



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA



**“Obtención y comparación de presiones entre dos *sockets*
para amputado transfemoral”**

TESIS QUE PARA OBTENER EL TITULO
DE INGENIERO MECÁNICO PRESENTA:

Oscar García Aranda

Director: Dr. Víctor Manuel Domínguez Hernández



INSTITUTO NACIONAL
DE
REHABILITACIÓN

México, Febrero 2006



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

A dios por darme la vida y permitirme cumplir mis metas.

A la UNAM, Facultad de Ingeniería por toda la enseñanza y formación profesional.

A la Dra. Maria del Refugio Pacheco Gallegos, por su ayuda la clínica.

Al O.P. Álvaro Elizalde Paz, por su ayuda en el área protésica.

A Aideé Huerta Lecóna, por su gran apoyo.

Al INR por las facilidades otorgadas, laboratorio de biomecánica y personal que en el labora: Dr. Víctor Manuel Domínguez Hernández, Ing. Víctor Manuel Araujo Monsalvo y Dr. Pedro Lomelí Mejía y al laboratorio de ortesis y prótesis, Dr. Marco Antonio Fuentes Domínguez.

A MC. Michel Álvarez Camacho, por su apoyo al inicio del proyecto.

A mis padres Pedro García Bahéna y Teresa Aranda Hernández y hermanos Rodolfo, Fernando Francisco, Araceli y Armando, que desafortunadamente ya no esta con nosotros.

A mis profesores y amigos a lo largo de la licenciatura.

A Julieta MS, un gran apoyo y alguien muy especial en mi vida.

A Ana Maria AM, una gran amiga para toda la vida.

A mis familiares y amigos.

A la familia Martínez Santillán, por su gran amistad

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), por su apoyo brindado durante la realización de éste trabajo, a través del proyecto SALUD-2004-C01-149 “Desarrollo de implantes ortopédicos y su análisis por medio del método del elemento finito”.

**“PARA PODER ARMAR UNA SOLUCION ES NECESARIO PODER
DESARMAR EL PROBLEMA”**

Índice

Notación	i
Índice de figuras y tablas	ii
Capítulo I. Definición del problema	página
1.1 Planteamiento	1
1.2 Objetivo	5
1.3 Hipótesis	5
1.4 Justificación	5
1.5 Metodología	6
Referencias	
Capítulo II. Marco teórico	
2.1 Amputación de la extremidad inferior	9
2.1.1 Niveles de amputación y factores restrictivos	9
2.1.2 Amputación transfemoral	12
2.2 Etiología de la amputación	14
2.2.1 Patologías asociadas	14
2.2.2 Arteriopatía diabética	14
2.2.3 Etiología traumática	14
2.2.4 Etiología oncológica	15
2.2.5 Etiología vasculoendócrina	15
2.3 Preparación del muñón	15
2.4 Procedimientos clínicos protésicos	16
2.5 Rehabilitación en amputados	17
2.5.1 Psiquiatría y puntos a considerar en la amputación	17
2.5.2 El paciente amputado, vista fisioterapéutica	19
2.5.3 Tratamiento fisioterapéutico de las amputaciones de la extremidad inferior	19
2.5.4 Terapia ocupacional en el tratamiento global del amputado	20

2.6 Prótesis para amputaciones transfemorales	20
2.6.1 Protetización	20
2.6.2 Protetización provisional	21
2.6.3 Protetización definitiva	21
2.6.3.1 Conjunto pie-tobillo	22
2.6.3.1.1 Pie y tobillo con eje sencillo	22
2.6.3.1.2 Pie-tobillo <i>SACH</i>	23
2.6.3.1.3 Pie-tobillo de eje múltiple	24
2.6.3.2 Pierna	25
2.6.3.3 Conjunto de la rodilla	25
2.6.3.4 <i>Sockets</i>	32
2.6.3.5 Suspensión por succión	32
2.6.3.5.1 Succión parcial con suspensión auxiliar	33
2.6.3.5.2 Cinturón silesiano	33
2.6.3.5.3 Cinturón pélvico	34
2.6.3.5.4 Dispositivos especiales	35
2.6.4 Avances protésicos	36
2.7 <i>Sockets</i> para amputados por encima de la rodilla	36
2.8 Biomecánica	38
2.8.1 Movimientos de la extremidad inferior	38
2.8.2 Biomecánica de la amputación transfemoral	40
2.8.3 Biomecánica de la prótesis transfemoral	42
2.8.4 Aspectos a considerar para la fabricación de la prótesis transfemoral	49
2.8.4.1 Apoyo isquio-glúteo y la dimensión A-P	49
2.8.4.2 Pared anterior y apoyo en el triángulo de Scarpa	50
2.8.4.3 Control del perímetro a nivel isquiático	50
2.8.4.4 Ángulo de aducción	50
2.8.4.5 Ángulo de flexión	50
2.8.5 Procedimientos de fabricación	50
2.8.5.1 Evaluación del paciente	50
2.8.5.2 Toma de medidas y molde	51

2.8.5.2.1 Dimensión A-P	51
2.8.5.2.2 Perímetro del muñón	52
2.8.5.3 Modificación de la escayola	52
2.8.5.4 Laminación del <i>socket</i>	53
2.8.5.5 Alineamiento de la plataforma	53
2.8.5.6 Suspensión	54
2.8.5.7 Alineación estática y dinámica	54
2.8.5.7.1 Alineación medio-lateral	55
2.8.5.7.2 Alineamiento antero-posterior	56
2.8.5.8 Forma y laminación final	56
2.9 Marcha	57
2.9.1 Locomoción humana normal	57
2.9.1.1 Subdivisión de la fase de apoyo	59
2.9.1.2 Subdivisión de la fase de balanceo	60
2.9.2 Locomoción en el amputado transfemoral	60
2.9.2.1 Marcha en abducción (base de apoyo ancha)	60
2.9.2.2 Inclinación lateral del tronco	62
2.9.2.3 Circunducción	63
2.9.2.4 Movimiento de látigo en la fase de balanceo	63
2.9.2.5 Rotación del pie al apoyar el talón	64
2.9.2.6 Elevación desigual del talón hacia atrás	65
2.9.2.7 Impacto al final del balanceo	66
2.9.2.8 Golpe de la planta del pie en el suelo	67
2.9.2.9 Pasos desiguales	67
2.9.2.10 Lordosis lumbar	68
2.9.2.11 Desplazamiento vertical del cuerpo	69
2.9.2.12 Entrenamiento para la marcha	69
2.9.2.13 Capacidades funcionales	70

2.10 Principio de la presión en la interfaz muñón/ <i>socket</i>	71
Referencias	
Capítulo III. Construcción e instrumentación de los <i>sockets</i> de prueba	
3.1 Material empleado en el dispositivo electrónico	74
3.2 Sensores piezoeléctricos	74
3.2.1 Sensores FSR <i>Interlinck Electronics</i>	75
3.3 Desarrollo del dispositivo electrónico de pruebas	76
3.3.1 Calibración de los sensores	78
3.4 Material empleado en la fabricación de los <i>sockets</i>	81
3.5 Elaboración de los <i>sockets</i> de prueba	81
3.6 Pruebas en el paciente	88
3.6.1 Caso de estudio	88
3.6.2 Prueba del <i>socket</i> de CI	89
3.6.3 Prueba del <i>socket</i> Cuad	90
Referencias	
Capítulo IV. Análisis de resultados	
4.1 Análisis de resultados <i>socket</i> CI	93
4.2 Análisis de resultados <i>socket</i> Cuad	94
4.3 Comparación numérica y grafica de las presiones obtenidas entre los dos <i>sockets</i>	95
Capítulo V. Discusión y conclusiones	
5.1 Discusión	98
5.2 Conclusiones	98
5.3 Aportación para trabajo a futuro	99
Referencias	
Glosario	

Notación

AP - apoyo plantar

AM - apoyo medio

CI - contención isquiática

Cuad - cuadrilateral

CT - contacto talón

CAD - *computer aided design*

CAM - *computer aided manufacture*

DT - despegue talón

DD - despegue dedos

TI - tuberosidad isquiática

Pa - Pascales

SACH – *solid ankle with cushioned heel*

K – Kilo (10^3)

M – Mega (10^6)

M – medial

L – lateral

D – distal

A – anterior

P – posterior

M-L – medio lateral

A-P – antero posterior

MUX – multiplexor

AO – amplificador operacional

V- voltaje (V, volts)

R- resistencia (Ω , ohm)

I- corriente (A, ampere)

Índice de figuras y tablas	página
Figura 2.1 Amputación por encima de la rodilla	13
Figura 2.2 Prótesis por encima de la rodilla	22
Figura 2.3 Pie-tobillo de eje sencillo con articulación de dedos	23
Figura 2.4 Pie-tobillo de eje sencillo con dedos flexibles	23
Figura 2.5 Pie <i>SACH</i> con quilla interna	24
Figura 2.6 Conjunto de la rodilla protésica.	25
Figura 2.7 Unidad de rodilla con eje único	26
Figura 2.8 Unidad de rodilla policéntrica	27
Figura 2.9 Mecanismo de fricción	27
Figura 2.10 Mecanismo de fricción variable	28
Figura 2.11 Freno de fricción al apoyo	29
Figura 2.12 Unidad de control hidráulico	30
Figura 2.13 Cierre manual de rodilla.	30
Figura 2.14 Tirante de extensión.	31
Figura 2.15 Palanca de extensión	32
Figura 2.16 Encaje de succión de contacto total	33
Figura 2.17 Cinturón silesiano	34
Figura 2.18 Cinturón pélvico	34
Figura 2.19 Componentes de la prótesis modular por encima de la rodilla	35
Figura 2.20 <i>Socket</i> cuadrilateral	37
Figura 2.21 <i>Socket</i> de contención isquiática	38
Figura 2.22 Movimientos del miembro inferior	39
Figura 2.23. Movimientos en los tres planos del fémur	39
Figura 2.24 Anclaje de músculo aductor	40
Figura 2.25 Fuerzas resultantes de aductores	40
Figura 2.26 Interior <i>socket</i> cuadrilateral	42
Figura 2.27 Simplificación de fuerzas	43

Figura 2.28 Fuerzas distales	44
Figura 2.29 Bordas del <i>socket</i>	45
Figura 2.30 Fuerzas y momentos	46
Figura 2.31 Fuerzas y momentos en amputados	47
Figura 2.32 Fase de balanceo	49
Figura 2.33 Ángulo de flexión del muñón y ángulo de aducción del muñón	51
Figura 2.34 Dimensión antero-posterior	51
Figura 2.35 Perímetro del muñón	52
Figura 2.36 Dispositivo de alineamiento	54
Figura 2.37 Alineación de la prótesis	53
Figura 2.38 Desplazamientos mediales de la pierna	55
Figura 2.39 Desplazamientos laterales de la pierna	56
Figura 2.40 Ciclo de marcha	57
Figura 2.41 Longitud del paso completo y del paso	58
Figura 2.42 Balanceo y apoyo	58
Figura 2.43 Subdivisiones de la fase de apoyo	59
Figura 2.44 Subdivisiones de la fase de balanceo	60
Figura 2.45 Abducción	61
Figura 2.46 Inclinación lateral del tronco	62
Figura 2.47 Circunducción	63
Figura 2.48 Movimiento lateral y movimiento medial	64
Figura 2.49 Rotación del pie al apoyar el talón	65
Figura 2.50 Elevación desigual del talón	66
Figura 2.51 Impacto de la pierna	66
Figura 2.52 Golpe de la planta del pie	67
Figura 2.53 Lordosis lumbar	68
Figura 3.1 Comportamiento de los sensores, conductancia contra fuerza	75
Figura 3.2 Composición de los sensores	75

Figura 3.3 Comportamiento de los sensores, resistencia contra fuerza	76
Figura 3.4 Divisor de voltaje	76
Tabla 3.1 Tabla de función MC74HC4051N	77
Figura 3.5 Modelo grafico completo del circuito electrónico	78
Figura 3.6 Modelo físico del circuito electrónico	78
Figura 3.7 Calibración de los sensores	79
Figura 3.8 Curva de calibración fuerza vs voltaje, sensor 400 <i>Interlinck Electronics</i>	80
Figura 3.9 Curva de calibración fuerza vs voltaje, sensor 402 <i>Interlinck Electronics</i>	80
Figura 3.10 Curva de calibración fuerza vs voltaje, sensor 408 <i>Interlinck Electronics</i>	80
Figura 3.11 Toma de medidas	82
Figura 3.12 Proceso de colocación de las vendas enyesadas	82
Figura 3.13 Premolde para <i>socket</i> Cuad y premolde para <i>socket</i> de CI	82
Figura 3.14 Conformado de apoyo isquiático	83
Figura 3.15 Ubicación isquion en premolde <i>socket</i> CI	83
Figura 3.16 Trazado de líneas de referencia para la prealineación	84
Figura 3.17 Proceso de modificación de la escayola	84
Figura 3.18 Laminación del <i>socket</i>	85
Figura 3.19 Extracción del <i>socket</i> de la escayola	85
Figura 3.20 Sitios de colocación de los sensores en los <i>sockets</i>	86
Figura 3.21 Medidas sensor 400	86
Figura 3.22 Medidas sensor 402	87
Figura 3.23 Medidas sensor 408	87
Figura 3.24 Configuración completa del dispositivo de prueba	88
Figura 3.25 Vistas <i>socket</i> CI de prueba colocado en el paciente	89
Tabla 3.2 Lecturas de voltaje tomadas en el <i>socket</i> CI del paciente	90
Figura 3.26 Vista anterior <i>socket</i> Cuad de prueba colocado en el paciente	90
Tabla 3.3 Lecturas de voltaje tomadas en el <i>socket</i> Cuad del paciente	91

Tabla 4.1 Datos de calibración para el sensor modelo 402, CI	93
Tabla 4.2 Datos de calibración para el sensor modelo 400, CI	93
Tabla 4.3 Datos de calibración para el sensor modelo 408, CI	93
Tabla 4.4 Valores voltaje, fuerza y presión, <i>socket</i> CI	94
Tabla 4.5 Datos de calibración para el sensor modelo 402, Cuad	94
Tabla 4.6 Datos de calibración para el sensor modelo 400, Cuad	94
Tabla 4.7 Datos de calibración para el sensor modelo 408, Cuad	95
Tabla 4.8 Valores voltaje, fuerza y presión, <i>socket</i> Cuad	95
Tabla 4.9 Comparación de presiones entre los dos <i>sockets</i>	95
Figura 4.1 Comparación grafica de presiones entre los dos <i>sockets</i>	96

Capítulo I. Definición del problema

1.1 Planteamiento

La amputación es la pérdida parcial o total de un segmento del cuerpo, lo que causa cierto grado de discapacidad que puede afectar a niños, adultos y ancianos. La manifestación primaria es el niño que nace con una extremidad o extremidades incompletas, denominado amputado congénito. La última ocurre cuando se amputa un miembro a un individuo de edad avanzada a causa de una patología, como un esfuerzo para prolongar su vida. Los factores que influyen en el cuidado y tratamiento de un niño que ha nacido sin un miembro, son muy diferentes de los que afectan al de un adulto con una amputación sufrida como resultado de un accidente, y son también diferentes los problemas del anciano que ha sufrido la amputación de un miembro a causa de la diabetes u otra patología. Se ve claramente que los problemas de la amputación dependen en gran medida de la edad del individuo y están específicamente relacionados con sus atributos psicológicos y físicos.

La valoración y tratamiento de un paciente amputado involucra a varios especialistas de distintas ramas del conocimiento, por lo que es necesario que se trabaje en equipo y se establezcan criterios uniformes para el manejo de los pacientes y así evitar algunos de los problemas inherentes a un tratamiento sin coordinación.

De tal manera el área protésica, médica y de ingeniería, son campos multi e interdisciplinarios en los cuales la contribución de cada uno de los involucrados puede ser sólo parcialmente comprendida por los otros. Conscientemente, hay una gran necesidad de intercambio de ideas para llegar al mejor entendimiento y solución a través de una discusión de grupo.

Los amputados de una extremidad inferior logran el movimiento con la ayuda de un miembro artificial. Un miembro artificial para un amputado transfemoral consiste en el ensamble de varios componentes como son: *socket* (encaje), unidad de rodilla, pierna, tobillo y pie. El *socket* es de mayor importancia siendo la interfaz entre el hombre y la máquina.

Al evaluar el diseño del *socket* se considera que la presión en la interfaz muñón-prótesis es un importante parámetro relacionado con el confort.

El muñón, que es la terminación de la parte amputada, está formado por piel, grasa, músculos y hueso; y cada parte posee diferentes propiedades mecánicas. Por ello no puede existir una orientación homogénea lo que crea una forma irregular y distribuye de una manera no uniforme las presiones en el interior del *socket*.

Considerando esto, la determinación de las presiones debería de ser idealmente medida sobre toda el área de la superficie del muñón para poder obtener un panorama completo de su distribución.

Para este propósito sería conveniente emplear dispositivos colocados en áreas pequeñas en donde sea factible localizar y registrar altos valores de presión. Tales dispositivos no deben perturbar la distribución de las mismas al ser medidas debido a su espesor, que debe ser pequeño ya que deben ser alojados en los contornos internos de un *socket* rígido.

Los primeros datos conocidos de las presiones medidas en la interfaz muñón-*socket* fueron publicados en los años cincuentas. Estos fueron obtenidos usando transductores neumáticos, en porciones de área relativamente grandes (25 cm²). Aunque varios transductores de presión, especialmente diseñados o comercialmente disponibles, han sido usados en el campo para medir las presiones en la interfaz del cuerpo-soporte, relativamente pocos reportes en relación con las presiones en el *socket* han sido publicados, y en particular se carece de datos de presión en *sockets* para amputados transfemorales. [1]

Actualmente, existen principalmente dos tipos de *sockets* protésicos transfemorales, el cuadrilateral, que fue desarrollado en los años cincuentas y el de contención isquiática, desarrollado en los años ochentas.

La correcta elaboración de un *socket* protésico es una parte crítica en el proceso de diseño de un miembro inferior artificial. Algunos estudios reportan factores que influyen en el comportamiento de los esfuerzos, tales como propiedades del material, alineamiento protésico, forma del *socket*, tamaño del muñón y actividad muscular. Sin embargo existen dos factores más, la fricción interfacial y la carga en la parte distal, que afectan considerablemente la distribución de esfuerzos, lo cual no ha sido estudiado en forma exhaustiva. Los efectos de la fricción entre la piel y el *socket*, la distribución de presiones y los esfuerzos cortantes en la interfaz muñón-*socket* deben de ser idóneos ya que dentro del *socket* se podría presentar un efecto de pistón. La fricción produce una acción cortante en la piel que, combinada con la aplicación de presión, puede causar daños en la piel y tejidos internos. Es muy importante que los muñones de los amputados con enfermedades periféricas vasculares tuvieran una buena circulación, de lo contrario podría hacer la situación más crítica al aplicar esfuerzos en forma externa. Se sabe que las fuerzas cortantes pueden producir una variedad de lesiones en la piel tales como callosidades, rozaduras y ampollas. El deslizamiento interfacial puede acentuar aun más la abrasión en la piel. El repetitivo frotamiento causa ampollas y genera por lo tanto calor. Todo esto puede ser perjudicial e incómodo para el paciente amputado.

La fricción juega un papel importante en la prevención del deslizamiento del miembro en la prótesis durante las fases de la marcha, ya que, principalmente, en la fase estática soporta cargas verticales. Una de las principales funciones del *socket* protésico de miembro inferior es soportar el peso corporal de los amputados, que se transmite del hueso al *socket*, a través de los tejidos blandos.

La componente vertical de la fuerza es el resultado de la acción del peso corporal soportada sólo por la porción distal del muñón cuando existe un alto grado de adelgazamiento del mismo. Parte de las cargas verticales son transmitidas por fuerzas cortantes. Las altas fuerzas de fricción entre la piel y el *socket* pueden dañar a esta, debido a grandes esfuerzos cortantes interfaciales. Para corregir esto es conveniente que exista un pequeño coeficiente de fricción, para soportar las presiones del peso corporal, estando el muñón en óptimas condiciones, y así reducir el deslizamiento entre ellos dos. El excesivo deslizamiento en la interfaz muñón-*socket* se puede evitar con un *socket* convencional idóneo, minimizando así heridas por abrasión en la piel y mejorando el control del *socket*. El deslizamiento por insuficiencia en la fricción con la piel es debida a la falta de presión, o a bajos coeficientes de fricción, o ambos. Al incrementarse las presiones por ajustar el *socket* demasiado para prevenir el deslizamiento puede causar dolor y dañar los tejidos. Esto implica que un adecuado coeficiente de fricción es deseable para evitar el deslizamiento y así reducir la fricción en la interfaz. Sin embargo una superficie áspera del *socket* produce una gran fricción y puede incrementar los esfuerzos locales, al momento de colocarlo o retirarlo.

Otro factor que afecta grandemente la transferencia de cargas es la condición de frontera distal. Los *sockets* modernos, para amputados de miembros inferiores, tienden a utilizar contacto total y distribución del peso soportado por el muñón en toda el área interior de este. A pesar de que el muñón es considerado muy sensible a la carga soportada debido a limitaciones anatómicas, y no es capaz de resistir altas cargas, algunos investigadores muestran que los pacientes pueden cargar entre el 15-45% de su peso en la terminación del muñón [2,3]. Desde el punto de vista mecánico parece ser que la parte distal del muñón puede cargar el peso más eficientemente debido a que este presenta una superficie que es casi perpendicular al vector fuerza. Es muy importante entender como las condiciones de la terminación distal influyen en la transferencia de carga. Para un *socket* de succión, que es una cavidad sellada, puede producir un vacío parcial para ayudar a la suspensión o fijación del *socket* durante la fase de marcha. [4]

Existen sistemas para la elaboración de *sockets* por medio de computadora, los cuales ayudan a diseñar y manufacturar *sockets* protésicos, conocido como CAD/CAM (*computer aided design/computer aided manufacturing*), estos sistemas han demostrado su eficacia en la elaboración de prótesis de miembro inferior [5].

Las modificaciones en la forma del *socket*, dependen en gran medida del conocimiento y experiencia del protesista. Para lograr un *socket* apropiado, por lo general, se utiliza la técnica de prueba y error.

Durante la marcha el muñón tiene una tendencia a aumentar su volumen debido a la ejercitación o a la acción del deslizamiento de la prótesis, esto es, por la presión (succión) que es la que ayuda a la suspensión de la prótesis y al tratar de desprenderse ésta, hace que el muñón tenga un cierto grado de ensanchamiento. Sin embargo, al adoptar la posición de descanso, la presión en la cavidad sellada puede incrementarse debido a que el volumen disminuye por la deformación de los tejidos blandos y el deslizamiento del muñón en el interior del *socket*, estando en la fase de apoyo. En general, con el incremento de la fricción, las presiones y el deslizamiento disminuirían, mientras los esfuerzos cortantes se incrementarían. A la misma vez, los porcentajes de carga vertical soportada, por los cortantes varían también con el cambio de la magnitud de la fricción. Tal cambio es especialmente sensible cuando el coeficiente de fricción es menor a 0.6, por lo tanto los cortantes juegan un papel crítico al soportar la carga vertical en la interfaz. Se ha encontrado que más del 60% de la carga total vertical es soportada por la región distal [6], considerando que no existe espacio entre muñón/*socket*, es decir que hay contacto total. Este valor podría ser más grande dependiendo de la tolerancia a la presión en el muñón.

Al valorar a los pacientes, se encuentra que el principal problema que presentan éstos es la disminución continua del volumen de su muñón y esto conlleva a la concentración y aumento de presiones en ciertas regiones de este, que aunadas a las que ya se presentan cuando se tiene un contacto total en el interior (al inicio del uso de la prótesis), es decir, que al perder volumen se pierde contacto y por consecuencia se pierde área, en la interfaz muñón-*socket*. Por lo tanto, al tener presente esta situación se genera otro problema, que es el constante cambio y/o modificación del *socket* por lo antes mencionado.

Como se ha visto, la presión juega un papel importante en cada uno de los problemas que se presentan en los pacientes amputados a nivel de interfaz. La fijación y el correcto funcionamiento de la prótesis, depende en gran medida de este factor y que pueden generar molestias que van desde la piel, hasta problemas en los tejidos internos. Por todo ello es necesario poder medirla en los puntos críticos y estudiar la distribución de la presiones del muñón para mejorar el desempeño y durabilidad de los *sockets* protésicos.

1.2 Objetivo

Analizar el comportamiento de dos diferentes *sockets* de tipo transfemoral para un mismo paciente, en dos variantes, de contención isquiática y cuadrilateral; fabricados en polímero, cuando se encuentran sometidos a presiones debidas al peso corporal del individuo, en fase estática, parado en un solo pie, siendo este el protésico.

1.3 Hipótesis

El *socket* de tipo cuadrilateral produce valores más elevados de presión debido a que cuenta con sitios donde se concentra parte del peso del individuo y tiene un área menor de contacto, por el contrario, el *socket* de contención isquiática distribuye de una manera más uniforme el peso y por lo tanto, tiene valores menores de presión en comparación con el primero.

1.4 Justificación

En el presente trabajo se realiza la determinación experimental de las presiones registradas, en las principales zonas de contacto muñón/*socket* de los dos tipos principales de *sockets* para amputados transfemorales: de contención isquiática y cuadrilateral. La introducción de nuevos diseños y formas de *sockets* ha conducido a un interés hacia las personas amputadas a nivel transfemoral. Originalmente se pensó que mediante el cambio en la forma del *socket* y la alineación del fémur residual de una amputación transfemoral, se tendría un mejor control dentro del *socket*, y así mejorar la marcha del paciente y su actividad funcional [7]. Pero al variar estos dos puntos principales, automáticamente repercute también en los valores de las presiones, las cuales no son conocidas del todo para las características antropométricas de pacientes mexicanos.

Al obtener el patrón de distribución de presiones se estará en condiciones de ayudar a rediseñar los *sockets* o poder crear una nueva forma. Los aspectos a investigar incluye el valorar el empleo de otros materiales, realizar encajes idóneos en zonas específicas, con los valores obtenidos, o también poder evaluar un diseño de una suspensión de tipo neumático o de otro tipo al interior de estos; y de esta manera disminuir las presiones que dan origen a problemas y a complicaciones en la piel, como son ulceraciones, llagas, rozaduras y posibles alteraciones en la perfusión de la porción anatómica estudiada.

1.5 Metodología

En el presente trabajo se desarrolla un modelo experimental para la obtención de presiones en el interior del *socket* protésico transfemoral, para dos diferentes modelos, siendo estos de contención isquiática y cuadrilateral.

Para la construcción del modelo, se emplearon dos amplificadores operacionales (AO) modelo LM324N, siendo este el recomendado por el fabricante de los sensores para obtener mejores resultados; para esta conexión, se toma como entrada al OA la respuesta de cada uno de los resistores medidores de fuerza (*force sensing resistor*, FSR *Interlink Electronics*), por medio de un divisor de voltaje.

Los FSR fueron colocados en el interior de cada uno de los *sockets*, en las regiones anterior, posterior, medial, lateral, distal del muñón e isquion, siendo estas las principales regiones donde se concentra las máximas presiones, en base a los principios de diseño del encaje. [1]

Para poder obtener las lecturas de cada uno de los sensores en uso, se conectaron las salidas del AO a un multiplexor (MUX) modelo MC74HC4051N.

