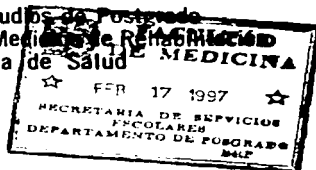




11222 17
rj.

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

Facultad de Medicina
División de Estudios de Posgrado
Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación
Secretaría de Salud

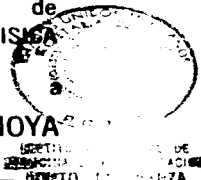


**CORRELACION DE LAS PROTESIS PARA MIEMBRO INTERIOR
MANUFACTURADAS EN EL INSTITUTO NACIONAL DE
MEDICINA DE REHABILITACION Y LOS ADELANTOS
TECNOLOGICOS ACTUALES.**

T E S I S

Que para obtener el Título de
ESPECIALISTA EN MEDICINA FISICA
Y REHABILITACION
p r e s e n t a

DR. ROBERTO URIBE NOYA



México, D. F.

1997



**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México



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.

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA

INSTITUTO NACIONAL DE MEDICINA DE REHABILITACION

SECRETARIA DE SALUD

TRABAJO DE TESIS

CORRELACION DE LAS PROTESIS PARA MIEMBRO INFERIOR
MANUFACTURADAS EN EL INSTITUTO NACIONAL
DE MEDICINA DE REHABILITACION
Y LOS ADELANTOS TECNOLOGICOS ACTUALES

PROFESOR TITULAR : DR. LUIS GUILLERMO IBARRA

1992

PRESENTA : DR. ROBERTO URIBE NOYA

A mis padres, con toda la admiración
y amor que siento por ellos, ya que
sin ellos no podría haber llegado tan lejos.

A mis hermanos por su
incondicional apoyo, y
la comprensión que me
han brindado.

**A mis maestros con gratitud,
respeto y cariño.**

**A Lety por todo su
amor y comprensión.**

A Martha y Pepe por su invaluable
colaboración.

A mis compañeros
con cariño.

I N D I C E

| | |
|-------------------------------|-----------|
| INTRODUCCION..... | 1 |
| ANTECEDENTES..... | 4 |
| MATERIAL Y METODO..... | 22 |
| RESULTADOS..... | 24 |
| DISCUSION..... | 28 |
| REFERENCIAS..... | 46 |

INTRODUCCION

Las afecciones del sistema neuromusculoesquelético en años recientes se han incrementado en forma alarmante tanto en el ámbito nacional como en el mundial, entre otras causas, debido al gran crecimiento demográfico e industrial que actualmente se vive.

Los factores que tienden a aumentar la incidencia y prevalencia de las amputaciones son múltiples. Podemos mencionar algunos tales como los accidentes y las enfermedades crónico degenerativas.

En el caso de los pacientes amputados podemos mencionar que su lesión física genera secuelas invalidantes que repercuten en su esfera biopsicosocial y una de las obligaciones de la rehabilitación es proporcionar una mejor calidad de vida, con los mejores adelantos tecnológicos, en el menor tiempo posible y al más bajo costo, para poder integrar al paciente nuevamente a su vida cotidiana lo más parecida a la que tenía antes de sufrir la amputación.

En el "Registro Nacional de Invalidos", de México, realizado durante los años de 1975-1980 se reportaron 3526 amputaciones, tanto de miembro superior como de miembro inferior. De éstas, 1729 se debieron a causas traumáticas, 1077 a enfermedades

crónicas degenerativas y 720 a otras motivos.

Una de las instituciones del sector salud que en nuestro país se dedica a la rehabilitación del paciente amputado es el Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación.

En años recientes el Instituto ha recibido una población muy numerosa de pacientes amputados; en el año de 1988 se atendieron 139 pacientes amputados, de los cuales 120 fueron de miembros inferiores y 19 de miembros superiores, en el año de 1989 se recibieron 134 pacientes, correspondiendo 120 a amputados del miembro inferior y 14 del superior, en el año de 1990 174 fueron amputados del miembro inferior y 18 pacientes del superior y hasta junio de 1991 se habían recibido 96 pacientes, correspondiendo 87 pacientes amputados del miembro inferior y 9 pacientes del miembro superior. Podemos observar que las amputaciones del miembro inferior son más frecuentes que las del miembro superior en una proporción 8:1.

Debido al incremento de amputaciones traumáticas en todo el mundo, el problema, en años recientes, ha adquirido una importancia relevante, de ahí que muchos científicos y muchos centros hospitalarios se hayan dedicado a investigar conceptos nuevos en el tratamiento del amputado del miembro inferior.

Uno de los campos que ha cobrado más importancia es el de la elaboración de las prótesis, tanto del miembro inferior como del superior. Es evidente que la calidad de vida del amputado está en relación directa con la calidad de la prótesis que use.

A partir de los años cuarenta empezaron a desarrollarse en Europa y Estados Unidos una serie de prótesis con los mejores adelantos tecnológicos disponibles. Desde ese entonces a la actualidad el campo de las prótesis cambia día con día, ya sea en los materiales de fabricación o en sus componentes individuales o en conjunto. De ahí la importancia de estar actualizado en los adelantos tecnológicos de las prótesis, ya que hoy en día es un campo muy amplio de la rehabilitación que necesita mucha atención por parte del especialista en rehabilitación.

ANTECEDENTES

El problema de la amputación es especial, no sólo durante el tiempo de cicatrización y adaptación del miembro, sino desde antes de la cirugía para elegir el sitio en que se va a amputar. Son múltiples las causas por las cuales un paciente puede sufrir la pérdida parcial o total de una extremidad. Así mismo es muy importante tratar de conservar la mayor longitud posible de la extremidad para realizar una adecuada adaptación protésica.

Las causas mas frecuentes de amputación son las siguientes:

- A. Traumatismos y sus secuelas.
- B. Enfermedades vasculares periféricas.
- C. Tumores malignos.
- D. Trombosis y embolias.
- E. Infecciones.
- F. Cambios tróficos.
- G. Deformidades congénitas.

Las amputaciones de los miembros inferiores son más comunes que las de las extremidades superiores y presentan mayor dificultad para obtener una adecuada cicatrización ya que son extremidades que soportan peso, de ahí que sea muy importante tener un adecuado muñón para prescribir una buena prótesis.

A continuación se describirán los niveles más frecuentes de amputación en el miembro inferior:

La amputación en el nivel de hemipelvectomía, consiste en la resección del miembro inferior completo y todo un lado de la pelvis.

La desarticulación de cadera, es la extirpación quirúrgica de todo el miembro inferior por transección a través de la articulación de la cadera.

La amputación por arriba de rodilla, es la extirpación quirúrgica por debajo de la articulación coxofemoral.

La desarticulación de rodilla, como su nombre lo indica es la desarticulación femorotibial.

La amputación por abajo de rodilla, es la extirpación quirúrgica de la extremidad por abajo de la articulación femorotibial.

La amputación tipo SYME, es la extirpación quirúrgica de la extremidad inferior a nivel transmaleolar.

Las amputaciones parciales de pie, son las siguientes amputación de Pirogoff: en esta amputación se extirpa desde la articulación astragalocalcánea dejando únicamente el calcáneo. Amputación Chopart: ésta se realiza al nivel de la articulación tarsometatarsiana. amputación Lisfranc y amputaciones parciales de dedos (3, 15).

La pérdida de un miembro ha sido un problema y una constante tan grande como la existencia misma del hombre. La amputación es el más antiguo de todos los procedimientos quirúrgicos que se conocen. Se define como la resección de toda o parte de una extremidad que es causada por una gran variedad de etiologías que pueden ocurrir desde la infancia hasta los límites de la edad avanzada (25).

Existen referencias probadas que en los hombres prehistóricos se presentaban amputaciones, incluyendo los que nacían con ausencias congénitas de extremidades y los que sobrevivían a la pérdida de extremidades por causas traumáticas. La amputación quirúrgica primitiva era un procedimiento tosco que consistía en seccionar rápidamente la extremidad, sin anestesia. Para cohibir la hemorragia se aplastaba el muñón abierto o se le sumergía en aceite hirviendo (25).

