

## Acta Ortopédica Mexicana

Volumen  
Volume 17

Número  
Number 2

Marzo-Abril  
March-April 2003

*Artículo:*

Determinación de esfuerzos en el  
socket de una prótesis transtibial por  
medio del método del elemento finito

Derechos reservados, Copyright © 2003:  
Sociedad Mexicana de Ortopedia, AC

Otras secciones de  
este sitio:

- 👉 [Índice de este número](#)
- 👉 [Más revistas](#)
- 👉 [Búsqueda](#)

*Others sections in  
this web site:*

- 👉 [Contents of this number](#)
- 👉 [More journals](#)
- 👉 [Search](#)



Artículo original

## Determinación de esfuerzos en el socket de una prótesis transtibial por medio del método del elemento finito

J. Jesús Nieto-Miranda,\* Manuel F. Carvajal-Romero,\* G. Urriolagoitia-Calderón,\*  
L. Héctor Hernández-Gómez,\* Arturo Minor-Martínez\*\*

ESIME-CINVESTAV, Instituto Politécnico Nacional.

**RESUMEN.** Un modelo tridimensional de un socket de una prótesis transtibial se desarrolla por medio del elemento finito. La geometría es determinada a través de 25 cortes transversales practicados al socket, elaborado en resina poliéster, reproducido del muñón de un voluntario masculino, 37 años, 1.74 m, 83.4 kg de peso aparentemente sano. Una vez digitalizados los cortes, se ingresan al software Ansys (Ansys Inc.) versión 5.5 los datos obtenidos. El modelo consta de 2,450 elementos y 5,251 nodos. Las propiedades consideradas fueron obtenidas de la literatura especializada del tema, las condiciones de carga y frontera fueron obtenidas del voluntario, considerando sus características antropométricas. En el análisis de la interfaz muñón/socket, se consideró un total de cuatro posiciones de dorsiflexión del socket. Se obtuvieron los patrones de esfuerzos de Von Mises generados en cada posición, con lo cual es posible establecer el papel que juega la dorsiflexión en la generación y transmisión de esfuerzos en la interfaz muñón/socket. Este modelo servirá como referencia para estudiar los diversos materiales usados en la construcción de diferentes tipos de sockets utilizados en las prótesis.

**Palabras clave:** tibia, prótesis, esfuerzo, elemento finito.

### Introducción

Las personas que experimentan la amputación de un brazo o una pierna, esperan que la combinación de una prótesis y su rehabilitación le proporcionen una mejor calidad de vida. Durante los últimos años, se han realizado adelantos en el campo de las prótesis, con lo cual se pretende ob-

**SUMMARY.** A three-dimensional model of a socket of a transtibial prosthesis was development by finite element. The geometry is determines by 25 tranvers cuts practiced to the socket, manufactured in polyester resin, reproduced of the stump of a apparently healthy masculine volunteer, 37 years, 1.74 m, 83.4 kg. Once digitized the cuts, fed the data obtained to the Ansys version 5.5 software (Ansys Inc.). Finite element model consists of 2,450 elements and 5,251 nodal points. Properties were obtained of the specialized literature, the conditions of load and frontier were obtained of the volunteer, considering their characteristics anthropometric. In the interface stump/socket, was considered four positions of dorsiflexion of the socket. Von Mises stress patterns generated in each position were obtained, we can establish the role of the dorsiflexion in the generation and transmission of stress in the interface stump/socket. Finite-element-model will serve as a reference to study the diverse materials used in the construction of different types of socket.

