



**FABRICACIÓN DE ORTESIS LARGA TIPO KAFO Y PRÓTESIS
TRANSFEMORAL TIPO OVOLONGITUDINAL**

**TRABAJO DE GRADUACIÓN
ELABORADO PARA LA FRACULTAD DE ESTUDIOS TECNOLÓGICOS**

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



**ELABORADO POR:
NILO VIANA DE CARBALHO FILHO**

OCTUBRE 2007

SOYAPANGO EL SALVADOR CENTRO AMERICA

UNIVERSIDAD DON BOSCO

RECTOR

ING. FEDERICO MIGUEL HUGUET RIVERA

SECRETARIO GENERAL

LIC. MARIO RAFAEL OLMOS ARGUETA



DECANO DE LA FACULTAD DE ESTUDIOS TECNOLÓGICOS

ING. YESENIA XIOMARA MARTINEZ OVIEDO

ASESOR DE TRABAJO DE GRADUACIÓN

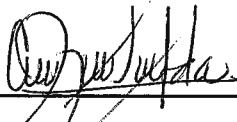
TEC. MEVIN GIOVANNI AREVALO MONJE.

UNIVERSIDAD DON BOSCO

FACULTAD DE ESTUDIOS TECNOLÓGICOS

JURADO EVALUADOR DE TRABAJO DE GRADUACIÓN

ELABORACIÓN DE DISPOSITIVOS ORTÉSICOS
ÓRTESIS TIPO TLSO PARA ESCOLIOSIS Y PRÓTESIS TRANSTIBIAL
MODULAR TIPO PTB



TEC. MONICA GISELA CASTANEDA

PIMENTEL

JURADO

TEC. GUADALUPE BEATRIZ

AVELAR VILLALTA

JURADO



TEC. MELVIN GIOVANNI AREVALO MONGE.

ASESOR

INDICE

CAPITULO I	5
1. Objetivo general	6
1.1 Objetivos específicos	6
1.2 Alcances y limitaciones	6
CAPITULO II	8
2.1 Historia clínica	9
2.1.1 Datos generales	9
2.1.2 Anamnesis	10
2.1.3 Antecedentes personales	10
2.2 Examen físico	10
2.2.1 Inspección	10
2.2.2 Palpación	11
2.2.3 Longitud de miembros inferiores	11
2.2.4 Longitud de pies	11
2.2.5 Estabilidad articular (miembro afectado)	12
2.2.6 Atrofia muscular	12
2.2.7 Evaluación de arcos de movimiento	13
2.2.8 Evaluación muscular (según escala de Cooper)	14
2.2.9 Diagnóstico	15
2.2.10 Plan ortésico	15
2.2.11 Objetivos del tratamiento	15
CAPITULO III	17
3.1 Marco teórico	18
3.1.1 Descripción	18
3.1.2 Etiología	18
3.1.3 Vía de transmisión del virus	19
3.1.4 Desarrollo de la enfermedad	19
3.1.5 Incidencia	21
3.1.6 Diagnóstico	21
3.1.7 Medidas preventivas	21
3.1.8 Signos y síntomas	21
3.1.9 Población en riesgo	22
3.2 Síndrome post-poliomielitis	22
3.2.1 Manifestaciones clínicas	22
3.2.2 Causas del síndrome post-poliomiélfítico	23
3.2.3 Incidencia	23
3.2.4 Tratamiento	23
3.2.5 Tratamiento quirúrgico	24
3.2.6 Tratamiento ortésico	24
CAPITULO IV	26
4.1 Ortesis rodilla-tobillo-pie (KAFO)	27
4.2 Las ortesis en parálisis flácidas	30
4.3 Nomenclatura de las ortesis	31
4.4 Biomecánica	32
4.5 Ubicación de las articulaciones (anatómicas y mecánicas)	33
4.6 Diseño en los distintos planos	36
4.7 Articulaciones mecánicas	37

4.8 Colocación errónea de articulaciones ortésicas de rodilla	38
CAPITULO V	40
5.1 Elaboración del KAFO	41
5.2 Recomendaciones de uso	52
5.3 Efectos secundarios	52
CAPITULO VI	54
6.1 Análisis de costos de elaboración de KAFO	55
6.2 Costos de mano de obra	56
6.3 Costo total producción	57
CAPITULO VII	59
7.1 Historia clínica	60
7.1.1 Datos generales	60
7.1.2 Anamnesia	61
7.1.3 Antecedentes familiares	61
7.1.4 Antecedentes personal	61
7.2 Examen Físico	61
7.2.1 Inspección	61
7.2.2 Inspección del muñón	62
7.2.3 Palpación	62
7.2.4 Percusión	62
7.2.5 Evaluación muscular y articular	62
7.2.6 Diagnóstico	63
7.2.7 Plan protésico	63
7.2.8 Objetivos de tratamiento	64
CAPITULO VIII	65
Amputación	66
Tratamiento	69
CAPITULO IX	70
Objetivos del tratamiento prótesis	71
Biomecánica del alojamiento del miembro residual	71
Condiciones a las que están sujetas las prótesis	71
Reseña histórica de prótesis	73
Descripción de prótesis ovo-longitudinal	79
Principio de contacto total	83
CAPITULO X	88
10.1 Proceso de elaboración de prótesis	89
10.2 Toma de medidas y elaboración de molde negativo	90
10.3 Toma manual	90
10.4 Procedimiento toma de medidas.	91
10.5 Modificación de molde negativo	92
10.6 Vaciado de molde negativo y modificación de molde positivo	93
10.7 Termoconformado para prueba	94
10.8 Elaboración de cuenca flexible	95
10.9 Elaboración de marco rígido (polipropileno)	95
10.10 Alineación de banco	96
10.11 Alineación estática	98
10.12 Alineación dinámica	98
10.13 Elaboración de la espuma cosmética	99
10.14 Acabado final y entrega	99

10.15 Recomendaciones de uso	100
10.16 Instrucciones de colocación	100
10.17 Efectos secundarios	100
CAPITULO XI	103
11.1 Análisis de costos prótesis	104
11.2 Cálculo costos de materia prima	104
11.3 Cálculo de costos de elaboración	105
11.4 Costo total	105
ANEXOS	107

INTRODUCCIÓN

El presente trabajo es un requisito para optar por el grado de Técnico en la carrera de Ortesis y Prótesis en la Universidad Don Bosco.

Se describe la elaboración de una ortesis para miembro inferior derecho, para una señora de 37 años que presenta monoparesia por secuelas de poliomielitis, así como la elaboración de una prótesis transfemoral izquierda para una señorita de 22 años.

Este proyecto es la oportunidad de poner en práctica las enseñanzas de los 3 años de carrera y de vida en El Salvador, un trabajo como este no involucra apenas factores tecnológicos y teóricos pero el aspecto humano, el trato hacia los pacientes que tuvieron la disponibilidad de colaborar en este proyecto.

CAPITULO I

OBJETIVO GENERAL

OBJETIVOS ESPECIFICOS

ALCANCES Y LIMITACIONES

1. OBJETIVO GENERAL

- Realizar un documento que describa los procesos de elaboración de una ortesis tipo KAFO y una prótesis modular transfemoral, aplicando los conocimientos teórico – prácticos adquiridos durante el transcurso de la carrera Técnico en Ortesis y Prótesis.

1.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Brindar una Ortesis a una persona de escasos recursos económicos que presenta monoparesia por secuela de poliomielitis, mejorando la marcha del usuario, hacer con la paciente pueda utilizar cualquier tipo de ropa y que le facilite al momento de sentarse, ya que su antiguo aparato esta muy dañado.
- Brindar una Prótesis a una muchacha de escasos recursos económicos que presenta una amputación transfemoral izquierda, cambiarle el estilo de cuenca mejorando y evitando molestias dermatológicas las cuales presentaba al momento de su presentación en la universidad.

1.2 ALCANCES Y LIMITACIONES

ALCANCES PACIENTE PRÓTESIS

- Mejorar la suspensión de la prótesis eliminándole el cincho.
- Mejorar el patrón de marcha.
- Mejorar la estática de la prótesis, utilizando materiales plásticos.

ALCANCES PACIENTE KAFO

- Proporcionar una ortesis liviana que le permita sentarse y cuando está en pie mantenga el miembro inferior en una correcta alineación.
- Proveer estabilidad y control durante la bipedestación y la marcha.

- Mantener la independencia de las actividades de vida diaria.

CAPITULO II

HISTORIA CLINICA

EXAMEN FISICO

PLAN ORTÉSICO

OBJETIVOS DEL TRATAMIENTO

2.1 Historia clínica

2.1.1 Datos Generales.

Nombre: Andrea del Carmen Rodas

Escolaridad: Bachillerato

Domicilio: Canton La Delicia, casa 327, San Martin

Teléfono: 2238-6606

Género: Femenino

Ocupación: Ama de casa

Estilo de vida: Baja actividad

Edad: 37 años

Peso: 113lbs

Talla: 1.60 mts

Fecha de nacimiento: 27 de noviembre de 1969

Nacionalidad: Salvadoreña

Estado Civil: Acompañada

Núcleo familiar: Compuesto por 5 personas (2 hijos menores , 1 sobrino, su acompañante)

Tipo de terreno en que se desplaza: pavimentado -plano

2.1.2 Anamnesis.

Paciente femenino producto de octavo embarazo, sin complicaciones al nacer, a los ocho meses presenta proceso febril y debilidad en los miembros inferiores, por lo que su madre la lleva al médico, el cual le diagnostica poliomielitis, posteriormente es referida al H.N.N.B.B donde recibe tratamiento y atención en por toda la niñez, a los 9 años se le realiza una operación de alargamiento de tendones(tenotomía), y se mantiene en control hasta la edad de 15 años, posteriormente es referida al Hospital Rosales, pero no se presenta para tratamiento, desde entonces no retorna para seguir tratamiento, ya que no siente dolores.

2.1.3 Antecedentes personales

No Contributotrios

2.2 Examen físico

2.2.1 Inspección

- Paciente presenta rasgos y simetría facial normal
- Conciente de tiempo y espacio
- Presenta asimetría de miembro inferior derecho
- Valgo de rodilla derecha
- Atrofia de miembro inferior derecho (MID)

2.2.2 Palpación

- Paciente presenta flacidez de MID
- Temperatura normal
- Atrofia de MID

2.2.3 Longitud de miembros inferiores

Medidas tomadas de las crestas iliacas anteros superiores al borde inferior del maleolo interno.

MIEMBRO DERECHO	MIEMBRO IZQUIERDO
70 cm	72.5 cm
<u>DISMETRIA DE 2.5cm</u>	

2.2.4 Longitud de pies

MIEMBRO DERECHO	MIEMBRO IZQUIERDO
20 cm	22 cm
<u>DISMETRIA DE 2 cm</u>	

Presenta bajo carga desviación de valgo en rodilla de 10° y varo de retropié en MID.

2.2.5 Estabilidad articular (miembro afectado)

Ligamentos cruzados estables

Ligamentos colaterales estables

2.2.6 Atrofia muscular

Lugar donde se tomó la medida	Miembro Inferior Derecho	Miembro Inferior Izquierdo	Diferencia
De la línea interarticular de la rodilla 13 cms hacia craneal	39.5 cm	41 cm	0.5 cm
De la línea interarticular de la rodilla 23 cms hacia craneal	51.4 cm	54.8 cm	3.4 cm
De la línea interarticular de la rodilla 10 cms hacia caudal	26.8cm	33.6 cm	6.8 cm
De la línea interarticular de la rodilla 23 cms hacia caudal	20.3 cm	22.6cm	2.3 cm

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

2.2.7 Evaluación de arcos de movimiento

MOVIMIENTO	RANGOS ARTICULARES PROMEDIO	CADERA IZQUIERDA	CADERA DERECHA
Extensión	25°	20°	14°
Flexión	125°	110°	100°
Abducción	45°	40°	30°
Aducción	30°	25°	20°
Rotación interna.	45°	45°	25°
Rotación externa	45°	30°	10°

MOVIMIENTO	RANGOS ARTICULARES PROMEDIO	RODILLA IZQUIERDA	RODILLA DERECHA
Extensión	180°	180°	160°
Flexión	135°	120°	120°

MOVIMIENTO	RANGOS ARTICULARES PROMEDIO	TOBILLO IZQUIERDO	TOBILLO DERECHO
Plantarflexión	45°	45°	45°
Dorsiflexión	20°	20°	0

2.2.8 Evaluación muscular (según escala de Cooper)

MOVIMIENTOS CADERA	GRADO DERECHA	GRADO IZQUIERDA
Flexión	2	4
Extensión	1	4
Abducción	2	4+
Aducción	2	4
Rotación interna	2	5
Rotación externa	2	5

MOVIMIENTOS RODILLA	GRADO DERECHA	GRADO IZQUIERDA
Flexión	2	3+
Extensión	2	3+

MOVIMIENTOS TOBILLO	GRADO DERECHO	GRADO IZQUIERDO
Plantarflexión	1	5
Dorsiflexión	1	5

2.2.9 Diagnóstico

Monoparesia por secuela de poliomielitis parálitica

2.2.10 Plan ortésico

KAFO para miembro inferior derecho

- Material polipropileno
- Valva posterior para segmento de muslo en polipropileno y una en polietileno anterior para facilitar el cierre, valva posterior para segmento de pierna con paredes altas para contener la desviación en valgo de 10° con cincho de velcro.
- Barras de duraluminio, articulación de rodilla bloqueo a 180° con anillos metálicos.
- Compensación de asimetría 2.5 cms en KAFO.