La calibración de los sensores fueron realizadas en una máquina universal de ensayos Instron modelo 4502, a la cual se le programó una velocidad 0.8 mm/min, hasta una carga de 60 N, este valor es elegido para tener un mayor rango de medición y el cual está por debajo del punto máximo alcanzado por los FSR, el cual es de 100 N, siendo que los valores máximos registrados en un estudio fueron de 36 N. [1]

Por medio de la computadora enlazada a la maquina universal Instron, se obtuvieron los valores de la carga gradual y la salida del dip *switch*, se conectó a un osciloscopio Tektronix modelo TDS3032, el cual puede almacenar todas las variaciones de voltaje que se tienen para las diferentes cargas, y con ello al relacionar cada uno de los valores obtenidos por los dos instrumentos, se obtiene una tabla y grafica de calibración, de fuerza contra voltaje, las cuales se utilizan para obtener las lecturas de voltaje de los sensores ya instalados en el *socket*. Cuando se usan los *sockets* instrumentados con el paciente se registran los valores de voltaje, los cuales pueden convertirse a carga por medio de la tabla o grafica de calibración. En caso de no encontrarse el valor voltaje-carga, se interpola, para obtener ésta última, y como los sensores tienen áreas conocidas, se aplica la ecuación de presión promedio, para encontrar los valores correspondientes en las regiones de interés.

Los *sockets* fueron elaborados por un solo protesista, utilizando una técnica con parámetros estandarizados, para que exista uniformidad en medidas entre ellos aunque, estos tienen variaciones de forma, que es propia de su diseño.

Los FSR se colocan en la superficie interior del *socket* (ya que los sensores tienen un espesor que puede ser despreciable), existiendo de esta manera el mismo ajuste y no interfiriendo así, en la comodidad del paciente al momento de colocarle la prótesis y ponerse de pie.

Las mediciones se tomaron cuando el paciente estaba parado en un solo pie, ya que durante una fase del ciclo de marcha, el peso corporal es soportado por una solo miembro y en ese momento por consiguiente existen los valores máximos de presión dentro del *socket*. [8]

Este procedimiento se realiza para los dos tipos analizados.

Obtenidos los valores se procedió a hacer las comparaciones entre cada una de las regiones, para poder determinar cual de los dos *sockets*, presenta los valores mas bajos de presión y con ello poder decidir cual es el más adecuado para el paciente.

Referencias

- 1 Lee VS, Solomonidis SE, Spence WD. Stump-socket interface pressure as an aid to socket design in prostheses for trans-femoral amputees a preliminary study. Proc Inst Mech Eng [H]. 1997; 211(2):167-180.
- 2 Katz K, Susak Z, Seliktar R, Nejjensson T. End-bearing characteristics of patellar-tendon-bearing prostheses- A preliminary report. Bull Prosth Res. 1979; 10 (32):55-68.
- 3 Persson BM, Liedberg E. Measurement of maximal end-weight-bearing in lower limb amputees. Prosth Orthot Int. 1982; 6:147-151.
- 4 Zhang M, Mak AF. A finite element analysis of the load transfer between an above-knee residual limb and its prosthetic socket—roles of interface friction and distal end boundary conditions. IEEE Trans Rehabil Eng. 1996; 4(4):337-346.
- 5 Houston VL, Burges EM, Childress DS, Lehneis H R, Manson CP, Garbarini MA, LaBLance KP, Boone DA, Chan RB, Harlan JH, Brncick MD. Automated fabrication of mobility aids (AFMA): Below-knee CASD/CAD testing and evaluation program results. J Rehab Dev Res. 1992; 29(4):78-124.
- 6 Quesada P, Skinner HB. Analysis of a below-knee patellar tendon-bearing prosthesis: A finite element study. J Rehab Res Dev. 1991; 3:1-12.
- 7 Gottschalk F, Stills M. The biomechanics of trans-femoral amputation. Prosthet Orthot Int. 1994; 18(1): 12-17.
- 8 Facultad, Protésica y Ortésica, Escuela Graduada de Medicina de la Universidad de Nueva York. Protésica del miembro inferior. The O & P Edge. <http://www.oandp.com>

Capítulo II. Marco teórico

2.1 Amputación de la extremidad inferior [1,2]

La amputación es la pérdida parcial o total de un segmento del cuerpo.

De los tres grupos básicos de amputaciones: etiología vascular, traumática y oncológica, la única que es casi siempre programable es ésta última; ya que las otras se dan con criterios de urgencia.

Cuando un paciente amputado no evoluciona bien, se ve sometido de nuevo a otra amputación en un segmento superior al que ya tenía, los que más sufren este problema son los de etiología vascular, especialmente los diabéticos. A las primeras 24 hrs posteriores a la cirugía el paciente conserva el vendaje compresivo del muñón. Se recomienda comenzar con ejercicios ligeros, ya que se suele levantar a éste a las 48 hrs posteriores a la operación, por lo tanto será necesario el haber practicado diversos ejercicios y contracciones musculares y así el sistema vascular estará más activo y el organismo se podrá adaptar con facilidad a todos los cambios físicos que surgirán. Los principales músculos que hay que ejercitar son los antigravitatorios: flexores de los dedos y plantares del pie, tríceps sural, cuádriceps, glúteo mayor, gran dorsal y tríceps braquial. Además de tomar en cuenta el nivel de ejercitación, se debe de considerar un factor importante como es el cuidado de las articulaciones, ya que de no ser así pueden dar problemas, si se adopta un postura incorrecta, después de la amputación de la extremidad inferior, que repercutirá en la cadera, rodilla o tobillo, siendo así que en cualquiera de ellas, una contractura es un déficit en el recorrido articular y por lo tanto se ve transformando en una limitación funcional.

2.1.1 Niveles de amputación y factores restrictivos

Conforme el nivel de amputación es más cercano a las articulaciones, ya sea de forma proximal o distal, son mayores las dificultades que el paciente tiene que enfrentar, esto se debe a que la metafisis de los huesos se ensanchan, disminuyendo la masa muscular y aumenta la tensión a la que se ve sometida la piel para cubrir al muñón.

En el caso de una amputación por condrosarcoma de la pelvis, el muñón como tal no existe y no se puede elegir el nivel de la sección de la pierna. En otras situaciones y cuando la patología es más distal, el nivel preciso de la amputación se elige dentro de unos límites relativamente estrechos y después de considerar todos los factores. En la actualidad la mayor parte de los amputados pierden sus piernas por una enfermedad vascular, en particular arterioesclerosis. Normalmente las secciones de amputación para el miembro inferior son, por debajo, a través o por encima de la rodilla. Si existe interés alguno sólo por la cicatrización de la herida, el nivel de la sección de la pierna será por encima de la rodilla en la mayoría de los casos.

El reemplazo protésico de otras partes del cuerpo tiene problemas muy diferentes y en ciertos casos más sencillos, como por ejemplo la cosmética.

Se aconseja a los cirujanos llevar a cabo las amputaciones por los llamados puntos de elección, es decir, los niveles que están determinados por los conocimientos protésicos y por la supervivencia de los muñones a diferentes niveles.

Los factores a considerar para el nivel de amputación son:

- Patológico
- Anatómico
- Quirúrgico
- Protésico
- Personal (sexo, edad, ocupación)

Cada una de estas situaciones tiene su influencia en la decisión de la amputación de la pierna a un determinado nivel, con variaciones de acuerdo a la situación clínica.

Los niveles de sección de la pierna son:

La hemipelvectomía, en ella se pierde la extremidad y toda una ala pélvica, de tal manera que el primer punto sólido que se encuentra al colocar la prótesis es el de la parrilla costal, quedando toda la parte lateral del abdomen simplemente protegido por tegumentos blandos.

La desarticulación de cadera, suele darse en pacientes oncológicos o en pacientes con un gran traumatismo, se pierde toda la extremidad inferior y el único punto de apoyo para la prótesis es el isquión.

La amputación por encima de la rodilla debe de ser tan baja como sea posible en relación con la patología. Dos factores requieren una cierta consideración, la deformidad en flexión de la cadera y la necesidad de dejar espacio para los aparatos protésicos. Si la deformidad de la flexión de la cadera es 30-40°, puede que sea imposible adaptar una pierna artificial al paciente. En presencia de una deformidad en flexión de la cadera, se puede producir una tensión en la columna lumbar que limitará la capacidad y producirá dolor de espalda.

Otro factor que se debe tomar en cuenta es la colocación de algunos dispositivos encima del eje artificial de la rodilla. Ya que en muchos casos se requiere que el paciente ande con una rodilla móvil y colocar algún dispositivo para ayudar a controlar la función durante la fase de apoyo y balanceo.

Esto requiere que el muñón termine a un nivel que deje un espacio de 10 a 12 cm. entre el final del muñón y el eje de la rodilla. En el muslo el nivel ideal es de 25-30 cm medido desde el trocánter.

La desarticulación de rodilla o la amputación a través de esta es un excelente procedimiento, con la ventaja de ser una operación fácil y de poca pérdida sanguínea, además de que la mayoría de los músculos del muslo conservan sus inserciones normales. Proporcionando un apoyo amplio y fuerte, con un muñón largo con excelente propiocepción. Es útil en jóvenes en periodo de crecimiento, ya que se conserva la epífisis femoral distal y en adultos, donde sus características de apoyo en el extremo final es muy importante. Dada la longitud del muñón, las razones relativas a la influencia de las limitaciones de la extensión de la cadera son cada vez más importantes con las que las deformidades en la flexión son incompatibles con la amputación a través de la rodilla.

La amputación por debajo de la rodilla es la ablación desde un punto que diste 12 cm de la meseta tibial. La amputación no debe hacerse más abajo de la unión músculo-tendinosa de los músculos de la pantorrilla, y aunque los muñones cortos han demostrado funcionalidad, raras veces son efectivos si son más cortos a 7.5 cm, medidos siempre a partir de la meseta tibial. Si las inserciones de los tendones isquio-tibiales menguan demasiado el muñón y si la sección ósea deja un ancho de hueso capaz de soportar la carga, los muñones cortos por debajo de la rodilla pueden tener éxito.

La amputación de Syme, es transarticular, a nivel de tibio-peroneo, que presenta un buen apoyo por el gran colgajo posterior, pero tiene dificultades de protetización por el gran ensanchamiento a nivel maleolar y no queda espacio para el tobillo de la prótesis.

Las amputaciones distales se llevan a cabo en diferentes secciones del pie como son: digitales, radio del pie y transmetatarsiana.

Las principales causas para la amputación son las siguientes:

- Enfermedad vascular
- Tumores
- Trauma
- Infección crónica
- Parálisis
- Deformidad
- Discrepancia en la longitud de una pierna
- Deficiencia congénita de la pierna

Una de las enfermedades vasculares es la arteriosclerosis que afecta principalmente a grupos de edad avanzada, pudiendo afectar a todo el árbol vascular y complicarse, con la diabetes.

En el caso de tumores, la amputación tiene que ser por arriba de la articulación más proximal a este. En el caso de traumatismo, se trata de salvar todo el tejido que sea posible y la mioplástia tendrá que hacerse después. La infección crónica exige la cirugía cuando todos los antibióticos generales y locales han fallado y no es posible la cirugía reconstructora. Las indicaciones para la amputación en las enfermedades con deformidad, parálisis o discrepancia de la longitud de la pierna, no es un procedimiento para salvar la vida, pero si para permitir la locomoción. Por lo tanto se deben de considerar diversos factores que estarán inmersos en el caso.

La técnica quirúrgica empleada influirá en el nivel de amputación de la pierna. Igualmente la sutura de los músculos y el tratamiento final del hueso juegan un papel muy importante en la supervivencia del muñón. La técnica requiere cierto cuidado, conocimiento alguno de los principios protésicos y evitar cualquier constricción proximal. Son importantes estas consideraciones ya que un fracaso en la curación, necesitará una amputación más alta.

2.1.2 Amputación transfemoral [3,4]

Se elaboran dos colgajos cutáneos, uno anterior y otro posterior, con la misma forma de tal manera que la cicatriz sea terminal, se cortan alargados al comienzo y cuadrados después, con objeto de producir un muñón romo. Las incisiones se practican medial y lateralmente opuestas al lugar de la sección ósea. La piel es disecada del tejido subcutáneo y la fascia profunda en una sola capa. Los músculos deben separarse en cuatro grupos básicos: extensores y flexores de la rodilla, aductores y abductores al nivel propuesto. Se colocan puntos de fijación en estos cuatro grupos musculares, con objeto de que puedan ser suturados juntos, a la tensión fisiológica correcta después de la amputación. Estos cuatro grupos son seccionados distalmente y disecados en sentido proximal a nivel de la sección ósea, en forma de grupos básicos orientados en el espacio. Los vasos femorales son expuestos y disecados hasta el nivel más alto posible y a continuación son seccionados. La vena y la arteria femoral se ligan doblemente por separado. El nervio ciático es estirado hacia abajo y dividido de forma que se retraiga fuera de la herida.

Se libera la diáfisis femoral hasta unos 5 cm por debajo del nivel de la sección propuesta. Se practica una incisión circular en el periostio y se despega esta formación en sentido proximal como una vaina. Se secciona el hueso con sierra y los bordes óseos se liman con objeto de producir una superficie lisa. El manguito perióstico es suturado sobre la cavidad medular abierta, esto ayuda a mantener una circulación intramedular normal, de esta forma se establece un patrón más normal de irrigación sanguínea en el muñón y se disminuye la posibilidad de dolor.

En esta fase se relaja el torniquete y a continuación se suturan los grupos musculares sobre el extremo óseo, a una tensión normal de reposos actuando de guías los puntos de fijación. Los abductores son suturados primero, cuidando colocar los puntos por encima y por debajo del muñón femoral, de forma que quede completamente envainado en músculo. También se deben colocar puntos para fijar la capa muscular al periostio que recubre al extremo óseo. A continuación se suturan los extensores y flexores después de recortarlos a la longitud requerida. Después se sutura el tendón del cuadriceps sobre la diáfisis femoral y a los tendones musculares del muslo posteriormente. La fascia debe suturarse en forma de una capa separada, al igual que el tejido subcutáneo, mientras que la piel es ocluida mediante puntos sueltos. La línea de sutura es sellada mediante un aerosol plástico y la herida y el muslo son recubiertos con una venda, colocándose a continuación una capa de yeso. El muñón debe de presentar una sección ósea más corta y así permitir la presencia de tejidos blandos.

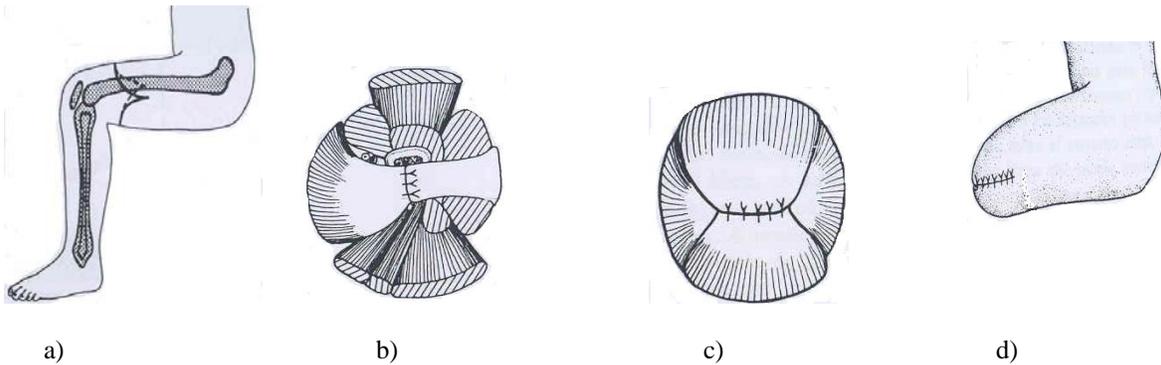


Figura 2.1. Amputación por encima de la rodilla. a) Colgajos. b) Mioplastia medial y grupos musculares laterales sobre el extremo óseo. c) Grupos musculares anterior y posterior sobre el extremo óseo. d) Muñón terminado. [3]

2.2 Etiología de la amputación [1]

2.2.1 Patologías asociadas

Las patologías asociadas a la amputación condicionan la evolución del tratamiento y funcionalidad del paciente por la suma de factores, que aumentarán la dificultad de su recuperación, siendo estas:

- Enfermedades psiquiátricas: el paciente no asimila bien las indicaciones del fisioterapeuta y por lo tanto no es capaz de llevar a cabo un tratamiento de forma eficaz, para obtener buenos resultados.
- Hipertensión arterial, tabaquismo, obesidad, dislipemia, diabetes, cardiopatía isquémica, enfermedades pulmonares.
- Enfermedades renales.
- Enfermedades osteoarticulares y reumáticas.

2.2.2 Arteriopatía diabética

En el diabético la lesiones en la extremidades inferiores son muy comunes, ya que los sistemas más alterados por esta enfermedad, son el coronario y el vascular periférico, que al combinarse con otras enfermedades suelen complicarse y esto repercute en una disminución de la sensibilidad dolorosa, táctil, propioceptiva, térmica o vibratoria, por lo que comienzan a surgir lesiones cutáneas que pueden producir ulceraciones. Además de que si el paciente presenta alteraciones en la sudoración, puede desarrollar fisuras y heridas cutáneas que son un riesgo de infección. Al presentarse heridas, estas pueden ser infectadas por más de un germen y evolucionar hasta gangrena.

2.2.3 Etiología traumática

Una amputación está indicada siempre que la lesión traumática haya afectado de una manera irreparable la utilidad de la extremidad. Este tipo de lesiones pueden ser de tal gravedad que determinen la imposibilidad de recuperar la función de la extremidad hasta un nivel de rendimiento igual o superior al que se tendría con una prótesis. En este caso se destruyen los tejidos por electrocución, congelación, accidentes industriales, automovilísticos o de guerra. Al tener estos casos, lo indicado es practicar la amputación lo más distal posible, para tener la mayor funcionalidad posible.

2.2.4 Etiología Oncológica

Si no existe un nivel medular suficiente para una resección segura y si están afectadas ampliamente las partes blandas o si están englobados los paquetes vasculonerviosos principales de la extremidad por tumoraciones, ésta ya no es salvable y el único tratamiento viable es la amputación.

2.2.5 Etiología Vasculoendócrina

Los pacientes que acuden por isquemia irreversible (obstrucción del flujo sanguíneo) a un servicio de cirugía vascular, lo hacen cuando ésta ya es crónica, o por arteriopatía diabética, o por ambas. Dentro de esta enfermedad existen dos periodos muy claros: el pre-patógeno (no ha dado sintomatología) y el periodo en que ya se ha desarrollado la lesión; en este caso es necesario la protección específica de la extremidad. Ya que cuando se tiene esta patología, en el pie existe dolor, se torna pálido y frío, no existen pulsos y se vuelve muy propenso a úlceras y grietas.

En función del grado de isquemia, se tiene que plantear una revascularización antes de llegar a la amputación.

2.3 Preparación del muñón

La piel del muñón es el elemento sensible que recibe la información del estado de la prótesis (presión y posición), se trata de un sensor propioceptivo, al igual que la articulación más proximal conservada.

Por medio de la técnica quirúrgica se debe de colocar en la zona del contacto del muñón-prótesis una piel bien inervada, sin zonas de anestesia, cicatrices o alteraciones tróficas que producirán úlceras al roce o a la presión. También se debe tomar en cuenta que bajo la piel, el tejido celular subcutáneo desempeña el papel de amortiguar y distribuir la presión. El muñón debe de ser tratado y preparado para que pueda ser protetizado. Este proceso se inicia pasadas las primeras horas de postoperatorio y consta de los siguientes partes:

- Vendaje del muñón
- Movilización de las articulaciones conservadas
- Tonificación de la musculatura del muñón
- Higiene del muñón
- Ejercitación general muscular del paciente

2.4 Procedimientos clínicos protésicos [2]

Existen ocho etapas que se deben de seguir para la protetización del paciente, las cuales son:

1. Examen antes de la prescripción: se realiza un examen físico y psicológico apropiado al paciente.
2. Prescripción: el primer contacto del paciente con la clínica es para desarrollar una adecuada prescripción médica y protésica. Para ello, se evalúan los resultados del examen previo y aquellos aspectos del estado del paciente que influyan en el uso de la prótesis a prescribir. Cada miembro del equipo clínico actúa conforme a su especialidad y al tratamiento que se necesita. En la prescripción protésica se debe de detallar el aparato y los servicios que el paciente debe de recibir.
3. Tratamiento de pre-adaptación: el paciente recibe un tratamiento terapéutico apropiado, lo que producirá un fortalecimiento de la musculatura y una mejora del movimiento y de la coordinación muscular, así como otros tratamientos que ayudan al muñón, al alivio de los síntomas producidos por la cirugía.
4. Fabricación protésica: la fabricación de la prótesis la realiza el protesista siguiendo la prescripción hecha por el grupo clínico.
5. Revisión inicial: después de la prescripción, la segunda mayor responsabilidad del equipo clínico es la revisión inicial, que es esencialmente la primera evaluación del complejo prótesis-amputado como una entidad biomecánica. Puede definirse como un examen sistemático del paciente con la prótesis. Esto se realiza antes del entrenamiento con el aparato y antes de entregar éste al paciente; y así se tiene la posibilidad de realizar algunos cambios que puedan ser necesarios. La revisión inicial es importante por dos razones: para tener la seguridad de que la prescripción indicada por el equipo se ha seguido correctamente y para evaluar la adecuación biomecánica del aparato protésico. El aprendizaje del uso de las prótesis es, para la mayoría de los pacientes, una tarea ardua y difícil. Intentar usar un aparato que tenga defectos perceptibles conlleva dificultades y es tarea del equipo asegurarse de que la prótesis es correcta antes de dar su aprobación para que el paciente la porte, se entrene y pueda usarla siempre.
6. Entrenamiento protésico: el entrenamiento se hace después de haber solucionado todos los pequeños defectos de la prótesis. Esto permite una transición racional y continua en el cuidado del paciente desde el protesista al fisioterapeuta. La duración, tipo e intensidad del tratamiento depende de las condiciones de la discapacidad y de las características del paciente.

Cuando el terapeuta, por medio de la evaluación objetiva y el juicio clínico, observa que el paciente ha completado el programa de entrenamiento, se hará la revisión final.

7. Revisión final: es el procedimiento mediante el cual el equipo clínico confirma que el paciente no tiene necesidad inmediata de atenciones protésicas, médicas o quirúrgicas. Esta revisión del grupo clínico, evalúa la extensión y efectividad del uso de la prótesis por el paciente, revisa la adecuación biomecánica del aparato y se comprueba el estado físico y psicológico del individuo. Después de comprobar que estos tres factores son satisfactorios, puede considerarse que el paciente ha completado el tratamiento.
8. Seguimiento: aunque la prótesis puede experimentar cambios mecánicos y el paciente está a menudo sujeto a alteraciones físicas, la buena interacción paciente-prótesis debe verse como transitoria. La máxima función protésica se obtiene sólo cuando se examina periódicamente al paciente durante un período de tiempo indefinido. El plan que se sugiere para estos exámenes periódicos es de una visita cada seis meses. El propósito de estas visitas es determinar que no hay cambios en las características físicas del paciente que afecten a la adaptación y alineación del aparato y que no hay deficiencias mecánicas que tenderían a que la función del dispositivo fuera menos eficiente.

2.5 Rehabilitación en amputados [1,2]

2.5.1 Psiquiatría y puntos a considerar en la amputación

La conducta suicida es la principal causa psiquiátrica de la amputación. Ya que la pérdida de una extremidad puede compararse a un duelo por la muerte de un familiar.

La pérdida producida por la amputación genera un número de problemas de carácter físico, psicológico y social. Después, estos problemas deben considerarse en relación los unos con los otros por sus íntimas y complejas interacciones. Por último, la importancia de los problemas asociados con la amputación, es decir usar una prótesis y el reajuste personal es grande y merecen una detallada identificación.

En relación con los trabajos físicos las alternativas con las que cuenta el amputado son:

- Evitar la ejecución de la tarea
- Compensar la pérdida con el uso de la extremidad restante
- Ejecutar la función reemplazando el miembro perdido por otro artificial

Es importante notar que, por lo general, la prótesis del miembro inferior reemplaza mejor el miembro perdido que la prótesis de la extremidad superior. Esto es consecuencia del hecho de que la marcha es esencialmente una actividad cíclica y repetitiva en dos planos, la cual puede duplicarse por medio de una pierna artificial con relativa efectividad.

La función de la extremidad superior es considerablemente más variada y compleja, y casi siempre lleva consigo un movimiento en tres planos, lo cual hace que el problema de la duplicidad sea mucho más complicado.

El uso de un aparato protésico implica inevitablemente un mayor número de fracasos en la función física, así como el desarrollo de tres posibles problemas que están fuera del control consciente del amputado. Pensando que la prótesis es una simple máquina:

1. Cualquier falla en el diseño y construcción de sus partes y/o en la adaptación en el amputado pueden causar fallas en la función.
2. Aunque el miembro artificial está perfectamente controlado por el amputado, puede fallar en proporcionar una adecuada función.
3. El amputado no ha desarrollado un nivel suficiente de coordinación muscular para mantener un control consistente del miembro.

Para los amputados de extremidad superior e inferior, los tejidos del cuerpo están encerrados en materiales impermeables relativamente rígidos que interfieren la ventilación normal y causan irritación e incomodidad por calor y la falta de transpiración.

Otro tipo de incomodidad se deriva del fenómeno de sensación fantasma y dolor. Especialmente durante el período post-operatorio inmediato, casi todos los amputados continúan sintiendo la existencia de los segmentos distales de la extremidad que han perdido como si éstos fueran todavía parte del cuerpo.

Como el amputado necesita gastar más energía, necesita desviar el esfuerzo que realiza en otras actividades y aplicarlo a su incapacidad. Como resultado de un mayor esfuerzo, se cansa más rápidamente que una persona sin amputaciones.

El tratamiento del amputado tiene dos metas: incrementar la actividad funcional y psicológica del paciente.

Cuando el amputado usa una prótesis, no anda como una persona sana, pero su marcha se aproxima más a la marcha normal que si usara muletas.

La prótesis no es exactamente igual a una extremidad normal, pero si está bien fabricada, cumplirá con los requisitos de una buena apariencia y funcionalidad. La prótesis no será completamente cómoda, pero puede diseñarse para adaptarse dentro de los límites que tolera y requiere el individuo.

2.5.2 El paciente amputado, vista fisioterapéutica

Se debe de informar al paciente de sus posibilidades a futuro y poder planificar así un tratamiento consecuente con una valoración general efectuada. El fisioterapeuta sigue el protocolo expuesto por la valoración en donde se consideran los siguientes puntos:

- Edad del paciente
- Diagnostico actual (tipo y nivel de amputación, patologías, estado físico, heridas y posibles fracturas)
- Otras amputaciones
- Fecha de la amputación
- Estado de la piel y cicatrices
- *Test* articular (arcos de movilidad articular útiles y funcionales)
- Postura
- Retracciones y contracturas
- Dolor
- Edema y forma del muñón
- Equilibrio
- Estado psíquico-emocional
- Ambiente familiar
- Relación social
- Ocupación laboral
- Tipo de vivienda
- Programa protésico

Una vez efectuada la historia clínica se realiza la valoración paciente, que permitirá encausar correctamente el tratamiento y fijar los objetivos para obtener los resultados, de una adecuada rehabilitación.