**Key words:** tibial, prosthesis, effort, finite element analysis.

tener un mejor diseño, entre estos adelantos se encuentran los análisis de los movimientos en video, el análisis de la interfaz muñón/socket por computadora y las técnicas sofisticadas para su fabricación.<sup>12</sup>

Las prótesis actuales para miembros inferiores son ligeras, cuentan con unidades dinámicas tobillo/pie, el socket tiene un diseño cómodo que proporciona una mayor estabilidad de la rodilla, tiene mejores materiales en las interfaces piel/socket, se desarrollan componentes y suspensiones especializados para actividades específicas.<sup>8</sup>

El socket es la pieza más importante de un dispositivo protésico, actualmente existe una enorme gama de técnicas, estilos y formas para fabricarlo. Éstas van desde técnicas manuales, hasta sistemas automatizados como es el sistema CAD-CAM.<sup>11,14</sup> Los materiales empleados para su construcción han variado a través del tiempo, ya que se re-

\* Sección de Estudios de Postgrado e Investigación, ESIME-IPN. Dpto. de Mecánica, Unidad Profesional "Adolfo López Mateos" Zacatenco.

\*\* Sección de Bioelectrónica, Depto. de Ing. Eléctrica, CINVESTAV-IPN.

Dirección para correspondencia:  
E-mail: jnietom@hotmail.com

gistran sockets elaborados con madera, hierro fundido, cuero, etc. hasta los materiales usados actualmente como son las resinas poliéster, el silicón, el grafito, la fibra de vidrio y la fibra de carbono.<sup>1,2,4,10,12</sup>

Los amputados de miembro inferior han identificado la comodidad y movilidad como las dos características más importantes de una prótesis.<sup>5</sup> Estos dos elementos son influenciados por su funcionamiento biomecánico y por la transferencia de fuerzas que se registran en la interfaz muñón/socket.

El empleo de una mejor tecnología o los elementos más caros en la fabricación de la prótesis, no implica que se mejoren los resultados protésicos, ya que un molde exacto del muñón no es mecánicamente un buen socket. Con una comprensión de la anatomía del muñón y de los principios biomecánicos implicados se obtendrá un diseño del socket más funcional.<sup>7</sup>

En el muñón se deben de identificar exactamente las zonas que pueden tolerar mejor la transferencia de fuerzas, así como aquéllas que son menos tolerantes a la presión, por lo cual se debe de atender cualquier queja por dolor o molestia que se presente en el muñón. El socket como interfaz piel/dispositivo, tiene que ser diseñado correctamente para alcanzar la transmisión satisfactoria de las fuerzas, la estabilidad, y el control eficiente para la movilidad. En su diseño se deben de modificar las áreas que tienen excedentes de carga, para distribuir las más uniformemente sobre el muñón, así, varios estudios se han realizado para evaluar y cuantificar la distribución de cargas, ya sea por medidas clínicas o modelación computacional.

Entre estos estudios se reporta el realizado por Marque A. T. Madsen, que a través de un dispositivo que permite someter al muñón a condiciones de carga y haciendo uso de la tomografía computarizada (CT), obtiene imágenes de CT del muñón sometido a las cargas medias y completas del peso corporal,<sup>6</sup> en otro estudio realizado por Convery YP, reporta haber usado 350 sensores de presión en la pared interna del socket de una prótesis transtibial, para medir la distribución de los esfuerzos dinámicos que se generan en la interfaz muñón/socket, cuando el paciente se encuentra en movimiento,<sup>3</sup> S.G. Zachariah realiza el modelado de un muñón transtibial mediante un programa de elemento finito (FE), a partir de imágenes de CT, para obtener la distribución de esfuerzos en la interfaz muñón/socket bajo carga y considerando la fricción que existe en la interfaz,<sup>13</sup> para disminuir los esfuerzos en la interfaz muñón/socket, Mark R. Pitkin modifica el ángulo de la dorsiflexión del sistema protésico pie/tobillo, tratando de simular la biomecánica de un pie biológico humano.<sup>9</sup>

Se puede apreciar que la tendencia en el diseño del socket, es lograr una interfaz óptima muñón/socket donde se analizan tres puntos, el primero es la búsqueda del material adecuado para su fabricación, el segundo la modificación de la dorsiflexión del sistema tobillo/pie y el tercero el diseño del socket dinámico o bajo carga, el análisis de estos tres puntos es con la finalidad de tener un funcionamiento

semejante a un miembro inferior biológico, así como también, una conjunción óptima de estos tres factores, lo que podría culminar en un sistema ideal en el diseño del socket.