2.2.11 Objetivos del tratamiento

- Estabilizar la extremidad inferior en extensión, durante la fase de apoyo, controlando fundamentalmente la articulación de rodilla.
- Alineación adecuada de las articulaciones de la extremidad inferior derecha durante la bipedestación y la marcha.

- Prevenir aumento de desviaciones en valgo de la rodilla de la extremidad inferior derecha en el plano frontal, ofreciendo resistencia o topes a los movimientos anormales.
- Permitir bipedestación y marcha.
- Proteger columna vertebral, mejorando la postura.
- Mantener independencia en AVD.
- Reducir gasto energético.

CAPITULO III

MARCO TEORICO

3.1 Marco teórico

Poliomielitis

3.1.1 Descripción

La poliomiélitis es una virosis aguda que comúnmente ocurre en los hombres y puede producir una gran variedad de manifestaciones clínicas. En su forma más severa compromete partes del sistema nervioso central. En la gran mayoría de los casos, el sistema nervioso no es invadido, puede haber infección sin enfermedad evidente, o aun producirse síndromes inespecíficas o verificarse invasión del sistema nervioso con o sin desarrollo de disfunciones.

3.1.2 Etiología

El agente causador de la poliomiélitis es un virus del grupo Picorna cuyo diámetro puede variar de 8 a 30 μ , siendo patogénico al hombre (ambos sexos). Hay tres tipos de virus antígenicamente distintos

Tipo I: Brunhilde

Tipo II: Lansing

Tipo III: Leon

La infección humana por un tipo de virus no protege contra la invasión por otro. Los virus de la poliomiélitis pueden permanecer vivos bajo condiciones viables, en agua, por un tiempo que puede llegar a 4 meses. Son inmunes al éter, merthiolate, alcohol etílico, pero son inactivos por el calor, agentes oxidantes, luz ultravioleta.

3.1.3 Vía de transmisión del virus

- Transmisión por contacto directo, vía oral – fecal. Indirectamente por la ingesta de alimentos o agua contaminada por heces. Puede ser por el contacto del alimento por moscas contaminadas de excremento portador del virus o bien, por la leche cruda infectada.
- Puede transmitirse de persona a persona por medio de las secreciones nasales y la garganta. Por microgotitas de saliva.

3.1.4 Desarrollo de la enfermedad

Estos virus penetran el organismo por medio de la boca, pasan a través del tubo digestivo, donde se multiplican y se disemina por el torrente sanguíneo hasta llegar a su objetivo: las células del asta anterior de la médula espinal, y el tronco del encéfalo.

Manifestaciones Clínicas:

El periodo de incubación de la poliomielitis varia de 3 a 35 días, alrededor de 80 por ciento de los casos ocurre 6 a 20 días posteriormente al contacto con el virus. La infección puede asumir en unas de estas formas (según el grado de infección):

Infección Inaparente:

La mayoría de los casos de la infección por el virus de poliomielitis, 95 %, ocurre en esta forma. No hay síntomas pero el virus se halla presente en la faringe e intestino, probablemente también en la sangre, en general se desarrollaron anticuerpos neutralizantes inespecíficos de tipos.

Infección Blanda:

Todo el curso de la infección puede constituir una infección inespecífica, sin evidencia clínica o de laboratorio de la invasión del sistema nervioso central, ésta es la poliomielitis abortiva. Tres síndromes son observados; (1) manifestaciones ligadas a vías aéreas superiores, fiebre de grado variables, irritación faringea, dolor de garganta; (2) disturbios gastrointestinales, con nauseas, vómitos, diarrea, dolor abdominal y fiebre moderada; (3) síntomas del tipo de la gripe, como fiebre y dolores musculares, oseas, y articulares, generalizados.

Poliomielitis no paralítica: Presenta síntomas sistémicos.

Poliomielitis paralítica: Presenta síntomas sistémicos y parálisis. Presenta cuatro fases: prodrómica, aguda, de recuperación, parálisis residual.

Fase prodrómica

Dura 2 días. El paciente presenta síntomas generales como cefalea, malestar general y dolor muscular generalizado.

Fase aguda

Dura 2 meses aproximadamente. Sintomatología generalizada como cefalea, fiebre, rigidez de nuca, espasmo y dolor a la palpación muscular.

Fase de recuperación

Dura hasta 2 años. Aproximadamente un tercio de los pacientes conseguirán una recuperación completa.

Fase de parálisis residual

Las causas de deformidad paralítica incluyen el desequilibrio muscular, la contractura, la atrofia y, durante la infancia, el retraso del crecimiento longitudinal de los huesos de la extremidad afectada.

3.1.5 Incidencia

Se presenta generalmente en epidemias, en particular al final del verano, pero también puede aparecer esporádicamente.

Es más frecuente principalmente en niños cuyas edades oscilan entre 4 a 9 años, pero puede darse incluso en adultos, siendo la afección de los últimos más severa.

La poliomielitis afecta más a los niños que a las niñas.

Ataca más a las extremidades inferiores que las superiores o tronco.

3.1.6 Diagnóstico

El aislamiento e identificación del poliovirus en las heces es el mejor método para confirmar el diagnóstico de poliomielitis. Las muestras de heces de casos sospechosos de poliomielitis deben obtenerse tan pronto como sea posible, preferiblemente en los primeros 7 días, o al menos durante los primeros 14 días después de la aparición de la enfermedad.

3.1.7 Medidas preventivas.

La poliomielitis no tiene cura, el mejor tratamiento es preventivo, mediante la vacunación.

Vacunación. La vacuna de Salk se introdujo en 1955. En 1961 la vacuna de Sabin, una preparación elaborada con organismos vivos inactivos y tomada por vía oral.

3.1.8 Signos y síntomas.

Los rasgos clínicos más prominentes son dados por el compromiso de la neurona motora inferior, es decir, se manifiesta parálisis flácida, atrofia, arreflexia y asimetría. La sensibilidad está conservada, así como la función esfinteriana

(excepto en algunos casos y en el periodo agudo). A mayor severidad y extensión de la enfermedad en sus primeras semanas, mayor será el compromiso funcional.

3.1.9 Población en riesgo.

Los factores de riesgo que influyen sobre la severidad de la enfermedad son el embarazo, la deficiencia inmunológica, la aplicación de inyecciones intramusculares y la amigdalectomía (extirpación de las amígdalas).

3.2 Síndrome post-poliomielitis

Jean Martin Charcot, un hombre que había tenido poliomyelitis en su infancia, describió los síntomas en 1875, pero hasta los años 80 no se la conocerá como síndrome post-polio.

El Síndrome post-poliomielitis es una complicación que se puede dar en las personas que padecieron la enfermedad hace 10 – 40 años. Su diagnóstico se basa en la presencia de los siguientes criterios:

- Antecedente confiable de haber sufrido poliomyelitis
- Desarrollo posterior de debilidad muscular progresiva que empeora la discapacidad residual, debido a la muerte de las motoneuronas inferiores que no se afectaron.

3.2.1 Manifestaciones clínicas

- Fatiga que mejora con el reposo.
- Debilidad muscular progresiva, (de musculatura sana y /o afectada). Esto ocasiona dificultad para la marcha y traslados.
- Pérdida de la función, acompañada de dolor, sobre todo en músculos y articulaciones, (mialgias, artralgias).

- Atrofia muscular.
- Dificultades respiratorias. (que les llevan, incluso, hasta la muerte).
- Dificultades en deglución.
- Intolerancia al frío.

3.2.2 Causas del síndrome post-poliomielítico

Los síntomas que se presentan en el llamado síndrome post-poliomielítico no son causados por la reinfección con el virus de la poliomiелitis. No se conoce aún la causa que lo origina. Los investigadores creen que podría deberse a:

- Las células nerviosas que controlan los movimientos del músculo fueron dañadas por la infección inicial de la poliomiелitis.
- Algunas de las células nerviosas se recuperaron, mientras que otras “brotaron”. Las células del nervio que “brotaron” asumieron el control del trabajo de las células que habían muerto. (Sobrecarga metabólica de la motoneurona).

3.2.3 Incidencia

Aproximadamente del 20 al 40 por ciento de la gente que tuvo parálisis aguda debido a la infección por el virus de la poliomiелitis desarrollarán lo que se denomina síndrome post-poliomiелitis.

3.2.4 Tratamiento

No existe tratamiento específico de la enfermedad.

En los períodos agudos y de convalecencia, el tratamiento consiste en un control de los síntomas (medicamentos que combaten los síntomas como fiebre, dolor, etc.) y a una gran cantidad de medidas terapéuticas para las malas posturas, las

distensiones músculo tendinosas o las retracciones de los mismos, protegiendo los segmentos afectados para evitar la deformidad y el crecimiento anormal del hueso.

3.2.5 Tratamiento quirúrgico

En el período de las secuelas es en donde la cirugía ortopédica puede suponer un mayor apoyo al tratamiento de esta enfermedad, pues en ese período el común denominador es la presencia de deformidades físicas.

En estos casos es necesario una intervención quirúrgica, bien para alinear una extremidad con el fin de adaptarle una ortesis de soporte para poder caminar, o para darle a la extremidad una mejor estética corporal, para hacerla un poco más funcional o para igualar la longitud de los miembros. Estos tratamientos quirúrgicos pueden ir desde sencillas intervenciones hasta los más complejos procedimientos que posteriormente necesitan largos períodos de inmovilización y tratamiento de rehabilitación.

3.2.6 Tratamiento ortésico

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.

En los primeros años del desarrollo ortésicos, los materiales que se utilizaban eran muy pesados, el hierro y la madera eran la materia prima principal, confeccionar un aparato largo (como era llamado antes de la clasificación internacional) incurria en utilizar técnicas rústicas y herramientas importadas de la construcción civil, durante décadas se utilizó estos materiales, hasta alrededor de los años 80 la industria ortopédica descubrió el plástico.

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 pacientes 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.

CAPITULO IV

DESCRIPCION DE ORTESIS TIPO KAFO

BIOMECANICA

4.1 Ortesis rodilla-tobillo-pie (KAFO)

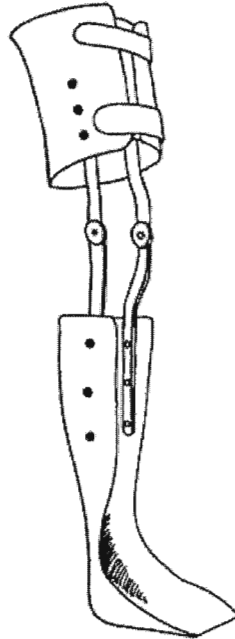
Durante muchos años, en las ortesis de extremidad inferior, se usaron casi exclusivamente componentes metálicos, pero el termoplástico literalmente inicio una revolución en la industria. Mientras se hacen un número limitado de ortesis de laminado de plástico termoestable, la mayoría son de materiales 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.



Ortesis tipo Kafo

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 paciente, 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 2cm por debajo del periné, 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 maleolos a ambos lados.

El diseño del segmento de muslo así como el de pierna dependerán de las necesidades del paciente, 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.

Eventualmente se puede añadir una rodillera en la parte anterior de la articulación mecánica, sujeta a las barras metálicas mediante correas graduables, para sujetar la rodilla cuando el paciente está en bipedestación con la articulación mecánica bloqueada.

El KAFO puede incorporar cuando sea necesario 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.

4.2 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

As ortesis también pueden se clasificar 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

4.3 Nomenclatura de las ortesis:

Al referirse a un determinado aparato ortésico, se puede usar diferentes términos. Por ejemplo, para referirse a una ayuda ortésica que involucra la articulación de tobillo con la palabra “ortesis corta”, o usar las siglas correspondientes a las articulaciones involucradas, como “OTP” (Ortesis Tobillo Pie) o “AFO” (Ankle Foot Orthosis).

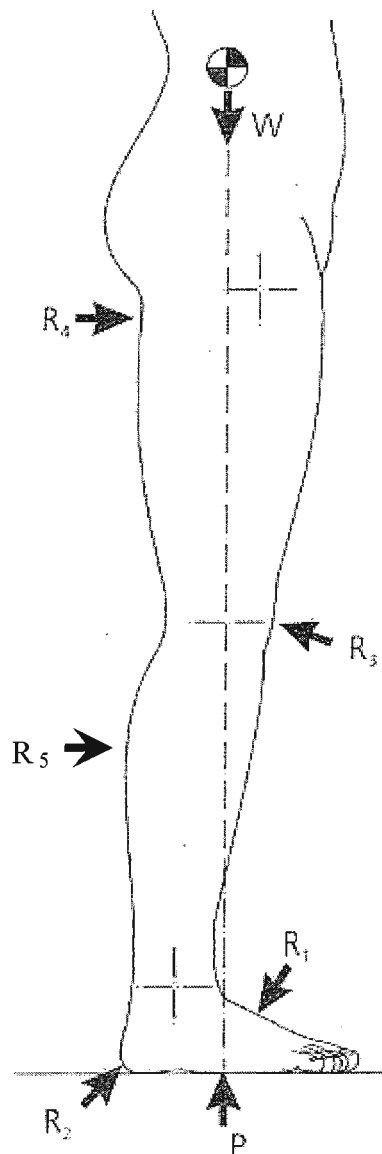
A continuación, se presenta un cuadro que muestra la nomenclatura de las ortesis usando las siglas en inglés de las articulaciones de miembro inferior involucradas en la ortesis.

