



FABRICACIÓN DE PROTESIS TRANSTIBIAL TIPO
PTB Y ORTESIS TIPO KAFO

TRABAJO DE GRADUACIÓN PREPARADO PARA
LA FACULTAD DE
ESTUDIOS TECNOLOGICOS

PARA OPTAR AL GRADO DE:
TECNICO EN ORTESIS Y PROTESIS

POR:

CARLOS ARMANDO CASTANEDA ESCAMILLA

OCTUBRE DEL 2005-10-31

SOYAPANGO, EL SALVADOR, CENTRO AMERICA
UNIVERSIDAD DON BOSCO

RECTOR

ING. MIGUEL FEDERICO HUGUET

SECRETARIO GENERAL

LIC. MARIO RAFAEL OLMOS ARGUETA

DECANO DE LA FACULTAD DE ESTUDIOS

TECNOLOGICOS

ING. VICTOR ARNOLDO CORNEJO MONTANO

ASESOR DEL TRABAJO DE GRADUACION

TEC. MELVIN GIOVANNI AREVALO MONGE

AGRADECIMIENTOS

Doy gracias a Dios por ayudarme a culminar una meta más en mi vida, por haberme provisto de lo necesario, por medio de todas las personas que me ayudaron.

Agradezco a toda mi familia que siempre me apoyò, y me brindo su confianza durante todo este tiempo de estudios.

A mis amigos les agradezco por su amistad sincera y desinteresada, por haber estado siempre que los necesitè.

A mis compañeros de estudio agradezco su confianza demostrada durante todo el tiempo que estuvimos juntos.

A todas las personas que de una forma u otra colaboraron durante mi formación y que se preocuparon por mi desarrollo profesional y humano.

INDICE

Introducción

CAPITULO I

1.1	Objetivo general -----	3
1.2	Objetivos específicos -----	3
1.3	Alcances -----	3
1.4	Limitaciones -----	4

CAPITULO II

2.1	Historia clínica -----	6
2.2	Antecedentes patológicos -----	6
2.3	Análisis de la marcha con aparato -----	7
2.4	Examen físico -----	8
2.4.1	Evaluación funcional -----	8
2.4.2	Amplitudes articulares -----	9
2.5	Plan terapéutico -----	9
2.6	Marco teórico -----	10
2.6.1	Definición -----	10
2.6.2	Causas, incidencia y factores de riesgo -----	10
2.6.3	Los riesgos -----	10
2.6.4	Síntomas -----	11
2.6.5	Infección abortiva -----	11
2.6.6	Infección no paralítica -----	11
2.6.7	Infección paralítica -----	12
2.6.8	Signos y exámenes -----	13
2.6.9	Tratamiento -----	13

2.6.10	Tratamiento ortopédico -----	13
2.6.11	Prevención -----	14
2.6.12	Expectativas -----	14
2.6.13	Complicaciones -----	15
2.7	Generalidades sobre aparatos ortopédicos -----	15
2.7.1	Ortesis larga rodilla, tobillo, pie (KAFO) -----	15
2.7.2	Principios de funcionamiento -----	16
2.7.3	Funciones de las ortesis -----	16
2.7.4	Aparatos correctores -----	18
2.7.5	Riesgos en el proceso ortesico -----	19

CAPITULO III

PROCESO DE FABRICACION DE ORTESIS TIPO KAFO

3.0	Proceso de fabricación -----	21
3.1	Materiales a utilizar -----	21
3.2	Descripción de proceso de fabricación de KAFO -----	22
3.2.1	Toma de medidas -----	22
3.2.2	Toma de molde positivo en 2 fases -----	23
3.2.3	Rectificado del molde negativo -----	23
3.2.4	Modificación del molde positivo -----	23
3.2.5	Plastificado -----	24
3.2.6	Conformado de barras -----	24
3.2.8	Prueba -----	24
3.2.9	Entrega -----	25

CAPITULO IV

4.1	Costos de fabricación ortesis rodilla, tobillo, pie (KAFO) -----	27
4.2	Costos de materia prima -----	27
4.3	Costos de fabricación -----	27
4.4	Costos de mano de obra -----	28

4.5	Costos indirectos -----	28
4.6	Costo total -----	28

CAPITULO V

5.1	Protética de la extremidad inferior -----	30
5.1.1	Historia clínica -----	30
5.1.2	Datos personales -----	30
5.1.3	Antecedentes patológicos -----	30
5.1.4	Antecedentes personales -----	30
5.1.5	Antecedentes familiares -----	31
5.1.6	Análisis de la marcha con la prótesis -----	31
5.1.7	Examen físico -----	31
5.1.8	Arcos de movilidad -----	32
5.1.9	Forma del muñon -----	32
5.1.10	Prescripción -----	32
5.2	Generalidades de la protética de la extremidad inferior -----	33
5.3	Causas de amputación -----	33
5.4	Prótesis -----	34
5.4.1	Condiciones fisiológicas -----	35
5.4.3	Condiciones Biomecánicas -----	35
5.4.4	Condiciones Mecánicas -----	36
5.4.5	Principios de construcción de una prótesis -----	37
5.6	Biomecánica de la protética Transtibial -----	37
5.7	Biomecánica del alojamiento del muñon -----	38
5.8	Alineación de los componentes protésicos -----	42
5.9	Proyección de las cuatro verticales -----	42
5.9.1	Vertical anterior -----	42
5.9.2	Vertical posterior -----	43
5.9.3	Vertical medial y lateral -----	43

CAPITULO VI

6.1	Fabricación de la prótesis -----	45
6.2	Fabricación del molde negativo -----	45
6.3	Fabricación del positivo -----	46
6.4	Prueba de chequeo -----	46
6.5	Fabricación de la cuenca suave -----	47
6.6	Fabricación de la cuenca de resina -----	47
6.7	Alineación de banco -----	48
6.8	Alineación estática -----	48
6.9	Alineación dinámica -----	49
6.10	Entrega -----	49

CAPITULO VII

7.1	Costos de fabricación de prótesis tipo PTB -----	51
7.2	Costos de materia prima -----	51
7.3	Costos de fabricación -----	52
7.4	Costo de mano de obra -----	43
7.5	Costos indirectos -----	53
7.6	Costo total -----	53

CAPITULO VIII

GLOSARIO -----	55
----------------	----

ANEXOS -----	63
--------------	----

BIBLIOGRAFIA

Pruebas Funcionales Musculares
Daniels- Worthingham

Medición Clínica Del Movimiento Articular
American Academy of Orthopaedic Surgeons

Trastornos y Lesiones Del Sistema Musculoesquelético
3ª. Edición
Robert Bruce Salter

Libro de Biomecánica
1ª. Edición GTZ, UDB

Fabricación de prótesis
Modulo a Distancia.

Materiales y sus Propiedades
Internet Explorer.
www.oei.org.co/fpciencia/art17.htm
www.icarito.cl/icarito/2003/917/pag2.htm
www.aprendizaje.com.mx/Curso/Proceso1

Manual Merck
Novena edición
Grupo editorial océano

INTRODUCCIÒN

El presente trabajo se muestra lo aprendido académicamente durante la carrera de Técnico en Ortesis y Prótesis en la Universidad Don Bosco.

En el se a recopilado todos los pasos a seguir para elaborar una Ortesis y una prótesis con la finalidad de obtener un grado Técnico.

En primer lugar se describe la fabricación completa de una Ortesis larga rodilla, tobillo, pie (KAFO). Luego, se plantea la fabricación de una Prótesis Transtibial PTS, modular.

Se lleva a cabo un trabajo donde dos usuarios serán beneficiados con dichos aparatos.

Se presentan un marco teórico que muestran información sobre la patología de ambos usuarios.

Se incluye el proceso de fabricación y costos de cada aparato.

CAPITULO I

OBJETIVOS

1.1 OBJETIVO GENERAL

Demostrar los conocimientos teóricos y prácticos adquiridos durante el programa de Técnico en Ortesis y Prótesis de la Universidad Don Bosco (UDB) y, contribuir a mejorar la calidad de vida de las personas con capacidades diferentes.

1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

Facilitar el proceso de rehabilitación integral de los usuarios con capacidades especiales, mediante la fabricación de aparatos ortopédicos que cumplan con estándares de calidad, de acuerdo a sus necesidades en particular.

1.3 ALCANCES

Aplicación de las bases teórico prácticas aprendidas mediante el Programa de Técnico en Ortesis y Prótesis.

Comunicación apropiada entre los usuarios y el técnico, que sirvió para apreciar de forma objetiva las necesidades y requerimientos funcionales y cosméticos de los mismos, en el proceso de fabricación de los aparatos ortopédicos.

En ambos casos se mejoró el equilibrio en bipedestación, la marcha y la imagen corporal.

1.4 LIMITACIONES

Realmente no encontré ninguna limitación durante la fabricación de los aparatos ni la realización de mi tesis, ya que conté con la ayuda de colegas y profesores que me brindaron su apoyo y conocimiento que fuese en favor a mi buena preparación.

CAPITULO II

2.1 HISTORIA CLINICA

Datos personales:

Nombre: René Alfredo Palacios García.

Sexo: Masculino.

Edad: 35 años.

Estado Civil: Casado

Ocupación: Lic. En Ciencias Jurídicas (Se dedica a la docencia en la Universidad Modular Abierta).

Residencia: Col. Ermita 1, Calle San Juan Bosco, nº 11M, Apopa.

TEL. 7730-4315

Diagnóstico: Secuela de Poliomiélitis. (Afección bilateral)

2.2 ANTECEDENTES PATOLÓGICOS

Usuario masculino de 35 años de edad, producto del segundo embarazo, nacido prematuramente., el usuario refiere que la enfermedad (Poliomiélitis) lo atacó a los dos años y medio de edad, "El asegura que las vacunas no le fueron administradas debido a que el nació prematuramente".

El virus afecto ambas piernas, siendo la pierna derecha la más afectada, y la pierna izquierda sometida a una cirugía a la edad de once años. "El dice que hace diez años unos doctores le comentaron que le podían realizar una operación para mejorar el acortamiento, pero el no accedió debido a que unos amigos le contaron que la operación era muy complicada y además la recuperación era tardada".