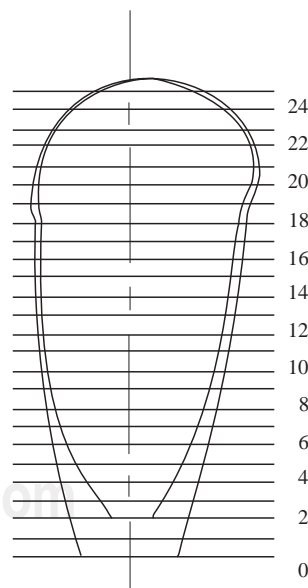
El objetivo de este estudio es analizar el comportamiento de un socket fabricado en resina poliéster de tipo transtibial en diferentes ángulos de dorsiflexión, cuando se encuentra sometido a esfuerzos generados por la aplicación de cargas producidas por el peso corporal del individuo.<sup>9</sup>

## Desarrollo del modelo

Se modeló la geometría del socket de una prótesis transtibial, ésta se dividió en dos áreas, una interna y otra externa, considerando que la forma del muñón y la superficie interna del socket son iguales.

Para determinar el área interna se creó el muñón de un voluntario aparentemente sano en yeso, el modelo fue cortado en 23 secciones transversales, para el área externa se cortó el socket laminado en resina poliéster con una malla de tela, que proporciona un espesor de 2.5 mm, el cual fue cortado en 25 secciones transversales. Su módulo de elasticidad es de 7.8 GPa y su relación de poisson es 0.35, también se consideró que es un material isotrópico, homogéneo y lineal. En ambos casos se iniciaron los cortes en la parte inferior del modelo, éstos se practicaron cada 10 mm, como se muestra en la *figura 1*, cada sección fue medida y reproducida en CAD.

Con las superficies definidas se generó la geometría volumétrica final del socket en 3 dimensiones. Los datos obtenidos se alimentaron al programa de elementos finitos (EF). Sin embargo, para el modelado en el programa de EF se consideró que el socket es simétrico, por lo cual sólo se utilizó media figura geométrica, como se ilustra en la *figura 2*.



**Figura 1.** Cortes transversales considerados en el exterior e interior del socket.

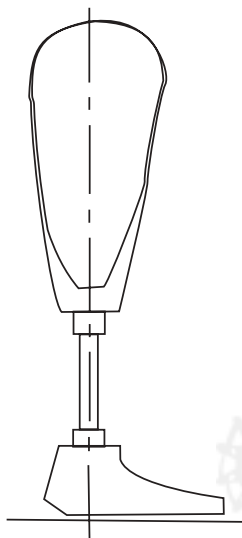


**Figura 2.** Geometría del socket modelada en el programa de elementos finitos (EF).

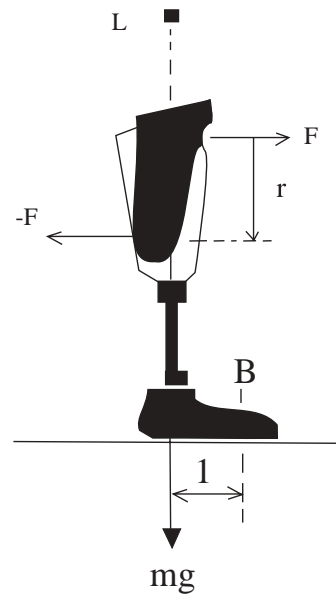
El socket fue montado en una prótesis transtibial, donde se tiene un pie tipo Sach, que tiene la característica de ser rígido, o sea, que no tiene ningún movimiento en la articulación del tobillo, como se ilustra en la *figura 3*.