H (HIP) cadera	K (Knee) rodilla	A (ANKLE) tobillo	F (FOOT) pie	O (ORTHESES) ortesis	Ayuda Ortésica
H →				O	Ortesis Cadera
H →	K	A	F	O	Ortesis Cadera Rodilla Tobillo- Pie
	K →			O	Ortesis Rodilla
		A →	F	O	Ortesis Tobillo – Pie
			F →	O	Ortesis Pie

4.4 Biomecánica.

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

- Sistema 1: R2, R3, R4, R5. Controla la estabilidad de la rodilla en el plano sagital.
- Sistema 2: R1, R2, R3. Controla la estabilidad del tobillo en el plano sagital.



Línea de carga, vectores que mantienen en el miembro inferior en equilibrio, R1,R2,R3,R4, W centro de gravedad, P fuerza de reacción

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 se logre aumentar:

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

4.5 Ubicación de las articulaciones (anatómicas y mecánicas)

4.5.1 Articulaciones anatómicas

4.5.1.1 Articulación de cadera

El centro de todos los ejes de movimiento es el centro de la cabeza del fémur. Si el Técnico quiere determinar la ubicación de ese centro, debe de estar conciente que esto se logra sólo aproximadamente, aunque con resultados técnicos satisfactorios.

En el plano sagital, el punto de intersección está ubicado en el eje transversal de la cadera (M-L o eje de flexión - extensión), más o menos a la altura del ápex del trocánter mayor.

La posición A-P se puede ubicar por medio de la perpendicular lateral, partiendo del medio de la cavidad de la axila y con ayuda de la línea de Roser - Nelaton.

Para trazar la perpendicular lateral: abducir el brazo. Marcar el medio de la cavidad de la axila. Utilizar el alineador de plomada y trazar la perpendicular partiendo de la cavidad axilar a la altura marcada en el ápex del trocánter.

Línea Roser - Nelaton: Unir una cuerda inclinada que parta de la espina ilíaca antero superior y llegue a la protuberancia isquiática. Dirigir cuidadosamente una

línea de plomada perpendicular lateral. El punto de intersección de estas líneas corresponde al punto de salida del eje transversal de la cadera.

El punto de salida del eje A-P de la cadera, es decir el eje abducción-aducción se puede determinar desde el frente tocando el pulso de la arteria femoral:

El punto de salida está ubicado aproximadamente 10mm lateral y 10mm craneal del lugar de salida de la arteria del tejido muscular. Se puede detectar cuando se tiene buena circulación o también con un aparato Doppler de prueba.

Las articulaciones mecánicas de la cadera no se usan frecuentemente en la ortésica de miembro inferior, sin embargo el técnico debe de estar en posibilidad de ubicar la articulación de cadera partiendo de las características externas.

Se puede simplificar usando un método externo con base del ápex del trocánter mayor, 25mm arriba y 12mm posterior al mismo.

4.5.1.2 Articulación de rodilla

De pie, en postura relajada, los ejes de ambas articulaciones de rodilla se encuentran en una línea que están paralelos al plano frontal. Por medio de rotación de la cadera se puede alcanzar esta posición paralela, aunque de un individuo a otro la rotación externa sea de diferente magnitud.

La articulación de la rodilla es una articulación policéntrica. Ella ejecuta no sólo rotación, sino también movimientos de traslación. De manera que el fémur no sólo rota alrededor de la tibia sino también lleva a cabo un desplazamiento anterior mientras se flexiona el muslo.

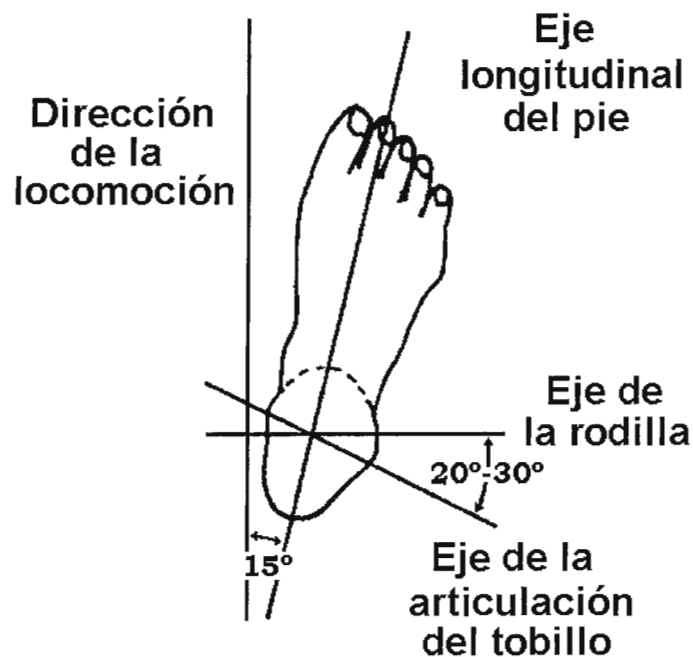
Adicionalmente hay rotación alrededor del eje vertical: el fémur rota durante la flexión en 10° externo, en la extensión sucede lo contrario, 10° interno.

En la última fase de la extensión se presenta la rotación final. Aquí se llega a una rotación externa de la antepierna de unos 5° . El efecto es comparable con un cierre de bayoneta o a un "enroscamiento" de las partes articulares. Esta acción estabiliza la articulación al momento de la extensión.

4.5.1.3 Articulación de tobillo

Dependiendo del grado de torsión tibial natural que en cada persona es diferente, el eje del tobillo puede estar rotado externamente hasta 30° respecto al eje de la rodilla.

La torsión de la tibia es un proceso que se desarrolla desde unos 2° en recién nacidos hasta 20° - 30° permanentes en un lapso de aproximadamente 7 años.



En el plano transversal, los ejes de rodilla y tobillo en referencia a línea de progresión

4.6 Diseño en los distintos planos

El diseño se realiza, como ya se mencionó, en un sistema de referencia de tres dimensiones que puede representarse en forma simplificada como la proyección de una línea de carga predeterminada en forma de perpendiculares anterior, una posterior y lateral del cuerpo.

En el sector especializado alemán, las perpendiculares tienen su punto de origen desde del centro de la articulación de la cadera y baja perpendicularmente hacia la superficie de apoyo. Ya se ha descrito lo difícil que resulta encontrar el centro articular de la cadera, por lo que se permite partir de la perpendicular que en posición relajada normal:

- En la vista frontal, atraviesa el centro de las articulaciones de rodilla y tobillo.

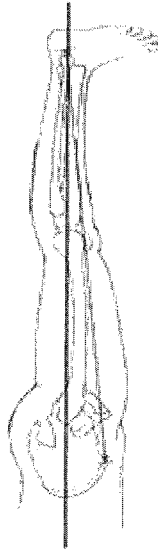
- En la vista posterior, atraviesa el centro de la fosa poplíteica y el tendón de Aquiles.

- En la vista lateral, se origina en la cavidad axilar, corta el trocánter mayor, corta la articulación de la rodilla en aproximadamente la línea límite entre los dos tercios anteriores y un tercio posterior, siguiendo hacia abajo pasando justamente anterior al maléolo externo, perpendicular a la superficie de apoyo.

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

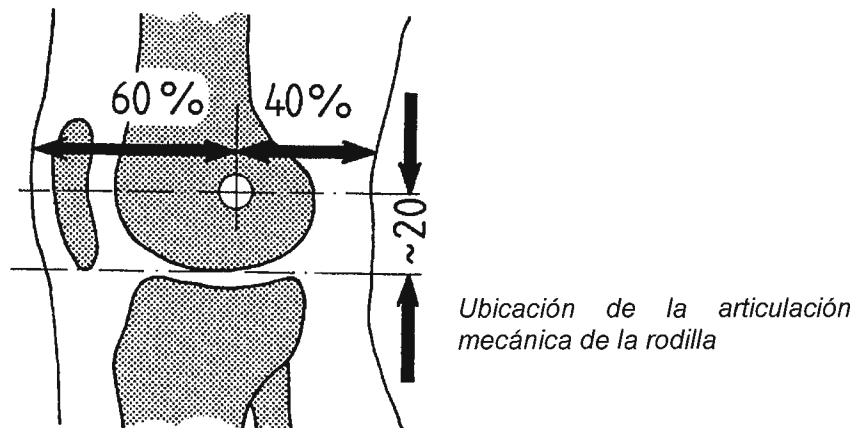
- Contacto estático-dinámico correcto entre el zapato y el piso.
- Congruencia entre los ejes anatómicos y mecánicos
- Ordenamiento horizontal de los ejes, conformidad de forma y contorno entre las estructuras ortésicas y anatómicas

Línea de carga
Vista lateral



4.7 Articulaciones mecánicas.

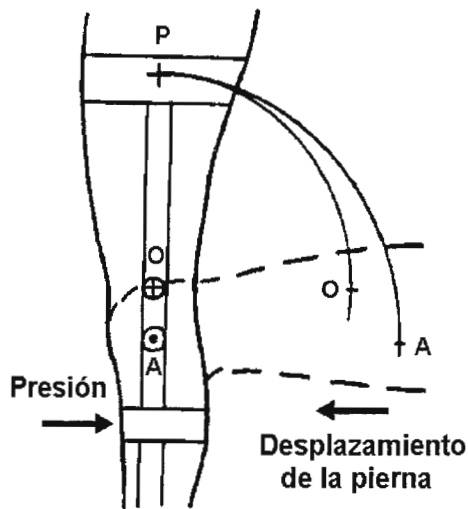
El punto de rotación de la articulación rodilla se encuentra a nivel A-P 60% anterior 40% posterior a nivel de la articulación de rodilla. La ubicación adoptada hasta hoy de 2/3 anterior 1/3 posterior de la articulación es permitida.



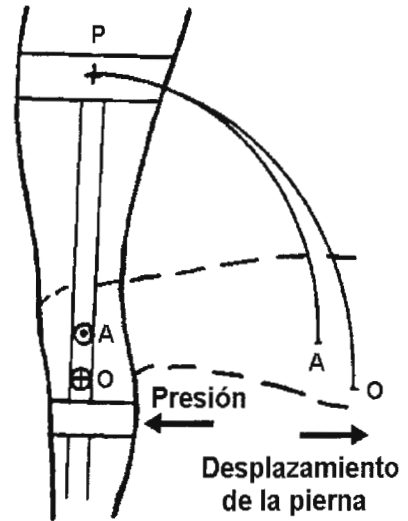
En cuanto a altura, queda para el adulto, a aproximadamente 20 mm craneal a la interlínea articular.

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

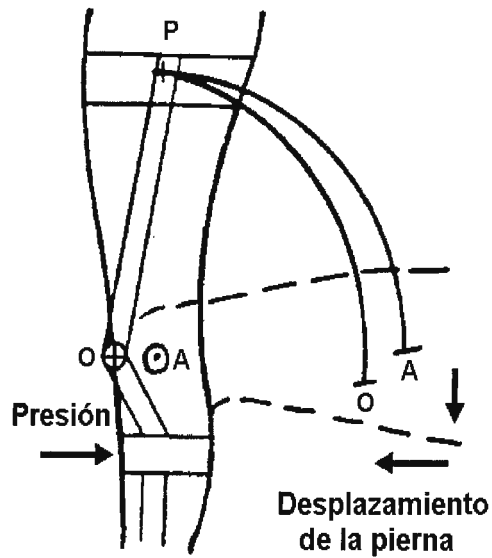
4.8 Colocación errónea de articulaciones ortésicas de rodilla



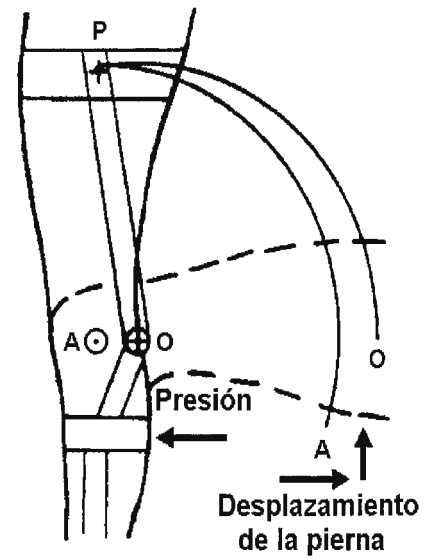
Cuando la articulación se ubica más arriba de la anatómica, al momento de sentarse aparece una presión anterior sobre la parte antero-proximal de la pierna y esta se desplaza hacia anterior



Cuando la articulación se ubica por debajo de la anatómica, al momento de sentarse aparece una presión postero-proximal en la pierna y esta se desplaza hacia posterior.