La primer ortesis le fue fabricada a los tres años de edad, hasta la fecha el manifiesta haber utilizado cinco aparatos, Se presenta al departamento de ortesis y prótesis de la Universidad Don Bosco (UDB) referido por un amigo para la elaboración de una ortesis, larga rodilla, tobillo, pie ya que la que utiliza actualmente esta muy deteriorada.

Antecedentes personales:

No contribuyentes a la patología.

Antecedentes familiares:

No contribuyente

2.3 ANÁLISIS DE LA MARCHA CON EL APARATO

El usuario tiene afección bilateral siendo la extremidad derecha la mas afectada, deambula con un aparato largo rodilla, tobillo, pie y sin ayudas técnicas ortopédicas, presenta una marcha claudicante, debido a que el aparato no tiene la compensación necesaria, también el aparato presenta unos cortes en la parte proximal demasiado altos específicamente a nivel de ingle y glúteos. En terrenos inclinados y al bajar y subir gradas el se asiste con su mano para llevar su rodilla izquierda en extensión debido a la debilidad que el tiene en su cuadriceps.

2.4 EXAMEN FISICO

COMPARACIÓN DE VOLUMEN MUSCULAR EN MIEMBRO DERECHO Y CONTRALATERAL

MIEMBRO INFERIOR DER.		MIEMBRO INFERIOR IZQ.
1/3 proximal de muslo a nivel del perine	36.5cm	48.0cm
1/3 medio de muslo a 10 cm. debajo del perine	31.8cm	40.5cm
1/3 distal de muslo a 20 cm. debajo del perine	27.5cm	32.5cm
Pantorrilla a 10 cm. Del platillo tibial	24.0cm	33.2cm
Tobillo a 5 cm. Por arriba del maléolo externo	17.5cm	20.0cm

2.4.1 EVALUACIÓN FUNCIONAL

TEST MUSCULAR

	MID	MII
CADERA		
Flexores	2	2
Extensores	1	3
Abductores	2	3
Aductores	2	2
RODILLA		
Flexión	1	3
Extensión	1	4
TOBILLO		
Dorsiflexores	3	3
Flexores Plantares	2	4

2.4.2 AMPLITUD ARTICULARES

	MID	MII
CADERA		
Flexores de cadera	125°	125°
Extensores de cadera	15°	15°
Rotación externa de cadera	45°	45°
Rotación interna de cadera	43°	42°
Abducción de cadera	43°	43°
Aducción de cadera	45°	45°
RODILLA		
Extensión	180°	180°
Flexión	130°	120°
TOBILLO		
Dorsiflexion	15°	5°
Flexión plantar	45°	45°

Medición real de extremidades extremidad izquierda 86 cm. Extremidad derecha 84 cm.
Medición directa. Discrepancia de extremidad derecha 4cm.

2.5 Plan terapéutico:

Prescripción

Aparato largo tipo KAFO, fabricado en polipropileno, con barras de duraluminio articuladas con tope dorsal y anillos de bloqueo, con alza compensatoria de 3.5 cm. cierres de velcro.

2.6 MARCO TEÒRICO

POLIOMIELITIS

Nombres alternativos

Polio, parálisis infantil

2.6.1 Definición

Es una enfermedad infecciosa producida por un virus llamado polio virus que puede afectar a todo el cuerpo, incluso los músculos y los nervios. En los casos graves, puede producir parálisis permanente o la muerte.

2.6.2 Causas, incidencia y factores de riesgo

La poliomiélitis es una enfermedad contagiosa causada por la infección con el polio virus, el cual se transmite por contacto directo de persona a persona, por contacto con las secreciones infectadas de la nariz o la boca o por contacto con heces infectadas. El virus entra a través de la boca y la nariz, se multiplica en la garganta y en el tracto intestinal donde es absorbido y se disemina a través de la sangre y el sistema linfático. Finalmente, el período de incubación dura de 5 a 35 días con un promedio de 7 a 14 días.

2.6.3 Los riesgos de adquirirla son:

- Falta de inmunización contra la poliomiélitis
- Viajar a áreas en donde se haya presentado una epidemia
- Estar en estado de embarazo

Entre 1840 y 1950, la poliomielitis fue una epidemia mundial, pero desde que se desarrollaron las vacunas contra la polio, la incidencia se ha reducido. Las epidemias todavía ocurren generalmente en grupos no inmunizados.

2.6.4 Síntomas

Hay tres patrones básicos de infección por polio: infección abortiva, no paralítica y paralítica. Aproximadamente el 95% son infecciones abortivas que pueden pasar inadvertidas. La poliomielitis afecta al sistema nervioso central (el cerebro y la médula espinal) y se divide en las formas no paralítica y paralítica. Se puede presentar después de la recuperación de una infección abortiva.

2.6.5 INFECCIÓN ABORTIVA

- No se presentan síntomas o los síntomas sólo duran 72 horas o menos
- Fiebre leve
- Dolor de cabeza
- Molestia general o inquietud (malestar general)
- Dolor de garganta
- Garganta enrojecida
- Vómitos

2.6.6 POLIOMIELITIS NO PARALÍTICA

- Los síntomas duran de 1 a 2 semanas
- Fiebre moderada
- Dolor de cabeza
- Rigidez del cuello
- Vómitos
- Diarrea
- Cansancio excesivo, fatiga
- Irritabilidad

- Dolor o rigidez en la espalda, brazos, piernas y abdomen
- Sensibilidad muscular y espasmos en cualquier área del cuerpo
- Dolor en la parte anterior del cuello
- Dolor de espalda
- Dolor en las piernas (músculos de la pantorrilla)
- Erupción o lesión en la piel acompañada de dolor
- Rigidez muscular

2.6.7 POLIOMIELITIS PARALÍTICA

- Fiebre, que ocurre 5 a 7 días antes que otros síntomas
- Dolor de cabeza
- Rigidez de cuello y espalda
- Sensibilidad anormal, pero sin pérdida de la sensibilidad, de un área
- Sensibilidad al tacto; un toque leve puede ser doloroso
- Dificultad para comenzar a orinar
- Estreñimiento
- Dificultad al deglutir
- Dolor muscular
- Contracciones musculares o espasmos musculares, particularmente en la pantorrilla, el cuello o la espalda
- Dificultad para respirar
- Irritabilidad o poco control del temperamento
- Reflejo de Babinski positivo

2.6.8 Signos y exámenes

El examen puede mostrar signos de irritación meníngea (parecida a la meningitis), como rigidez de nuca o rigidez de espalda con resistencia a la flexión de la nuca. Al sentarse, la persona puede necesitar apoyar el cuerpo con los brazos; puede tener dificultad para levantar la cabeza o las piernas cuando está en posición supina (acostada boca arriba). Los reflejos pueden ser anormales. La enfermedad puede parecerse a la encefalitis y afectar los nervios craneales causando dificultad con la expresión facial, la deglución y la masticación, entre otras; también puede producir asfixia o dificultad respiratoria.

2.6.9 Tratamiento

El objetivo del tratamiento es controlar los síntomas mientras la infección sigue su curso. Se pueden necesitar medidas de salvamento, particularmente asistencia con la respiración en casos graves. Los síntomas se tratan de acuerdo con su presencia y gravedad. Los antibióticos se pueden utilizar para tratar las infecciones del tracto urinario, los analgésicos se utilizan para reducir el dolor de cabeza, el dolor muscular y los espasmos. El calor húmedo (paños calientes, toallas calientes, etc.) puede reducir el dolor y el espasmo muscular.

La actividad solamente está limitada por el grado de la molestia y de la debilidad muscular. Es posible que a la larga se necesite fisioterapia, abrazaderas o zapatos correctivos, cirugía ortopédica o intervenciones similares para maximizar la recuperación de la fuerza y de la función muscular.

2.6.10 Tratamiento Ortopédico

El tratamiento en usuario con parálisis residual se selecciona de acuerdo con los 6 principios del tratamiento ortopédico:

- 1- Prevención de la deformidad músculo esquelética.

- 2- Corrección de las deformidades músculo esqueléticas existentes.
- 3- Mejorar el desequilibrio muscular.
- 4- Mejora de la función
- 5- Mejora de la marcha y el aspecto
- 6- Rehabilitación.

2.6.11 Prevención

Existen dos tipos de vacunas de la polio:

Vacuna de Salk: (vacuna de la polio inactiva, VPI) desarrollada por el doctor Jonas Salk en 1959. Consiste en la inyección del virus de la polio muerto (inactivo).

Vacuna de Sabin: (vacuna de la polio oral, VPO) de desarrollo mas resistente. Es la que más se utiliza hoy en día. Esta vacuna contiene el virus vivo atenuado. Su presentación es en forma líquida y se administra por vía oral.

Forma trivalente: (TOPV) es la más efectiva contra todas las formas conocidas de la polio.

2.6.12 Expectativas (pronóstico)

El resultado varía con la forma (abortiva, no paralítica o paralítica) y el sitio afectado. Si la médula espinal y el cerebro no se han afectado, como ocurre en más del 90% de los casos, es posible que se pueda dar una recuperación completa.

Cuando el cerebro y la médula espinal están comprometidos, la enfermedad se convierte en una emergencia médica que puede terminar en una parálisis o en la muerte, generalmente por dificultades respiratorias.

La discapacidad es más común que la muerte. Las lesiones en la parte alta de la médula espinal o en el cerebro se asocian con un riesgo mayor de presentar dificultad respiratoria.

2.6.13 Complicaciones

- Diseminación de la infección a otras personas no inmunizadas
- Parálisis muscular permanente, discapacidad o deformidad
- Edema pulmonar
- Complicaciones por la inmovilidad en la cual hay compromiso respiratorio (pulmones)
- Hipertensión
- Infecciones del tracto urinario
- Cálculos renales
- Íleo paralítico (pérdida de la función intestinal)

2.7 GENERALIDADES SOBRE APARATOS ORTÉSICOS

2.7.1 Ortesis larga rodilla, tobillo pie (KAFO):

Dispositivo ortopédico cuya función es estabilizar la extremidad inferior, es decir la rodilla y el tobillo, controla las deformidades y controla la marcha.

