

11222  
N:2  
2Ej



# Universidad Nacional Autónoma de México

SECRETARIA DE SALUD

INSTITUTO NACIONAL DE MEDICINA

FACULTAD DE REHABILITACION DE MEDICINA  
ABR. 27 1994 FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO ESCOLARES  
DEPARTAMENTO DE POSGRADO MDMR

VALORACION DE PROTESIS PARA AMPUTADOS ABAJO DE RODILLA ELABORADA CON MATERIALES TERMOPLASTICOS

TRABAJO DE INVESTIGACION CLINICA QUE PRESENTA DR. JORGE ARRIETA ROJO



PARA OBTENER EL TITULO DE: ESPECIALISTA EN MEDICINA DE REHABILITACION

PROFESOR TITULAR UNIVERSITARIO:

DR. LUIS GUILLERMO IBARRA

INSTITUTO NACIONAL DE MEDICINA DE REHABILITACION DEPTO. ENSEÑANZA



TESIS CON FALLA DE ORIGEN

1994



## **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 está 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.

A MI MADRE:

POR SU ESFUERZO Y DEDICACION  
PARA SALIR ADELANTE.

A MI HERMANO AGUSTIN:

POR SU EJEMPLO Y SU  
HONESTIDAD.

A MIS HERMANOS:

POR SU APOYO  
INCONDICIONAL.

A MI ESPOSA  
Y A NUESTRA HIJA  
CON AMOR

A MIS MAESTROS:

DR. LUIS GUILLERMO IBARRA:  
POR SUS CONSEJOS Y SU EXPERIENCIA OTORGADA.

DR. RAFAEL MORADO GUTIERREZ:  
POR SU EMPENO Y DEDICACION.

## INDICE

INTRODUCCION.....	1
ANTECEDENTES.....	4
MATERIAL Y METODO.....	18
RESULTADOS.....	20
DISCUSION.....	23
REFERENCIAS.....	26

## INTRODUCCION

La problemática de los amputados de la extremidad inferior es un asunto de interés mundial cuyas consecuencias sociales, económicas, laborales y psicológicas, distan mucho de limitarse a las personas que han sufrido una amputación. En mayor o menor grado es un problema en todos los países y todos ellos buscan información, orientación y asesoramiento.

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 cercano posible a la que tenía antes de sufrir la amputación.

En el Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación que es una de las Instituciones del sector salud de nuestro país, proporciona atención a un gran número de pacientes amputados.

En años recientes éste Instituto ha recibido una población muy numerosa de pacientes amputados, siendo las amputaciones del miembro inferior las más frecuentes en una proporción de 8:1 en relación con las amputaciones del miembro superior.

Muchos científicos y un gran número de centros hospitalarios, se han 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 prótesis. Desde 1945 empezaron a desarrollarse en Europa y Estados Unidos una serie de prótesis con los mejores adelantos tecnológicos disponibles. A partir de entonces y hasta la actualidad el campo de las prótesis cambia día con día, ya sea en los materiales de fabricación o en sus componentes, en forma individual o en conjunto.

En el presente trabajo se utilizaron los materiales termoplásticos en la elaboración de prótesis para amputados por abajo de rodilla tratando de proporcionar un tipo de prótesis más ligera, más cómoda, de fabricación más rápida y más fácil de usar, tratando de identificar las complicaciones que se pudieran presentar en los muñones de las amputaciones por abajo de ro

dilla y las fallas en la elaboración de las prótesis - con el uso de éstos materiales.

Es evidente que la calidad de vida del amputado - ésta en relación directa con la calidad de prótesis - que use. De aquí la necesidad de estar actualizados en los adelantos tecnológicos de las prótesis, ya que el médico especialista en Rehabilitación debe estar capacitado para proporcionar una prótesis cada vez de mejor calidad.

## ANTECEDENTES

El número de personas que sufren amputaciones es elevado debido a un gran número de accidentes y a la prolongación de la vida media, que permite la llegada a edades avanzadas, en donde son más frecuentes algunas enfermedades predisponentes a la amputación.

Las importantes mejoras introducidas en las prótesis, los avances quirúrgicos en la reconstrucción del muñón y las medidas rehabilitatorias precoces, dan como resultado una mayor eficacia en el tratamiento del paciente amputado.