Existen un número de prótesis antiguas que se exhiben en diferentes museos del mundo. La más antigua conocida es una pierna artificial desenterrada de una tumba en Capua, Italia, en el año de 1858. Se cree que fue hecha en el año 300 a.C.. Está construida a base de cobre y madera (14).

Morel, en el siglo XVII mejoró todavía más la cirugía de la amputación con la introducción del torniquete (25).

En 1696, Verduin, en Italia, introduce el primer miembro artificial conocido para amputaciones por debajo de rodilla que permitió libertad de movimientos en el ensamble de la rodilla (25).

Serre, en 1826, hace modificaciones importantes en las prótesis de miembros inferiores, sobre todo en los materiales de elaboración. En 1880, Potts introduce una pierna de madera hueca y un ensamble de rodilla en acero con un pie articulado (25).

El interés en la cirugía de amputación y diseño de prótesis cobra gran auge con el advenimiento de la Primera Guerra Mundial, pero no tardó en disiparse ya que la cantidad de amputados era relativamente pequeña. Después de la Segunda Guerra Mundial, en Europa y E.U. el interés revive por lo cual se idearon nuevas técnicas quirúrgicas y mejores prótesis (14).

En la década de los 60, en países como E.U. y Canadá, con el desarrollo de los plásticos, se crean diferentes y variadas prótesis por lo que toma gran auge esta rama de la medicina (14).

En 1950 la Universidad de Berkeley, en California, introduce un nuevo *socket* por arriba de rodilla llamado *socket* cuadrilateral el cual reemplaza al tradicional *socket* de tapón (2, 17).

McClaurin, en 1957 crea en Canadá la prótesis para desarticulado unilateral de cadera con lo cual hay un gran avance en este procedimiento (13). Así mismo, en Canadá en 1956 se crea la prótesis tipo SYME para pacientes con amputación transmaleolar o Syme.

En el año de 1961, Radcliffe y Foort describen la prótesis para amputados por abajo de rodilla con apoyo en tendón rotuliano (PTB); así como el cincho suprapatelar (28).

En el año de 1966, Marschall y Nitschke describen la sujeción supracondilea suprapatelar (12, 22, 28).

En el año de 1968, en la Universidad de Michigan describen un medio de sujeción para prótesis por abajo de rodilla llamado mango elástico (22, 28).

En la década de los 70 se describen las prótesis llamadas

modulares, las cuales se ensamblan por partes y tienen la propiedad de variar de longitud y son fabricadas con materiales más ligeros y de mayor durabilidad (1).

En el año de 1989 se fabrica el *socket* tipo escandinavo de contacto total para pacientes amputados por arriba de rodilla, el cual tiene la particularidad de estar fabricado con material termoplástico reforzado con lámina de grafito (10, 12).

En 1990 se describe la prótesis de Edinburgo-Orlau para pacientes desarticulados de cadera el cual emplea un sistema de articulación mecánica en la cadera (14).

Con el desarrollo de las prótesis se crearon una serie de unidades de pie. La primera de estas unidades fue la llamada "pie SACH" (solid-ankle-cushion-heel) creado en los años 60. A raíz de esta creación se fabrican una serie de pies como el SAFE FOOT, desarrollado en 1979; el SEATTLE FOOT, en 1981 y en los años 90 se construyeron pies con fibra de carbono como el CARBON COPY II. El principio del pie Sach sigue siendo vigente, lo que realmente ha cambiado son los materiales con los que se elaboran estos pies (5, 6).

Las funciones provistas por una prótesis de la extremidad inferior son las de soportar el peso corporal, de locomoción y estética (13).

La prescripción de una prótesis de la extremidad inferior debe incluir los materiales de fabricación, tipo de *socket*, los métodos de suspensión, los componentes propios de la articulación y el pie protésico correspondiente (13).

A continuación describiremos las partes o componentes con que se fabrican las prótesis en el Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación de acuerdo al nivel de amputación a las cuales se les ha llamado prótesis convencionales:

Las prótesis para desarticulado de cadera, cuenta con los siguientes componentes: Cuenca o *socket*, articulación de cadera, unidad de muslo, articulación de rodilla, unidad de pierna, pie protésico y medios de sujeción.

La cuenca o socket, se fabrica de plástico moldeado, encierra la tuberosidad isquiática para sostener peso corporal. Se extiende sobre la cresta ilíaca para proporcionar suspensión durante la fase de balanceo y da una excelente estabilidad mediolateral al tronco. Este *socket* encierra a la hemipelvis del lado amputado y se extiende a la hemipelvis del lado no amputado. Existe una pared anterior flexible en este *socket* y la descarga de peso se realiza en la tuberosidad isquiática (13).

La articulación de cadera, vino a revolucionar las prótesis de cadera, pues su colocación en la parte anterior del *socket*,

modifica la línea de gravedad, así como el tope posterior de la articulación de la cadera. Esto produce una excelente estabilidad de la cadera durante la bipedestación. La posición anterior de la articulación permite sentarse. El eje de movilidad de la articulación de cadera se coloca ligeramente posterior a la línea de gravedad para dar estabilidad durante la posición de pie, a esta articulación se le conoce como "articulación de cadera convencional" (4, 13, 23).

La unidad de muslo, se fabrica en madera o en plástico y se caracteriza por tener una cierta inclinación lateral que le permite al paciente sentarse. Tiene una banda elástica que se coloca en la cara anterior de la unidad y se prolonga hacia la cuenca, lo que permite tener una mayor estabilidad en la articulación de la rodilla (13, 23).

La articulación de rodilla, es una rodilla convencional de eje simple de fricción constante, que se coloca en una posición de estabilidad mecánica. Esta unidad consta de un mecanismo que permite los movimientos de flexión y extensión. La oscilación de la rodilla es regulada mediante el uso de un opresor o parche de hule, el cual aplica presión al eje de la unidad. Esto da como resultado la cadencia de la unidad de rodilla. (4, 13, 23).

La unidad de pierna, casi siempre se fabrica en madera o en plástico, su longitud depende de la del miembro remanente (4, 13, 23).

El pie, que casi siempre se coloca es el llamado "pie SACH" (solid-ankle-cushion-heel), el cual, como su nombre lo indica, utiliza una cuña blanda posterior al nivel del talón para ayudar a realizar el refrenamiento durante la marcha (5, 6).

Los medios de sujeción, que se utilizan para los pacientes desarticulados de cadera incluyen el socket tipo canadiense, así mismo se utilizan correas: una que va hacia el hombro o los hombros y una banda pélvica que corre a la largo de todo el socket rodeando a éste para darle una mayor sujeción. a este tipo de sujeción se le ha llamado convencional (4, 13, 23).

Las prótesis para los amputados por arriba de la rodilla, tuvieron un gran desarrollo posterior a la Segunda Guerra Mundial, a continuación se describirá la prótesis que se fabrica en el Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación, conocida como "convencional", los componentes de la prótesis son: Cuenca o socket, unidad de rodilla, unidad de pierna, unidad de pie y medios de sujeción.

El socket cuadrilateral, tiene la particularidad, como su nombre lo indica, de tener cuatro paredes o lados: pared medial, pared lateral, pared anterior y pared posterior. Y tiene dos funciones básicas: dar estabilidad y soporte (2, 17).

Principios básicos del *socket*.- El *socket* debe tener un contorno propio para un buen funcionamiento muscular. La presión debe estar aplicada sobre estructuras óseas y no sobre músculos, estar distribuida en toda el área para que no haya problemas vasculares o nerviosos y proporcionar un rango de movilidad adecuado para la cadera. El *socket* debe tener también una flexión inicial y una aducción. Los músculos abductores se ubican dentro del *socket* en un canal específico para ellos. A continuación se describirán las características básicas de las cuatro paredes (2):

La pared medial, esta pared provee de una presión uniforme sobre los músculos aductores para controlar el *socket*. Evita que los músculos aductores se enrollen. Su longitud horizontal debe ser de media pulgada menos que la distancia de la tuberosidad isquiática al tendón del aductor. Su altura debe estar al nivel del isquión (2). *La pared anterior*, proporciona presión a la cara anterior del muñón para mantener al isquión estable. Su altura debe ser 2.5 pulgadas por debajo del isquión. Esta altura provee de una superficie para distribuir fuerzas anteriores. Esta pared va disminuyendo de altura en forma gradual en la unión del tercio medial y lateral (2). *La pared lateral*, provee una superficie que mantiene una estabilidad pélvica mediolateral. Su altura se establece con el mismo criterio que la pared anterior (2). *La pared Posterior*, es la pared más importante, ya que en ésta se descarga el peso corporal al nivel del isquión. Dentro del *socket*

existe una superficie en la cual el fémur actúa para estabilizar el tronco y lo mantiene erecto por medio de los extensores de cadera. Esto ayuda para estabilizar la rodilla protésica contribuyendo al control voluntario sobre la rodilla. Su altura debe ser valorada de acuerdo a cada paciente hasta que la pelvis se nivele y la columna se mantenga recta (2).