Se puede prescribir un aparato largo tipo KAFO cuando se presentan las patologías siguientes:

- Secuela de poliomielitis
- Mielomeningocele
- Parálisis cerebral
- Para problemas de necrosis avascular de la cabeza femoral, por varias causas patológicas.

2.7.2 PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO

Para las extremidades inferiores las denominamos de acuerdo a su función como:

- Ortesis de descarga
- Ortesis de fijación
- Férulas de corrección
- Férulas de compensación

Sus funciones biomecánicas son:

- Fijación: Para guiar, bloquear y mantener.
- Corrección: Para corregir y mejorar.
- Compensación: Equipara longitud y volumen en las 3 dimensiones
- Extensión: Descargar, aplicar fuerzas bajo tracción.

2.7.3 Funciones de las ortesis

Un aparato ortésico es un dispositivo mecánico que ejerce fuerzas sobre un miembro. De esta forma, su función puede ser expresada en términos de vectores de fuerza, esto es, la dirección, intensidad y duración de las fuerzas aplicadas. Es más fructífero para los propósitos clínicos, sin embargo, clasificar los aparatos ortésicos en términos de la finalidad terapéutica para la que son utilizados. Como un aparato ortésico determinado puede ser utilizado con diferentes intenciones en pacientes diferentes, tiende a haber variación de los componentes mecánicos del mismo, de acuerdo con la función que tenga que desempeñar. Por tanto, es claramente de gran valor el que el médico indique el propósito para el que es prescrito el aparato. La evaluación del aparato requiere también una clara comprensión de este propósito, ya que si no se consigue la finalidad deseada puede ser

necesaria la introducción de modificaciones.

Hay cuatro clases funcionales de aparatos ortésicos: 1) Estabilizador (de soporte), 2) Activo (funcional), 3) Corrector (conservador), y Protector. Estas categorías, más que excluirse mutuamente se superponen y muchos dispositivos ortésicos sirven para más de una finalidad. Sin embargo, lo racional del tratamiento se ve favorecido por esta clasificación funcional porque ayuda al médico que hace la prescripción a identificar los fines perseguidos en relación a los componentes de la ortesis y su diseño.

1) Aparatos ortésicos estabilizadores o de soporte

Constituyen el grupo mayor. Estos dispositivos permiten al paciente controlar un segmento o todo un miembro, que de otro modo sería incontrolable. Estabilizan las articulaciones impidiendo el movimiento indeseado y estabilizan los miembros para que puedan soportar peso. Tales aparatos se usan en presencia de parálisis flácidas, parálisis espásticas, articulaciones dolorosas e inadecuaciones estructurales producidas por diversas enfermedades, accidentes traumáticos y anomalías congénitas.

2) Aparatos ortésicos motorizados o funcionales

Se caracterizan por un motor o elemento contráctil diseñado para impartir una función activa a un segmento de un miembro paralizado. Aunque no puede haber un efecto estabilizador como primera finalidad, también reemplaza la pérdida de función motora. El elemento motor más frecuentemente usado es un muelle o un resorte de hoja que es cargado dinámicamente por los músculos activos y el peso del cuerpo y que, en cambio, libera su poder durante la fase de descarga. El cilindro hidráulico, activado por el movimiento del miembro y el contacto del suelo con el pie, es

otro elemento motor de uso común. También se usan como motores otros dispositivos

mucho más sencillos. Las bandas de goma y las correas elásticas han capacitado a muchos inválidos crónicos a sostener un pie inerte.

2.7.4 Aparatos correctores

Los aparatos correctores son más efectivos cuando se usan durante la infancia. Han sido usados con éxito en el pie zambo congénito, en el metatarsus varus congénito, pie plano adquirido, luxación congénita de la cadera y torsión tibial. La misión de los aparatos correctores es normalmente reajustar las deformidades. La corrección deberá ser adoptada como finalidad sólo con la conciencia plena de la complejidad de esta aplicación de las férulas.

3) Ortesis protectoras

Son dispositivos cuyo fin ortopédico es proteger o mantener la alineación de un miembro o segmento al que es aplicado de fuerzas externas o lesiones secundarias a la patología que presenta. Sin embargo, esta categoría consiste fundamentalmente en aparatos usados en el tratamiento de fracturas.

2.7.5 Riesgos y errores en el proceso ortésico

En el proceso ortésico, los signos y síntomas que son considerados señales de peligro, son: 1) dolor, 2) anestesia, 3) ausencia de pulso periférico, 4) edema muscular, y 5) deformidad fija. Estos signos de peligro pueden indicar fracturas, lesión nerviosa, vulnerabilidad del tejido a la presión y difíciles problemas terapéuticos que pueden requerir modificaciones de la ortesis u otras modalidades de tratamiento.

CAPITULO III

3.0 PROCESO DE FABRICACIÓN DE ORTESIS TIPO KAFO

3.1 MATERIALES A UTILIZAR:

MATERIALES	HERRAMIENTAS Y EQUIPO
Vendas de yeso	Lápiz indeleble
Media de nylon	Marcador (pilot)
Agua	Pie de Rey
Yeso calcinado	Cinta métrica de tela
Polipropileno de 5mm	Cinta métrica metálica
Aliplast de 5mm	Tijeras para yeso
Barras articuladas	Escofina para yeso media caña
Remaches de bronce	Escofina para yeso redonda
Velcros (macho y hembra)	Horno
Remaches Rápidos	Sierra de mano
Suela hule espuma de 10mm	Fresadora
Cinta adhesiva	Taladro

Tela de alambre metálica (cedazo)	Bomba de vacío
	Caladora
	Broca de 3.5mm
	Broca de 4mm
	Grifas
	Martillo de bola
	Barra remachadora

3.2 DESCRIPCIÓN DEL PROCESO DE FABRICACION DE KAFO

3.2.1 Toma de medidas

Se toman los datos del usuario, se evalúa al usuario, tomando en cuenta: amplitudes articulares, fuerza muscular, deformidades, contracturas, discrepancias y cualquier punto a considerar.

Se toman las siguientes medidas:

- Circunferencias a nivel proximal y distal del muslo y pierna.
- Distancias ML a nivel de las cabezas metatarsianas, maléolos, cóndilos femorales.
- Largo del pie
- Longitud del isquion al piso
- Longitud del platillo tibial medial al piso

3.2.2 TOMA DE MOLDE NEGATIVO EN DOS FASES

Se coloca una media de nylon al usuario, se marcan las cabezas metatarsianas, maléolos, platillo tibial, rotula y trocánter. Luego le pedimos al usuario que se sienta, se le coloca un alza de 3.5 cm para compensar la discrepancia de los MI, luego se procede a vendar con yeso el segmento de pierna, se alinea el tobillo a 90 grados, controlando también el varo o valgo del tobillo, luego se le pide al usuario ponerse de pie para proceder a vendar el segmento de muslo, se espera a que las vendas de yeso fragüen, se marca y se corta para luego retirar el molde negativo.

3.2.3 RECTIFICADO DEL MOLDE NEGATIVO

Se verifica la alineación del molde negativo en la caja de alineación y de ser necesario se realiza una yesotomía para corregir desviaciones ocurridas durante la toma de medida, en el molde negativo. Luego de haber realizado las correcciones procedemos al vaciado de yeso en el molde negativo.

3.2.4 MODIFICACIÓN DEL MOLDE POSITIVO

Se regulariza el molde positivo y se verifican medidas circunferenciales, ML y AP para comparar las medidas del molde con las registradas en la ficha técnica.

Se coloca en la caja de alineación, se ubica el platillo tibial para posteriormente ubicar el eje mecánico de la articulación de rodilla, subiendo 2 cm desde el platillo tibial y ubicando la articulación 60% anterior y 40% posterior.

Por último se procede a pulir para dejar una superficie totalmente uniforme.

3.2.5 PLASTIFICADO

Se traslada el molde positivo al sistema de succión, luego se cubre el molde con una media de nylon para aislar el yeso del termoplástico y así nos permite realizar una succión adecuada, se verifica que la succión este funcionando adecuadamente, luego se toman medidas del molde de yeso, se introduce el polipropileno al horno a una temperatura de 190 grados centígrados.

Una vez encontrándose en su punto de termo conformado se retira el plástico del horno y se coloca sobre el molde, se enciende la succión y se procede a cortar el exceso de plástico con una tijera.

3.2.6 DOBLADO DE BARRAS

Se colocan las barras teniendo cuidado que los centros de giro de estas coincidan con el eje mecánico marcado en el molde. Las barras se conforman mediante grifas y martillado en frío y se perforan para su montaje, se corta el termoplástico se pule y suavizan los bordes y se monta el aparato y las barras con tornillos de prueba de 3.5 mm.

3.2.8 PRUEBA

Se coloca una media de nylon sobre la piel del usuario se verifican las zonas de presión, así como también la altura del eje articular mecánico con respecto al anatómico, luego se retira el aparato y se realizan los cambios necesarios, se coloca de nuevo el aparato al usuario, se fija con tirro y se le pide al paciente que camine, para observar la marcha. Se retira el aparato y se verifica la piel.

3.2.9 ENTREGA

Se coloca el aparato al usuario y se chequea nuevamente cualquier punto de presión, confección anatómica, correas en buena ubicación, acojinamientos.

Se revisa la ortesis en la alineación estática, para verificar que lo anterior este correctamente adaptado.

Se chequea que la pelvis esté nivelada.

Se chequea sobre la marcha que la ortesis este efectuando su función y nos permita disminuir en lo posible la marcha patológica.

Se le recomienda al usuario el aseo diario de la ortesis, con agua y utilizar un jabón neutro, se le recomienda que evite aplicar solventes o cualquier otro químico q irrite la piel. Y en caso de alguna avería del aparato se recomienda que visite al técnico ortesista.

