior (P)
- Vertical medial o interna (M), y

- Vertical lateral o externa (L)

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

PROYECCIÓN DE LAS CUATRO VERTICALES

La prótesis se encuentra adentro de la caja de alineación, la altura del tacón se ha tomado en cuenta.

Vertical A:

La vertical anterior divide la cavidad de la rótula de la prótesis transtibial, casi simétricamente en una mitad medial y otra lateral. En la mayoría de los casos se ve medializada, porque la rótula, en promedio, suele encontrarse desplazada.

La posición aducida o abducida de la cuenca, con respecto a la línea media depende, como ya se ha descrito, de las características del paciente.

En el pie, la línea vertical se proyecta a través del centro del "Halux" del pie protético o entre el primer y segundo dedo.

Vertical P:

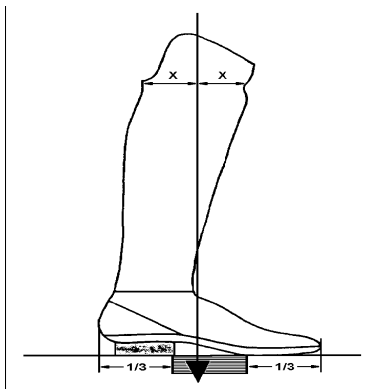
La perpendicular posterior divide la región poplítea de la prótesis simétricamente en una mitad medial y otra lateral. Las posiciones aducidas y abducidas ya han sido descritas.

En su construcción fundamental, la vertical posterior se proyecta a través del centro del talón. Se permite una desviación lateral de 5mm.

Verticales M y L:

La proyección de la vertical interna (medial) y de la vertical externa (lateral) divide la cuenca de la prótesis, a la altura de la inserción del tendón patelar, en una mitad anterior y otra posterior.

La posición de extensión o flexión de la cuenca con respecto a la vertical, ya ha sido tratada con anterioridad. Si se divide la longitud del pie en tercios, la vertical estará en el tercio medio, en sus proyecciones medial y lateral. La construcción fundamental ofrece al amputado la mayor seguridad, por eso, en la construcción fundamental, la vertical cae más bien sobre la línea de separación entre el tercio medio y el posterior. La longitud de palanca del antepié resulta con ello relativamente larga y el momento de giro estabilizador de la articulación de rodilla llega a ser suficientemente grande.



La necesidad de seguridad en la rodilla, por una parte y de un cuadro de marcha fuerte y ágil por otra parte, depende individualmente del paciente. No es exactamente planificable y por lo tanto no se puede enmarcar reglas rígidas de construcción.

La alineación estática (en la caja de alineación o con otros equipos auxiliares) siempre debe ser comprobada por prueba y corrección dinámica. Las prótesis

alineadas solamente en estática pueden ser maravillosas para ejercicios teóricos, pero no llegan a ser apropiadas para el uso dinámico diario del paciente

9. SISTEMAS DE SUSPENSIÓN

LA PRÓTESIS PTB

La prótesis Patella-Tendon-Bearing (PTB) según FOORT y RADCLIFFE fue el primer diseño de prótesis en lo cual se suprimieron las barras laterales y los apoyos a nivel del muslo. Con la prótesis PTB se impusieron y establecieron nuevos criterios biomecánicos y funcionales de adaptación de cuencas. La cuenca de la prótesis PTB sigue los criterios funcionales, es más alta medial y lateralmente que las cuencas convencionales. Su criterio esencial es la carga del tendón patelar. Para evitar deslizamientos en la fase de balanceo, la cuenca es fijada con una banda delgada en forma de ocho o circular, arriba de los cóndilos femorales. Se evitan barras, articulaciones y corselete de superficie amplia. La musculatura del muslo no se ve impedida en su desarrollo. La prótesis PTB se fabrica con resina acrílica o epóxica, con o sin cuenca de paredes suaves.



La prótesis PTB fue la precursora de todas las

prótesis subsiguientes transtibial.

LA PRÓTESIS KBM

Su nombre viene del alemán Kondylen-Bettung-Münster (asentamiento de cóndilos Münster) y según KUHN corresponde a los criterios de la prótesis PTB. Sin embargo envuelve medial y lateralmente los cóndilos del fémur y fija con ello la prótesis al muñón. La “oreja” medial de la prótesis envuelve el cóndilo interno del fémur como parte de construcción mecánica de la cuenca.

Con la contrapresión sobre el cóndilo lateral del fémur, el corte proximal envuelve en forma de prensa los cóndilos femorales e impide movimiento de pistoneo o un deslizamiento de la prótesis. La rótula descansa en el tercio inferior. Esta forma de suspensión de la prótesis ha sido introducida y se conoce ahora internacionalmente bajo el concepto de “apoyo supracondilar”.



PRÓTESIS PTS

(Prótesis Tibial Supracondilar)

Igual que la cuenca KBM, ésta cuenca envuelve los cóndilos. La diferencia está en el involucramiento completo de la rótula para la sujeción de la prótesis. Este produce una limitación de extensión en el tendón del cuádriceps. La prótesis PTS, en su forma común, abarca y encierra más superficie del muñón que la necesaria (la rótula de todas maneras no es adecuada para la transmisión de carga).



Sin embargo, después de que ese tipo de prótesis fuera

desarrollado a mediados de los sesenta, la forma pura descrita existe muy raramente y las formas actuales de las prótesis representan “formas mixtas” de diferentes tipos. Este diseño se aplica más que todo para muñones muy cortos.

LA PRÓTESIS PTK

(Prótesis Tibial Kegel, según KEGEL)

La PTK fue desarrollada a finales de los años setenta como forma mixta de las prótesis de cuenca mencionadas anteriormente. Por un lado, sigue los esquemas de modificación de la PTB, por otro lado, abarca los cóndilos del fémur. Además su corte frontal – proximal apoya el tendón del cuádriceps.

La cuenca de paredes suaves encierra completamente la rótula, la cuenca externa de resina ha sido recortada en la zona de la rótula, las orejas medial y lateral han sido jalonadas lo más posible en dirección dorsal y frontal.

CAPITULO V

PROCESO DE ELABORACIÓN PROTESIS TRANSTIBIAL

TIPO KBM

Para la elaboración de una prótesis, se debe de seguir un orden lógico, y realizarlo de una forma ordenada para así poder tener una réplica lo más exacta posible, y así facilitarnos el proceso de la fabricación

1. PASOS A SEGUIR PARA LA ELABORACIÓN DE UNA PRÓTESIS

1. Historia Clínica.
2. Toma de medidas.
3. Elaboración de molde negativo.
4. Elaboración de molde positivo.
5. Elaboración de cuenca de prueba.
6. Elaboración de cuenca suave.
7. Proceso de laminación.
8. Alineación de banco.
9. Alineación estática.
10. Alineación dinámica.
11. Entrega.

