



TRABAJO DE GRADUACIÓN PREPARADO PARA LA
FACULTAD DE ESTUDIOS TECNOLÓGICOS

PROCESO DE ELABORACIÓN DE PROTESIS TRANSTIBIAL EXOESQUELETICA
TIPO PTB Y ORTESIS LARGA

PARA OPTAR AL GRADO DE:

TÉCNICO EN ORTESIS Y PRÓTESIS

ELABORADO POR:

RAFAEL EDUARDO CORCIO BARAHONA

MARZO DE 2005

UNIVERSIDAD DON BOSCO

RECTOR

ING. FEDERICO MIGUEL HUGUET RIVERA

SECRETARIO GENERAL

LIC. MARIO RAFAEL OLMOS ARGUETA

DECANO DE LA FACULTAD DE ESTUDIOS TECNOLÓGICOS

ING. VICTOR ARNOLDO CORNEJO

ASESOR DEL TRABAJO DE GRADUACIÓN

TEC. GILBERTO GERMAN ABARCA ZALDIVAR

JURADO EXAMINADOR

INGA. EVELIN MENA DE SERMEÑO

TEC. MONICA GISELA CASTANEDA PIMENTEL

UNIVERSIDAD DON BOSCO

FACULTAD DE ESTUDIO TECNOLÓGICOS

JURADO EVALUADOR DEL TRABAJO DE GRADUACIÓN

PROCESO DE ELABORACIÓN DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL EXOESQUELETICA
TIPO PTB Y ORTESIS LARGA

MONICA GISELA CASTANEDA PIMENTEL

JURADO

EVELIN MENA DE SERMEÑO

JURADO

TEC. GILBERTO GERMAN ABARCA ZALDIVAR

ASESOR

CAPITULO I _____
I.0 OBJETIVO GENERAL _____

I.II OBJETIVOS ESPECÍFICOS _____	1
I.III ALCANCES _____	1
I.IV LIMITACIONES _____	2
CAPITULO II _____	3
CASO I _____	3
II.I DATOS PERSONALES _____	3
II.II DIAGNÓSTICO _____	3
II.III HISTORIA CLÍNICA _____	3
II.IV EXAMEN FÍSICO _____	4
II.V MARCHA _____	4
II.VI EXAMEN MUSCULAR Y ARTICULAR _____	5
II.VI.I EXTREMIDAD INFERIOR IZQUIERDO PRESENTA FUERZA MUSCULAR	5
NORMAL Y ARCOS DE MOVIMIENTO COMPLETO _____	
II.VI.II EXTREMIDAD INFERIOR DERECHA _____	5
II.VI.II.I CADERA _____	5
II.VI.II.II RODILLA _____	5
II.VI.II.III TOBILLO _____	6
II.VII TROFISMO _____	6
II.VIII LONGITUD DE EXTREMIDADES INFERIORES _____	6
II.IX LONGITUD DEL PIE _____	6
II.X LIGAMENTOS _____	7
II.XI POSTURA _____	7
II.XII EQUILIBRIO _____	7
II.XIII SENSIBILIDAD _____	7
II.XIV DOLOR _____	7
II.XI EXTREMIDADES SUPERIORES _____	7
CAPITULO III _____	8
III.I POLIOMIELITIS _____	8
III.I.I INTRODUCCION _____	8
III.I.II ETIOLOGÍA _____	9
III.I.III INCIDENCIA _____	10
III.I.IV PATOGENIA _____	10
III.I.IV.I ETAPAS _____	10
III.I.V CLASIFICACION _____	10
III.I.V.I LA INFECCION ASINTOMATICA _____	10
III.I.V.II LA POLIOMIELITIS ABORTIVA _____	10
III.I.V.III LA FORMA PARALÍTICA ES LA MÁS GRAVE _____	11
III.I.V.IV LA MENINGITIS ASEPTICA (NO PARALITICA) _____	11
III.I.VI FACTORES DE RIESGO _____	11
III.I.VII EVOLUCION _____	11
III.I.VIII SIGNOS Y SINTOMAS _____	11
III.I.VIII.I SIGNOS Y SÍNTOMAS DE MENOR IMPORTANCIA _____	12
III.I.IX DIAGNÓSTICO _____	12
III.I.X PREVENCIÓN _____	12

III.I.XI SECUELAS DE POLIOMIELITIS _____	13
III.I.XII DEFORMIDADES POSPOLIOMIELÍTICAS _____	13
III.I.XII TRATAMIENTO _____	14
CAPITULO IV _____	17
IV.I ORTESIS RODILLA TOBILLO PIE (KAFO) _____	17
IV.I.I FINALIDAD TERAPÉUTICA Y MODO DE UTILIZACIÓN _____	17
IV.I.II OBJETIVOS DEL DISEÑO Y ELABORACIÓN DE UNA ORTESIS _____	17
IV.I.III FUNCIONES BIOMECANICAS _____	17
IV.I.IV PRESCRIPCIÓN E INDICACIÓN _____	18
IV.I.V DESCRIPCIÓN _____	18
IV.I.VI BIOMECANICA _____	18
CAPITULO V _____	19
V.I ELABORACIÓN DEL MOLDE NEGATIVO _____	19
V.II ELABORACIÓN DEL MOLDE POSITIVO _____	20
V.II.I VACIADO DEL YESO _____	20
V.III MODIFICACIÓN DEL MOLDE POSITIVO _____	20
V.IV ALINEACION DEL MOLDE POSITIVO _____	21
V.V TERMOCONFORMADO _____	22
V.VI CONFORMADO DE LAS BARRAS _____	22
V.VI.I MATERIALES _____	22
V.VI.II HERRAMIENTAS _____	23
V.VII PROCEDIMIENTO _____	23
V.VIII DISEÑO Y CORTE _____	23
V.IX PARALELISMO DE LAS BARRAS _____	23
V.X PRUEBA DEL APARATO _____	24
V.X ACABADO COSMÉTICO _____	24
V.XI RECOMENDACIONES PARA EL CUIDADO DEL KAFO _____	24
CAPITULO VI _____	25
VI.I COSTOS DE MATERIA PRIMA _____	25
VI.II COSTOS DE ELABORACIÓN _____	26
VI.III COSTOS DE MANO DE OBRA _____	27
VI.IV COSTO TOTAL _____	27
VI.IV.I COSTOS DIRECTOS _____	27
VI.IV.II COSTOS INDIRECTOS _____	27
CAPITULO VII _____	28
CASO II _____	28
VII.I DATOS PERSONALES _____	28
VII.II DIAGNOSTICO _____	28
VII.III HISTORIA CLINICA _____	28
VII.IV EXAMEN FÍSICO _____	29
VII.IV.I VALORACION MUSCULAR _____	29
VII.IV.II EXAMEN FUNCIONAL _____	30
VII.IV.III SENSIBILIDAD _____	30
VII.IV.IV EVALUACIÓN DE LIGAMENTOS DE LA RODILLA _____	30

VII.V PRESCRIPCIÓN _____	31
CAPITULO VIII _____	32
VIII.I AMPUTACIÓN _____	32
VIII.II DEFINICIÓN _____	32
VIII.III CAUSAS _____	32
VIII.IV NIVELES DE AMPUTACION _____	33
VIII.IV.I AMPUTACIONES DE PIE _____	33
VIII.IV.II AMPUTACIONES DE PIERNA _____	33
VIII.IV.III AMPUTACIONES DE MUSLO _____	33
VIII.IV.IV AMPUTACION DE PELVIS _____	33
VIII.IV.V TÉCNICA QUIRÚRGICA _____	34
VIII.IV.VI TRATAMIENTO PREPROTÉSICO _____	34
VIII.VII CONDICIONES O INFLUENCIAS _____	35
VIII.VII.I CONDICIONES FISIOLÓGICAS _____	35
VIII.VII.II CONDICIONES FISIOPATOLOGICAS _____	35
VIII.VII.III CONDICIONES BIOMECÁNICAS _____	36
VIII.VII.IV CONDICIONES MECÁNICAS _____	36
VIII.VIII CRITERIOS MÉDICOS PARA UN BUEN MUÑÓN _____	37
VIII.IX PRINCIPIOS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS _____	37
VIII.IX.I BIOMECÁNICA DE LA PROTÉSICA TRANSTIBIAL _____	38
VIII.IX.II BIOMECÁNICA DEL ALOJAMIENTO DEL MUÑÓN _____	39
VIII.IX.III ÁREAS DEL MUÑÓN SENSIBLES A CARGA O ZONAS DE DESCARGA _____	39
VIII.IX.IV ÁREAS DEL MUÑÓN QUE PERMITEN PRESIÓN Y ZONAS DE CARGA _____	40
VIII.IX.V PRÓTESIS _____	41
VIII.IX.VI BIOMECÁNICA DE LA CONSTRUCCIÓN DE LA PRÓTESIS _____	41
VIII.IX.VII ESTÁTICA _____	41
VIII.IX.VIII CONSTRUCCIÓN CINÉTICA (DINÁMICA) DE LA PRÓTESIS _____	42
VIII.IX.IX ALINEACIÓN DE LA CUENCA _____	42
VIII.X CRITERIOS INDIVIDUALES DE ALINEACIÓN DE LA CUENCA _____	42
VIII.XI ALINEACIÓN DE LOS COMPONENTES PROTÉSICOS _____	44
VIII.XII PROYECCIÓN DE LAS CUATRO VERTICALES _____	45
VIII.XIII CORRECCIONES DINÁMICAS Y SU INFLUENCIA SOBRE EL CUADRO DE	45
MARCHA DEL AMPUTADO _____	
VIII.XIII.I DESPLAZAMIENTO ANTERIOR DEL PIE PROTÉSICO _____	46
VIII.XIII.II DESPLAZAMIENTO POSTERIOR DEL PIE PROTÉSICO _____	47
VIII.XIII.III DESPLAZAMIENTO MEDIAL DEL PIE PROTÉSICO _____	48
VIII.XIII.IV DESPLAZAMIENTO LATERAL DEL PIE PROTÉSICO _____	49
VIII.XIII.V FLEXIÓN PLANTAR DEL PIE PROTÉSICO _____	50
VIII.XIII.VI EXTENSIÓN DORSAL DEL PIE PROTÉSICO _____	50
VIII.XIV PROTESIS TRANSTIBIALES _____	50
VIII.XIV.I PRÓTESIS PTB (Patella Tendón Bearing) _____	50
VIII.XIV.II SISTEMAS DE SUJECIÓN _____	51
VIII.XIV.III CINTURÓN EN OCHO O MÜLLEY _____	51
VIII.XIV.IV CORSELETE A MUSLO _____	52

CAPITULO IX	52
IX.I PROCESO DE ELABORACIÓN DE LA PROTESIS PTB	53
IX.II PASOS PARA LA ELABORACIÓN DE UNA PRÓTESIS	53
IX.III MATERIALES Y HERRAMIENTAS	54
IX.IV MAQUINARIA DE TRABAJO	55
IX.V EQUIPO DE SEGURIDAD PERSONAL	55
IX.VI TOMA DE MEDIDAS	56
IX.VI.I MATERIALES UTILIZADOS EN LA TOMA DE MEDIDAS	56
IX.VII ELABORACIÓN DEL MOLDE NEGATIVO	57
IX.VIII AREAS DE CARGA Y DESCARGA	57
IX.IX PROCESO DE VENDAJE	57
IX.X ELABORACIÓN DEL MOLDE POSITIVO	58
IX.XI MODIFICACION DEL MOLDE POSITIVO	59
IX.XII CUENCA DE PRUEBA	59
IX.XIII ELABORACIÓN DE LA CUENCA SUAVE	59
IX.XIII.I MATERIALES UTILIZADOS	59
IX.XIII.II HERRAMIENTAS UTILIZADAS	59
IX.XIII.III PROCEDIMIENTO	60
IX.XIV ELABORACIÓN DE BOLSAS DE PVA	60
IX.XIV.I MATERIALES UTILIZADOS	60
IX.XIV.II HERRAMIENTAS UTILIZADAS	60
IX.XIV.III PROCEDIMIENTO	61
IX.XV PROCESO DE LAMINACIÓN	61
IX.XV.I MATERIALES UTILIZADOS	61
IX.XV.II HERRAMIENTAS UTILIZADAS	61
IX.XV.III PROCESO DE LAMINACIÓN DE LA CUENCA	62
IX.XVI ALINEACIÓN ESTÁTICA	63
IX.XVII ALINEACIÓN DINÁMICA	63
CAPITULO X	65
X.I COSTOS DE LA PROTESIS TIPO PTB	65
X.II COSTO DE MATERIA PRIMA	66
X.III COSTO DE ELABORACIÓN	67
X.IV COSTOS DE MANO DE OBRA	68
X.V COSTOS DIRECTOS	68
X.VI COSTOS INDIRECTOS	68
X.VII COSTO TOTAL DEL PRODUCTO	68

CAPITULO I

DETERMINACIÓN DE OBJETIVOS, ALCANCES Y LIMITACIONES.

I.0 OBJETIVO GENERAL

Ofrecer un marco general que describa el proceso de evaluación clínica y elaboración de una ortésis larga y una prótesis transtibial.

I.II OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Conocer la patología que presenta cada usuario.

Describir los procesos que se llevan a cabo para la elaboración de una ortésis larga, así mismo, las etapas para la elaboración de una prótesis transtibial tipo PTB.

Facilitar el proceso de Rehabilitación Integral para cada usuario con la elaboración de una ortésis larga y una prótesis.

I.III ALCANCES

Proveer ayudas a dos personas que lo necesitan para un mejor desarrollo en el desempeño de su vida cotidiana.

Con el usuario Willians Ernesto Ramírez, se logró evitar que su rodilla se flexionara al hacer el contacto de talón y apoyo medio de la marcha.

Se controló el genu valgo de la rodilla derecha, que presentaba al momento de deambular con la ortésis.

Se le compensó discrepancia que presentaba en sus extremidades inferiores.

Con el usuario José Paulino Abrego, se le ha provisto de una prótesis tipo PTB Exoesquelética mejorando su marcha y la aceptación a un nuevo tipo de suspensión y diseño de la prótesis.

I.IV LIMITACIONES

La falta de colaboración del lugar de trabajo en el cual labora uno de mis usuarios, en cuanto a la obtención de los permisos correspondientes para asistir a las pruebas del aparato.

CAPITULO II

HISTORIAL CLINICO Y EVALUACION FUNCIONAL

CASO I

II.I DATOS PERSONALES

NOMBRE: Willians Ernesto Ramírez Sánchez

EDAD: 25 años

SEXO: Masculino

FECHA DE NACIMIENTO: 8 de febrero de 1980.

DIRECCIÓN: Colonia Santa Leonor Pasaje los Alpes # 78 Bis. San Marcos.

CIUDAD: San Salvador

ESTADO CIVIL: Casado

OCUPACIÓN: Empleado

LUGAR DE TRABAJO: La Cornucopia

II.II DIAGNÓSTICO

Monoparésia en Extremidad Inferior Derecho (Secuela de Polio)

II.III HISTORIA CLÍNICA

El usuario manifiesta haber adquirido el virus de poliomiélitis a la edad de un año, siendo atendido en el Hospital Nacional de Niños Benjamín Bloom, y referido posteriormente al Instituto de Rehabilitación de Inválidos (ISRI) en donde comenzó su tratamiento de rehabilitación a la edad de 5 años, recibiendo terapia física durante tres años, además refiere que su madre le realizaba dos veces al día las terapias (mañana y noche), además de llevarlo a un control médico cada mes.

A los seis años de edad uso su primera ayuda ortésica, un AFO en su extremidad inferior derecha, el cual le permitió deambular con mayor facilidad y asistir a clases; este aparato lo usó durante cuatro años, luego le prescribieron un KAFO metálico y zapatos ortopédicos usándolo durante cuatro años hasta la edad de quince años.

Luego, de los 15 a los 24 años, el usuario no utilizó ningún tipo de ayuda ortésica, en este período en el ISRI le prescribieron un KAFO con bloqueo de rodilla y tobillo fijo

con 2 cm, de compensación el cuál por razones económicas no pudo obtener, por lo que deambulaba con asistencia a la extensión de rodilla con su mano.

El usuario manifiesta que mientras usó aparato no asistía su rodilla con la mano para deambular, al dejar de utilizarlos después de un tiempo comenzó a optar por ese apoyo debido a que no sentía seguridad y se caía seguido.