La amputación del miembro inferior produce mayor impacto emocional que la del miembro superior - sin embargo, una vez realizada la adaptación protésica, los problemas del amputado del miembro inferior van siendo cada vez menores, al encontrar en la prótesis una ayuda a nivel estético y funcional.

Las amputaciones por abajo de rodilla constituyen el nivel de amputación más frecuente en extremidades inferiores observadas actualmente. Kay y Newman reportan que la amputación por abajo de rodilla es más utilizada que la amputación por arriba de rodilla. Se ha visto también que existe un me -

nor gasto de energía asociada con el uso de prótesis por abajo de rodilla. Moore y colaboradores reportan que entre el 48% y el 77% de los pacientes con amputaciones por abajo de rodilla pueden ser reabilitados.

Los parámetros básicos que son tomados en cuenta para una prescripción protésica son: dimensiones del muñón, forma del muñón, cicatriz, condiciones de la piel, consistencia, condiciones del extremo del muñón, movilidad en la articulación proximal del muñón, dolor y características de la extremidad remanente. (1,5)

Una adecuada alineación de una prótesis puede proporcionar una función óptima al amputado, además de comodidad principalmente al disminuir las fuerzas que pueden causar dolor y/o ulceración en el muñón. Se entiende por alineación la posición relativa de varias partes de la prótesis con respecto a las otras, particularmente entre el socket y el pie en las prótesis por abajo de rodilla. La alineación de una prótesis está influenciada por la magnitud y la distribución de las fuerzas aplicadas sobre el muñón. Debido a la alineación éstas fuerzas pueden ser controladas disminuyendo la presión excesiva sobre algunas áreas sensibles del muñón.

(3)

Las prótesis para amputados por abajo de rodilla tuvieron gran adelanto a principios de los años 60s. En 1961 Radcliffe y Foort describen la prótesis PTB ( Patellar Tendon Bearing). De ahí en adelante se desarrollaron una serie de prótesis con diferentes sockets, una de las cuales es llamada PTS ( Protheses Tibial Supracondylar) y en Alemania se desarrolla la prótesis KBM ( Kondile Bettum Munster). (3)

Los sockets son los elementos más importantes de las prótesis para amputados de miembros inferiores. La selección de materiales, su diseño y la tecnología utilizada, constituyen problemas cuya resolución es importante para proporcionar comodidad al paciente, facilidad en la fabricación y costo accesible. ( 5, 7 ,10 ).

Los diseños del socket para amputados por abajo de rodilla han evolucionado en forma dramática. Los sockets que actualmente se utilizan en los pacientes amputados por abajo de rodilla siguen los mismos principios de la década de los 60s.

Actualmente se han venido fabricando los sockets con material plástico flexible. (4,5,6,11)

El termoplástico es un material que puede ser fácilmente moldeable cuando es calentado. El uso de éste requiere de un amplio conocimiento de sus pro-

propiedades.

El primer material plástico comercialmente importante ha sido el celuloide. Fué desarrollado durante 1860. Un material plástico a mayores temperaturas fué buscado. En 1907 Leo Baekeland, patentó un material plástico consistente en resina de Fenol formaldehído, obtenido de la madera pulverizada el cual 2 años más tarde recibió el nombre de Bakelita. (6)

A partir de los años 50s la Industria química ha desarrollado un amplio rango de materiales plásticos, siendo utilizados en el campo de la Rehabilitación junto con los materiales tradicionales que aún son ampliamente utilizados. ( 9 )

Los materiales plásticos utilizados actualmente exhiben un gran número de propiedades y características lo cual los lleva a ser considerados los materiales ideales para órtesis y prótesis. Permiten una adaptación protésica más rápida, un costo accesible al paciente y un tiempo de fabricación más corto. Los materiales plásticos son más fáciles de moldear adaptándose a las características anatómicas del paciente lo cual abre una gran posibilidad para mejores diseños y una mejor apariencia cosmética. (5,9)

Los plásticos utilizados en este campo generalmente tienen poca o ninguna toxicidad y no son afectados por los líquidos corporales. Son además limpios, higiénicos y requieren de una rutina mínima de mantenimiento. (9)

Una posible complicación de estos materiales es que los plásticos tienen diferentes propiedades mecánicas. (9,11)

Los plásticos son un grupo de materiales sintéticos obtenidos a través de materiales naturales básicos tales como, carbón, petróleo y sustancia vegetal. Todos ellos contienen polímeros de alto peso molecular, siendo éstos la base de la clasificación pero además contienen una variedad de otras sustancias. (8,9)

Existen dos tipos de materiales plásticos: los termosetting y los termoplásticos.