2. ALINEACIÓN DE BANCO DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL

- a) Se coloca la cuenca previamente alineada con 5° de flexión y aducción, sobre la unidad modular.
- b) Dar la altura del miembro amputado según la información obtenida anteriormente.
- c) En una vista frontal, la línea de plomada debe pasar al centro de la rodilla y entre el primer y segundo dedo del pie protésico.
- d) En una vista sagital, la línea de plomada corta la cuenca a nivel del tendón patelar 50% anterior y 50% posterior, ligeramente por delante del maléolo externo y un centímetro anterior del tercio posterior del pie protésico.
- e) En una vista posterior, la línea de plomada pasa al centro de la fosa poplíteica y al centro del talón.

CUENCA DE CHEQUEO

Colocando un poco de vaselina sobre el muñón procede a colocar la cuenca de prueba sobre el muñón, se observó si hay buen contacto total lo cual era satisfactorio ya que el muñón contactaba bien con la cuenca, y aunque la cuenca se adaptaba bien procedí a tomar en cuenta los siguientes pasos para una buena adaptación de mi próxima cuenca:

- 1- En la cabeza del peroné no molestaba pero decidí liberar un poco más para evitar molestias futuras.
- 2- En la parte distal del muñón también tome en cuenta liberar un poco por presiones aunque al cargar no molestaba decidí tomarlo en cuenta para evitar presiones futuras al usuario cuando camine.
- 3- Tome en cuenta aumentar la pared medial donde esta ubicada la presión supracondilar, debido que en ese lado la pared estaba muy corta y aunque no le molestaba se le introducía en la piel, pero para evitar futuras molestias debí cambiarlo.

Se chequeo también si la cuenca permitía la libre flexión, y si el aparato no molestaba o si hay buena presión supracondilar.

ALINEACIÓN ESTÁTICA

Luego de obtener la alineación de banco se le pidió al paciente colocarse la nueva prótesis con el fin de comprobar si la altura era la correcta, luego de revisarle la altura de hombros, agujeros sacros y espinas iliacas antero superiores, pude observar que el lado de la prótesis era mas bajo por lo que procedí a ubicarle alzas con el fin de saber cuánta disimetría poseía a lo cual se encontró 7mm de diferencia, lo cual procedió a compensarse, se le dio rotación externa del pie.

ALINEACIÓN DINÁMICA

Usuario presenta una marcha rítmica y alternante de sus miembros superiores e inferiores en ambos planos, realizando así normalmente las diferentes fases de la marcha, longitud de paso normal, altura de hombros iguales, así como también se observa una comodidad al desplazarse no teniendo ninguna dificultad para lograrlo. En el plano frontal se procedió a realizar movimiento de abducción con el fin de disminuir una presión en la parte medial proximal de la pierna, ya que el borde de la cuenca le lastimaba, también se procedió en el plano sagital a dar movimiento de flexión 5º más de los dados en la alineación estática, para lograr con ello disminuir presión en la parte antero distal de la tibia y por último a darle rotación externa al pie protésico por fisiología del paciente.

3. RECOMENDACIONES DE USO

Para obtener el máximo aprovechamiento y satisfacción en el uso de la prótesis, entre otros se deberán de seguir los siguientes aspectos:

- Limpieza frecuente.
- Mantener secos los componentes metálicos de la prótesis.
- Revisar la piel del muñón diariamente.
- Realizar revisiones periódicas para conseguir las máximas prestaciones de la prótesis.
- En caso de cualquier falla acudir al técnico, no tratar de hacer reparaciones caseras.
- Evitar mojar la funda cosmética.

CAPÍTULO VI

ANÁLISIS DE COSTOS PARA PRÓTESIS TRANSTIBIAL ENDOESQUELÉTICA TIPO KBM

1. COSTOS DE FABRICACIÓN

Los costos de elaboración de la prótesis se han calculado basándose en los costos de materia prima, costos de elaboración y costos de mano de obra.

COSTOS DE MATERIA PRIMA

Descripción materia prima	Unidad de medida	Valor por unidad	Cantidad Utilizada	Costo en dólares
Vendas de Yeso de 6"	Unidad	\$2.50	4	\$ 10.00
Yeso calcinado	Saco 50 lbs	\$8	25 libras	\$4.75
Polipropileno de 5 mm.	Lámina	\$70.00	¼ lámina	\$17.50
Stockinette 6"	Yarda	\$1.00	3	\$3.00
Pie protésico (SACH)	Unidad	\$ 80.00	1	\$80.00
Media cosmética	Unidad	\$10.00	1	\$10.00
Espuma cosmética	Unidad	\$30.00	1	\$30.00
Bolsas de PVA	Unidad	\$3.00	2	\$6.00
Resina poliéster	Galón	\$40.00	½ galón	\$20.00
Pelite 5mm.	Pliego	\$42.78	¼ Pliego	\$10.69
Adaptador de pirámide	Unidad	\$40.00	1	\$40.00
Tubo modular	Unidad	\$20.00	1	\$20.00
Adaptador para pie	Unidad	\$40.00	1	\$40.00
Fibra de Carbono	Metro	\$120.00	30 x 20cm	\$20.00
			Total	\$311.94

CÁLCULO DE COSTOS DE PRODUCCIÓN

Material de elaboración	Unidad de medida	Valor por unidad \$	Cantidad Utilizada	Costo en \$
Jeringa	Unidad	\$0.17	2	\$0.34
Vasos	Unidad	\$0.03	1	\$0.03
Lija #180	Pliego	\$0.57	½	\$0.28
Lija #320	Pliego	\$0.57	½	\$0.28
Thiner	Galón	\$7.20	1/10	\$0.60

			galón	
Pegamento	Bote 1/8 galón	\$1.00	½ bote	\$0.50
Tirro de 2"	Rollo	\$2.00	1/2	\$1.00
Tirro de 1"	Rollo	\$1.00	1/2	\$0.50
			Total	\$ 3.53

Costos de mano de obra.

Salario del técnico	\$ 500.00
Costo por hora efectiva de elaboración	\$ 3.125
Horas efectivas hombre	160 hrs.
Hora efectiva de elaboración	26 hrs.
Costo de mano de obra = \$ 3.125 x 26 hrs. =	\$ 81.25

COSTOS DIRECTOS

Costos de materiales.....	\$ 311.94
Costos de elaboración.....	\$ 3.53
Mano de obra.....	\$ 81.25

COSTOS INDIRECTOS.

