



Análisis del espesor del socket en prótesis transtibial

Analysis of socket thickness in transtibial prosthesis

Nieto-Miranda, J. Jesús

Instituto Politécnico Nacional
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Azcapotzalco,
México

E-mail: jnietom@ipn.mx

<https://orcid.org/0009-0001-0910-4717>

Carbajal-Romero, Manuel Faraón (†)

Instituto Politécnico Nacional
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Azcapotzalco,
México

Sánchez-Martínez, Ricardo (†)

Instituto Politécnico Nacional
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Azcapotzalco,
México

Resumen

En el presente trabajo se realiza el análisis esfuerzo-deformación del socket de una prótesis transtibial, que soporta cargas generadas por el peso corporal en los estados estáticos y dinámicos o marcha. Para el análisis de marcha se considera un ángulo de dorsiflexión de 10°, se modela y simula mediante elementos finitos FEA el socket del muñón de un paciente de 37 años, 1.74 m y 83.4 kg de peso corporal. Se consideran los materiales más comunes utilizados en la fabricación del socket y las propiedades mecánicas se obtuvieron de literatura especializada del tema. El trabajo permite determinar, a través del diseño y selección del material para fabricar el socket, el espesor mínimo de las paredes que permita transmitir las cargas a los demás componentes de la prótesis transtibial y evitar la generación de fisuras durante la marcha. Se determina que cada tipo de material utilizado tendrá su propio factor de seguridad FS y que no es posible establecer un FS general para todos los distintos tipos de material empleados. El espesor determinado permitirá ampliar el periodo de uso del socket, mejorando la comodidad y estabilidad del usuario al caminar, así como también, es importante tener en cuenta la flexibilidad que proporciona el material seleccionado para su fabricación.

Descriptores: Socket, prótesis transtibial, factor de seguridad, esfuerzo, deformación.

Abstract

In the present work, the stress-deformation analysis of the socket of a transtibial prosthesis is carried out, which supports loads generated by body weight in static and dynamic states. For the gait analysis, a dorsiflexion angle of 10° is considered, the socket of a 37 years patient, 1.74 m and 83.4 kg, is modeled and simulated using finite elements. The most common materials used in the manufacture of the socket are considered and their mechanical properties were obtained from specialized literature. The work allows us to determine, through the design and selection of the material to manufacture the socket, the minimum thickness of the walls that allows the loads to be transmitted to the other components of the transtibial prosthesis to avoid the generation of cracks during walking. It is determined that each type of material used will have its own safety factor and that it is not possible to establish a general one for all the different types of material. The determined thickness will allow the sockets use period to be extended, improving the users comfort and stability while walking. It is also important to take into account the flexibility provided by the material selected for its manufacture.

Keywords: Socket, transtibial prosthesis, factor of safety, stress, deformation.

INTRODUCCIÓN

En una prótesis, el socket es el componente más importante del dispositivo protésico (Figura 1) (Safari & Meier, 2015; Pirouzi *et al.*, 2014), dicho elemento se debe ajustar perfectamente al muñón, soportar el peso corporal y transmitir las cargas generadas en posiciones estáticas y dinámicas durante la marcha a los demás componentes de la prótesis (Kovač *et al.*, 2009; Stevens *et al.*, 2019), el espesor y el material con el que se fabrica son determinantes para lograr el diseño requerido (Nieto *et al.*, 2003).

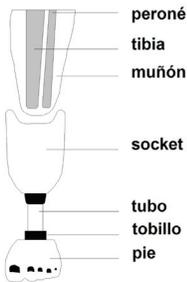


Figura 1. Muñón y componentes de una prótesis transtibial

Cuando el socket no soporta las cargas a las que se encuentra sometido, el material falla y se generan fisuras en su parte más delgada (Figura 2), teniendo el usuario la necesidad de sustituirlo por uno nuevo, debido a que, dicha fisura provoca inestabilidad durante la marcha desarrollada por el beneficiario.