Los materiales termosetting son el poliéster y la resina acrílica y son principalmente atractivos para las propiedades del laminado.

Los materiales termoplásticos se caracterizan por la capacidad que tienen de ablandarse con el calentamiento y se endurecen con el frío de una manera reversible.

#### TERMOPLASTICOS DE ALTA TEMPERATURA.

**POLIPROPILENO:** Es un material termoplástico rígido con una estructura molecular extremadamente estable con resistencia al gran impacto y buenas propiedades mecánicas. Cuando es calentado a 180 grados puede ser fácilmente moldeado. Tiene múltiples aplicaciones industriales. Comúnmente se encuentran en el mercado con medida de 8 pulgadas X 4 pulgadas, en 3 mm, 4.5 mm y 5 mm de grosor, tanto en forma natural ( blanco), como de color. Un ejemplo del uso de polipropileno son las órtesis tobillo-pié y las órtesis de columna.

**POLIETILENO:** Es un material termoplástico muy similar al polipropileno, utilizado para la misma manufactura. Sin embargo, es menos rígido que el polipropileno ( la temperatura a la cual puede moldearse es de 140 grados). Es fácilmente obtenible y muchas veces se prefiere su uso en lugar del polipropileno en aplicaciones tales como insertos de pies, órtesis de columna, órtesis de rodilla, órtesis de muñeca y collarines. Se encuentra en el mercado en tamaños de 8 X 4 pulgadas y con un grosor de 3 y 6mm, en colores natural o rosa ( coloreado con vitrate-ne).

Existen dos tipos de polietileno: El ortolen -

que es un material mecánicamente fuerte y por sus características plásticas es utilizado para la manufactura de órtesis de Milwaukee, órtesis rodilla - tobillo-pié de Stanmore y férula tobillo-pié.

Otro tipo de polietileno es el sub-ortolen de menor resistencia que el ortolen y es utilizado para las mismas aplicaciones.

**POLIVINIL CLORIDE:** El más común de éste material es el PVC, es llamado también Darvic o Formasplint. Se moldea a temperaturas de 110 a 120 grados y generalmente es utilizado para órtesis de mano y adicionalmente para actividades de la vida diaria.

**ABS:** Este polímero contiene tres monómeros básicos- Acrinolitilo, Butadieno y Estireno. La resina ABS produce materiales que son rígidos, con gran estabilidad dimensional y superficies ampliamente resistentes. Se utilizan para los vaciados.

**POLICARBONATO:** Es un termoplástico que ha sido utilizado en su forma transparente (Lexan) para hacer órtesis. Su uso tiene particular importancia en pacientes fallecidos cuya piel necesita ser inspeccionada continuamente, por ejemplo cuando hay peligro o daño tisular.

**ETILENO VINIL ACETATO:** Es un termoplástico sólido- cuyo nombre es termo-back. Es un material termo -

plástico cuyas propiedades son similares al polipropileno y al polietileno. Puede proporcionar particular valor en pacientes con quemaduras principalmente faciales que requieren un control de las cicatrices hipertróficas.

**POLIMETIL-METACRILATO:** Es un material cuyo nombre químico común es el de "acrílico". Existen un gran número. El más utilizado es el Plexidur que es unacrílico de color ámbar usado para órtesis de muñeca y ortesis tobillo-pié espirales y hemiespirales (8,9,11).

Debido a las propiedades de los materiales termoplásticos, el concepto de los sockets flexibles pudo ser introducido. Otra ventaja del uso de los materiales termoplásticos en la manufactura de las prótesis fué la posibilidad de hacer prótesis más ligeras. (2,4,5)

La historia del socket flexible data de varios años atrás, sin embargo, de dos años a la fecha ha habido una inclinación importante para el uso del socket flexible de interfase. Este socket según algunos reportes proporciona múltiples beneficios a los pacientes. (2)

Actualmente existen numerosos sistemas flexibles utilizados en los Estados Unidos y en todo el

mundo. Estos sockets difieren en diseño en dos - áreas principales: en la interfase del socket flexible y en la parte rígida externa del socket. Existen tres tipos de socket flexible:

- 1.- Socket rígido total.
- 2.- Socket rígido fenestrado.
- 3.- Socket diseñado.