La unidad de rodilla. es el área donde mayor investigación se ha realizado en el campo de las prótesis.

La cantidad de flexión de la rodilla depende de diferentes sistemas mecánicos, hidráulicos y neumáticos. Durante la extensión de rodilla todas las unidades tienden a disminuir o amortiguar la velocidad de la pierna cuando realiza el choque de talón (22).

En el Instituto de Rehabilitación, la rodilla más utilizada es la que se conoce como de fricción constante, o convencional, debido a lo simple de su mecanismo. Esta rodilla consta de un mecanismo tipo articulación que permite una oscilación libre tanto en flexión como en extensión. La oscilación es regulada por una serie de aditamentos como parches de hule u opresor (22).

Otra de las unidades de rodilla que con frecuencia se emplea en el Instituto, es la llamada rodilla de seguridad o de fricción activada por peso. Esta unidad se utiliza comúnmente en amputados geriátricos, a los cuales les cuesta mucho trabajo manejar una

rodilla convencional. (13).

La unidad de pierna. es la llamada convencional y se fabrica con materiales plásticos o en madera. Posteriormente se lamina con resina sintética y se obtiene el grosor de la pierna, similar a la extremidad remanente.

La unidad de pie. que se utiliza con mayor frecuencia en el Instituto de Rehabilitación es el pie SACH ya descrito anteriormente.

Los medios de sujeción. que se utilizan en las prótesis para amputados por arriba de rodilla, básicamente son de tres tipos: El mecanismo de succión valvular, la sujeción sileciana y el mecanismo combinado.

Sujeción por succión: El mecanismo de succión valvular es utilizado en pacientes que presentan un muñón fuerte y bien conformado. Es prescrito en general, a pacientes jóvenes o a pacientes activos. El *socket* esta equipado con una válvula que se coloca en la pared anteromedial y permite que el aire sea expulsado del *socket* al momento de colocar la prótesis, ya que se crea un vacío (presión negativa) entre el muñón y las paredes del *socket* lo que permite que el muñón se adhiera a todas las paredes internas (13, 22).

Sujeción siliciana: Este medio de sujeción es un cinturón de tela o piel que está unido al *socket* de tal forma que existe muy poca limitación en la movilidad del tronco. Un extremo se une a la pared lateral del *socket* al nivel del trocánter mayor, el cual rodea a la pelvis y termina unido a la pared anterior del *socket* sobre la línea media vertical al nivel del isquión. (13, 22).

Sujeción combinada: Este sistema combina los anteriormente descritos con muy buenos resultados, sobre todo en pacientes geriátricos. Sin embargo, el cinturón siliciano tiende a desaparecer.

Las prótesis para amputado por abajo de rodilla, tuvieron un gran adelanto a principios de los 60. En 1961, Radcliffe y Foort describen la prótesis P.T.B. (Patellar Tendon Bearing). De ahí en adelante se desarrollan una serie de prótesis con diferentes *sockets*, una de las cuales es llamada P.T.S. (Protheses Tibial Supracondylar) y en Alemania se desarrolla la prótesis K.B.M. (Kondile Bettum Munster). A continuación se describirán las prótesis que se fabrican en el Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación:

La prótesis P.T.B., contra el apoyo en el tendón rotuliano y en la superficie medial del condilo de la tibia, consta de las siguientes partes: *socket*, unidad de pierna y unidad de pie.

El socket. se fabrica en plástico y está formada por 4 paredes. La pared posterior del *socket* es alta y aplica una fuerza en la cara posterior del muñón que hace que se aplique una fuerza posteroanterior y empuje al muñón hacia adelante, con lo que se mejora el apoyo en el tendón rotuliano. Se deja un espacio suficiente para no interferir con la función de los tendones de los músculos isquiotibiales (4, 12). La pared lateral y medial del *socket* aplican fuerzas horizontales al nivel de los cóndilos de la tibia. Con esto se logra una adecuada alineación de la prótesis. Al realizar la toma del molde se debe considerar que las fuerzas ejercidas sean distribuidas a lo largo del tercio distal del muñón (4). La pared anterior del *socket* es la más importante, pues es ahí donde se marca el contorno del tendón rotuliano y donde se realiza la descarga de peso corporal (4).

La unidad de pierna. se fabrica con un bloque de madera o en resina poliéster, la cual posteriormente se lamina en plástico para darle el acabado final.

La unidad de pie. el pie SACH convencional es el más utilizado en la fabricación de estas prótesis ya que brinda una adecuada función.

El medio de sujeción. que más se utiliza, es la sujeción supracondilea. La sujeción se lleva a cabo por medio de un cincho fabricado en piel, colocado 2 cm por arriba del borde

superior de la rótula. Las correas se dirigen en forma diagonal por ambos lados de la rodilla. Tiene dos ramas, la superior rodea al contorno de la pierna y la inferior que termina en la cara medial y lateral del *socket*. (4)

La *prótesis P.T.S.*, es una variante de la *prótesis tipo P.T.B.*, la cual también centra el apoyo en el tendón rotuliano. Consta de las siguientes partes: *Socket* o cuenca, unidad de pierna, unidad de pie y medios de sujeción.

El *socket*, al igual que la *prótesis anterior*, se fabrica en plástico. La pared anterosuperior se prolonga hacia arriba por encima de la rótula y se apoya en el tendón rotuliano con el mismo principio que la *prótesis P.T.B.* (4, 7). La pared posterosuperior se adapta al hueco popliteo y deja libre los canales para los músculos isquiotibiales. Las paredes lateral y medial tienen las características de ser más altas que en la *prótesis P.T.B.* y logran cubrir los condilos femorales. Con esto se obtiene un alineamiento y un medio de sujeción adecuados (4).

La *unidad de pierna*, se fabrica en madera o resina poliéster que posteriormente se lamina, dando las características de grosor similares a las del miembro remanente.

La *unidad de pie*, que se utiliza es el pie SACH convencional.

Los medios de sujeción, en este tipo de prótesis no son necesarios, ya que el *socket* proporciona sujeción, debido a que recubre a ambos condilos femorales (4).

La prótesis *K.B.M.*, fue diseñada por Kuhn en Muster, Alemania. Comparte los principios básicos de las prótesis por abajo de rodilla, por ejemplo el apoyo en el tendón rotuliano (11).

Las diferencias básicas entre la prótesis *K.B.M.* y las *P.T.B.* y *P.T.S.* es que sus paredes medial y lateral son más altas y se encuentran por arriba de la articulación femorotibial, por lo que estas paredes encierran en su totalidad a la articulación de la rodilla. La pared anterior permite que la rótula se exponga ampliamente (11).

La innovación en esta prótesis es la pared medial, la cual se encuentra por arriba del condilo femoral con lo que se asegura evitar la acción de pistoneo durante la flexión y extensión al realizar la marcha (11).

Debido a que esta prótesis no necesita medios de sujeción, por la misma configuración del *socket*, se evita la atrofia muscular producida por las correas o corseletes que se fijan al muslo.

La prótesis SYME. tiene los siguientes tipos de sockets:

1. La diseñada por la Asociación de Administración de Veteranos de Estados Unidos, que consta de una ventana medial o cierre medial.

2.- La diseñada por McIaurin en Canadá. En ésta, la ventana está colocada en la parte posterior de la prótesis.

3.- La descrita por Le Blanc, que no cuenta con ninguna ventana, sino que es un panel cerrado.