En el año 2003 se le elabora un KAFO, con barras y anillos de bloqueo, tobillo articulado con tope posterior, el cual, actualmente se encuentra deteriorado debido a la fatiga del material y desgaste en sus articulaciones.

II.IV EXAMEN FÍSICO

Usuario en la tercera década de vida es consciente, orientado en tiempo, lugar y espacio.

II.V MARCHA

Sin la ortésis:

Extremidad inferior derecha presenta: Claudicación hacia el lado derecho, desviación en valgo de rodilla y pie, se auxilia con su mano para estabilizar la rodilla.

Con ortésis que utilizaba:

Claudicación hacia el lado derecho, debido a que la ortésis no compensaba lo suficiente el acortamiento además de tener desgastadas e inservibles las articulaciones de rodilla y tobillo por lo que su estabilización se ve comprometida.

Con nueva ortésis:

Se mejoró la marcha significativamente ya que se han corregido desviaciones ya existentes, cumpliendo los objetivos trazados.

II.VI EXAMEN MUSCULAR Y ARTICULAR

II.VI.I Extremidad Inferior Izquierdo presenta Fuerza Muscular normal y Arcos de Movimiento completo.

II.VI.II Extremidad Inferior Derecha

II.VI.II.I Cadera

Movimiento	Arco de movimiento	Fuerza muscular
Flexión (0°- 120°)	Incompleto (0° - 100°)	1+
Extensión (0°- 15°)	Completo	3
Abducción (0°- 45°)	Completo	3
Aducción (30°- 0°)	Completo	3
Rotación Interna (0°-45°)	Incompleto (0° – 20°)	2
Rotación Externa (0°-45°)	Completo	2

II.VI.II.II Rodilla

Movimiento	Arco de movimiento	Fuerza muscular
Flexión (0°- 140°)	Completo	4
Extensión (140°- 0°)	Completo	3

II.VI.II.III Tobillo

Movimiento	Arco de movimiento	Fuerza muscular
Flexión Plantar (0°- 50°)	Completo	4
Flexión Dorsal (0°- 30°)	Completo	4

II.VII TROFISMO

Como punto de referencia, se utilizó la línea articular de la rodilla, tomando una medida de 10 cm. hacia craneal y 10 cm. hacia caudal.

Circunferencia	Extremidad Derecha	Extremidad Izquierda

Pantorrilla	25.5 cm	30.5 cm
Muslo	30.5 cm	42.0 cm

II.VIII LONGITUD DE EXTREMIDADES INFERIORES

Medida Real: Es tomada desde la espina ilíaca antero superior, hasta el borde inferior del maléolo interno.

Medida Aparente: Es tomada desde el ombligo hasta el borde inferior del maléolo interno.

Presenta Discrepancia en la extremidad inferior derecha de 2.0 cm

Extremidad	Medida Real	Medida Aparente
Derecho	78.0	82.0
Izquierdo	80.0	85.0

II.IX LONGITUD DEL PIE

Presenta el Pie Derecho más corto:

Longitud de Pie	
Extremidad Izquierda	23.0 cm
Extremidad Derecha	22.0 cm

II.X LIGAMENTOS

Ligamentos Colaterales Medial y Lateral: se encuentran estables.

Ligamentos Cruzados Anterior y Posterior: se encuentran estables.

II.XI POSTURA

Hombro y Cadera derecha descendida, rodilla en flexión y un ligero valgo.

II.XII EQUILIBRIO

Conservado

II.XIII SENSIBILIDAD

Conservada

II.XIV DOLOR

No presenta zonas dolorosas

II.XI EXTREMIDADES SUPERIORES

Arcos de Movimientos Completos y Fuerza Muscular normal

TRATAMIENTO ORTÉSICO SUGERIDO

- Ortésis tipo KAFO en polipropileno.
- Barras laterales articuladas de duraluminio
- Articulación de rodilla a 180° bloqueada manualmente por medio de candados
- Con alza de 2.0 cm
- Articulación de tobillo tipo Oklahoma de aluminio con tope posterior.

CAPITULO III

MARCO TEORICO

III.I POLIOMIELITIS

III.I.I INTRODUCCION

La poliomielitis es una infección viral aguda de la infancia que aparece sobre todo entre los 4 y 9 años de edad¹ causada por el poliovirus, un virus neuropatógeno que se transmite por vía fecal – oral, afectando varias partes del sistema nervioso central. La poliomielitis origina parálisis características pero de patrones muy variables, predominando la producida por lesiones de las neuronas motoras del asta anterior de la medula espinal; la localización depende de la parte de la medula afectada. El bulbo

¹ En 1941 se notificó a la Organización Mundial de la Salud más de 16,000 casos de Poliomielitis en todo el mundo, y en la mayoría de casos se presenta más en niños que en niñas entre las edades de 4 a 9 años y afecta los miembros inferiores en mayor proporción que a los miembros superiores.

y otros centros nerviosos superiores pueden afectarse también, cuando las células atacadas son el centro respiratorio, el control de la respiración se destruye y en estos casos se debe usar respiración artificial.

Clínicamente las parálisis son del tipo de afectación de neuronas motoras inferior, es decir flácidas, con atrofia y arreflexia. La sensibilidad esta conservada, así como la función de los esfínteres (Excepto algunos casos en periodos agudos.)

Se describió la enfermedad en 1840 por el Alemán Jacob del Oryhopedist von Heine. Es un virus que con más facilidad se desarrolla en zonas templadas, las poliovirus resisten durante bastante tiempo a temperatura ambiente, pudiendo permanecer varios días en agua, leche, en heces, los alimentos etc.

Aunque no se haya erradicado por completo, los programas de vacunación han hecho que la enfermedad constituya una rareza en los países desarrollados, en cambio, todavía es una epidemia en muchas partes del mundo, por ejemplo: la poliomielitis todavía sobrevive en áreas de África, el sudeste asiático, el sub continente indio y el Cercano Oriente.

III.I.II ETIOLOGÍA

El virus de la poliomielitis, pertenece al grupo de los enterovirus. Se presenta generalmente en forma de epidemias, en particular al final del verano, pero también puede aparecer esporádicamente.

El poliovirus se encuentra en el moco nasal y las heces del hombre y animales enfermos. Penetra en el organismo de forma rinofaringea y a través del tubo digestivo; así el virus penetra por la boca y tras la ingestión infecta las células de la mucosa intestinal. Después se propaga al tejido linfoide de la submucosa y a los ganglios linfáticos regionales, lo que explica el desarrollo de una enfermedad general. Tras un periodo de incubación de aproximadamente 2 semanas, denominada viremia inmediata o menor que dura aproximadamente 6 días, tras los cuales el virus penetra en el sistema nervioso central y origina la parálisis (fase parálitica) y la viremia mayor.

La eliminación del virus se hace a través de las heces, la secreción faringea, la saliva y la sangre. Esto se indica ya durante la primera semana antes de la enfermedad neurológica y prosigue tras dicha afectación hasta 5 –6 semanas.

El poliovirus se transmite de persona a persona por medio de las secreciones nasales y de la garganta (oro faríngeas) o por la ruta fecal-oral. A través de la ruta fecal-oral, la poliomielitis se puede contraer indirectamente por la exposición al alimento o al agua contaminada o directamente a través de contacto con la materia fecal de un individuo infectado. Una vez infectada una persona, puede convertirse en portador y continuar excretado por sus heces durante muchas semanas.

Se han identificado tres tipos de virus: el Brunhilde o tipo 1, Lansing o tipo 2 y Leon o tipo 3. Todos ellos serológicamente distintos. La inmunización con un tipo no asegura la protección contra los otros. La enfermedad paralítica generalmente es causada por poliovirus tipo 1, y menos frecuentemente por los tipos 3 y 2.

III.I.III INCIDENCIA

Afecta a los niños con mayor frecuencia que a las niñas. Entre las edades de 4 - 9 años y ataca a las extremidades inferiores con mayor frecuencia que las superiores o el tronco. Actualmente² la enfermedad ha estado en descenso.

III.I.IV PATOGENIA

III.I.IV.I ETAPAS

En la patogenia de la enfermedad existen cuatro etapas:

- La denominada etapa digestiva, comienza luego de la exposición al poliovirus, que se replica en la faringe y en el tracto intestinal.
- En la segunda etapa, el virus disemina hacia los ganglios linfáticos regionales provocando una viremia menor y transitoria.

² Desde que se desarrolló en la década de 1950 una vacuna eficaz, la poliomielitis ha desaparecido casi por completo de los países industrializados y en algunos en vía de desarrollo.

- Luego, en el 4 –8 % de los casos, se pasa una etapa de replicación viral que coincide con el inicio de los síntomas clínicos.
- Finalmente, se produce la etapa neurológica, con la invasión viral del SNC a través de la vía linfática o sanguínea infectando las moto neuronas.

III.I.V CLASIFICACION

III.I.V.I LA INFECCION ASINTOMATICA

La más frecuente, que se produce en el 90% a 95% de los casos, en el cual no aparecen síntomas o son mínimos, y se registra una viremia de bajo inóculo.

III.I.V.II LA POLIOMIELITIS ABORTIVA

Se produce en el 4% al 8% de las infecciones, se caracteriza por ser una enfermedad menor, con fiebre, decaimiento, sin síntomas neurológicos y con tres formas de presentación, una respiratoria (Odinofagia), otra Gastrointestinal (nauseas, vómitos, dolor abdominal y constipación) y la tercera una forma similar a la gripe o influenza.

III.I.V.III LA FORMA PARALÍTICA ES LA MÁS GRAVE

Se produce en el 0.1 al 1% de los casos y se manifiesta con irritación meníngea y luego parálisis flácida.

III.I.V.IV LA MENINGITIS ASEPTICA (NO PARALITICA)

En la cual los síntomas comunes son: fiebre, cefalea, nauseas y dolor abdominal. Luego de uno o dos días los usuarios presentan irritación meníngea y debilidad muscular, habitualmente transitoria o leve, la que en algunas ocasiones puede llegar a la parálisis.

III.I.VI FACTORES DE RIESGO

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

III.I.VII EVOLUCION

En lo referente a la evolución, aproximadamente el 30% de los usuarios que presentan formas paráliticas tienen recuperación en algunos meses; en otro 30% quedan secuelas menores, en el 30% secuelas mayores, caracterizadas por atrofia muscular. En un 10% de los casos se producen formas graves respiratorias que causan la muerte.

III.I.VIII SIGNOS Y SINTOMAS

La enfermedad se manifiesta de diversas maneras, las formas benignas moderadas, son las más frecuentes, éstas se manifiestan por lo general con episodios febriles, (infección de polio) que puede ser seguido por meningitis a líquido claro (poliomielitis no parálitica), o una parálisis flácida de varios grupos musculares (poliomielitis parálitica), estas parálisis flácidas agudas son irreversibles (10% de las mismas resultan fatales) y están asociadas con atrofia muscular en el área paralizada.

III.I.VIII.I SIGNOS Y SÍNTOMAS DE MENOR IMPORTANCIA

- Fiebre
- Fatiga
- Dolores de cabeza
- Vómitos
- Estreñimiento
- Rigidez de nuca
- Dolor de extremidades
- Los individuos infectados pueden transmitir el virus a otros aunque no tengan ningún síntoma

III.I.IX 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.

III.I.X PREVENCIÓN

Existen dos tipos de vacuna de la poliomielitis:

1. La vacuna de Jonás Salk se trata de una vacuna antipoliomielítica inyectable compuesta de virus inactivos.
2. La vacuna Albert Sabin, una vacuna antipoliomielítica oral elaborada en base a cepas virales atenuadas, es la más utilizada hoy en día, para la inmunización contra la poliomielitis es recomendable vacunación. Siendo aplicada desde la infancia, administrada por lo menos en tres dosis (recomendada en áreas donde la polio es frecuente). La primera dosis al nacer o hasta los 2 meses, la segunda dosis entre los 4-6 meses y la tercera entre los 15- 18 meses de edad.

La polio puede ser erradicada porque:

- Solo afecta a humanos, no hay un reservorio animal.
- Existe una vacuna eficaz, segura y barata.
- La inmunidad es duradera para toda la vida.
- No hay portadores a largo plazo.

III.I.XI SECUELAS DE POLIOMIELITIS

Los músculos más afectados son:

- Tibial anterior
- Peroneos
- Tibial posterior
- Extensores común de los dedos del pie

- Cuadricéps
- Tríceps sural
- Glúteos
- Músculos del tronco
- Deltoides
- Músculos del brazo
- Antebrazo
- Mano

III.I.XII DEFORMIDADES POSPOLIOMIELÍTICAS

Las deformidades más comunes son:

- Pie equino varo supinado
- Pie equino
- Pie valgo pronado
- Pie talo
- Pie caído
- Rodilla en flexión
- Genu recurvatum
- Genu valgo
- Cadera en flexión y abducida
- Escoliosis
- Atrofia muscular
- Dedos en garra
- Escoliosis paralítica
- Discrepancia en extremidades

III.I.XII TRATAMIENTO

Estas secuelas se pueden tratar mediante dos procedimientos:

1. Período de regresión que tiene dos propósitos:

- Retorno funcional de los músculos que no están totalmente paralizados que se están recuperando por medio de estimulaciones eléctricas, baños, masajes calientes y gimnasia activa.
- Prevenir deformidades mediante valvas de yeso, manteniendo la extremidad en posición correcta, tanto en reposo como en la marcha.

2. En el caso de las secuelas permanentes, el tratamiento es quirúrgico y se realiza en tres niveles.

- Intervención en músculos y tendones
- Intervención sobre articulaciones
- Intervención sobre huesos

En el tratamiento es importante utilizar ortésis, ya que sirve para iniciar la marcha después del periodo agudo, para evitar posiciones no adecuadas, en usuarios con parálisis residual extensa en extremidades inferiores requieren del uso permanente de las ortésis para estabilizarse durante la bipedestación y deambulación.

Las desviaciones de la marcha, debido a la parálisis de ciertos músculos, más frecuentes son:

- Inclinación lateral del tronco: generalmente por el acortamiento de la extremidad más afectada, debilidad de abductores y aductores de la cadera.
- Elevación de la pelvis en la fase de balanceo del lado de la extremidad más larga, debilidad de los isquiotibiales.
- Rodilla hiperextendida: por la debilidad del cuádriceps y laxitud ligamentosa.
- Pie caído: por un inadecuado control de la dorsiflexión debido a la debilidad de los mismos.

El tratamiento ortésico en usuarios con parálisis residual debe cumplir con los siguientes objetivos:

- Prevención de las deformidades
- Corrección de las deformidades existentes

- Mejorar el desequilibrio muscular
- Mejorar la función
- Mejorar la marcha
- Propiciar la rehabilitación
- Propiciar la independencia del usuario en la realización de sus actividades de la vida diaria

El tratamiento con ortésis es un auxiliar valioso pero a su vez desafiante, ya que las deformidades dificultan la aplicación y la función de las ortésis, dependiendo del grado de deformación, por lo que es importante evaluar previamente a los usuarios. En usuarios con grandes deformidades es mejor hacer una corrección quirúrgica y después aplicar ortésis.

Las ortésis deben cumplir con ciertos requisitos:

- Peso ligero: debido a la debilidad muscular la ligereza combinada con la resistencia son los factores más deseables a reunir en una ortésis.
- Movilidad y congruencia articular: la movilidad del aparato ortésico y la congruencia de los ejes anatómicos y mecánicos son importantes para reducir el gasto energético, eliminar el gasto mecánico y reducir la irritación de la piel causada por el desplazamiento de la ortésis.

CAPITULO IV

GENERALIDADES SOBRE LAS ORTESIS

IV.I ORTESIS RODILLA TOBILLO PIE (KAFO)

IV.I.I FINALIDAD TERAPÉUTICA Y MODO DE UTILIZACIÓN

El KAFO es una ortésis de fijación, compensación, y de descarga de la extremidad inferior, sobre todo de la rodilla. Proporciona una ayuda para la marcha por medio del control que realiza sobre las articulaciones.

IV.I.II OBJETIVOS DEL DISEÑO Y ELABORACIÓN DE UNA ORTESIS

Su principal objetivo es estabilizar la extremidad inferior en extensión, durante la fase de apoyo, controlando fundamentalmente la articulación de rodilla y posibilitando la bipedestación y/o la marcha, en usuarios con debilidad o parálisis muscular en la extremidad inferior por diversas patologías.