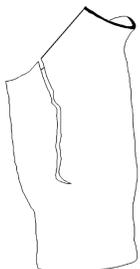


Figura 2. Fisura en el socket de una prótesis transtibial

Los materiales comúnmente empleados en la fabricación de sockets son: la resina poliéster reforzada con nylon, la fibra de vidrio y la fibra de carbono (Phillips & Craelius, 2005).

Faustini *et al.* (2006) calcula el espesor mínimo (t) del socket en estado estático considerándolo como un recipiente a presión, se toma la presión normal (q) y el esfuerzo cortante (p) generados en el socket por la carga (f), dicha carga es el peso corporal del paciente aplicado perpendicularmente al área (A) (Figura 3), dicho espesor calculado debe satisfacer el criterio indicado en la ecuación 1 para ser válido.

$$R_c > p + \frac{qR}{t} \tag{1}$$

Donde:

R_c = esfuerzo de tensión de cedencia del material y
 R = máxima expansión radial permitida por el material en la zona elástica, también conocida como elongación a la ruptura o deformación.

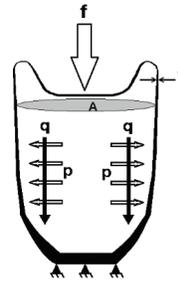


Figura 3. Esfuerzos combinados q & p generados por el peso corporal del paciente en el socket de una prótesis transtibial en posición estática

Las simulaciones y análisis mediante elementos finitos FEA son herramientas ampliamente utilizadas para predecir la distribución del esfuerzo-deformación en los sockets de miembros inferiores (Faustini *et al.*, 2006; Vargas & Wilches, 2014; Nieto *et al.*, 2003; Jia *et al.*, 2004; Stevens *et al.*, 2019; Jweeg *et al.*, 2018; Steer *et al.*, 2020; Luengas *et al.*, 2014; Plesec *et al.*, 2023; Casallas *et al.*, 2012), las posiciones dinámicas en el ciclo de marcha son estudiadas y analizadas mediante el empleo de dichas simulaciones por FEA, se obtiene el espesor (t) final mínimo requerido para soportar las fuerzas a las que se encuentra sometido el socket, dichas fuerzas son las generadas por el peso corporal del paciente durante la marcha, se emplea el análisis de dorsiflexión de la marcha en una amputación transtibial (Pitkin, 1995) como se muestra en la Figura 4.

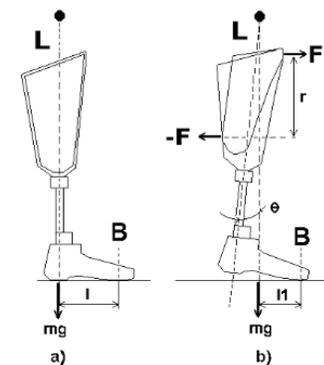


Figura 4. Análisis de dorsiflexión en una prótesis transtibial en posición: a) estática y b) dinámica o marcha (Pitkin, 2005)

Donde:

- L = distancia del centro de gravedad a la superficie de contacto
- mg = carga soportada en posición estática (Figura 4a) y dinámica o marcha (Figura 4b)
- B = punto del pie protésico con la superficie de contacto
- F y $-F$ = par de fuerzas generadas por el peso corporal en el socket durante la marcha a una distancia r debido a un ángulo θ de dorsiflexión, donde los momentos $M_B = rF$ y $Mg = mgl$ son respecto con el punto B
- l = distancia del punto de contacto del talón al punto B en posición estática y l_1 en dinámica

El objetivo de este trabajo fue realizar el análisis de esfuerzo-deformación del socket de una prótesis transtibial, dicho componente debe soportar las fuerzas generadas por el peso corporal del usuario en posiciones estáticas y durante el desarrollo de la marcha, se debe determinar el espesor mínimo que evite la falla o la generación de fisuras para alargar el tiempo de uso del socket.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para el desarrollo de la metodología propuesta, se empleó la prótesis de un voluntario que presenta amputación transtibial unilateral con pie tipo Sach (rígido), la persona tiene 37 años de edad, sexo masculino, con una estatura de 1.74 m y 83.4 kg de peso (Nieto *et al.*, 2003), se considera que cada pierna carga un 50 % del peso corporal del paciente en posición estática (Luengas *et al.*, 2014; Vargas & Wilches, 2014) y la fuerza de reacción del piso es de hasta 117,88 % el peso corporal del paciente en la marcha (Cardona *et al.*, 2022; Pinzur *et al.*, 1995).