Cuando la articulación se ubica más anterior a la
 ubica por
 anatómica, al momento de sentarse aparece una
 momento
 presión anterior sobre la parte antero-proximal
 presión
 de la pierna y esta se desplaza hacia anterior.
 pierna y esta



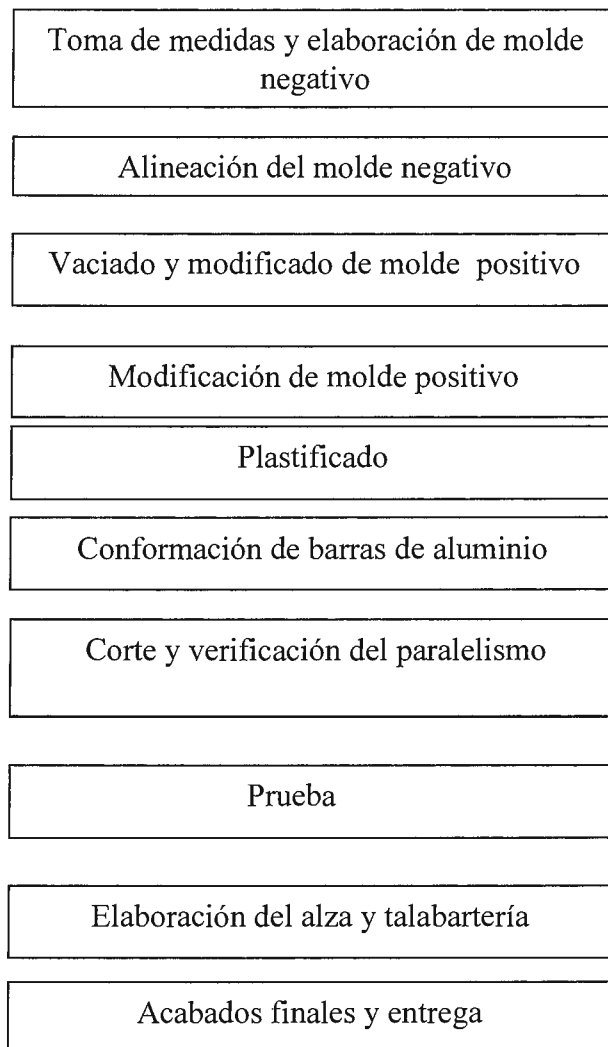
Cuando la articulación se
 detrás de la anatómica, al
 de sentarse aparece una
 postero-proximal en la
 se desplaza hacia posterior

CAPITULO V

PROCESO DE ELABORACION DE KAFO

5.1 ELABORACION DEL KAFO

5.1.1 Proceso de elaboración.



5.1.2 Toma de medidas y elaboración de molde negativo

Materiales y herramientas:

- Cinta métrica
- Calibrador de exteriores
- Lápiz indeleble
- Goniómetro
- Tijera
- Cuchilla
- Recipiente con agua
- Protector para cortar
- 3 vendas de yeso de 6"
- Alza de 2.5cm

5.1.2.1 Recepción de paciente y toma de medidas.

Después tomar los datos básicos necesarios y haberlos escrito en nuestra hoja de medidas se procede a tomar las medidas de interés sobre el paciente.

Se toman las siguientes medidas y se anotan en la respectiva hoja:

- Altura del plato tibial al piso
- Altura del ápex del maleolo interno y externo al piso
- Medida M-L nivel de rodilla, maleolos, cabezas metatarsales de I a V.
- Circunferencia de las cabezas metatarsales.
- Circunferencia de la garganta del pie
- Circunferencia de la parte más distal de la pantorrilla
- Circunferencia de la parte proximal más prominente de los gastronemios
- Circunferencia del 1/3 distal del muslo

- Circunferencia del 1/3 proximal del muslo

Se marcan con el lápiz indeleble ciertos puntos de referencia, los cuales son muy importantes para la elaboración de la ortesis como son el trocánter mayor, la rótula, la línea interarticular, la cabeza del peroné, los maleolos interno y externo, y las cabezas metatarsianas.

5.1.2.2 Elaboración del molde negativo.

La toma de molde se realiza en dos fases.

Fase I

Se coloca una media en la pierna derecha con el fin de aislar la piel de la venda de yeso, se ubica a la paciente en sedestación, la rodilla a 90° de flexión y con un alza de 2.5 cm en el talón para compensar la discrepancia, el pie se encuentra en equino.

Las marcas de las prominencias óseas deben estar visibles, y se debe cuidar que no se muevan. Se ubica el protector de plástico en la cara anterior del miembro, el cual facilita el corte del yeso. Posteriormente se procede a vendar primero el segmento de pie, tobillo y pantorrilla. El vendaje se realiza de proximal a distal tratando que quede uniforme, es decir, que no queden partes más anchas o delgadas ni estrangulamientos.

Fase II

Se ubica a la paciente en decúbito supino y se continua el vendaje de distal a proximal hasta llegar al trocánter mayor, ingle, ligeramente por debajo de la espina ilíaca antero superior y se libera el glúteo.

Posteriormente antes de que fragüe el yeso se corrigen las deformidades que lo permitan, el valgo de rodilla se logra reducir de 10 a 5 grados, cuando las vendas de yeso han fraguado se procede a marcar unas líneas de referencia para el

corte, después se corta y se retira cuidadosamente el molde negativo.

5.1.3 Vaciado de molde negativo y modificación de molde positivo.

Antes de realizar el vaciado de yeso calcinado para obtener un molde positivo, se debe chequear la correcta alineación del molde negativo.

La alineación que deberá tener será:

	VISTA FRONTAL	VISTA POSTERIOR	VISTA SAGITAL
MUSLO	50% lateral 50% medial	50% lateral 50% medial	50% anterior 50% posterior a nivel del trocánter mayor
RODILLA	Centro de la rótula	Centro de la fosa poplítea	60% anterior 40% Posterior
TOBILLO - PIE	I –II Dedo del pie	Centro del calcáneo	Ligeramente por delante del maleolo externo

Materiales:

- Cuchilla para cartón
- 1 venda de yeso de 6 pulgadas para sellar el molde
- Jabón en polvo
- 1 tubo galvanizado de ½ pulgada correspondiente al tamaño del molde.
- 25 lbs de yeso calcinado
- Cubeta con la cantidad necesaria de agua para la preparación del yeso.
- Escofina media caña
- Escofina redonda

- Alza de 2.5 cm
- Colorante en polvo
- Cedazo grueso y fino

5.1.3.1 Procedimiento:

1. Antes de cerrar el molde con la venda de yeso se introduce el tubo galvanizado, con un pedazo de hierro corrugado formando un ángulo de 90° en la parte distal, lo cual permite darle resistencia al molde en el segmento del pie.
2. Se llena con agua el molde para determinar la cantidad necesaria a usar para preparar la mezcla, con el fin de evitar desperdicios de material.
3. Se diluye el agua con jabón y se echa dentro del molde, y después se saca.
4. Se prepara la mezcla. Al agua calculada en la cubeta se le agrega poco a poco el yeso calcinado revolviendo constantemente con la mano hasta que la consistencia de la mezcla esté lista para ser vertida dentro del molde negativo.
5. Una vez vertido el yeso, se ubica el tubo galvanizado lo más centrado posible y se deja reposar unos minutos hasta fraguar la mezcla.
6. Cuando haya fraguado la mezcla se coloca el molde en una de las prensas de trabajo y con la cuchilla para cartón se retiran las vendas de yeso.
7. Antes de trabajar el molde, se remarcan los puntos de interés que se marcaron en la toma de molde negativo con el lápiz indeleble.
8. Se quitan todas las irregularidades en el molde positivo.

9. Después se verifican las medidas nuevamente y se procede a colocar yeso sobre prominencias óseas o zonas que se tengan que liberar, como los maleolos y cabezas metatarsianas.

10. Se elabora la caja posterior con venda de yeso. Para lo cual se marca la ubicación de la línea interarticular y se prolonga hacia posterior. De esta línea se desplaza 8 centímetros en dirección craneal y 8 centímetros en dirección caudal. (Esto dependerá de la longitud de la extremidad de cada paciente).

11. Se elabora la caja anterior colocando yeso en la parte anterior del segmento de pierna, siguiendo los contornos de este, dicha caja puede llegar hasta cubrir todo el pie o inclusive puede no llevarla, el técnico definirá esto durante la construcción

12. Se procede a la alineación de banco del molde positivo:

Se coloca el molde positivo dentro de la caja de alineación y se verifica que las líneas de plomada coincidan con los puntos que a continuación se mencionan.

Alineación de banco del molde positivo.

	VISTA FRONTAL	VISTA POSTERIOR	VISTA SAGITAL
MUSLO	50% Lateral 50% Medial	50% Lateral 50% Medial	50% Anterior 50% Posterior
RODILLA	Centro de la rótula	Centro de la fosa poplítea	60% Anterior 40% Posterior
TOBILLO - PIE	I –II Dedo del pie	Centro del calcáneo	Ligeramente por delante del maleolo externo

Se identifica el punto de compromiso de la articulación mecánica de rodilla que se encuentra de 2 a 2.5 cm hacia craneal con respecto a la anatómica y 60 % anterior 40% posterior.

13. Se afina toda la superficie del molde positivo, y se marca con lápiz indeleble el diseño seleccionado. Se colocan clavos en el punto de compromiso de las articulaciones mecánicas.

5.1.5 Termoconformado.

Materiales:

- 100 x 58 cm de PP 6
- Silicón
- Papel teflón

5.1.5.1 Procedimiento:

- Se prepara el molde para el termoconformado. Antes se debe verificar que el sistema de succión esté funcionando correctamente.
- Para cortar el plástico, se mide la garganta del tobillo, el largo de todo el miembro inferior y la parte más gruesa del muslo.
- Se corta con la caladora, se limpia, y se introduce la lámina al horno (precalentado a 180° C) durante 15 minutos aproximadamente.
- Se retira el plástico del horno para colocarlo sobre el molde positivo, se cierra la costura en la cara anterior del molde. Se enciende el sistema de vacío y se corta el sobrante de plástico.
- La succión se retira una vez el termoplástico se ha enfriado.

5.1.6 Conformación de barras de aluminio

Herramientas:

- Par de Grifas

Equipo:

- Alineador

5.1.6.1 Procedimiento:

Se pone el alineador en la prensa.

Se coloca el molde termoconformado (aún sin cortar) en el alineador, con el fin de verificar la ubicación de la articulación mecánica de rodilla.

Se determina por donde van a pasar la barra medial y lateral. Las barras se van conformando con la ayuda de las grifas, éstas deben tener la forma anatómica de la extremidad y deben ir lo más congruente posible al contorno del plástico.

Al ir conformando las barras se irá determinando el largo requerido para cortarlas. Una vez conformadas las barras de aluminio, se procede a perforarlas con una broca de 3.5 mm, dos agujeros en cada barra, con el fin de establecer los puntos de fijación en los segmentos de polipropileno.

5.1.7 Corte, acabado y verificación del paralelismo de la articulación de rodilla.

Herramientas y Maquinaria:

- Sierra oscilante eléctrica.
- Conos de lija de la máquina fresadora.
- Grifas.
- Nivel de escuadra o pie de rey.
- Fresadora

5.1.7.1 Procedimiento.

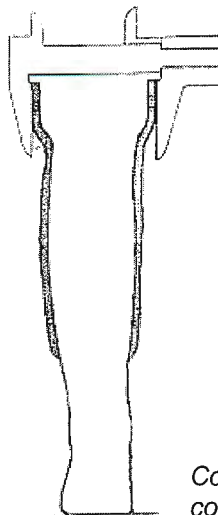
El corte del plástico se establece de acuerdo al diseño que se ha seleccionado transfiriendo las marcas del lápiz indeleble del molde positivo al plástico.

Tan pronto como el plástico ha sido cortado y retirado del molde positivo, se pule con la ayuda de los conos de lija en la máquina fresadora.

5.1.8 Paralelismo.

Para este proceso se necesitará un nivel de escuadra o un pie de rey. La idea de realizar este paso es obtener una congruencia de los ejes articulares en diversos planos, ya que de no existir esta congruencia, la ortesis no tendrá un correcto funcionamiento, provocando un desgaste prematuro de sus cabezas articulares, además de provocar presiones sobre la pierna del paciente.

Se coloca el pie de rey en una posición paralela al piso, ubicando la pared medial de cada uno de los brazos sobre la pared lateral de las cabezas articulares de las barras en los segmentos de muslo y pierna. Se debe observar que las cabezas articulares estén a escuadra con respecto al calibrador o pie de rey y que los ejes sean horizontales y paralelos al piso y que los ejes articulares se encuentren a la misma altura.



Conferir el paralelismo de las barras con 1un pie de rey

- Se observa el alineamiento del aparato.
- Después de 15 ó 20 minutos, se retira la ortesis y se examina la piel del paciente para detectar las posibles zonas de presión.
- Se realizan los cambios respectivos, que en este caso solo fueron el corte de la longitud del pie y corte de la caja posterior en el segmento de pierna, para facilitar la entrada y salida del pie en el aparato.

5.1.11 Elaboración de la talabartería

Durante esta etapa se confeccionan aquellos recursos que se utilizarán como medio de suspensión, y apoyo dentro de los que podemos mencionar:

- Fajas de sujeción de webbing y velcro

Estas fajas se colocarán a nivel proximal y distal del muslo. Cada una de las fajas, deberá llevar un protector para el contacto con la piel. Estas fajas se fijan a la ortesis por medio de pasadores y remaches.