El sistema IPOS (norteamericano) utiliza Ipolen, el cual es un polietileno de fórmula especial y proporciona un espesor uniforme del socket además de que encoje poco. El socket resultante es translúcido.

El sistema ISNY (Sueco) prefiere polietileno el cual tiene tendencia a encojer aunque se reporta que no tiene problema. El socket también es translúcido.

El sistema SFS (Escandinavo) recomienda el uso de Surlyn pero también el polietileno puede ser utilizado. El surlyn es un plástico termoformable el cual encoje poco y proporciona un socket transparente.

Estos tres sistemas mencionados son las tres técnicas que existen en el mundo para la fabricación de la estructura del socket flexible.

El método termo-forming para la interfase es -

básicamente el mismo en los tres sistemas. La única diferencia es la recomendación del sistema IPOS - que consiste en precalentar el molde negativo y que prefieren secar la férula. Si se usa una férula mojada, ellos recomiendan una funda colocada sobre la férula antes del termoforming. El sistema SPS - recomienda un calentamiento del molde mojado para Surlyn. El sistema ISNY no declara preferencia.

La mayoría de las diferencias ocurren en la fabricación del armazón. Los materiales y la preparación tienen un extenso rango de fabricación.

El laminado IPOS (norteamericano) del molde-positivo utiliza el carbón acrílico para el socket flexible el cual ha sido especialmente formulado - para el uso de fibras de carbón, es laminado sobre la superficie del stockinette de nylon o de carbón fibroglass. En total son siete capas para pacientes de talla promedio.

El sistema de laminado ISNY (sueco) se realiza sobre el molde positivo con el socket flexible en su lugar. Su recomendación es el 100% de políester rígido acrílico si se desea. Una laminación - de políester es colocada sobre las capas apropiadas del stockinette de nylon, de fibroglass y una o dos capas de carbón unidireccional. El total de -

vueltas acumuladas es de 26 capas en ambas direcciones. Además ellos recomiendan adicionar un fieltro de dacrón para instalar suficiente acolchona - miento en áreas estratégicas.

El armazón del laminado SFS ( Escandinavo) sobre el molde positivo el cual ha sido construido - con varias capas de stockinete utilizando un relleno en el sitio del socket flexible, un laminado - acrílico es situado sobre las capas apropiadas del stockinete de nylon o fibroglass y una capa de carbón unidireccional. El total de capas en el borde - proximal es de 25 capas y de 26 capas en el borde - medial.

En los sistemas INSY y SFS cuidadosamente de - ben llevar un total de vueltas en el borde proxi - mal y medial donde la cubierta evita la presión - excesiva.

Hay algunas variaciones en la parte final del armazón de la estructura. La cara medial en los - sistemas SFS y INSY son aproximadamente 2 y medio - y 2 3/4 de ancho. La cara medial en la estructura - del sistema IPOS se extiende alrededor del borde - medial en su parte anterior y posterior por 1 cm.

La parte proximal en el sistema SFS anterior - y posteriormente son 2/3 de ancho medial y lateral

La parte proximal del sistema ISNY se extiende en las esquinas anterior y posterior de la porción lateral del socket.

La parte proximal del sistema IPOS se extiende de aproximadamente 2 cm a partir de las esquinas anterior y posterior.

En los sistemas SFS e IPOS la parte distal se encuentra alrededor de la porción lateral distal fémur. El sistema ISNY no.

Todos los sistemas tienen cuidado para tener un radio adecuado en la conexión de los bordes medial; y lateral y las partes proximal y distal.(2)

SOCKET CAD CAM (diseño y fabricación del socket por medio de una computadora) fué desarrollado en 1970 por Foord y Saunders en la Unidad de Ingeniería Médica en la Universidad de Columbia de Vancouver, Canadá. Este sistema como su nombre lo indica utiliza una computadora para el diseño del socket y la fabricación del mismo. Se siguen los principios de los sockets tipo PTB. Se alimenta la computadora con las medidas muñón en sus diámetros anteroposterior y mediolateral y ésta diseña el socket que se adapta a éstas medidas.