2.5.3 Tratamiento fisioterapéutico de las amputaciones de la extremidad inferior

El tratamiento de fisioterapia debe iniciarse rápidamente, empezando en el postoperatorio inmediato, cuidando la postura, realizando ejercicios respiratorios y preventivos de tromboembolismo, ya que a las 48 horas, si no hay contraindicación, el paciente se debe levantar, para iniciar la sedestación, y se puede poner de pie al día siguiente con la ayuda de una andadera. Entonces se comienza con los ejercicios de tonificación general, específicos del muñón y los del glúteo. En este tipo de amputación, el músculo glúteo mayor es el sustituto del cuádriceps y será el responsable de la extensión y control de la rodilla de la prótesis, mediante la extensión de la cadera. Además, también se tonifica al glúteo medio, abductores y adductores.

En la amputación por encima de rodilla, por ausencia de un brazo de palanca, resulta difícil controlar la posición en extensión de la cadera y su tendencia natural es la posición en flexión y rotación externa de la misma.

El tratamiento fisioterapéutico de ésta amputación puede complementarse en la posición de pie, haciendo ejercicios de extensión de la cadera, abducción y adducción de la misma. En esta etapa se realiza el trabajo del músculo cuadro-lumbar, que es indispensable durante la marcha del amputado para la elevación de la prótesis, realizándose también un programa de fortalecimiento de abdominales y paravertebrales.

2.5.4 Terapia ocupacional en el tratamiento global del amputado

El terapeuta ocupacional ayuda a los programas preprotésico y protésico, en el acondicionamiento físico general, la adaptación psicológica y funcional a la pérdida de una parte del cuerpo, y a la recuperación de la máxima independencia funcional, en los cuidados personales y la movilidad en general.

Los objetivos específicos son mantener, y/o incrementar, la fuerza de las extremidades superiores, aumentar el equilibrio del pie y la tolerancia a permanecer en esta posición (con o sin prótesis), lograr la independencia, con o sin ella, y facilitar la reintegración dentro de la comunidad. En las fases finales del entrenamiento, el objetivo es la reintegración laboral del amputado, si es el caso.

Una vez que se ha adquirido un aceptable nivel funcional con la prótesis, se realiza una valoración de sus capacidades físicas y de sus aptitudes e intereses futuros, para saber si se puede integrar de nuevo a su antigua vida, o es necesario un cambio de ocupación y/o un adiestramiento vocacional adicional.

2.6 Prótesis para amputaciones transfemorales [1,2,4,5]

2.6.1 Protetización

El concepto de colocar a los pacientes las prótesis, e iniciarlos a un apoyo moderado en la misma, y al entrenamiento ambulatorio inmediatamente después de la cirugía, parece ser que se originó con Michael Berlemont, en París, en el año 1950.

2.6.2 Protetización provisional

En esta fase se utiliza un vendaje rígido de yeso, con mediana compresión y de contacto total, que se aplica al muñón inmediatamente después de la cirugía y que se conforma de modo manual por el protesista, con el propósito de controlar el edema y el dolor, ya que la presión proporcionada por el vendaje favorece el desarrollo de la circulación colateral. A partir de este vendaje se consigue elaborar el *socket* protésico. La prótesis post-quirúrgica inmediata, ayuda al control del edema post-quirúrgico, disminución del dolor, mejora la cicatrización de la herida, favorece la bipedestación, restablece el equilibrio y la propiocepción, permite iniciar la deambulación, incrementa la funcionalidad, lográndose una mejoría psíquica por la percepción del paciente al acercamiento a la normalidad y recuperar su autonomía. Esta se puede colocar al quitar los puntos de sutura, aproximadamente a los quince días del postoperatorio.

Una prótesis provisional debe ajustarse a las siguientes características: simplicidad, funcionalidad, posibilidad de reajustes y combinaciones, además de posibilitar los cambios de los componentes. Esta prótesis consta de un *socket* cuadrilateral de polietileno, abierto por la cara anterior, con cintas que permite ir modificando su perímetro a medida que disminuye la inflamación del muñón. La prótesis se fija al tronco del paciente por medio de un cinturón. La estructura de la prótesis es endoesquelética y la unidad de rodilla puede ser de diferentes tipos. Esta prótesis suele usarse alrededor de tres meses, tiempo necesario para que el paciente adquiera destreza y habilidad, a la vez que adquiere coordinación durante la marcha.

2.6.3 Protetización definitiva

Cuando el paciente ha usado la prótesis provisional durante el periodo de tiempo establecido y los resultados funcionales son los adecuados, después de la valoración sobre el rendimiento funcionalidad y autonomía que ha conseguido, se debe plantear una protetización definitiva.

La prótesis debe permitir variaciones o movimientos en los planos mediolateral y anteroposterior, así como en sentido angular flexión-extensión.

Al aumentar el apoyo del cuerpo con la prótesis, ocurre normalmente que el muñón disminuya de volumen, por lo que hay que colocar más calcetas en el muñón para rellenar el encaje. La prótesis inicial se usa hasta que el muñón está relativamente estable en volumen y forma, y en este momento se prescribe una prótesis definitiva.

Los componentes de la prótesis por encima de la rodilla se muestran en la siguiente figura, consistiendo en el conjunto del pie, pierna, tobillo, piezas de articulación de la rodilla, pieza del muslo, encaje (*socket*) y sistema de suspensión.

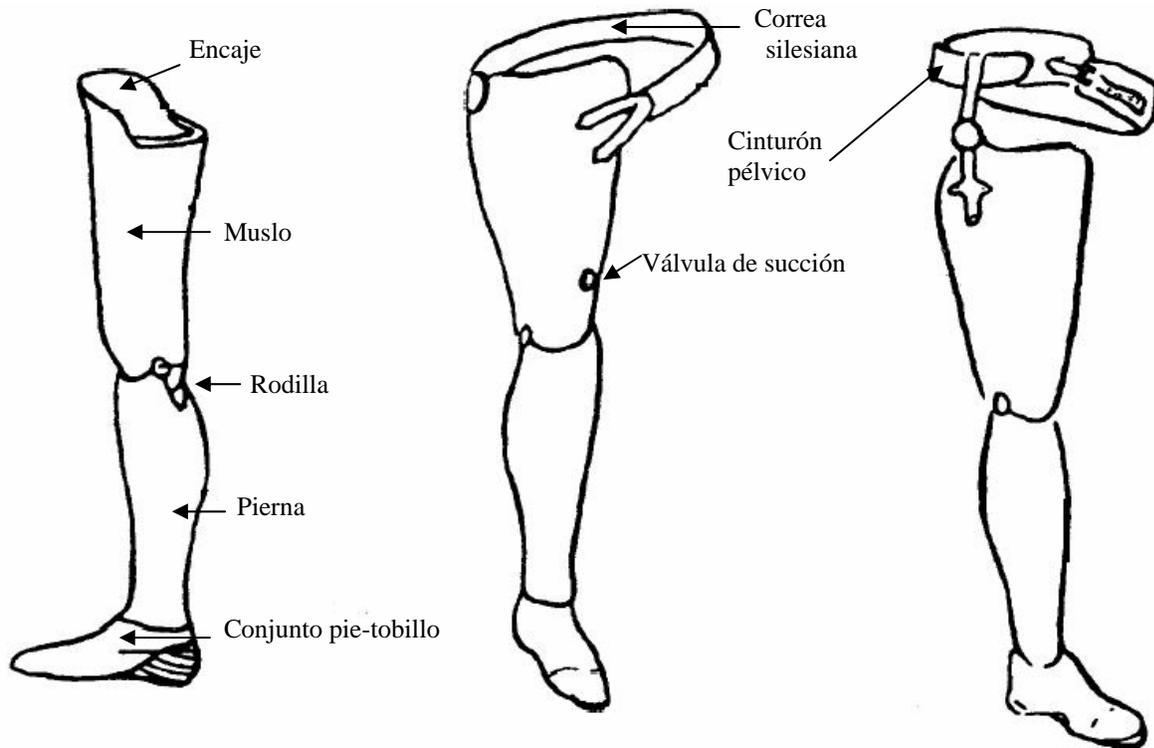


Figura 2.2. Prótesis por encima de la rodilla. [2]

2.6.3.1 Conjunto pie-tobillo

Los dos conjuntos de pie y tobillo más usados en las prótesis por debajo y encima de la rodilla son: con articulación de eje sencillo y con pie SACH (*solid ankle with cushioned heel*, tobillo sólido con talón blando) no articulado. Otro tipo, usado pero menos frecuente, es el montaje del pie y tobillo de eje múltiple.

2.6.3.1.1 Pie y tobillo con eje sencillo

En esta unidad, la base del pie se conecta al bloque del tobillo por un tornillo. El eje transversal del tobillo permite que el pie haga la flexión plantar y la dorsiflexión alrededor de un eje. Mientras el pie realiza la flexión plantar, se comprime un pequeño cilindro de goma colocado detrás del eje del tobillo, ofreciendo resistencia al movimiento. A este respecto, la acción del cilindro de goma corresponde a la acción de los flexores dorsales del pie en la pierna intacta. La goma permite un movimiento de 15° de flexión plantar. En dirección opuesta, el movimiento se frena por un tope que está colocado delante del eje del tobillo.

El tope de dorsiflexión es de goma, fieltro o plástico. La capacidad de dorsiflexión del pie protésico no excede normalmente los 5°. Ya que los dedos del pie deben doblarse durante la fase de despegue de la marcha y volver a una posición neutra, esta acción se puede llevar a cabo por medio de una articulación de los dedos con un tope de goma, como se muestra en la figura 2.3, o por una parte flexible del pie en los dedos, como se muestra en la figura 2.4.

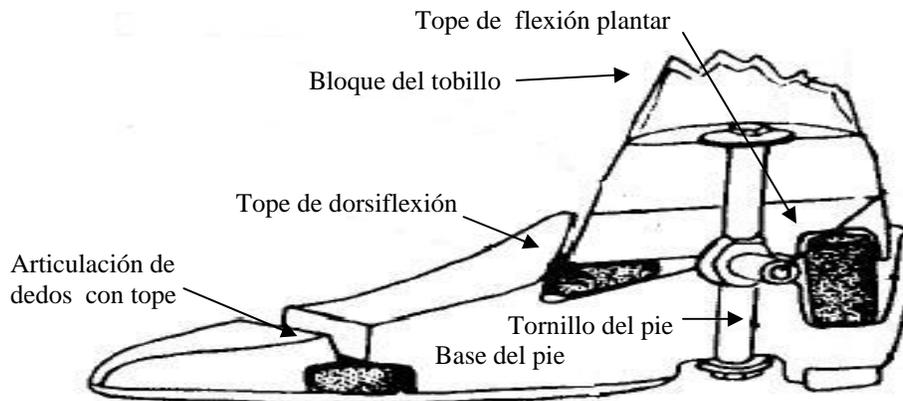


Figura 2.3. Pie-tobillo de eje sencillo con articulación de dedos. [2]

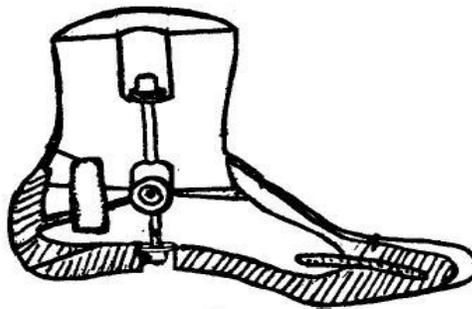


Figura 2.4. Pie-tobillo de eje sencillo con dedos flexibles. [2]

2.6.3.1.2 Pie-tobillo SACH

El montaje pie-tobillo SACH consiste en una quilla de madera con material flexible alrededor de la quilla, un trozo de balata que pasa por debajo de la quilla y se extiende hacia adelante hasta los dedos, un tornillo que sujeta el pie a la pierna y un talón blando compresible.

El pie SACH permite el movimiento debido a la compresión selectiva de los materiales de los cuales se fabrica, y no por el movimiento articulado de sus segmentos. El talón blando tiene diferentes grados de compresión que se seleccionan en base al nivel de amputación, el peso del cuerpo y la capacidad de control de la prótesis por el paciente. Como, el montaje pie-tobillo no tiene articulaciones móviles, la unión entre el pie y la pierna es perfecta.

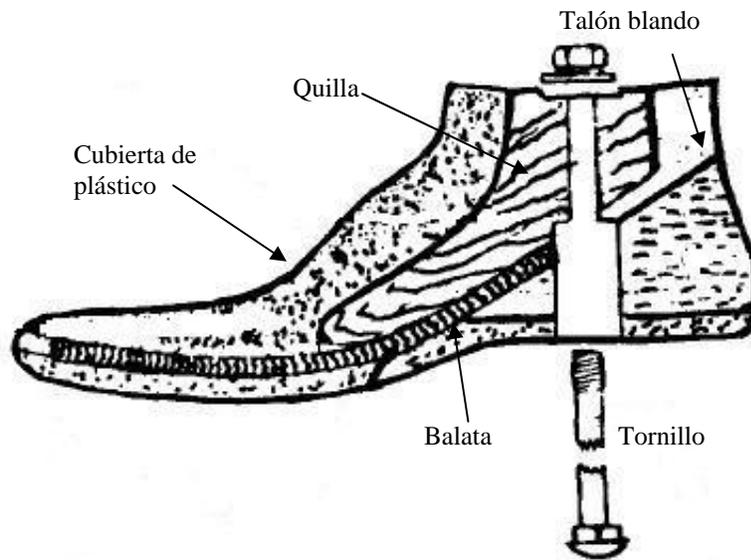


Figura 2.5. Pie SACH con quilla interna. [2]

El montaje pie-tobillo SACH es el que más se usa en todas las unidades protésicas pie-tobillo. Las ventajas de este pie son su sencillez, la ausencia de partes móviles, por ello no necesita reparaciones, tiene buena apariencia y está bien moldeado para usar zapatos de tacón alto. La gran desventaja es que no puede variarse el grado de flexión plantar o la dorsiflexión.

2.6.3.1.3 Pie-tobillo de eje múltiple

El montaje pie-tobillo de eje múltiple permite movimientos en cualquier dirección, es decir, flexión plantar, dorsiflexión, inversión, eversión y una pequeña rotación alrededor del eje vertical. El extremo inferior del bloque del tobillo tiene un arco curvo metálico que reposa en el bloque de goma en arco. La superficie curvada permite al pie rotar sobre el eje transversal en la articulación del tobillo, y así poder realizar la flexión plantar y una dorsiflexión suave.

El eje transversal de la articulación del tobillo está situado en un receptáculo flexible de la articulación. La flexibilidad de este receptáculo permite un movimiento medio-lateral y una suave rotación en el plano horizontal. Una ventaja de este montaje pie-tobillo de eje múltiple es que se acomoda a cualquier superficie mejor que cualquier otro tipo de pie protésico. Las desventajas son que es más voluminoso que el pie de eje sencillo, que requiere más cuidados y que puede ser más ruidoso y menos cosmético

2.6.3.2 Pierna

La pierna de la prótesis por encima de la rodilla es básicamente una pieza que conecta el conjunto pie-tobillo a las piezas de la rodilla. Generalmente está hecha de madera, cubierta con un laminado de plástico. La pierna también puede ser una pieza tubular de apoyo, con una cubierta cosmética blanda. Pudiendo ser así exoesquelética o endoesquelética

2.6.3.3 Conjunto de la rodilla

Actualmente las piezas de la rodilla que más se usan son de madera o plástico, con el eje de la rodilla dentro de dicha pieza, el sistema de fricción y el tope a la extensión. La parte superior del bloque de la rodilla está conectada al extremo inferior del encaje en una determinada posición conseguida durante el proceso de alineación. El conjunto de la rodilla está sujeto a la pierna por dos articulaciones metálicas. El eje de la rodilla permite que la rodilla se flexione, y el tope a la extensión, que está dentro del mecanismo limita la hiperextensión.

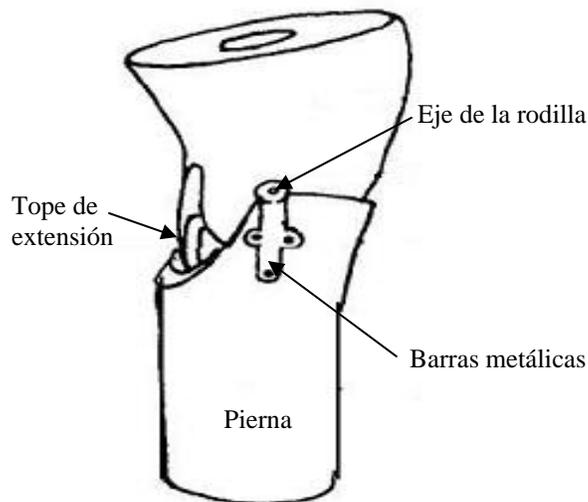


Figura 2.6. Conjunto de la rodilla protésica. [2]

El conjunto de la rodilla proporciona estabilidad durante la primera fase de la marcha y la fase de apoyo, pero también debe doblarse durante la última parte de la fase de apoyo y durante la fase de balanceo, así como al sentarse y arrodillarse. La estabilidad de la rodilla protésica durante la carga puede obtenerse por uno o varios de los siguientes métodos:

1. Se puede mantener la rodilla estable en el momento del apoyo del talón y cuando el paciente está de pie, haciendo fuerza hacia atrás con el muñón dentro del encaje.
2. La prótesis debe estar alineada, de forma que el eje de la rodilla esté colocado posteriormente a la línea de carga.
3. Se puede incorporar a la rodilla un mecanismo de cierre o uno de freno, para evitar flexiones intempestivas.

Para parecerse a la marcha normal, la rodilla protésica debe ser capaz de flexionarse durante la fase de balanceo de la marcha. La flexión y extensión de la rodilla se lleva a cabo por movimientos del muñón, y además por los efectos que producen los momentos de fuerza y gravedad. A la rodilla protésica se le pueden añadir componentes que ayuden a controlar la fase de balanceo.

La rodilla protésica debe tener poco peso, y así el amputado no necesita gastar energía levantando y balanceando la prótesis, y debe flexionarse y extenderse fácilmente, con lo que el muñón no necesita hacer mucho esfuerzo sobre el encaje.

La pieza de rodilla con eje sencillo, es el tipo más utilizado, la flexión y la extensión se hacen alrededor de un solo eje. Un aparato de fricción, con o sin ayuda a la extensión, puede ayudar a controlar el movimiento de la pierna. La tendencia de la rodilla a colapsarse al cargar el peso del cuerpo, se controla por medio de la potencia muscular (fuerte extensión de la articulación de la cadera) y por la alineación. Las ventajas de la rodilla con eje único son su simplicidad (pocas partes móviles) y mínimo ruido.

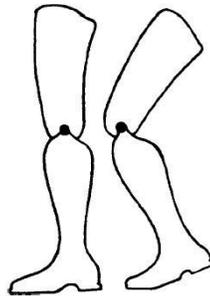


Figura 2.7. Unidad de rodilla con eje único. [2]

En la rodilla del eje policéntrico, las piezas de la rodilla y de la pierna están unidas por medio de un mecanismo de cuatro barras y la rotación se realiza alrededor de varios ejes. Al utilizar dos juegos de barras, de forma que cada uno pueda rotar sobre dos ejes, se crea un centro de rotación móvil. La gran ventaja de la rodilla policéntrica es su estabilidad, lo cual es muy útil en pacientes con amputaciones cortas por encima de la rodilla y para amputados bilaterales.

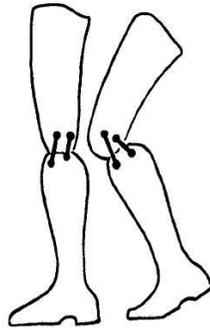


Figura 2.8. Unidad de rodilla policéntrica. [2]

La fricción mecánica y también los sistemas hidráulicos y neumáticos se usan para controlar el movimiento de la pierna durante la fase de balanceo, y para asegurar la estabilidad de la rodilla durante la fase de apoyo. Si no hay un frenado del movimiento de la rodilla cuando se hace una marcha relativamente rápida, la rodilla protésica tiende a flexionarse excesivamente durante la primera parte de la fase de balanceo, y frena bruscamente con un tope cuando la rodilla se extiende del todo. Aplicando resistencia a la rotación del eje de la rodilla, por medio de un mecanismo de frenado, se ayuda a controlar la flexión excesiva de la rodilla y el impacto final del balanceo. El tipo de fricción de rodilla que más se usa es el aparato de fricción constante. Con este mecanismo, la resistencia a la acción de frenado no varía durante toda la fase de balanceo de la marcha. La acción de frenado se consigue con un manguito alrededor del eje de la rodilla. La cantidad de fricción puede aumentarse o disminuirse girando el tornillo de ajuste de la fricción.

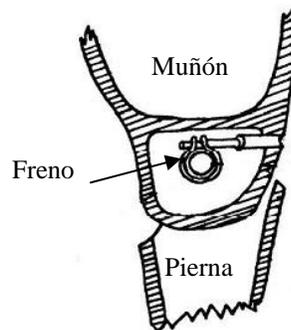


Figura 2.9. Mecanismo de fricción. [2]

Su principal desventaja es que no compensa los cambios de velocidad de la marcha y durante una marcha rápida la elevación del talón hacia atrás es excesiva, puede retardarse el balanceo y puede producirse un impacto excesivo cuando la rodilla alcanza la extensión completa.

En los mecanismos de fricción variable se puede ajustar el grado de fricción, o acción de freno, durante el balanceo de la pierna. Este tipo de mecanismo de rodilla produce una resistencia bastante efectiva, al principio y al final de la fase de balanceo y una fricción mínima durante la fase media de balanceo.

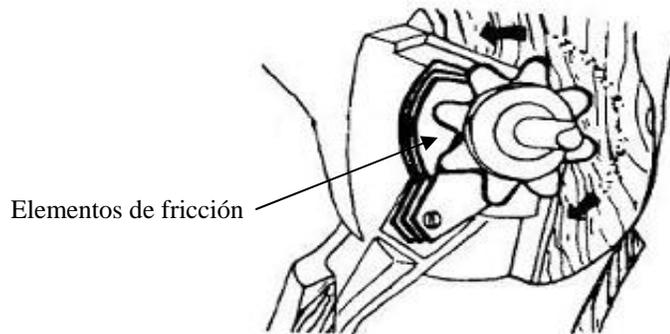


Figura 2.10. Mecanismo de fricción variable. [2]

En un sistema de este tipo, la variación del frenado se consigue utilizando un número de elementos de fricción segmentados y que rotan con el eje de la rodilla. Cuando flexiona o extiende la rodilla, los segmentos individuales empiezan a actuar sucesivamente, incrementando la resistencia que alcanza su punto máximo al principio y al final de la fase de balanceo. Con una rueda de regulación de la fricción que rota en el mismo sentido o en sentido contrario a las agujas del reloj, se incrementa o disminuye la fricción. La desventaja de este tipo de rodilla es que es ruidosa.

La estabilidad durante la fase de apoyo se consigue usando otro sistema, un freno de fricción que actúa al cargar el peso durante la fase de apoyo, e impide cualquier flexión súbita de la rodilla. Sin embargo, cuando la prótesis recibe el peso del cuerpo, durante los primeros 15-20 grados de flexión, se activa el freno de fricción y resiste automáticamente cualquier movimiento de la rodilla. El mecanismo consiste en el contacto de las superficies del freno en la sección inferior del bloque de la rodilla y la sección superior de la pierna, que están en ligero contacto durante la fase de balanceo. Cuando el amputado carga su peso en la prótesis, las dos superficies contactan firmemente, evitando la flexión. La ventaja principal de este tipo de mecanismo de rodilla es su estabilidad, y sólo depende de la fuerza y coordinación del amputado.

En comparación con las unidades que sólo proporcionan control de la fase de balanceo, las unidades de acción a la carga tienen las siguientes desventajas: más partes móviles, son un poco más pesadas, más ruidosas y requieren un ajuste más frecuente.

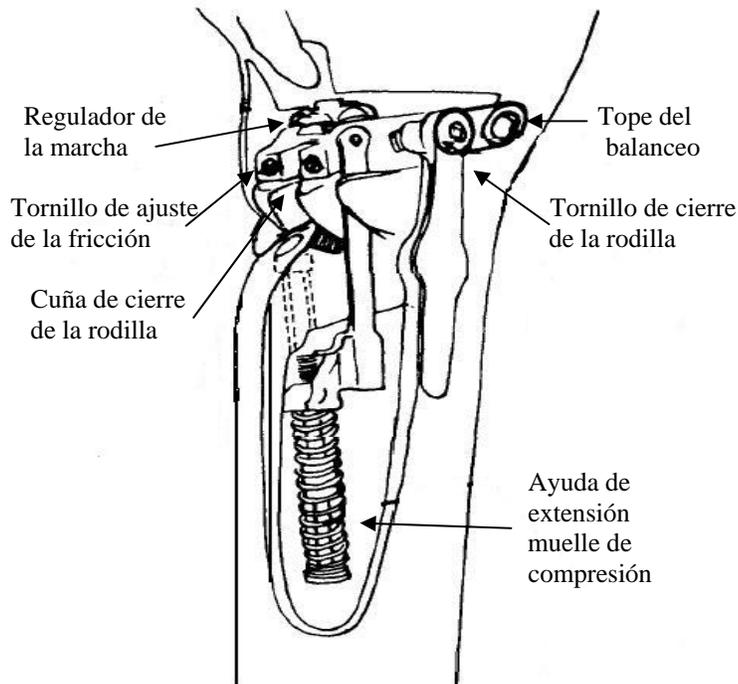


Figura 2.11. Freno de fricción al apoyo. [2]

El control hidráulico, es otro elemento utilizado, depende de la resistencia que encuentra el fluido cuando se fuerza a través de pequeñas aberturas. Este tipo de resistencia permite que las características de balanceo se parezcan más a las de la marcha normal. Las unidades de control hidráulico se diseñan para conseguir un movimiento variable y dependiente de la cadencia de la marcha, con gran resistencia en el comienzo y final del balanceo, y menor durante la fase media. Además, la cadencia que se ha seleccionado para la marcha se conserva permanente, ya que estas unidades de control están herméticamente cerradas. La resistencia hidráulica depende del tipo de aceite, de la velocidad del flujo en relación con la velocidad del balanceo de la pierna, y las características de los canales de cada modelo, y así la resistencia varía con el balanceo. Esto simula la actividad de la marcha normal, en la cual los músculos actúan de manera coordinada para resistir la elevación de la pierna hacia atrás, al principio del balanceo, y frenar la pierna al final del mismo, con un momento primario que influye en la fase media del balanceo.

En las unidades hidráulicas se realiza a través de un mecanismo de muelle, que automáticamente ejerce una fuerza de extensión durante las primeras fases de la flexión de la rodilla.

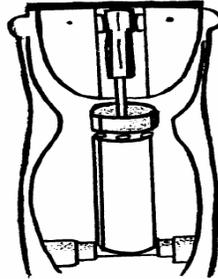


Figura 2.12. Unidad de control hidráulico. [2]

La estabilidad máxima durante la fase de apoyo se puede conseguir también, usando un cierre manual. El amputado controla la acción de cierre manipulando una palanca. Cuando la rodilla está en extensión, la palanca del cierre cae automáticamente y cierra la rodilla, a menos que se coloque la palanca en la otra posición, con lo que la rodilla quedaría sin cerrar. El cierre manual está indicado en amputados que necesitan una gran estabilidad a causa de la poca coordinación de movimiento o tienen una musculatura débil. La desventaja del cierre manual es que fuerza al amputado a andar sin flexionar la rodilla. La mayor estabilidad a expensas de un incremento del esfuerzo y una marcha menos cosmética, ya que el amputado debe adoptar movimientos compensatorios.