\$311.94 + 10 %

COSTO TOTAL.....\$ 311.94 + \$31.19 = **\$ 343.13**

PRESENTACIÓN DEL CASO #2

CAPÍTULO VII

1. HISTORIA CLINICA.

DATOS GENERALES

Nombre: Santos Fredy Rivas Escobar

Edad: 30 años

Sexo: Masculino

Dirección: Colonia San José, calle principal, block C, casa No. 12, Plan del Pino,
Ciudad Delgado

Teléfono: 7378-45-37

Estado civil: acompañado

Ocupación: Supervisor de ventas

Núcleo familiar: Él y su compañera de vida

Dominancia: Diestro.

Peso: 136 libras

Altura: 1.58 cms

DIAGNÓSTICO

Secuelas de poliomielitis (Monoparesia flácida de miembro inferior izquierdo)

CONSULTA POR

Cambio de ortesis larga tipo KAFO que involucre las articulaciones de rodilla, tobillo y pie

ANAMNESIS

Él Usuario refiere que cuando niño no fue previamente vacunado contra la poliomielitis por lo que siendo bebe presento síntomas de poliomielitis, por lo que su madre por falta de recursos económicos esté no fue llevado al hospital, por lo que a los dos años de edad presentó dificultad para caminar por debilidad de su miembro inferior izquierdo.

Él usuario relata que cuando niño se trasladaba gateando y que fue hasta los seis años que deambula asistiéndose con la mano para lograr extender la rodilla izquierda, ya que no recibió tratamiento alguno para las secuelas.

Fue entonces que a los 7 años, acudió al Hospital Nacional de Ilobasco donde le diagnosticaron poliomielitis. Se le sugiere a la madre del usuario tratamiento quirúrgico para el cual no da su consentimiento. Por lo cual el usuario relata que desde los 7 años hasta los 13 años solo deambulaba asistiéndose con la mano su pierna izquierda para realizar sus actividades diarias.

Se le coloca el primer aparato largo a los 13 años, el cual cambia a la edad de 17 años por crecimiento. El segundo aparato es sustituido a causa de deterioro en las valvas plásticas y fractura en tobillo, el tercer aditamento no le era funcional ya que le molestaba mucho la planta del pie, y las cargas en el pie no eran bien distribuidas lo que le provocaba mucho dolor y cansancio ya que

solo apoyaba la quinta cabeza del pie, posteriormente también este sufrió de fractura en el tobillo. Todos los aditamentos mencionados anteriormente fueron elaborados en el ISRI (Instituto Salvadoreño de Rehabilitación de Inválidos) de San Salvador.

Posteriormente en el año 2006 le fue elaborado su cuarto aparato en las instalaciones de la Facultad de Ciencias de la Rehabilitación de la Universidad Don Bosco como colaborador en trabajo de graduación, pero ese ya no le es útil ya que cuando la rodillera que utilizaba con el aparato dejo de darle el soporte suficiente provoco un desnivel en las barras lo que ocasiono que no funcionarán como deberían hacerlo, posteriormente con el tiempo este también se fracturo de la parte del tobillo por lo que ya no le es recomendable usarlo y tendrá que ser sustituido por uno nuevo.

ANTECEDENTES PERSONALES

No contributorios

ANTECEDENTES FAMILIARES

No contributorios

ANTECEDENTES SOCIOECONÓMICOS

- Zona urbana
- Casa de block, consta de dos habitaciones, sala y cocina.
- Solo consta de servicio de luz
- Su familia depende económicamente de él.
- Depende económicamente de su trabajo para subsistir él y su señora

ANTECEDENTES PSICOLÓGICOS

- Tiene dominio propio de su personalidad y asimila con mucha responsabilidad su discapacidad.
- El usuario se orienta en tiempo y espacio.

2. EXAMEN FÍSICO

SIMETRÍA

1. Condición de la Piel: Normal
2. Altura de Hombros: Desigual
3. Balance Pélvico: Desigual
4. Altura de las espinas ilíacas antero superiores (E.I.A.S): Desiguales

Marcha sin Ortesis: Inclinación del tronco al lado izquierdo, asistencia de la mano para evitar el colapso de la rodilla, apoyo en valgo severo del tobillo de 15º y antepié en eversión. Sensibilidad conservada.

3.

4. Longitud de miembros inferiores

Medidas tomadas de la espina iliaca antero superior al borde inferior del maléolo interno.

MIEMBRO DERECHO

82 cm.

MIEMBRO IZQUIERDO

76.5 cm.

Diferencia de 5.5 cm.

Signo de Galleazzi positivo en ambos segmentos, siendo la longitud de la tibia la más afectada con 4cms de diferencia.

5.

6. Longitud de pies

DERECHO

24 cm.

IZQUIERDO

18 cm.

Diferencia de 6 cm.

7.

CARACTERÍSTICAS DEL PIE AFECTO (MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO)

1. Contractura en flexión plantar de 30°
2. Tobillo valgo. de 15°
3. Pie cavo.
4. Antepié en eversión

5. Los dedos están completos y sin hiperqueratosis.

ESTABILIDAD ARTICULAR

1. Ligamentos cruzados estables.
2. Ligamentos colaterales estables

8.

9. **Atrofia muscular**

Lugar donde se tomó la medida	Miembro		Diferencia
	Inferior Derecho	Inferior Izquierdo	
De la línea interarticular de la rodilla 15 cms hacia craneal	44cms	29cms	15cms
De la línea interarticular de la rodilla 25 cms hacia craneal	54cms	35cms	19cms
De la línea interarticular de la rodilla 15 cms hacia caudal	38.5cms	21.5cms	17cms
De la línea interarticular de la rodilla 25 cms hacia caudal	25cms	17.5cms	7.5cms

Estas circunferencias fueron obtenidas con el usuario en decúbito supino, con la rodilla en extensión.