IV.I.III FUNCIONES BIOMECAICAS

Estabilización y alineación de las articulaciones de la extremidad inferior durante la bipedestación y la marcha. Como consecuencia de esto se consigue lo siguiente:

- Prevenir / corregir deformidades severas de la rodilla o tobillo en el plano sagital o frontal (Genu varo, valgo o recurvatum).
- Aliviar el dolor de una articulación o segmento de la extremidad inferior, sobre todo cuando el dolor es secundario a la tensión a la que están sometidos los tejidos blandos por deformidad o debilidad muscular
- Inmovilización completa o parcial de la extremidad inferior
- Ofrecer un apoyo o protección articular suplementaria de las articulaciones de la extremidad inferior por debilidad generalmente neurológica
- Permitir la bipedestación y/o mejorar el patrón de marcha

IV.I.IV PRESCRIPCIÓN E INDICACIÓN

- Enfermedades que se manifiestan con debilidad muscular de la extremidad inferior
- Como tratamiento complementario de fracturas donde interesa una descarga para su curación
- Paresia o parálisis de la musculatura proximal de la extremidad inferior que afecta a una o ambas extremidades (secuelas de poliomielitis, parálisis cerebral, mielomeningocele)
- Alteraciones posturales de la extremidad inferior de tipo espástico o compensatorias para afecciones del sistema nervioso central.
- Dolores articulares de origen traumático, inflamatorio o degenerativo que aumentan ante la carga axial
- Tras el tratamiento quirúrgico de estructuras ligamentosa, lesiones óseas.

IV.I.V DESCRIPCIÓN

- Está construido en termoplástico como el polipropileno
- Barras laterales, rodilla y tobillo articulados.
- La parte superior esta constituida por una valva posterior
- En la pierna desciende otra valva posterior que rodea el tobillo y cubre la planta de pie

IV.I.VI BIOMECANICA

En este caso el KAFO funcionaría como una ortésis mixta (compensación y estabilización)

- Compensación: para la disimetría de las extremidades inferiores (2 centímetros).
- Estabilización: rodilla y tobillo

CAPITULO V

PROCESO DE ELABORACIÓN DE UNA ORTESIS LARGA

INTRODUCCION

En el presente capítulo se describirá paso a paso el proceso de la elaboración de una ortésis tipo KAFO, detallando las técnicas utilizadas.

V.I ELABORACIÓN DEL MOLDE NEGATIVO

Después de tomar los datos del usuario, las medidas de la extremidad respectiva y marcar las zonas dolorosas y prominencias óseas, se prosigue a la toma del molde negativo. Para ello se debe tener la visión de obtener una impresión exacta de la extremidad afectada, esto facilitará el trabajo en la modificación del molde positivo y el tener una ortésis que se adapte a la extremidad del usuario. En el momento de la toma del molde se deberá hacer las siguientes correcciones:

- A nivel del tobillo
- A nivel de la rodilla

Para proteger la piel del usuario se coloca una media de nylon en toda la extremidad, se procede a marcar con el lápiz indeleble las zonas óseas más prominentes y la línea interarticular, antes de comenzar el vendaje de yeso, se coloca una regleta de polipropileno como guía para el corte y para no ocasionar daños al usuario.

Posteriormente se comienza el vendaje realizándolo en dos partes; en la primera parte el usuario se coloca en posición sentada sobre el canapé y se procede a vendar desde la pierna (aproximadamente desde la cabeza del peroné) hasta cubrir todo el pie, se aplica masaje y se prosigue a controlar el tobillo a 90° y el talón en posición neutra. No olvidar utilizar el alza compensatoria (2 cm.).

Se coloca el usuario en posición decúbito supino y se comienza la segunda parte del vendaje, traslapando la venda de yeso sobre el ya fraguado, dirigiéndose hacia arriba hasta cubrir todo el muslo. Se aplica masaje y luego se controla la alineación de toda la extremidad hasta que el yeso frague.

Después se procede a retirar el molde, para ello se trazan unas líneas horizontales con el lápiz indeleble, las cuales nos sirven de referencia para unirlo posteriormente, el molde se corta a todo lo largo sobre el protector colocado al inicio.

V.II ELABORACIÓN DEL MOLDE POSITIVO

V.II.I VACIADO DEL YESO

Antes de elaborar el molde positivo, se verifica que el molde negativo esté correctamente alineado, colocándolo en la caja de alineación.

Se coloca un tubo galvanizado al molde, esto nos servirá para fijación del positivo, éste debe ser más largo que la longitud del molde, en el extremo distal se coloca una varilla de 3/8 doblada, para dar soporte al pie. Se sella la parte anterior del molde con vendas de yeso para que la mezcla no se derrame.

Después de haber realizado lo anterior se procede, a preparar la mezcla del yeso calcinado con agua, hasta formar una pasta la cual se vierte dentro del molde y se deja reposar hasta que se frague. Luego que ya ha fraguado se debe sujetar el molde por medio del tubo en la prensa y comenzar a quitar el molde negativo.

V.III MODIFICACIÓN DEL MOLDE POSITIVO

Para la modificación del molde positivo se debe comenzar remarcando los puntos de referencia, también se verifican las medidas en él y se comparan con las registradas en la hoja de medidas.

Luego se prosigue a remover todas las irregularidades del yeso usando una escofina media caña, llegando hasta las medidas respectivas.

Se hacen aumentos de yeso de 1 a 2 cm. en la parte distal del pie y aproximadamente de 0.3 a 0.5 mm en maléolos y en la primera y quinta cabezas metatarsales, con el fin de hacer una liberación para evitar puntos de presión.

V.IV ALINEACION DEL MOLDE POSITIVO

El molde se coloca dentro de la caja de alineación, sobre una superficie plana donde el pie debe apoyar su talón, la primera y quinta cabeza metatarsiana, colocando el alza efectiva bajo el talón (2 cm.) y una elevación de los dedos de 0.5 mm. dando un efecto de balancín.

Donde la plomada deberá pasar en:

- Vista anterior: mitad de segundo dedo, centro de la rodilla, muslo 50% lateral 50% medial.
- Vista lateral: ligeramente por delante del maléolo externo, corta la rodilla en aproximadamente 60% anterior y 40% posterior, y apex del trocánter mayor.
- Vista posterior: centro del tendón de Aquiles (talón), apex del hueco poplíteo y en muslo 50% lateral y 50% medial.

Para ubicar el punto de rotación de la articulación mecánica de la rodilla se marca la línea interarticular anatómica y de ésta 2 cm hacia arriba, aproximadamente entre el 60% anterior y 40% posterior. En ocasiones puede darse un desplazamiento posterior de la articulación para efecto de asegurar la articulación en su extensión.

Cuando ya se tiene marcado el punto de compromiso de la articulación se coloca un clavo como referencia a ambos lados. Luego se prolonga la línea horizontal de la articulación para la elaboración de la caja posterior.

Después se ubica la articulación mecánica del tobillo, se hace tomando la altura del suelo al maléolo interno y del suelo al maléolo externo, se suman estas alturas y se dividen en dos y la cantidad resultante será la altura (horizontal), para ambos lados de la articulación y la línea vertical se ubica usando como referencia el tendón de Aquiles, se toma la distancia del tendón al ápex del maléolo interno y del tendón al ápex del maléolo externo se suman las distancias y se dividen entre dos y la cantidad resultante será la distancia donde se ubica la línea vertical en intersección de la línea vertical y horizontal se tendrá el punto de ubicación de la articulación mecánica del tobillo.

V.V TERMOCONFORMADO

El molde positivo es colocado en el sistema de succión y sujetado por medio del tubo, colocando una media nylon al molde para aislar.

Para el corte de polipropileno, se mide el largo del molde positivo y se le suma 10 cm, lo cual sirve para sujetar el plástico sobre el tubo de la succión, también se toman la circunferencia a nivel de tobillo y a nivel del muslo, a cada medida se le aumenta 2 cm, luego se corta el termoplástico y se limpian las superficies.

Se coloca el termoplástico en el horno previamente calentado a una temperatura de 180° a 185°C hasta que el termoplástico esté en su temperatura vítrea (cristalino), aproximadamente de 10 a 15 minutos.

Entonces es colocado sobre el molde positivo y el tubo de la succión, evitando que se formen pliegues, se comienza a unir el termoplástico para lograr un sellado completo, se abre la succión y se corta el material excedente.

Finalmente se deja enfriar el termoplástico.

V.VI CONFORMADO DE LAS BARRAS

V.VI.I MATERIALES

- Barras de duraluminio articuladas

V.VI.II HERRAMIENTAS

- Grifas
- Prensa
- Martillo
- Marcador
- Escuadra

V.VII PROCEDIMIENTO

- Se coloca el eje articular de las barras en el punto de compromiso de la articulación mecánica.
- Se marca con un plumón la ubicación de las barras (línea de plomada)
- Se comienza a moldear las barras con ayuda de las grifas

V.VIII DISEÑO Y CORTE

- Una vez conformadas las barras, se hacen las perforaciones en las barras y en el polipropileno con una broca de 4 mm.
- Se marcan los cortes a realizar en el polipropileno y se procede a cortar con la sierra oscilante.
- Luego se procede a pulir los bordes y a armar el KAFO (colocando las barras sobre el polipropileno y fijándolas con tornillos de prueba)

V.IX PARALELISMO DE LAS BARRAS

Se montan las barras inferiores, haciendo uso de la escuadra y del calibrador se ponen paralelas entre sí las cabezas articulares de las barras inferiores y por medio de estas se controla el paralelismo entre las barras superiores.

Lo cual nos permite un movimiento libre de la articulación, evita la fricción de las barras y un desgaste de la articulación mecánica.

V.X PRUEBA DEL APARATO

- Se procede a colocar el aparato al usuario
- Se revisan los cortes para ver si no existen molestias en el peroné, en el condilo medial de la tibia y en los maléolos (al estar de pie)
- Se le pide al usuario que se siente para verificar si no hay molestias en la parte posterior de la rodilla, periné y zona anteromedial proximal del muslo
- Se coloca el zapato y se pone a caminar entre las barras paralelas para observar su marcha

V.X ACABADO COSMÉTICO

- Una vez realizadas todas las revisiones con el usuario se procede a remachar las barras al polipropileno con remaches de cobre de 4mm.
- Se pulen todos los bordes del aparato.
- Se elabora la talabartería (cinchos y los protectores), que se ubican en el muslo proximal, distal y pierna proximal.

V.XI RECOMENDACIONES PARA EL CUIDADO DEL KAFO

- No exponer el KAFO a altas temperaturas
- Evitar impactos de fuerzas extremas
- En caso de daños en el KAFO recurrir al técnico ortesista y no intentar repararlo
- No utilizar el KAFO sin el uso de calzado
- Limpiar el KAFO con un paño humedecido con alcohol
- También es importante la higiene personal del usuario
- Revisar los cinchos y el remachado de los mismos

CAPITULO VI

COSTOS DE ELABORACIÓN DE ORTESIS TIPO KAFO

VI.I COSTOS DE MATERIA PRIMA

Materia Prima	Presentación	Valor total \$	Unidad de medida	Valor por unidad en \$	Cantidad utilizada	Costo en \$
Venda de yeso 6"	Caja de 12	16.08	unidad	1.34	3 unidades	4.02
Yeso calcinado	Bolsa de 50 lbs	6.00	libras	0.12	25 lb	3.00
Polipropileno de 5 mm	Pliego de 2 x 1 M	23.76	metros	23.76	½ M	11.88
Velcro macho	Rollo de 25 yds de 1 ½"	11.50	yardas	0.46	½ yd	0.23
Velcro hembra	Rollo de 25 yds de 1 ½"	11.50	yardas	0.46	½yd	0.23
Webbing	Rollo de 25 yds de 1 ½"	5.75	yardas	0.23	1 yd	0.23
Pelite de 5mm baja densidad	Pliego	9.10	Pie ²	0.50	1 Pie ²	0.50
Barras articuladas	Par	76.19	Par	76.19	1 Par	76.19
Polietileno	Pliego	4.27	Pie ²	0.24	2 Pie ²	0.48
					TOTAL	\$96.76

VI.II COSTOS DE ELABORACIÓN

Materia Prima	Presentación	Valor total \$	Unidad de Medida	Valor por Unidad en \$	Cantidad Utilizada	Costo en \$
---------------	--------------	----------------	------------------	------------------------	--------------------	-------------

Thinner	Galón 3750 cc	3.62	cc	0.001	60 cc	0.06
Pegamento	Galón 4.6 Kg	8.23	gr	0.002	50 gr	0.10
Tirro	Rollo de 2"	2.00	rollo	2.00	½ rollo	1.00
Lija 180	Pliego	0.80	pliego	0.80	2 pliegos	1.60
Lija 320	Pliego	0.57	pliego	0.57	2 pliegos	1.14
Tubo galvanizado de ½"	Tubo de 6 M	9.42	Metro	1.57	1Metro	1.57
Remaches rápidos	Unidad	0.01	unidad	0.01	14 unidades	0.14
Remaches de cobre	Unidad	0.04	unidad	0.04	11 unidades	0.44
Arandelas	Unidad	0.04	unidad	0.04	11 unidades	0.44
Tornillos de 3mm	Unidad	0.04	unidad	0.04	11 unidades	0.44
Baja lenguas	Caja de 100	2.50	unidad	0.025	2 unidades	0.05
					TOTAL	\$6.98

VI.III COSTOS DE MANO DE OBRA

Salario del técnico	\$ 435.00
Horas hombre efectivas	\$ 160.00
Costo por hora	\$ 2.71
Horas de elaboración de KAFO	\$ 20.00

Costo total de mano de obra	$2.71 \times 20 = \$54.20$
-----------------------------	----------------------------

VI.IV COSTO TOTAL

VI.IV.I COSTOS DIRECTOS

Costos de materia prima	\$ 96.56
Costos de fabricación	\$ 6.98
Costo de mano de obra	\$ 54.20
TOTAL	\$ 157.74

VI.IV.II COSTOS INDIRECTOS

Se obtienen del 117% de la mano de obra	\$ 63.41
---	----------

Estos datos pueden variar dependiendo de la política de la institución

TOTAL

Costos Directos	\$ 157.74
Costos Indirectos	\$ 63.41
COSTO TOTAL DE ELABORACIÓN	\$ 221.15

CAPITULO VII

HISTORIAL CLINICO YEVALUACION FUNCIONAL

CASO II

VII.I DATOS PERSONALES

Nombre: José Paulino Abrego Erazo

Dirección : Colonia Salinas # 1 Av. Ferrocarril # 2 Aguilares

Estado Civil: Separado

Número de hijos : Dos (dependientes)

Profesión u oficio: Mecánico Automotriz

Edad: 45 años

Sexo: Masculino

VII.II DIAGNOSTICO

Amputación transtibial tercio medio de la extremidad inferior derecha.

VII.III HISTORIA CLINICA

ANTECEDENTES PERSONALES

Usuario de 45 años de edad, sexo masculino, manifiesta que en el año 2001 sufrió un accidente en el taller de mecánica automotriz donde laboraba, por lo que fue trasladado al Hospital Nacional Rosales, siendo intervenido quirúrgicamente a los seis días de haber ingresado debido a múltiples lesiones en pie y pierna.

En esa ocasión refiere el usuario le amputaron el dedo hallux, permaneciendo hospitalizado un mes.

Manifiesta el usuario, se le practicó un injerto de piel en su pierna derecha, continuando su tratamiento de recuperación durante 24 meses en el Hospital Nacional Rosales, refiere el usuario que sufrió de una infección por salmonelosis, provocándole un grave proceso infeccioso en el pie y la pierna por lo que nuevamente fue intervenido quirúrgicamente practicándole una amputación parcial de pierna en su tercio medio; permaneciendo hospitalizado durante un mes.

A la fecha tiene nueve meses de haber sido amputado, aún recibe terapia física dos veces por semana.

ANTECEDENTES FAMILIARES

No contributorios.

ANTECEDENTES ACADEMICOS

Sabe leer y escribir.

ANTECEDENTES LABORALES

Actualmente se desempeña como empleado de Ferretería La Campana, en Aguilares, ocasionalmente desempeña labores de mecánica automotriz.