CAPITULO IV

4.1 COSTOS FABRICACIÓN ORTESIS RODILLA, TOBILLO, PIE (KAFO)

4.2 Costos de materia prima

Materia prima	Unidad de medida	Valor por Unidad \$	Cantidad Utilizada	Costo en \$
Venda de yeso 6"	Unidad	2.01	2 vendas	4.02
Yeso calcinado	Bolsa de 50 lb.	6.00	½ bolsa	3.00
Polipropileno 5mm	Pliego de 2x1 mts.	65.00	½ pliego	32.50
Suela esponja	Pliego	9.37	10x8 cm	0.40
Barras articuladas	Par	50.00	1 par	50.00
Velcro macho	Yardas.	0.60	½ yarda	0.30
Velcro hembra	Yardas.	0.60	½ yarda	0.30
Webbing	Yardas.	0.40	1 yarda	0.40

Total \$	\$93.92
----------	---------

4.3 COSTOS DE FABRICACION

Materia prima	Unidad medida	Valor por Unidad \$	Cantidad utilizada	Costo en \$
Thinner	Galón	3.62	1/6 galón	0.60
Pegamento	Galón	8.23	1/10 galón	0.83
Tirro	Rollo 3/4	2.00	1 unidad	2.00
Tubo galvanizado	6 mts.	9.40	1 metro	1.57
Hebilla plástica	Unidad	0.75	2 hebillas	1.50

Eva	Pie	0.55	¼ pie	0.13
Lija 320	Pliego	0.57	½ pliego	0.29
Remaches de cobre	Unidad	0.08	12 remaches	0.96
Arandelas	Unidad	0.08	12 arandela	0.96
Remaches rápidos	Unidad	0.04	4 remaches	0.16

Total \$	\$9.00
----------	--------

4.4 COSTO DE MANO DE OBRA

Salario técnico	\$ 480.00
Horas hombre efectivas	160 horas
Costo por hora	\$3.00
Horas efectivas por aparato	24 horas
Costo de mano de obra por aparato	\$3.00 x 24h = \$72.00

4.5 COSTOS INDIRECTOS

Costos indirectos se iguala al 100% de mano de obra = \$72.00

4.6 COSTO TOTAL

COSTOS DE MATERIALES	\$93.92
COSTOS DE FABRICACION	\$9.00
COSTO DE MANO DE OBRA	\$72.00
COSTOS INDIRECTOS	\$72.00
COSTO TOTAL	\$246.92

CAPITULO V

5.1 PROTETICA DE LA EXTREMIDA INFERIOR

5.1.1 HISTORIA CLINICA

5.1.2 DATOS PERSONALES

Nombre: José Alfredo Bonilla Torres

Sexo: Masculino

Edad: 45 años

Ocupación: Empleado en la industria ortopédica

Dirección: 7a calle pte. Numero 4-7, San Jacinto.

Diagnóstico: Amputación transtibial extremidad inferior derecho por causa traumática.

5.1.3 ANTECEDENTES PATOLÓGICOS

El usuario de 45 años de edad refiere que sufrió traumatismo en su pierna derecha, durante la guerra a los 25 años de edad cuando el se paro sobre una mina antipersonal. Lo trasladaron al hospital e inmediatamente procedieron a amputarle la pierna derecha siendo esta amputación transtibial, en su tercio medio.

Luego 4 meses mas tarde "el dice que sentía demasiado dolor en el muñón y le tomaron radiografías y detectaron que tenía especulas óseas por lo cual lo volvieron a operar para regularizar el muñón".

Después de esta operación 4 años más tarde se le operó la pierna contra lateral ya que le habían quedado esquirlas de la mina, y se las extrajeron.

5.1.4 ANTECEDENTES PERSONALES

En marzo del 2005 se le diagnosticò Diabetes Mellitus.

5.1.5 ANTECEDENTES FAMILIARES

Diabetes en parientes

5.1.5 ANALISIS DE LA MARCHA CON LA PRÒTESIS

El usuario prótesis presenta una marcha no claudicante y dinámica, el movimiento de sus brazos es rítmico y no posee ningún vicio de marcha.

Cuando el usuario se encuentra en posición bipodálica en una vista frontal mantiene una amplitud de marcha bastante normal, sus hombros están alineados.

Y en una vista lateral, el usuario tiene una distancia de paso bastante normal también y en su pierna sana el usuario completa todas las fases de la marcha sin ningún problema.

5.1.7 EXÀMEN FÌSICO

TEST MUSCULAR

FUERZA MUSCULAR EN CADERA	NIVEL DE FUERZA ENCONTRADO
Flexión	5
Extensión	5
Rotación interna	5
Rotación externa	5
Abducción	5
Aducción	5

FUERZA MUSCULAR EN RODILLA	NIVEL DE FUERZA ENCONTRADO
Flexión	5
Extensión	5

En el miembro contra lateral todos los movimientos son normales.

5.1.8 ARCOS DE MOVILIDAD EN LA ARTICULACION DE MID

RODILLA	ARCO DE MOVILIDAD
Flexión	Completa 130 grados
Extensión	Completa 130 – 0 grados
CADERA	
Flexión	Completa 125 grados
Extensión	Completa 15 grados
Rotación interna	Completa 45 grados
Rotación externa	Completa 45 grados

5.1.9 DESCRIPCION DEL MUÑON

Presenta una forma cónica, con una cicatriz oblicua en la parte distal del muñón.

La sensibilidad se encuentra conservada y el estado de la piel es aparentemente sana.

5.1.10 PRESCRIPCIÓN

Al usuario se le prescribe una prótesis modular o endoesqueletica tipo PTB.

Con:

- Cuenca de fibra de vidrio y carbono.
- Cuenca suave de pelite de 5 mm.
- Adaptadores de pirámide.
- Adaptador de tubo
- Tubo modular
- Pie tipo SACH (kingsley)
- Acabado cosmético
- Manga de suspensión neopreno.

5.2 GENERALIDADES DE LA PROTETICA DE LA EXTREMIDAD INFERIOR.

Las prótesis, en la ortopedia técnica son construcciones que sirven para remplazar la función y la imagen normal de un miembro amputado. Se diferencian los siguientes niveles de amputación:

Amputaciones de pie

Amputaciones del antepié.

Amputaciones de Lisfranc

Amputaciones de Chopart.

Amputaciones de Syme y Pirogoff.

Amputaciones de ante pierna (transtibiales)

Amputaciones del tercio distal de la tibia.

Amputaciones del tercio medio de la tibia.

Amputaciones del tercio proximal de la tibia

Amputaciones del muslo de la pierna (transfemorales)

Amputaciones dístales del tercio proximal del muslo

Amputaciones del tercio medio del muslo

5.3 CAUSAS DE AMPUTACIÓN.

Se distinguen tres grupos de causa de amputación:

1. factores externos (traumáticos)

a) Accidentes de trabajo o transporte, etc.

b) Lesiones de guerra.

c) Otros sucesos traumáticos

2. Por enfermedades

- a) Tumores malignos (cáncer)
- b) Problemas circulatorios (Arteriosclerosis)
- c) Infecciosas (osteomielitis)
- d) Diabetes

3. Por deformaciones.

- a) malformaciones congénitas
- b) deformaciones adquiridas (por ejemplo parálisis)

5.4 PRÓTESIS

Esta sujeta a las siguientes condiciones o influencias:

Condiciones fisiológicas

Condiciones biomecánicas

Condiciones mecánicas.

5.4.1 Condiciones fisiológicas

Describen tanto la intención general del Usuario como los datos específicos fisiopatológicos del muñón amputado.

Entre los datos fisiológicos que influyen sobre la prescripción general protésica se distinguen:

- Edad.
- Sexo
- Complicaciones anexas de los órganos internos (corazón, circulación, sistema digestivo, etc.)
- Complicaciones anexas del aparato locomotor (enfermedades de los músculos, de los huesos, de las articulaciones)
- Condiciones psíquicas en general

- Condiciones físicas corporales en general.

5.4.2 Entre las condiciones pato fisiológicas del muñón amputado están las siguientes:

- Grado o nivel de amputación
- Técnica de amputación. (resultados como la mioplastía, condiciones de la cicatriz)
- Longitud del muñón
- Circulación del muñón
- Condición ósea del muñón
- Consistencia de los tejidos
- Condición muscular
- Alcance de los movimientos.
- Condiciones de la piel.
- Condiciones de la cicatriz
- Resistencia capacidad de soportar carga.

5.4.3 Condiciones biomecánicas.

Las condiciones biomecánicas se producen por los efectos que influyen mutuamente entre la biología-fisiología del Usuario y las leyes de la fuerza que actúan sobre el cuerpo (Estática y Sintética). Esas se transmiten de la prótesis al suelo y del suelo al Usuario (reacción al suelo). Las condiciones biomecánicas influyen además por la cinemática del Usuario (es decir sobre la descripción del Usuario o la forma de andar). Para la prescripción de una prótesis se toman en cuenta:

- Condiciones fisiológicas
- El medio ambiente (puesto de trabajo, condiciones en su lugar de habitación, entretenimiento, deportes)
- Descripción del diseño de la cuenca
- Descripción de construcciones especiales necesarias.

- Análisis de locomoción (andando parado, ejercicios de caída, deportes)
- Resultados a largo plazo.

Además de lo antes mencionado, el técnico en Ortesis y Prótesis necesita los siguientes datos para la elaboración de una prótesis:

- Plano y medida.
- Toma de medida enyesada
- Nota sobre condiciones especiales.
- Lista de piezas de componentes.
- Capacidad de soportar carga.

5.4.4 CONDICIONES MECANICAS.

Son determinadas por las fuerzas biomecánicas, que actúan sobre la prótesis. Entre ellas se encuentran:

Fuerzas de tracción- tensión, de presión, de flexiones, de torsión y momentos de rotación a los que los componentes protésicos están sometidos

En un estudio específico bajo condiciones mecánicas a los componentes se les examinan sus características con ayudas de maquinas de prueba. Este estudio no incluye al "factor biológico humano" pero investiga sus valores máximos y continuos de resistencia.

Las condiciones escogidas equivalen a las condiciones reales de la vida del Usuario o mayores en un Usuario de seguridad. De estas maneras se examinan las condiciones mecánicas (valores límites de carga, resistencia a corto plazo y de carga continua, desgaste, etc.)

5.5 PRINCIPIOS O CRITERIOS DE CONSTRUCCION DE UNA PRÓTESIS

La forma de construcción de una prótesis se vera detalladamente en capítulos posteriores .