10. **Evaluación de arcos de movimiento**

CADERA IZQUIERDA CON ASISTENCIA	MOVIMIENTO	RANGOS ARTICULARES PROMEDIO	CADERA DERECHA
10°	Extensión	25° - 30°	10°
125°	Flexión	125°-135°	125°
45°	Abducción	45°-50°	45°
10°	Aducción	20°-30°	10°
45°	Rotación Interna.	35°	45°
45°	Rotación Externa	45°	45°

RODILLA IZQUIERDA CON ASISTENCIA	MOVIMIENTO	RANGOS ARTICULARES PROMEDIO	RODILLA DERECHA
0°	Extensión	0° a 15°	10°
125°	Flexión	120° -130°	125°

TOBILLO IZQUIERDO	MOVIMIENTO	RANGOS ARTICULARES PROMEDIO	TOBILLO DERECHO
Presenta contractura en 30° de flexión plantar	Flexión Plantar	45°	45°
0°	Flexión Dorsal	20°	20°

Examen muscular

MOVIMIENTOS CADERA	DERECHA	IZQUIERDA
Flexión	5	2
Extensión	5	2
Abducción	5	2
Aducción	5	2
Rotación Interna	5	2
Rotación Externa	5	2

MOVIMIENTOS RODILLA	DERECHA	IZQUIERDA
Flexión	5	1
Extensión	5	1

MOVIMIENTOS TOBILLO	DERECHO	IZQUIERDO
Flexión plantar	5	1
Dorsiflexión	5	1

**PRUEBAS
ESPECIALES
Prueba de
Trendelenburg**

**RESULTADO

Positiva**

3. PRESCRIPCIÓN

Ortesis larga tipo KAFO que involucre las articulaciones de rodilla, tobillo y pie, con valvas en segmento de muslo y pierna de polipropileno con sujeciones de velcro, barras laterales de aluminio con articulación de rodilla con bloqueo a 180° y candados metálicos, alza de 4.5cm para compensar la discrepancia de miembros y apoyo infra-patelar para control de la flexión.

4. ANÁLISIS DEL APARATO ACTUAL

Se puede observar que la marcha del usuario no es congruente y se le dificulta el caminar libremente, debido a que debe colocar su mano en la rodilla para poder llevar la rodilla a extensión para lograr así la marcha, flexión de la rodilla durante el apoyo medio debido a que las barras no le proporcionan buena estabilidad al aparato, así como también movimiento pendular del aparato durante la fase de balanceo para adelantar la pierna hacia adelante. También puede observarse que el aparato se encuentra en mal estado y fractura en el tobillo, debido a que la rodillera que le proporcionaba estabilidad se ha dañado y ya no le proporciona la sujeción necesaria lo cual provoco que las barras se desnivelaran y ocasionara así la fractura en el aparato.

5. JUSTIFICACIÓN DEL DISEÑO

Se cambiará la rodillera por un diseño más seguro y resistente que posea un apoyo infra patelar, con el cual se buscara la estabilidad en la rodilla para lograr con ello una marcha más cómoda y segura para el usuario, ya que el usuario no posee la fuerza necesaria para lograr la extensión de la rodilla, así como también refuerzo en el tobillo para evitar la fractura de este.

6. OBJETIVOS DEL TRATAMIENTO

- 1- Permitir bipedestación y marcha.
- 2- Mantener independencia en actividades de la vida diaria.
- 3- Reducir gasto energético.

- 4- Evitar la rodillera y proporcionar estabilidad por medio de un diseño con apoyo infra patelar

7. CHEQUEO DEL APARATO

Al colocar el aparato pudo observar

1. Buena adaptación del aparato
2. Paredes del aparato adecuados y sin molestias
3. Verificar las alturas
4. Simetría de los miembros
5. Observar si el aparato al flexionar la rodilla no causaba alguna molestia

8. ALINEACIÓN DINÁMICA

Usuario realiza marcha con inclinación lateral del tronco en el plano frontal, debido a costumbres de la marcha, también puede observarse que para desplazarse ya no debe sostener su rodilla para lograr la extensión de ella, ya que el aparato ortésico le proporciona la estabilidad necesaria. En el plano sagital puede observarse que realiza el libre balanceo del aparato, y que se desplaza con más comodidad así como el apoyo infra patelar le evita el colapso de la rodilla. En el plano frontal se observa inclinación lateral del tronco debido a costumbres de la marcha, así como también una ligera tendencia al valgo de tobillo de 15°.

CAPÍTULO VIII

MARCO TEÓRICO

1. POLIOMIELITIS

La enfermedad poliomielitis («polio», «parálisis infantil») es una infección vírica que afecta las células motoras (células del asta anterior) de la médula espinal y es capaz de producir una parálisis permanente. En la actualidad es una enfermedad casi del todo evitable gracias al desarrollo de vacunas efectivas realizado por Salk y Sabin. De hecho, en 1991 el 85% de todos los niños del mundo recibían tres dosis de la vacuna poliovirus trivalente. Sin embargo, todavía pueden transcurrir muchos años antes de que esta enfermedad esté controlada por completo, particularmente en los países en desarrollo. Por tanto, la poliomielitis aún merece consideración en un libro de texto relacionado con el sistema musculoesquelético.

INCIDENCIA Y ETIOLOGÍA

Antes del descubrimiento de vacunas efectivas para la poliomielitis, esta enfermedad era la causa más frecuente de invalidez en niños y, en menor grado, en adultos. En los países altamente desarrollados, donde se han aplicado extensos programas de vacunación, la poliomielitis es afortunadamente rara; sin embargo, en algunos de los países en desarrollo la poliomielitis continúa siendo una amenaza tanto para la vida como para las extremidades. Afecta a los niños con mayor frecuencia que a las niñas y ataca a las extremidades inferiores con mayor frecuencia que las superiores o el tronco.

El virus de la poliomielitis, del cual existen tres tipos, pertenece al grupo de los enterovirus. Penetra en el organismo a través del tubo digestivo y se disemina por el torrente sanguíneo hasta su objetivo, las células del asta anterior de la médula espinal y el tronco del encéfalo. La poliomielitis se presenta generalmente en forma de epidemias, en particular al final del verano, pero también puede aparecer esporádicamente.

PREVENCIÓN

Una vacuna con virus inactivados desarrollada por Salk y otra con virus vivos atenuados debida a Sabin, son dos de los avances médicos más significativos de este siglo. Ambas vacunas resultan altamente eficaces y seguras

PATOLOGÍA Y PATOGENIA

La poliomielitis puede ser abortiva (no provoca síntomas), no paralítica (con síntomas sistémicos) y paralítica. Después de un período de incubación de 2 semanas, el virus ataca las células del asta anterior y puede destruirlas produciendo, por tanto, una parálisis permanente de tipo de la neurona motora inferior de las fibras musculares que inerva. Otra posibilidad es que la infección de la médula ocasione un edema inflamatorio temporal del asta anterior, o incluso una lesión reversible de las células, que originan una parálisis transitoria. Lo que se expone a continuación se limita a la poliomielitis paralítica.