VII.IV EXAMEN FÍSICO

VII.IV.I VALORACION MUSCULAR

Extremidad inferior derecha	Movimiento	Extremidad inferior izquierda
5	Flexión de cadera	5
5	Extensión de cadera	5
5	Abducción de cadera	5
5	Aducción de cadera	5
5	Rotación interna de cadera	5
5	Rotación externa de cadera	5
5	Flexión de rodilla	5
5	Extensión de rodilla	5
-	Dorsiflexión de pie	5
-	Flexión plantar	5

VII.IV.II EXAMEN FUNCIONAL

Arco de movimiento extremidad inferior derecha	ARTICULACION	Arco de movimiento extremidad inferior izquierda
	CADERA	
Completo	Flexión (0° a 125°)	Completo
Completo	Extensión (0° a 15°)	Completo
Completo	Abducción (0° a 45°)	Completo
Completo	Aducción (30° a 0°)	Completo
Completo	Rotación interna (0° a 45°)	Completo

Completo	Rotación externa (0° a 45°)	Completo
	RODILLA	
Completo	Flexión (0° a 140°)	Completo
Completo	Extensión (140° a 0°)	Completo
	TOBILLO	
	Dorsiflexión (0° a 30°)	Completo
	Flexión plantar (0° a 50°)	Completo

VII.IV.III SENSIBILIDAD

Conservada

VII.IV.IV EVALUACIÓN DE LIGAMENTOS DE LA RODILLA

EXTREMIDAD INFERIOR DERECHA Y EXTREMIDAD INFERIOR IZQUIERDA

Ligamentos colaterales medial y lateral: Se encuentran estables

Ligamentos cruzados anterior y posterior: Se encuentran estables

VII.V PRESCRIPCIÓN

Prótesis para amputación transtibial de la extremidad inferior derecha.

- Tipo PTB, Exoesquelética
- Endosócket de pelite
- Pie SACH
- Suspensión a través de rodillera de neoprene

CAPITULO VIII

MARCO TEÓRICO

VIII.I AMPUTACIÓN

VIII.II DEFINICIÓN

Extracción completa y definitiva de una parte o totalidad de una extremidad. Las amputaciones se dan por diversas causas y a distintos niveles.

VIII.III CAUSAS

Se presentan algunas de las causas más comunes de las amputaciones:

FACTORES EXTERNOS (amputaciones Traumáticas)

- Por accidentes de trabajo o automovilísticos
- Por lesiones de guerra
- Por otros sucesos traumáticos.

POR ENFERMEDAD

- Tumores malignos
- Problemas circulatorios
- Infecciones (osteomielitis)
- Diabetes
- Otras enfermedades

POR DEFORMACIONES

- Deformaciones congénitas
- Deformaciones adquiridas (parálisis)

El orden con que están colocados no representa la frecuencia con que se presenta dicha clasificación.

VIII.IV NIVELES DE AMPUTACION

VIII.IV.I AMPUTACIONES DE PIE

- Falange parcial
- Falanges completas
- Metatarso parcial
- Metatarso completo
- Tarso parcial
- Tarso completa

VIII.IV.II AMPUTACIONES DE PIERNA

- Transtibial 1/3 distal
- Transtibial 1/3 medio
- Transtibial 1/3 proximal
- Desarticulado de rodilla

VIII.IV.III AMPUTACIONES DE MUSLO

- Transfemoral 1/3 distal
- Transfemoral 1/3 medio
- Transfemoral 1/3 proximal
- Completa de muslo

VIII.IV.IV AMPUTACION DE PELVIS

- Parcial de pelvis
- Completa de pelvis

VIII.IV.V TÉCNICA QUIRÚRGICA

El nivel idóneo de amputación transtibial es el de la unión musculotendinosa de los gemelos con una longitud de hueso que oscile entre 12 y 18 cm., en muñones cortos

con longitud de huesos inferiores a 8 cm. algunos autores recomiendan la resección total del peroné; con la finalidad de un mejor ajuste de la cuenca protésica.

Como norma general debe tenerse en cuenta que la situación de las cicatrices o incluso su calidad no debe ser motivo para justificar una amputación transfemoral, dada la importancia funcional de esta articulación en la rehabilitación y deambulación del usuario amputado, ya que las modernas técnicas protésicas permiten obviar defectos cicatrizales a nivel del muñón, resultado de la necesidad de injertos cutáneos o cicatrizantes por segunda intención de cerrar un muñón.

La técnica quirúrgica variará en la amputación transtibial, debido a la condición de cada usuario según sea por enfermedad, por lesión traumática u otra, ya que las condiciones circulatorias de la extremidad varían en cada caso particularmente.

VIII.IV.VI TRATAMIENTO PREPROTÉSICO

El objetivo principal de este es el fortalecimiento del muñón y de la extremidad sano, aunado a esto el evitar cualquier tipo de contractura que se pueda dar.

- Vendajes del muñón
- Desensibilización
- Formación cónica del muñón
- Mejorar circulación
- Reducir edema
- Prevenir de dolor fantasma
- Prevenir de extremidad fantasma
- Mejorar consistencia del tejido blando
- Educación al usuario: higiene y cuidado del muñón

Pilón o Prótesis Temporal

- Reducción y desensibilización del muñón
- Equilibrio
- Marcha

VIII.VII CONDICIONES O INFLUENCIAS

La prótesis transtibial está sujeta a las siguientes condiciones.

VIII.VII.I CONDICIONES FISIOLÓGICAS

Ésta se basa principalmente en los datos del usuario así como en los datos fisiológicos del muñón, entre los datos importantes tenemos:

- Edad
- Sexo
- Complicaciones anexas de otros órganos internos
- Complicaciones anexas del aparato locomotor
- Condición psíquica general
- Condiciones físicas corporales en general

VIII.VII.II CONDICIONES FISIOPATOLÓGICAS.

- Nivel de amputación
- Técnica de amputación
- Longitud del muñón
- Circulación en el muñón
- Consistencia de los tejidos
- Condición muscular
- Alcance de los movimientos
- Condiciones de la piel
- Condiciones de la cicatriz
- Capacidad de soportar carga
- Resistencia

VIII.VII.III CONDICIONES BIOMECÁNICAS

Se da por la interrelación entre la biología-fisiología del usuario y las leyes de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo (estática y cinética). Estas se transmiten de la

prótesis al suelo y del suelo al usuario. Estas condiciones influyen sobre la cinemática del usuario.

Es importante que para la prescripción de una prótesis se tome en cuenta

- Condiciones fisiológicas
- Medio ambiente (lugar donde se desenvuelve el usuario, trabajo, hábitat, entretenimiento, deportes, etc.)
- Que se espera de la prótesis (para trabajar, cosmética, deporte, etc.)
- Selección de los componentes
- Descripción del diseño de la cuenca
- Descripción de construcciones especiales necesarias
- Análisis de locomoción (parado, caminando, caída, deportes)
- Valoración
- Resultados a largo Plazo

Además de lo anterior el técnico necesita los siguientes datos para la elaboración de la prótesis:

- Medidas
- Toma de medidas enyesadas
- Notas sobre condiciones especiales
- Lista de piezas de componentes
- Capacidad de soportar carga, etc.

VIII.VII.IV CONDICIONES MECÁNICAS.

Son todas las fuerzas que actúan sobre la prótesis, entre ellas tenemos: la fuerza de tracción, tensión, presión, de flexión, de torsión, y momentos de rotación a las que los componentes protésicos están sometidos.

En el estudio específico bajo prueba mecánica de los componentes se examinan sus características con ayuda de máquinas de prueba. Este estudio no incluye el "factor biológico humano", pero investiga sus valores máximos y continuos de resistencia.

Las condiciones escogidas equivalen a las condiciones reales de vida del usuario o mayores porcentajes de seguridad. De esta manera se examinan las condiciones

mecánicas (valores límites de carga, resistencia a corto plazo y de carga continua, desgaste, etc.)

VIII.VIII CRITERIOS MÉDICOS PARA UN BUEN MUÑÓN

Dejar la palanca lo más larga posible.

En un muñón corto es importante que quede la inserción del cuádriceps.

Para un usuario diabético el mejor tipo de amputación se recomienda en el tercio proximal, debido a que en esta región existe una mejor irrigación sanguínea.

Los criterios para un buen muñón son:

- Sensibilidad conservada
- Buena fuerza muscular
- Amplitud articular completa
- Libre de sensación de extremidad fantasma
- Capacidad de soportar carga
- Preferiblemente de forma cónica
- Libre de edemas.

VIII.IX PRINCIPIOS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS

Cada Prótesis se construirá en tres dimensiones con ayuda de plomadas en:

- Dirección antero – posterior
- Dirección medial – lateral
- Dirección vertical.

Las prótesis se construirán de acuerdo con las leyes de la estática y de la dinámica sobre la cadena de articulaciones de la extremidad inferior (cadera, rodilla y tobillo) para permitir la dinámica de la locomoción.

Compromiso entre la seguridad estática de la articulación y el movimiento dinámico de la extremidad se hace de acuerdo a las reglas básicas y a los requerimientos de cada usuario.

VIII.IX.I BIOMECAÁNICA DE LA PROTÉSICA TRANSTIBIAL

El muñón transtibial tiene zonas de apoyo, de contacto y regiones muy sensibles a la carga. Una cuenca mal adaptada y una mala alineación producen momento de rotación y presión sobre el muñón, dificultando el uso de la prótesis.

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

- Fuerza de tensión (En la fase de tracción)
- Fuerza de presión (Carga vertical del usuario)
- Momentos de flexión (Antero-posterior, medial-lateral)
- Momentos de rotación (En especial en las articulaciones)
- Momentos de torsión (Alrededor del eje vertical)

La clave de la alineación y construcción de la cuenca consiste en dirigir estas fuerzas a fin de repartir sus efectos de modo fisiológico para resistirlas. Esto se logra optimizando los siguientes criterios.

La forma y el contorno de la cuenca

El diseño tridimensional de la cuenca.

La Biomecánica de la protésica de la extremidad inferior se puede dividir en:

Biomecánica de la cuenca

Biomecánica de la alineación de la prótesis.

VIII.IX.II BIOMECÁNICA DEL ALOJAMIENTO DEL MUÑÓN

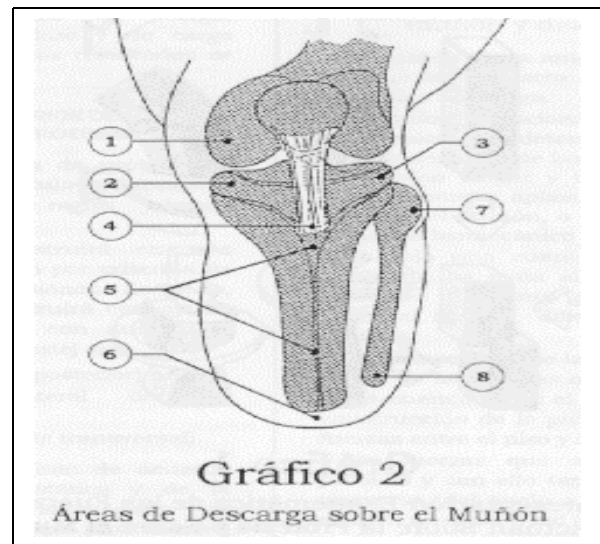
La cuenca de la prótesis debe satisfacer los siguientes objetivos:

- Debe alojar el volumen del muñón
- Debe transmitir fuerzas (estática y dinámica)
- Debe transmitir el movimiento
- Debe adherirse totalmente al muñón

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

VIII.IX.III ÁREAS DEL MUÑÓN SENSIBLES A CARGA O ZONAS DE DESCARGA

1. Borde del cóndilo medial del fémur
2. Tuberosidad medial de la tibia
3. Tuberosidad lateral de la tibia
4. Tuberosidad anterior de la tibia
5. Borde anterior de la tibia
6. Sección distal de la tibia
7. La cabeza del peroné
8. Extremo distal del peroné

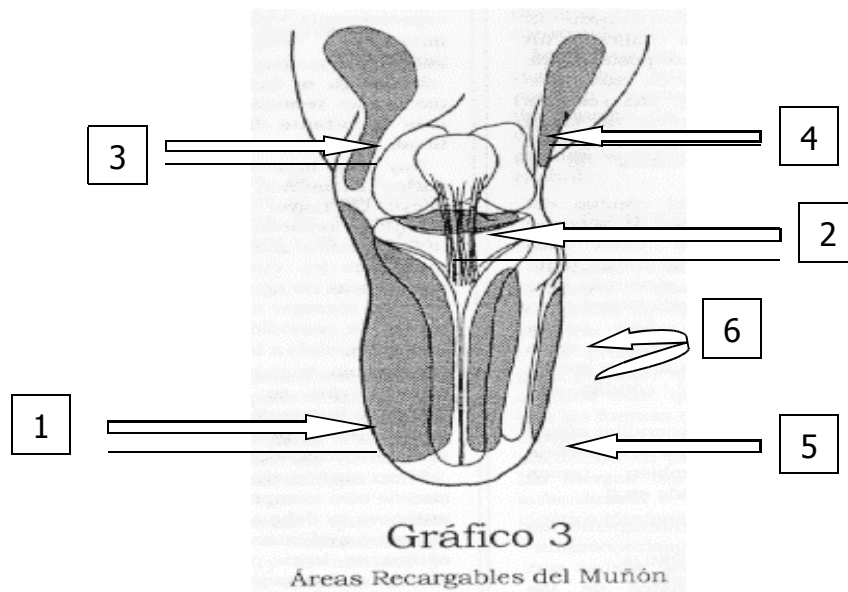


Estas áreas deben tomarse en cuenta en la toma de medida enyesada y proceder a la descarga correspondiente en la rectificación en el positivo

VIII.IX.IV ÁREAS DEL MUÑÓN QUE PERMITEN PRESIÓN Y ZONAS DE CARGA

1. Superficie medial completa de la tibia hasta la parte inferior de la tibia cerca del final óseo del muñón.
2. Tendón rotuliano soporta presión pero no sus inserciones.
3. La superficie medial del cóndilo femoral esta en condiciones de soportar presiones laterales.

4. Superficie lateral supracondilar sirve de contra-apoyo a la superficie medial y tiene también tareas semejantes a lo mencionado en el anterior.
5. Toda la superficie interosea entre la tibia y peroné (sobre el tibial anterior y el músculo peronéo), además abajo de la cabeza del peroné hasta 2 cm. Arriba del final del muñón.
6. Músculos de los gastronemios y soleus.



Estas superficies de apoyo deben ser consideradas desde la toma de medidas enyesadas y debe reducirse por ser superficies musculares comprimibles en el molde positivo.

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

La forma triangular de la cuenca evita la rotación del muñón.

VIII.IX.V PRÓTESIS

Una prótesis es un aparato externo usado para reemplazar total o parcialmente un segmento de una extremidad ausente.

Mecanismo auxiliar técnico ortopédico para sustituir a la extremidad amputada

VIII.IX.VI BIOMECÁNICA DE LA CONSTRUCCIÓN DE LA PRÓTESIS

Tiene que satisfacer criterios estáticos y dinámicos.

VIII.IX.VII ESTÁTICA

Se debe crear un equilibrio en las fuerzas que se transmiten sobre la prótesis. La suma de todas las fuerzas y momentos será cero. Para el amputado significa que en una postura de pie, el 50% del peso corporal recarga sobre la prótesis y el otro 50% sobre la otra pierna.

Una cuenca de prótesis que este bien alienada no provoca ningún:

- Momento de volteo
- Momento de flexión
- Momento de rotación
- Momento de torsión

El usuario no debe sentir ninguna fuerza que lo empuje hacia frontal, lateral, ni dorsalmente.

VIII.IX.VIII CONSTRUCCIÓN CINÉTICA (DINÁMICA) DE LA PRÓTESIS

La cinética tiene que ver con el movimiento y con las fuerzas que actúan con relación al movimiento. En dinámica una prótesis se encuentra en movimiento y está sometida a fuerzas externas.

VIII.IX.IX ALINEACIÓN DE LA CUENCA

Para la alineación se dan las siguientes posibilidades.

- Construcción vertical neutral
- Posición en flexión

- Construcción en abducción
- Construcción en aducción
- Rotación interna
- Rotación externa
- Altura de la cuenca

VIII.X CRITERIOS INDIVIDUALES DE ALINEACIÓN DE LA CUENCA

Alineación en Flexión:

En una cuenca para prótesis transtibial se indica siempre que hay una contractura en flexión. Es importante dar el ángulo de flexión a la cuenca dependiendo del grado de contractura que tenga el muñón. Si el muñón no presenta contractura, la construcción básica de la cuenca se hará en una posición de flexión de aproximadamente 5°. La flexión desvía las zonas de presiones anteriores perpendicular hacia la línea inclinada y evita presiones dístales sobre el muñón.

Esto juega un papel aun más importante en la medida que un muñón es mas corto. Entre mas largo el muñón, menos flexión de cuenca para mejorar la distribución de peso.