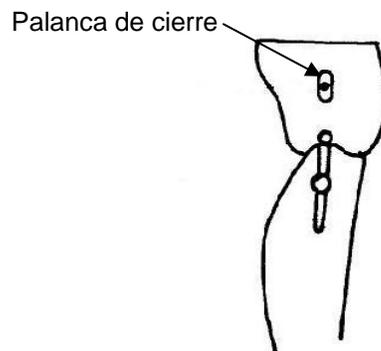


Figura 2.13. Cierre manual de rodilla. [2]

Un tipo de ayuda a la extensión es un tirante que consiste en una correa, con una parte elástica que se fija en la parte anterior del *socket* o en el cinturón pélvico. El tirante pasa por debajo del eje de la rodilla y se fija a un rodillo en el extremo del brazo radial; el cual se encuentra fijo a la unidad de rodilla por un extremo, y a la pierna por el otro. A medida que la rodilla se dobla, la tensión se transmite al tirante de extensión. La fuerza desarrollada por el tirante estirado ayuda a controlar la elevación del talón y a acelerar la pierna, a medida que comienza su movimiento hacia adelante. Las ventajas de la palanca de extensión es que tiene mejor apariencia al estar colocada dentro de la prótesis y que no tiende a extender la rodilla cuando el amputado está sentado.

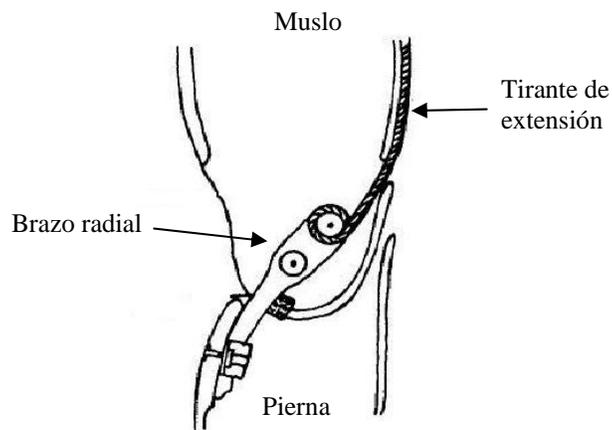


Figura 2.14. Tirante de extensión. [2]

La palanca de extensión que se muestra en la figura 2.15, es otro tipo de ayuda a la extensión. La parte superior de la palanca se fija al bloque de la rodilla por medio de un pivote posterior al centro de la misma, mientras que el extremo inferior se une a un muelle que se sujeta por el otro extremo a la parte superior de la pantorrilla.

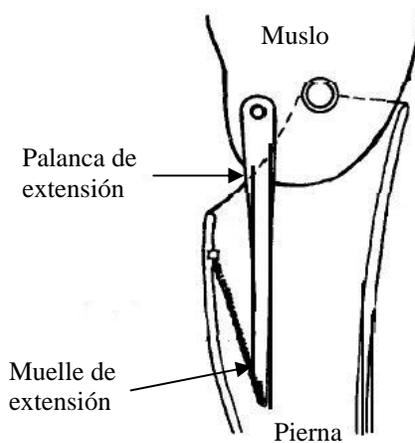


Figura 2.15. Palanca de extensión. [2]

Al tiempo que se dobla la rodilla, el muelle unido a la palanca se estira, con lo que se reduce la elevación del talón y se acelera la pierna hacia delante durante la parte inicial de la fase de balanceo. Las ventajas de la palanca de extensión son que tiene mejor apariencia al estar colocada dentro de la prótesis y que no tiende a extender la rodilla cuando el amputado está sentado

2.6.3.4 Sockets

A la interfaz muñón-prótesis se le llama *socket*, estos para amputaciones por encima de la rodilla, son principalmente de polímero y se clasifican de acuerdo a la forma interior de la porción superior o a la del extremo distal. Un encaje puede ser de forma cuadrilateral, o de contención isquiática, entre los principales, si el extremo distal del encaje hace contacto con el extremo del muñón, se clasifica como encaje de contacto total o también puede ser de contacto parcial, en este encaje hay un espacio vacío bajo el extremo del muñón.

Las prótesis por encima de la rodilla pueden sujetarse mediante:

2.6.3.5 Suspensión por succión

El encaje de succión es el mejor para amputados con buena musculatura y bastante fuerza. Este tipo de encaje está equipado con una válvula que permite la salida de aire del encaje durante la fase de apoyo. Durante la fase de balanceo, cuando la gravedad tiende a desprender la prótesis del muñón, la succión lo evita. Cuando se usa una suspensión por succión no se usa calceta en forma permanente sobre el muñón, sólo se usa para introducirlo, al *socket* y de esta manera se facilite la colocación de la prótesis. La calceta es sacada a través del agujero en donde es colocada, la válvula de succión.

Las ventajas de este tipo de suspensión son: una mayor libertad de movimientos del paciente, un mejor uso de la musculatura del muñón, disminución de la acción de pistón entre el muñón y el *socket*, más comodidad debido a la eliminación de todas las correas y cinturones. En algunos casos, se necesita una suspensión adicional para ayudar al encaje de succión o controlar el movimiento, particularmente la rotación o abducción. Para ello se usa habitualmente el correaje silesiano.

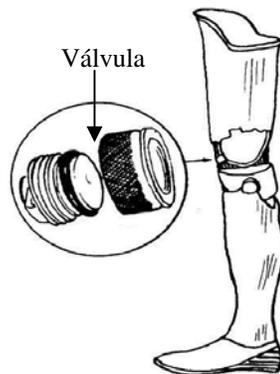


Figura 2.16. Encaje de succión de contacto total. [2]

2.6.3.5.1 Succión parcial con suspensión auxiliar

En pacientes que no pueden usar el encaje, a causa de la dificultad en ponerse la prótesis, o por su incapacidad para tolerar la prótesis sin una calceta en el muñón, se puede usar una succión parcial con suspensión auxiliar. Con la suspensión de succión parcial se usa una válvula de succión, aunque el amputado lleve una calceta en el muñón. Durante la fase de balanceo, la tendencia de la prótesis a desprenderse del muñón está contrarrestada por la succión parcial que se desarrolla en el *socket*, a causa de la adaptación del muñón al encaje, que evita el paso de aire en el encaje a través de la calceta del muñón. Si la succión puede ponerse parcial no es suficiente para mantener la prótesis en su sitio, hay que usar una suspensión auxiliar que puede ser un cinturón silesiano o cinturón pélvico.

2.6.3.5.2 Cinturón silesiano

Es una banda ligera, que se sujeta al encaje, de tal forma que produce muy poca restricción de movimiento en el tronco. Un extremo está sujeto a la cara lateral proximal del encaje en la región del trocánter, luego rodea a la pelvis, y por el otro extremo se sujeta a la pared anterior del encaje, sobre la línea media vertical, a nivel del apoyo isquiático. Normalmente, el correaje silesiano se usa para ayudar a controlar la rotación de la prótesis y la inestabilidad lateral, en amputados con musculatura débil, o muñones cortos y flácidos.

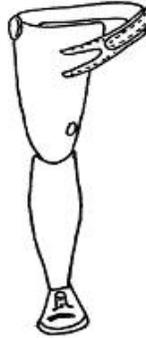


Figura 2.17. Cinturón silesiano. [2]

2.6.3.5.3 Cinturón pélvico

El cinturón es de cuero semi-rígido, sujeto a una pieza metálica que contornea la pelvis, y está conectado a la prótesis por medio de una articulación de cadera unida a la cara lateral superior del *socket*. El cinturón pélvico sirve para mantener la prótesis en el muñón, controlar la rotación, ayudar a reducir las fuerzas que actúan en el miembro y proporcionar la estabilidad mediolateral. La suspensión con cinturón pélvico está indicada principalmente en amputados con muñones cortos o mal conformados, pacientes tímidos, débiles o que poseen una mala coordinación y a los amputados en los cuales hay que hacer frecuentes ajustes para colocar un nuevo *socket*.

La principal desventaja de la suspensión por cinturón pélvico es la tendencia de la articulación de la cadera a restringir los movimientos de la prótesis.

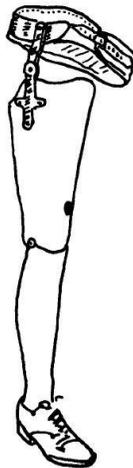


Figura 2.18. Cinturón pélvico. [2]

2.6.3.5.4 Dispositivos especiales

En algunos casos, a causa de la obesidad, embarazo, heridas en los tejidos, problemas en la piel o deformidades, la prótesis se suspende por medio de una correa por los hombros, por sujeción de una faja, o por una combinación de métodos.

Al conjuntar cada uno de los componentes y dispositivos de sujeción, de acuerdo a los requerimientos del paciente, se llega a la elaboración o armado de la prótesis que puede ser de tipo exo o endoesquelética. Siendo la primera la que no tiene funda y por lo tanto tiene algunos elementos a la vista, como son la unidad de rodilla y tobillo-pie. Caso contrario con la endoesquelética, la cual tiene una cubierta total de un polímero, a la cual se le dan forma y dimensiones de la extremidad sana. El ensamblado de sus componentes es como se muestra a continuación.

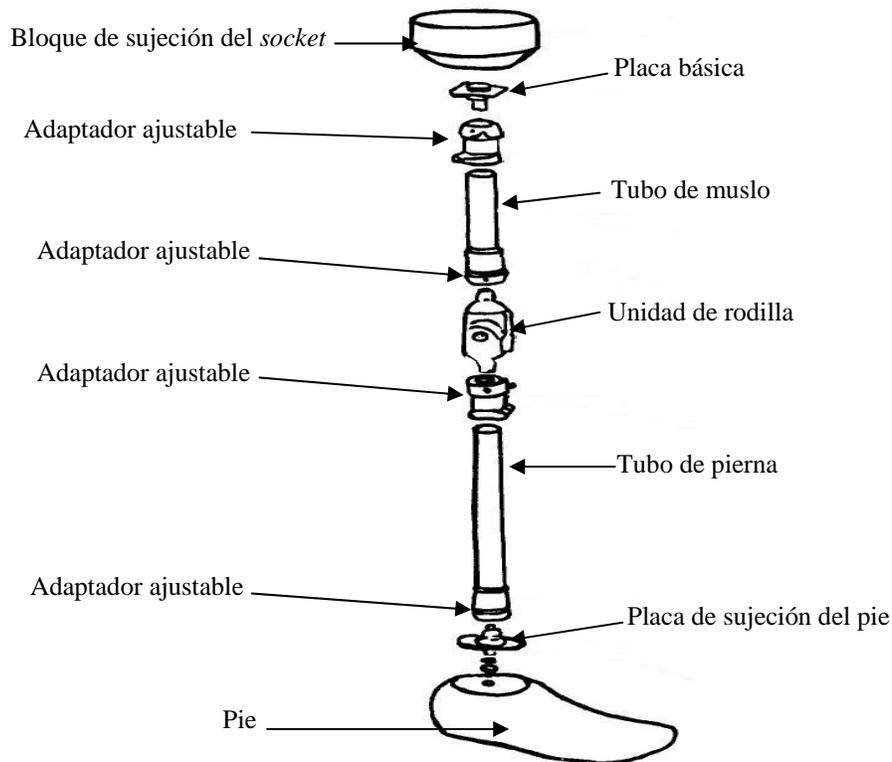


Figura 2.19. Componentes de la prótesis modular por encima de la rodilla. [2]

2.6.4 Avances protésicos

La técnica protésica, se ha asemejado siempre a una labor artesanal, con sistemas de construcción manuales, a partir de materiales tan clásicos como la madera, el cuero y el acero; todo ello ha ido y seguirá teniendo cambios importantes en todos sus aspectos, desde los mismos materiales, fabricación y hasta la misma manipulación de maquinas y de los componentes producidos.

En la actualidad cualquier centro de construcción de prótesis debe de dominar la técnica de moldeo de termoplásticos, resinas acrílicas, manipulación de sistemas neumáticos e hidráulicos, para elaboración de prótesis.

En los últimos años, la realización y fabricación *sockets* por computadora cada vez es más común; para ello, los datos del muñón se introducen por medio de un escáner que transmite la imagen a una computadora y todos estos datos se envían a la unidad de fresado para realizar el positivo de la figura del muñón.

Otros dispositivos que han tenido avance son los pies protésicos, que incluyen diferentes materiales de los que se venían usando y que se combinan con diferentes geometrías de elementos mecánicos, para aprovechar más la energía del paciente y así tener un mejor comportamiento tanto estático como dinámico. En el caso de algunas unidades de rodilla hidráulicas, estas se encuentran controladas electrónicamente por un microprocesador, durante la fase de marcha. En lo que al los *sockets* corresponde, existen los encajes femorales flexibles, utilizando materiales más suaves y que ayudan al comfort del paciente.

Al ya tenerse la prótesis elaborada, uno de los pasos siguientes es la alineación y esta ya se hace por medio de láser.

Todo lo anterior y más será necesario para que los amputados de miembros inferiores lleguen a tener una funcionalidad lo más aproximada a su extremidad natural.

2.7 Sockets para amputados por encima de la rodilla

El *socket* transfemoral es la interfaz entre extremidad residual del paciente y la prótesis. [6]

En clínica se tienen principalmente dos tipos de *sockets* protésicos para pacientes con amputación transfemoral: el cuadrilateral, creado en los años cincuentas, y el de contención isquiática, creado en los años ochentas. Por varios años, el *socket* cuadrilateral fue aceptado de igual forma por clínicos y pacientes, pero con la introducción del de contención isquiática, observaciones fueron hechas de que el cuadrilateral tenía inadecuados principios biomecánicos. Caso contrario con el diseño de contención, el cual respondía a todos los problemas o molestias de los pacientes con amputaciones transfemorales. [7]

El *socket* cuadrilateral lo forman cuatro lados de contorno irregular con entrantes y salientes. Los entrantes sirven para presionar determinadas áreas de tejidos blandos con el fin de ayudar a soportar peso, mientras que las salientes evitan presiones excesivas sobre los músculos en contracción, tendones y prominencias óseas. La altura de los lados es desigual. La pared o lado medial pasa horizontalmente a 1.5 cm por debajo del perineo y se une a la pared posterior, de igual altura, hasta unos 2/3 de la longitud total, donde comienza a ascender hasta alcanzar el nivel más alto, a la mitad de la longitud de la pared lateral. A partir de aquí, desciende de nuevo hasta situarse en la pared anterior, por debajo del pliegue inguinal, para unirse finalmente a la pared medial. La pared anterior es más alta en aproximadamente 7 cm que la pared posterior, tiene la finalidad de no permitir el desplazamiento del muñón hacia delante y mantener el isquion sobre su apoyo. La zona medial no debe presionar el perineo cuando el paciente camina o está de pie. La región posterior es paralela con respecto al suelo y se sitúa por debajo de la tuberosidad isquiática, este es el punto principal de soporte del peso del amputado. La pared lateral asciende en su punto medio unos 10 cm aproximadamente, con respecto a la zona perineal, este es el lado más alto y tiene el objetivo de evitar el bamboleo durante la marcha.

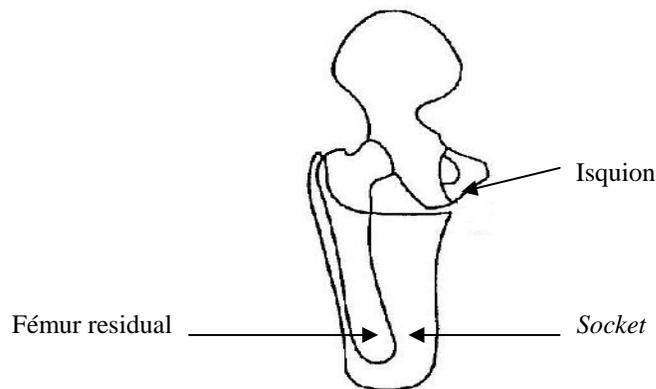


Figura 2.20. *Socket* cuadrilateral. [5]

La principal diferencia del *socket* de contención isquiática con respecto al anterior, es que el isquion se encuentra dentro de este. Este *socket* es más estrecho en la región medio-lateral. Este diseño trata de concentrar las fuerza a la cara lateral del fémur residual y así mantener al fémur en una posición normal adducta. En teoría este *socket* debe crear una región que encierra al trocánter mayor, al isquion y a todo el fémur residual. El objetivo de este diseño es incrementar el comfort del amputado sobre el perineo y mejorar el control de la pelvis y el tronco. La distribución de las fuerzas de la región proximal y distal, ayuda a reducir trauma en los tejidos blandos y en el perineo.

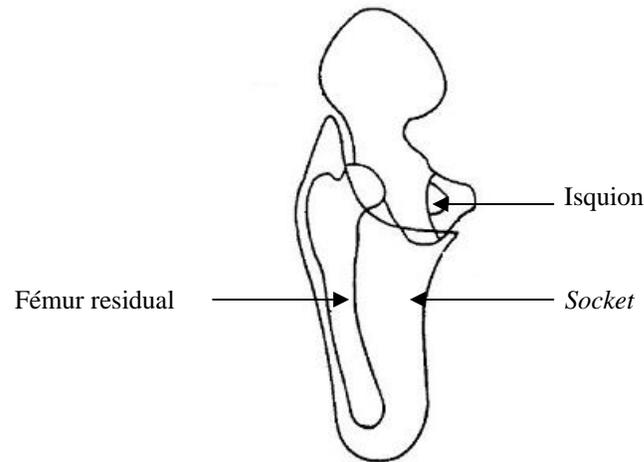


Figura 2.21. *Socket* de contención isquiática. [5]

2.8 Biomecánica [2,8,9]

La biomecánica es la ciencia que estudia el funcionamiento de los sistemas biológicos aplicando los principios de la mecánica.

2.8.1 Movimientos de la extremidad inferior

Como sucede en todas las articulaciones con tres grados de libertad de movimientos, el de circunducción de la cadera se define como la combinación simultánea de los movimientos elementales realizados alrededor de tres ejes. Cuando la circunducción se lleva a su extrema amplitud, el eje del miembro inferior describe en el espacio un cono cuyo vértice está ocupado por el centro de gravedad de la articulación coxofemoral (figura 2.22).

Dicho cono no es regular, ya que las amplitudes extremas no son iguales en todas las personas y en las direcciones en el espacio; por lo tanto, la trayectoria descrita por el extremo distal del miembro inferior no es circunferencia sino una curvatura sinuosa en sectores diferentes, determinados por la intersección de los tres planos de referencia:

- A: plano sagital (movimientos de flexión-extensión)
- B: plano frontal (movimientos de abducción-adducción)
- C: plano horizontal

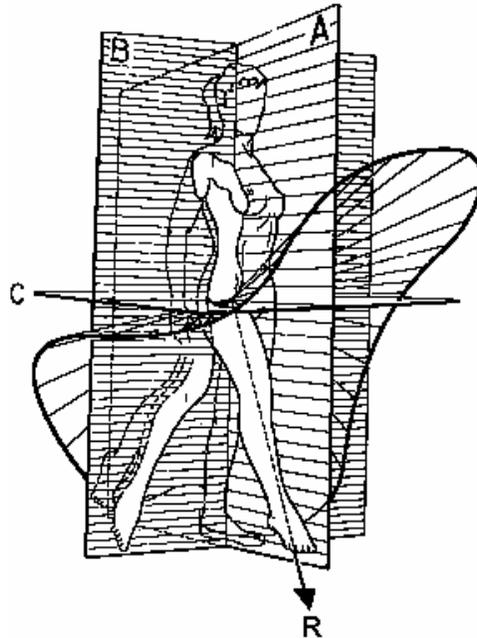


Figura 2.22. Movimientos del miembro inferior. [9]

A partir de una posición determinada OL del fémur, la articulación puede efectuar movimientos de abducción (Ab) o adducción (Ad) al recorrer el meridiano horizontal (MH), movimientos de rotación interna (rI) o de rotación externa (rE) por rotación alrededor del eje OL. En cuanto a los movimientos de flexión-extensión, estos son de dos tipos, según se efectúen en el sentido de un paralelo P (figura 2.23).

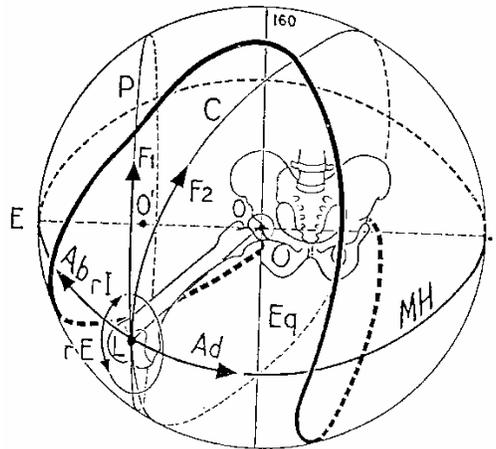


Figura 2.23. Movimientos en los tres planos del fémur. [9]

2.8.2 Biomecánica de la amputación transfemoral

En la amputación transfemoral, el músculo aductor es preservado intacto con su suministro sanguíneo y nervioso, y es reinsertado a la cara latero-distal del fémur residual mediante una miodesis. En el momento de suturar el músculo al hueso el fémur es sostenido y mantenido en su máxima aducción. Asimismo, el cuádriceps es anclado al fémur por medio de agujeros en la sección antero-posterior.

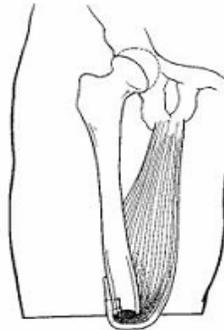


Figura 2.24. Anclaje de músculo aductor. [8]

El aductor mayor, debido a la gran longitud de su brazo de palanca, es colocado así para sujetar al fémur en posición normal aducta. Las direcciones de las fuerzas ejercidas por los músculos aductores son mostrados en la figura 2.25.

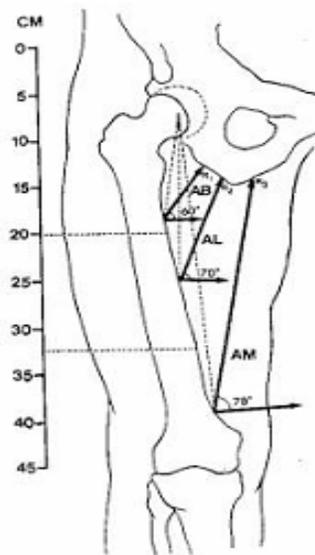


Figura 2.25. Fuerzas resultantes de aductores. [8]

El aductor mayor es importante debido a su volumen y consecuente capacidad de desarrollar fuerza. Un estudio muestra que el aductor mayor es tres o cuatro veces más grande en su volumen y área fisiológica, comparado al aductor largo y aductor breve [8]. El punto de aplicación de la fuerza de los músculos fue tomado a la mitad de la inserción al fémur de cada músculo. La anatomía singular del aductor mayor provee al músculo con dos inserciones nerviosas y dos funciones separadas. La porción más medial del aductor mayor hace la contribución principal al momento de aducción (momento rotacional), la cual es 4 a 5 veces más que el aductor largo y el aductor breve.

El aductor largo y el aductor breve contribuyen en cantidades menores a la aducción normal del muslo, como se puede observar en las fuerzas resultantes (figura 2.25). Basándose en las contribuciones de cada momento de los músculos aductores, si el tercio distal del fémur es amputado y se realiza una miodesis inadecuada del aductor mayor, entonces pierde el 70% del momento de aducción. Así, el aductor largo y el aductor breve serán los únicos que proporcionarán el mecanismo para mantener al fémur en aducción.

Los pacientes con amputaciones transfemorales tienen un alto nivel de gasto de energía en la marcha, debido a la pérdida de la articulación de la rodilla. Uno de los factores que contribuyen a una marcha anormal en personas amputadas transfemorales es la desventaja mecánica de una posición abducta del fémur residual, la cual fuerza y obliga al paciente a caminar con un incrementado gasto de energía, a pesar de la adaptación satisfactoria con una prótesis. La miodesis que preserva al músculo aductor previene la formación de un rollo en aductores y por tanto permite una adaptación más cómoda del *socket*. Es posible preservar una gran cantidad de la fuerza aductora mediante la preservación del volumen muscular, uniendo el extremo distal del músculo al extremo distal del fémur residual, con la extremidad residual en posición sobre-corregida. Esto ayuda a mantener la longitud y tensión del músculo y mantiene la suficiente fuerza muscular para superar el momento de fuerza horizontal más corto. Además, el fémur no está elongado hacia una posición abducta y esto permite que el mecanismo abductor funcione normalmente. En el momento de una amputación transfemoral, el mecanismo abductor de cadera permanece intacto. El glúteo medio, el glúteo menor y partes del glúteo mayor son abductores de cadera. Sin embargo, el tensor de la fascia lata juega un papel muy importante en la abducción de cadera, durante la fase de apoyo de la marcha. A pesar de que se pierde la inserción más distal del tensor de la fascia lata en una amputación transfemoral, el músculo todavía puede funcionar como un abductor, debido a la inserción indirecta de la fascia lata a la línea áspera, vía la membrana lateral intermuscular. Sin embargo, en el momento de la cirugía, el tensor de la fascia lata debe ser suturado a la fascia medial del muslo para proveer estabilidad adicional. Manteniendo el aductor mayor intacto y un adecuado reanclaje al fémur residual se mantendrá el balance entre los abductores y los aductores de la cadera. No es posible mantener y sostener al fémur residual aducto, dentro de un *socket* protésico, sin importar forma y diseño, dado que el fémur no puede ser desplazado dentro de su envoltura de tejido suave, y la posición anatómica normal del fémur es de 7° a 10° de aducción.

El eje mecánico de la extremidad inferior une el centro de la cadera con la línea media de la rodilla y tobillo. Así, una amputación transfemoral, la cual tiene el alineamiento anatómico del fémur residual, tendrá un alineamiento anatómico similar a la extremidad normal, cuando se adapta una prótesis. La combinación de una alineación mecánica normal y el mantener sin cambio el momento de fuerza muscular, deberán mejorar la habilidad del paciente para caminar.

2.8.3 Biomecánica de la prótesis transfemoral

Los principios biomecánicos básicos condicionan la forma del *socket* y el alineamiento de las prótesis.

Si los tejidos del muñón tuvieran todos igual rigidez, las presiones muñón-*socket* serían uniformes. Pero éste no es el caso, especialmente cuando los músculos están activos durante la fase de apoyo. Por ejemplo, el área del recto anterior es, generalmente, mucho más firme que el área del triángulo de Scarpa. En consecuencia, un encaje que tenga aproximadamente la forma del muñón del paciente, produce mayor presión en las áreas firmes y menor en las blandas.

Al ser la superficie del muñón del muslo relativamente grande, las presiones muñón-*socket* se mantienen por debajo del nivel crítico. La siguiente figura muestra un encaje cuadrilateral cuya forma difiere de la del muñón. Estas diferencias son el resultado de algunas modificaciones realizadas para conseguir una mejor distribución de la presión. La superficie interna de este tipo de encaje está compuesta por cuatro paredes distintas, como ya se ha descrito anteriormente.