Se simula el modelo del socket mediante el análisis por elemento finito con las propiedades mecánicas del

material seleccionado (Phillips & Craelius, 2005), se calcula el valor de las fuerzas generadas $F= 938$ N (Pitkin, 1995), teniendo una distancia r del par de fuerzas de 131.6 mm, una distancia l de 128 mm, un ángulo de dorsiflexión de 10° (Pinzur *et al.*, 1995) y el área transversal de 7238 mm², la cual se determina al reproducir el modelo del socket en un programa de diseño asistido por computadora CAD (Figura 2), la carga F se va alternando en los puntos de aplicación de acuerdo con el desarrollo de la marcha (Figura 5).

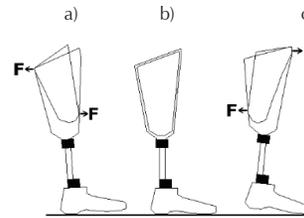


Figura 5. Puntos de aplicación de la carga F durante el desarrollo de la marcha: a) inicial, b) media y c) final

El espesor inicial t del modelo del socket a simular será el indicado en la Tabla 1 de acuerdo con el material seleccionado (Phillips & Craelius, 2005), las propiedades mecánicas de todos los materiales se consideraron linealmente elásticas, isotrópicas, homogéneas y se obtienen de literatura especializada. Se debe comprobar que el valor de la deformación no sobrepase la permitida por el material seleccionado e indicada por fabricante, de sobrepasar el valor de deformación del material se debe aumentar el espesor del modelo; así como también, se debe verificar que se cumpla el criterio indicado en la ecuación 1 (Faustini *et al.*, 2006), al cumplirse ambas condiciones se obtendrá el espesor mínimo requerido que permitirá soportar las cargas generadas por el peso corporal del usuario en estado estático y dinámico, evitando se generen fisuras en el socket, permitiendo se alargue el tiempo de uso, así como también, es posible determinar el factor de seguridad con los esfuerzos de Von Mises obtenidos aplicando la teoría de

Tabla 1. Propiedades mecánicas y espesores mínimos iniciales de cada material, considerados en la fabricación del socket para prótesis de miembros inferiores (Phillips *et al.*, 2005). Los espesores mínimos indicados es el espesor comercialmente encontrado

Material	Espesor mínimo mm	Resistencia cedencia R_c N/mm ²	Módulo elástico E N/mm ²	Relación poisson	Elongación a la ruptura %	Elongación a la ruptura mm
Nylon	2.5	a) 55	1200	0.39	> 5	4.8
		b) 83	2400			
Fibra vidrio	1	1700	68000	0.25	5	4.8
Fibra carbono	1	a) 2070	260000	0.28	1.6	1.57
		b) 2750	380000			

falla de la energía de distorsión (Lenka & Choudhury, 2011).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Tabla 2 se muestran los resultados obtenidos al simular el socket por FEA en estado dinámico con los diferentes materiales considerados y sus propiedades mecánicas de acuerdo con lo indicado en la Tabla 1.

El espesor mínimo determinado mediante las simulaciones por FEA soporta la transferencia de cargas generadas en el socket por el peso corporal del usuario durante la marcha, asimismo a los demás elementos de la prótesis en estado estático y dinámico, sin que sobrepase el valor de la deformación permitida e indicada por el fabricante para cada material.