Alineación de la Cuenca en Aducción o Abducción: Una articulación de rodilla intacta no permite aducción o abducción de la tibia sobre el fémur. Una cuenca de Prótesis deberá evitarse ser construida en abducción o aducción sino solamente como lo indique la anatomía del muñón. Por lo regular muñones cortos y muy atrofiados se encuentran en aparente abducción de la tibia sobre el fémur. Las cuencas de prótesis cortas se construyen con inclinación respecto a la línea media (valgo de rodilla aproximadamente 5°) pero esto no se trata de una abducción sino de una posición fisiológica de la pierna. (forma de la tibia).

Siempre y cuando la cuenca haya sido ajustada, no habrá rotación interna ni externa, respecto al muñón. Por lo regular la cuenca siempre presenta una ligera rotación externa pero es debido a la posición de la rótula que esta levemente girada hacia fuera, sin embargo la pared posterior se encuentra paralela.. La cadera horizontal del usuario comprobará la exactitud de la altura de la prótesis. Puede admitirse una

discrepancia de 1cm. puesto que se considera que una discrepancia de esa magnitud no requiere tratamiento aun en individuos no amputados. Discrepancias mayores de 1 cm. no son admisibles.

ALINEACION DINAMICA DE LOS COMPONENTES

Para comprobar el buen desempeño del ciclo de la marcha en la protetización se toman en cuenta las siguientes etapas de la marcha:

- Contacto de talón
- Apoyo medio
- El despegue de los dedos
- Fase de balanceo.

Estas cuatro etapas se deben observar tanto Frontal, Lateral y Dorsalmente con el usuario en marcha. Por lo regular el análisis estándar de la marcha se observa y se lleva a cabo sobre suelo plano, pero debería evaluarse en superficies inclinadas, irregulares y también la marcha en gradas.

Las mencionadas etapas de la marcha resultan influenciadas por los siguientes parámetros de la construcción de la prótesis:

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

Los parámetros antes mencionados, son posibilidades de montaje y ajuste para optimizar la construcción dinámica, con sistemas de alineación tales como: Staros-Gradner, Hosmer, Habermann y Otto Bock, los cuales se retiran de la prótesis después del ajuste.

VIII.XI ALINEACIÓN DE LOS COMPONENTES PROTÉSICOS

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

- Vertical Anterior (A)
- Vertical Posterior (P)
- Vertical Medial o Interna (M)
- Vertical Lateral o Externa (L)

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

VIII.XII PROYECCIÓN DE LAS CUATRO VERTICALES

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

Vertical A.

Divide a la altura del tendón rotuliano simétricamente en una mitad medial y otra lateral. En el pie, la línea vertical se proyecta a través del centro del primer dedo del pie protésico o entre el primero y segundo dedo.

Vertical P.

La perpendicular posterior divide la región poplíteica de la prótesis simétricamente en una mitad medial y una lateral. Y en el pie pasa la vertical a la mitad del talón, permitiéndose una desviación lateral de 5 mm.

Verticales M y L.

A nivel del tendón rotuliano divide a la cuenca en dos porciones simétricas, luego la longitud del pie se divide en tres tercios y la línea debe caer 1 cm. por delante del tercio posterior.

La alineación estática (en la caja de alineación o con otros equipos auxiliares) siempre debe ser comprobada por prueba y corrección dinámica. Las prótesis alineadas solamente en estática pueden ser buenas para ejercicios teóricos, pero no ser apropiadas para el uso dinámico del usuario.

VIII.XIII CORRECCIONES DINÁMICAS Y SU INFLUENCIA SOBRE EL CUADRO DE MARCHA DEL AMPUTADO

VIII.XIII.I DESPLAZAMIENTO ANTERIOR DEL PIE PROTÉSICO

Contacto de Talón:

- Acorta la palanca del retropie
- Aumenta la seguridad de la rodilla
- Poca tendencia a la rotación externa de la cuenca
- Aumenta la presión Anterior/Proximal y Posterior/Distal.

Fase de Apoyo Medio:

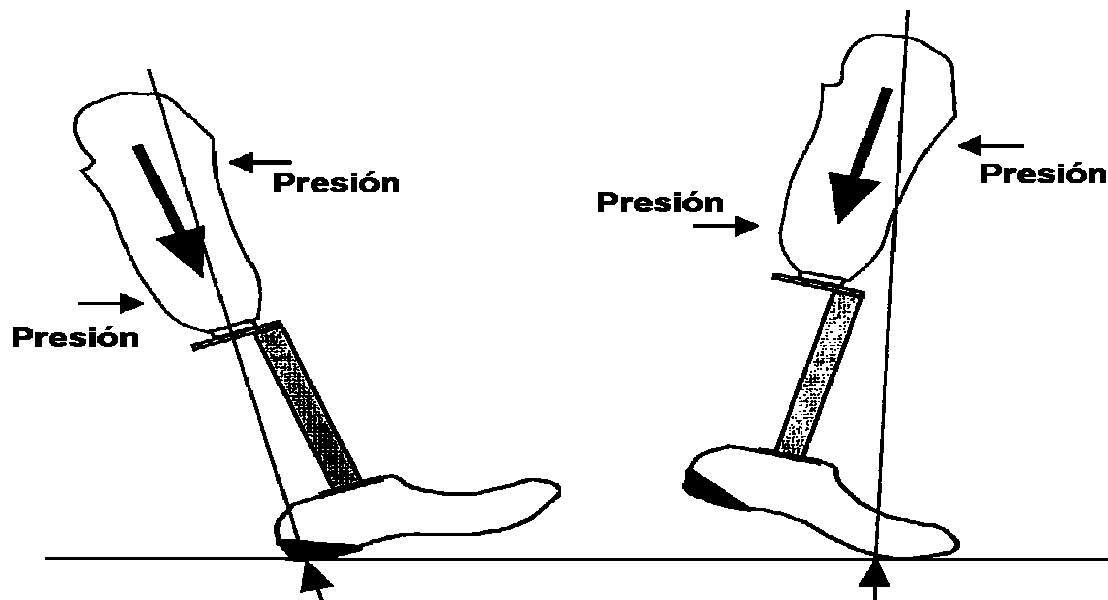
No tiene mayor relevancia

Fase de Elevación del Talón:

- Alargamiento de palanca del antepie
- Dificulta la fase de rodamiento
- Aumenta la seguridad de la rodilla
- Retrasa la flexión de la rodilla

Fase de Balanceo.

Dificulta el libre balanceo del pie protésico



VIII.XIII.II DESPLAZAMIENTO POSTERIOR DEL PIE PROTÉSICO

Contacto de Talón:

- Alarga la palanca del retropie
- Reduce la seguridad de la rodilla
- Aumenta tendencia a la rotación externa de la cuenca
- Aumenta la presión Anterior/Distal y Posterior/Proximal

Fase de Apoyo Medio:

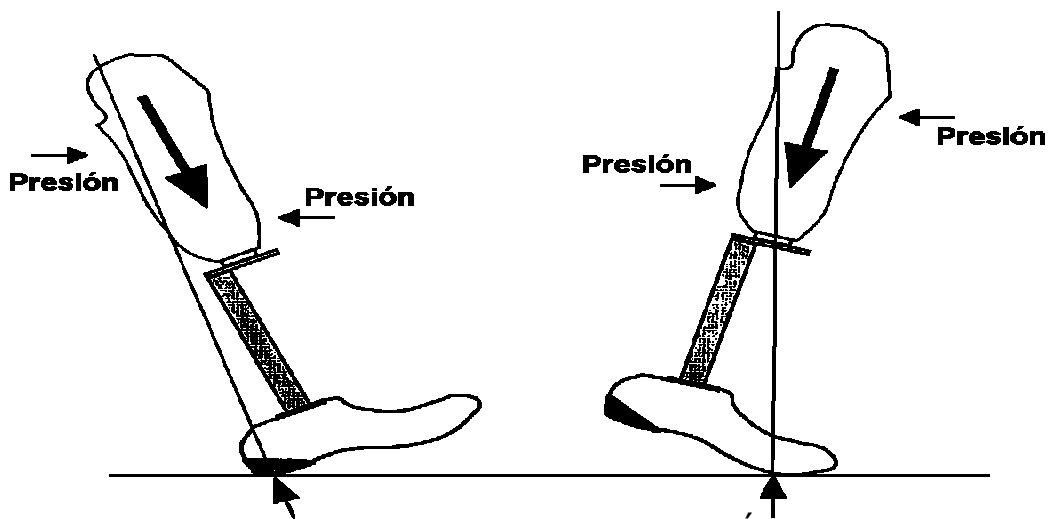
No tiene mayor relevancia

Fase de Elevación del Talón:

- Acortamiento de palanca del antepie
- Facilita rodamiento del pie
- Reduce la seguridad de la rodilla
- Acelera la flexión de la rodilla.
- Aumenta la presión Anterior/Proximal y Posterior/Distal

Fase de Balanceo.

Facilita el libre balanceo del pie protésico



VIII.XIII.III DESPLAZAMIENTO MEDIAL DEL PIE PROTÉSICO

Contacto de Talón:

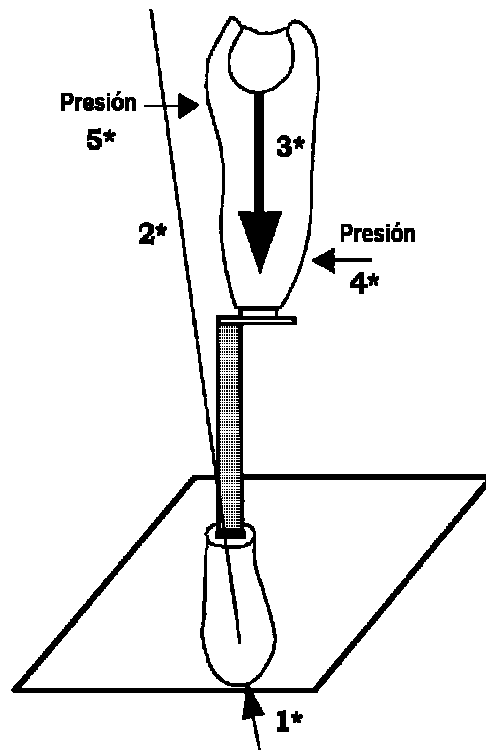
- Reduce la base de sustentación
- Línea de fuerza corre exterior
- Momento (M) volteo lateral
- Presión Lateral/Distal y Medial/Proximal
- Dirige a una inestabilidad de la rodilla
- Eleva la tendencia a la rotación externa de la cuenca

Fase de Apoyo Medio y Despegue del Antepie:

Mismo efecto que en el Contacto de Talón

Fase de Balanceo:

Dificulta el libre balanceo del pie protésico en la fase media de balanceo.



VIII.XIII.IV DESPLAZAMIENTO LATERAL DEL PIE PROTÉSICO

Contacto de Talón:

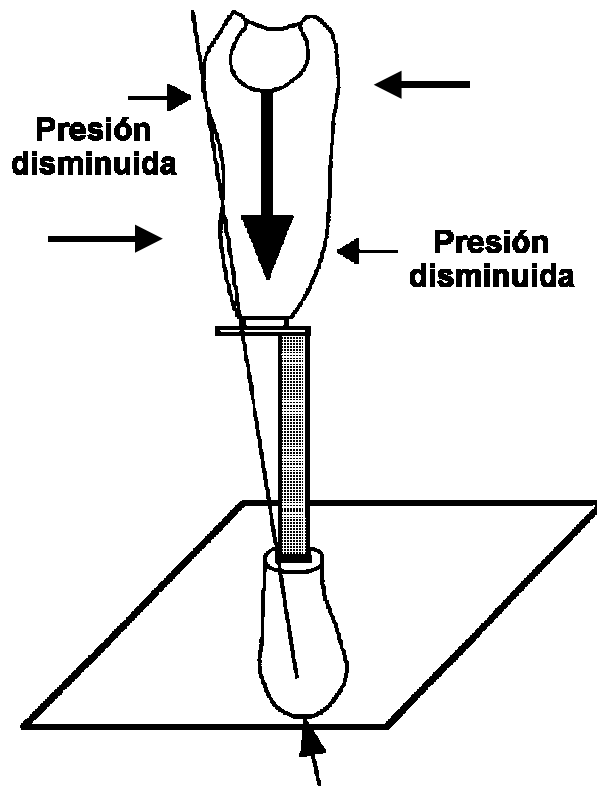
- La línea de peso corre medial al centro del talón
- Aumento de presiones Medio/Distales y Latero/Proximales
- Reduce la tendencia a rotación externa de la cuenca

Fase de Apoyo Medio y Despegue del Pie:

- Igual que para el contacto del talón
- Aumenta la seguridad del pie y estabiliza la marcha

Fase de Balanceo.

Ninguna influencia digna de mención



VIII.XIII.V FLEXIÓN PLANTAR DEL PIE PROTÉSICO

Contacto de Talón:

Poca flexión del pie y la rodilla produce más seguridad en la marcha

Fase Media de Apoyo hasta el despegue del Pie:

Se produce un momento extensor en la rodilla

Fase de Balanceo:

Dificulta el libre balanceo del pie protésico

VIII.XIII.VI EXTENSIÓN DORSAL DEL PIE PROTÉSICO

Contacto de Talón:

- El Talón hará rápidamente contacto con el suelo

- Colapso de la rodilla y rotación externa de la punta del pie

Fase Media de Apoyo hasta el despegue de los dedos:

- La prótesis caerá hasta adelante u obligará al usuario a doblar la rodilla
- Línea de peso se desplazará a la región del antepie
- Ciclo de la marcha acelerado

VIII.XIV PROTESIS TRANSTIBIALES

VIII.XIV.I PRÓTESIS PTB (Patella Tendón Bearing)

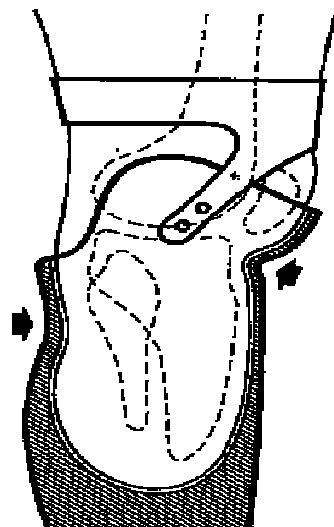
Primer diseño de prótesis que suprimieron las barras y los apoyos laterales a nivel del muslo.

Cuenca PTB.

- Es más alta medial y lateralmente que las cuencas convencionales
- Carga el tendón rotuliano
- Para evitar el deslizamiento se coloca una banda delgada en forma de ocho, o circular arriba de los cóndilos femorales
- Se fabrica con o sin socket suave
- Precursora de todas las prótesis transtibiales
- No utiliza Barras, articulaciones ni corseletes
- Su desventaja, es que el cinturón mülley debilita al cuádriceps con el tiempo

VIII.XIV.II SISTEMAS DE SUJECIÓN

- Cinturón en ocho o mülley
- Cuenca de silicón con pin
- Corselete a muslo
- Rodillera de neoprene



- Succión
- Rodillera de Silicón

VIII.XIV.III CINTURÓN EN OCHO O MÜLLEY

El sistema de suspensión del encaje PTB para sujetar la prótesis al muñón se basa en el “efecto pinza” que se produce entre el apoyo subrotuliano y el contraapoyo situado en el centro de la pared posterior. Además de este fenómeno, también se tiene que considerar el efecto de adherencia y sujeción que se produce por el contacto estrecho entre la cuenca y el muñón. En algunas ocasiones, no basta únicamente con esta presión, siendo necesaria una mayor fijación del muñón a la prótesis durante la fase de oscilación de la extremidad. Se dispone de una serie de elementos de suspensión, bien sea una cincha supracondilea o bien un corselete femoral con barras laterales actualmente poco usado. La cincha supracondilea es de cuero, rodea el muslo y se sujeta por encima de los cóndilos femorales proximalmente a la rótula.

Los puntos de unión con la cuenca son posteriores a la línea media sagital, de esta forma resiste las fuerzas de hiperextensión y permite el desplazamiento del muñón durante la flexión de la rodilla.

VIII.XIV.IV CORSELETE A MUSLO

Aunque ya no suele utilizarse, algunos usuarios con laxitud ligamentosa de rodilla severa o moderada, o con muñones muy cortos en los que se desea reducir la magnitud de las fuerzas de contacto muñón-cuenca, necesitan utilizar un corselete femoral unido a la cuenca por medio de unas articulaciones metálicas a nivel de la línea interarticular de la rodilla, unas barras verticales, laterales y una cincha vertical posterior que puede ser ajustada para limitar la extensión de la rodilla.