5.5.1 Se deben seguir las reglas básicas siguientes

- Cada prótesis se construirá en tres dimensiones y se elaboraran en criterios de espacio en tres dimensiones. Es decir que la prótesis se construirá con ayuda de tres directrices y con ayuda de plomada en:
 - Dirección A-P (Antero Posterior)
 - Dirección M-L (Medio lateral)
 - Dirección vertical (Corte transversal)
- La prótesis se construirá bajo las leyes de la estática y la dinámica sobre la cadena de articulaciones de la pierna (articulación de tobillo, rodilla, cadera) estas deben de ser estáticamente seguras y por otro lado deben proporcionar o permitir la dinámica de la locomoción.
- La construcción optima de la prótesis considera por lo tanto ambas cosas: La construcción estática básica (plomada, alineación de banco), y la corrección dinámica (prueba, análisis de la locomoción)

5.6 BIOMECANICA DE LA PROTETICA TRANSTIBIAL (ALOJAMIENTO DEL MUÑÓN)

Un muñón transtibial tiene zonas de apoyo, de contacto y de regiones muy sensibles a la carga.

El confort y la funcionalidad de la prótesis transtibial se determinan por la consideración de las partes del muñón que se pueden cargar y las que no se pueden cargar. Esto se aplica para el alojamiento del muñón, así como el diseño biomecánico correcto de la prótesis.

La biomecánica de la protésica se ocupa del efecto de las fuerzas originadas por la forma de la cuenca, por la construcción de la prótesis y de las fuerzas entre el piso y la prótesis.

Las fuerzas que se recargan en la prótesis o sobre el suelo o viceversa se definen por:

- Fuerzas de tensión
- Fuerzas de presión
- Momentos de flexión.
- Momentos de rotación.
- Momentos de torsión.

Estas fuerzas actúan bajo leyes físicas que no se pueden evitar. La clave de la alineación y la construcción de la cuenca, consiste en dirigir estas fuerzas a fin de repartir sus efectos de modo fisiológico para repartirlas.

Esto se logra optimizando los siguientes criterios:

- La forma y control de la cuenca.
- El diseño tridimensional de la cuenca

5.7 Biomecánica del alojamiento del muñón.

La cuenca de la prótesis debe satisfacer ciertos objetivos básicos.

- Alojarse el volumen del muñón
- Debe transmitir fuerzas.
- Debe transmitir movimientos
- Adherirse completamente al muñón

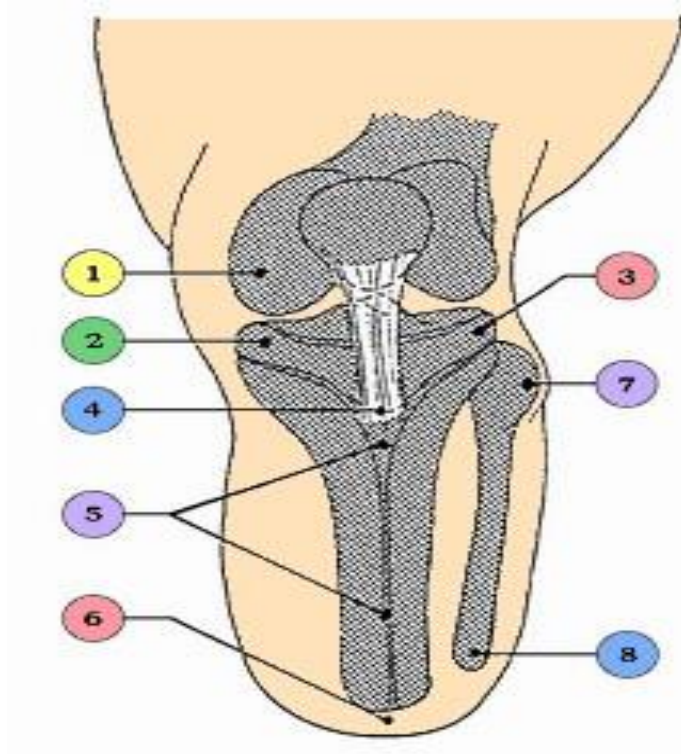
Todas las fuerzas entre el Usuario y la prótesis se transmiten sobre la superficie de contacto entre el muñón y la cuenca independientemente si son de origen estático o dinámico.

Seguidamente se describen los bordes o prominencias óseas que no pueden soportar presiones:

1. Borde del cóndilo medial del fémur. Debido a que los amputados pasan mucho tiempo sentados se debe considerar esta zona
2. Tuberosidad medial de la tibia. Es menos protuberante que la externa pero que en algunos Usuarios es necesario considerarla

3. Tuberosidad lateral de la tibia. Esta es sensible casi normalmente en todos los Usuarios por lo que es necesario descargarla.
4. Tuberosidad anterior de la tibia. Al contrario del tendón rotuliano esta zona no se puede presionar.
5. Borde anterior de la tibia (cresta tibial).
6. Punta distal de la tibia. De acuerdo a la técnica de amputación y según la condición de las partes blandas de recubrimiento, la dirección de la cicatriz y los terminales nerviosos eventuales, este extremo del muñón no puede presionarse.
7. La cabeza del peroné.
8. Extremo distal del peroné.

Lo dicho del 1-8 debe tomarse en cuenta durante la toma de medida enyesada y proceder a descargar correspondiente en la rectificación del positivo

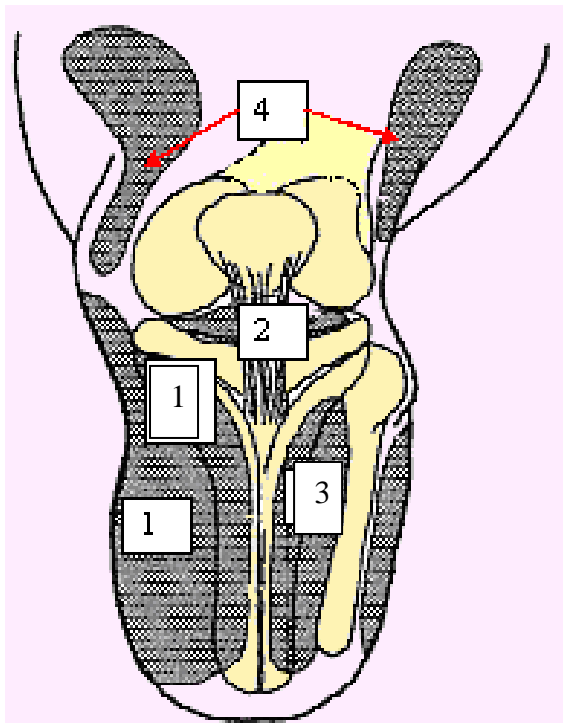


En las siguientes áreas del muñón pueden aplicarse presiones:

1. Superficie medial de la tibia.
2. Tendón rotuliano.

3. Superficie interósea entre la tibia y el peroné.
4. Superficie medial del cóndilo femoral. Su tarea no es soportar carga sino evitar un movimiento lateral de la articulación anatómica. Sus partes laterales sirven de anclaje de la cuenca.
5. La superficie lateral del supracondilar sirve de contra apoyo

No se han representado gráficamente los músculos gastronemios y soleos y la cavidad poplítea. Ambas son áreas de apoyo (en el marco de las dimensiones fisiológicas)



Las superficies de apoyo deben ser consideradas desde la toma de medida enyesada y deben ser reducidas por ser superficies musculares comprimibles en el modelo positivo.

La carga o descarga de las superficies mostradas representa el criterio de ajuste más importante de una cuenca transtibial

Hay que buscar un equilibrio entre las partes del muñón que se cargan y las partes que se descargan. Con mayor contacto de la cuenca con el muñón repartirá las áreas de carga sobre una superficie mayor, evitando sobre presiones puntuales

Si bien en las zonas óseas no aguantan presiones, tampoco hay que recargar de manera exagerada estas zonas. La comodidad de la cuenca ayudara en gran medida a la marcha del Usuario.

La forma triangular de la cuenca de la prótesis evita rotaciones del muñón dentro de esta, se conforma por si sola cuando se representan los criterios de ajustes antes mencionados.

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.

5.8 Alineación de los componentes protésicos.

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.

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

- Vertical anterior.
- Vertical posterior.
- Vertical medial o interna.
- Vertical lateral o externa.

5.9 Proyección de las cuatro verticales

La prótesis se encuentra dentro de un cajón, la altura del tacón ya se ha tomado en cuenta.

5.9.1 Vertical Anterior.

Se divide la cavidad de la rotula de la prótesis de pierna, casi simétricamente en la mitad medial y la otra mitad lateral. En la mayoría de los casos la rotula se ve medializada por que esta suele encontrarse desplazada.

La posición abducida y aducida de la cuenca con respecto a la línea medial depende, como ya se ha descrito de las características del Usuario.

En el pie, la línea vertical se proyecta a través del centro del primer dedo del pie protésico, aunque también es aceptable que la línea de peso pase en medio del primero y el segundo dedo protésico.

5.9.2 Vertical Posterior

La perpendicular posterior divide la región poplítea de la prótesis simétricamente en una mitad medial y la otra mitad lateral.

En el pie la vertical posterior se proyecta a través del centro del talón. Se permite una desviación lateral de 5 mm.

5.9.3 Vertical Medial y Lateral

Dividen la cuenca de la prótesis, a la altura de la inserción del tendón patelar, en una mitad anterior y en otra mitad posterior (50% y 50%).

Se divide la longitud del pie en tercios, la vertical estará 1 cm. Delante del tercio posterior del pie protésico.

La alineación estática siempre debe ser comprobada por prueba y corrección dinámica. La prótesis alineada solamente en estática rara vez coincide con la alineación dinámica ya que en esta última actúan fuerzas axiales del cuerpo.