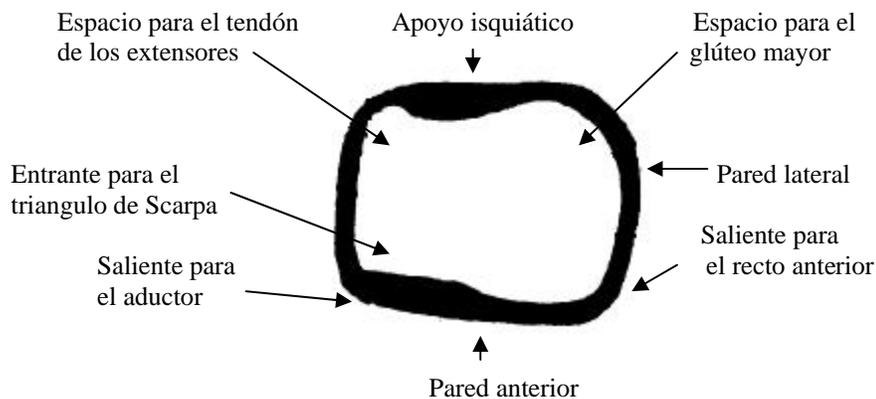


Figura 2.26. Interior *socket* cuadrilateral. [2]

Los encajes de contacto total con el muñón, ofrecen tres ventajas:

1. Ayudan al retorno venoso, evitando el edema y los problemas dermatológicos.
2. Aumentan el área de carga del peso del cuerpo.
3. Aumentan la propiocepción, lo que ayuda al amputado a controlar su prótesis.

De las tres ventajas mencionadas, la primera es la más importante, ya que las presiones aplicadas por el encaje evitan la acumulación de líquido en los tejidos del muñón.

Los principios biomecánicos en que se basa el diseño del encaje cuadrilateral están en relación con las características de cada una de las cuatro paredes, los efectos de la posición en flexión y aducción y la alineación medio-lateral y antero-posterior de la prótesis.

Las componentes verticales de las fuerzas aplicadas al muñón por el encaje, deben ser iguales al peso del cuerpo soportado por la prótesis. En la figura siguiente, las fuerzas aplicadas al muñón por las paredes del encaje están representadas por f_1 , f_2 , f_3 , f_4 , f_5 y f_6 . Sólo las componentes verticales de estas fuerzas serán eficaces, oponiéndose a la fuerza descendente (W) ejercida por el muñón y éstas, son representadas por a_1 , a_2 , a_3 , a_4 , a_5 y a_6 . Si la suma $a_1+a_2+a_3+a_4+a_5+a_6$ es igual y opuesta al peso (W), se puede ver por el diagrama, que la suma de $f_1+f_2+f_3+f_4+f_5+f_6$ debe ser mayor que el peso W .

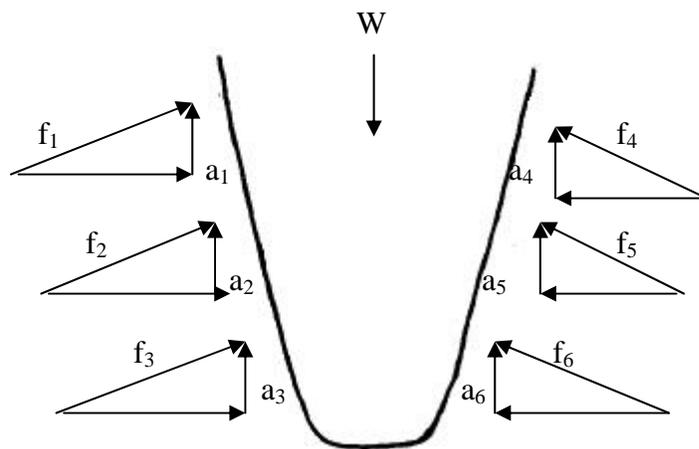


Figura 2.27. Simplificación de fuerzas. [2]

Por otra parte, en el extremo inferior del *socket*, donde hace contacto con el muñón en su porción distal, la suma de fuerzas f_1 , f_2 , f_3 , f_4 , f_5 y f_6 serán igual en magnitud, pero en dirección contraria a W , cuando la superficie de contacto es esencialmente horizontal, figura 2.28.

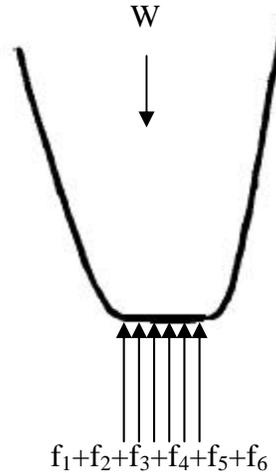


Figura 2.28. Fuerzas distales. [2]

Las amputaciones transfemorales están hechas a través de la parte medial del muslo y el extremo distal del muñón no tolera grandes cargas. Afortunadamente, se puede elaborar una superficie capaz de soportar la mayor parte del peso del cuerpo construyendo una plataforma horizontal en el borde posterior del *socket*, por debajo de la tuberosidad isquiática y el glúteo mayor (plataforma glútea). Como una gran parte del peso lo soporta el borde posterior, disminuye mucho el apoyo que deben hacer las restantes paredes del encaje.

La pared posterior es también una superficie sobre la cual actúa el muñón estabilizando el tronco, manteniéndolo derecho por la acción de los extensores de la cadera. Esta misma fuerza posterior, ejercida por el muñón, ayuda también a controlar la flexión, así como a estabilizar la rodilla protésica. Además, se deben dar unas formas apropiadas para alojar al glúteo mayor y el tendón de los isquiotibiales, durante la contracción.

Para la utilización del apoyo isquiático, se requiere que la pared anterior del *socket* sea más alta, con respecto a la posterior, para mantener la tuberosidad isquiática en su sitio. Dado que la línea del peso AB, en la figura 2.29, pasa por delante del apoyo isquiático, la pelvis tiende a rotar hacia adelante, deslizándose sobre el apoyo isquiático. Para corregir esta tendencia se necesita una contrafuerza que se dirija hacia atrás. Con una pared anterior baja, se puede proporcionar suficiente fuerza para resistir al movimiento de traslación anterior de la pelvis, pero sería de eficacia muy limitada para resistir la tendencia de la pelvis a moverse hacia adelante; una pared anterior, 5 a 6 cm. más alta que la pared posterior, produce una reacción a nivel del apoyo isquiático, resistiendo la tendencia a la rotación de la pelvis.

También ofrece una mayor superficie sobre la cual se pueden distribuir las fuerzas que actúan sobre el muñón. Desde luego hay un límite en la altura de la pared anterior. El amputado debe ser capaz de flexionar suavemente la cadera más de 90 grados, para poder sentarse cómodamente. Si la pared anterior es demasiada alta, el borde del *socket* tropieza con el abdomen o la espina ilíaca antero-superior, produciendo molestias al sentarse.

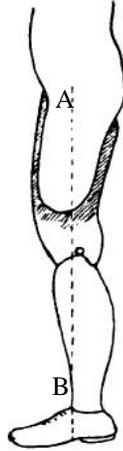


Figura 2.29. Bordes del socket. [2]

La protuberancia interna de la pared anterior, en el área del triángulo de Scarpa, ayuda a conseguir una reacción más eficaz. Si el encaje estuviera conformado de forma que la pared anterior coincidiera con la forma del muñón en vez de estar abultada hacia adentro, la tuberosidad isquiática no se mantendría en la posición adecuada. A causa de la flexibilidad relativa de los tejidos del área del triángulo de Scarpa, la pelvis tendería a moverse hacia adelante, hasta que estos tejidos se comprimieran lo suficiente como para detener el movimiento. La protuberancia interior de la pared anterior de esta área produce una compresión inicial de los tejidos, de forma que se detiene cualquier movimiento de la pelvis antes de producirse un cambio importante en su posición, además se le tiene que dar forma a la pared para alojar el tendón aductor largo y al recto anterior durante la contracción. Durante la fase de balanceo en la marcha normal, la pelvis tiende a caer un poco hacia el lado que balancea. A esta tendencia se opone, principalmente la acción del glúteo mediano. En la figura 2.30, la línea de carga pasa por dentro de la articulación de la cadera. El momento de fuerza (M_1), igual al producto del peso (W) y la distancia (D_w), perpendicular a la articulación de la cadera, tiende a que la pelvis caiga sobre el lado sin apoyo. El momento de fuerza (M_2) en la dirección opuesta resiste esta tendencia. Este momento de fuerza es igual al producto de la fuerza desarrollada por el glúteo mediano (F_g) por la distancia perpendicular (D_f) de la articulación de la cadera a la línea de acción de la fuerza. La relación entre estos factores viene dada por:

$$M_1 = W \cdot D_w \quad (1) \qquad M_2 = F_g \cdot D_f \quad (2)$$

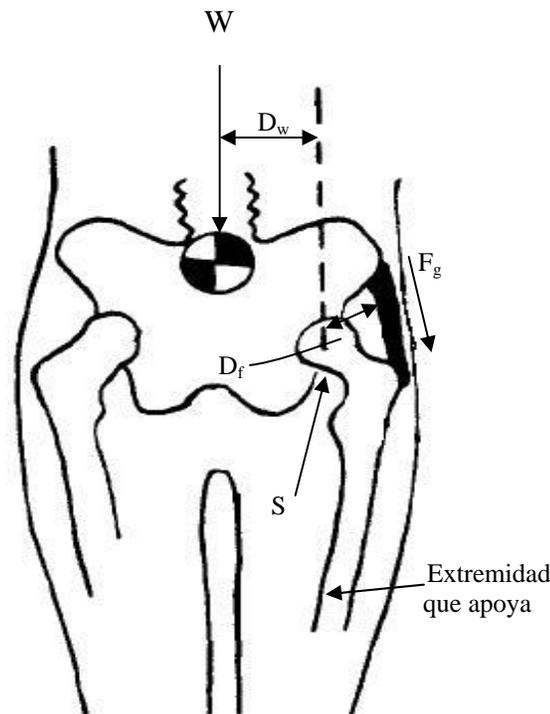


Figura 2.30. Fuerzas y momentos. [2]

La pared lateral del *socket* juega un papel importante en la estabilidad de la pelvis. En la figura 2.31, la línea de carga del peso pasa medial en relación al punto de apoyo que está situado cerca del apoyo isquiático. Cuando el miembro sano está en la fase de balanceo, la pelvis tiende a caer hacia el lado sin apoyo, produciendo un movimiento lateral del muñón, mientras que el glúteo mediano estabiliza la cadera y mantiene el fémur en una posición fija relativa, en relación con la pelvis. Si la pared lateral está bien conformada en posición correcta, ejerce una fuerza de resistencia sobre la superficie lateral del muñón; la fuerza F_1 representa el efecto neto de estas fuerzas, actuando a distancia perpendicular (D_f) desde el punto de apoyo. La magnitud de la reacción que se necesita para estabilizar la pelvis, viene dada por la fórmula: $W D_w = F_1 D_f$ en la cual W es igual al peso del cuerpo, D_w es la distancia perpendicular desde el punto de apoyo a la línea de acción del peso, F_1 es la fuerza aplicada por la pared lateral del encaje cuando el muñón se apoya contra la pared, D_f es la distancia perpendicular del punto de apoyo de la línea de acción F_1 . Con lo que, una fuerza estabilizadora que se necesita para un muñón largo, es menor que con uno corto.

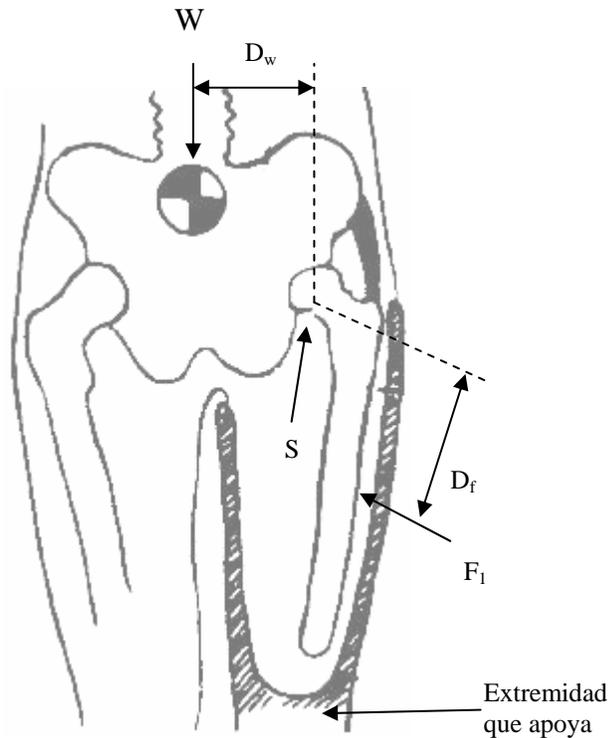


Figura 2.31. Fuerzas y momentos en amputados. [2]

En este caso, no sólo se necesita una reacción mayor sobre la pared lateral del muñón para estabilizar la pelvis, sino que además se distribuye sobre un área mucho menor. Estos dos factores producen una mayor presión en el muñón, haciendo que tenga gran importancia la forma y adaptación de la pared lateral del *socket*. Con muñones muy cortos, a pesar de una buena adaptación, el amputado tendría que recurrir a la inclinación lateral del tronco hacia el lado de la prótesis, en la fase de apoyo. Cuando la pelvis tiende a caer hacia el lado opuesto, durante la fase de apoyo, en la prótesis se produce un movimiento lateral del muñón hasta que los tejidos de la cara lateral se comprimen lo suficiente como para generar la reacción necesaria. Cuando los abductores de la cadera se contraen, durante la fase de apoyo, el muñón empuja contra la pared del *socket*, produciendo una presión excesiva en su porción distal lateral. Para que la pared lateral de la prótesis realice su acción estabilizadora, el glúteo mediano debe ejercer la fuerza suficiente para estabilizar la articulación de la cadera y mantener el fémur en una posición relativamente fija con respecto a la pelvis. Para ello se debe aducir la pared lateral del encaje, además de ser tan alta o más que la pared anterior, y darle la forma necesaria para distribuir la presión sobre la unidad distal del muñón, y así el fémur tiene una inclinación normal hacia flexión y adducción.

Esto coloca al glúteo mediano en una posición favorable para que ejecute su función estabilizando la pelvis. La pared medial se diseña para que produzca una ligera presión sobre los músculos aductores y aloje los tejidos. Para seguir la línea de progresión, la pared se alinea paralela al plano sagital y tiene la misma altura o un poco menos que el apoyo isquiático. Y esta pared no debe presionar la región del perineo. Al alinear el encaje de la prótesis de muslo es recomendable que esté en posición de ligera flexión, por las siguientes razones:

1. Ayuda al glúteo mayor y a los isquio-tibiales a producir la extensión de la cadera con más fuerza, lo cual es un factor importante para controlar la acción de la rodilla protésica. La acción extensora de la cadera es particularmente importante cuando se apoya el talón en el suelo, que es cuando la rodilla protésica tiende a flexionarse.
2. Facilita la inclinación hacia abajo y atrás del muslo protésico, que debe conseguirse durante la última parte de la fase de apoyo si el paciente se acerca al modelo de marcha normal. En éste, el muslo consigue la posición de hiperextensión justo antes de que el talón se levante del suelo. Para que el amputado de muslo se acerque a este modelo de marcha, el segmento de muslo de la prótesis debe adaptar una posición similar. Si el amputado trata de dar un paso con la pierna artificial, los tirantes de los flexores de la cadera harán que la pelvis tienda a inclinarse hacia adelante, produciendo lordosis lumbar, a menos que el muñón haya sido colocado en flexión inicial por medio del encaje en esta misma posición.
3. La flexión inicial ayuda a mantener la tuberosidad isquiática en el apoyo isquiático, reduce la tendencia de los isquiotibiales y de la masa posterior del muslo a forzar a la tuberosidad isquiática hacia adelante, cuando la cadera se extiende.

A medida que la prótesis entra en la fase de balanceo, las fuerzas que actúan en la pierna tienden a causar una flexión continua de la rodilla. Esto ocurre particularmente en cadencias rápidas, porque el movimiento rápido hacia delante del muslo aplica un impulso también a la pierna y eje de la rodilla. El extremo inferior de la pierna tiende a quedar donde está, a causa de su inercia. La fuerza dirigida hacia delante, en el extremo proximal de la pierna y el efecto de inercia dirigida hacia atrás, en el extremo distal, tienden a flexionar la pierna como se indica en la figura 2.32. Por ésta razón, es indispensable usar una ayuda de extensión para resistir cualquier tendencia de flexión excesiva.

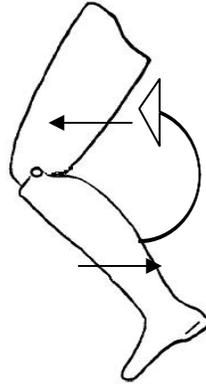


Figura 2.32. Fase de balanceo. [2]

En una marcha normal, los isquio-tibiales se activan hacia el final de la fase de balanceo, para desacelerar el rápido movimiento de la pierna. En la articulación de la rodilla, el movimiento hacia adelante de la pierna puede resistirse parcialmente por un mecanismo de fricción, con un tope a la extensión que absorba la energía que le queda, conforme la rodilla llega a la extensión completa.

2.8.4 Aspectos a considerar para la fabricación de la prótesis transfemoral

El *socket* cuadrilateral y el de contención isquiática de hoy están fabricados generalmente de plástico laminado, con un contacto total entre el *socket* y el muñón, incluso en el extremo distal.

En la fabricación de las prótesis de muslo, el protesista sigue una serie de procedimientos, algunos de los cuales son rutinarios y puramente mecánicos. Por el contrario, otros están relacionados con la adaptación del *socket* y la alineación de la prótesis, lo que requiere un alto nivel de conocimientos y habilidad, y debe ser llevado a cabo por un protesista que trabaje directamente con el paciente. Para poder elaborar el *socket* se debe de tener en cuenta los principios anatómicos y biomecánicos para el encaje de muslo (cuadrilateral), que son los siguientes:

2.8.4.1 Apoyo isquio-glúteo y la dimensión A-P

Desde el punto de vista del análisis mecánico y la tolerancia del tejido a la presión, las fuerzas debidas al peso están mejor distribuidas si se tiene un apoyo relativamente plano sobre la tuberosidad isquiática y la masa glútea. Para mantener la posición correcta del apoyo isquiático, debe de existir cierta distancia entre las paredes anterior y posterior del encaje, a esto se le llama dimensión A-P.

2.8.4.2 Pared anterior y apoyo en el triángulo de Scarpa

Como el centro de gravedad del cuerpo es anterior al apoyo del peso sobre la tuberosidad isquiática y la masa glútea, se crea una tendencia en la pelvis a inclinarse hacia adelante. Esta tendencia se contrarresta por la pared anterior, que se eleva por encima del apoyo isquiático. La pared anterior tiene, además, elevación, como si por encima fuera una almohadilla de presión de forma triangular, que sobresale a la altura del triángulo de Scarpa. Esta elevación, con su forma adecuada, a una distancia correcta de la pared posterior (basada en la dimensión A-P), ayuda a mantener el isquion sobre el apoyo isquiático.

2.8.4.3 Control del perímetro a nivel isquiático

Para mantener el muñón en el *socket*, sin que se formen rollos de tejido, con una buena adaptación, el perímetro del encaje a nivel isquiático debe ser más pequeño que el perímetro del muñón. La cantidad que se debe reducir la medida del encaje, es en relación con la medida del muñón, se basa en una tabla de reducción, la cual se menciona en el capítulo III.

2.8.4.4 Ángulo de aducción

Para permitir al glúteo medio funcionar eficazmente y prevenir los movimientos laterales del fémur, debe controlarse cuidadosamente la relación angular entre el apoyo isquiático y la pared lateral del encaje, esto es, el ángulo de aducción del *socket* (figura 2.33).

2.8.4.5 Ángulo de flexión

Para permitir al glúteo mayor y a los tendones de los músculos isquio-tibiales que funcionen eficazmente, produciendo una buena extensión y un buen movimiento de la prótesis, hay que colocar el encaje en una posición adecuada de flexión (figura 2.33).

2.8.5 Procedimientos de fabricación

2.8.5.1 Evaluación del paciente

Se realiza un examen cuidadoso del paciente y de su muñón para identificar las áreas sensibles, las limitaciones del movimiento de la articulación de la cadera y el estado de la musculatura del muñón.

2.8.5.2 Toma de medidas y molde

Se toman medidas lineales de circunferencia y otras angulares, que sirven de guía en la fabricación. Entre las más importantes que influyen en el tamaño, forma y alineamiento del *socket*, figuran:

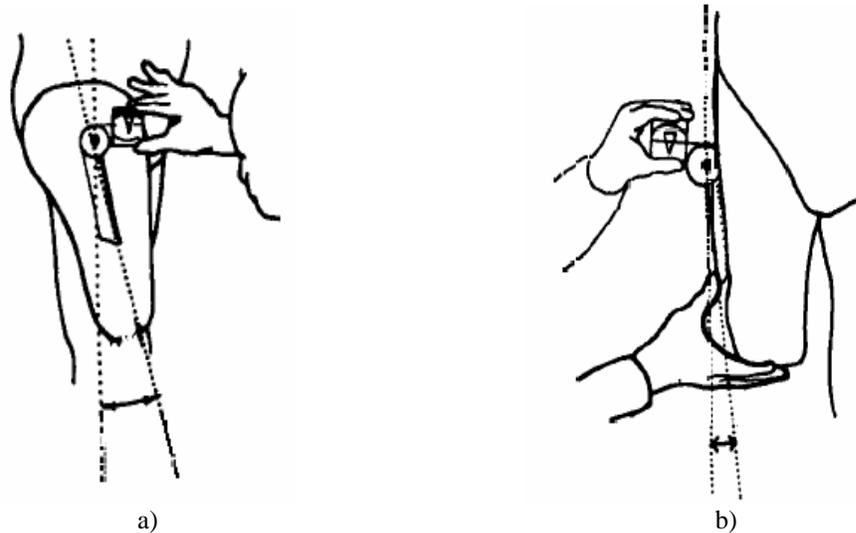


Figura 2.33. a) ángulo de flexión del muñón, b) ángulo de aducción del muñón. [2]

2.8.5.2.1 Dimensión A-P

Se mide desde la parte anterior del tendón del aductor largo al punto más inferior de la tuberosidad isquiática (figura 2.34).

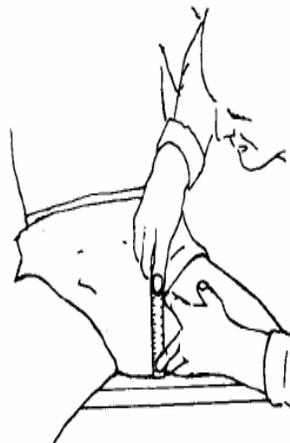


Figura 2.34. Dimensión antero-posterior. [2]

2.8.5.2.2 Perímetro del muñón

Se mide horizontalmente, a nivel isquiático y a intervalos de 5 cm. por debajo de este mismo nivel (figura 2.35).

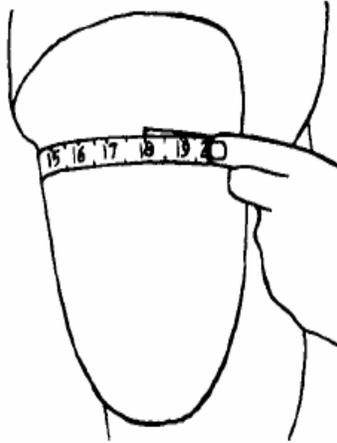


Figura 2.35. Perímetro del muñón. [2]

Cuando se han tomado las medidas, se toma el molde del muñón con un vendaje de yeso, también llamado escayola. Antes de que se endurezca, se le da al vendaje la forma cuadrilateral o de contención isquiática, con lo que se conseguirá distribuir las presiones de forma que resulte lo más cómodo y funcional. Esta deformación se hace mientras que el vendaje está en el muñón del paciente, y así los tejidos se redistribuyen ellos mismos, y, el molde consigue una buena reproducción de los contornos del muñón. Aunque algunos protesistas pueden dar la forma y la presión con las manos, es preferible, para mayor precisión, hacer la deformación del molde por medio de un conformador adaptable, siendo el objetivo el mismo, que es crear un molde que sea tan parecido como sea posible a la forma del muñón.

2.8.5.3 Modificación de la escayola

La escayola o molde del muñón (en yeso) debe tener el mismo volúmen que el muñón. Como los tejidos del cuerpo son relativamente incomprensibles, las fuerzas aplicadas al muñón de muslo pueden cambiar la forma de éste, redistribuyendo la presión, pero estas fuerzas no cambian prácticamente su volúmen. El extremo cerrado y las paredes rígidas del *socket* de contacto total, también tienen un volúmen permanente. Para evitar la necesidad de corregir las medidas y para asegurar un contacto total entre el *socket* y el muñón, el volumen del encaje debe ser lo más similar posible al volumen del muñón. Con un buen molde de yeso del muñón se consigue este objetivo y una reproducción de los contornos del muñón. Se llena el molde con yeso, colocando un tubo que se usa como mango.

Después de que el yeso se endurece, se quita el vendaje y empieza la modificación del molde, en base a la evaluación que se ha hecho del paciente, esto es quitar el exceso de yeso (y en ocasiones añadiendo), corrigiendo el radio proximal y los perímetros del modelo, y perfeccionando la forma y extensión del área del triángulo de Scarpa. El resultado final es un molde de yeso positivo, que tiene las dimensiones lineales y angulares según se ha valorado.

2.8.5.4 Laminación del *socket*

Para hacer el encaje de plástico, se colocan sobre el molde capas de fibra de carbono en forma de tejido y se impregna con resina. Cuando polimeriza y se endurece, se saca el encaje del molde y se retoca; o en algunos casos solo se le coloca una lamina de polímero y se conforma con las manos, dándole así también la forma del muñón.

2.8.5.5 Alineamiento de la plataforma

El alineamiento de la plataforma es el término usado para hacer notar la relación geométrica en la que el *socket*, unidad de rodilla, pierna y un pie artificial fijado al zapato del paciente, están sujetos, uno al otro. Ya que las relaciones angulares y lineales de estos componentes tienen un efecto directo en el funcionamiento y deben colocarse de tal manera que proporcionen estabilidad y comodidad al paciente, que requieran un gasto de energía mínimo y produzcan un modelo de marcha que se aproxime al normal.

El alineamiento de la plataforma, definitivo se debe llevar a cabo con una serie de normas:

- a) Para conseguir la estabilidad de la rodilla, el eje de la misma debe quedar ligeramente por detrás de una línea que conecta el trocánter mayor y el tobillo.
- b) La articulación de la rodilla queda horizontal y normalmente perpendicular a la línea de progresión, y así la pierna puede balancearse hacia adelante en línea recta y mantenerse vertical cuando el paciente se sienta.
- c) El *socket* estará en ligera flexión (normalmente en un ángulo de 5° más que la flexión tomada durante las medidas) para conseguir una mejor utilización de la extensión del muñón y disminuir la inclinación anterior de la pelvis.
- d) El centro de la cadera está directamente debajo o ligeramente lateral al punto en el cual la tuberosidad contacta con el apoyo isquiático.

2.8.5.6 Suspensión

Cuando se ha terminado el alineamiento, se fija el encaje a la suspensión que se haya elegido (las cuales son mencionadas anteriormente) antes de que el paciente intente la marcha con la prótesis.

2.8.5.7 Alineación estática y dinámica

El alineamiento, se define como la posición y orientación relativa de los componentes protésicos.[10]

Los propósitos del alineamiento estático (de pie) son revisar la comodidad y adaptación del *socket*, la fijación y posición de los componentes, los puntos de fijación de la suspensión, la longitud de la prótesis y el estado de las relaciones de alineamiento.

El alineamiento dinámico (andando) revisa la simetría de la marcha, consumo de energía y la seguridad y estabilidad. El problema se acentúa por el hecho de que los cambios en el alineamiento protésico producen a menudo un cambio en las presiones aplicadas en el muñón por el encaje, la comodidad y función. La alteración de la forma del *socket*, así como los cambios en las relaciones de los componentes de la prótesis se deben hacer durante el proceso de alineación.