Estas prótesis comparten el mismo principio de apoyo total en el muñón por lo que se denominan como "prótesis de apoyo total" (22).

El pie utilizado es el pie llamado "pie para prótesis Syme". que comparte el mismo principio que el pie SACH convencional. Este pie tiene la característica que se adapta al *socket* (22).

Las prótesis para amputaciones parciales de pie. actualmente es posible debido al surgimiento de los plásticos. Estas prótesis se fabrican con plástico y posteriormente se cubren con un zapato. Estas prótesis se prescriben frecuentemente para las amputaciones tipo Pirogoff, Boyd, Chopart, Lizfranc y la transmetatarsal (22).

A continuación describiremos las prótesis para amputados tipo Chopart pues son las que se presentaron con mayor frecuencia en el Instituto.

Esta prótesis es básicamente una sandalia que consta de dos partes: una cubierta o valva anterior y una valva posterior. Estas están fabricadas con plástico o resina. A la valva posterior se le agrega un acolchamiento, ya que en esa parte es donde se realiza la descarga del peso corporal. La sandalia tiene la forma de un zapato a la cual se le da un recubrimiento estético (3).

El medio de sujeción que se utiliza es una correa o cincho que se sujeta al tobillo. El propio zapato es un medio de sujeción adecuado (22).

MATERIAL Y METODO

La presente investigación se llevó a cabo en el Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación, en las áreas del archivo clínico y en el Taller de ortosis y prótesis.

La investigación consistió en la revisión de los expedientes de los pacientes amputados del miembro inferior durante el período comprendido entre enero de 1990 y noviembre de 1991. Se diseñó un formato para recabar la información sobre los siguientes áreas:

- Datos generales: Nombre, edad, sexo y número de expediente. Fecha de prescripción de la prótesis y fecha de entrega.
- Costo de la prótesis.
- Datos clínicos: Nivel de amputación, lado afectado, tipo de muñón y complicaciones del mismo.
- Datos de la prótesis: Tipo de prótesis prescrita, tipo de *socket*, materiales de elaboración de la prótesis, medios de sujeción, unidad de cadera, unidad de rodilla y unidad de pie.

Los criterios de inclusión fueron los siguientes:

- a. Expedientes con diagnóstico de amputación de miembro inferior.
- b. Amputados de miembro inferior debido a cualquier etiología sin importar edad.
- c. Pacientes amputados, masculinos o femeninos.
- d. Pacientes con los siguientes niveles de amputación:
 - 1. Hemipelvectomía.
 - 2. Desarticulado de cadera.
 - 3. Amputación por arriba de rodilla.
 - 4. Desarticulado de rodilla.
 - 5. Amputación por abajo de rodilla.
 - 6. Amputación tipo Syme.
 - 7. Amputaciones parciales de pie.

RESULTADOS

La población estudiada constó de 318 pacientes, correspondiendo 232 al sexo masculino (73.7 %) y 86 al femenino (27.3 %) (Cuadro 1).

El mayor número de casos se presentó en el grupo de edad de 45-64 años, representando el 28.9% del total de la población estudiada. El segundo lugar lo ocupó la población de 65 años en adelante, correspondiendo al 18.1%. En tercer lugar se encuentra la población de 25-34 años de edad, representando el 16.2% (Cuadro 2).

De la población estudiada el promedio de edad fue de 41.6 años, siendo el caso de mayor edad de 86 años y el de menor edad de 2 años.

En esta investigación se encontró que en el Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación los niveles de amputación que con mayor frecuencia se presentaron fueron: 147 pacientes con amputación por arriba de rodilla lo que corresponde al 46.7 % y en segundo lugar la amputación por abajo de rodilla con 143 pacientes que representan al 45.4%. Teniendo una menor frecuencia de incidencia se presentó la amputación tipo Chopart, en 14 pacientes; la desarticulación de cadera en 9 y la amputación tipo

Syme en 5, lo que en su conjunto corresponde al 8.9% del total de la población estudiada (Cuadro 3).

De los 318 casos, la mayor frecuencia la obtuvo la amputación en la extremidad derecha con 174 pacientes, lo que corresponde al 55.0%. Le siguió la amputación en la extremidad izquierda con 138 pacientes, lo que representa el 43.1%, y 6 pacientes con amputación bilateral (1.9%) (Cuadro 4).

De las prótesis prescritas, 318 casos, 147 correspondieron a prótesis por arriba de rodilla (46.7%) (Cuadro 3). Como ya se mencionó anteriormente, en el Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación se fabrican básicamente dos tipos de prótesis: las convencionales y las modulares. El número de prótesis fabricadas durante el periodo de estudio fue de 141 convencionales (95.7%) y 6 modulares (4.1%) (Cuadro 5).

El tipo de *socket* utilizado para ambos tipos de prótesis fue el llamado "*socket* cuadrilateral".

Los medios de sujeción que se utilizaron fueron la válvula de succión en 59 casos, la sujeción sileciana en 21 casos y la sujeción mixta (succión y sileciana) en 67 casos (Cuadro 5).

La unidad de rodilla más utilizada en la fabricación de prótesis fue la rodilla de fricción constante o también llamada

convencional en 137 casos. La unidad de rodilla que se utilizó para la fabricación de prótesis modulares, fue la rodilla de la marca Otto Bock, modelo 3R20 en 6 casos. También se utilizaron rodillas con mecanismo de seguridad en 4 casos lo que correspondió siempre a pacientes geriátricos (Cuadro 5).

El pie que con mayor frecuencia se utilizó fue el pie SACH convencional en 141 casos y las unidades modulares utilizaron pie SACH dinámico en 6 casos (Cuadro 5).

Del total de la población estudiada, 318 casos, 143 (45.4%) (Cuadro 3) correspondieron a prótesis por abajo de rodilla, de las cuales 141 (98.6%) fueron prótesis convencionales y 2 (1.4%) modulares (Cuadro 6).

Los tipos de *sockets* fabricados fueron el tipo P.T.B. en 110 casos lo que representó el 77%, el tipo K.B.M. en 21 casos con el 14.6% y el tipo P.T.S. en 12 casos con el 8.4% (Cuadro 6).

Los medios de sujeción utilizados fueron la sujeción supracondílea en 114 casos y 8 casos en que se utilizó el corselete a muslo (Cuadro 6).

El tipo de pie utilizado en el mayor número de casos fue el pie SACH convencional en 141 prótesis y solamente en 2 prótesis modulares se utilizó el pie SACH dinámico (Cuadro 6).

En los 318 casos, 14 (4.4%) correspondieron a prótesis tipo Chopart (Cuadro 3). De las catorce prótesis fabricadas, 13 fueron tipo sandalia con *socket* bivalvado y 1 caso no especificado (Cuadro 7).

El medio de sujeción utilizado en todos los casos fue el corselete a pierna. El pie utilizado con mayor frecuencia fue el pie confeccionado en cuero en 13 casos y sólo en un caso se fabricó de hule espuma (Cuadro 7).

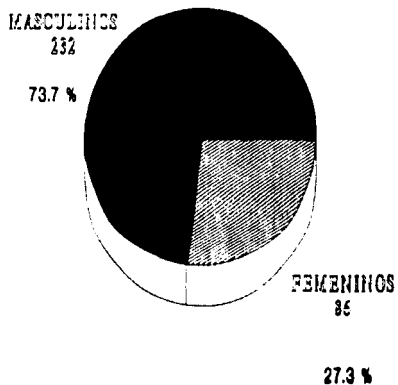
9 casos (2.8%) correspondieron a prótesis para desarticulado de cadera (Cuadro 3). Los tipos de prótesis utilizados fueron 8 convencionales y una modular. Todas las prótesis fabricadas utilizaron el *socket* tipo canadiense. La sujeción utilizada fue la convencional en todos los casos (Cuadro 8).

En 8 casos tanto la articulación de cadera como la unidad de rodilla y el pie SACH fueron convencionales. Solamente en un caso se utilizaron unidades modulares y pie SACH dinámico (Cuadro 8).

5 (1.5%) casos fueron prótesis para amputaciones tipo Syme (Cuadro 3). Los tipos de *sockets* utilizados fueron 3 con ventana posterior y 2 tipo corselete. El pie utilizado en todas las prótesis fue el SACH convencional (Cuadro 9).