MANIFESTACIONES CLÍNICAS Y DIAGNÓSTICO

Durante la fase prodrómica, que dura 2 días, el paciente experimenta síntomas sistémicos inespecíficos comunes a muchas infecciones víricas: cefalea, malestar general y dolores musculares generalizados.

Durante la fase aguda de poliomielitis paralítica el paciente presenta fiebre, cefalea intensa, rigidez de nuca (indicio de irritación meníngea), espasmo doloroso y dolor a la palpación de los músculos afectados. En este momento el líquido cefalorraquídeo contiene un alto número de linfocitos. Es en el transcurso de la fase aguda, que dura 2 meses aproximadamente, cuando se desarrolla una parálisis flácida en aquellos músculos inervados por las células dañadas del asta anterior. La extensión de la parálisis varía desde la debilidad de un músculo o grupo muscular a la parálisis completa de todos los músculos de las cuatro extremidades y el tronco; si también

está afectado el tronco del encéfalo (poliomielitis bulbar) se paralizan los músculos de la respiración y se requiere respiración asistida (mecánica) para salvar la vida del paciente.

Durante la fase de recuperación (fase de convalecencia) que dura hasta 2 años, se produce una recuperación gradual de cualquier parálisis transitoria; la mayor parte de esta recuperación ocurre en los primeros 6 meses. Aproximadamente, un tercio de los pacientes conseguirán una recuperación completa durante esta fase.

La fase de parálisis residual persiste durante el resto de la vida del paciente y en ella no debe esperarse una mayor recuperación. Alrededor de la mitad de los pacientes con parálisis residual sólo presenta una afectación moderada, pero el resto queda con una extensa parálisis. Las causas de la deformidad paralítica incluyen el desequilibrio muscular, la contractura muscular, la atrofia muscular y, durante la infancia, el retraso del crecimiento longitudinal de los huesos en la extremidad afectada. Se desarrollan varias deformidades pospoliomieliticas típicas que dependen de la extensión y la distribución de la parálisis.

PARÁLISIS RESIDUALES

Durante la fase de parálisis residual existen cinco clases de problemas que pueden requerir tratamiento:

DEBILIDAD MUSCULAR AISLADA SIN DEFORMIDAD.

La parálisis del cuádriceps puede imposibilitar la marcha; el mejor tratamiento consiste en utilizar una férula (o un tutor) que mantenga la rodilla extendida. En otras localizaciones la debilidad aislada (p. ej., la oposición del pulgar) puede tratarse mediante tras-posición tendinosa.

DEFORMIDAD

Las parálisis desequilibradas pueden provocar deformidades. Al principio es posible corregirlas pasivamente y controlarlas con una férula (p. ej., un tutor con una correa correctora para evitar la desviación del pie en varo o en valgo).

Las deformidades fijas no pueden corregirse sólo con férulas o trasposiciones tendinosas, sino que también es necesario restablecer quirúrgicamente la alineación y estabilizar la articulación

En ocasiones una deformidad fija constituye una ventaja. En efecto, un pie equino ayuda a compensar mecánicamente la debilidad del cuádriceps; en este caso no debe corregirse.

ARTICULACIONES BAILANTES

Las parálisis equilibradas pueden no requerir tratamiento porque no provocan deformidad. Sin embargo, si la articulación es inestable o bailante debe estabilizarse, ya sea con férulas permanentes ya mediante artrodesis.

ACORTAMIENTO

La ausencia de actividad muscular altera el crecimiento óseo normal. Las disimetrías de las extremidades inferiores menores de 3 cm pueden compensarse mediante un alza en el calzado. Las diferencias mayores son excesivas y puede estar indicado un alargamiento quirúrgico de la extremidad afectada o acortamiento de la sana.

DISFUNCIÓN VASCULAR

La sensibilidad está intacta, pero el miembro paralizado a menudo se halla frío y cianótico.

TRATAMIENTO

Ninguna forma de tratamiento influye en la extensión de la parálisis o en el grado de su recuperación. 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 articulaciones de una extremidad paralizada se movilizan suavemente a lo largo de todo el rango de movimiento durante varios minutos cada día.

El tratamiento durante la fase de recuperación incluye ejercicios activos para fortalecer los músculos que se están recuperando y férulas ajustadas para estabilizar las extremidades débiles, prevenir las contracturas y mejorar la función.

El tratamiento de los pacientes, con parálisis residual se selecciona de acuerdo con los seis principios del tratamiento ortopédico de los trastornos y lesiones neurológicas, mencionados anteriormente. El tratamiento quirúrgico se difiere hasta que ya no hay esperanza de una mayor recuperación muscular. En algunos pacientes, la parálisis residual en una extremidad inferior es tan extensa que requiere el uso permanente de férulas que proporcionan estabilidad durante la bipedestación y la deambulaci3n. En otros con una atrofia evidente de una extremidad inferior es posible igualar de forma efectiva el aspecto de las extremidades aplicando una prótesis cosmética sobre el segmento atrofiado de la extremidad.

Los pacientes con una extensa parálisis residual, en particular cuando ésta afecta ambas extremidades superiores, precisan de rehabilitaci3n.

SÍNDROME POSPOLIOMIELÍTICO

Aproximadamente el 50% de los pacientes que sufrieron una poliomielitis paralítica aguda en los años 40 y 50, y que durante un largo período de tiempo han vivido con una parálisis estable, comienzan a presentar, 2, 3 o 4 décadas después, debilidad muscular progresiva, fatiga y molestias en las extremidades afectadas. Existen varias hipótesis para explicar este fenómeno que se ha denominado el «síndrome

pospoliomielítico. No hay pruebas concluyentes de la reactivación del virus de la poliomielitis. Otra teoría sostiene que se ha producido una degeneración gradual de los axones terminales afectados a lo largo de las décadas que siguen a la infección. Otra teoría sostiene que con el envejecimiento se produce una disminución gradual de la fuerza incluso en los músculos normales. Por tanto, si un paciente con una parálisis parcial residual de un determinado músculo ha sido capaz de compensar esa debilidad a lo largo de varias décadas, puede ocurrir que tal compensación ya no sea posible cuando el músculo afectado se debilita aún más con la edad. Además, muchos de estos pacientes desarrollan trastornos musculoesqueléticos dolorosos como tendinitis, fibrositis y artritis que agravan el síndrome.

El tratamiento del síndrome pospoliomielítico implica tranquilizar a los pacientes y explicarles que su poliomielitis no ha recidivado, además de aconsejarles ejercicios suaves para aumentar la fuerza, férulas ligeras, si es necesario, y una modificación apropiada de su estilo de vida.