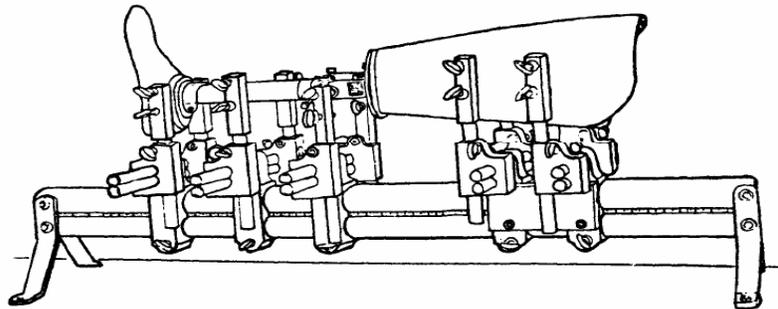


Figura 2.36. Dispositivo de alineamiento. [2]

La posición relativa del encaje, con respecto al eje de la rodilla, pierna y pie, influye en la posición, magnitud y dirección de las fuerzas que se producen en el muñón. Si las fuerzas aplicadas a la prótesis por el amputado, y las reacciones producidas desde el suelo, actúan en la misma línea, la prótesis tiende a mantener su relación angular con respecto al muñón. En la práctica, cuando el paciente deambula, las fuerzas resultantes y reacciones no son colineales. El encaje tiende a cambiar su relación angular con respecto al muñón. Si se produce ese cambio angular, el encaje comprime a ciertos tejidos del muñón. (figura 2.37)

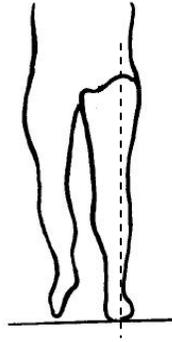


Figura 2.37. Alineación de la prótesis. [2]

2.8.5.7.1 Alineación medio-lateral

La orientación relativa interna o externa del pie con respecto al *socket*, es uno de los factores de alineación básicos que afecta a la comodidad y estabilidad del amputado. La interna se refiere al desplazamiento del pie hacia la línea media y la externa al desplazamiento hacia fuera.

La figura 2.38, ejemplifica el cambio angular que se tiende a producir entre el encaje y el muñón, cuando el pie se desplaza hacia la línea media. Como se ve en el diagrama, el encaje tiende a rotar en la dirección de las agujas del reloj. Cuando el *socket* empieza este movimiento, el encaje produce un aumento de presión en los sitios próximal-medial, y distal-lateral del muñón.

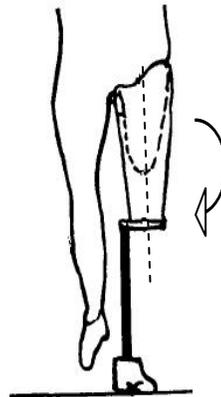


Figura 2.38. Desplazamientos mediales de la pierna. [2]

En la figura 2.39, se indica el cambio angular que tiende a ocurrir cuando el pie se desplaza hacia afuera de la línea media. En este caso, el *socket* comprime los tejidos de las porciones próximal-lateral, y distal-medial del muñón.

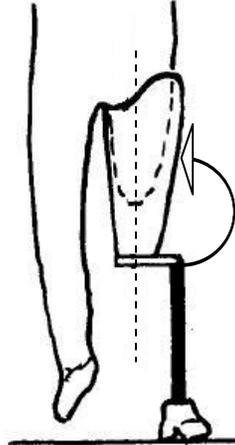


Figura 2.39. Desplazamientos laterales de la pierna. [2]

2.8.5.7.2 Alineamiento antero-posterior

El alineamiento antero-posterior es de particular importancia, porque es un factor esencial para controlar la estabilidad de la rodilla protésica.

Si el alineamiento antero-posterior del *socket* está en la línea de acción de la fuerza aplicada a éste por el cuerpo, pasa por delante del eje de la rodilla, se genera un momento que tiende a mantener la rodilla en extensión. El tope mecánico del mecanismo de la rodilla evita que la rodilla se fuerce en hiperextensión. Si la línea de acción de la fuerza pasa por detrás del eje de la rodilla, se crea un momento de flexión. Consecuentemente, el desplazamiento relativo del *socket* hacia adelante tiende a que la rodilla sea más estable, y el desplazamiento posterior tiende a que sea menos estable.

2.8.5.8 Forma y laminación final

- a) Exoesquelética: los elementos mecánicos funcionales y los elementos portadores son los que confieren a la prótesis su aspecto exterior. La articulación de la rodilla queda formada por la unión entre el *socket* y la pierna, en la que se ajusta el pie.
- b) Endoesquelética: el revestimiento estético de espuma no tiene ninguna rigidez, cubre los elementos mecánicos y de cierta manera aísla el ruido de estos. El esqueleto interno permite obtener una mejor forma estética, cuya apariencia de la prótesis es más agradable.

Al llegar hasta este punto, se tuvo que pasar por una larga serie de pasos, que involucran la consideración de diversas cuestiones, como se pudo apreciar y así poder elaborar una adecuada prótesis, debiendo ésta, reemplazar a un miembro natural, lo más aproximado posible tanto en su cosmética como en su funcionamiento y esto último se conseguirá, reiniciando la marcha.

2.9 Marcha

2.9.1 Locomoción humana normal

El conocimiento de la locomoción humana normal es la base del tratamiento sistemático y del manejo de la marcha patológica, especialmente cuando se usan prótesis.

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad.

El ciclo de la marcha (figura 2.40) comienza cuando un pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo.

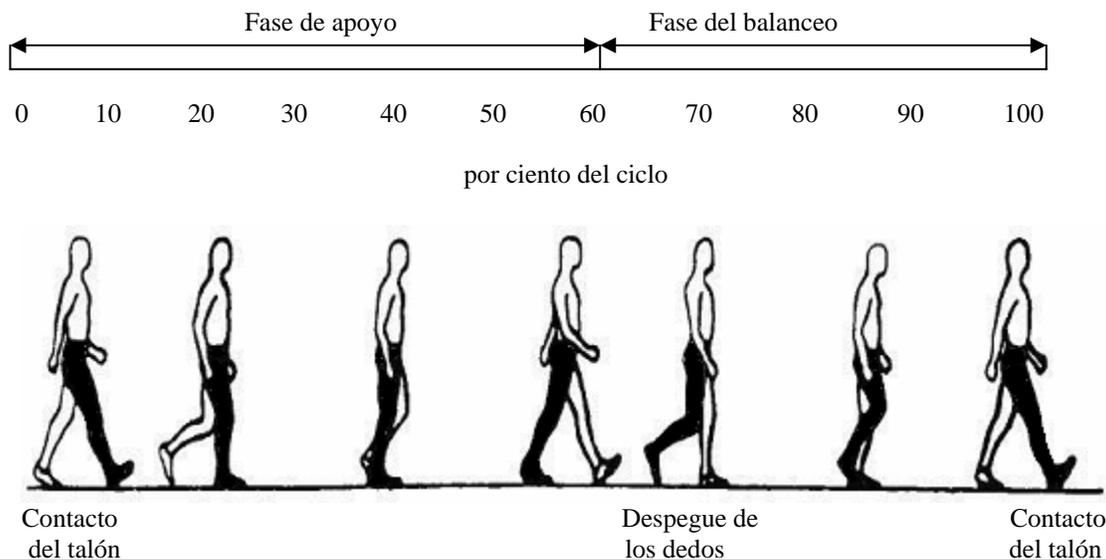


Figura 2.40. Ciclo de marcha. [2]

La longitud del paso completo (figura 2.41) es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie. Longitud del paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y del otro pie.

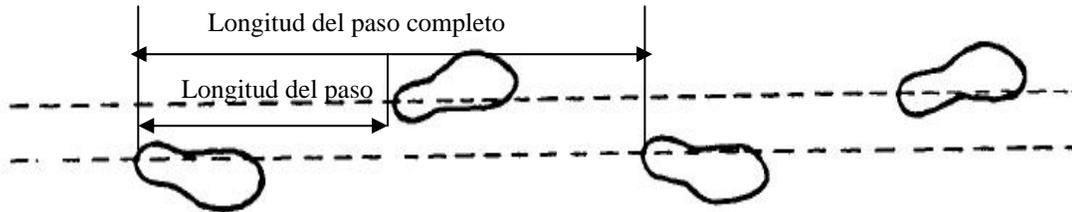


Figura 2.41. Longitud del paso completo y del paso. [2]

El apoyo unipodal, se refiere al período cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. El período de apoyo doble ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente (figura 2.42). Para referencia del pie significa que por un corto período de tiempo, la primera parte de la fase de apoyo y la última parte de la fase de apoyo, el pie contralateral esta también en contacto con el suelo. La ausencia de un período de apoyo doble distingue el correr del andar.

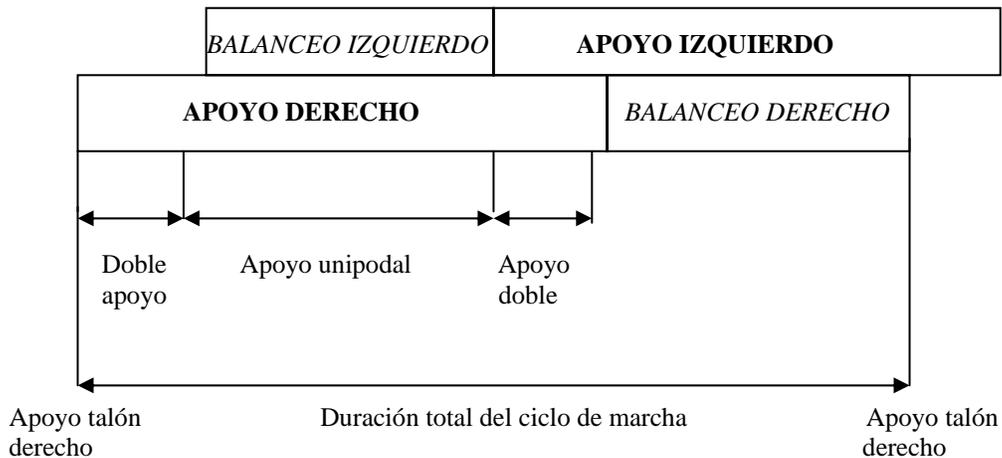


Figura 2.42. Balanceo y apoyo. [2]

La cantidad relativa de tiempo empleado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal, es:

1. Fase de apoyo: 60% del ciclo
2. Fase de balanceo: 40% del ciclo
3. Doble apoyo: 20% del ciclo

Con el aumento de la velocidad de la marcha hay un aumento relativo en el tiempo empleado en la fase de balanceo, y con la disminución de la velocidad una relativa disminución. La duración del apoyo doble disminuye conforme aumenta la velocidad de la marcha.

2.9.1.1 Subdivisión de la fase de apoyo

Contacto del talón (CT), apoyo plantar (AP), apoyo medio (AM), despegue del talón (DT) y despegue de los dedos del pie (DD). El contacto del talón se refiere al instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo. El apoyo plantar se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo. El apoyo medio ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital. El despegue del talón, ocurre cuando éste se separa del suelo, y el despegue de los dedos del pie, ocurre cuando estos pierden contacto con el suelo (figura 2.43). La fase de apoyo puede también dividirse en intervalos con los términos de aceptación del peso, apoyo medio y despegue. El intervalo de aceptación del peso empieza en el contacto del talón y termina con el apoyo plantar. El intervalo de apoyo medio empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón al despegue de talón. El despegue se extiende desde la elevación del talón al despegue de los dedos.

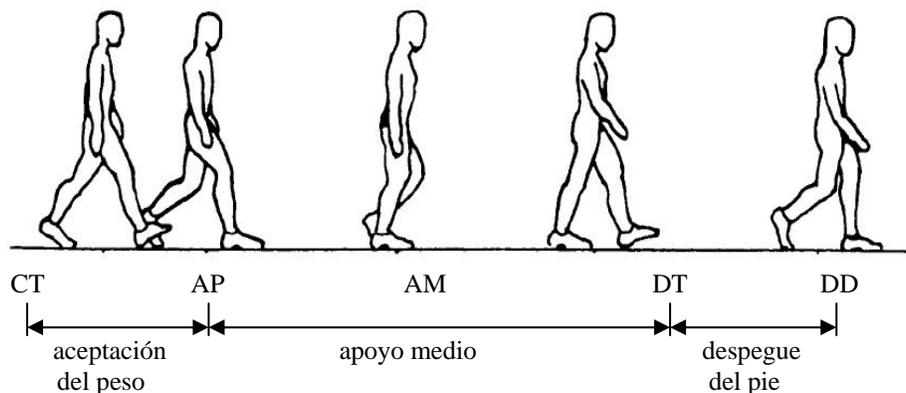


Figura 2.43. Subdivisiones de la fase de apoyo. [2]

2.9.1.2 Subdivisiones de la fase de balanceo

Son tres los intervalos designados, con los términos de aceleración, balanceo medio y desaceleración. Cada una de estas subdivisiones constituyen aproximadamente un tercio de la fase de balanceo. El primer tercio, referido como período de aceleración, se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. Durante el tercio medio de la fase de balanceo, en el intervalo del balanceo medio, la pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que está en fase de apoyo. El tercio final de la fase de balanceo está caracterizado por la desaceleración de la pierna que se mueve lentamente cuando se acerca al final del intervalo.

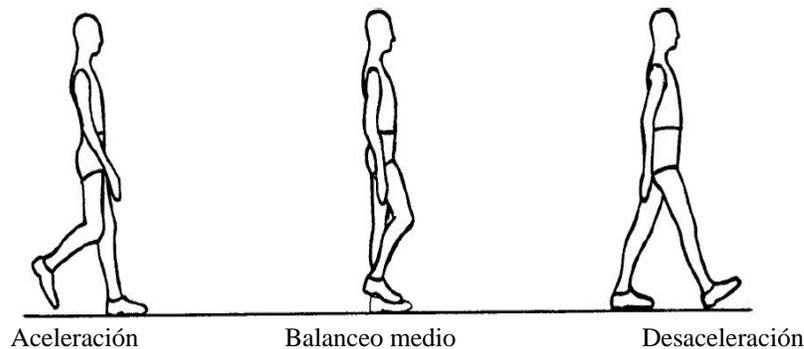


Figura 2.44. Subdivisiones de la fase de balanceo. [2]

2.9.2 Locomoción en el amputado transfemoral

Las desviaciones de la marcha más frecuentes, en un amputado por encima de la rodilla, son las que se consideran a continuación:

2.9.2.1 Marcha en abducción (base de apoyo ancha)

La anchura de la base de marcha es considerablemente mayor que los límites normales del ciclo de la marcha, que varían entre cinco y diez centímetros. Generalmente, se produce también un desplazamiento lateral exagerado de la pelvis y una inclinación lateral del tronco (figura 2.46).

Algunas de las causas para que se presente esto son:

1. Dolor o malestar en la zona del perineo: puede deberse a infecciones de la piel, al producirse un rollo de piel en los aductores o a la presión del borde de la pared interna del encaje y el paciente intenta aliviarlo mediante la abducción de la prótesis, de modo que el borde medial o interno quede fuera de la zona dolorosa.
2. Músculos abductores del muñón contracturados.
3. Prótesis demasiado larga: el paciente camina con una marcha en abducción para que la prótesis no toque el suelo durante la fase de balanceo.
4. Pierna alineada en posición de valgo con respecto a la sección del muslo.
5. Articulación mecánica de la cadera construida de forma que el encaje y el muñón estén en abducción.
6. El paciente se siente inestable, lo que trata de compensar mediante la ampliación de la base de la marcha.

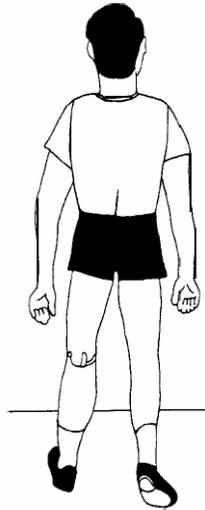


Figura 2.45. Abducción. [2]

2.9.2.2 Inclinación lateral del tronco

El tronco se inclina hacia el lado amputado cuando la prótesis está en la fase de apoyo. Este movimiento desvía el centro de gravedad del sujeto hacia la prótesis. Esto se observa, después del apoyo del talón hasta la fase de apoyo medio.



Figura 2.46. Inclinación lateral del tronco. [2]

Las causas para que se presente esto son:

1. Se presenta cuando el sujeto camina con la prótesis en abducción
2. Apoyo insuficiente en la pared lateral del encaje: si la pared lateral no proporciona el apoyo suficiente para bloquear el movimiento lateral del fémur, al estar la prótesis en la fase de apoyo, la pelvis tenderá a caer hacia el lado sano. Para compensar esta desviación el paciente traslada su centro de gravedad hacia la prótesis, inclinando el tronco.
3. El *socket* en abducción: este defecto de alineación reduce la acción de los abductores de la cadera en la estabilización de la pelvis. Con ello se contrarresta la tendencia de la pelvis a caer hacia el lado sano mediante la inclinación lateral del tronco.
4. Abductores débiles: al no poder evitar la caída de la pelvis hacia el lado sano, por la falta de fuerza muscular, el paciente lo compensa con la inclinación lateral del tronco.
5. Dolor o malestar especialmente en la cara lateral distal del muñón: el paciente alivia la presión ejercida sobre esta zona, inclinando el tronco hacia un lado, desviando el centro de gravedad hacia la prótesis.
6. Prótesis corta.

2.9.2.3 Circunducción

La prótesis sigue un desplazamiento curvo durante la fase de balanceo, esto se observa durante la fase de balanceo. (figura 2.47)

La causa básica de esta desviación es una prótesis demasiado larga, que fuerza al sujeto a oscilarla hacia afuera para que no arrastre con el suelo o también:

1. Que el amputado no flexiona o flexiona muy poco la rodilla por inseguridad.
2. Una fricción excesiva, un tirante de extensión demasiado rígido o el mecanismo de cierre de la rodilla, pueden impedir la flexión.
3. Una mala suspensión que permita que la prótesis se descuelgue del muñón (acción de pistón).
4. Encaje demasiado pequeño. La tuberosidad isquiática no tiene apoyo isquiático de la prótesis.
5. Pie colocado en flexión plantar.

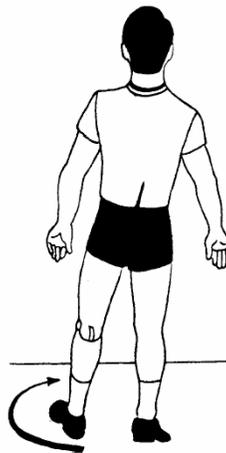


Figura 2.47. Circunducción. [2]

2.9.2.4 Movimiento de látigo en la fase de balanceo

Se puede presentar en dos direcciones hacia medial, esto es al despegar el pie, el talón se mueve medialmente o hacia lateral, cuando el movimiento es al contrario del anterior (figura 2.48).

Las posibles causas para que se presente lo anterior son:

1. Musculatura débil en el muñón, con lo que los tejidos rotan libremente alrededor del fémur.
2. Encaje muy ajustado o poco conformado, para acomodar los músculos. La presión de las protuberancias musculares que se forman al contraerse hace que la prótesis gire alrededor de su eje.
3. La articulación mecánica de los dedos no está colocada en ángulo recto con la línea de progresión.
4. Mala alineación de la unidad de la rodilla en el plano transverso.

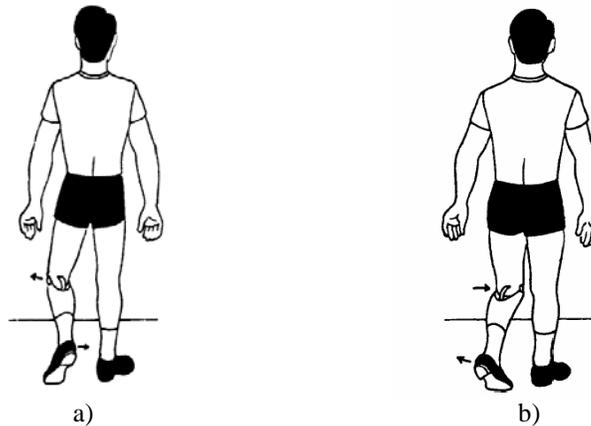


Figura 2.48. a) Movimiento lateral, b) Movimiento medial. [2]

2.9.2.5 Rotación del pie al apoyar el talón

A medida que el talón toca el suelo, el pie gira lateralmente, a veces con un movimiento vibratorio. Esto se observa en fase de apoyo (figura 2.49).

Las posibles causas para que se presente esto son:

1. Cuña del talón o amortiguador del talón demasiados duros.
2. Corrección del movimiento de látigo lateral si es que éste se ha producido.
3. En amputados que empiezan a usar el encaje de succión, la rotación del pie puede deberse al mal control del encaje por el muñón.



Figura 2.49. Rotación del pie al apoyar el talón. [2]

2.9.2.6 Elevación desigual del talón hacia atrás

El talón protésico se eleva más que el de la pierna sana. Sin embargo, también puede observarse lo contrario, es decir, que el talón protésico se eleve menos que el sano. Esto se observa durante la primera parte de la fase de balanceo. (figura 2.50)

Las causas para que se presente elevación excesiva son:

1. Poca fricción en la rodilla protésica.
2. Tensión insuficiente o ausencia de la ayuda a la extensión.
3. Flexión demasiado fuerte del muñón, con el fin de que la prótesis se extienda totalmente al apoyar el talón.

Causas de elevación insuficiente:

1. Fricción excesiva de la rodilla protésica.
2. Tirante de extensión demasiado fuerte.
3. Miedo e inseguridad. El amputado deambula con insuficiente flexión de la rodilla.
4. Cierre manual de la rodilla.



Figura 2.50. Elevación desigual del talón. [2]

2.9.2.7 Impacto al final del balanceo

La pierna protésica se detiene súbitamente con un golpe forzado cuando se extiende la rodilla. Se presenta al final de la fase de balanceo. (figura 2.51)

Las posibles causas para que se presente son:

1. Fricción insuficiente de la rodilla protésica.
2. Demasiada tensión en el tirante de extensión.
3. El miedo a que no esté extendida la rodilla hace que se extienda el muñón bruscamente, a medida que la rodilla alcanza la extensión total.



Figura 2.51. Impacto de la pierna. [2]

2.9.2.8 Golpe de la planta del pie en el suelo

El pie se extiende plantarmente demasiado rápido y golpeando el suelo. Se presenta después del apoyo del talón. (figura 2.52)

La causa es: que el amortiguador de la flexión plantar es demasiado blando y no ofrece resistencia suficiente al movimiento del pie, a medida que el peso se transfiere a la prótesis.

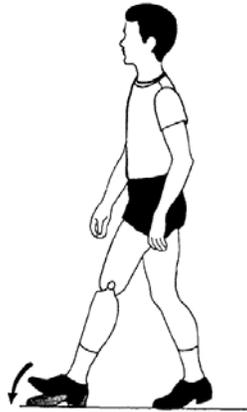


Figura 2.52. Golpe de la planta del pie. [2]

2.9.2.9 Pasos desiguales

La longitud del paso con la prótesis difiere del pie sano. Se presenta durante el ciclo de marcha.

Las posibles causas para presentarse esto son:

1. El dolor o el miedo hacen que el paciente retire el peso del cuerpo de la prótesis y lo pase a la pierna sana lo más pronto posible. Para ello da un paso corto y rápido con el pie sano.
2. Fricción insuficiente de la rodilla protésica. La oscilación pendular de la pantorrilla produce un paso protésico más largo que el del pie sano.
3. Contractura en flexión de la cadera o colocación en flexión insuficiente del *socket*. Cualquier disminución del movimiento de extensión de la cadera produce un paso más corto del lado sano.

2.9.2.10 Lordosis lumbar

Es el aumento de la convexidad lumbar durante la fase de apoyo en la prótesis (figura 2.53).

Las causas para que se presente esto son:

1. Contractura en la flexión de la cadera. La pelvis tiende a inclinarse hacia abajo y adelante porque el centro de gravedad es anterior al punto de apoyo (punto teórico a cuyo alrededor quedan equilibradas todas las fuerzas). La contractura en flexión agrava la tendencia de la pelvis a inclinarse hacia adelante, ya que los músculos flexores de la cadera, al estar acortados, tiran hacia abajo y adelante de la pelvis y de la columna lumbar, cuando el muñón llega al límite de su extensión. El amputado entonces echa sus hombros hacia atrás para compensar la inclinación anterior de la pelvis y de este modo mantener la estabilidad.
2. Alineación del encaje sin suficiente flexión.
3. La pared anterior del encaje no da apoyo suficiente.
4. Músculos extensores de la cadera débiles. Los músculos extensores ayudan a restringir la tendencia de la pelvis a inclinarse hacia adelante. Cuando no tienen suficiente fuerza, se produce la inclinación anterior de la pelvis y el enderezamiento compensador del tronco, aumentando la lordosis. Además, también puede girar la pelvis hacia adelante, para ayudar a los músculos extensores a controlar la estabilidad de la rodilla protésica.
5. Músculos abdominales débiles. Los músculos abdominales también contienen y ayudan a que la pelvis no se incline hacia adelante.
6. Apoyo isquiático doloroso. El paciente puede girar la pelvis hacia adelante, para aliviar la presión sobre el isquion.

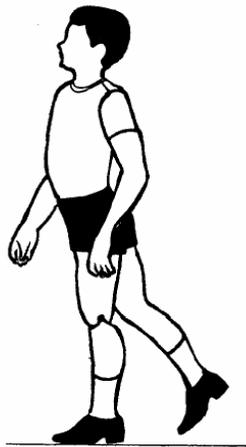


Figura 2.53. Lordosis lumbar. [2]

2.9.2.11 Desplazamiento vertical del cuerpo

El sujeto se mueve excesivamente, de arriba a abajo, cuando anda. Eleva todo su cuerpo mediante un aumento de la flexión plantar del pie sano. El desplazamiento vertical es mayor que el de la marcha normal. Esto se observa durante la fase de balanceo de la prótesis.

Los que origina esto es:

1. Fricción insuficiente de la rodilla protésica. En la marcha normal, la elevación máxima del cuerpo se produce cuando la extremidad que apoya en el suelo está en la parte media de la fase de balanceo y la otra oscila paralela a aquella. Cuando hay fricción insuficiente en la rodilla protésica, también se produce una elevación excesiva del talón y la pantorrilla tarda más tiempo en hacer la oscilación hacia adelante. A causa de este retraso, el cuerpo ya no se encuentra como debiera, en el punto de elevación máxima. Cuando el pie protésico está en su punto más bajo de balanceo, no puede evitar el rozar con el suelo, a menos que el sujeto gane un poco de tiempo y altura mediante la elevación del cuerpo.
2. Longitud excesiva de la prótesis. El sujeto fluctúa para ganar altura, de forma que el pie protésico no roce con el suelo durante la oscilación.