Acabados finales y entrega

Esta es una parte muy importante de todo el proceso de fabricación, ya que se debe verificar la calidad y el acabado con el que va cada uno de los componentes que conforma la ortesis.

Las barras deben ir debidamente pulidas antes del remachado y los bordes de la ortesis deben ir sin filos.

Además de que la ortesis debe estar completamente limpia.

5.1.12 Entrega

Antes de la entrega oficial, se debe informar al paciente acerca de los cuidados y mantenimiento que requiere el aparato; así como el tiempo de su uso, su correcta colocación e indicaciones en caso de deterioro o fallas del aditamento.

5.2 Recomendaciones de uso

Para obtener el máximo aprovechamiento y satisfacción en el uso de la ortesis, el paciente debe de considerar los siguientes puntos:

- Limpieza frecuente.
- Mantener secos los componentes metálicos de la ortesis, no mojarlos y secarlos perfectamente después de limpiarlos.
- No acercar la ortesis a una fuente de calor, por peligro de deformar los componentes plásticos y el riesgo de inflamabilidad.
- Colocárselo como se lo indico el técnico.
- Al presentar algún imperfecto comunicárselo al técnico.
- No hacer modificaciones caseras a la ortesis.
- Tener un control periódico para revisión de ortesis.

5.2 Efectos secundarios

- Trastornos cutáneos
 - Eritema o úlceras por presión a causa de presiones excesivas en las zonas de apoyo.
 - Erosiones de la piel si no se respetan las instrucciones de uso, o por hipersensibilidad cutánea al material.
 - Dermatitis por contacto prolongado con el material de la ortesis.

- Lesiones cutáneas por aumento de sudoración.

- Problemas por incorrecta adaptación
 - Dolor por excesiva presión.
 - Incomodidad por la alteración dimensional entre ortesis y extremidad inferior.
 - Alteraciones de la marcha.

CAPITULO VI

ANALISIS DE COSTOS

6.1 Análisis de costos de elaboración de KAFO

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

6.1.1 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	4 vendas	\$ 10.00
Yeso calcinado	Bulto 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 de aluminio	Par	\$25.00	1 par	\$25.00
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	4 unidades	\$0.04
Hebilla plástica 2"	Unidad	\$0.10	2 hebillas	\$ 0.20
TOTAL				\$ 64.02

6.1.2 Descripción de los costos de producción:

DESCRIPCIÓN MATERIA PRIMA	UNIDAD DE MEDIDA	VALOR UNITARIO EN DÓLARES	CANTIDAD UTILIZADA	COSTOS EN DÓLARES
Masking tape	Rollo	\$2.15	½ rollo	\$ 1.07
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
Pliego de lija No. 320	Pliego	\$0.60	½ Pliego	\$ 0.30
Pliego de jija No. 100	Pliego	\$0.84	½ Pliego	\$0.42
Hoja de foami	Hoja	\$0.15	2 hojas	\$0.30
Pegamento	Bote 1/8 galón	\$1.00	Bote	\$1.00
Vaselina	Tarro	\$2.29	¼ tarro	\$0.57
TOTAL				\$6.39

6.2 Costos de mano de obra

Costos de mano de obra	
Salario del técnico	\$500.00
Costo por hora de trabajo	\$3.15
Horas efectivas hombre	160 horas
Horas efectiva de elaboración	52 horas
Costo de mano de obra	\$ 3.15x52 horas = \$ 162.5

Costos directos	
Costos de materiales	\$64.02
Costos de elaboración	\$6.39
Mano de obra	\$162.50
Total de costos directos	\$232.91

6.3 Costo total producción:

Costos Totales	
Costos directos	\$679.66
Costos indirectos (transporte, comida, etc.) 10% de los costos directos	\$67.96
Costos total	\$747.62

CAPITULO VII

HISTORIA CLINICA

EXAMEN FISICO

PLAN PROTESICO

OBJETIVOS DEL TRATAMIENTO

7.1 Historia clínica

7.1.1 Datos generales

Nombre: Fátima Dolores Parada

Escolaridad: Nivel superior

Domicilio: Canton La Union ,Tonacatepeque , San Salvador

Teléfono: 2354-1268

Género: Femenino

Ocupación: Estudiante

Estilo de vida: actividad moderada

Edad: 22 años

Fecha de nacimiento: 03 de septiembre de 1985

Nacionalidad: Salvadoreña

Estado Civil: Soltera

Tipo de terreno: irregular-inclinado

7.1.2 Anamnesia

Paciente femenino producto de primer embarazo a término, sin complicaciones al nacer, el día 27 de mayo de 1996 a la edad de 10 años sufre accidente, paciente refiere “ estaba caminando con mis primas llegando a la escuela cuando vimos a dos carros en alta velocidad y no tuvimos tiempo de correr ”, es trasladada al Hospital San Bartolo ciudad de Ilopingo de donde es referida al H.N.N.B.B. por falta de equipo médico para su atención ya que presentaba múltiples traumatismos en la pierna izquierda, debido al riesgo de infección los médicos optan por la amputación trasfemoral, dura interna 11 días, posteriormente recibe terapia física en el mismo hospital, pasados 2 meses de terapia física, recibe su primera prótesis en PODES.

7.1.3 Antecedentes familiares

No contributorio.

7.1.4 Antecedentes personal

No contributorio.

7.2 Examen Físico

7.2.1 Inspección

- Conciente en tiempo y espacio.
- Muñón de simetría cónica .
- Buen equilibrio en sedestación y bipedestación.

7.2.2 Inspección del muñón

- Nivel de amputación: medio-distal
- Tipo de cicatriz: transversal distal, en buenas condiciones
- Longitud de muñón: 24 cm óseo.
- Circulación del muñón: buena circulación
- Condición ósea del muñón: buena, bordes óseos redondeados, sin complicaciones
- Consistencia de los tejidos: muñón relativamente flácido
- Forma del muñón: cilíndrico
- Condición de la piel: coloración normal , muñón en buenas condiciones cutáneas

7.2.3 Palpación

- Tono: Normal
- Temperatura : Normal
- Textura del muñón: Normal
- Capacidad de soportar carga: Buena
- Ligamentos estables en extremidad inferior derecha.

7.2.4 Percusión

- Sensibilidad: Conservada.
- Neuromas: No

7.2.5 Evaluación muscular y articular.

MIEMBRO INFERIOR DERECHO (MIEMBRO SANO)			
ART.	MOVIMIENTO	GRADOS ART.	FUERZA MUSCULAR
CADERA	FLEXION	120°	5
	EXTENSION	15°	5
	ABDUCCION	45°	4
	ADDUCCION	20°	4 -
RODILLA	FLEXION	130°	5
	EXTENSION	180°	5
TOBILLO	FLEXION PLANTAR	45°	5
	FLEXION DORSAL.	18°	5

MIEMBRO INFERIOR IZQUIERDO (MIEMBRO AMPUTADO)			
ART.	MOVIMIENTO	GRADOS ART.	FUERZA MUSCULAR
CADERA	FLEXION	120°	5
	EXTENSION	15°	4
	ABDUCCION	45°	5
	ADDUCCION	20°	4

7.2.6 Diagnóstico.

Amputación transfemoral izquierda.

7.2.7 Plan protésico:

Prótesis endoesquelética, cuenca ovo-longitudinal flexible Proflex con marco rígido en polipropileno, válvula de succión con rosca, rodilla monocéntrica libre, pie SACH, espuma cosmética.

7.2. 8 Objetivos de tratamiento

- Capacidad de bipedestación.
- Capacidad de apoyo dinámico durante la marcha o cualquier otro tipo de AVD.
- Buena suspensión de la prótesis.
- Reinstaurar imagen corporal del miembro perdido.
- Cambiar el sistema de cuenca cuadrilateral a un sistema ovo-longitudinal.
 - Evitar el desplazamiento lateral del tronco al momento de apoyo medio.
 - Para evitar la descarga puntual sobre el isquion.
 - Mejorar propiocepción.
 - Mejorar comodidad por medio de la cuenca suave.

CAPITULO VIII

MARCO TEORICO

AMPUTACION

La amputación es la remoción quirúrgica de una parte de una extremidad, en la que se realiza un corte transóseo.

Las amputaciones pueden darse en las extremidades superiores e inferiores; siendo las más frecuentes las inferiores.

Cuando estamos ante casos como traumatismo, una enfermedad maligna, una deformidad, alguna lesión vascular, o algún otro evento que amenace la funcionalidad de la extremidad, la amputación puede ser considerada como una forma de tratamiento positivo que libera un paciente de una extremidad dolorosa, inútil, peligrosa y a menudo infectada.

Según el mecanismo por el cual se produce la amputación puede clasificarse en dos grandes tipos que son:

- Amputación primaria o traumática. La cual se define como toda amputación producto de un agente traumático.
- Amputación secundaria o quirúrgica. Se define como una amputación programada o electiva, la cual se realiza a través de un acto quirúrgico.

Toda amputación es de tipo irreversible, por ello es preciso determinar con una gran precisión el nivel óptimo de amputación para poder satisfacer las necesidades de la persona. Además debemos tomar en cuenta que ninguna prótesis puede reemplazar totalmente las funciones de un miembro, por ejemplo la percepción sensitiva.

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

Los principios de amputación de los niños difieren de los del adulto en 3 aspectos importantes:

- La preservación de las unidades funcionales representadas por la epífisis deben asumir la prioridad principal en particular cuando esta afectada la epífisis femoral distal, ya que el 70% del crecimiento del fémur corre eventualmente a cargo de la epífisis femoral distal.
- El excelente potencial de curación del niño.
- El crecimiento del muñón es el problema principal en las amputaciones del niño.

Causas de amputación.

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

Enfermedades vasculares.

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

Infección.

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

Por enfermedad.

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

Por deformidades: Congénitas o adquiridas.

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

Traumáticas.

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

Por lo general, las amputaciones traumáticas son el resultado directo de accidentes en fábricas y granjas con herramientas eléctricas o por vehículos de

motor. Asimismo, los desastres naturales, la guerra y los ataques terroristas pueden causar amputaciones traumáticas.

Clasificación de amputaciones transfemorales.

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

- Amputación del tercio distal del muslo.
- Amputación del tercio medio del muslo.
- Amputación del tercio proximal del muslo.

TRATAMIENTO

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

CAPITULO IX

DEFINICION DE PROTESIS

DESCRIPCION GENERAL DE LA PROTESIS

BIOMECANICA

9.1 Objetivo del tratamiento protésico

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

9.2 Biomecánica del alojamiento del miembro residual

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

1. Recepción del muñón (alojamiento del miembro residual).
2. Transmisión de fuerzas (estática y dinámica).
3. Transmitir movimientos.
4. Adhesión total al muñón (contacto total: favorece la circulación, ayuda a prevenir edemas, mayor sentido de propiocepción para un mejor control y provee de una mayor superficie para la distribución de las presiones en las áreas de carga).

9.3 Condiciones a la que están sujetas las prótesis

Condiciones fisiológicas, son los de la situación general del paciente. Entre los datos que influyen para prescripción de la prótesis tenemos:

1. Edad.
2. Sexo.
3. Complicaciones anexas.
4. Estado psíquico.

5. Situación neuromusculoesquelética.

Condiciones Pato-fisiológicas: describen la situación del muñón amputado:

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

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

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

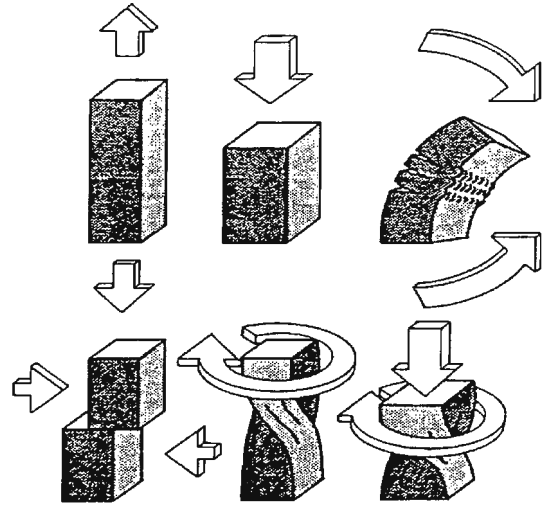
Condiciones biomecánicas: es la relación entre las condiciones biológicas y fisiológicas que actúan en el cuerpo del paciente:

1. Condiciones fisiológicas.
2. Medio ambiente.
3. Selección de componentes (según tipo de actividad y medio ambiente),

4. Diseño de la cuenca.
5. Análisis de la marcha.
6. Diseños especiales de fabricación.
7. Especificación de los fabricantes.

Condiciones Mecánicas

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



9.4 Reseña histórica de prótesis

Las prótesis se han usado desde tiempos remotos. En 1509 se construyó una famosa prótesis de mano para el caballero alemán Götz Von Berlichingen, llamado "Götz Mano de Hierro". En 1851 un protésico francés inventó un brazo artificial formado por una mano de madera anclada a un soporte de cuero que se fijaba firmemente al muñón. Los dedos estaban semiflexionados, el pulgar giraba sobre un eje y podía presionar con fuerza sobre la punta de los otros dedos gracias a una potente banda de goma; esta pinza del pulgar se accionaba gracias a un mecanismo oculto desde el hombro contralateral. El mismo inventor diseñó una pierna artificial que reproducía la marcha natural y alargaba el paso.