El corselete femoral suele estar hecho de piel y se sujeta estrechamente alrededor de los dos tercios distales del muslo.

PRÓTESIS TRANSTIBIALES

En las amputaciones transtibiales se recomiendan los siguientes parámetros:

1. Muñón funcional: para que un muñón sea funcional, este debe conservar la inserción del tendón del cuádriceps.
2. Un buen muñón debe tener las siguientes características: libre de dolor, buena fuerza muscular, buenas amplitudes articulares, soportar carga y buena sensibilidad.
3. En usuarios con diabetes se recomienda amputación en el tercio proximal ya que el tejido trabecular óseo permite una mejor irrigación sanguínea proporcionando un buen cojín distal.
4. En usuarios sin problemas circulatorios se dice que es mejor que el hueso quede largo para tener un buen brazo de palanca el cual conceda un buen control de la prótesis.

CAPITULO IX

PROCESO DE ELABORACIÓN DE LA PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL TIPO PTB PARA LA EXTREMIDAD INFERIOR DERECHA

IX.I PROCESO DE ELABORACIÓN DE LA PROTESIS PTB

Es importante tomar en cuenta todos los pasos para la realización del proceso de elaboración desde la recolección de datos, la elaboración del negativo, conformación de positivo, laminado y acabado de la mejor manera posible, ya que si se lleva a cabo paso por paso y de una forma correcta serán de gran ayuda para el técnico ortopeda, ahorrándole tiempo, material y recursos.

IX.II PASOS PARA LA ELABORACIÓN DE UNA PRÓTESIS:

- Toma de medidas
- Elaboración del molde negativo
- Elaboración de molde positivo
- Elaboración de la cuenca suave
- Elaboración de bolsas de PVA
- Proceso de laminación

- Adaptación de componentes modulares
- Alineación estática
- Alineación dinámica
- Cosmésis y acabado final de la prótesis
- Entrega de la prótesis

IX.III MATERIALES Y HERRAMIENTAS

MATERIALES

- Vendas enyesadas de 6"
- Yeso calcinado
- Tricot tubular
- Pelite de 5 mm
- Tricot tubular de fibra de vidrio
- Tricot tubular de perlón
- Panty house o media de nylon
- Resina poliéster
- PVA
- Espuma de poliuretano
- Catalizador
- Polipropileno de 5 mm
- Pega de contacto
- Pie protésico
- Thiner

- Hebillas plásticas
- Pigmento
- Vaselina

HERRAMIENTAS

- Escofina media caña
- Escofina redonda
- Lápiz indeleble de color
- Calibrador
- Tijeras
- Plomada
- Martillo de Peña
- Cinta métrica de metal y plástica
- Llaves allen
- Sierra de mano
- Brocas para taladrar
- Tenaza prensora
- Yunque
- Limas planas
- Herramienta para maquina fresadora

IX.IV MAQUINARIA DE TRABAJO

MAQUINARIA

- Caladora
- Sierra eléctrica para yeso
- Horno de plancha
- Bomba de vacío
- Sierra de banda de mesa

- Taladro de columna o pedestal
- Pistola de calor
- Fresadora
- Maquina de coser
- Lijadora de banda.

IX.V EQUIPO DE SEGURIDAD PERSONAL

- Anteojos de protección
- Ropa protectora
- Guantes de fieltro y cuero

IX.VI TOMA DE MEDIDAS

Es indispensable que cuando se realice dicha tarea se tengan a la mano todos los materiales a utilizar en este procedimiento ya que muchas veces es incomodo para el usuario y para el técnico ortopeda estar suspendiendo esta actividad por la falta de algún instrumento.

Evaluar textura del muñón, cicatrices, rangos de movimiento, fuerza muscular y largo del muñón tomando como referencia la mitad del tendón rotuliano a la parte más distal del muñón.

Medidas de circunferencia: a partir de la mitad del tendón rotuliano se toman circunferencias distales cada 3, 4, ó 5 centímetros dependiendo del largo del muñón.

- Medida M – L, con calibrador a nivel condilar (parte más ancha)
- Medida A – P, a nivel de la fosa poplítea.
- Altura del Platillo Tibial al piso.
- Altura del Platillo Tibial al piso de la pierna sana

Para realizar esta tarea se le pide al usuario que se coloque en una posición sentado y con el muñón flexionado con la musculatura del muñón relajada y con cierta flexión (20° a 30°) de rodilla para relajar el tendón rotuliano al hacer la toma del molde.

IX.VI.I MATERIALES UTILIZADOS EN LA TOMA DE MEDIDAS

- Hoja de medidas
- Cinta métrica flexible
- Cinta métrica de metal
- Calibrador
- Cuchilla
- Barra de aislamiento para el corte del negativo
- vaselina
- Lápiz Indeleble

IX.VII ELABORACIÓN DEL MOLDE NEGATIVO

MATERIAL UTILIZADO

- Vendas enyesadas
- Agua
- Vaselina
- Media o Pantimedia

HERRAMIENTAS UTILIZADAS

- Tijera
- Cuchilla para cartón

IX.VIII AREAS DE CARGA Y DESCARGA

Es indispensable tener en cuenta estas áreas para la toma de medidas, ya que se consideran zonas que son de suma importancia para la buena adaptación de una cuenca, y para ello se definen con precisión, cuales son las zonas de descarga, y se procede a delimitarlas con un lápiz indeleble sobre el muñón, con la finalidad de evitar problemas posteriores en el muñón.

IX.IX PROCESO DE VENDAJE

FASE I

Se colocan lengüetas en las áreas que se quieren liberar o dar protección para evitar un contacto directo en el socket que será fabricado, posteriormente a esto se coloca vaselina sobre estas lengüetas protectoras, estas se colocarán en los lugares donde existen prominencias óseas como lo son: la cresta anterior de la tibia, cabeza del peroné, porción distal de la tibia, porción distal del peroné y otra zona que se quiera proteger.

Se venda sobre el muñón, tratando de dar una distribución homogénea en todas las zonas del mismo, posteriormente se da un masaje sobre el yeso y se empiezan a definir los contornos sobre de los bordes superiores del cóndilo femoral medial y lateral, en la parte del muñón es indispensable darle una forma triangular. Posteriormente se pasa a delimitar la presión en el tendón rotuliano, con los pulgares uno a cada lado del mismo. Es importante realizar estos procedimientos antes que el yeso termine su proceso de fraguado, para terminar se retira el molde negativo.

Luego se hace un agujero en la parte distal del muñón, el cual servirá para verificar si existe un contacto total entre el muñón y el negativo.

FASE II

Se prepara otra lengüeta de 6 capas para colocarla en la parte posterior del molde negativo para delinear los tendones flexores de la pierna o isquiotibiales, para la realización del mismo, con los dedos índice y medio se ejerce una presión a nivel del hueco poplíteo y se le pide al usuario que flexione la rodilla a 90 grados o un poco más si se puede para así definir los espacios que ocupan los tendones isquiotibiales.

IX.X ELABORACIÓN DEL MOLDE POSITIVO

Se colocan vendas enyesadas de tal forma que se cubra la superficie posterior del molde negativo, igualmente como se encuentra la anterior, posteriormente se empieza con la elaboración de la mezcla de yeso. Luego de verter este contenido

dentro del molde negativo se coloca un tubo de 1/2". Se deja que dicho contenido termine su proceso de fraguado de más o menos 20 minutos para posteriormente pasar al retiro del molde negativo.

Luego de retirar las vendas del molde negativo se procede a marcar las zonas de presión que se han marcado anteriormente, la cresta anterior de la tibia, cabeza del peroné y otras donde exista algún tipo de prominencia.

IX.XI MODIFICACION DEL MOLDE POSITIVO

Se modifica en el espacio del hueco poplíteo, tomando como referencia la medida A-P y a la misma altura del tendón rotuliano con el cuidado de no comprimir los tendones de los isquiotibiales, posteriormente se suavizan las irregularidades para continuar con el termoconformado, de la cuenca de prueba.

IX.XII CUENCA DE PRUEBA

Se realiza la elaboración de una cuenca de prueba en polipropileno para determinar de una manera precisa la correcta adaptación y el contacto que existe ente la cuenca y el muñón del usuario. Este proceso se realiza colocando vaselina dentro de la cuenca para posteriormente colocarlo en el muñón al usuario y aquí se determinará las zonas que tienen excesiva presión y las que no tienen contacto para proceder a modificar algún tipo de problema que existe antes de continuar con el siguiente paso.

IX.XIII ELABORACIÓN DE LA CUENCA SUAVE

IX.XIII.I MATERIALES UTILIZADOS

- Pelite de alta densidad de 5 mm. de espesor
- Pegamento de contacto

IX.XIII.II HERRAMIENTAS UTILIZADAS

- Cuchilla de cartón

- Pistola de aire caliente
- Fresadora
- Regla de metal

IX.XIII.III PROCEDIMIENTO

1. Se mide la parte mas ancha del molde positivo a nivel de los cóndilos con una cinta métrica y se le aumentan 2 cm.
2. Se mide la parte mas angosta del molde, que es en la parte distal del muñón, y a esta medida se le resta 1 cm.
3. Se mide el largo del molde y a esta medida se le suman 2 cm.
4. Se traslada estas medidas al pelite y se realiza un corte en forma de trapecio, en los extremos M – L se realiza un desbaste en los 2 cm. de las orillas hasta llegar a cero. Luego se aplica pegamento de contacto y se unen las orillas para formar un cono.
5. Se coloca un pedazo de pelite caliente, en la parte distal molde positivo con el objetivo de formar un gorrito, luego se recortan los extremos en forma circular y se desbasta a cero.
6. Se calienta este cono con la pistola de aire, luego se coloca este cono sobre el molde positivo de manera que la parte más angosta quede en la parte superior del molde positivo y lentamente se baja hasta cubrir todo el molde. Esto se hace para que el pelite quede adherido al molde positivo.
7. Se coloca un pedazo de pelite caliente en el extremo distal del muñón con el fin de cubrir el cono como en el paso 5, luego se desbasta a cero.

IX.XIV ELABORACIÓN DE BOLSAS DE PVA

IX.XIV.I MATERIALES UTILIZADOS

- PVA

- Agua

IX.XIV.II HERRAMIENTAS UTILIZADAS.

- Tijeras
- Cuchilla para cartón
- Kit para la elaboración de bolsas de PVA (plancha, arco, y regla)

IX.XIV.III PROCEDIMIENTO

- Se toma la circunferencia mayor del molde positivo
- Se divide la medida en 2 y se coloca esa distancia en el marco
- Se coloca el material y corte con el parámetro de la regla metálica
- Se procede a unir la parte superior del PVA, colocando un paño húmedo y deslizándolo en el recorrido del arco metálico conjuntamente con la plancha
- Se le da vuelta a la bolsa y se procede a realizar el paso anterior

IX.XV PROCESO DE LAMINACIÓN

IX.XV.I MATERIALES UTILIZADOS

- Bolsas de PVA
- Catalizador
- Resina de poliéster
- Media tubular de fibra de vidrio
- Fibra de vidrio
- Pigmento color piel
- Cinta de aislar
- Removedores
- Vasos desechables
- Jeringas descartables

IX.XV.II HERRAMIENTAS UTILIZADAS

- Tijeras
- Cuchilla para cartón

- Sistema de Vacío.

IX.XV.III PROCESO DE LAMINACIÓN DE LA CUENCA

Se coloca el molde positivo en el dispositivo receptor de molde en sala de laminación

1. Se coloca una bolsa de PVA (humedeciendo para reblandecer, además se coloca talco para que deslice a modo de adherirse correctamente al molde) que se una al agujero superior de succión
2. Se colocan 4 capas de nylon o media tubular, luego una capa de fibra de vidrio en el área de los cóndilos, tendón rotuliano y el área del hueco poplíteo. Luego se colocan otras 2 capas de nylon
3. Se coloca sobre los textiles otra bolsa de PVA para efectuar el laminado acrílico, previamente humedecida para deslizar de una mejor manera y colocar al plato bajo donde se encuentra el agujero de succión inferior y colocar cinta aislante para fijar correctamente
4. Se prepara la resina (300 gramos) en combinación con el pigmento, previamente seleccionado para el usuario, diluyéndola con catalizador (12 cm cúbicos) y se remueve hasta lograr diluir ambos líquidos, se vacía este contenido dentro de la bolsa de PVA y se comienza a dar un baño uniforme al molde positivo, tomando en cuenta que si existe algún exceso, se deja en la parte de arriba del molde.
5. Se deja el proceso de endurecimiento de la resina para luego realizar los cortes necesarios, parte medial y lateral de los cóndilos femorales, parte anterior de la rótula y liberación del hueco poplíteo en la parte posterior.

6. Se pulen estos bordes hasta suavizarlos para así evitarle problemas de laceraciones en el muñón del usuario.

IX.XVI ALINEACIÓN ESTÁTICA

El objetivo principal es lograr un equilibrio de fuerzas que se transmiten sobre la prótesis.

Es importante tomar en cuenta que la alineación de la cuenca sigue la posición angular (abducción, aducción, flexión) del muñón del usuario.

Tomando en cuenta que el muñón no presente contractura, la alineación básica se realizará en una posición de 5 grados de flexión, y esto se hace para desviar las zonas de presión anteriores perpendiculares hacia una línea inclinada que evitará presiones distales sobre el muñón.

Este proceso se realiza en la caja de alineación tomando en cuenta los parámetros de alineación.

- Altura del suelo al platillo tibial.
- Vista Anterior, la línea de plomada pasa dividiendo la mitad de la rótula, y entre el espacio del primer y segundo dedo.
- Vista Lateral o pared lateral, la línea de plomada divide en la región a nivel del tendón rotuliano 50 % anterior y 50 % posterior, y un centímetro por delante del tercio posterior del pie.
- Vista Posterior: la línea de plomada al centro divide la región poplíteica en dos, y mitad del talón.

Es importante tomar en cuenta que la alineación de una cuenca no se puede realizar en aducción o en abducción sino únicamente como lo indique la anatomía del muñón, además de tomar en cuenta la posición fisiológica de la pierna.

IX.XVII ALINEACIÓN DINÁMICA

Es importante verificar la altura de la prótesis, y el nivel horizontal de las crestas ilíacas. Si existiera alguna alteración es importante corregirlo antes de que el usuario empiece a deambular.

Durante la prueba dinámica el usuario caminará, subirá gradas, deambulará en diversos tipos de terrenos, con el objetivo de analizar la marcha que el usuario está realizando y si existiera alguna anomalía se podrá corregir y realizar ciertos ajustes medio laterales y antero posteriores, hasta obtener una marcha satisfactoria y funcional para el usuario.

CAPITULO X

COSTOS DE LA PRÓTESIS TRANSTIBIAL TIPO P T B

X.I COSTOS DE LA PROTESIS TIPO PTB

- Costos de una prótesis PTB
- Costos de materia prima
- Costos de fabricación
- Costos de mano de obra
- Costos fijos de producción por hora.

En los siguiente cuadros se presentan y detallan las cantidades utilizadas en cada uno de los materiales, al final encontraremos la sumatoria de ellos, cuyo resultado es el valor del costo de producción. Es de suma importancia aclarar que el costo de producción no va ha ser el costo de venta ya que cada taller tiene sus propias políticas de venta.