INCIDENCIA POR SEXO EN 318 PACIENTES AMPUTADOS

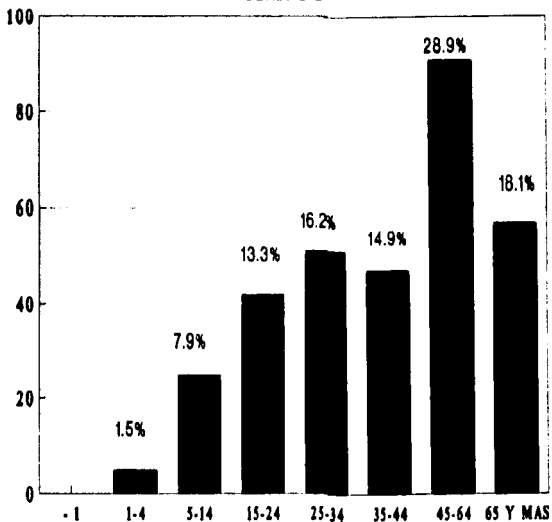
CUADRO 1



FUENTE: ARCHIVO CLINICO I.N.M.R.

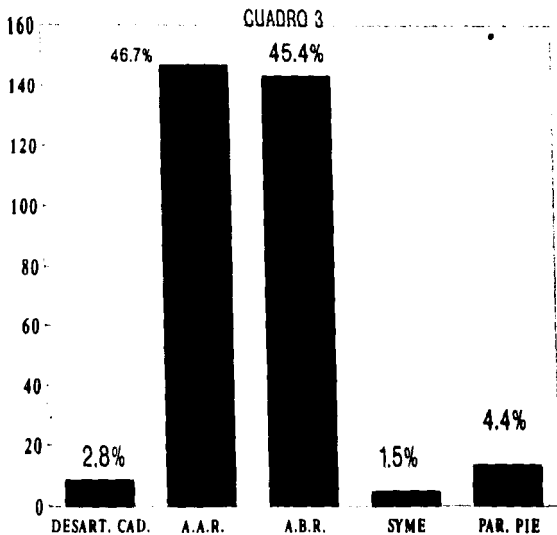
DISTRIBUCION POR GRUPO DE EDAD EN 318 PACIENTES AMPUTADOS

CUADRO 2



FUENTE: ARCHIVO CLINICO I.N.M.R.

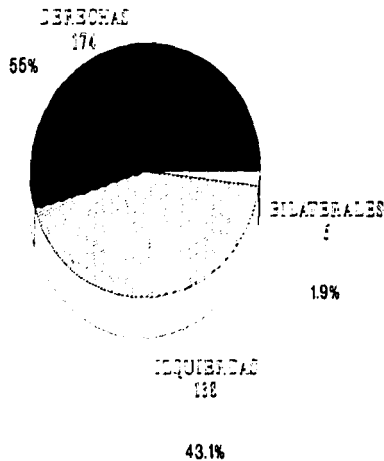
NIVELES DE AMPUTACION EN 318 PACIENTES AMPUTADOS



FUENTE: ARCHIVO CLINICO I.N.M.R.

FRECUENCIA DE LAS EXTREMIDADES AFECTADAS EN 318 PACIENTES AMPUTADOS

CUADRO 4



FUENTE: ARCHIVO CLINICO I.N.M.R.

COMPONENTES DE LAS PROTESIS ARRIBA DE RODILLA
EN 147 PACIENTES AMPUTADOS
INSTITUTO NACIONAL DE MEDICINA DE REHABILITACION
1990 - 1991

CUADRO 5

| COMPONENTES | TIPO | NUMERO | % |
|--------------------------|----------------------------------|--------|-----|
| PROTESIS | CONVENCIONAL | 141 | 96 |
| | MODULAR | 6 | 4 |
| SOCKETS | CUADRANGULAR | 147 | 100 |
| MEDIOS DE SUJECION | VALVULA DE SUCCION | 59 | 40 |
| | SILECIANO | 21 | 14 |
| | MIXTO | 67 | 46 |
| UNIDAD DE RODILLA | EJE SIMPLE | 137 | 93 |
| | MODULAR | 6 | 4 |
| | EJE SIMPLE/CON MEC. SEGURIDAD | 4 | 3 |
| UNIDAD DE PIE | SACH CONVENCIONAL | 141 | 96 |
| | SACH DINAMICO | 6 | 4 |

FUENTE: Archivo Clínico. Taller de Ortesis y Prótesis.

COMPONENTES DE LAS PROTESIS ABAJO DE RODILLA
 EN 143 PACIENTES AMPUTADOS
 INSTITUTO NACIONAL DE MEDICINA DE REHABILITACION
 1990 - 1991

CUADRO 6

| COMPONENTES | TIPO | NUMERO | % |
|--------------------------|----------------------|--------|----|
| PROTESIS | CONVENCIONAL | 141 | 98 |
| | MODULAR | 2 | 2 |
| SOCKETS | P. T. B. | 110 | 77 |
| | K. B. M. | 21 | 15 |
| | P. T. S. | 12 | 8 |
| MEDIOS DE SUJECION | SUPRACONDILEA | 114 | 80 |
| | CORSELETE | 8 | 6 |
| UNIDAD DE PIE | SACH CONVENCIONAL | 141 | 98 |
| | SACH MODULAR | 2 | 2 |

FUENTE: Archivo Clínico, Taller de Ortesis y Prótesis.

COMPONENTES DE LAS PROTESIS PARA AMPUTADOS
PARCIALES DE PIE EN 114 PACIENTES
INSTITUTO NACIONAL DE MEDICINA DE REHABILITACION
1990 - 1991

CUADRO 7

| COMPONENTES | TIPO | NUMERO | % |
|--------------------|--------------------|--------|-----|
| PROTESIS | SANDALIA | 14 | 100 |
| | BIVALVADO | 13 | 93 |
| | OTROS | 1 | 7 |
| MEDIOS DE SUJECION | CORSELETE A PIERNA | 14 | 100 |
| | CUERO | 13 | 93 |
| UNIDAD DE PIE | HULE ESPUMA | 1 | 7 |

FUENTE: Archivo Clínico, Taller de Ortesis y Prótesis.

COMPONENTES DE LAS PROTESIS PARA AMPUTADOS
DESARTICULADOS DE CADERA EN 9 PACIENTES
INSTITUTO NACIONAL DE MEDICINA DE REHABILITACION
1990 - 1991

CUADRO 8

| CONVENCIONAL | TIPO | NUMERO | % |
|--------------------|-------------------|--------|-----|
| PROTESIS | CONVENCIONAL | 1 | 1 |
| | MODULAR | 1 | 17 |
| SOCKET | CANADIENSE | 9 | 100 |
| MEDIOS DE SUJECION | CONVENCIONAL | 9 | 100 |
| UNIDAD DE CADERA | CONVENCIONAL | 8 | 88 |
| | MODULAR | 1 | 12 |
| UNIDAD DE RODILLA | CONVENCIONAL | 8 | 88 |
| | MODULAR | 1 | 12 |
| UNIDAD DE PIE | SACH CONVENCIONAL | 8 | 88 |
| | SACH DINAMICO | 1 | 12 |

FUENTE: Archivo Clínico. Taller de Ortesis y Prótesis.

COMPONENTES DE LAS PROTESIS PARA AMPUTADOS
TIPO SYME EN 5 PACIENTES
INSTITUTO NACIONAL DE MEDICINA DE REHABILITACION
1990 - 1991

CUADRO 9

| CCOMPONENTES | TIPO | NUMERO | % |
|---------------------|----------------------|--------|-----|
| SOCKET | VENTANA POST. | 3 | 60 |
| | CORSELETE | 2 | 40 |
| UNIDAD DE PIE | SACH TIPO SYME | 5 | 100 |

FUENTE: Archivo Clínico. Taller de Ortesis y Prótesis.

DISCUSION

Las prótesis para los pacientes desarticulados de cadera, es la introducida por McLaurin en 1957. Más recientemente, la versión endoesquelética modular (OBM), de la marca Otto Bock ha sido empleada con muy buenos resultados, ya que tiene un peso mucho menor a la prótesis convencional. Además cumple una adecuada función estética y brinda la oportunidad de intercambiar y ajustar sus componentes (22).