Los resultados que se han obtenido con éstos-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 ésta forma tienen que modificarse manualmente pues no brindan la suficiente comodidad al paciente. (4,10)

A partir del año de 1969 un grupo de investigadores en Toronto, Miami y New York introdujeron el uso de materiales termoplásticos en la fabricación de sockets protésicos. Inicialmente éstos materiales se utilizaron para la fabricación de prótesis provisionales adaptadas durante el período postquirúrgico inmediato.

El uso de polipropileno para la producción de sockets es una técnica actualmente bien establecida. Esto se ha descrito utilizando la técnica del Rapidform. (4,10)

Desde hace muchos años fué desarrollada la técnica de Rapidform para fabricación automática de los sockets termoplásticos. Estos sockets fueron hechos excatos, higiénicos, extremadamente resistentes, de muy bajo peso y muy durable. Los sockets no tuvieron fallas mecánicas y algunos fueron usados regularmente durante 6 años. El Rapidform proporciona sockets de mayor calidad sin la necesidad de un operador hábil. Estos sockets pue-

den usarse en preescripciones protésicas modulares o convencionales y en muchos niveles de amputación por arriba y por abajo de rodilla. Son cómodos, firmes, de bajo peso y baratos. El Rapidform es un paso en el proceso de sustitución, automáticamente se produce el socket a partir de un molde positivo o bajo un modelo computarizado. Dicha operación dura aproximadamente 20 minutos. El socket puede ser fabricado sin la vigilancia del operador. (10)

El uso del polipropileno ha sido aceptado para la fabricación de sockets de prótesis modulares. Debido a las características de este material es muy probable que pueda proporcionar mayor comodidad y calidad en los pacientes amputados por abajo de rodilla. (4)

## MATERIAL Y METODO

En el presente estudio fueron incluidos 7 pacientes amputados de miembros inferiores con amputaciones unilaterales por abajo de rodilla que acudieron al Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación solicitando prescripción protésica durante el periodo comprendido de Marzo a Noviembre de 1992.

La prescripción protesica se realizó sin importar la edad, el sexo o el lugar de residencia, previo llenado de un formato que consto de las siguientes variables: ficha de identificación causa de la amputación, fecha de la amputación , reamputación, remodelado, tipo de amputación , nivel de amputación, padecimientos agregados, características del muñón, problemas del muñón, miembro fantasma, diagnóstico, deambulación y equilibrio de pié.

Los pacientes fueron valorados cada 15 días durante su tratamiento preprótesico.

Cuando los pacientes se encontraron en condiciones adecuadas para el uso de una prótesis se prescribió ésta con las siguientes características: Prótesis para amputado de miembro pélvico, por abajo de rodilla con socket de doble ensamble de polipropileno,

con sujeción supracondilea, unidad de pierna y pié - tipo Sach.

La fabricación se realizo por tecnicos del departamento de órtesis y protésis del Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación utilizando los siguientes materiales: Nylamid, polipropileno, poliuretano, acero, velcro y cinta ortopédica, en sustitución de los materiales convencionales tales como la madera, resina, pigmento, luperco, promotor, peli te y baqueta.

Después de la prescripción de la protesis los pacientes fueron nuevamente valorados cada 2 semanas durante 3 meses para la valoración de las complicaciones durante su uso.

Por último los pacientes fueron clasificados desde el punto de vista funcional, segun la escala de Ruseck que consta de 6 parametros:

- I.- Restauración total.
- II.- Restauración parcial.
- III.- Cuidado personal máximo.
- IV.- Cuidado personal minimo.
- V.- Cosmético.
- VI.- No funcional.

## RESULTADOS

Fueron estudiados 7 pacientes que acudieron al Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación durante el período comprendido de Marzo a Noviembre de 1992. Seis de éstos pacientes correspondieron al sexo masculino y uno al sexo femenino. Las edades fluctuaron entre los 28 y los 72 años de edad. Cinco de éstos pacientes habían utilizado una o más prótesis anteriores. Cuatro pacientes tuvieron amputaciones de tipo traumático y tres se debieron a necrobiosis diabética.