TRATAMIENTO ORTÉSICO

El ortesista es el profesional altamente entrenado, que diseña, elabora y adapta las ortesis basándose en la prescripción médica.

Las ortesis son mecanismos técnicos – ortopédicos auxiliares y terapéuticos, que sirven para apoyar o sustituir las funciones dañadas o perdidas del aparato locomotor. Pueden ser considerados como dispositivos utilizados para proteger, soportar o mejorar la función de segmentos del cuerpo que se mueven.

Por muchos años las ayudas ortésicas fueron elaboradas en materiales como cuero, acero y diversos metales. Actualmente, a través de la investigación y el desarrollo en el campo de las ortesis, están siendo utilizados plásticos, y fibra de carbón ya sea para reemplazar o para ayudar a disminuir el peso de aquellos dispositivos pesados e incómodos.

La cualidad más notable de los materiales plásticos es la de poder adaptarse a las características particulares de cada persona. Su ductualidad les permite amoldarse fácilmente a la deformidad producida por la secuela de la parálisis o a cualquier prominencia.

En los usuarios que sufren cualquier alteración de la marcha, el consumo de energía es superior, por lo tanto, el menor peso de los materiales termoplásticos y la fibra de carbón es un aspecto muy favorable para estas personas, aunque también debe tomarse en cuenta el peso del calzado.

ORTESIS RODILLA-TOBILLO-PIE (KAFO)

Durante muchos años, en las ortesis de extremidad inferior, se usaron casi exclusivamente componentes metálicos prefabricados. En la última década se ha visto un marcado aumento del uso de plásticos, especialmente para las ortesis de tobillo-pie. Además, un número de diseños han evolucionado a una combinación de metal y materiales plásticos.

Los componentes metálicos normalmente son de duraluminio, ya que es importante el peso, pero pueden ser de acero inoxidable, si lo más importante es la duración. Los plásticos nos dan variedad de posibilidades en resistencia, rigidez, peso y apariencia. Mientras se hacen un número limitado de ortesis de laminado de plástico termoestable, la mayoría son de materiales termoplásticos, tales como el Polipropileno y varios derivados del Polietileno.

Comparadas con las de metal, las ortesis de plástico son, generalmente, más cosméticas, más ligeras y ofrecen mayor elección en las opciones de diseño, dependiendo de las características funcionales y estructurales deseadas. Como los plásticos pueden ser fácilmente moldeados sobre un molde modificado de la parte del cuerpo, ello permite una adaptación más perfecta y un control más preciso sobre la distribución de las presiones. Cuando hay que aplicar unas fuerzas relativamente grandes, está indicado cubrir extensamente la extremidad por valvas de plástico,

para evitar concentraciones excesivas de presión. En otros casos, es posible recortar el plástico y reducir mucho el tamaño de los segmentos plásticos.

El KAFO es una ortesis de extremidad inferior que alinea y estabiliza, controla deformidades y facilita la marcha. Puede ser unilateral o bilateral.

El KAFO esta formado básicamente por:

- 1.- Valva posterior de polipropileno segmento de muslo.
- 2.- Valva posterior de polipropileno segmento de pierna.
- 3.- Barras metálicas.
- 4.- Articulación mecánica de rodilla.
- 5.- Bandas de velcro para sujeción.

Los materiales con los que se elabora pueden ser metal, cuero, termoplástico (polipropileno) o resina acrílica o la mezcla de ambos. La elección del tipo de material depende de las características del usuario, teniendo en cuenta la solidez, el peso o la estética del aparato.

Se distinguen dos métodos de fabricación:

- Perfilograma. (dibujo del contorno de la extremidad plasmada en papel)
- En base a la obtención de un molde positivo de yeso de la extremidad.

El KAFO esta formado por dos barras generalmente de duraluminio que descienden a lo largo de la pierna. La barra del lado interno baja desde 2 cm por debajo del perine, mientras que la del lado externo desciende desde aproximadamente el nivel del trocánter mayor, las cuales se unen a su vez con el segmento plástico de pierna terminando ligeramente por arriba de los maléolos a ambos lados.

El diseño del segmento de muslo así como el de pierna dependerán de las necesidades del usuario, ya que el primero puede llevar asiento isquiático en caso de que el objetivo sea descarga de peso, en el caso del segmento de pierna que rodea

el tobillo y llega hasta las cabezas de los metatarsianos, puede o no incluir toda la planta del pie.



A nivel de la articulación anatómica de rodilla, en ocasiones se incorpora una

articulación de rodilla mecánica, de las que existen varios modelos. Las más utilizadas son las bloqueadas por anillos o candados metálicos.

El KAFO puede incorporar cuando sea necesaria una articulación mecánica de tobillo con el fin de respetar total o parcialmente el movimiento de flexo-extensión de este.

Las ortesis son utilizadas para el tratamiento de diferentes tipos de problemas.

- Causas congénitas: Algunos de los problemas al nacer que requieren de tratamiento ortésico son; parálisis cerebral, espina bífida, malformación de huesos largos, hemofilia y osteogénesis imperfecta.
- Causas por accidentes: Fracturas, lesiones de la columna vertebral, daño cerebral, desgarres musculares de tendón y cartílago. Todos ellos pueden ser tratados con ortesis. Además, las ortesis son frecuentemente prescritas para ayudar a prevenir lesiones, especialmente en competencias deportivas.
- Causas por enfermedad: Frecuentemente el tratamiento ortésico es de gran ayuda en problemas causados por embolias, distrofia muscular, artritis, escoliosis, poliomielitis, otras.

LAS ORTESIS EN PARÁLISIS FLÁCIDAS

Una lesión neurológica motora produce un desequilibrio muscular que tiende a deformar el miembro inferior.

Existe una gran variedad de modelos, cuyo diseño y construcción se realizará en función del tipo de parálisis, grado de ésta, deformidad que ha provocado, etc.

FACTORES A CONSIDERAR AL PRESCRIBIR UNA ORTESIS

1. Si la lesión es espástica o flácida
2. Nivel de la lesión.
3. Si está comprometida la sensibilidad
4. Si es progresiva la lesión.
5. Fuerza muscular
6. Amplitud articular
7. Ocupación
8. La edad

LOS OBJETIVOS DE UNA ORTESIS SON

- Inmovilizar
- Colabora en el proceso de rehabilitación
- Estabiliza – Fija. Protege una articulación
- Colabora en un movimiento y ayuda a restablecer el movimiento perdido.