La gran diferencia que existe actualmente entre las prótesis modulares y las convencionales para desarticulado de cadera, es que en las primeras sus partes son intercambiables y están fabricadas en distintos materiales. La versión modular consta de las siguientes partes:

- a) Canastilla o *socket* tipo canadiense.
- b) Articulación de cadera modular.
- c) Unidad de muslo con cubierta cosmética.
- d) Articulación de rodilla modular.
- e) Unidad de pierna cosmética.
- f) Pie SACH dinámico.

El *socket* actualmente utilizado es el ya descrito en páginas anteriores. Sigue los principios que estableció McLaurin, por lo cual no abundaremos más en su descripción.

Hoy en día existe la tendencia de tomar el molde, para elaborar el socket, con una flexión de cadera en el miembro remanente de 20 grados para conseguir un mejor apoyo en la tuberosidad isquiática (22).

Existen múltiples articulaciones de cadera modulares. Todas siguen el mismo principio: la articulación de eje simple. Una de las más usadas es la articulación de la fábrica Otto Bock, que es una articulación de fricción constante y tiene la particularidad de estar fabricada en grafito ultraligero. Además cuenta con un mecanismo de seguridad que se activa cuando la cadera se encuentra con 20 grados de flexión y se desactiva cuando la cadera tiene 15 grados de extensión. Esto permite descargar el peso corporal durante la fase de apoyo sin que el paciente pierda el equilibrio (22).

La unidad de muslo está fabricada en grafito, consta de un tubo que tiene la propiedad de variar su longitud de acuerdo a los requerimientos del paciente. Este tubo de grafito se adapta a la articulación de cadera y rodilla. La gran diferencia que existe con respecto a las prótesis convencionales es el peso y la propiedad de modificar su longitud, así como el hecho de que sus partes sean intercambiables. O sea, que si se necesitara cambiar esta pieza, sólo se desensambla de ambas articulaciones y la pieza se cambia. La funda cosmética se fabrica con un material llamado perlón tricot, el cual es similar al hule espuma. Se

recubre con las capas que sean necesarias hasta darle una imagen estética similar al miembro remanente (22).

Las unidades de rodilla que actualmente se emplean son múltiples. No hay una rodilla específica para una determinada prótesis. las rodillas que hoy en día se prescriben están de acuerdo a las necesidades del paciente. En capítulos posteriores describiremos las unidades de rodilla más frecuentemente usadas.

Al igual que la unidad de muslo, es un tubo fabricado en grafito, que se adapta a la unidad de rodilla y a la unidad de pie. También tiene la propiedad de variar de longitud y se recubre del mismo material que la unidad de muslo para darle la apariencia estética que se necesite.

Las unidades de pie que actualmente se manejan son muchas, pero todos comparten el principio del pie SACH ya descrito en capítulos anteriores. No hay tampoco unidades de pie para determinadas prótesis, el pie que se prescribe se relaciona con las necesidades del paciente. En capítulos posteriores describiremos ampliamente las unidades de pie actuales (5).

Las prótesis para amputados por arriba de rodilla siguen teniendo los mismos principios. A continuación describiremos los nuevos adelantos que se han desarrollado para estos componentes.

Los *sockets* para amputados por arriba de rodilla se vieron totalmente modificados en el año de 1960 cuando Radcliffe y Foort en la Universidad de California en Berkeley. Ellos describieron el *socket* cuadrilateral, el cual actualmente continua siendo el más usado en todo el mundo. Ahora existe la tendencia de disminuir la dimensión mediolateral y alargar la dimensión anteroposterior e incrementar la postura en aducción en los *sockets*. Estos nuevos diseños se basan en los trabajos de Ivan Long (22).

Socket cuadrilateral, este *socket* está fabricado a base de plástico laminado y es de los llamados *sockets* de contacto total. El *socket* consta de 4 paredes: pared anterior, pared posterior, pared medial y pared lateral. Las características básicas de este *socket* ya fueron descritas en párrafos anteriores en las llamadas prótesis convencionales (2).

Sockets flexibles, existe una gran variedad de *sockets* flexibles por abajo y por arriba de rodilla. Estos *sockets* están fabricados a base de plástico duro laminado. Actualmente la tendencia que existe es a fabricarlos con materiales más flexibles y de baja densidad como el polietileno (10, 22).

Socket flexible tipo escandinavo, este *socket* actualmente es muy utilizado debido a sus características. Está fabricado a base de polietileno de baja densidad y sus bordes superiores están

elaborados con plástico duro laminado. Los bordes rígidos proporcionan la estructura necesaria para transmitir las fuerzas que se ejercen en la extremidad protésica, sin afectar la flexibilidad del *socket* (10).

Socket flexible ISNY (Icelandic Swedish New York), este *socket* tiene la particularidad de que se fabrica con polietileno. Este material tiene la característica de que se adapta a los cambios de dimensiones del muñón y es transparente (10).

Socket flexible IPOS, este *socket* se fabrica con un material que se llama *ipolen*, que es un polietileno especial el cual también tiene la característica de adaptarse a los cambios de volumen del muñón. Este *socket* también es transparente (10).

Algunos autores señalan que los *sockets* flexibles tienen ventajas sobre los convencionales, tales como:

- a) Pocas contraindicaciones y mayor comodidad.
- b) Mejor suspensión por el material flexible.
- c) Mejor propiocepción en el muñón.
- d) Mejor tolerancia al calor y al frío.

Estos *sockets* en su diseño difieren de los convencionales en dos áreas: en la flexibilidad de interfase y en el recubrimiento externo duro. Los *sockets* flexibles usan comúnmente tres tipos de

mecanismos de soporte:

- 1) *Socket* total duro como soporte.
- 2) *Socket* duro con fenestraciones estratégicas.
- 3) Diseño original.

El diseño original de estos *sockets* tiene la característica de adaptarse a los cambios de volumen que sufre el muñón y por eso es preferido por muchos amputados. Está construido con una verdadera pared externa flexible y recubierto con una media elástica. Todo esto constituye el fundamento sobre el cual se desarrollan los *sockets* flexibles (10).

Sockets en semiflexión. el concepto de semiflexión fue introducido en la elaboración de las prótesis por abajo de rodilla. Es un concepto similar al utilizado en la fabricación de *sockets* por arriba de rodilla. La semiflexión del *socket* se produce en el momento de tomar el molde y se recomienda que sea entre 5 y 7 grados. Esto favorece que la descarga del peso corporal se realice en la tuberosidad isquiática y aumenta la potencia en los músculos flexores de la cadera, por lo que su desplazamiento es más corto y con esto se logra una mayor estabilidad en la pelvis. No se recomienda una mayor semiflexión ya que se tendrían complicaciones a la hora de realizar la extensión de cadera (22).

Sockets con preaducción, a este tipo de *sockets* se les moldea con una aducción inicial con el propósito de lograr una ligera disminución en la abducción de la cadera. De este modo se obtiene una mayor fuerza en los músculos abductores contribuyendo a estabilizar la cadera durante la fase de balanceo de la marcha. Estos *sockets* deben tener entre 5 y 11 grados de aducción para lograr la estabilidad en la pelvis (22).

Socket CAT CAM (Contoured Adducted Trochanteric-Controlled Alignment Method). Metodo de alineacion por medio del seguimiento de la curvatura del trocanter mayor.

El diseño básico de este *socket* incluye una cavidad para el trocanter mayor y una fosa especial para la tuberosidad isquiática. Estos nichos son los que soportan el peso corporal (17, 21).

El triángulo de Escarpa, el canal de los aductores y el de los rectos, así como el apoyo isquiático desaparecen en este tipo de *socket*. La tuberosidad isquiática se apoya en el *socket* debido a las medidas verticales y al ángulo de la superficie de este (21).

El *socket* CAT CAM difiere del *socket* cuadrilateral en que los apoyos antes mencionados, además de sus diámetros anteroposteriores son más largos y sus dimensiones en plano mediolateral son más estrechas (17, 21).