Antes de la I Guerra Mundial, la madera era el mejor material para fabricar miembros artificiales. Los dispositivos de piel con bandas metálicas se deformaban y producían resultados poco satisfactorios. La aparición del Duraluminio, una aleación de aluminio, y más tarde las fibras sintéticas, hicieron posible la fabricación de miembros artificiales ligeros y resistentes. Los polímeros sintéticos actuales proporcionan a las prótesis una cobertura similar a la piel natural.

La fabricación de prótesis se ha convertido en una ciencia en los últimos años como resultado del enorme número de amputaciones producidas en las guerras mundiales. Las prótesis para los miembros inferiores pueden presentar articulaciones en la rodilla o el tobillo para simular un paso natural. Las prótesis de recuperación de energía permiten incluso correr y practicar deportes al amputado transtibial con mínimas diferencias respecto al deportista no amputado.

Definición.

Según la norma UNE 111-909-90/1, adoptada de la ISO 8549/1, una prótesis es un aparato externo utilizado para reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro ausente o deficiente. Se incluye cualquier aparato que tenga una parte en el interior del cuerpo humano, por necesidades estructurales o funcionales.

En resumen, con el término prótesis nos referimos al dispositivo que sustituye o compensa la pérdida de un miembro, total o parcialmente, con independencia de la causa que haya motivado esta pérdida.

9.5 Descripción de la cuenca ovo-longitudinal (CAT-CAM).

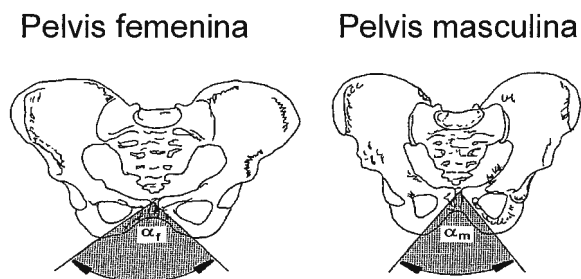
El desarrollo del diseño de Contención del Isquion fue iniciado en América por el Narrow M/L Socket Technology de Iván Long. Una fase más avanzada de desarrollo fue la Tecnología CAT-CAM (Contured Adducted Trochanteric-Control Alignment Method) de Sabolich, Finnieston y otros. Hoy en día, este diseño de cuenca es conocido como contención del isquion o cuenca IC (isquion contenido). La característica principal de este tipo de cuenca, además de la determinación exacta del volumen, es que el borde medial de la cuenca contiene la parte posterior de la rama del isquion.

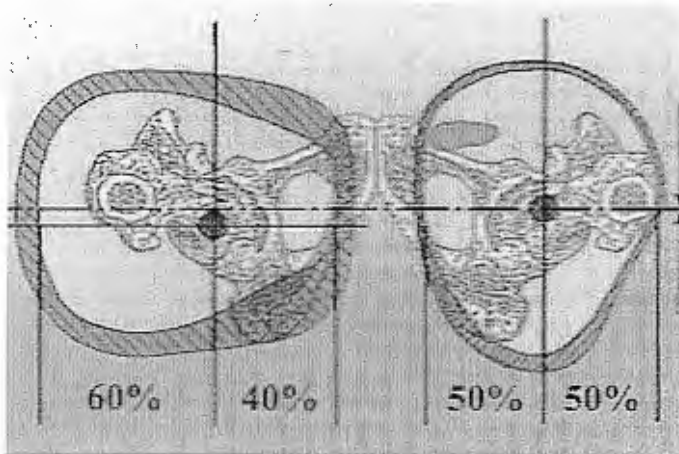
Incorporación del isquion.

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

Rama púbica.

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



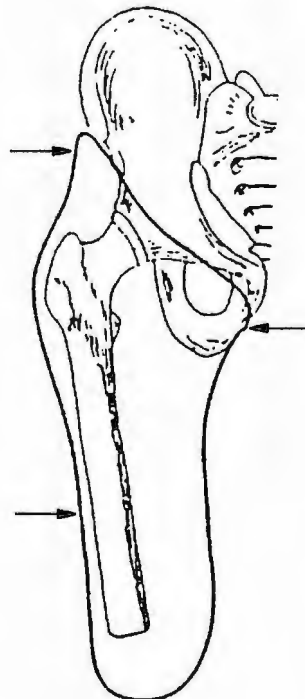


Comparación entre la conformación cuadrilateral y ovo-longitudinal

Diferente del diseño de la cuenca cuadrilateral con más anchura en la dimensión M-L, la mayor anchura de una cuenca ovo-longitudinal esta en el sentido A-P. Debido al menor apoyo pronunciado del isquion, el corte transversal proximal de una cuenca IC puede mantenerse mas ancho de esta manera reducir el riesgo de excesiva presión en la musculatura y mejorar la circulación sanguínea.

La contención lateral de la rama isquiática previene pseudoartrosis del isquion y por consiguiente se le conoce como "cerradura ósea o candado óseo"

Sistema de 3 vectores de fuerza para crear el candado óseo, "bone lock"

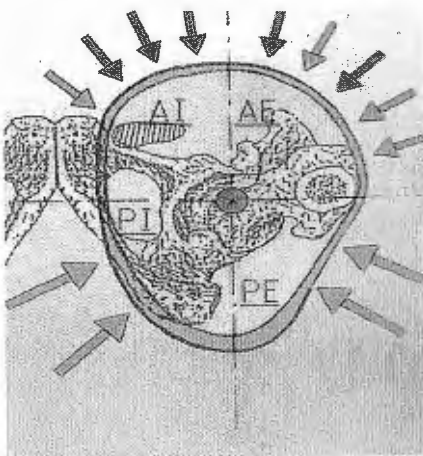


El borde anterior de la cuenca se conforma mejor al muñón y ejerce menos presión en el triángulo de Scarpa, esto reduce el desplazamiento muscular y también la restricción de circulación sanguínea en el muñón.

Suficiente apoyo del fémur contra la pared lateral de la cuenca es mantenido en la fase de balanceo de la pierna contralateral, sin que el borde próximo-lateral pierda contacto, lo que permite al amputado caminar con una base de sustentación más angosta y por consiguiente un patrón de marcha cosmeticamente mejorado.

La condición del muñón determina la magnitud de contención isquiática. Entre más fuerte es el muñón, menos pronunciada es la contención, por otro lado la contención isquiática tiene que ser más pronunciada para muñones que presentan una musculatura débil.

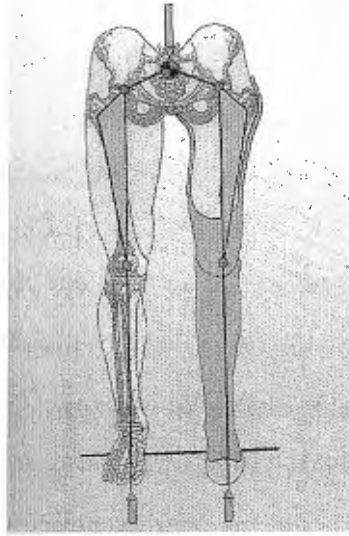
Sistema de fuerzas en la cuenca



El mecanismo de transferencia de carga exacta entre el muñón y la cuenca no es claro. Los mecanismos de la hidrostática juegan un papel importante. El isquion conserva a pesar de todo una parte en la transmisión de carga. El soporte de peso se hace a través de toda la superficie del contacto del muñón, predominantemente en los tejidos blandos. Se cree que un soporte adicional del peso corporal se realiza por medio de la musculatura glútea y la pared dorsolateral del

muñón, desde el trocánter hasta la región distal del fémur.

La alineación de una cuenca ovo-longitudinal debe hacerse en referencia a la pierna remanente.

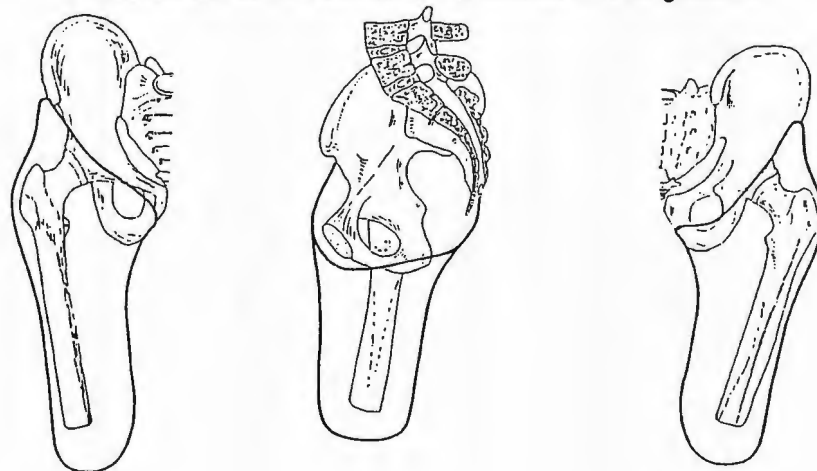


Alineación de la prótesis transfemoral

Una aducción exagerada de la cadera puede empujar fuertemente la tuberosidad isquiática fuera de su contención o puede provocar una intolerable presión en este punto.

Desde el tendón del aductor sube en dirección posterior a la incorporación del isquion en promedio de 15°-20° en el perineo. En el área dorsal el borde de la cadera abarca el glúteo y asciende lateralmente por encima de la altura del trocánter (aproximadamente 12 cm arriba del nivel del perineo). Del borde lateral hacia anterior el borde recorrido es de tal manera que quede liberada la espina iliaca antero-superior.

Recorrido del corte estándar de la cadera ovo-longitudinal



Descripción de prótesis ovo-longitudinal

Cuenca.

La cuenca ovo-longitudinal está diseñada con la idea de conseguir mayor estabilidad M-L. El material con el que está elaborado puede ser de plástico rígido laminado o un material más flexible soportado por un marco rígido, la suspensión es realizada por medio de una válvula de succión que extrae el aire interno y no permite entrada de aire externo.

Este tipo de suspensión permite libertad de movimientos y acostumbra al paciente a que utilice la musculatura del muñón para mantener la prótesis en su sitio durante la marcha, la piel está en contacto directo con la cuenca, por lo que los movimientos del muñón son transmitidos a la prótesis sin pérdidas o amortiguaciones del movimiento.

Segmento de muslo.

Sirve como conexión entre la cuenca y los elementos restantes de la prótesis. Está constituido por una serie de elementos prefabricados que deben de ser compatibles entre sí.

Rodilla protésica.

Hay una gran variedad de mecanismos articulares de rodilla protésica. Pero todas las rodillas deben proporcionar los siguientes requisitos:

- Ofrecer estabilidad en la fase de apoyo, evitando la flexión durante la carga.

- Proporcionar una flexión similar a la fisiológica durante la fase de oscilación, y que permita adaptarse a diferentes cambios de velocidad o cadencia de marcha.

El primer requisito se puede conseguir mediante modificaciones en la alineación de la prótesis, añadiendo diferentes sistemas de frenado durante el apoyo (mecánicos, hidráulicos, etc.), sistemas de bloqueo manual voluntario o con articulaciones policéntricas.

El segundo requisito se consigue añadiendo un dispositivo a la rodilla protésica que se conoce con el nombre de “mecanismo de control de oscilación”. Puede ser de varios tipos: mecánicos, hidráulicos, neumáticos o incluso controlados mediante un microprocesador. La función de los mismos es simular la función fisiológica del cuádriceps, evitando una flexión excesiva de rodilla, y simular la acción de los músculos isquiotibiales evitando el impacto final en extensión.

Segmento de pierna.

Sirve como conexión entre la rodilla protésica y el pie protésico, tiene características similares al segmento de muslo.

Segmento tobillo - pie .

Mecanismo protésico articular de tobillo-pie, es el componente más distal de la prótesis y establece contacto con el suelo. Su elaboración es prefabricada, debiendo elegir entre varias opciones: tipo de mecanismo articular, talla y tamaño, características de dureza, densidad del material de amortiguación, etc.

El sistema de tobillo-pie utilizado en las prótesis transfemorales se diferencia de los transtibiales por que el miembro artificial es una palanca más larga y los pequeños errores de alineación (angular o lineal) repercuten con un efecto de mayor magnitud a nivel de la cadera. Los objetivos funcionales de este sistema son:

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

Funcionamiento de la prótesis.

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

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

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

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

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

- Las fuerzas de peso corporal, debidas a la acción de la gravedad
- Las fuerzas de anclaje, aplicadas por la cuenca sobre el muñón

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

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

Principio de contacto total.

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

Ventajas del contacto total.

- Mayor superficie de carga.
- Disminuye edemas.
- Mejor circulación.
- Disminuye hiperqueratosis.
- Mejor propiocepción.

Líneas de corte de la cuenca.

Los cortes se hacen teniendo como referencia la pared medial:

- Pared medial: de 1 a 1.5 cm abajo del periné.
- Pared anterior: 6 cm. arriba.
- Pared lateral: 10 cm. arriba.
- Pared posterior: 3cm.arriba.

Biomecánica de la cuenca ovo-longitudinal.