2.9.2.12 Entrenamiento para la marcha

Los aspectos más importantes del entrenamiento protésico para amputados por encima de la rodilla, y son:

1. Colocación correcta de la prótesis
2. Equilibrio con la prótesis
3. Marcha sobre superficies horizontales
4. Sentarse y levantarse de las sillas
5. Subir y bajar escaleras
6. Subir y bajar pendientes
7. Recoger objetos del suelo
8. Arrodillarse y levantarse
9. Sentarse y levantarse del suelo
10. Pasar obstáculos
11. Correr
12. Autoprotección en las caídas

2.9.2.13 Capacidades funcionales

La amputación del miembro inferior interfiere con una gran cantidad de actividades de la vida diaria, como son las funciones de apoyo, cuando se esta de pie, las funciones de propulsión y elevación del cuerpo que se requieren al caminar, correr, subir y bajar escaleras, evitar obstáculos, desplazarse sobre terrenos irregulares y transportar objetos, entre otras actividades y al no tener una buena comodidad al usar la prótesis aun se agrava más esto. En el grado de limitación de estas funciones, se encuentra en relación con el nivel de amputación, del tipo de prótesis que se usa y el estado del miembro sano. Como el nivel de amputación lo dicta la naturaleza del trauma o la gravedad del desorden vascular y otras circunstancias, la elección de la longitud del muñón es relativa. La utilidad que puede obtenerse de la prótesis está influenciada por la adecuada prescripción protésica, la correcta adaptación, la habilidad y calidad del protesista y del entrenamiento en el uso de la prótesis.

El estado del miembro sano es una consideración especialmente importante para evaluar la capacidad funcional del amputado, pues los desórdenes vasculares que lleva consigo la amputación de la extremidad inferior afectan, a menudo, al otro miembro. Cuando se amputa un miembro inferior, el que queda, está sujeto a un trabajo mayor del normal, particularmente en las actividades de elevación.

Las capacidades funcionales del amputado por encima de la rodilla están determinadas, en gran parte, por la potencia con la que el amputado puede controlar la rodilla protésica. La estabilidad de la rodilla se mantiene gracias al alineamiento mecánico y por la acción de los extensores de la cadera, que pueden oponerse a la flexión y forzan la rodilla hacia atrás, hacia la extensión. En algunos casos, se pueden utilizar los mecanismos de rodilla para evitar las flexiones inadvertidas de la misma durante la fase de apoyo. Consecuentemente, los amputados con muñones largos y fuertes pueden controlar mejor la rodilla y el movimiento de la prótesis.

Los que tienen muñones cortos dependen en mayor grado de la alineación y de los mecanismos para estabilizar la rodilla.

Un amputado transfemoral unilateral, con un buen estado físico, puede andar normalmente 0.5 km o más, sin excesivo esfuerzo ni incomodidad, y tolera estar de pie gran parte del día en un trabajo normal; sin embargo, para levantar, empujar o arrastrar un peso, el amputado transfemoral depende en gran parte, del miembro sano para que produzca la mayor parte de la fuerza necesaria para realizar la labor.

El mantenimiento de la estabilidad antero-posterior y lateral es más difícil cuando se transportan objetos. Aunque el amputado transfemoral puede llevar objetos de poco o mediano peso, su capacidad es substancialmente menor que la del amputado transtibial. La mayoría de los amputados unilaterales transfemorales pueden bajar y subir escaleras sin gran dificultad si hay un barandal.

El amputado transfemoral con un muñón corto andará más despacio y se cansará antes que el otro con un muñón largo. También estarán afectadas la estabilidad y las actividades que supongan elevación de peso. En cualquier actividad, los muñones cortos están sujetos a mayores presiones que los muñones largos, y estos amputados tienden a reducir la ejecución y extensión de sus actividades para evitar incómodas presiones entre el *socket* y el muñón.

2.10 Principio de presión en la interfaz muñón/*socket* [11]

Como es ya sabido, la presión, es una fuerza que se encuentra distribuida sobre un área y ésta se define como el cociente de la fuerza total entre la superficie de aplicación, como se indica en la ecuación: $P = F/A$

Siendo ésta fórmula la que determina la presión promedio en Pascales (Pa).

Para evitar el dolor y posibles lesiones de la piel, las cargas deben soportarse sobre la mayor área de superficie corporal posible. Las lesiones de la piel y las úlceras por presión son complicaciones clínicas serias que pueden evitarse con la aplicación del principio antes mencionado.

La presión es un factor crítico en el ajuste de aparatos protésicos para amputados del miembro inferior, especialmente aquellos con apoyo isquiático o con apoyo terminal. El *socket* debe diseñarse de manera que la fuerza de contacto se distribuya a través de un área grande de la piel. El acojinamiento de las prominencias óseas también es importante en la colocación de prótesis. La elasticidad y la deformación del material que está en contacto y soporta las superficies corporales es un factor primario para evitar los efectos graves de la presión continua.

Cuando se ejerce fuerza contra la superficie corporal a través de materiales rígidos como la madera, metal y ciertos polímeros, la presión se concentra en las regiones de las prominencias óseas; y en los materiales suaves, como fieltro, algodón, esponja, entre otros, permiten que exista una mejor distribución de la presión sobre el área de contacto total y protegen la piel que cubre los sitios en donde se concentra principalmente la presión.

Esto puede ser cierto pero no del todo, ya que la región del muñón en una zona que se encuentra confinada y por lo tanto, existe transpiración, pudiendo generar reacciones con algunos materiales, básicamente por la absorción de humedad, por esto, no cualquier material puede ser empleado. Cuando el paciente se coloca el *socket*, el muñón es estirado o acomodado dentro del mismo, de forma que ocupe por completo el área interna. Esta es la forma requerida para transmitir la carga de una manera uniforme a la unidad de peso calculada en posición de pie.

Referencias

- 1 Serra Gabriel MR. El paciente amputado, Labor de equipo. Ed. Springer-Verlag Ibérica. Barcelona 2001.
- 2 Facultad, Protésica y Ortésica, Escuela Graduada de Medicina de la Universidad de Nueva York. Protésica del miembro inferior. The O & P Edge. <http://www.oandp.com>
- 3 Miroslaw Vitali, Robinson PK, Andrews GB, Harris EE. Amputaciones y Prótesis. Ed. Jims. Barcelona 1985.
- 4 Viladot Pericé R, Cohí Riambau O, Clavell Paloma S. Órtesis y Prótesis del aparato locomotor 2.2, Extremidad inferior. Ed. Masson. Barcelona 2001.
- 5 Lee VS, Solomonidis SE, Spence WD. Stump-socket interface pressure as an aid to socket design in prostheses for trans-femoral amputees a preliminary study. Proc Inst Mech Eng [H]. 1997;211(2):167-180.
- 6 Kapp SL. Transfemoral socket design and suspension options. Phys Med Rehabil Clin N Am. 2000;1(3):569-583.
- 7 Schuch CM, Pritham CH. Current Transfemoral sockets. Clin Orthop. 1999;361:48-54.
- 8 Gottschalk F. Transfemoral amputation, Biomechanics and surgery. Clin Orthop. 1999;361:15-22.
- 9 Kapandji IA. Cuadernos de fisiología articular. Ed. Masson. España 1990.
- 10 Yang L, Solomonidis SE, Spence WD, Paul JP. The influence of limb alignment on the gait of above-knee amputees. J Biomech. 1991;24(11):981-987.
- 11 William, Lissner. Biomecánica del movimiento humano. Ed. Trillas. México 1991.

3.1 Material empleado en el dispositivo electrónico

En el presente trabajo se desarrolla un dispositivo electrónico para la obtención de presiones en el interior del *socket* protésico transfemoral para dos diferentes modelos, siendo estos de contención isquiática y cuadrilateral, para el cual se empleó el siguiente material:

- 2 amplificadores operacionales (AO) LM324N
- 1 multiplexor (MUX) analógico de 8 entradas MC74HC4051N
- 1 dip *switch*
- 3 resistencias de 330 Ω a $\frac{1}{4}$ W
- 6 resistencias de 3.3 K Ω $\frac{1}{4}$ W
- 6 resistencias de 1.8 K Ω a $\frac{1}{4}$ W
- 3 sensores FSR 400 *Interlink Electronics*
- 2 sensores FSR 402 *Interlink Electronics*
- 1 sensor FSR 408 *Interlink Electronics*
- 2 placas fenólicas

3.2 Sensores piezoeléctricos [1,2]

Se denomina piezoelectricidad a la propiedad de algunos materiales, con estructura cristalina asimétrica, de generar una carga eléctrica al ser sometidos a un esfuerzo mecánico. Se pueden utilizar para la transducción mecánica-eléctrica. Para ello se disponen dos superficies metálicas entre las que se coloca el material piezoeléctrico (cuarzo, titanio de bario, polímero, etc), de modo que permiten aplicar la tensión o recoger las cargas generadas.

Una de las principales ventajas de estos transductores es su alta sensibilidad, además presentan sensibilidad direccional, lo que permite aplicarlos a la medida de movimientos complejos y son empleados, en general, siempre que se tengan que medir fuerzas en deformaciones momentáneas y de pequeña amplitud.

Los sensores piezoeléctricos producen un cambio en la carga eléctrica cuando una fuerza o presión es aplicada en la cara de un cristal, cerámico o película piezoeléctrica [3].

Un resistor medidor de fuerza (FSR, por sus siglas en inglés) está hecho de dos partes. La primera es una película de material resistivo, la segunda es una película que contiene un panel de contactos digitales. El material resistivo sirve para hacer una conexión eléctrica entre los dos paneles de conductores.

Cuando una fuerza es aplicada al sensor, la conexión hecha entre los electrodos se incrementa debido al mayor contacto superficial entre los materiales, así como la conductividad, esto puede ser observado en un amplio rango de fuerzas ($0 < F < 10 \text{ kg}$) y con ello se puede ver que la conductancia es aproximadamente un función lineal de la fuerza ($F \propto C$, figura 3.1)

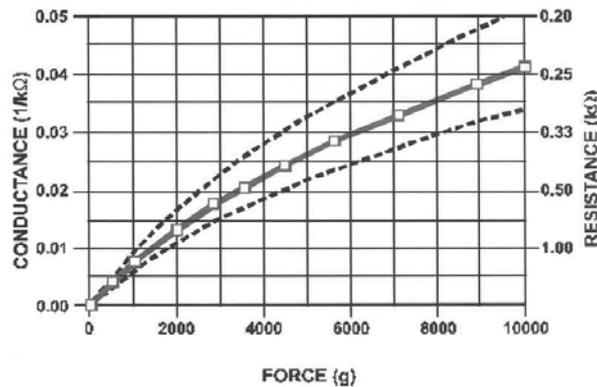


Figura 3.1. Comportamiento de los sensores, conductancia contra fuerza. [1]

Estos sensores tienen una región de operación, en donde se tiene una brusca transición que ocurre alrededor de la fuerza de 10 g, y es en esta donde la resistencia cambia rápidamente. Sobre esta región, la fuerza es aproximadamente proporcional a $1/R$ hasta que la región de saturación es alcanzada.

3.2.1 Sensores FSR *Interlink Electronics*

Los resistores medidores de fuerza tienen tres capas, que proporciona una disminución en la resistencia, al incrementar la fuerza aplicada a la superficie del área activa (figura 3.2)

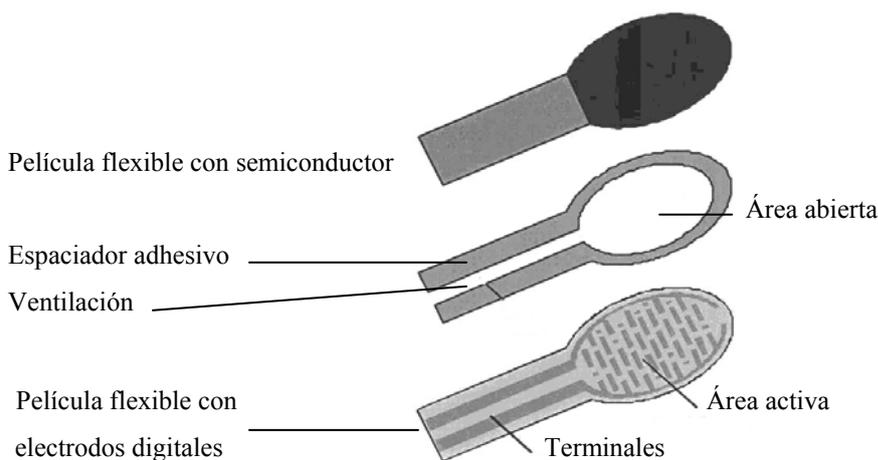


Figura 3.2. Composición de los sensores. [1]

El comportamiento fuerza contra resistencia para estos dispositivos es como se muestra en la figura 3.3.

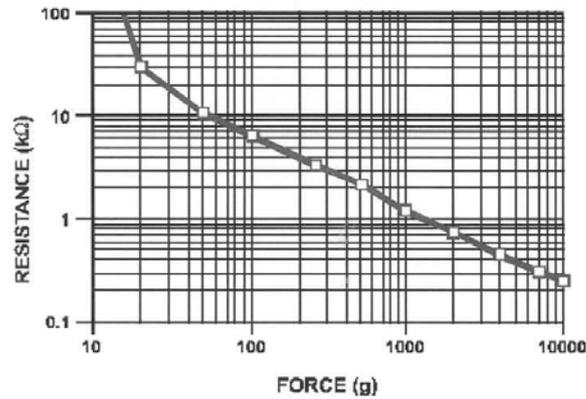


Figura 3.3. Comportamiento del sensor 402, resistencia contra fuerza. [1]

El punto de saturación de carga para este tipo de sensores es de alrededor de 10 kg y el rango de la presión es de 0 a 5 MPa aproximadamente.

3.3 Desarrollo del dispositivo electrónico de pruebas

Para la construcción del dispositivo, se emplearon dos AO, siendo el LM324 el recomendado por el fabricante de los sensores para obtener mejores resultados, ya que estos reducen el error debido a la impedancia de entrada en el divisor de voltaje.

A los AO, en cada una de las entradas correspondientes se le conectó la respuesta de cada uno de los FSR empleados, por medio de un divisor de voltaje por el que solo debe circular máximo 1 mA, para no dañar el sensor, tal como se muestra en la figura 3.4.

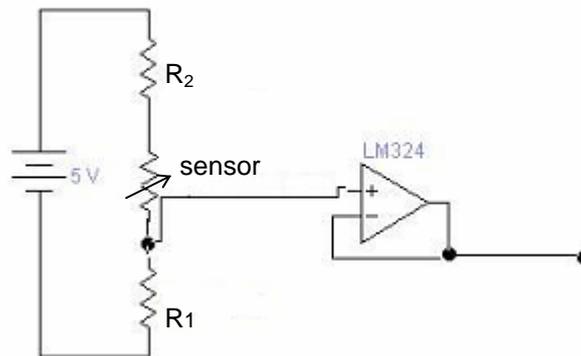


Figura 3.4. Divisor de voltaje

Para obtener los valores correspondientes de las resistencias empleadas, se aplica la ley de Ohm: $V = R I$

Donde: V = voltaje, en volts
 R = resistencia, en ohms
 I = corriente, en amperes

Considerando que al AO entren 3 de los 5 V, y la I máxima es de 1 mA se tiene:

Calculando R_1 :

$R_1 = 2 / 1 \times 10^{-3} = 2 \text{ K}\Omega$, sabiendo que los valores comerciales de R son alrededor de este valor, por ello se tiene, que la resistencia empleada es de $1.8 \text{ K}\Omega$

Calculando R_2 :

$R_2 = 3 / 1 \times 10^{-3} = 3 \text{ [K}\Omega]$, para esta resistencia se tiene, el mismo caso que en la anterior y el valor aproximado es de $3.3 \text{ [K}\Omega]$.

Entonces se tiene que la I que circula por el sensor, considerando el valor de R_2 es de:
 $I = 3 / 3.3 \cdot 10^3 = 0.9 \text{ [mA]}$, con lo que se garantiza que el sensor no se dañará.

Para poder obtener las lecturas de cada uno de los sensores, se conectaron las salidas del AO al MUX, para poder seleccionar cada uno de los sensores en uso, esto se realiza en base a una tabla de combinaciones booleanas que ofrece el fabricante del MUX en conjunción con el dip *switch*. Figura 3.4, 3.5 y 3.6

A	B	C	Canales
L	L	L	X0
H	L	L	X1
L	H	L	X2
H	H	L	X3
L	L	H	X4
H	L	H	X5
L	H	H	X6
H	H	H	X7

Tabla 3.1. Tabla de función MC74HC4051N. [4]

De la tabla anterior solo se emplearon seis de las entradas que se marcaron empleando negritas.

La carga programada se seleccionó en base a un estudio previo, en donde la máxima presión registrada fue de alrededor de los 362 kPa para la calibración. [5]

Al aplicar la carga se obtuvo que las máximas presiones para cada uno de los sensores empleados de los modelos 400, 402 y 408, fueron de 3 MPa, 472 KPa y 396 KPa respectivamente.

En la computadora enlazada a la maquina Instron, se almacenaron los valores de la carga y desplazamiento, en tanto que a la salida del control de los sensores, se conecto a un osciloscopio Tektronix modelo TDS3032, el cual puede almacenar todas las variaciones de voltaje en forma de hoja de calculo (V vs T) y en forma de gráfico que se tienen para las diferentes cargas, tal como se muestra en la figura 3.7.



Figura 3.7. Calibración de los sensores

Al relacionar los datos de los dos instrumentos empleados en esta calibración, en base al tiempo de duración que fue de 1.2 min por sensor, se obtiene una tabulación, de fuerza vs voltaje, las cuales se utilizan para obtener las lecturas de voltaje para cada uno de los FSR empleados; ya colocados estos en los *sockets* del paciente. Los datos resumidos se muestran en las figuras 3.8, 3.9 y 3.10, respectivamente para los sensores utilizados.

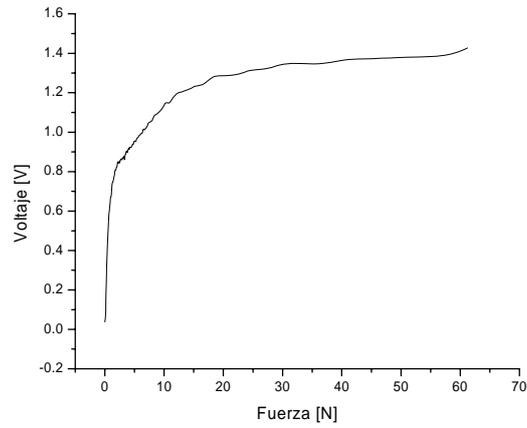


Figura 3.8. Curva de calibración fuerza vs voltaje, sensor 400 *Interlinck Electronics*

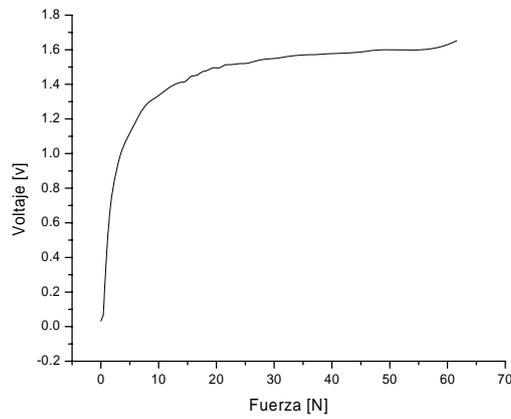


Figura 3.9. Curva de calibración fuerza vs voltaje, sensor 402 *Interlinck Electronics*

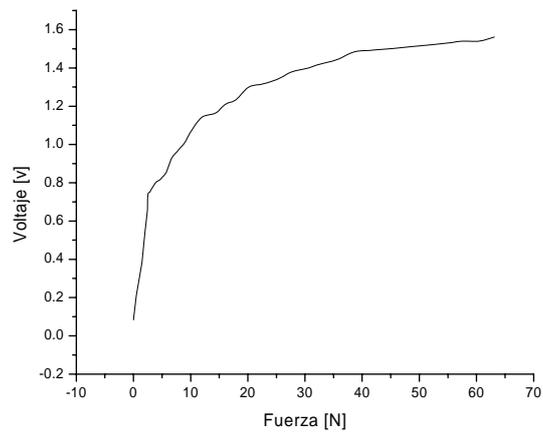


Figura 3.10. Curva de calibración fuerza vs voltaje, sensor 408 *Interlinck Electronics*

Obtención y comparación de presiones entre dos *sockets* para amputado transfemoral

Al obtener la lectura del voltaje, se regresa a la tabla y se ubica la carga correspondiente a este valor obtenido en el paciente y de no encontrarse el valor voltaje-carga, se interpolan o extrapolan los valores, para obtener la medición correcta de esta última.

3.4 Material y equipo empleado en la fabricación de los *sockets*

Para la elaboración de los encajes protésicos, se requirió del siguiente material, el cual fue proporcionado por el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR).

- Medias elásticas
- Vendas enyesadas
- Herramientas propias del área protésica
- Horno
- Placas de polímero (polietileno)

3.5 Elaboración de los *sockets* de pruebas

Los *sockets* fueron elaborados por un solo protesista, utilizando una técnica con parámetros estandarizados, para que exista uniformidad y control en las medidas entre estos dos modelos analizados, como son las dimensiones antero-posterior (A-P), medial-lateral (M-L) y perímetros del muñón, entre las principales, aunque estos tienen variaciones de forma, que es propia de su diseño.

Los dos *sockets* fueron elaborados y modificados a mano en el laboratorio de prótesis y ortesis del INR, para el objetivo de estudio.

Para elaborar estos dos modelos, se consideran los puntos de la sección 2.8.5 y otros que a continuación son mostrados.

Una vez que se ha elegido al paciente, se le coloca una media elástica en el muñón, se le toman y marcan todas las medidas en las regiones antes mencionadas; que serán las que guíen la modificación anatómica al final del proceso de elaboración del encaje. Figura 3.11

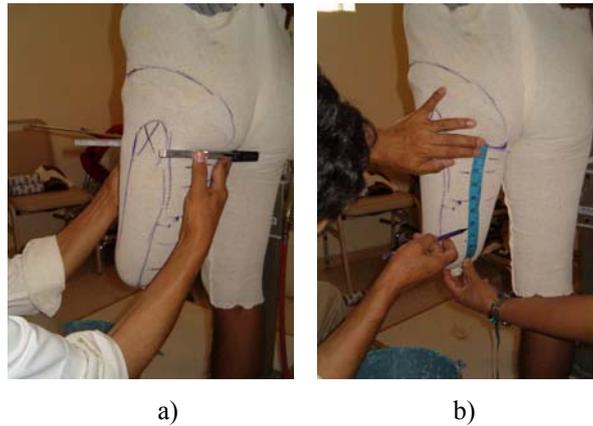


Figura 3.11. Toma de medidas, a) Medida A-P, b) Perímetros del muñón

Posteriormente, se procede a colocarle las vendas enyesadas previamente humedecidas en agua, de tal manera que cubra de una manera ajustada, homogénea y en su totalidad la superficie del muñón, todo este proceso, es el mismo para los dos modelos y es realizado manualmente, por el protesista.



Figura 3.12. Proceso de colocación de las vendas enyesadas

La única variación en este punto es que para el modelo cuadrilateral (Cuad), este vendaje llega aproximadamente a la cabeza femoral y para el modelo de contención isquiática (CI), este llega aproximadamente a la cresta iliaca.

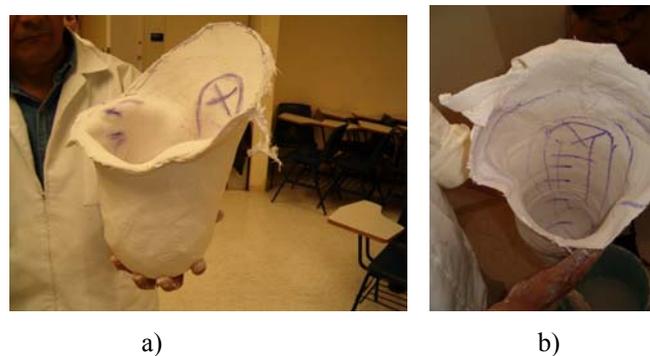


Figura 3.13. a) Premolde para *socket* Cuad. b) Premolde para *socket* de CI

No debe pasar demasiado tiempo para poder empezar a conformar este premolde humedecido, ya que es muy corto el tiempo de solidificación del yeso.

El primer método es para realizar el *socket* Cuad, en el cual la parte más importante, es darle con los dedos colocados en una forma especial una presión adicional en la región del isquion, que dará la forma de lo que se conoce, como apoyo isquiático en el molde y encaje, como se muestra en la figura 3.14.



Figura 3.14. Conformado de apoyo isquiático *socket* Cuad

En el caso del *socket* CI, se sigue el mismo procedimiento que en el anterior, solo que en este únicamente se ubica el isquion como referencia para realizar las modificaciones posteriores en el molde de yeso, tal como se muestra en la figura 3.15.



Figura 3.15. Ubicación isquion en premolde *socket* CI

Al pasar el tiempo de fraguado del yeso, se trazan unas líneas de alineación vertical en las regiones lateral, anterior y posterior (figura 3.16) en el molde antes de que se le retire al paciente, que servirán de guía para la colocación de un tubo (base) en el vaciado final de yeso y a su vez en la alineación protésica.

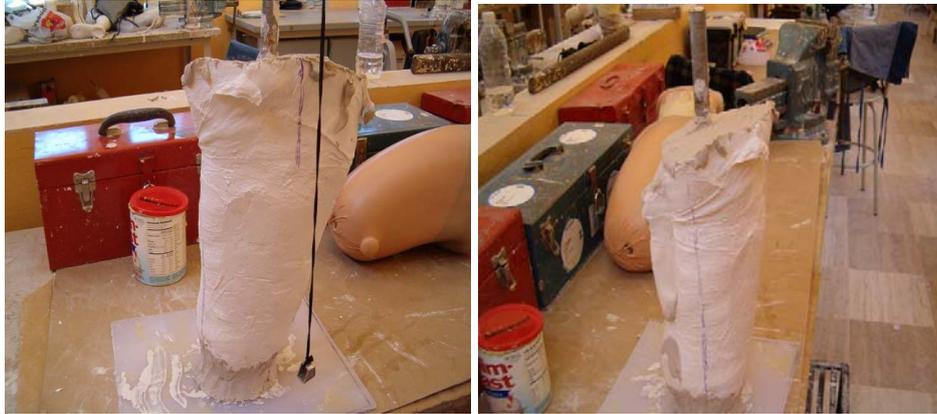


Figura 3.16. Trazado de líneas de referencia para la prealineación

Retirado el molde del paciente, se hace el vaciado del nuevo yeso, fraguado éste, se retira el molde (vendas enyesadas), para así obtener el modelo del muñón (escayola), sobre el cual se hacen las respectivas modificaciones en base a las medidas tomadas y en base a una tabla de valores de tensión (reducción de perímetros del muñón), la cual es en base a la longitud del muñón y estado de la musculatura. [6]

Durante este proceso, se aprecia las regiones en donde se tienen que agregar más yeso, principalmente en las regiones de los aductores, triángulo de Scarpa y protuberancias óseas. Figura 3.17

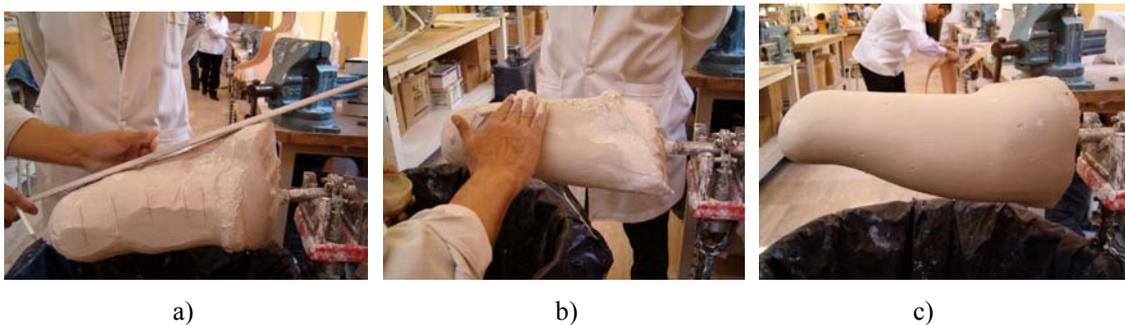


Figura 3.17. Proceso de modificación de la escayola. a) Desbaste en base a medidas, b) Adición de material, c) Escayola terminada

Posteriormente se coloca sobre el molde, una placa de polietileno plastificado, previamente en horno calentado a 180 °C, al cual se le da la forma que tiene la escayola.