Teoría del socket CAT CAM: La suspensión del socket se lleva a cabo de dos maneras:

- a) La tuberosidad isquiática y parte de la rama inferior del apoyo isquiático se encuentran dentro del socket con lo que se logran controlar las fuerzas mediales y laterales producidas por el fémur (17. 21).

Las fuerzas mediales se apoyan en la porción proximal del fémur en la región trocanterica y subtrocanterica, por lo que la tuberosidad isquiática tiene una superficie de inclinación que va de la pared medial a la posterior dentro del socket. Las fuerzas producidas en el muñón hacen que se mantenga éste en una posición de aducción (17. 21).

- b) El estrechamiento del socket, en su diámetro mediolateral, tiene como objetivo que la presión ejercida por el propio socket se descargue directamente en los elementos óseos para disminuir la movilidad en los tejidos blandos (17. 21).

En la actualidad los materiales con los que se fabrican las unidades de pierna son muy variados. Lejos están los tiempos en los que sólo la madera o la resina se utilizaban en su elaboración. Incluso, los mecanismos de funcionamiento se han modificado

dando lugar al que hoy llamamos modular. La unidad de pierna se caracteriza por ser un tubo de metal fabricado en titanio, el cual tiene las ventajas de ser muy ligero y que se le puede dar el largo que se requiere para el paciente. A la unidad de pierna modular se le ensambla el *socket* y la unidad de rodilla. A este ensamblado se le agrega una funda cosmética que casi siempre se fabrica de hule espuma con un grosor similar al del miembro remanente (22).

Idealmente una unidad de rodilla protésica substituye las funciones de la rodilla normal: absorber las fuerzas que se producen al realizar el choque del talón, dar soporte durante la fase de apoyo y flexionar durante la fase de balanceo. A continuación describiremos las unidades de rodilla que con mayor frecuencia se emplean.

Rodilla con mecanismo de seguridad: Esta es una rodilla con un mecanismo de seguridad que no permite la flexión de la misma durante la fase de balanceo y proporciona una estabilidad completa en la fase de apoyo. De estas rodillas existen dos tipos:

- a) Rodilla de cierre manual, en la cual el paciente tira de un cordón para desbloquearla.
- b) Rodilla de cierre automático, que como su nombre lo indica, el mecanismo de seguridad es automático y para

poder destrabarlo se necesita realizar una hiperex-
tensión de la rodilla.

Estos tipos de rodillas se utilizan esencialmente en pacien-
tes geriátricos que no pueden realizar la extensión normal de
rodilla (22).

Rodilla de fricción constante: La rodilla de fricción
constante, de eje simple, es la más utilizada en las prótesis por
arriba de rodilla. La fricción en la unidad de rodilla es cons-
tante durante el ciclo de marcha. La rodilla de eje simple
proporciona flexión y extensión y la fricción constante limita la
velocidad del movimiento (22).

Típicamente, la fricción es producida por un collar mecánico
alrededor del eje de la rodilla. Esta tiene un mecanismo de
control que actúa sobre la fuerza de presión que ejerce el collar
alrededor del eje de la rodilla. Con ello se controla la fricción
en la misma. Este mecanismo de control está graduado con números
progresivos (22).

Rodilla de seguridad activada por el peso: Esta unidad
funciona como una rodilla de eje simple durante la fase de
balanceo de la marcha y proporciona seguridad durante la fase de
apoyo. El mecanismo de seguridad se activa durante la fase de
refrenamiento y se desactiva cuando se inicia la fase de propul-

sión. Probablemente el mejor modelo sea la versión exoesquelética de la fabrica Otto Bock. Consiste de dos piezas en forma de V, ultraligeras que se ensamblan una con otra. Su ajuste está en función del peso corporal y se desactivan cuando no hay peso sobre la rodilla protésica (22).

La versión endoesquelética de estas rodillas tiene un mecanismo de funcionamiento similar. En estas rodillas el mecanismo de seguridad se activa cuando faltan entre 10 y 15 grados para completar la extensión (22).

Recientemente una compañía francesa introdujo una modificación a la rodilla de seguridad que consiste en activar el mecanismo cuando la rodilla se encuentra flexionada.

Rodilla hidráulica activada en la fase de balanceo: Los fluidos utilizados para las unidades de rodilla son aceite y aire, los cuales son usados en cilindros para controlar la movilidad de la rodilla durante la fase de balanceo de la marcha. El objetivo de estas rodillas es disminuir la excesiva aceleración de la articulación durante la fase de balanceo y también proporcionar una resistencia para la flexión de rodilla, que sea proporcional a la velocidad de la marcha (22). Esto se logra por medio de un pistón que se encuentra dentro de un cilindro el cual empuja el aire o aceite, dependiendo si el sistema es hidráulico o neumático, frenando la articulación de rodilla. El sistema

también ayuda a que se realice la extensión de rodilla con el mecanismo antes mencionado.

El sistema cuenta con un mecanismo regulador de la resistencia para llevar a cabo la flexión y la extensión de la rodilla. Las indicaciones para el uso de estas rodillas dependen básicamente de las habilidades funcionales que tenga el individuo. Se prescribe a pacientes amputados por arriba de rodilla con muñón largo, ya que estos pacientes flexionan la unidad de rodilla con mucha fuerza con lo cual regulan la flexión de la rodilla durante la fase de balanceo (22).

Rodilla hidráulica activada en la fase de apoyo: Esta unidad de rodilla funciona de manera similar a la unidad de rodilla descrita anteriormente. Controla y regula de manera progresiva la función de pasar de extensión a flexión de la rodilla protésica (22). Este procedimiento es esencial para los amputados, ya que con este, los amputados pueden caminar con mayor facilidad en superficies irregulares o con un grado de inclinación agudo. Existen además rodillas que cuentan con mecanismos de seguridad en posición de flexión y extensión (22).

Los nuevos diseños y materiales en las unidades de pie han tenido un gran avance en los últimos años. A continuación describiremos los pies protésicos utilizados más frecuentemente.

Los pies protésicos se clasifican en pies articulados y no articulados. Primeramente describiremos los pies articulados:

Pies articulados: Los pies articulados más sencillos son aquéllos a los que se les ha denominado "pies de eje simple". Estos pies sólo permiten el movimiento en el plano sagital, o sea que realizan únicamente la flexión plantar y la dorsiflexión. El componente principal de este pie es una articulación mecánica vertical, en la cual se limitan los movimientos por medio de un hule o goma en la parte posterior del pie con lo que sólo se permiten algunos grados de flexión plantar. Esta goma está construida con diferentes materiales que le dan mayor o menor flexibilidad según sea el caso. La desventaja de estos pies es que son más pesados que los pies convencionales y que la articulación mecánica debe tener un constante mantenimiento (5).

Otros pies articulados que también se prescriben, aunque con menor frecuencia, son los llamados "pies de eje múltiple", como el descrito por Greissinger. Esta unidad de pie permite movimientos en el plano frontal y sagital, esto es, movimientos de eversion, inversión, flexión plantar y dorsiflexión. Una versión más nueva y compleja es el pie descrito por Mauch, que consta de una articulación hidráulica en el plano sagital. La gran desventaja de los pies articulados es su peso y lo complejo de su mecanismo que requiere de un mantenimiento uniforme y frecuente (5).

Pies no articulados: El pie protésico no articulado más popular, es el llamado pie SACH ya descrito anteriormente. Es el pie protésico más utilizado en todo tipo de prótesis (5).

Existe una versión del pie SACH llamado "pie dinámico". Este tiene las características de adaptarse automáticamente a las condiciones del piso y del zapato. Esta unidad de pie, al igual que el pie SACH convencional, cuenta con una cuña posterior blanda que es la que ayuda a realizar el refrenamiento. Esta cuña se fabrica con un material de diferentes grados de flexibilidad que permite a la unidad de pie adaptarse a diferentes superficies. En comparación con un pie articulado, el pie SACH tiene las ventajas de que es más ligero, más resistente, no requiere de mantenimiento y estéticamente es más atractivo. Por otra parte, su costo es mucho menor que el de un pie articulado (5).