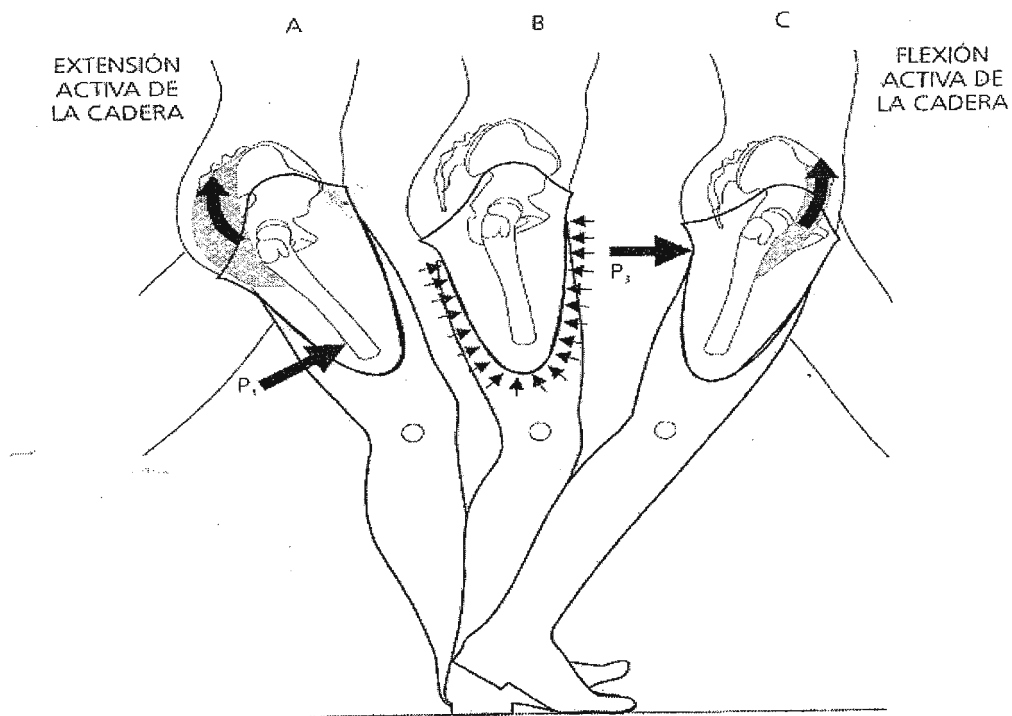
- Mecanismo de estabilización de la prótesis ovo-longitudinal.
 - Plano frontal (estabilización medio-lateral).

Como su nombre indica la cuenca ovo-longitudinal o CAT-CAM se basa en la alineación mediante control en aducción y trocantereo. Además la cuenca al ser más estrecha en su diámetro medio-lateral, inmoviliza el fémur y evita que este se desplace lateralmente dentro de la cuenca. Por ello la estabilización de la pelvis y la cadera será mayor que con la cuenca cuadrilateral.

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

- Plano sagital (estabilización antero-posterior).
 - Cuando la cadera se extiende activamente para mantener la rodilla en una posición estable, durante la fase de choque de talón en la marcha, las fuerzas muñón-cuenca se sitúan proximalmente sobre la superficie anterior del muñón, y distalmente sobre la superficie posterior del mismo.
 - Durante la fase media de apoyo existe básicamente el mismo patrón de fuerzas que se acaban de explicar.
 - En el momento de despegue de talón actúan los músculos flexores de cadera para lograr la flexión de la rodilla durante la fase de oscilación. En este momento, la prótesis contribuye al adelantamiento del miembro. Por tanto, el diseño de la pared posterior de la cuenca también debe ser el adecuado ajustándose a nivel distal por detrás para transmitir la fuerza P1 y

a nivel proximal debe ajustarse englobando el isquion para transmitir la fuerza P3. Como en el siguiente grafico:



Plano transversal.

El especial diseño de la cuenca CAT-CAM, con forma ovoidea de mayor diámetro antero-posterior, justo con un “anclaje” de la cuenca en elementos óseos como el isquion, la rama isquiática y los bordes anterior y posterior del trocánter mayor, el tendón del aductor mayor y la manera de adaptarse a los canales de la pared anterior hace que se frenen los movimientos de rotación entre la cuenca y el muñón, lo cual explica la estabilización rotacional en el plano transversal de la prótesis con cuenca CAT-CAM.

Alineación de prótesis transfemoral cuenca ovo-longitudinal

1 Vista anterior:

- Cuenca: 50% medial y 50% lateral a nivel del anillo.
- Rodilla: Centro de la rodilla
- Pie: Centro del tobillo y mitad del segundo dedo

2 Vista lateral:

- Cuenca: 50% anterior y 50% posterior a nivel del anillo.
- Eje de rodilla protésica: De 0.5 cm. a 2 cm posterior a línea de referencia.
- Eje de rodilla protésica: De 2 a 2.5 cm arriba del eje de la pierna contralateral.
- Pie: 1 cm. anterior al tercio posterior

3 Vista posterior:

- Cuenca: 50% medial y 50% lateral a nivel del anillo.
- Rodilla: Centro de la rodilla protésica.
- Pie: Centro del talón.

Análisis de construcción de la cuenca

Error de Cuenca	Posibles Causas
El isquion se asienta en el borde de la prótesis	a) La distancia m-l entre el hueso o la parte suave es demasiado pequeña.
	b) La profundidad de la cuenca es muy baja.
	c) En general es muy estrecha.
Engrosamiento del borde medial	a) La válvula en posición equivocada.
	b) Distancia m-l demasiado estrecha.
Presión en el borde lateral de muñón	a) La cuenca no es lo suficientemente profunda.
	b) La distancia m-l, I-T e I-G es demasiado grande.
Caída lateral al caminar	a) Distancia I-G y I-T demasiado grande.
	b) Distancia a-p demasiado grande en particular en el área trasera.
Rotación interna de la prótesis en la fase de empuje	a) El aductor mayor tiene demasiada compresión.
	b) Asiento del tuber en el borde.
	c) Distancia m-l demasiada pequeña.
	d) Posición del trocánter demasiado trasera.

Explicación:

I = Isquion

T = Trocánter

G = Glúteo

CAPITULO X

ELABORACION DE PROTESIS

10.1 Proceso de elaboración de prótesis

Toma de medidas y elaboración de molde negativo

Modificación de molde negativo

Prueba de molde negativo

Modificación de molde positivo

Termoconformado para prueba

Prueba estática y dinámica

Termoconformado de cuenca flexible

Plastificado de marco rígido

Alineación estática y dinámica

Elaboración de espuma cosmética y acabado final

10.2 Toma de medidas y elaboración de molde negativo

Materiales

- 3 Vendas de yeso de 6"
- Agua
- Media de nylon
- Vaselina

Herramientas

- Lápiz indeleble
- Tijera para yeso
- Calibrador (pie de rey)
- Cinta métrica

10.3 Toma manual

10.3.1 Introducción

Para la calidad y comodidad de una prótesis, la cuenca individual tiene una importancia muy especial.

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

10.3.2 Ubicación del Isquion

La ubicación previa del ramo isquiático es necesaria para que el técnico ortopédico pueda estar familiarizado con la real anatomía del paciente, la contención isquiática debe ser la resultante de del conjunto de fuerzas ya explicado para que haya un buen cierre óseo.

10.4 Procedimiento toma de medidas

Con la cinta métrica se miden las circunferencias cada 5 cm a partir del ápex del trocánter, posteriormente se trasladan las medidas a la ficha técnica agregando entre ellas las del largo del pie, la altura de platillo tibial hasta el piso, altura del isquion al piso, las cuales serán útiles durante el montaje de la prótesis.

Se aísla el muñón del paciente con una media de nylon, para protegerle del yeso, después se hacen unas marcas que determinarán las áreas importantes al momento de la modificación del molde negativo.

Después con un lápiz tinta se marca el área del contorno del fémur, así como el trocánter mayor de este para su posterior trabajo. Además se marcan las mediciones circunferenciales del contorno cada 5 cm.

Primero se humedece una lengüeta de 8 cm y se coloca en dirección de dorsal hacia ventral en el extremo distal del muñón. Se procura moldear sin que queden arrugas. Después con otra lengüeta de 6 cm. se cubre de medial a lateral en el extremo distal del muñón. Posteriormente se procede a colocar otra lengüeta de 8 cm. que recorra de medial a lateral hasta cubrir la cresta ilíaca.

Para reforzar el borde proximal se coloca una triple lengüeta de 6 cm. en la zona del pubis, procediendo desde medial siguiendo la ingle hasta la cresta ilíaca.

Luego se procede a vendar el muñón desde la parte proximal con una venda de 6 cm. se realiza el vendaje desde la altura de la cresta iliaca, haciéndolo de manera circular y descendente, trabajando de manera ágil.

Se hace presión sobre la cara medial del ramo isquiático y una segunda en el borde inferior del mismo ramo, con la ayuda de otro técnico, se realizaran las presiones supratrocaterica e infratrocaterica, (Bone Lock).

Después se refuerza la venda anterior colocando otra de igual manera, teniendo en cuenta que se debe realizar una presión continúa, después se corta el stockinet con una tijera, dejando que el paciente relaje la musculatura para poder liberar el molde.

10.5 Modificación de molde negativo

Según las medidas tomadas y las referencias previamente marcadas se procederá modificar el molde, remarcando las líneas y realizando los recortes necesarios.

Se marca y controlan las medidas internas, se rellenan con yeso las partes ensanchadas dorsales y frontales realizando una modelación por encima del trocánter mayor. Al momento de la toma del molde negativo por la forma de la cuenca ovo-longitudinal los tejidos blandos se desplazan hacia anterior y posterior haciendo unos canales (músculos recto anterior e isquio tibiales respectivamente) los cuales se rellenan suavemente para la mejor distribución de las presiones sobre toda la superficie del muñón, mientras que el área que se encuentra arriba del trocánter se rellena para asegurarnos del contacto muñón-cuenca en esta zona y evitar salida de aire que nos provoque posteriormente un pistoneo indeseado.

Se moldea el contacto dorso-lateral y el borde proximal de la cuenca, finalmente se rellena la parte exterior del molde con yeso para reforzarlo y después se lija y se da un acabado para la prueba.

10.5.1 Prueba del molde negativo

Primero se taladran unos agujeros en la parte anterior, medial, posterior y lateral del molde, los cuales servirán para chequear el contacto total de la cuenca.

También se taladra un agujero en el extremo distal del molde para poder introducir con una media el muñón en el molde.

Después se coloca el molde dentro del anillo de cardan del aparato de prueba y se regula la altura. Se introduce el muñón con una venda elástica de 10 cm se le pide al paciente que realice una carga controlada y se vigila la posición recta de la cadera. En este paso se debe comprobar lo siguiente

- Anclaje de la parte medial del isquion (el isquion debe estar contenido dentro de la cuenca)
- Tensión en dirección medio-lateral.
- Borde de la cuenca.
- A través de los agujeros se controla el contacto y tensión de los tejidos blandos.

Después se toma en cuenta la posición de aducción del muñón y se comprueba la tensión mediante presión hacia el molde de yeso en dirección medial y lateral.

10.6 Vaciado de molde negativo y modificación de molde positivo

- Se procede a colocar un tubo al molde, se hecha vaselina o jabón líquido para posteriormente llenar el molde negativo con yeso calcinado.
- Después de que el yeso calcinado ha fraguado se retiran las vendas de yeso.

- Se remarcan las líneas, ubicación del isquion, cabeza del trocánter mayor, etc.
- Se verifican las medidas, y se reducen las medidas caso necesario.
- Se verifica la alineación del positivo.
- Se pule molde positivo para prepararlo para termoconformado.

10.7 Termoconformado para prueba

Se coloca el molde positivo en un sistema de succión colocando la cara lateral del positivo hacia abajo, con el objetivo que la costura quede ubicada en esta zona. Se verifica que no existan fugas de aire en el sistema de succión y que el horno se encuentre a una temperatura aproximada de 180°C.

Se prepara el positivo cubriéndolo con una media de nylon y se esparce talco para evitar que esta se adhiera, se toman las medidas circunferenciales distal, proximal y longitud del positivo. A cada una de estas medidas se le suman 2 cm. y son transferidas a una lámina de polipropileno de 5 mm que es cortada. Se introduce la lámina de polipropileno al horno sobre un pliego de teflón y se espera a que alcance el punto de transición vítrea.

Cuando el polipropileno esta listo se retira del horno y se procede a su termoconformación sobre el positivo. Con una tijera se corta el exceso de material y se abre la válvula de succión.

Cuando el polipropileno ha alcanzado nuevamente su estado sólido, con un marcador se hace el diseño de la cuenca tipo ovo-longitudinal y se corta. Luego se extrae la cuenca de prueba cuidadosamente (por si es necesario posteriormente reutilizar el positivo); se regularizan y pulen los bordes en la fresadora.

Después se realizan los pasos para la prueba de la cuenca en yeso, con la diferencia que esta nos permite apreciar mejor las zonas o áreas de presión excesiva o de contacto inadecuado entre el muñón y la cuenca.

10.8 Elaboración de cuenca flexible.

Antes de plastificar la cuenca flexible se pule el positivo y se coloca la válvula de succión, rellenándola con yeso para evitar que el plástico se meta en ella, esta se ubicará distal medio-anterior en el molde positivo.