Las fuerzas aplicadas en el socket se determinaron sobre la base del análisis realizado por Mark R. Pitkin,<sup>9</sup> que se ilustra en la *figura 4*, basado en las características antropométricas del voluntario, el cual tiene 37 años de edad, de sexo masculino, con una estatura de 1.74 m y 83.4 kg de peso.

Aplicando las ecuaciones 1 y 2, se obtiene que el valor de  $F$  es de 798 N para un ángulo de  $\theta = 0^\circ$  respecto a la vertical del socket, como se ilustra en la *figura 4*.



**Figura 3.** Prótesis transtibial tipo endoesquelética con pie tipo sach (sólo se muestra el 50% del socket).



**Figura 4.** Análisis de fuerzas aplicadas en un socket transtibial, según análisis de Mark R. Pitkin (Reimpreso de [14]).

$$M_B = rF \dots\dots\dots (1)$$

$$M_g = ml \dots\dots\dots (2)$$

Donde:

$M_B$  Momento en el metatarso (punto B).

$M_g$  Momento en el talón.

$m$  Masa del voluntario.

$r$  Distancia entre el par de fuerzas (0.1316 m).

$l$  Distancia del talón al metatarso (0.128 m).

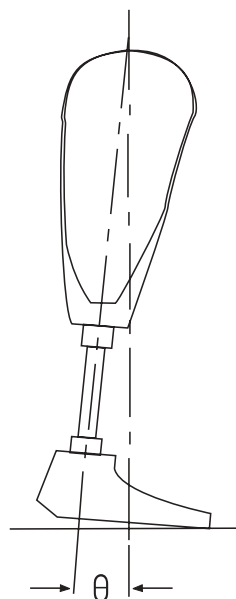
Se analizaron cuatro ángulos de dorsiflexión ( $\theta$ ), cuando  $\theta = 0^\circ$  considerada la posición más crítica para la transmisión de fuerzas y distribución de esfuerzos en el socket, cuando  $\theta = 13^\circ$  considerado el ángulo óptimo de dorsiflexión para el miembro inferior, y dos ángulos intermedios  $\theta = 5^\circ$  y  $\theta = 7^\circ$  con los que se complementa el estudio del comportamiento de la distribución de esfuerzos en el socket. En los cuatro casos se utilizó un coeficiente de fricción de 0.675 en la interfaz muñón/socket.<sup>13</sup>

En los cuatro casos estudiados, se calculan y aplican las fuerzas  $F$  sobre el socket, con una variación de la dorsiflexión de la prótesis transtibial, a través de un ángulo  $\theta$ , como se ilustra en la *figura 5*.

El modelo desarrollado consta de 2,450 elementos tipo Solid 92 (tetraedros de 10 nodos cada uno) y 5,251 nodos, se resolvió usando el programa de MEF Ansys Research versión 5.5 (Ansys Inc.).

## Resultados

En la *tabla 1* se muestran los valores máximos y mínimos obtenidos para los esfuerzos de Von Mises, cuando



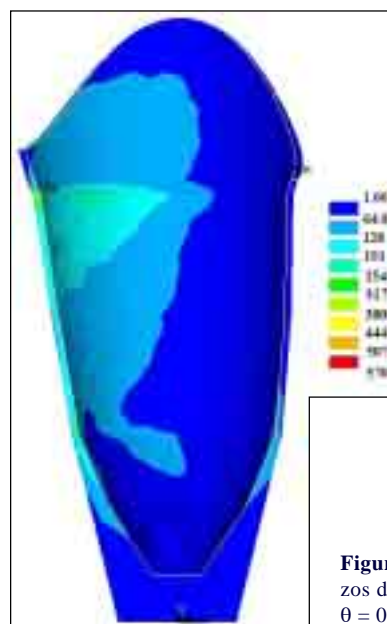
**Figura 5.** Variación de la dorsiflexión de la prótesis transtibial a través de un ángulo  $\theta$ .

son aplicadas las fuerzas en el socket en los cuatro ángulos indicados.