Una nueva versión de pies protésicos ha salido al mercado. A estos nuevos pies se les ha llamado "pies ahorradores de energía". Estas unidades permiten caminar o correr con un gasto menor de energía que los pies convencionales. El más conocido es el llamado pie S.A.F.E. (Stationary Attachment Flexible Endoskeleton), el cual está construido a base de poliuretano y nylon. Este pie simula las articulaciones tibio astragalina y la subtalar. Así mismo, imita la función de los ligamentos y tendones del arco longitudinal del pie (5).

Otro pie ahorrador de energía es el "pie Seattle", el cual está construido a base de un plástico llamado Delrin, reforzado con una matriz de poliuretano. Este diseño refuerza el área metatarsal con lo que se consigue una mejor propulsión durante la marcha (27).

El "pie Sten Foot" tiene como base tres segmentos de madera que se prolongan hasta la región de los dedos. El terminado se realiza con hule de alta densidad. Este diseño proporciona una mejor marcha (27).

El "pie Carbon Copy II" tiene una matriz rígida de carbono que se extiende hasta la región de los dedos. Se le recubre con una funda cosmética (27).

Los medios de sujeción que se utilizan en las prótesis para amputados por arriba de rodilla no han cambiado de los ya descritos anteriormente. Estos medios son:

- a) Sujeción siliciana.
- b) Válvula de succión.
- c) Articulación de cadera con banda pélvica

Las prótesis para amputados por abajo de rodilla se basan en los mismos principios que los descritos en capítulos anteriores. Por lo tanto, sólo describiremos los adelantos tecnológicos que

se han producido en los últimos años en los materiales.

Los *sockets* que actualmente se utilizan en los pacientes amputados por abajo de rodilla siguen los mismos principios que los descritos en la década de los 60 (el *socket* P.T.B., el P.T.S. y el K.B.M.), por lo cual sólo describiremos los materiales y los medios de fabricación con que se elaboran actualmente estos *sockets*.

Socket CAD CAM (diseño y fabricación de un *socket* por medio de una computadora): Este *socket* fue desarrollado en 1970 por Foort y Saunders en la Unidad de Ingeniería Médica, en la Universidad de Columbia Británica, en Vancouver, Canadá. Este sistema como su nombre lo indica utiliza una computadora para el diseño y fabricación del *socket*. Se siguen los principios de los *sockets* tipo P.T.B.. Se alimenta la computadora con las medidas del muñón en sus diámetros anteroposterior y mediolateral y esta diseña el *socket* que se adapta a estas medidas (7, 12). Los pasos que se siguen para el diseño y la fabricación son los siguientes:

- 1) Se toman medidas en el plano anteroposterior y medio lateral del muñón.
- 2) Se programa la computadora con las medidas del muñón y se diseña el *socket* de acuerdo a los requerimientos del paciente.

3) Se alimenta con esta información a una máquina de vaciado rápido. Se utiliza polipropileno para la elaboración de la pieza.

4) Se realiza la prueba con el paciente para hacer el ajuste fino.

5) Se ensambla la prótesis con los componentes modulares.

Los resultados que se han obtenido con estos *sockets* fabricados y diseñados por una computadora, no han tenido el éxito deseado. Diversos autores como Foort, Kohler y Lindh reportan que todos los *sockets* realizados de esta forma se tienen que modificar manualmente, pues no brindan la suficiente comodidad al paciente (7, 12).

Swanson, siguiendo los principios básicos de las prótesis por abajo de rodilla, fabricó una prótesis llamada "ultraligera" (en función de los materiales que utilizó en su elaboración). No utiliza resina poliéster como se acostumbra. La innovación consistió en utilizar resinas de carbón para la elaboración de la prótesis y en su ensamblaje por medio de componentes modulares (24).

La unidad de pierna más utilizada actualmente es un sistema modular que consta de un tubo de titanio o grafito, el cual se

ensambla al *socket* y a la unidad de pie. Se recubre con perlon tricot para darle la apariencia estética necesaria.

Las unidades de pie más populares actualmente, ya se describieron en capítulos anteriores por lo cual no ahondaremos más en este aspecto.

Los medios de sujeción que se utilizan siguen siendo los mismos descritos en capítulos anteriores. El más usado actualmente es la sujeción supracondilea (28).

REFERENCIAS

- 1.- Bennet, W.: Lower limbs modular prostheses. A status report Bulletin. 14:4-6. 1975.
- 2.- Blair, H.: Above knee socket shape and clinical considerations. Prosthetic Orthotic Education. Northwestern University. 1964.
- 3.- Blanco, J.: Congenital Chopart amputation. Clin. Orthop. 256:14-21. 1990.
- 4.- Cifuentes, M.: Amputaciones de miembro pélvico. Manual de ortesis y prótesis. 227-255. 1986.
- 5.- Edelstein, J.: Prosthetic feet. Phys. Ther. 68:1874-1881. 1988.
- 6.- Esquenazi, A. et al.: Prosthetic Orthotics and assistive devices. Arch. Phys. Med. Rehabil. 70:206-9. 1989.
- 7.- Foort, J. et al.: Experimental fittings of sockets for below knee amputees using computer aided design and manufacturing techniques. Prosthet. Orthot. Int. 9:46-7, 1985.

- 8.- García, H.: Diferentes amputaciones de pie, prótesis y su adaptación. Tesis Insituto Nacional de Medicina de Rehabilitación.1980.
- 9.- Harrington, J. et al.: A plaster pylon technique for below knee amputation. J. Bone Joint Surg. 73-B:76-8. 1991.
- 10.- Ibarra, L. G. Avances en prótesis. Academia Mexicana de Cirugia.
- 11.- Jendrzejczyk, D.: Flexible socket systems. Clin. Prosthet. Orthot. 9:27-31. 1985.
- 12.- Kay, H.: Notes on the KBM prostheses. Inter. Clinic. Information Bulletin. VIII:18-19. 1968.
- 13.- Kohler, P. et al.: Comparison of Cad-Cam and hand made sockets for PTB prostheses. Prosthet. Orthot. Int. 13:19-24. 1989.
- 14.- Leonard, J.: Prosthetics. Rehabilitation medicine. Principles and practice. Delisa. Lippincott. 1988.
- 15.- Leonard, J. et al.: Prosthetics Orthotics and assistive devices. General concepts. Arch. Phys. Med. Rehabil. 70:195-201. 1989.

- 16.- Letts, M. et al.: The modified Chopart's amputation. Clin. Orthop. 256:44-49, 1990.
- 17.- Michael, J. et al.: New developments in recreational prostheses and adaptative devices for the amputee. Clin. Orthop. 256:64-75, 1990.
- 18.- Mitchell, C.; Verslus, T.: Management of an above knee amputee with complex medical problems using the Cat-Cam prosthesis. Phys. Ther. 70:64-68, 1990.
- 19.- Nelson, V. et al.: Prosthetics Orthotics and assistive devices. Specialized seating and assistive devices. Arch. Phys. Med. Rehabil. 70:202-5, 1989.
- 20.- Parry, M.; Morrison, D.: Use of the femurett adjustable prosthesis in the assesment and walking training of new above knee amputees. Prosthet. Orthot. Int. 13:36-8, 1989.
- 21.- Pullen, J.: A low profile paediatric partial foot. Prosthet. Orthot. Int. 11:137-8, 1987.
- 22.- Sabolich, J.: Contoured adducted trochanteric-controlled alignment method (CAT-CAM): Introduction and basic principles. Clin. Prosthet. Orthot. 9:15-26, 1985.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

- 23.- SonaId, G.: Prosthetics and Orthotics. Appleton & Lange.
1990.
- 24.- Stoner, E.: Management of the lower extremity amputee.
Medicina Fisica y Rehabilitación. Krussen, 1989.
- 25.- Swanson, V.: An alternative below knee ultralite technique.
J. Prosthet. Orthot. 3:190-200, 1990.
- 26.- Tooms, R.: Amputaciones. Cirugía ortopédica de Campbell.
1985.
- 27.- Topper, A.: An evaluation of computer aided design of below
knee prosthetic sockets. Prosthet. Orthot. Int. 14:136-42,
1990.
- 28.- Wing, D. et al.: Energy storing prosthetic feet. Arch. Phys.
Med. Rehabil. 70:330-35, 1989.
- 29.- Wirta, R. et al.: Analysis of below knee suspension systems.
J. Rehabil. Research. 27:385-96, 1990.