Entre las características más sobresalientes del muñón se pueden mencionar las siguientes: 5 muñones fueron de forma cónica, 1 circular y 1 cilíndrico. Cuatro muñones se consideraron estándares y tres muñones cortos. Todos los pacientes tuvieron una cicatriz media transversa. Todos los pacientes tuvieron buen colchón de tejidos blandos, excepto uno con pobre tejido redundante. La movilidad articular fue completa en todos los casos. Cuatro pacientes manifestaron sensación de miembro fantasma.

Los problemas que se observaron con mayor frecuencia con el uso de material termoplástico son los

siguientes: durante la fabricación de las 4 primeras prótesis, se observaron algunos problemas principalmente en la manufactura del socket, debido a que, para los técnicos constituyó una falta de experiencia para esta técnica que les resultaba nueva. 5 pacientes manifestaron sensación de aumento de la temperatura a todo lo largo de la superficie del socket, 4 pacientes cursaron con dermatitis de contacto de extensión variable, 4 pacientes presentaron dolor, zonas de presión y posteriormente úlceras de presión de localización variable en el muñón. Estas 3 últimas complicaciones se presentaron alrededor de la 2a semana, a las 4 semanas 2 de los pacientes persistieron con las úlceras y 1 de ellos cursó con un absceso durante la 6a semana.

En cuanto a los beneficios observados en el presente estudio se pueden mencionar los siguientes: a pesar de los problemas iniciales en la fabricación de la prótesis, pudieron realizarse fácilmente las correcciones necesarias debido a que el polipropileno pudo ser mejor moldeado y así adaptarse mejor a las características anatómicas del muñón, proporcionando mayor estabilidad y comodidad que las prótesis convencionales.

Se sabe que el gasto energético de un amputado por abajo de rodilla es del 20% con una prótesis convencional que pesa 4 Kg. La prótesis fabricada con ma-

teriales termoplásticos tuvo un peso de 2 Kg, por lo tanto, el gasto energético se redujo también en un 50%.

Otras de las ventajas observadas fueron que el tiempo de fabricación de la prótesis con materiales termoplásticos fué más corto, el costo fué menor (N.P. \$ 158.60) en comparación de la prótesis convencional (N.P. \$ 492.63), y se pudo observar también una mayor resistencia al agua.

De los pacientes estudiados 5 habían utilizado anteriormente prótesis convencionales por abajo de rodilla, siendo éstos los que manifestaron en forma comparativa una mejor adaptación de la prótesis, mejor función con el uso de la misma, mayor comodidad, mayor aceptación, mejor apariencia estética, mejor higiene y menor costo.

Por último cabe mencionar que de acuerdo a la clasificación de Ruseck, 6 pacientes fueron catalogados dentro del grupo I ( restauración total) y 1 dentro del grupo II ( restauración parcial).

## DISCUSION

Los pacientes amputados de la extremidad inferior constituyen un problema de gran interés debido a que - su lesión física produce secuelas invalidantes que repercuten en la esfera biopsicosocial.(2,7)

Una de las obligaciones de la Rehabilitación es - proporcionar una mejor calidad de vida con los adelantos tecnológicos en uno de los campos que ha cobrado - mayor importancia en la actualidad que es el de la elaboración de prótesis, en el menor tiempo posible y al - más bajo costo, para poder integrar al paciente nueva - mente a su vida cotidiana, lo más cercana posible a la que tenía antes de sufrir la amputación.(2,7,9,13)

El uso de sockets de polipropileno se ha realiza - do en prótesis modulares, éste uso puede hacerse váli - do también en la fabricación de prótesis convenciona - les. (1)

La historia del socket flexible data de varios - años atrás. El uso de polipropileno en la fabricación - de éstos sockets proporciona múltiples beneficios de - bido a que por tratarse de un material plástico es más fácil de moldear, adaptandose a las características -

anatómicas del muñón, lo cual abre una gran posibilidad para mejores diseños y una mejor apariencia cosmética, además de ser más ligeros y de menor costo. (1,3, 5,6,15,18,20,21)

En el Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación se quiso introducir el uso de un socket de polipropileno y valorar las complicaciones durante la fabricación y su uso.

Pudo observarse una gran dificultad al iniciar la fabricación de los mismos realizándose numerosas correcciones hasta obtener la prótesis ideal.

Pudo observarse también que aunque los pacientes se encontraban en la mejor disposición para su uso, se encontraron complicaciones en cuanto a dolor, zonas de presión, úlceras, abscesos y ruptura de la prótesis. Sin embargo, todas estas complicaciones fueron superadas y los pacientes 12 semanas después de usarla se encontraban satisfechos.