X.II COSTO DE MATERIA PRIMA

Materia Prima	Unidad de medida	Valor de unidad en \$	Cantidad utilizada	Costo en \$
Venda enyesada de 6"	Unidad	1.34	4 Unidades	5.36
Yeso calcinado	Bolsa 50 Lbs.	5.80	25 Lbs.	2.90
Polipropileno de 5 mm	Pliego	23.76	¼	5.94
Pelite de 5 mm de baja densidad	Pliego	9.10	¼	2.30
PVA	1 Metro	5.26	1 Metro	5.26
Stockinett de algodón 3	25 Yds.	21.51	4 yardas	4.68
Fibra de Vidrio	Metro	6.04	½ metro	3.02
Resina	1 galón	10.86	¼ galón	2.71
Catalizador	Galón375c	34.29	1/10 galón	3.42
Pigmento	453 gr.	35.37	30 gr	2.34
Pie OHIO 26L	Unidad	54.72	Uno	54.72
Pedilen A	Lata 4.60 Kg	74.17	100 gr.	1.61
Pedilen B	Lata 4.60 Kg.	77.84	100 gr.	1.69
Velcro Macho 1"	25 Yds.	12.75	1 yds	0.51
Velcro Hembra 1"	25 Yds.	12.75	2 Yds	1.02
Webbing Nylon 1"	25 Yds.	5.75	2 yds	0.46
TOTAL				97.94

X.III COSTO DE ELABORACIÓN

Materia Prima	Unidad de Medida	Valor de Unidad en \$	Cantidad utilizada	Costo en \$
Thinner	Galón	3.62	1/6 Galón	0.61
Pegamento	Galón	8.23	1/6 Galón	1.37
Tirro	Rollo 2´	2.00	1 Rollo	2.00
Rollo cinta aislante	Rollo	0.75	1 Rollo	0.75
Tubo Galvanizado de ½	6 mts.	9.42	½ Metro	0.79
Pliego de Lija No. 320	Pliego	0.57	½ Metro	0.57
Paletas Depresoras	Caja 100	2.50	10	0.25
Hebilla Metálica 1"	c/u	0.02	3	0.06
TOTAL				6.40

X.IV COSTOS DE MANO DE OBRA

Salario del técnico	\$ 435.00
Horas hombre efectivas	\$ 160.00
Costo por hora	\$ 2.71
Horas efectivas para fabricar Aparato 20 horas	\$ 20.00

Costo total de mano de obra	$2.71 \times 20 = \$54.20$
-----------------------------	----------------------------

X.V COSTOS DIRECTOS

Costos de materia prima	\$ 212.60
Costos de elaboración	\$ 6.76
Costo de mano de obra	\$ 54.20
TOTAL	\$ 273.56

X.VI COSTOS INDIRECTOS

Se obtienen del 100% de la mano de obra	\$ 45.80
---	----------

Estos datos pueden variar dependiendo de la política de la institución o laboratorio

X.VII COSTO TOTAL DEL PRODUCTO

Costos Directos	\$ 273.56
Costos Indirectos	\$ 45.80
COSTO TOTAL DE ELABORACIÓN	\$ 319.36

ANEXOS

ORTESIS

El diccionario Médico de Stedman, en su 21ª edición (1,966) las define como "Cualquier dispositivo médico, aplicado sobre el cuerpo humano (o un segmento

corporal), o alrededor del mismo, para el tratamiento de alguna deficiencia física o discapacidad".

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

La palabra "ortésis" se deriva del griego "ortho", que significa recto, enderezado o correcto. El término "ortésis" se acuñó tras la II Guerra Mundial y se utilizó por primera vez, en los principios de la década de los cincuenta, adoptándose en 1,960 por la Organización Profesional de Ortesistas y Protesistas Americanos, cuando se formó la Asociación Americana de Ortésica y Protésica (American Orthotics and Prosthetic Association) a partir de la original Asociación de fabricantes de Miembros Artificiales (Artificial Limbs Manufacturer's Association).

Al igual que sucedía en la protésica, la nomenclatura ortésica puede resultar confusa, siendo especialmente difícil la traducción de textos internacionales para el profesional que se aproxima por vez primera a ellos. Algunas de las razones son la gran variedad y dispersión de las fuentes bibliográficas en ortoprotésica, así como la riqueza de pequeños matices en la terminología al uso. Para facilitar esta labor se incluye un glosario de la terminología más frecuentemente utilizada. Se señala primero el término en español a continuación en inglés.

- Ortesis: (Orthosis), Se refiere al dispositivo o producto ortésico que mantiene, mejora o restaura la función.
- Ortésis: (Orthoses), Término con el cual se designa a muchas ortésis a la vez, se refiere al plural de orthosis.
- Ortésica: (Orthotics), Campo de conocimientos sobre tales dispositivos, sobre su teoría, práctica y manufactura. El arte y ciencia que se refiere al tratamiento de los pacientes mediante el uso de las ortésis.

- Ortésico: (Orthotic), Adjetivo que se refiere a la familia de estos dispositivos. Se utiliza cuando nos referimos, o hablamos del dispositivo ortésico.
- Ortesista: (Orthotist), Persona que, habiendo recibido una formación y entrenamiento adecuados en el campo de la ortésica, es reconocido por la autoridad nacional competente para diseñar, elaborar, fabricar y adaptar las ortésis al usuario.

PARALELISMO

Este es el proceso por el cual se espera que los ejes articulares de ambas barras estén congruentes en los distintos planos. Se espera que el Termoplástico este completamente frío antes de empezar el trabajo de montaje del aparato.

Se buscan los puntos articulares dejados por los clavos en el polipropileno. Se abren con una cuchilla estas marcas y se quitan los clavos anteriores.

Se pone nuevamente el aparato en la caja de alineación para controlar los ejes articulares y trazar sobre el polipropileno las líneas perpendiculares internas y externas.

Se colocan nuevos clavos en vista a la conformación de las barras laterales. Los clavos deben formar una línea paralela tanto en vista frontal como en vista de corte transversal. Se colocan las barras laterales sobre el PP y se dibujan los lados de éstas, siguiendo las líneas perpendiculares al piso.

Siguiendo la perpendicularidad y el trazado se conforman las barras inferiores, una vez conformadas las barras se empieza desde abajo con la marcación y perforación de las mismas. Aunque siempre se harán 3 perforaciones a nivel de las barras inferiores superiores externa, para la prueba del aparato solamente abriremos 2 perforaciones.

Se marcan también las barras superiores, pero solamente se abrirán las perforaciones al lado interno. El lado externo se perforará mas tarde cuando tengamos las distintas partes del aparato sueltas del molde de yeso.

Para el paralelismo utilizaremos un calibrador o pie de rey y una escuadra, lo que se pretende es dejar congruentes tanto en el plano horizontal como vertical los ejes articulares ya que de lo contrario existirá un mal funcionamiento del aparato y un desgaste acelerado de las partes.

NOMENCLATURA SEGÚN LA ESCUELA AMERICANA DE ORTÉSICA Y PROTÉSICA

ORTÉSIS DE MIEMBRO INFERIOR

- FO: (foot orthosis), Ortésis del Pie.
- KO: (Knee orthosis), Ortesis de rodilla
- HO: (Hip orthosis), Ortésis de cadera.
- AFO: (Ankle-foot-orthosis), Ortésis de tobillo-pie.
- KAFO: (Knee-ankle-foot orthosis) Ortésis de rodilla-tobillo-pie.
- HKAFO: (Hip-knee-ankle-foot- orthosis), Ortésis cadera-rodilla-tobillo-pie.

PRÓTESIS PARA AMPUTACIONES TRANSTIBIALES

El amputado de miembro inferior que conserva su articulación de rodilla puede considerarse afortunado. Si la longitud del muñón es adecuada, no presenta problemas en la estabilidad de la rodilla y en el control de la fase de oscilación.

CUENCA DE LA PRÓTESIS TRANSTIBIAL.

En la zona proximal de la tibia, la superficie medial se encuentra directamente por debajo de la piel en toda la longitud del muñón, posterior y lateralmente la musculatura es escasa para proporcionar acolchonamiento subcutáneo. La carga

distal sobre las estructuras óseas seccionada es, casi siempre, dolorosa. La mayor dificultad que plantea la protetización del amputado tibial es la adaptación confortable de una cuenca para transmitir el peso corporal y acomodarse a las fuerzas dinámicas que se experimentan durante la marcha, y asegurar el control voluntario de la rodilla mediante la acción de la musculatura, con lo cual se asegura el control de la prótesis.

Por ello no es extraño que la adaptación de la cuenca sea el factor más importante que determina el éxito o fracaso de la prótesis. A la existencia de una adaptación deficiente se le ha atribuido la aparición de alteraciones en la marcha, edema del muñón, dolor y erosiones cutáneas.

Para lograr que la cuenca sea capaz de transmitir el peso corporal, se han empleado dos técnicas: el contacto total entre el muñón y la cuenca, o el moldeado de la cuenca de modo que localice las fuerzas en ciertas áreas conocidas. La combinación de ambas dio como resultado el encaje PTB (patellar-Tendon-Bearing) de la Universidad de California, el cual ha sido la cuenca más prescrita.

SEGMENTO INTERMEDIO: ALINEACIÓN DE LAS PRÓTESIS TRANSTIBIALES.

Las presiones de contacto entre muñón y cuenca (interfase) de un amputado tibial dependen de una combinación de factores. En el caso de las prótesis PTB, los factores más importantes son la adaptación de la cuenca y la alineación de la prótesis. Los principios biomecánicos de la alineación de la prótesis tibiales con cuenca PTB, fueron perfectamente establecidos por Radcliffe en 1,962 y serán expuestos a continuación, al tiempo que se analiza el efecto de las solicitaciones mecánicas actuantes en la interfase.

Seguidamente estudiamos:

- Las fuerzas medio-laterales.
- El efecto del corsé del muslo y las barras laterales en las fuerzas medio-laterales.
- Las fuerzas antero- posteriores.

- El efecto del corsé de muslo y las barras laterales en las fuerzas antero-posteriores.

FUERZAS MEDIO-LATERALES EN LAS PRÓTESIS PTB.

El diagrama de fuerzas medio laterales, durante la fase media del apoyo. El planteamiento de las ecuaciones de equilibrio dinámico en la rodilla, conduce a la ecuación.

$$L * b + I * c = PC * a$$

Esta ecuación muestra que la magnitud de la fuerza estabilizadora lateral L puede reducirse aumentando el brazo de palanca b, o aumentando la fuerza de inercia horizontal. El brazo de palanca b, solo puede incrementarse si estos principios se respetan a la hora de elegir el nivel de amputación. Para aumentar la fuerza de inercia horizontal, debemos aumentar la aceleración horizontal, es decir, hay que conseguir que el pie protésico apoye lateralmente, para que aumente la inclinación interna de la fuerza de reacción del suelo R.

Este diagrama puede alterarse si modificamos la alineación de la prótesis. Cuando cambiamos la inclinación de la prótesis (hacia dentro, en varo, hacia fuera o valgo), de modo que varíe el apoyo del pie protésico, con respecto a la posición que se considere óptima.

En este caso se puede eliminar la necesidad de la fuerza estabilizadora lateral L, si se hace una alineación en "valgo" (B), aunque no es aconsejable porque se obtiene una marcha con una anchura del paso aumentada, lo cual resulta anormal e innecesario, excepto en los casos de muñones muy cortos (de menos de 6 cm). Cuando se hace una alineación de la prótesis "en varo" (A), se obtiene una marcha con anchura de paso reducida, apareciendo entonces un aumento de la fuerza estabilizadora lateral, un aumento de la fuerza estabilizadora medial y una desaparición de la fuerza en la cabeza del peroné. Esta alineación es la que se indica en muñones de 6 cm de longitud o más.

EFECTO DEL CORSÉ DE MUSLO Y DE LAS BARRAS LATERALES EN LAS FUERZAS MEDIO-LATERALES

Si las barras laterales son suficientemente rígidas, se aplica una fuerza MU sobre la parte superior medial del muslo, con lo que se consigue reducir la magnitud de las fuerzas que actúan sobre la zona lateral del muñón L.

El empleo de este corsé de muslo sólo estaría indicado en caso de muñones muy cortos, o médicos que hagan aconsejable reducir las fuerzas de contacto entre muñón y cuenca.

No obstante se podría optar por otro tipo de cuenca, como la cuenca KBM (Kondylen Bettung Munster), que se prolonga más proximalmente hasta englobar los cóndilos femorales.

FUERZAS ANTERO-POSTERIORES EN LA PRÓTESIS PTB

Se analizara el amputado tibial con prótesis PTB en tres momentos del ciclo de marcha.

En el contacto de talón, la estabilidad de la rodilla se logra mediante extensión activa del cuádriceps. En la fase media de apoyo, la fuerza de reacción del suelo R actúa en una dirección que pasa por detrás del centro articular de la rodilla, por lo que hay una tendencia de la rodilla a flexionarse. El amputado resiste esta tendencia a la flexión mediante una extensión activa de la rodilla y las fuerzas que actúan sobre el muñón se concentran en 3 áreas alrededor del tendón patelar TP, en la zona tibial antero-distal y en la zona poplítea.

En el despegue de talón, la fuerza de reacción sigue pasando por detrás de la rodilla, por ello es necesaria todavía la extensión activa de la misma. Esta extensión produce un aumento de la fuerza actuante sobre la zona tibial antero-distal y una disminución de la que actúa sobre el tendón patelar.

EFFECTO DEL CORSÉ DE MUSLO Y LAS BARRAS LATERALES EN LAS FUERZAS ANTERO POSTERIORES

Si a un amputado tibial le adaptamos un corsé de muslo y un tope posterior que limite la extensión de la rodilla, el patrón de fuerzas se altera considerablemente. En condiciones adecuadas, es posible que el tope posterior contrarreste totalmente el momento extensor de la fuerza de reacción, quedando suspendido el muñón libremente dentro de la cuenca. Esto indicaría que, haciendo un ajuste apropiado del corsé de muslo, las barras laterales, y el tope posterior, es posible modificar el patrón anteroposterior de fuerzas de contacto muñón-cuenca.

Una vez comentados los principios biomecánicos de las fuerzas actúan en la interfase muñón-prótesis de las prótesis PTB, pasaremos a comentar como influyen los cambios en la alineación de la misma.

Pearson et al, (1973), comprobaron experimentalmente que las modificaciones en la alineación estática y dinámica de la prótesis PTB, influían en las presiones estáticas y dinámicas soportadas por el muñón durante la marcha. También señalaron que se provocaban notables cambios en el patrón de la marcha (duración del ciclo de la marcha, quejas del sujeto, etc.) En la zona distal anterior se producían grandes cambios de presión al hacer modificaciones en la alineación lineal en sentido antero-posterior, disminuyendo la presión conforme el muñón se llevaba en sentido anterior. Algo similar ocurría con la alineación angular, al hacer modificaciones en el plano de la flexo-extensión y en el de abducción- aducción. Se observaba que disminuía la presión en la zona tibial distal anterior conforme el pilón se llevaba hacia la flexión y hacia la aducción. Los cambios de presión eran menores en el resto de zonas medidas, siendo similares en magnitud a nivel del tendón patelar y en la meseta tibial lateral, y siendo los más bajos a nivel de la meseta tibial medial.

Los cambios de presión en la fase media, producidos por modificaciones en la alineación dinámica y estática, determinan el confort y la marcha del amputado. El amputado tibial, provisto de una prótesis PTB bien adaptada, esta irremediamente abocado a experimentar continuas variaciones de presión durante la marcha, en la interfase muñón-prótesis.

En el pasado, el uso de la llamada "Prótesis Müley" producía lesiones en la articulación de la rodilla, originadas por sobre esfuerzo en estructuras ligamentosas, debidas a hiperextensión excesiva. Uno de los objetivos de la protetización debe ser proteger estas estructuras y mantener las fuerzas y momentos en la rodilla dentro de unos límites seguros, para evitar lesiones.

Con todo lo dicho, es fácil comprender la adaptación con éxito de una prótesis PTB y la alineación deseable, será aquella que resuelva apropiadamente el equilibrio de fuerzas en la interfase muñón-prótesis, de manera que proporcione un soporte cómodo y una estabilización adecuada durante el ciclo de marcha.

Todos estos conocimientos deben tenerse en cuenta por los profesionales que intervienen en la elaboración, adaptación y prescripción de una prótesis de miembro inferior, en un sujeto amputado concreto, para poder obtener el mejor resultado posible.

Desgraciadamente, en la práctica, este proceso no está controlado objetivamente, es decir, al terminarla es frecuente que tenga que hacer modificaciones de la alineación y de la forma de la cuenca, basándose en las molestias del usuario, en la observación de la piel o en la observación de la marcha.

PORCIÓN DISTAL, ARTICULACIÓN PROTÉSICA DE TOBILLO-PIE EN LAS PRÓTESIS TIBIALES

En muy pocos estudios se analiza el efecto del tipo de mecanismo protésico sobre la marcha del amputado tibial. A continuación expondremos las principales características respecto a estos.

Basándose en el comportamiento biomecánico dinámico de los diferentes mecanismos articulares existentes, se pueden agrupar en: no articulados, articulados y almacenadores de energía.

NO ARTICULADOS

El pie SACH (Solid Ankle Cushion Heel), es el modelo protésico de referencia de este grupo, habiendo sido diseñado a finales de los años 40 y siendo en la actualidad el mecanismo más utilizado.