Transcurrido el tiempo de enfriamiento, se hace el recorte del material excedente. Figura 3.18



Figura 3.18. Laminación del *socket*

Se retira el modelo de yeso o escayola, y el *socket* esta terminado.



Figura 3.19. Extracción del *socket* de la escayola

Posteriormente, el *socket* con todos los componentes protésicos, es probado en el paciente, para verificar que la prótesis este funcionando correctamente tomando en cuenta los puntos de la sección 2.9.2.

Sobre éste encaje, se hacen las modificaciones necesarias en los lugares a continuación mencionados para introducir y colocar los sensores.

Los FSR 400, 408 y 402, se colocan en la superficie interior del *socket* y al ser estos muy delgados, del orden de los 0.30, 0.34 y 0.46 mm, respectivamente; puede despreciarse, de manera que existe el mismo ajuste y no interfieren en la comodidad del paciente, al momento de colocarse la prótesis y ponerse de pie.

Los sensores fueron colocados en cada uno de los *sockets*, en las regiones anterior (A), posterior (P), medial (M), lateral (L), distal del muñón (D) y tuberosidad isquiática (TI) (figura 3.20), siendo estas las principales regiones donde se concentran las máximas presiones, debido a que estas son las principales zonas donde se soporta el peso corporal, en base a los principios de diseño del encaje. [5]

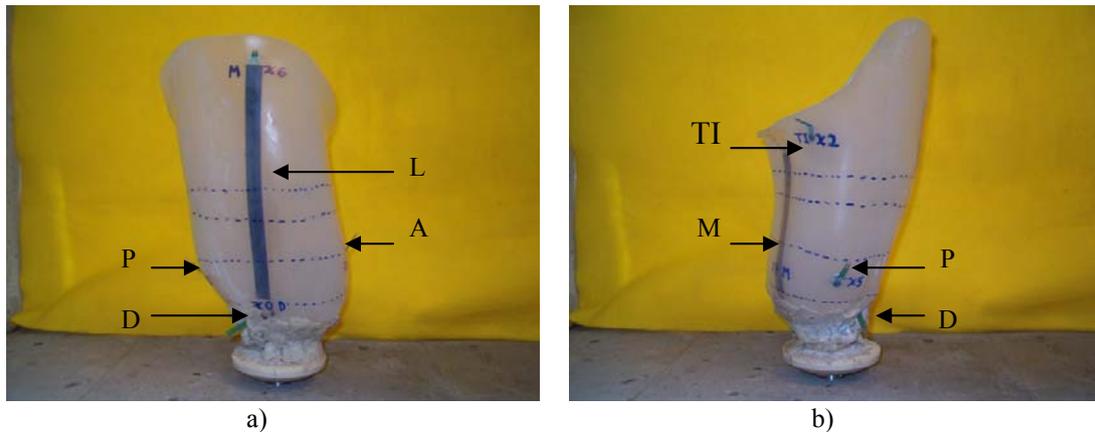


Figura 3.20. Sitios de colocación de los sensores en los *sockets*, a) Vista lateral, b) Vista posterior

Los FSR 400, debido a su tamaño (0.1963 cm^2) son colocados en las regiones A, en el tercer perímetro (donde existe mayor masa muscular de los cuádriceps), tomando como referencia la parte proximal del muñón; P en el tercer y cuarto perímetro del muñón, tomando en cuenta la misma referencia (en donde se encuentra mayor masa muscular de los isquiotibiales) y TI.

Este modelo de sensor se utiliza en estas regiones para que no exista riesgo de doblarse y darnos una lectura errónea, debido a las curvaturas del encaje.

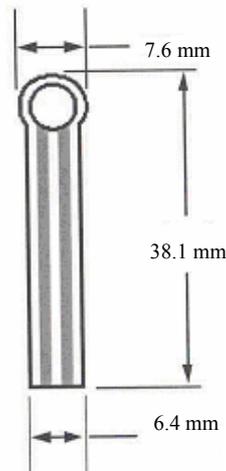


Figura 3.21. Medidas del sensor 400. [1]

El FSR 402, es colocado en la porción distal del muñón, ya que al existir un área de contacto más grande en relación con las antes mencionadas, existe una curvatura menos pronunciada, para poder alojar a este; ya que es mayor en área con respecto al anterior (1.267 cm^2) y así no se tiene el problema que ya se consideró en el punto anterior. Figura 3.22

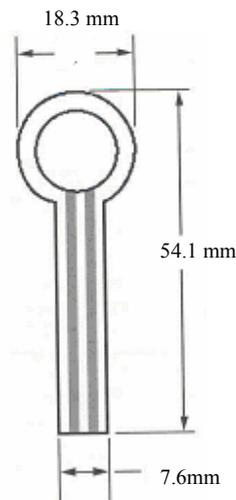


Figura 3.22. Medidas sensor 402. [1]

Los FSR 408 son colocados en las paredes internas L y M, debido a su geometría alargada; y porque la posición normal del muñón después de la cirugía se encuentra en su máxima adducción [7], queriendo decir que el muñón se encuentra inclinado hacia la parte media, esto se realiza para que el paciente al momento de ponerse de pie, ya usando la prótesis, el muñón tiende a realizar el movimiento invertido (abducción); por tanto existirán presiones en las paredes mencionadas, debido a esto y con estos sensores lo que se pretende es cubrir toda esta longitud de interés y obtener un promedio de los valores en estas regiones de los *sockets* figura (3.23).

Otro punto a considerar es que, al momento de modificar el molde sobre el cual se hace el *socket*, se le da una forma plana en la pared lateral, esto es para que tenga mayor estabilidad el paciente y ello, traerá como consecuencia que exista en una presión más elevada, en esta misma región y por ende en la parte medial del mismo, ya que la forma no será la misma del muñón al introducirlo al encaje; se considera en este punto, que la modificación de la escayola sea mínima.

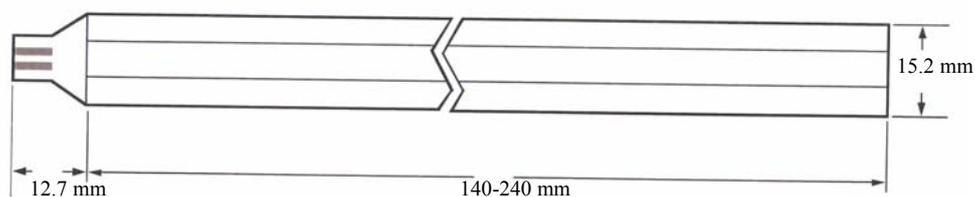


Figura 3.23. Medidas sensor 408. [1]

En la figura 3.24 se muestra la configuración completa del dispositivo mecánico y electrónico de pruebas.

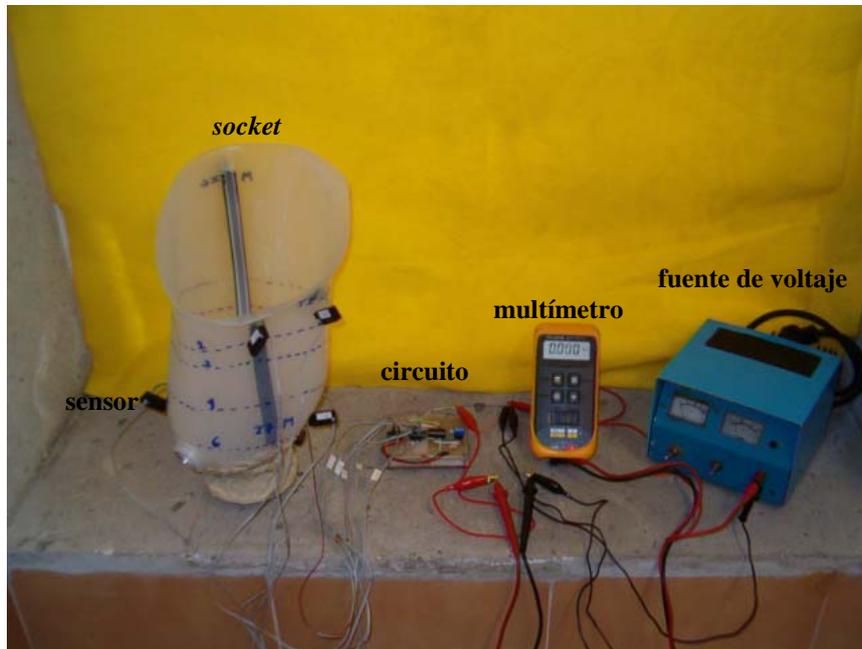


Figura 3.24. Configuración completa del dispositivo de prueba

Las mediciones se tomaron cuando el paciente estaba en apoyo unipodal, ya que durante una parte del ciclo de marcha, todo el peso corporal es soportado por una solo miembro [8], y en ese momento existen los valores máximos de presión dentro del *socket*.

Este procedimiento se realiza para los dos tipos de *socket* analizados y los cuales fueron elaborados en polietileno y cuentan con suspensión por medio de succión.

3.6 Pruebas en el paciente

3.6.1 Caso de estudio

Paciente masculino de 50 años de edad, amputado transfemoral derecho desde hace un año y 6 meses, por trauma (electrocución); teniendo longitud de muñón de 35 cm tomados a partir desde el trocánter mayor y apreciándose buena musculatura en éste y arcos de movimiento completos; con un peso corporal de 66.5 kg, usando prótesis desde aproximadamente un mes. Datos tomados según el expediente INR.

El paciente fue seleccionado en base a que los que tienen amputaciones por trauma tienen un menor grado en la disminución del volumen de su muñón, en relación con los pacientes diabéticos (los dos tipos de pacientes principalmente amputados). Los pacientes diabéticos son amputados por complicaciones que son propias de la enfermedad [9]. Otra razón para la selección es que a este tipo de pacientes se les puede prescribir los dos tipos de *sockets*, mientras que a pacientes de edad avanzada por lo regular sólo se les coloca el Cuad.

El paciente cuenta en la prótesis con unidad de rodilla policéntrica y pie *SACH*, con la adición de los tipos de *sockets* (para cada una de las pruebas)

Para este estudio, el paciente fue informado del procedimiento experimental al cual sería sometido, dando su consentimiento previamente.

3.6.2 Prueba del *socket* de CI

Al colocarse el *socket* el paciente y ponerse de pie, se le indicó que se apoyara en un solo pie, siendo este el protésico, mientras que el otro lo mantenía en elevación y flexionado, para de esta manera lograr descargar todo su peso corporal en la prótesis y en ese momento comenzar a tomar las lecturas, para cada uno de los sensores.

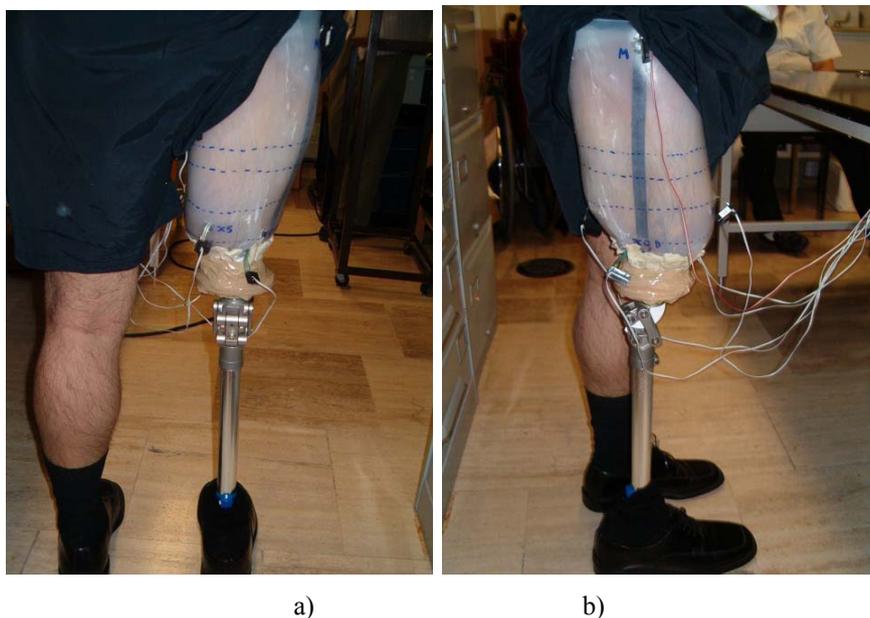


Figura 3.25. Vistas *socket* CI de prueba colocado en el paciente a) posterior b) lateral

La tabla 3.2 que a continuación se muestra contiene las lecturas de voltaje obtenidas, para el *socket* CI.

Sensor	Voltaje V
X0 (D)	1.14
X2 (TI)	0.83
X4 (A)	0.41
X5 (P)	0.13
X6 (L)	1.61
X7 (M)	1.65

Tabla 3.2. Lecturas de voltaje tomadas en el *socket* CI del paciente

3.6.3 Prueba del *socket* Cuad

Para esta prueba, se le indicó al paciente que realizara los mismos pasos, que en el punto anterior, para así comenzar a tomar las lecturas.



Figura 3.26. Vista anterior *socket* Cuad de prueba colocado en el paciente

La tabla 3.3 muestra las lecturas de voltaje obtenidas en el *socket* Cuad. (La nomenclatura utilizada tanto como para esta tabla como para la anterior es en base a los canales utilizados en el MUX)

Sensor	Voltaje V
X0 (D)	0.78
X2 (TI)	0.73
X4 (A)	0.59
X5 (P)	0.50
X6 (L)	1.52
X7 (M)	1.53

Tabla 3.3. Lecturas de voltaje tomadas en el *socket* Cuad del paciente

Referencias

- 1 Force Sensing Resistors, Integration guide and evaluation parts catalog, Version 1.0, Interlink Electronics.
- 2 Poblet Mompin J. Introducción a la bioingeniería. Ed. Marcombo. España 1988.
- 3 Randy Frank. Understanding smart sensors. Ed. Artech House. USA 2000.
- 4 Motorola semiconductor technical data. Motorola 1995.
- 5 Lee VS, Solomonidis SE, Spence WD. Stump-socket interface pressure as an aid to socket design in prostheses for trans-femoral amputees a preliminary study. Proc Inst Mech Eng [H]. 1997;211(2):167-180.
- 6 Staats TB. Técnicas protésicas. Universidad de California. Los Angeles 1986.
- 7 Gottschalk F. Transfemoral amputation, Biomechanics and surgery. Clin Orthop. 1999;361:15-22.
- 8 Facultad, Protésica y Ortésica, Escuela Graduada de Medicina de la Universidad de Nueva York. Protésica del miembro inferior. The O & P Edge. <http://www.oandp.com>
- 9 Serra Gabriel MR. El paciente amputado, Labor de equipo. Ed. Springer-Verlag Ibérica. Barcelona 2001.

4.1 Análisis de resultados *socket* CI

Sensor X0 región D, los datos de la calibración, son mostrados en la tabla 4.1 y de acuerdo a, el valor correspondiente de la fuerza se encuentra entre estos dos:

Fuerza N	Voltaje V
5.49	1.12
5.79	1.17

Tabla 4.1. Datos de calibración para el sensor modelo 402, CI

Para los sensores X2, X4 Y X5 regiones TI, A y P respectivamente, los datos de calibración, son mostrados en la tabla 4.2; y se observa que para las lecturas obtenidas, el valor correspondiente de fuerza se encuentra entre los siguientes valores:

Sensor	Fuerza N	Voltaje V
X2	2.24	0.83
	2.26	0.84
X4	0.41	0.41
	0.43	0.44
X5	0.16	0.13
	0.17	0.16

Tabla 4.2. Datos de calibración para el sensor modelo 400, CI

Para los sensores X6 y X7 regiones L y M respectivamente, los datos de calibración son mostrados en la tabla 4.3 ; observándose que para las lecturas obtenidas, se encuentran fuera del rango (alrededor de décimas de V) al cual se hizo la calibración, por lo que se tendrá que realizar extrapolaciones para cada uno.

Fuerza N	Voltaje V
62.12	1.54
63.10	1.55

Tabla 4.3. Datos de calibración para el sensor modelo 408, CI

Los datos obtenidos después de la interpolación y extrapolación para cada uno de los sensores antes mencionados, son mostrados en la tabla 4.4, así como su valor correspondiente de presión.

Sensor	Voltaje V	Fuerza N	Presión kPa
X0 (D)	1.14	5.62	44.34
X2 (TI)	0.83	2.25	114.76
X4 (A)	0.41	0.42	21.19
X5 (P)	0.13	0.18	90.16
X6 (L)	1.61	69.15	45.46
X7 (M)	1.64	72.37	82.05

Tabla 4.4. Valores Voltaje, Fuerza y Presión, *socket* CI

4.2 Análisis de resultados *socket* Cuad

Para el sensor X0 región D, los datos de la calibración, son mostrados en la tabla 4.5 y se observa que para lectura registrada, el valor correspondiente de la fuerza se encuentra entre estos dos:

Fuerza N	Voltaje V
1.88	0.76
2.07	0.79

Tabla 4.5. Datos de calibración para el sensor modelo 402, Cuad

Para los sensores X2, X4 Y X5 regiones TI, A y P respectivamente, los datos de calibración, son mostrados en la tabla 4.6; observándose que para las lecturas registradas, el valor correspondiente de fuerza se encuentra entre los siguientes valores:

Sensor	Fuerza N	Voltaje V
X2	1.18	0.73
	1.21	0.74
X4	0.67	0.57
	0.71	0.61
X5	0.52	0.45
	0.56	0.52

Tabla 4.6. Datos de calibración para el sensor modelo 400, Cuad

Para los sensores X6 y X7 regiones L y M, los datos de calibración son mostrados en la tabla 4.7; observándose que para las dos lecturas obtenidas, se encuentran dentro del rango, que a continuación se muestra:

Fuerza N	Voltaje V
52.97	1.52
53.83	1.53

Tabla 4.7. Datos de calibración para el sensor modelo 408, Cuad

Los datos obtenidos después de la interpolación y para cada uno de los sensores antes mencionados, son mostrados en la tabla 4.8, así como su valor correspondiente de presión.

Sensor	Voltaje V	Fuerza N	Presión kPa
X0 (D)	0.78	2.03	16.00
X2 (TI)	0.73	1.2	61.13
X4 (A)	0.59	0.69	35.61
X5 (P)	0.50	0.55	27.97
X6 (L)	1.52	53.58	35.43
X7 (M)	1.53	53.66	60.84

Tabla 4.8. Valores Voltaje, Fuerza y Presión, *socket* Cuad

4.3 Comparación numérica y grafica de las presiones obtenidas entre los dos *sockets*

En la siguiente tabla, se realiza una comparación numérica por zona de los sensores utilizados.

Sensor	CI Presión KPa	Cuad Presión KPa
X0 (D)	44.34	16.00
X2 (TI)	114.76	61.13
X4 (A)	21.19	35.61
X5 (P)	90.16	27.97
X6 (L)	45.46	35.43
X7 (M)	82.05	60.84

Tabla 4.9. Comparación de presiones entre los dos *sockets*

La figura 4.1, muestra la comparación grafica de los valores encontrados para los dos modelos analizados, apreciándose de forma general que el CI, presenta valores elevados de presión a diferencia del Cuad.

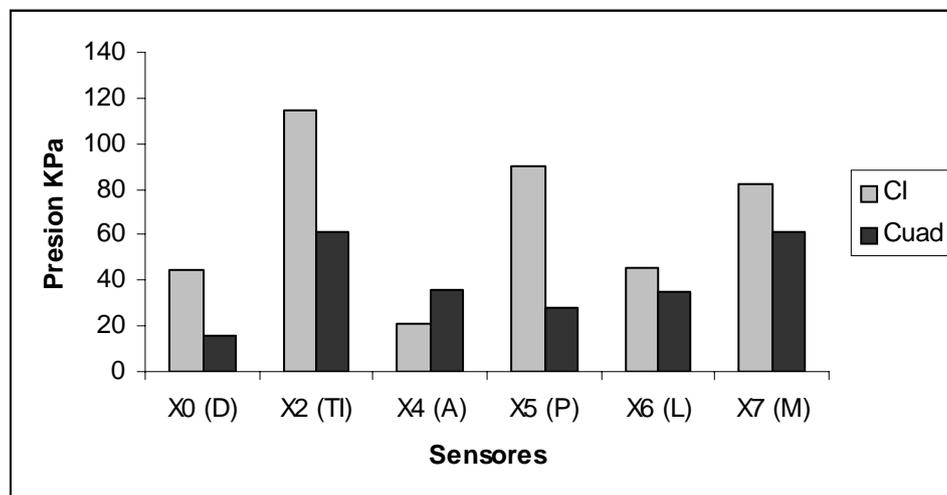


Figura 4.1. Comparación grafica de presiones entre los dos *sockets*

Al considerar todos los datos anteriores se determina que el *socket* CI, presenta valores elevados de presión principalmente en la zona de la TI, lugar en donde no debería de presentarse un valor de presión con tanta disparidad en relación con los otros puntos de medición, debido a los principios de diseño del mismo, esto puede deberse a que como, este modelo no cuenta con un apoyo fijo tiende a deslizarse el muñón y esto hace que se incremente la presión en esa región, comprobándose este movimiento, con la lectura en la zona distal que registra una alta presión como se puede observar en la figura 4.1 y que es muy cercana a la lectura de la región L. Con respecto a las zonas L-M, se obtienen presiones elevadas, como era de esperarse, debido a que se tiene una adducción natural anatómica antes y después de la amputación, tal como fue descrito en el capítulo anterior. El paciente al ponerse de pie y descargar todo su peso corporal sobre su miembro protésico, el muñón tiende a realizar el movimiento invertido, es decir la abducción, por ello es que se tienen estas altas presiones en dichas zonas, y en especial en la zona M, tal como se esperaba. Con lo que respecta a las regiones A-P, existe una flexión que varía en cada paciente, esto es con el fin de que se tenga mayor facilidad de movimiento al momento de caminar con la prótesis, aunque esto trae consigo un incremento de la presión en la región P debido a esta posición del muñón y además, en esta región se localiza mayor masa muscular de los extensores. Y en la región A se tiene el valor más bajo de las presiones medidas, para el mismo modelo.

En el *socket* cuadrilateral, como se esperaba, el valor máximo se obtuvo en la región TI que es principalmente el punto donde se descarga la mayor cantidad del peso, como lo señalan las características de su diseño.

Con respecto a las regiones L-M se aprecia que el máximo valor de éstas, se encuentra en la pared interna, esto se debe a que es más pequeña esa pared con relación a la L. La región A-P muestra una mejor distribución de las presiones, por lo que se puede apreciar que no existe tanta disparidad en las lecturas. La región D tiene el valor más bajo en comparación con las otras, debido a que en este modelo se cuenta con el apoyo isquiático y este no permite que el muñón deslice.

Al realizar las comparaciones punto por punto de los *sockets*, el que presenta mayor presión en la región D es el de CI; en la región TI, el que presenta el mayor valor es el CI; en la región A presenta un valor mayor el Cuad; en la región P presenta un valor elevado el de CI; en la región L el que presenta el valor más grande es el de CI y por ultimo en la región M presenta el valor mas elevado el *socket* CI.

5.1 Discusión

En algunas de las referencias consultadas, se realizan mediciones con otro tipo de sensores y en personas diferentes, cada una de ellas con un solo modelo de *socket*, es decir para unas CI, y otras con Cuad; y entre estas se hacen las comparaciones [1]. En otro de los estudios se realiza solo con dos personas, de aproximadamente el mismo peso, pero amputadas de lados contrarios, además su peso es descargado en ambos miembros inferiores [2]; en otra de las referencias se muestra que para otro tipo de amputación (transtibial), se hizo una comparación entre diferentes personas, con lados de amputación y etologías diferentes [3]. Estos aspectos fueron considerados en este trabajo para poder realizar la comparación, ya que en condiciones diferentes no se puede tener un correcto parámetro de medición; tomando en cuenta las limitaciones que se tuvieron para tal objetivo, es que se realizaron las mediciones en una misma persona, para así poder verificar cual de estos modelos es el más adecuado para este paciente al usar su prótesis.

5.2 Conclusiones

Entre los dos *sockets* se puede apreciar que se tiende a un mismo comportamiento entre cada una de las parejas de paredes y entre las regiones por separado para cada modelo. Con ello, se puede decir que las presiones medidas en la interfaz *socket*-muñón para un paciente amputado transfemoral, en condición estática, el modelo Cuad numéricamente tuvo un mejor comportamiento para este paciente, corroborándose con la aceptación verbal del mismo, ya que al momento de tomar las mediciones, el paciente comentaba, que sentía mayor confort con el *socket* Cuad, a diferencia del CI.

Finalmente al retomar todo el conjunto de datos, se puede determinar que la hipótesis para éste caso no se cumple, ya que se pensaba que el *socket* CI distribuía mejor las presiones que el en caso del Cuad, como lo dicen algunas referencias, esto puede deberse a que los muñones ninguno tiene la misma forma, algunos varían en longitud, los pacientes no tienen los mismos padecimientos que otros, edades, pesos o actividad física, considerando esto no se puede esperar que el comportamiento sea el mismo para todos; por lo que al prescribir un encaje protésico, sería bueno poder realizar las mediciones antes de que se realice el definitivo, todo esto conlleva gasto de tiempo y dinero, por ello es necesario el trabajo en equipo en la parte protésica, médica e ingeniería, para poder llegar a conformar una solución idónea, a partir de un estudio básico.

5.3 Aportación para trabajo a futuro

Con este trabajo se logró medir las presiones en el interior de los dos *sockets* en prueba y esto se puede generalizar para más pacientes, de igual forma es posible medir presiones en otro tipo de amputados.

Con los datos obtenidos en más pacientes se puede llegar a manejar un estándar de las presiones en los *sockets*, es decir construir tablas con rangos; además sería conveniente para poder manejar más sensores el empleo de un tarjeta de adquisición de datos y realizar las pruebas pero ahora en modo dinámico, para contar con una mayor cantidad de datos y poder ver así el comportamiento del *socket* de una manera mas completa y de esta manera decir cuales de las fuerzas son mas significativas, para poderlas aplicar a un modelo por elementos finitos, y de esta manera poder rediseñar los *sockets*, para evitar el cambio de volumen de los muñones, ya sea a través de algún tipo de suspensión o cualquier otro medio. Como ya se mencionó anteriormente, también es posible proponer nuevos materiales, para estos cubrir requerimientos.

Referencias

1 Krouskop TA, Brown J, Goode B, Wunningham D. Interface pressure in above-knee sockets. Arch Phys Med Rehabil. 1987; 68:713-714.

2 Lee VS, Solomonidis SE, Spence WD. Stump-socket interface pressure as an aid to socket design in prostheses for trans-femoral amputees a preliminary study. Proc Inst Mech Eng [H]. 1997;211(2):167-180.

3 Goh CH, Lee VS, Chong SY. Stump/socket pressure profiles of the pressure cast prosthetic socket. Clin Biomech. 2003;(18):237-243.