Los resultados indican que los sockets fabricados de resina poliéster reforzada con nylon deben emplear espesores más gruesos, respecto a los fabricados con fibra de vidrio o de carbono. Con el espesor obtenido, el socket debe soportar la transferencia de cargas en estado dinámico o marcha, los cuales, son los requeridos en los puntos donde se aplica la fuerza *F* (Figuras 4 y 5), y es en estos puntos donde se generan los esfuerzos de Von Mises más altos, de no tener el espesor mínimo el material tiende a fallar generando grietas por el uso de la prótesis.

El factor de seguridad mínimo para los sockets fabricados en resina poliéster reforzada con nylon es de 2, para los que son hechos en fibra de vidrio de 5 y los de fibra de carbono de 7.

De acuerdo con los resultados obtenidos, no es posible establecer un factor de seguridad generalizado para todos los materiales, por ejemplo, si se desea fabricar un socket en nylon con un factor de seguridad de 5 ó 7 las paredes quedarán muy gruesas, lo que no sería funcional y se desperdiciaría mucho material; si se desea fabricar el socket con fibra de vidrio o carbono con un factor de seguridad de 2, las paredes quedarán muy delgadas y éstas no soportarán las cargas generadas por el peso corporal, además de que sería muy complicado fabricarlo, por ello, no sería tampoco funcional.

Es muy importante considerar las propiedades mecánicas del material seleccionado y la respuesta esfuerzo-deformación del socket en los estados estáticos y dinámicos generados por el peso corporal del paciente, pero, los usuarios se sienten más cómodos con un socket fabricado en resina poliéster reforzada con nylon por ser más flexible (Coleman *et al.*, 2001) lo que les permite un mejor desempeño durante el ciclo de la marcha.

CONCLUSIONES

El diseño, la selección del material y el espesor para fabricar un socket que soporte y transmita las cargas generadas por el peso corporal del paciente en los estados estáticos y dinámicos, permite una distribución favorable de la relación esfuerzo-deformación, permitiendo una mayor comodidad, confianza y estabilidad durante la marcha, alargando el tiempo de uso del socket al no generar fisuras. Asimismo, es importante tener en cuenta la flexibilidad que proporciona el material seleccionado para su fabricación.

Los resultados obtenidos indican que cada tipo de material empleado en la fabricación del socket tendrá su propio factor de seguridad y que no es posible establecer un FS general para todos los diferentes tipos de material, se obtiene que para el socket fabricado de resina poliéster reforzada con nylon el factor de seguridad mínimo será de 2, para los que son hechos en fibra de vidrio de 5 y los de fibra de carbono de 7.

REFERENCIAS

Cardona, L., Ruiz, J., & Rendón, C. (2022). Fuerzas de reacción desde el piso durante la marcha en personas con amputación transtibial unilateral, serie de casos. *Rehabilitación*, 56(3), 237-242. <https://doi.org/10.1016/j.rh.2021.02.001>

Casallas, E., Luengas, L., & Balaguera, M. (2012). Respuesta a carga de una prótesis transtibial con elementos infinitos durante el apoyo y balanceo. *Visión electrónica*, 6(2), 82-92.

Coleman, K., Boone, D., Smith, D., & Czerniecki, J. (2001). Effect of trans-tibial prosthesis pylon flexibility on ground reaction for-

Tabla 2. Resultados obtenidos del análisis dinámico del socket de una prótesis transtibial

Material		Espesor mínimo calculado <i>mm</i>	Elongación a la ruptura <i>mm</i>		Esfuerzo VM <i>N/mm²</i>	Factor seguridad	Cumple criterio Ec. 1
			permitida	calculada			
Nylon	a	17.5		4.10	30.51	1.80	Si
	b	12.5	4.80	3.48	47.72	1.74	Si
Fibra vidrio		2	4.80	3.40	408.89	4.16	Si
Fibra carbono	a	1		0.88	407.4	5.08	Si
	b	2	1.57	0.60	407.4	6.75	Si