CAPITULO VI

6.1 FABRICACIÓN DE LA PRÓTESIS

6.2 FABRICACIÓN DEL MOLDE NEGATIVO

Toma de datos personales del usuario:

Evaluación del muñón:

- Textura del muñón
- Evaluación de cicatriz
- Estabilidad de rodilla
- Existencia o no de contracturas
- Test muscular

Toma de medidas:

- Largo del muñón
- Circunferencias a nivel del tendón rotuliano y distalmente cada 5cm.
- Medidas ML a nivel de cóndilos femorales y AP
- Circunferencias de pierna contralateral
- Largo del pie
- Altura de la línea interarticular de la rodilla al piso

Toma de medida enyesada:

- Se coloca una media de nylon sobre el muñón del paciente
- Se marcan las siguientes áreas con lápiz indeleble:
- Cabeza del peroné
- Rótula y tendón rotuliano
- Tuberosidad y extremo distal de la tibia

- Borde inferior del cóndilo interno de la tibia
- Extremo distal del peroné
- Zonas sensibles a carga y presión
- Se colocan languetas de vendas de yeso (5 a 6 capas) sobre las zonas a liberar, al fraguar estas languetas se coloca vaselina.
- Se toma la venda de yeso y se coloca sobre el muñón envolviéndolo de una manera uniforme
- Se conforma el muñón dándole una forma triangular, haciendo las presiones a los lados del tendón rotuliano, bajo el cóndilo interno de la tibia, la zona ínter ósea, región poplítea, controlando los 15 grados de flexión.
- Al fraguar el yeso se retira este del muñón, teniendo cuidado de no deformarlo.

6.3 FABRICACIÓN DEL POSITIVO

- Se llena el molde negativo con yeso calcinado.
- Se retira el molde negativo.
- Se remarcan las líneas del molde positivo.
- Se controlan las medidas en el positivo.
- Se modifica el molde, regularizándolo, y modificando las zonas de carga y descarga.
- Se corroboran las medidas
- Se pule finamente el yeso con cedazo y lija de agua

6.4 PRUEBA DE CHEQUEO

- Para obtener la cuenca de chequeo, se plastifica el molde con polipropileno de 4 mm.
- Se coloca la cuenca en el muñón del usuario, se verifica el contacto total, zonas óseas liberadas, tendones flexores liberados, con y sin carga

6.5 FABRICACIÓN DE LA CUENCA SUAVE

- Para realizar este proceso, se vacía nuevamente con yeso calcinado la cuenca de chequeo, se realizan las correcciones necesarias.
- Se toman las medidas circunferenciales más grandes y mas pequeñas del positivo, así como el largo de este.
- Según las medidas obtenidas se corta el pelite en forma de trapecio, luego se unen para formar un cono.
- En la punta del positivo se conforma una pieza de pelite.
- Se lijan sus bordes en un chaflán de 2 cm. de ancho
- Se fijan al positivo con un clavo pequeño.
- Se calienta el cono de pelite y se coloca sobre el positivo manteniendo las zonas de presión.
- Se coloca otra pieza en el extremo distal.

6.6 FABRICACIÓN DE LA CUENCA DE RESINA

- Se coloca una bolsa de PVA sobre el molde (cuenca suave incluida).
- Se coloca un cono de felpa
- Se colocan 4 capas de estokinet de nylon
- Se pone fibra de vidrio para reforzar la cuenca
- Se coloca y se alinea la pirámide directamente a la cuenca.
- Se colocan 2 capas mas de stokinet
- Se coloca una capa de fibra de carbón para reforzar
- Se coloca otra bolsa de PVA
- Se prepara la cantidad adecuada de resina (dependiendo el tamaño del muñón aunque se puede recomendar para un muñón de tercio distal 400 gr. , por cada 100 gr. Se le coloca un 3% de catalizador a la resina acrílica, se mezcla muy bien hasta disolver el catalizador se vierte esta mezcla dentro de la última bolsa de PVA

colocada y se distribuye en todo el molde, se espera a que fragüe para proceder a cortarlo.)

6.7 ALINEACIÓN DE BANCO

Se arma la prótesis con el sistema modular dándole la altura del tendón rotuliano hacia el piso y se alinea de la siguiente manera:

VISTA ANTERIOR

La línea de plomada pasa por el centro de la rodilla y la mitad del segundo dedo del pie protésico.

VISTA LATERAL

La línea de plomada pasa por el centro de la cuenca a nivel del tendón rotuliano y 1cm por delante del tercio posterior del pie.

VISTA POSTERIOR

La línea de plomada pasa por el centro de la fosa poplítea y centro del talón.

6.8 ALINEACIÓN ESTÁTICA

Se coloca la prótesis al paciente, se verifica la altura de la prótesis, esto por medio de las espinas ilíacas anterosuperiores, hombros, agujeros sacros. Y también se verifican desviaciones que pudieran existir ya con la prótesis puesta.

6.9 ALINEACION DINAMICA

Se pide al paciente que camine en las barras paralelas por razones de seguridad, se evalúa al paciente en la marcha en una vista sagital y en una vista frontal, y se hace los cambios necesarios como por ejemplo desplazar el pie anterior o posteriormente, también colocar medialmente la cuenca o lateralmente y se vuelve a pedirle al paciente que continúe caminando dentro de las barras paralelas.

6.10 ENTREGA

El usuario no debe de limpiarse con solventes ni detergentes que irriten la piel. Se le recomienda el aseo diario de la cuenca suave realizándolo con un paño húmedo y jabón neutro, y en caso de una laceración por presiones excesivas; o avería y daños causados a la prótesis se le recomienda visitar al técnico protesista.

CAPITULO VIII

7.1 COSTOS DE FABRICACION DE PROTESIS TIPO PTB

7.2 COSTOS DE MATERIA PRIMA

Materia prima	Unidad de medida	Valor por unidad en \$	Cantidad utilizada	Costo en dólares
Venda de yeso De 6"	Unidad	2.01	2 vendas	4.02
Felpa	Yarda	1.00	½ yarda	0.50
Yeso calcinado	Bolsa 50 lbs.	6.00	15 libras	3.60
Pelite 5mm de Alta densidad	Pliego	47.52	¼ pliego	11.88
Plástico PVA	Unidad	3.00	2 bolsas	6.00
Stockinet nylon	Yardas	0.50	6 yardas	3.00
Resina acrílica	Galón	117.90	¼ galón	29.47
Catalizador	Gramos	7.86	-	1.96
Pirámide	Unidad	50.00	1 unidad	50.00
Desplazador	Unidad	50.00	1 unidad	50.00
Adaptador de tubo	Unidad	65.00	1 unidad	65.00
Tubo modular	Unidad	40.00	1 unidad	40.00
Pirámide de pie	Unidad	70.00	1 unidad	70.00

Pie protésico Tipo kingsley	Unidad	72.00	1 unidad	72.00
Espuma cosmética	Unidad	15.00	1 unidad	15.00
Media cosmética	Unidad	10.00	1 unidad	10.00
Fibra de vidrio	Libras	2.85	¼ libra	0.71
Fibra de carbón	Libras	33.33	1 ½ libra	50.00

Total \$	483.14
----------	--------

7.3 COSTOS DE FABRICACION

Materia prima	Unidad de medida	Valor por Unidad \$	Cantidad utilizada	Costo en \$
Thinner	Galón	3.62	1/6 galón	0.60
Pegamento	Galón	8.23	1/10 galón	0.86
Tirro	Rollo ¾	2.00	1 unidad	2.00
Tubo galvanizado	6 mts.	9.40	1 metro	1.57
Lija 320	Pliego	0.57	½ pliego	0.29

Total \$	5.32
----------	------

7.4 COSTO DE MANO DE OBRA

Salario técnico	\$ 480.00
Horas hombre efectivas	160 horas
Costo por hora	\$3.00
Horas efectivas por aparato	24 horas
Costo de mano de obra por aparato	$\$3.00 \times 24h = \72.00

7.5 COSTOS INDIRECTOS

Costos indirectos se iguala al 100% de mano de obra = \$72.00

7.6 COSTO TOTAL

COSTOS DE MATERIALES	\$483.14
COSTOS DE FABRICACION	\$5.32
COSTO DE MANO DE OBRA	\$72.00
COSTOS INDIRECTOS	\$72.00
COSTO TOTAL	\$632.46

CAPITULO VIII

8.1 Glosario

Términos que describen los movimientos de las articulaciones

Movimiento activo y pasivo:

El movimiento activo se produce como resultado de la actividad muscular del propio individuo. El movimiento pasivo se produce como consecuencia de una fuerza externa, como un movimiento de la articulación por otro individuo (como un fisioterapeuta), por la gravedad.

Aditamentos técnicos ortopédicos

Son todo tipo de bastones, muletas, sillas de rueda, andaderas, etc.

Abducción:

Es el movimiento de una parte al separarse de una línea media del cuerpo.

Aducción:

Es el movimiento de una parte hacia la línea media del cuerpo.

Flexión y Extensión:

Los movimientos de flexión y extensión tienen lugar en el codo metacarpofalángicas, interfalángicas (dedo), rodilla e interfalángicas del pie, es decir, flexiones de una posición cero de extensión completa.

Dorsiflexión y Flexión Plantar:

Los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar se producen en el tobillo y en las articulaciones de los dedos del pie. Los movimientos de extensión y flexión palmar se producen en la muñeca y en las articulaciones de los dedos de las manos.

Dorsiflexión:

Es el movimiento del pie o de los dedos del pie en dirección a la cara dorsal. Es también el movimiento de la mano o de los dedos de la mano en dirección de la cara dorsal.

Flexión Plantar:

Es el movimiento del pie o dedos del pie en dirección a la cara palmar.

Eversión e Inversión:

Los movimientos de eversión e inversión se producen mediante el movimiento simultáneo de las articulaciones subastragalina y mediotarsiana del pie.

Eversión:

Es la desviación de la cara plantar del pie hacia fuera en relación con la pierna.

Inversión:

Es la desviación de la cara plantar del pie hacia dentro en relación con la pierna.

Rotación interna y rotación externa:

Los movimientos de rotación interna y rotación externa se presentan en el hombro, la cadera, y en menor grado en la rodilla.

Rotación Interna:

Es la desviación de la cara interior del miembro hacia dentro o medialmente.

Rotación externa:

Es la desviación de la cara anterior del miembro hacia fuera o lateralmente.