La distribución de esfuerzos de Von Mises se ilustra en la *figura 6* para un ángulo de  $0^\circ$  y en la *figura 7* para un ángulo de  $13^\circ$ , donde se observa que el máximo valor del esfuerzo es de 570 MPa y el mínimo de 1.66 MPa en ambos casos cuando  $\theta = 0^\circ$ .

### Análisis de resultados

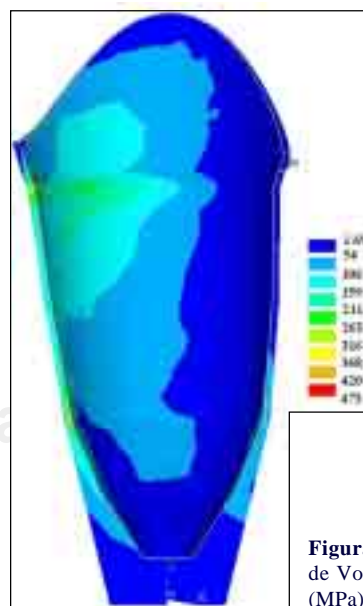
Analizando los casos extremos A y D, los resultados mostrados en la *tabla 1* indican que el máximo esfuerzo se presenta en el caso A, que llega a tener una disminución del 17% con respecto al caso D, aunque los valores mínimos de esfuerzos son muy similares en los cuatro casos, su distribución resultante difiere caso por caso, llegando a ser más homogénea en el caso D. La *figura 6* muestra el patrón obtenido cuando  $\theta = 0^\circ$  para los esfuerzos de Von Mises, se observa que existe una alta concentración en los puntos donde se aplican las fuerzas. La *figura 7* muestra el patrón obtenido cuando  $\theta = 13^\circ$  para los esfuerzos de Von Mises, se observa que la distribución de esfuerzos es más homogénea en el socket, ya que no se tienen altas concentraciones



**Figura 6.** Distribución de esfuerzos de Von Mises, para un ángulo  $\theta = 0^\circ$  (MPa).

de esfuerzos en determinados puntos, como cuando  $\theta = 0^\circ$ , lo cual indica que existe una mayor área de contacto entre el muñón y el socket en la transmisión de cargas.

Hay que hacer mención, que una de las teorías para lograr una mejor interfaz muñón/socket se cumple al modificar el ángulo de la dorsiflexión de la prótesis como lo propone Pitkin,<sup>9</sup> ya que conforme aumenta el ángulo de dorsiflexión de la prótesis, los esfuerzos van disminuyendo, y al mismo tiempo se va obteniendo una distribución más uniforme de los mismos en el socket, con lo cual se está obteniendo una transmisión más adecuada de las cargas en la interfaz muñón/socket con un menor esfuerzo por parte del usuario de la prótesis, lo que implica un mayor control y comodidad de la prótesis.



**Figura 7.** Distribución de esfuerzos de Von Mises, para un ángulo  $\theta = 13^\circ$  (MPa).

**Tabla 1.** Esfuerzos de Von Mises del socket transtibial.

Caso/Ángulo	Esf. V. Mises (MPa)	
	Máximo	Mínimo
A/ $\theta = 0^\circ$	570	1.66
B/ $\theta = 5^\circ$	532	1.68
C/ $\theta = 7^\circ$	517	1.69
D/ $\theta = 13^\circ$	473	1.69

Estos resultados sugieren que la elección del ángulo de dorsiflexión, y la selección del material para fabricar el socket, son aspectos muy importantes en el análisis de la interfaz muñón/socket.