Los resultados que se encontraron fueron similares a los que han sido reportados anteriormente en otros estudios.

Cabe la posibilidad de un seguimiento a largo plazo de todos éstos pacientes para determinar la durabilidad y de reunir éste último requisito, emplear el so-

cket flexible de polipropileno en forma cotidiana en-  
las preescripciones protésicas para amputados por aba-  
jo de rodilla.

## REFERENCIAS

- 1.- Coombes A G A, Lawrence RB, Davies RM. The use -  
of biocomponent fabrics for bonding polypropylene  
sockets in prostheses. Prosthet Orthot Int -  
1985; 9: 145-153.
- 2.- Cummings V, Anderson AD, Levin SA, Jerome S. The  
elderly medically III amputee. Arch Phys Med Reha  
bil 1963; 10: 549-553.
- 3.- Davies RM, Lord M. Materials and processing sys-  
tems. En: Sonald G. Prosthetics and orthotics. -  
Appleton & Lange, 1990: Vol. 45: 350-356.
- 4.- Edelstein JE, Prosthetic feet. Phys Ther 1988; -  
68 (12): 1874-1881.
- 5.- Foort J, Spiers R, Bannon M. Experimental fi -  
ttings of sockets for below-knee amputees using-  
computer aided desing and manufacturing techni -  
ques. Prosthet Orthot Int 1985; 9: 46-47.
- 6.- Harrington IJ, Lexier R, Woods JM, McPolin MFJ ,  
James GF. A plaster-pylon technique for below- -  
knee amputation. J Bone J Surg 1991; 77 B: 76-78
- 7.- Helm P, Engel T, Holm A, KristiansenV, Rosendal-  
S. Function after lower limb amputation. Acta Or  
thop Scand 1986; 57:151-157.

- 8.- Huges J Taylor js. Biomechanics and prosthetics practice. En: Sonald G. Prosthetics and ortho - tics. Appleton & Lange, 1990: Vol. 6: 45: 41-51
- 9.- Izquierdo J. Valoración pronóstica de la disca - pacidad en amputados vasculares de miembro infe - rior prostetizados. Rehabil 1989;23(4): 216-219
- 10.- Jendrzeczyk D. Flexible sockets systems. Pros - thet Orthot 1989; 4: 27-30.
- 11.- Kohler P, Lindh L, Netz P. Compararison of CAD - CAM and hand made sockets for PTB prostheses. - Prosthet Orthot 1989; 4: 19-23.
- 12.- Macfarlane P, Nielsen D, Shurr D, Meier K. Gait comparisons for below-knee amputees using a - flex-foot versus a conventional prosthetics - foot . J Prosthet Orthot 1991; 3(4):150-161.
- 13.- Martínez M, Alameda M, Molina E, Nuevo S. Valo - ración de la protetización de amputados de miem - bro inferior. Rehabil 1989;23(2): 86-89.
- 14.- Mitchel C, Versluis T. Management of an above-- Knee amputee with complex medical problems - using the cad cam prosthesis. Phys Ther 1990; - 70 (6): 389-393.
- 15.- Oberg K. Cost-benefits in orthopaedic technolo - gy by using thermoplastics in devenloping coun - tries. Prosthet Orthot Int 1991; 15: 18-22.

- 16.- Pohjolainen T. A clinical evaluation of stump in lower limb amputee. Prosthet Orthot Int 1991; - 15:178-164.
- 17.- Rubin G, Fisher E, Dixon M. Prescription of above-knee and below-knee prostheses. Prosthet Orthot Int 1986; 10: 117-124.
- 18.- Simpson D, Greig R. Orthotic Application of plastic materials. Physiother 1984; 10 (9): 332-338.
- 19.- Stoner E. Management of the lower extremity amputee. EN: Sonald G. Prosthetics and orthotics. Appleton & Lange, 1990: Vol. 49:921-935.
- 20.- Swan D. Low temperature Hand Splinting with thermoplastic materials. Prosthet Orthot Int - 1986; 11: 34- 39.
- 21.- Topper AK, Fernie GR. An evaluation of computer aided design of below-knee prosthetic sockets. Prosthet Orthot 1991; 10: 136-142.