Pronación y supinación:

Los movimientos de pronación y supinación se producen en el antebrazo a través de la articulación del codo y de la muñeca y en el antepié a través de la articulación media terciana.

Pronación del antebrazo:

La desviación de la cara palmar de la mano hacia abajo o hacia la cara posterior del cuerpo.

Pronación del antepié:

Suele designar una deformidad en la que el antepié es mantenido en posición de eversión.

Supinación del antebrazo:

Es la desviación de la cara palmar de la mano hacia arriba o hacia la cara anterior del cuerpo.

Supinación del antepié:

Suele referirse a una deformidad en la que el antepié es mantenido en una posición de inversión

Términos que describen deformidad de los miembros

Deformidad postural:

Es la asociada con una determinada postura o resultado de ella. Este tipo de deformidad puede ser corregida mediante la acción muscular del propio usuario.

Deformidad estática:

Es la asociada con el efecto de la gravedad cuando el cuerpo no está en movimiento.

Deformidad dinámica:

Es la que se produce como resultado de la acción muscular del propio usuario.

Deformidad fija o estructural:

Es aquella que es relativamente resistente ala corrección pasiva.

Talo:

Es aquella deformidad en la que el pie se mantiene en posición de dorsiflexión, de forma que cuando se soporta el peso del cuerpo solo el talón toca el suelo.

Equino:

Es una deformidad en la que el pie se mantiene en posición de flexión plantar, de forma que al soportar el peso del cuerpo solo el antepié toca el suelo.

Pie cavo:

Es una exageración del arco longitudinal normal del pie, ósea, un arco excesivamente alto.

Pie plano:

Es una disminución del arco longitudinal del pie, osea, un arco excesivamente bajo.

Anteversión y Retroversión:

Estas deformidades se refieren ala relación entre el cuello del fémur y la diáfisis femoral.

Anteversión femoral:

Cuando la rodilla esta rígida hacia delante, el cuello femoral también se dirige en cierto grado hacia delante.

Retroversión femoral:

Cuando la rodilla se dirige hacia delante, el cuello femoral se dirige hacia atrás, pero en cierto grado.

Cúbito varo:

Es una disminución del ángulo normal del codo.

Coxa vara:

Disminución del ángulo del cuello femoral.

Genu varo:

Las rodillas están separadas cuando los pies están juntos.

Talo varo:

Es una disminución del ángulo normal entre el eje de la pierna y el del talón.

Pie zambo equino varo:

Es una deformidad del pie en inversión, combinada con un equino o deformidad plantar del tobillo en flexión

Metatarso varo:

Es una deformidad del pie en aducción con la parte en relación con la parte posterior del pie.

Hállux varo:

Es una deformidad del dedo grande del pie en aducción a través de la articulación metatarso falange.

Cùbito valgo:

Es un aumento del ángulo normal del codo.

Coxa valga:

Es un aumento del ángulo del cuello de la diálisis femoral.

Genu valgo:

Los pies están separados cuando las rodillas están juntas.

Talo valgo:

Es un aumento del ángulo normal entre el eje de la pierna y el del talón, como en la posición de eversión.

Halux valgo:

Es una deformidad del dedo grande del pie en abducción a través de la articulación metatarso falange.

ANEXOS

Materiales utilizados en la industria ortopédica

Duraluminio

Los duraluminios son un conjunto de aleaciones de forja de aluminio, cobre (0,45%-1,5%) y magnesio (0,45%-1,5%) así como manganeso (0,6%-0,8%) y silicio (0,5%-0,8%) como elementos secundarios. Pertenecen a la familia de las aleaciones aluminio-cobre (2000).

Presentan una elevada resistencia mecánica a temperatura ambiente, sin embargo, su resistencia a la corrosión, soldabilidad y aptitud para el anodizado son bajas. Se emplean en la industria aeronáutica y de automoción.

Madera

Propiedades químicas y químico - físicas de la madera.

Para hacer un aprovechamiento óptimo de la madera desde el punto de vista químico es necesario conocer su composición química, cuyos compuestos surgen de la combinación de los elementos C, H y O, la que se compone, de forma general, de dos grupos de sustancias: extraíbles y los componentes de la pared celular, estos últimos comprenden la lignina, celulosa y hemicelulosa.

Por otra parte se puede decir que los árboles no podrían alcanzar tanta altura si sus troncos no estuvieran impregnados de lignina, cuya propiedad de aglutinamiento proporciona la dureza y rigidez necesaria a los haces de fibras celulósicas.

Descomposición térmica de la madera.

Existen diferentes vías para el aprovechamiento tecnológico de los residuos lignocelulósicos. Considerando la naturaleza de los procesos a emplear pueden distinguirse de forma general los procedimientos químicos-hidrolíticos, biológicos y termoquímicos.

Procesos termoquímicos.

La madera antes de ser transformada térmicamente sufre un proceso de cambio que comprende: trozado y secado para después ser combustionada, pirolizada o gasificada.

Combustión.

La combustión constituye el sistema más empleado para el aprovechamiento de residuos leñosos, representando cifras relativamente importantes dentro de la estructura de consumo energético de los países menos desarrollados, siendo en este caso más favorecido el medio ambiente al ser menores las emisiones de CO₂ al compararlas con las de los combustibles fósiles

Yeso

El yeso tiene dos definiciones totalmente distintas:

Obra escultórica vaciada en yeso.

- 1- Sulfato cálcico deshidratado ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), también conocido como "yeso natural", "piedra de yeso" o "aljez".

Al yeso producido industrialmente, se le conoce como el sulfato calcio hemihidratado ($\text{CaSO}_4 \cdot 1/2\text{H}_2\text{O}$), también vulgarmente denominado "yeso cocido".

Termoplásticos

Creo que todos saben ya lo que es un plástico. Les decimos plásticos porque son flexibles, es decir, pueden ser manejados y moldeados con facilidad. Dado a que los plásticos se vuelven más sencillos de manejar y moldear cuando se calientan y funden cuando se calientan lo suficiente, los llamamos termoplásticos. Esta denominación puede servir para separarlos de los materiales entrecruzados que no funden, llamados termorrígidos.

Polipropileno

El polipropileno, puede categorizarse ampliamente como homopolímero, o como copolímero. El homopolímero polipropileno tiene una dureza y una resistencia térmica superiores a las del polietileno de alta densidad, pero una resistencia al impacto inferior y se vuelve quebradizo por debajo de $\sim 0^{\circ}\text{C}$. Las Aplicaciones para los homopolímeros se dan en envolturas de aparatos eléctricos, embalajes, estuches de cintas, fibras, monofilamentos. Como copolímero, posee otro monómero oleofino, generalmente etileno, para el impacto mejorado u otras propiedades, por lo tanto las calidades copoliméricas son preferidas para aplicaciones que exponen a condiciones de frío.

Propiedades químicas

- Tiene naturaleza apolar, y por esto posee gran resistencia a agentes químicos.
- Presenta poca absorción de agua, por lo tanto no presenta mucha humedad.
- El polipropileno como los polietilenos tiene una buena resistencia química pero una resistencia débil a los rayos UV (salvo estabilización o protección previa).

Así mismo, el polipropileno es el tercer plástico más importante desde el punto de vista de las ventas y es uno de los de más bajo costo puesto que pueden sinterizarse de materiales petroquímicos que a su vez son más económicos.

Polietileno

Catalizadores

Un catalizador es una sustancia química, simple o compuesta, que modifica la velocidad de una reacción química, interviniendo en ella pero sin llegar a formar parte de los productos resultantes de la misma. Los catalizadores se caracterizan con arreglo a las dos variables principales que los definen: la fase activa y la selectividad.

Elastómeros

Elastómero es una elegante palabra que significa simplemente "caucho". Entre los polímeros que son elastómeros se encuentran el poliisopreno o caucho natural, el polibutadieno, el poliisobutileno, y los poliuretanos. La particularidad que destaca a los elastómeros es su facilidad para rebotar. Pero decir "que rebotan" es poco preciso. Seamos más específicos. Lo particular de los elastómeros es que pueden ser estirados hasta muchas veces su propia longitud, para luego recuperar su forma original sin una deformación permanente.

Fibra de vidrio

La fibra de vidrio (del inglés Fiber Glass) es un material fibroso obtenido al hacer fluir vidrio fundido a través de una pieza de agujeros muy finos (espinerette) y al solidificarse tiene suficiente flexibilidad para ser usado como fibra.

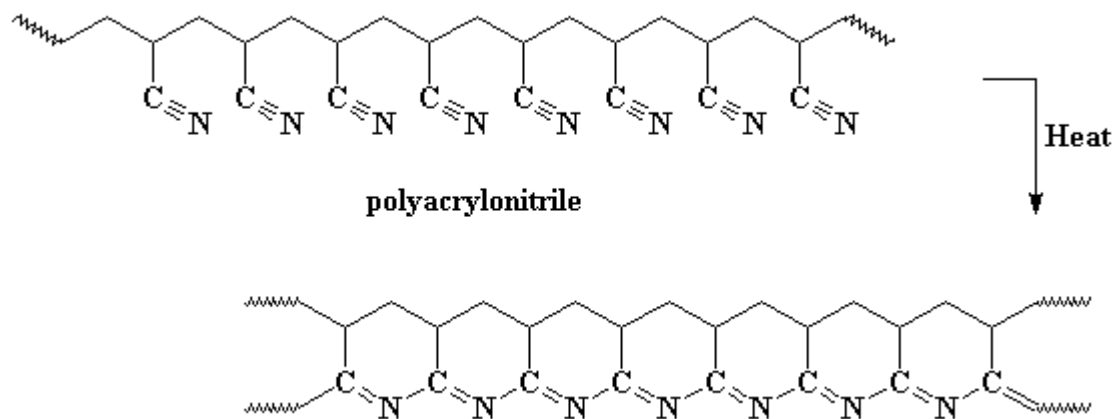
Sus principales propiedades son: buen aislamiento térmico, inerte ante ácidos, soporta altas temperaturas. Estas propiedades y el bajo precio de sus materias primas, le han dado popularidad en muchas aplicaciones industriales.

La fibra de vidrio tiene el símbolo GFK, su densidad es de 1.6 y su resistencia a la tracción es de 400-500 N/mm².