A su vez, cabe mencionar que las ortesis se clasifican según su función biomecánica:

- Fijación : para guiar, bloquear, inmovilizar y mantener en el lugar
- Corrección: para mejorar la alineación.
- Compensación: equiparar longitud de extremidades
- Extensión: descargar extremidades

2. BIOMECÁNICA

Para estabilizar la extremidad inferior en el plano sagital, actúan dos sistemas de fuerzas en tres puntos, que se superponen entre si.

1. Control la estabilidad de la rodilla en el plano
2. Controla la estabilidad del tobillo en el plano sagital.

En relación al efecto de este sistema de fuerzas, conviene señalar que el efecto estabilizador-alineador, así como la tolerancia-comodidad de la ortesis, será mayor conforme logremos aumentar:

- La superficie de la aplicación de la fuerza.
- El brazo de palanca por el que actúan las tres fuerzas aplicadas.

LOS OBJETIVOS DE UN BUEN DISEÑO Y UNA BUENA ADAPTACIÓN DE UNA ORTESIS 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 ortésicas y anatómicas

VISTA LATERAL ARTICULACIONES MECÁNICAS.

El punto de rotación de la articulación rodilla se encuentra a nivel A-P 60% anterior 40% posterior a nivel de la articulación de rodilla. La ubicación adoptada hasta hoy de 2/3 anterior 1/3 posterior de la articulación es permitida.

En cuanto a altura, queda para el adulto, a aproximadamente 20 mm craneal a la interlínea articular.

Una

Articulación	Plano Frontal	Plano Sagital	Plano Transversal
Cadera	Horizontal y paralelo al suelo	Altura: 25mm. Arriba del ápex del trocánter A-P: Ubicación del punto de salida: Por plomada o línea de Roser Nelaton.	Paralelo al plano frontal
Rodilla	Horizontal y paralelo al suelo	Altura: 20 mm arriba de la interlínea articular. A-P:: 60% anterior 40% posterior.	Paralelo al plano frontal.
Tobillo	Horizontal y paralelo al suelo	Altura: Borde inferior del maléolo interno. A-P: de orientación medial y lateral, cerca de las convexidades de los tobillos.	Rotación hacia afuera, dependiendo del ángulo de rotación externa de la torsión tibial (línea trans-maléolos)
Metatarso Falángica	Horizontal y paralelo al suelo	Medial: hasta 15 mm posterior a la articulación metatarso falángica I. Lateral: justo anterior a la articulación metatarso falángica V.	Paralelo al eje de la articulación de rodilla

articulación monocéntrica debe de ser ubicada congruentemente respecto a este punto de compromiso de rotación.

CAPÍTULO IX

1. ELABORACIÓN DE UN ORTESIS TIPO KAFO.

A continuación se señalan los puntos a seguir para la elaboración de una ortesis tipo KAFO:

1. Historia Clínica.
2. Toma de medidas.
3. Elaboración de molde negativo.
4. Elaboración de molde positivo.
5. Alineación de molde positivo.
6. Adaptación y ajustes de barras.
7. Paralelismo.
8. Proceso de laminación.
9. Ajustes del KAFO
10. Prueba de KAFO.
11. Entrega

2. CUIDADOS DE LA ORTESIS

1. No exponerla a temperaturas elevadas.
2. El mantenimiento o cualquier modificación deberá ser hecho por un especialista.
3. No colocar grasa a las articulaciones.
4. Cualquier duda o pregunta referirse al médico tratante u ortesistas.
5. Si desea cambiar de zapatos deberá buscar unos con el mismo tacón ya que si no tienen la misma altura se alterará la alineación del aparato.

CAPÍTULO X

ANÁLISIS DE COSTOS PARA ORTESIS TIPO KAFO

1. COSTOS DE FABRICACIÓN

ANÁLISIS DE COSTOS DE ELABORACIÓN DE KAFO.

Los costos de fabricación de la ortesis tipo KAFO, se han calculado basándose en los costos de materia prima, costos de fabricación y costos de mano de obra y costos indirectos.

DESCRIPCIÓN DE LOS COSTOS DE LA MATERIA PRIMA

DESCRIPCIÓN MATERIA PRIMA	UNIDAD DE MEDIDA	VALOR UNITARIO EN DÓLARES	CANTIDAD UTILIZADA	COSTOS EN DÓLARES
Vendas de yeso de 6"	Unidad	\$2.50	6 vendas	\$ 15.00
Yeso calcinado	Saco 50 lbs	\$6.50	25 libras	\$3.25
Lámina de polipropileno 6 mm	Lámina de 2m x 1m	\$ 70.00	1/3 lámina	\$23.33
Barras art. de rodilla	Par	\$30.00	1 par	\$30.00
Velcro (macho y hembra)	Yarda	\$0.75	1 yarda	\$0.75
Webbing 2" nylon	Yarda	\$0.51	½ yarda	\$0.25
Remache de cobre 4 mm	Unidad	\$ 0.10	12 remaches	\$1.20
Remache Rápido	Unidad	\$0.009	2 unidades	\$0.02
Hebilla plástica 2"	Unidad	\$0.10	1 hebillas	\$ 0.10
Cuero	Pie	\$2.28	2 pies	\$4.57
Badana	Pie	\$0.17	4 pies	\$0.68
Hebilla 20mm	Unidad	\$0.05	5 hebillas	\$0.25
	TOTAL		\$ 79.40	

DESCRIPCIÓN DE LOS COSTOS DE ELABORACIÓN

DESCRIPCIÓN	UNIDAD DE MEDIDA	VALOR UNITARIO EN DÓLARES	CANTIDAD UTILIZADA	COSTOS EN DÓLARES
Masking tape	Rollo	\$2.15	½ rollo	\$ 1.07
Papel transfer	pliego	\$11.62	1 pliego	\$11.62
Cedazo metálico grueso	Yarda	\$0.55	¼ yarda	\$0.13
Cedazo metálico fino	Yarda	\$ 1.10	½ yarda	\$0.55
Talco simple	Libra	\$0.35	½ libra	\$0.17
Pintura mineral azul	Libra	\$2.50	¼ libra	\$0.63
Silicón	Bote	\$5.00	1/4 bote	\$1.25
Hoja de lija No. 320	Pliego	\$0.60	½ Pliego	\$ 0.30
Hoja de jija No. 100	Pliego	\$0.84	½ Pliego	\$0.42
Foami	Hoja	\$0.15	2 hojas	\$0.30
Zuela	Yarda	\$9.37	¼ yarda	\$2.34
Pegamento	Bote 1/8 galón	\$1.00	Bote	\$1.00
Vaselina	Tarro	\$2.29	¼ tarro	\$0.57
			TOTAL	\$20.35