En el análisis de resultados donde se obtiene una mejor transferencia de cargas es en el caso D, ya que es donde se obtiene una mejor distribución homogénea de esfuerzos y donde se presentan los valores más bajos. El caso A es el menos recomendable, ya que los valores de los esfuerzos obtenidos son los más altos y su distribución es la menos homogénea, por lo tanto, resulta ser el caso más crítico.

## Conclusiones

Definitivamente las investigaciones deben seguir en la búsqueda de un sistema de acoplamiento de la interfaz muñón/socket, ya que el análisis realizado muestra que el papel de la dorsiflexión es esencial en la distribución de esfuerzos que se generan en la interfaz, que busca un área de mayor contacto para la transmisión de cargas, por lo que los sockets fabricados en resina poliéster, que es de los materiales más utilizados en su fabricación, por ser un material poco flexible no se adapta a los requerimientos biomecánicos de la interfaz, lo que tiene como consecuencia que el muñón cambie de forma por el adelgazamiento y la deformación que sufre, debido a que la transmisión de cargas no es satisfactoria, por lo que la persona que lo utiliza sufre de molestias (como son dolores, ampollas, etc) y se vuelve una necesidad el cambio del socket, ya que en determinado momento el acoplamiento en la interfaz muñón/socket no es el adecuado, causando incomodidad al usuario de la prótesis.

## Agradecimientos

Al laboratorio de prótesis y ortesis del Centro Nacional de Rehabilitación (CNR) por las facilidades otorgadas para la realización de este trabajo.

## Bibliografía

1. Boonstra AM, Van WD, Eisma W. International forum—Silicone suction socket (3S) *versus* supracondylar PTB prosthesis with pelite liner: transtibial amputees preferences. *JPO* 1996; 8(3): 96-99. 8
2. Clinton L, Donald B. Atlas de prótesis, Cap. I: Historical development of artificial limbs. pp. 1-20.
3. Convery YP, Buis AW. Socket/stump interface dynamic pressure distributions recorded during the prosthetic stance phase of gait of a trans-tibial amputee wearing a hydrocast socket. *Prosthet Orthot Int* 1999; 23(2): 107-112.
4. Hahl J, Minoru T. Experimental and numerical predictions of the ultimate strength of a low-cost composite transtibial prosthesis. *J Rehabil Res Dev* 2000; 37(4).
5. Klute KG, Kallfelz CF, Czerniecki JM. Mechanical characteristics of members prosthetics: adapting to the patient. *J Rehabil Res Dev* 2001; 38(3).
6. Madsen AT, Marque, et al. A device for applying static loads to prosthetic limbs of transtibial amputees during spiral CT examination. *J Rehabil Res Dev* 2001; 37(4).
7. Mak FT, Arthur, Ming Z, Boone DA. State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface. *J Rehabil Res Dev* 2001; 38(2).
8. Meier HR. Resultados contemporáneos para la persona con una amputación. In Motion 1999; 9(3).
9. Pitkin RM. Mechanical outcomes of a rolling-joint prosthetic foot and its performance in the dorsiflexion phase of transtibial amputee gait. *JPO* 1992; 7(4): 114-123.
10. Prinham H, Charles. Thermoplastics in lower extremity prosthetics: equipment, components and techniques. *JPO* 1991; 3(1): 14-21.
11. Smith GD, Ernest MB. The use of CAD/CAM technology in prosthetics and orthotics-current clinical models and a view to the future. *J Rehabil Res Dev* 2001; 38(3).
12. Valenti JT. Experience with endoflex: A monolithic thermoplastic prosthesis for below-knee amputees. *JPO* 1991; 3(1): 43-50.
13. Zachariah SG, Sanders JE. Finite element estimates of interface stress in the trans-tibial prosthesis using gap elements are different from those using automated contac. *J Biomech* 2000; 33(7): 895-899.
14. Zheng YP, Mak AP, Leung AK. State-of-the-art methods for geometric and biomechanical assessments of residual limbs: a review. *J Rehabil Res Dev* 2001; 38(5).