Para la obtención de la cuenca flexible se utilizo Proflex *(Springlite) de 9mm, con termoconformado con cierre lateral, cuando este alcanza el punto transición vítrea se procede a colocarlo sobre el molde positivo con un ligero movimiento circular hasta cubrir totalmente el molde con el Proflex y teniendo la precaución de no estirarlo demasiado, además se debe de cuidar la succión, se deja con la succión funcionando hasta que el molde se enfría por completo.

10.9 Elaboración de marco rígido (polipropileno)

Cuando el plastificado a enfriado, se procede a preparar el molde para un nuevo plastificado. El Proflex debe ser aislado con una nueva media de stockinet y se coloca silicone en spray para evitar que en polipropileno que va ser modelado se pegue a la cuenca flexible.

El adaptador de 4 tornillos debe estar bien ubicado en su extremo distal para recibir el nuevo plástico, un polipropileno de 5 mm, el horno debe estar precalentado y la temperatura debe estar a 180 grados, en esta fase se puede pensar en utilizar papel transfer para darle un aspecto diferenciado.

* Proflex es marca registrada por Springlite, termoplástico de densidad especial para confección de cuencas flexibles.

10.10 Alineación de banco

Se montan los componentes protésicos empezando de distal a proximal, montando el segmento de pierna al pie, la rodilla protésica al segmento de pierna y se controla que el eje mecánico de la rodilla esté ubicado 2 cm. arriba de la medida del eje anatómico de la pierna sana, se monta el segmento de muslo sobre la rodilla protésica y a su vez se coloca la cuenca sobre el segmento de muslo, se controla que la altura del piso al isquion concuerde con la que se registro en la hoja de medidas. Después se verifica la alineación con una plomada o alineador a laser.

En el plano sagital el eje de la articulación de rodilla estará detrás de la línea de carga aproximadamente 1.5 a 2 cm según la seguridad que se requiera, para ayudar al control de la rodilla e impedir el colapso de esta durante la fase de apoyo.

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

En el pie la línea de carga divide el pie 1 cm. anterior al tercio posterior del pie.

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

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

Tabla de referencia de alineación estática en una prótesis trasfemoral

Línea de carga	Plano Sagital	Vista Anterior	Vista Posterior
Cuenca	Por el ápex del trocánter mayor del fémur	50% lateral y 50% medial (a nivel de la base del anillo)	50% lateral y 50% medial (a nivel del anillo)
Rodilla	aproximadamente 1.5 a 2 cm según la seguridad que se requiera	Centro de la rodilla	mitad de la rodilla
Pie	1 cm. anterior al tercio posterior del pie	entre el primer y segundo dedo del pie protésico	mitad del talón

10.11 Alineación estática

Después de pedirle al paciente que se coloque la prótesis, se realiza el chequeo de altura de la prótesis, verificándolo a través del nivel pélvico, las crestas iliacas, los agujeros sacros y de ser necesarias alzas compensatorias y observar posibles desviaciones como varo, valgo, rotaciones, en este caso se realizó pequeñas modificaciones en la altura, se realizó un ajuste de rotación interna a nivel de rodilla.

10.12 Alineación dinámica

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

- Desplazamiento anterior del pie protésico.
- Desplazamiento posterior del pie protésico
- Desplazamiento medial del pie protésico
- Desplazamiento lateral del pie protésico.
- Flexión plantar.
- Extensión dorsal.
- Eversión.
- Inversión.
- Rotación interna del pie protésico.
- Rotación externa del pie protésico.

En este caso solo se desplazó anterior el pie protésico, para que la línea de carga pasara más anterior al eje de la articulación de rodilla para darle mayor velocidad en la marcha en la fase de apoyo del lado de la prótesis.

Gracias a la versatilidad de los componentes endoesqueléticos que utilizan un sistema de ajustes piramidal lo que permite cambiar ángulos en los dos planos, se pueden realizar los ajustes necesarios con gran facilidad.

10.13 Elaboración de la espuma cosmética

Después de las correcciones realizadas en la prueba dinámica, se desmonta apenas el pie protésico, tomando cuidado de aflojar apenas dos tornillos y asegurando los que quedaron, se toma las circunferencias proximales de la cuenca y con la ayuda de la fresadora se abre un agujero de medidas aproximadas en la parte superior de la espuma, se ensambla de nuevo la prótesis y se procede a dar forma a la espuma cosmética; usando como referencia las medidas que se han tomado anteriormente del miembro contralateral. Finalmente se colocara una media cosmética de un tono de acuerdo a la piel del paciente.

10.14 Acabado final y entrega

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

10.15 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.

10.16 Instrucciones de colocación da prótesis

- Retirar la prótesis por la noche para dormir.
- Retirar la válvula de succión por la noche y no colocar ropa sobre la cuenca para permitir que el aire circule por dentro de la misma.
- Utilizar en la medida que sea posible calzado con la altura de tacón con la que se alinee la prótesis.
- No exponer la prótesis a fuentes de calor elevado debido al riesgo de inflamabilidad de esta y por que los materiales empleados en su elaboración podrían perder sus propiedades y deformarse.

10.17 Efectos secundarios

Problemas cutáneos.

- Lesiones cutáneas por fricción.

- Eritema o úlceras por presión.
- Dermatitis de contacto por irritación.
- Problemas alérgicos por contacto directo con los materiales de la prótesis.

Problemas derivados de una inadaptación.

- Molestias por inadaptación los primeros días de uso.
 - Desarrollo de hiperqueratosis.
 - Incomodidad por la alteración dimensional entre prótesis-muñón.
 - Trastornos en la marcha por inadecuación en el diseño, en la alineación o en la adaptación de la prótesis.
 - Pellizcamientos con los bordes de la prótesis ante movimientos como sentarse o andar.
-
- Rechazo psicológico de la prótesis, favorecido por los problemas de adaptación.

 - Edema distal del muñón si existen trastornos circulatorios o bien si la cuenca es demasiado ajustada proximalmente al muñón.

 - Atrofia muscular de muslo por no existir una actividad muscular adecuada.

 - Incongruencia muñón-cuenca, si existen cambios de volumen del muñón por aumento o disminución de peso.

 - Escoliosis compensatoria si existe asimetría de longitud.

 - Aumento de gasto energético.

CAPITULO XI

ANALISIS DE COSTOS DE PROTESIS

10.3 Cálculo de costos de elaboración.

Material de elaboración	Unidad de medida	Valor por unidad \$	Cantidad Utilizada	Costo en \$
Lija #180	Pliego	\$0.57	½	\$0.28
Lija #320	Pliego	\$0.57	½	\$0.28
Thiner	Galón	\$1.81	1/6 galón	\$0.60
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	\$3.16

Costos de mano de obra	
Salario del técnico	\$500.00
Costo por hora de trabajo	\$3.15
Horas efectivas hombre	160 horas
Horas efectiva de elaboración	26 horas
Costo de mano de obra	\$ 3.15x26 horas = \$ 81.25

Costos directos	
Costos de materiales	\$595.25
Costos de elaboración	\$3.16
Mano de obra	\$81.25
Total de costos directos	\$679.66

Costos indirectos	
Costos directos	\$679.66
Costos indirectos (transporte, comida, etc.)	\$67.96
Costos total	\$747.62

Un Nuevo Concepto en el Diseño de Socket Arriba de Rodilla

Durante la década de los 40's y 50's, el tipo de socket más común para la persona amputada arriba de rodilla, dentro de los Estados Unidos, era un socket de contención isquiática (la tuberosidad isquiática dentro de las paredes del socket) llamado un socket "anatómico" o "ajuste tipo tapón". El método de suspensión utilizado para estas prótesis eran tirantes, cinturón pélvico con banda, o cámara de succión de aire.

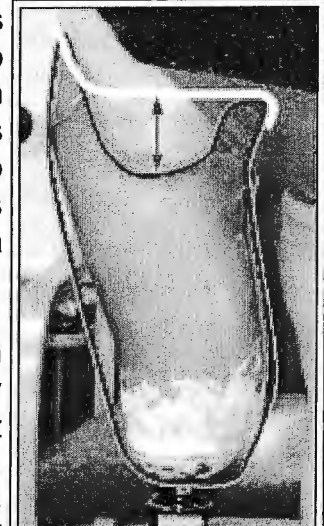


Figura 1

Para la década de los 60's, las escuelas de protesistas en la Universidad de Nueva York, Universidad Northwestern y la Universidad de California estuvieron enseñando el socket de forma cuadrilateral. Durante la década de los 80's, Ivan Long, C. P., nos presentó la Línea Long y un poco más tarde John Sabolich, C. P. O., describió el método CAT / CAM (contorno trocantérico en aducción / método de alineamiento controlado). Durante estos años el socket de "contención isquiática" a sufrido un número de cambios.

Diseño Ortiz: Un Mejoramiento

En el campo de diseños de sockets, el Ing. Marlo Ortiz Vázquez del Mercado de Ortiz Internacional S. A. de C. V. México, ha desarrollado lo que puede ser un mejoramiento del concepto de contención isquiática.

Igual que muchas innovaciones en prótesis, este nuevo desarrollo se inicia con una persona amputada solicitando algo mejor. Esto se inicia en 1999 cuando el protesista Marlo Ortiz corta hacia abajo la pared posterior de un socket de contención isquiática, para hacerlo más cosmético en el área glútea. Lo que evolucionó es una configuración de socket ahora llamado el diseño MAS (socket anatómico Marlo). MAS en Español es también more en Inglés.

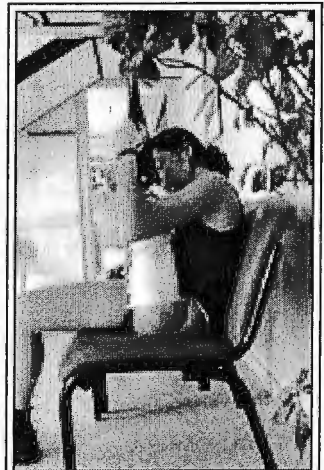


Figura 2

Igual que otros antes de él, Marlo Ortiz está compartiendo los descubrimientos de este trabajo con otros protesistas, esperando que sea benéfico para más personas amputadas arriba de rodilla. Su primera presentación de este diseño fue en el Congreso de la Federación Española de Ortesistas y Protesistas, en Sevilla, España, en el mes de Octubre del 2000. Siguió otras presentaciones dentro del

Reino Unido y los Estados Unidos, incluyendo la reunión anual de la Coalición Americana de Personas Amputadas (ACA).

El Sr. Ortiz descubrió que era posible disminuir el borde posterior, y al hacer esto descubrió que el área de la rama isquiática era más fácil de contener, cuando no existía interferencia del glúteo mayor (Figura 1). Estos cambios también contribuyeron a un mayor rango de movimiento, cuando se usa una prótesis arriba de rodilla (Figura 2).

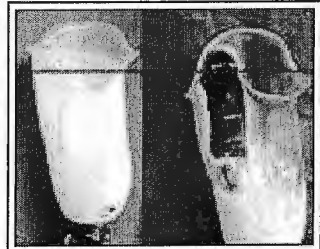


Figura 3

Todas las líneas de corte son más bajas que la tuberosidad isquiática, con la única excepción del aspecto medial de la rama y la pared lateral, dependiendo de la anatomía de la persona amputada (Figura 3).

Con el soporte glúteo cortado, ninguna descarga de peso ocurre en esta área, y las fuerzas de soporte de peso son aplicadas desde el aspecto medial capturado de la rama, con una fuerza resultante proyectándose al área antero lateral del socket. La Figura 4 muestra un trazo del diseño MAS, sobre un típico socket de contención isquiática.

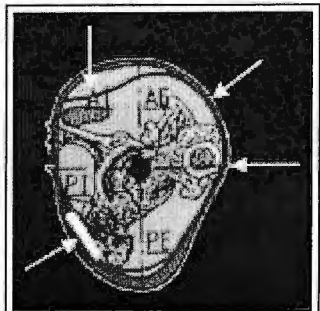


Figura 4

Se ha descubierto que disminuyendo la altura de la pared posterior es posible encapsular más fácilmente la tuberosidad isquiática y parte de la rama. Sin ninguna restricción o interferencia de los isquiotibiales (hamstrings), se obtiene un ajuste más estrecho de la pared lateral. Sin embargo, es crítica una exacta adaptación para el éxito del socket.

En la Figura 5, observamos la apariencia cosmética que puede ser obtenida, y en la Figura 6, la persona amputada puede desplegar movimiento adicional, sin el uso de un dispositivo de rotación mecánica. La comodidad al sentarse para la persona amputada, utilizando un socket de contención isquiática, es mejorada y el colocarse la prótesis es más fácil.

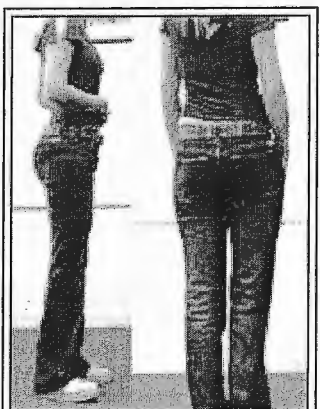


Figura 5

Las cintas de video han mostrado que las personas amputadas arriba de rodilla tienen mejor control de la prótesis y una marcha más funcional.