Costos de mano de obra

Salario del técnico: \$500

Horas laboradas mensualmente: 160 horas

Costo por hora: \$3.125

Horas efectivas para fabricar el aparato: 52 horas

Costo de mano de obra: $3.125 \times 52 = \$162.5$

COSTO TOTAL:

COSTO DIRECTO =	Materia prima	\$ 79.4
	Costo de producción	\$ 20.35
	Costo de mano de obra	\$ 162.50

\$ 262.25

COSTO TOTAL PRODUCCIÓN

$\$262.25 + 10\%$

$\$262.25 + \$26.23 = \underline{\underline{\$288.48}}$

REFLEXIÓN

El tratamiento ortésico y protésico para ambos trabajos cumplieron con los objetivos propuestos, en cada caso se pudo notar la mejora de cada paciente, tanto en su deambulaci3n, como en la comodidad que presentaron al usar cada dispositivo.

En el usuario de la prótesis se obtuvo una buena adaptaci3n entre muñ3n y cuenca, una efectiva locomoci3n cumpliendo con los parámetros requeridos del ciclo de la marcha y dándole completa satisfacci3n al paciente. Tambi3n cabe destacar el beneficio econ3mico que presenta una prótesis KBM con cuenca blanda de pelite de f3cil mantenimiento para este usuario.

En el caso del usuario de la ortesis tipo KAFO se puede decir tambi3n que se alcanzaron todas las metas y objetivos propuestos, se logro corregir el valgo de tobillo, se coloco la sujeci3n de rodilla por medio del apoyo infra patelar desechando as3 el uso de rodillera, as3 como tambi3n se compenso la discrepancia que presentaba el paciente en el miembro inferior izquierdo, una buena adaptaci3n de las valvas tambi3n ayudo a una mejor locomoci3n. El usuario manifest3 total comodidad al usar el aparato.

Los procesos que se describieron para la realizaci3n de cada aparato fueron creados como una gu3a de estudio para próximas generaciones, con el fin de mejorar la calidad de vida de personas que presentan discapacidad, invitando as3 a la innovaci3n de técnicas para beneficio de todos los vinculados en esta rama tan necesaria.

GLOSARIO

- Atrofia: Esta condición consiste en la pérdida o desgaste del tejido muscular a causa de algún tipo de enfermedad o por inactividad.
- Abducción: Movimiento de una extremidad que se separa de la línea media del cuerpo.
- Aducción: Movimiento de una extremidad en dirección al cuerpo
- Bipedestación: De pie
- Contractura: ~~La contractura muscular consiste en la contracción persistente e involuntaria de un músculo.~~
- Colgajo: Porción de piel sana que en las operaciones quirúrgicas se reserva para cubrir la herida.
- Cuenca: Componente superior de una prótesis en el cual el amputado introduce su muñón.
- Degeneración: Alteración de la estructura de un cuerpo
- Diagnóstico: Identificación de una enfermedad o trastorno mediante la evaluación científica de sus signos físicos, síntomas y otros procedimientos.
- Epidemia: Enfermedad accidental, transitoria, generalmente infecciosa, que ataca al mismo tiempo y en el mismo país o región a gran número de personas.
- Enterovirus: Virus que se multiplica principalmente en el conducto intestinal.
- Extensión: Movimiento permitido por ciertas articulaciones del esqueleto que aumenta el ángulo entre dos huesos adjuntos.
- Fractura: Rotura de una parte, especialmente de un hueso.

- Febril: Relativo a Fiebre. La fiebre puede definirse como aumento de la temperatura corporal como parte de una respuesta específica ante una determinada agresión al organismo.
- Flexión: Movimiento permitido por ciertas articulaciones del esqueleto que disminuye el ángulo entre dos huesos adyacentes, la flexión del codo que disminuye el ángulo entre el humero y el cubito.
- Genu Valgo: Piernas en X debido a que las rodillas se juntan y los pies se separan.
- Genu Varo: Piernas en O debido a que las rodilla se separan y los pies se juntan.
- Malformación: Anomalía o deformidad, especialmente congénita.
- Muñón: Porción restante del miembro amputado
- Neuroma: Neoplasia benigna constituidas por neuronas y fibras nerviosas que se desarrolla sobre un nervio. Se forman siempre sobre el final de un miembro seccionado.
- Parálisis: Pérdida del movimiento de una o varias partes del cuerpo
- Recidivado: Reparición de una enfermedad padecida anteriormente y que ya parecía curada
- Tendinitis: Proceso inflamatorio de un tendón debido generalmente a una tensión externa. Tratamiento consiste en reposo, inyección de corticoides y colocación de una férula
- Tono: Estado de contracción parcial que poseen todos los músculos estriados de los organismos cuando se hayan en reposo.
- Temperatura: Medición del calor asociado al metabolismo de cuerpo humano. Suele mantenerse constante, unos 37° C, gracias a mecanismos de termorregulación que equilibran las pérdidas y ganancias de calor

- Textura: Disposición que tiene entre si las partículas de un cuerpo.
- Vacuna: Preparación antigénica específica, cuya administración provoca en el organismo la inmunización activa contra una determinada enfermedad.
- Virus: Cada uno de los miembros de un grupo de minúsculos agentes infecciosos.
 - Sensibilidad: Capacidad de sentir, transmitir y reaccionar frente a un estímulo..
 - Rotación interna: Rotación dirigida hacia la línea media del cuerpo
 - Rotación externa: Movimiento giratorio que se aleja de la línea media del cuerpo.

MART HA MÉLID A FUNES MAGA ÑA												
CALEN DARIZ ACION												
DIAGR AMA DE GANTT												
CRON OGRA MA DE PROC ESO TRAB AJOS PRACT ICOS ACRE DITACI ON INTER NACIO NAL CATEG ORIA II ISPO												
TEMA :	PROCES O DE											

BIBLIOGRAFÍA

Biomecánica, UDB-GTZ, El Salvador;1999.

ROBERT BRUCE SALTER

Trastornos y Lesiones del Sistema Musculo esquelético, MASSON, Barcelona;
2000

LUCILLE DANIELS

Pruebas Funcionales Musculares, INTERAMERICANA, México D.F, 1985

ROBIN M. COUPLAND

Amputaciones por heridas de guerra., FRCS, División Medica del CICR.

Diccionario de Medicina Oceano Mosby, edición; 1996.

ANEXOS