Al utilizar este pie, el momento generado durante el apoyo de talón deforma el talón viscoelástico del que está dotado, simulando un cierto grado de flexión plantar.

Como consecuencia de esta deformación se produce una absorción de la energía del impacto, que queda disipada. Durante la última fase del apoyo la flexibilidad de la punta del pie permite una adaptación de la misma a la carga, pero sin llegar a impulsar la extremidad protetizada. Recientemente, se ha introducido el pie dinámico, cuyo comportamiento es similar al pie SACH aunque aporta dos mejoras importantes.

- Facilita una marcha más simétrica, demostrándose que la diferencia de tiempo de apoyo entre la pierna sana y la protetizada es menor.
- Es mejor valorado subjetivamente por los usuarios de este estudio.

MECANISMOS ARTICULADOS

El modelo representativo de este grupo es el pie articulado de 1 – Eje, cuya articulación permite que el movimiento de flexión plantar se asemeje más al normal, que cuando se utiliza un mecanismo no articulado. De esta manera, el ángulo de la articulación del tobillo durante la fase de apoyo es de unos 12 grados al utilizar este tipo de pie y unos 5 grados al utilizar SACH. Sin embargo, la existencia de unos topes en la articulación que limitan la flexión dorsal del pie provoca la existencia de una cojera por la ausencia de una flexión de rodilla durante el apoyo (tercer determinante de la marcha).

En esta articulación protésica, existen unos resortes que acumulan energía durante el apoyo, devolviendo un 20% de la misma durante el despegue de la puntera, facilitando el impulso de la extremidad.

Otro de los modelos de este grupo es el pie Greisinger, dotado de una articulación con dos grados de libertad (pronosupinación y flexoextensión), para facilitar la

marcha por terreno irregular. Sin embargo, el resultado final no es el esperado, puesto que, en realidad, en terreno llano no se produce flexión plantar. Por otra parte es el mecanismo de pie que peor valoración subjetiva ha recibido por parte de los sujetos que lo han utilizado.

PIES ALMACENADORES DE ENERGÍA

Los modelos protésicos más recientes pertenecen a esta familia. Todos ellos son de reciente aparición en el mercado, justificándose por ello la escasez de estudios biomecánicos comparativos. En general puede afirmarse que todos ellos consiguen mayor impulso con la extremidad protetizada que al utilizar un pie SACH, aunque sin alcanzar los valores de los sujetos normales. De todos ellos, el que más energía devuelve es el Flex-foot seguido por el Seattle, Carbon Copy II, Sten y SAFE.

ALTERACIONES DE LA MARCHA PROTÉSICA CON LA PRÓTESIS TIBIALES

Muchos sujetos con amputación tibial caminan de manera suficientemente buena como para que la detección de la cojera suponga un desafío para el observador. No obstante las técnicas de laboratorio permiten revelar desviaciones sutiles en el patrón de marcha normal, las alteraciones de la marcha en sujetos con prótesis tibiales vienen descritas en el trabajo de Edelstein (1,990), cuyas aportaciones más interesantes se exponen a continuación.

Durante la fase inicial del apoyo, la rodilla se flexiona menos de lo normal, ya que el pie protésico no produce la flexión plantar controlada que supone la contracción excéntrica de los músculos dorsiflexores. La flexión de la rodilla también es menor de lo normal durante el final del apoyo. En esta fase una flexión normal de la rodilla, unida a la ausencia de flexión plantar provocaría un descenso exagerado del tronco, produciendo una marcha no estética e ineficaz. La velocidad de marcha es menor, la longitud de paso del miembro protetizado es ligeramente mayor y su tiempo de apoyo es menor que en el miembro contralateral.

La fuerza antero-posterior ejercida por el miembro amputado se reduce sustancialmente en el contacto de talón, y los momentos articulares son inferiores a

los normales. Paralelamente, el miembro sano genera un momento de dorsiflexión mayor de lo normal. Los extensores de cadera son más activos que en el miembro no amputado durante el inicio y mitad del apoyo, la actividad simultánea de los isquiotibiales y del cúadriceps al inicio del apoyo controla la flexión de la rodilla.

ALTERACIONES EN EL PLANO SAGITAL

En el plano sagital la marcha se altera clínicamente cuando la flexión de la rodilla está limitada o excesiva durante la fase de apoyo.

La flexión excesiva de rodilla durante el inicio del apoyo puede estar originada por algún factor protésico o anatómico, que permita a la fuerza de reacción permanecer por detrás de la rodilla, produciendo un momento de flexión. Una retracción en flexión de la rodilla aumenta la tendencia de esta a flexionarse. Si esta retracción no puede solucionarse quirúrgicamente o mediante cinesiterapia, el pie protésico deberá situarse más anterior de lo habitual para adelantar la fuerza de reacción respecto a la rodilla. El usuario con debilidad del cúadriceps puede experimentar inestabilidad o movimientos bruscos en la rodilla, manifestándose una excesiva flexión o por mecanismos de compensación como el enderezamiento voluntario de la rodilla, o por una ligera inclinación anterior del tronco.

Entre las causas protésicas podemos citar: un talón protésico que sea demasiado rígido, el cuál fallara en su deformación impidiendo la flexión plantar, con lo que la fuerza de reacción se situará por detrás de la rodilla en el contacto del talón. Lo mismo sucederá con un zapato que tenga un tacón demasiado alto para el pie protésico elegido. Si el pie se alinea en dorsiflexión, la fuerza de reacción también se situará por detrás de la rodilla. La flexión excesiva de la cadera o su desplazamiento anterior son comparables al efecto de una retracción en flexión de la rodilla.

La Flexión de la rodilla durante el inicio del apoyo, ocurre cuando la fuerza de reacción se sitúa por delante de la misma. Las causas anatómicas y protésicas serán las contrarias al caso anterior. Por ejemplo, una artropatía de rodilla o una rodilla fusionada en extensión. El usuario con espasticidad que presenta una sinergia extensora mantendrá la rodilla recta mientras haya un apoyo del pie en el suelo.

Para evitar el riesgo de caída, el sujeto con debilidad del cúadriceps aprende a inclinarse hacia delante, evitando así que la rodilla se colapse. Otra causa es el dolor en la zona antero-distal del muñón. Ya que el usuario retrasa el muslo, acortando el paso e inclinando el tronco hacia delante. Aquel sujeto que esté acostumbrado a las antiguas prótesis de madera, que incluyen un corsé de muslo y una cuenca alineada verticalmente, puede persistir en el hábito de caminar con la rodilla recta.

Entre las causas protésicas están los fallos de suspensión o los del pie. Si la suspensión está asistida por un tirante elástico anterior, la excesiva tensión del mismo restringirá la flexión de la rodilla. Un talón protésico demasiado blando acelerará la flexión plantar y con ello la extensión de la rodilla. Un tacón de zapato excesivamente bajo sitúa la fuerza de reacción por delante de la rodilla. Un pie alineado en flexión plantar o una cuenca colocada en escasa flexión, o colocada demasiado posterior, son otras de las causas de flexión insuficiente de rodilla en el inicio del apoyo.

La flexión de la rodilla de la fase final de apoyo puede aparecer retrasada si la fuerza de reacción permanece anterior a la misma. El usuario se queja de dificultad para finalizar el apoyo, o tiene la sensación de caminar subiendo una rampa. Una rodilla artrodesada o con artropatía no se flexionará al final del apoyo. La sinergia extensora puede persistir en tanto permanezca el miembro apoyado. Una quilla del pie SACH excesivamente larga mantiene la fuerza de reacción por delante de la rodilla, impidiendo la flexión de la misma. El mismo efecto tiene un tacón del zapato más bajo del diseñado para ese pie protésico, un pie colocado en flexión plantar, o una cuenca con escasa flexión. Los sujetos acostumbrados a las prótesis antiguas, que obligan a mantener la rodilla relativamente extendida durante casi toda la fase de apoyo, pueden continuar caminando así, pese al cambio de la prótesis.

La Flexión de la rodilla en la fase final del apoyo puede ser prematura. Las causas anatómicas o protésicas serán las opuestas a las comentadas anteriormente. En este caso, la fuerza de reacción pasará por detrás de la rodilla y el sujeto se quejará de que la rodilla "cede" y desciende. Puede ser responsable de esto una retracción en flexión de la rodilla, un pie protésico demasiado corto, o no que tenga una quilla

demasiado corta. Otras causas de prematura flexión de rodilla en la fase final del apoyo son un pie alineado en dorsiflexión, o una cuenca que esté situada demasiado anterior, o excesivamente flexionada.

ALTERACIONES EN EL PLANO FRONTAL

En el plano frontal, el sujeto portador de una prótesis tibial puede mostrar un excesivo movimiento de la cuenca, durante la fase media del apoyo. Este movimiento excesivo produce un empuje de la cuenca dura sobre la piel y el tejido celular subcutáneo del muñón. Aquellos usuarios que llevan un manguito elástico de suspensión experimentan menor movimiento en esta fase media.

Como ya vimos al considerar las fuerzas medio-laterales en las prótesis tibiales PTB, durante la fase media del apoyo, el peso corporal se carga excéntricamente sobre la prótesis. El pie protésico debe alinearse medial a la cuenca para que el movimiento que tiene lugar sea menos incómodo. Esta alineación medial del pie, o de la prótesis "en varo", o con excesiva aducción la cuenca, origina que el borde de la cuenca deje un hueco en la zona lateral, mientras que se comprimen los tejidos de la zona medial proximal. En esta zona están los tendones de la pata de ganso, que toleran razonable bien a la presión. Al mismo tiempo se produce un aumento de la fuerza estabilizadora lateral, que ejerce una presión aumentada sobre la zona distal del peroné.

Si esta alineación del pie es exagerada, la presión lateral distal sobre el peroné es incómoda. Al mismo tiempo, este tipo de alineación produce una marcha con una menor anchura del paso, lo cual mejora la marcha. Como se comentó en el apartado de la alineación de las prótesis PTB, esta alineación es la preferida con muñones con una longitud normal.

Cuando la alineación del pie se hace lateral al de la cuenca, o con la prótesis "en valgo", o en abducción, se produce un empuje del borde lateral de la cuenca sobre la cabeza del peroné y sobre la zona tibial distal, lo cual puede resultar incómodo. Esta alineación produce además una marcha con excesiva anchura del paso y con excesiva inclinación lateral del tronco, que produce fatiga y es antiestética. Como se

ha comentado anteriormente, hay que evitar este tipo de alineación y sólo estaría indicada en el caso de muñones muy cortos (de menos de 6 cm), para reducir la presión sobre la zona lateral distal del peroné.

ALTERACIONES DE LA MARCHA CON PRÓTESIS TIBIALES.

Alteración Observada	Causas Protésicas	Causas Anatómicas
Flexión Excesiva de rodilla al inicio del apoyo.	Pie alineado en dorsiflexión. Talón o tope plantar demasiado rígido. Flexión de la cuenca excesiva. Alineación de la cuenca demasiado anterior. Colocación posterior de la pantorrilla.	Retracción en flexión de la rodilla. Cúadriceps débil
Flexión insuficiente de rodilla al inicio del apoyo.	Flexión plantar excesiva. Talón o tope plantar demasiado blando. Flexión de la cuenca insuficiente. Alineación de la cuenca demasiado posterior.	Dolor en la zona anterodistal del muñón. Cúadriceps débil. Espasticidad de los extensores. Artropatía de rodilla.
Presión distal-lateral excesiva	Pie demasiado medial. Excesiva aducción de la cuenca.	
Presión sobre la cabeza del peroné.	Pie demasiado lateral Excesiva abducción de la cuenca.	Retracción en flexión de rodilla.

<p>Flexión de rodilla prematura en el final del apoyo.</p>	<p>Pie alineado en flexión dorsal. Pie protésico o quilla corta. Tope blando de flexión dorsal. Cuenca con excesiva flexión. Cuenca situada demasiado anterior. Pierna y pie situados demasiado posterior.</p>	
<p>Flexión de rodilla retrasada en el final del apoyo</p>	<p>Flexión plantar excesiva. Pie protésico o quilla demasiado larga. Tope rígido de flexión dorsal. Cuenca con escasa flexión Cuenca situada demasiado posterior.</p>	<p>Espasticidad de los extensores. Artropatía de rodilla.</p>

GLOSARIO

- ABDUCCION: movimiento de una parte del cuerpo que se aleja de su línea media.
- ADUCCION: movimiento de una parte del cuerpo que se acerca a su línea media.
- AMPUTACION: extirpación quirúrgica de una parte del cuerpo o de un miembro o parte de él.
- ANTAGONISTA: cualquier sustancia o agente orgánico, como un fármaco o músculo, cuya acción se opone a la de otro.
- ANTERIOR: parte frontal de una estructura. Relativo a una superficie o parte situada o que mira hacia delante.
- ANTEROPOSTERIOR: de la parte anterior a la parte posterior del cuerpo.
- ASIMETRICO: desigual en forma y tamaño. De colocación y distribución diferente con respecto a un eje.
- ATROFIA: desaparición o disminución de tamaño o la masa muscular como consecuencia de una enfermedad o por desuso.
- BIOMECANICA: ciencia de los fenómenos mecánicos de las estructuras biológicas.
- DEBILIDAD: fatiga, cansancio, pérdida de fuerza.
- DEFORMIDAD: estado de distorsión, desfiguración o mal formación que puede afectar al cuerpo en general o alguna de sus partes.
- DIAGNOSTICO: cuadro encontrado en la enfermedad.
- DINAMICA: ciencia de las fuerzas en movimiento.
- DISTAL: alejado del punto de origen, de forma absoluta o relativa.
- DOLOR FANTASMA: sensación dolorosa o desagradable de un miembro ausente.
- DORSAL: parte posterior de algo.
- EDEMA: hinchazón por acumulo de liquido ceroso en los tejidos de una zona especifica del cuerpo.
- ESTATICA: tratado de la fuerza en reposo.
- GENU: rodilla.
- KAFO: siglas en ingles que significan ortesis rodilla tobillo pie.

- MARCHA:
- Es un conjunto de movimientos alternantes, rítmicos y cíclicos; de las extremidades y del tronco, que determinan el desplazamiento hacia adelante del centro de gravedad del cuerpo humano.
-
- MECANICA: ciencia de las fuerzas y sus efectos.
- MIEMBRO FANTASMA: sensación del Miembro amputado.
- MUÑÓN: segmento residual de un miembro amputado.
- ORTESIS: mecanismos auxiliares técnicos ortopédicos para sustituir funciones.
-
- PARESIA: pérdida funcional de la fuerza muscular de origen neurogenico, muscular o desuso.
- PATOLOGIA: tratado de las enfermedades y sus consecuencias.
- PIE PLANO: disminución del arco longitudinal del pie
- POLIOMIELITIS: es una enfermedad infecciosa virica que afecta el asta anterior de la medula espinal.
- PROTESIS: construcciones que sirven para reemplazar la función y la imagen normal de un miembro amputado.
- ROTACION: vuelta alrededor de un eje.
- SECUELA: trastorno que se produce como resultado de una enfermedad o una lesión.
- SUCCION: sistema de suspensión que se obtiene por la acción de vacío al extraer el aire residual, mediante una válvula, una vez introducido el muñón en el encaje
- USUARIO: individuo usuario de un servicio en salud.
- VALGO: desviación medial de la articulación que une dos segmentos.

BIBLIOGRAFIA

- Instituto de Biomecánica de Valencia. Guía de Uso y Prescripción de Productos Ortoprotésicos a Medida. 1999
- Daniels, L. Pruebas Funcionales Musculares. Técnicas Manuales de Exploración. 3ª Edición. Editorial Interamericana México, 1989
- Fitzlaff, G and IEM, S. Lower Limb Prosthetic Components. Design, Function and Biomechanical Properties, 2002 Verlag Orthopädie – Technik, Dortmund
- UDB – GTZ, Biomecánica Carrera de Técnico en Ortesis y Prótesis, Primera Edición, 1999
- Viladot, R. Ortesis y Prótesis del Aparato Locomotor, 2.2 Extremidad Inferior, Tercera Reimpresión, Editorial Masson S.A. España 1997
- Guía para amputados del miembro inferior, discap@cinet.com
- Ortoinfo. Análisis de la marcha del amputado por encima de rodilla. 2001
- Ortoinfo. Análisis de la marcha patológica. 2001
- Ortoinfo. Biomecánica de las prótesis de muslo. 2001
- Ortoinfo. Entrenamiento para la marcha. 2001
- Ortoinfo. Ortesis de los trastornos de la neurona motora inferior. 2001