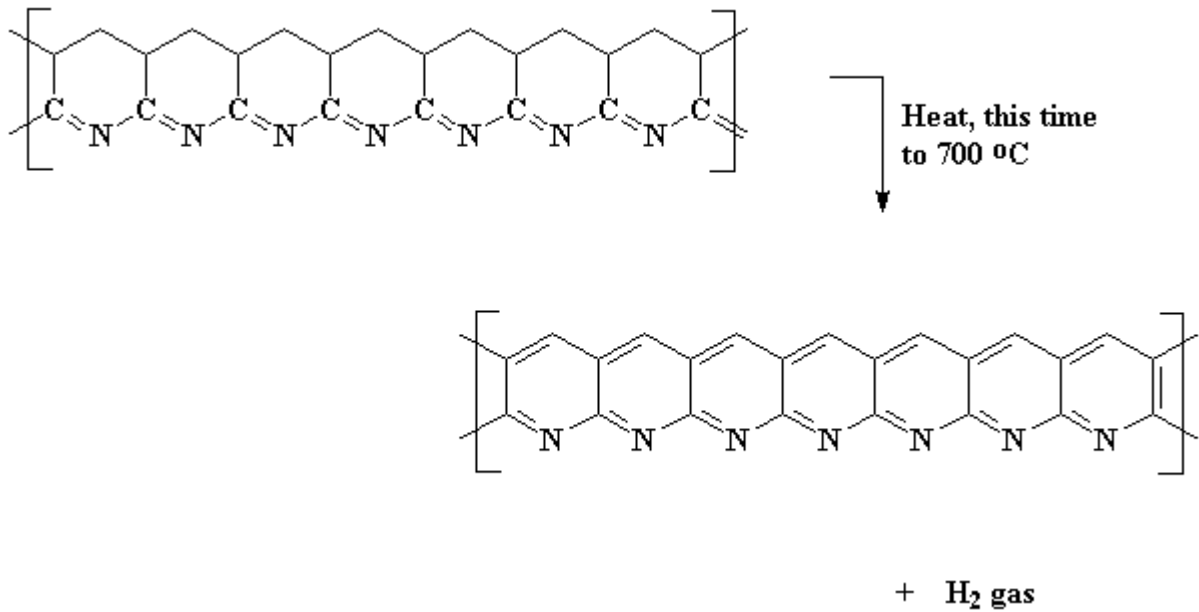
La fibra de vidrio es usada para transportar laser y puede aplicarse como telecomunicador.

Fibra de carbono

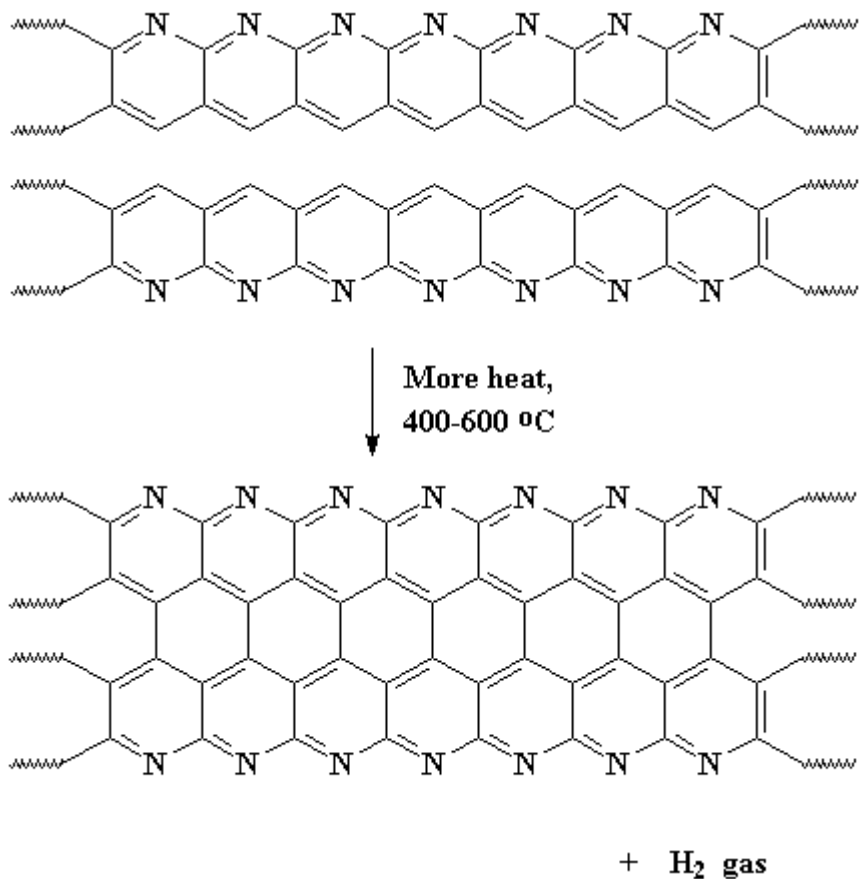
Fibra de carbono, el polímero maravilla más resistente que el acero y mucho más liviano. ¿Pero cómo se hace?: Comenzamos con otro polímero, uno llamado poliacrilonitrilo y lo calentamos. No estamos seguros de qué es lo que ocurre cuando hacemos ésto, pero sabemos que el resultado final es fibra de carbono. Creemos que la reacción ocurre de la siguiente manera: cuando calentamos el poliacrilonitrilo, el calor hace que las unidades repetitivas ciano formen anillos.



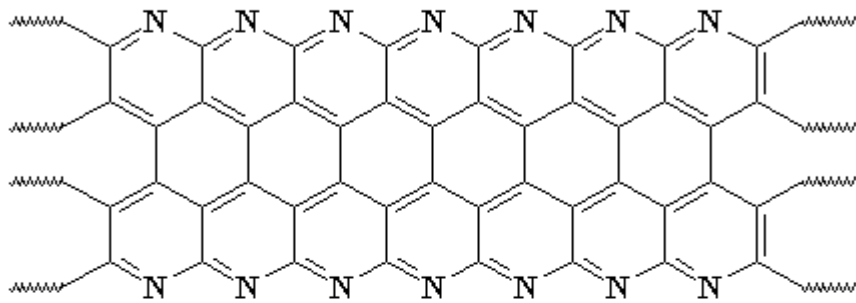
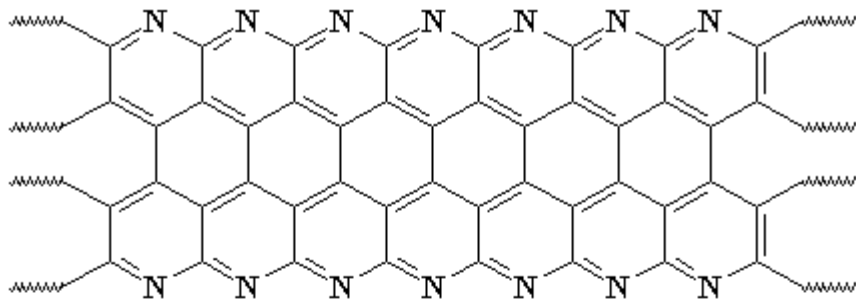
Y luego o calentamos de nuevo, esta vez, aumentamos el calor, nuestros átomos de carbono se deshacen de sus hidrógenos y los anillos se vuelven aromáticos. Este polímero constituye una serie de anillos piridínicos fusionados.



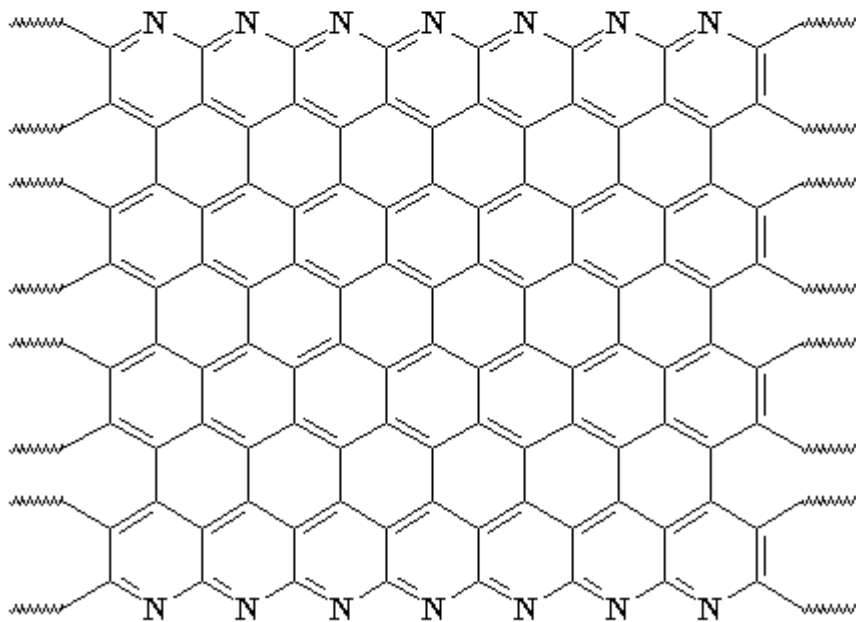
Luego, lo calentamos otra vez. De este modo, haciéndolo a unos 400-600 °C se logra que las cadenas adyacentes se unan de esta manera:



Esto libera hidrógeno y nos da un polímero de anillos fusionados en forma de cinta. Retomamos el calentamiento y lo aumentamos desde 600 hasta 1300 °C. Cuando ésto sucede, nuestras nuevas cintas se unirán para formar cintas más anchas, como éstas:



↓ still more heat,
600 to 1300 °C



+ N₂ gas

De este modo se libera nitrógeno. Como se puede observar en el polímero que obtenemos, existen átomos de nitrógeno en los extremos y estas nuevas cintas pueden unirse para formar cintas aún más anchas. A medida que ocurre ésto, se libera más y más nitrógeno. Cuando se termina, las cintas son extremadamente anchas y la mayor parte del nitrógeno se liberó, quedando con una estructura que es casi carbono puro en su forma de grafito. Por eso a estos materiales se les dice fibras de carbono.