- ces during gait. *Prosthetics and orthotics international*, 25(3), 195-201. <https://doi.org/10.1080/03093640108726602>
- Faustini, M., Neptune, R., Crawford, H., Rogers, W., & Bosker, G. (2006). An experimental and theoretical framework for manufacturing prosthetic sockets for transtibial amputees. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 14(3), 304-310. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2006.881570>
- Jia, X., Zhang, M., & Lee, W. (2004). Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb-dynamic effects. *J Biomech*, 37(9), 1371-7. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.024>
- Jweeg, M., Hammoudi, Z., & Alwan, B. (2018). Optimised analysis, design, and fabrication of trans-tibial prosthetic sockets. In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, 433. Recuperado de <https://doi.org/10.1088/1757-899X/433/1/012058>
- Kovač, I., Medved, V., & Ostojčić, L. (2009). Ground reaction force analysis in traumatic transtibial amputees gait. *Collegium antropologicum*, 33(2), 107-114.
- Lenka, P., & Choudhury, A. (2011). Analysis of trans tibial prosthetic socket materials using finite element method. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 4(12), 762. <https://doi.org/10.4236/jbise.2011.412094>
- Luengas, L., Gutiérrez, M., & Casallas, E. (2014). Estudio de fuerzas en la bipedestación estática. *Visión electrónica*, 8(2), 75-79.
- Nieto, J., Carvajal, F., Urriolagoitia, G., Hernández, H., & Minor, A. (2003). Determinación de esfuerzos en el socket de una prótesis transtibial por medio del método del elemento finito. *Acta Ortopédica Mexicana*, 17(2), 89-93.
- Pinzur, S., Cox, W., Kaiser, J., Morris, T., Patwardhan, A., & Vrbos, L. (1995). The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with trans-tibial amputation: a preliminary report. *J. Rehabil. Res. Dev.*, 32(4), 373-7.
- Pirouzi, G., Abu, A., Eshraghi, A., Ali, S., Gholizadeh, H., & Wan, B. (2014). Review of the socket design and interface pressure measurement for transtibial prosthesis. *The scientific World journal*, 2014(1), 849073. <https://doi.org/10.1155/2014/849073>
- Pitkin, R. (1995). Mechanical outcomes of a rolling-joint prosthetic foot and its performance in the dorsiflexion phase of transtibial amputee gait. *Journal of prosthetics and orthotics: JPO*, 7(4), 114. <https://doi.org/10.1097/00008526-199507040-00003>
- Phillips, L., & Craelius, W. (2005). Material properties of selected prosthetic laminates. *Journal of Prosthetics and Orthotics: JPO*, 17(1), 27-32. <https://doi.org/10.1097/00008526-200501000-00007>
- Plesec, V., Humar, J., Dobnik-Dubrovski, P., & Harih, G. (2023). Numerical analysis of a transtibial prosthesis socket using 3D-printed bio-based PLA. *Materials*, 16(5), 1985. <https://doi.org/10.3390/ma16051985>
- Safari, R., & Meier, R. (2015). Systematic review of effects of current transtibial prosthetic socket designs-Part 1: Qualitative outcomes. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 52(5), 491-508. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2014.08.0183>
- Steer, W., Worsley, R., Browne, M., & Dickinson, S. (2020). Predictive prosthetic socket design: part 1-population-based evaluation of transtibial prosthetic sockets by FEA-driven surrogate modelling. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 19(4), 1331-1346. <https://doi.org/10.1007/s10237-019-01195-5>
- Stevens, M., DePalma, R., & Wurdeman, R. (2019). Transtibial socket design, interface, and suspension: a clinical practice guideline. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 31(3), 172-178. <https://doi.org/10.1097/JPO.0000000000000219>
- Vargas, G., & Wilches, P. (2014). Modelado del comportamiento mecánico de unión socket-muñón, en amputados de miembro inferior. *Elementos*, 4(4), 77-85.

How to cite:

Nieto-Miranda, J. J., Carbajal-Romero, M. F. (†), & Sánchez-Martínez, R. (†). (2025). Análisis del espesor del socket en prótesis transtibial. *Ingeniería Investigación y Tecnología*, 26(03), 1-5. <https://doi.org/10.22201/fi.25940732e.2025.26.3.021>