

RELACIÓN ENTRE LA LONGITUD DEL MIEMBRO RESIDUAL Y LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS SOBRE EL MUÑÓN PARA AMPUTADOS TRANSFEMORALES

JAIME ANDRÉS VÉLEZ ZEA¹

✉ LILIANA MARCELA BUSTAMANTE GÓEZ²

JUNES ABDUL VILLARRAGA OSSA³

RESUMEN

Se construyeron cinco modelos de prótesis transfermorales compuestos por *socket*, muñón y fémur, se definió el porcentaje de miembro residual para cada individuo. Cada modelo correspondió a un voluntario al cual se le tomaron moldes de muñón y *socket* y tomografías del muñón. Las partes se digitalizaron en un modelo CAD y el ensamble se exportó a un *software* de análisis por elementos finitos. Se realizó un análisis de la marcha y se establece que las condiciones más críticas para las fuerzas de reacción suceden en la fase inicial de apoyo. Para esta fase se formuló un modelo estático y se calcularon las cargas sobre el *socket* a partir de las fuerzas de reacción en el piso. Se simuló en el *software* la fase de postura del *socket*, la fase de relajación y la fase final de carga, obteniéndose los valores y distribuciones de presiones y esfuerzos cortantes en la superficie del muñón para la fase de carga y los esfuerzos principales de von Mises para el fémur. Estos valores se relacionaron con los porcentajes de miembro residual para buscar relaciones y tendencias. Se encontró que existe una relación entre el porcentaje de miembro residual y las presiones en la superficie del muñón.

PALABRAS CLAVE: amputado transfemoral; esfuerzos; elementos finitos; prótesis.

RELATION BETWEEN RESIDUAL LIMB LENGTH AND STRESS DISTRIBUTION OVER STUMP FOR TRANSFEMORAL AMPUTEES

ABSTRACT

Five transfemoral prosthesis models compounded by socket, stump and femur were built. The percentage of residual limb for each individual was defined. Each model appertained to a volunteer whom molds stump and stump socket and scans were taken. The parts were digitized into a CAD model and the assembly was exported to finite element analysis *software*. Gait analysis was performed and it is established that the most critical conditions for the forces of reaction occurs in the initial phase of support. For this phase, a static model was formulated. Likewise loads on the socket were calculated taking into account the reaction forces on the ground. The stance phase of the socket, the relaxation phase and the final phase load were simulated by the *software*, acquiring values and distributions of pressure and shear forces on the stump surface to the loading phase and the main von Mises stresses for the femur. These values were related to the percentage of residual limb in order to find relationships and trends. It was found that a relationship exists between the percentage of residual limb and the pressures on the stump surface.

KEYWORDS: Transfemoral amputee; Stresses; Finite element; Prostheses.

¹ Ingeniero mecánico Universidad de Antioquia. M.Cs. en Ingeniería Mecánica Universidad Nacional de Colombia sede Medellín. Profesor Universidad de Antioquia.

² Ingeniera mecánica Universidad de Antioquia. M.Cs. en Ingeniería Universidad de Antioquia.

³ Ingeniero mecánico Universidad Nacional de Colombia sede Medellín. M.Cs. en Ingeniería Mecánica Universidad Simón Bolívar, Venezuela. PhD. (c) en Ciencia y Tecnología de los Materiales Universidad de Antioquia.

✉ *Autor de correspondencia:* Bustamante-Góez, L. M. (Liliana Marcela). Universidad de Antioquia: Calle 70 No. 52 - 21, Medellín, Colombia. Teléfono (574) 219 55 50
Correo electrónico: liliana.bustamante@udea.edu.co

Historia del artículo:

Artículo recibido: 30-X-2014 / Aprobado: 17-III-2015

Disponible online: 30 de junio de 2015

Discusión abierta hasta junio de 2016



RELAÇÃO ENTRE A EXTENSÃO DO MEMBRO RESIDUAL E A DISTRIBUIÇÃO DE ESFORÇOS SOBRE O COTO PARA AMPUTADOS TRANSFEMORAIS

RESUMO

Foram construídos cinco modelos de prótese transfemorais compostos socket, fêmur e coto, foi definido o percentual de membro residual para cada um. Cada modelo corresponde a um voluntário para o qual se tomou moldes de coto, socket y tomografias do coto. As partes foram digitalizadas em um modelo de CAD e a montagem foi exportado para o *software* de análise de elementos finitos. A análise da marcha foi realizada e afirma que as condições mais críticas para as forças de reação ocorrem na fase inicial de apoio. Foi formulado para esta fase de um modelo estático e foram calculadas as cargas o socket a partir das forças de reação no terreno. Foram simuladas no *software* a fase de apoio do socket, a fase de relaxamento e a fase final de carga, produzindo valores e distribuições de pressão e tensões de cisalhamento na superfície do coto para a fase de carregamento e os principais esforços de von Mises para o fêmur. Estes valores foram relacionados com os percentuais de membro residual para encontrar relações e tendências. Verificou-se que existe uma relação entre a porcentagem do membro residual e as pressões sobre a superfície do coto.

PALAVRAS-CHAVE: Amputado transfemoral; Esforços; Elemento finitos; Prótese.

1. INTRODUCCIÓN

Los pacientes amputados transfemorales sufren lesiones cutáneas debido al uso de sus prótesis, las cuales generan dolor, que se percibe de manera diferente de un individuo a otro, lo cual conlleva a diferentes percepciones del confort. La distribución de esfuerzos sobre el muñón afecta directamente las zonas donde se producen las lesiones. Otros factores que afectan la sensación de confort y fomentan la formación de lesiones en la piel son la temperatura y la humedad (Peery, *et al.*, 2006). La distribución de esfuerzos sobre el muñón se puede obtener a partir de mediciones experimentales o del uso de los elementos finitos. Las mediciones experimentales emplean sensores de presión colocados en puntos específicos de la interfaz socket muñón, obteniéndose resultados en los puntos de ubicación de dichos sensores a la vez que se altera la geometría del socket, debido a la deformación que se genera por el espacio ocupado por los sensores. Mientras que con el método de los elementos finitos se puede obtener la distribución de esfuerzos sobre toda la superficie y se obtienen datos adicionales como son las deformaciones y los esfuerzos cortantes.

Actualmente no existe un umbral claramente definido para predecir la generación de daño en el tejido (Lee y Zhang, 2007). Se han realizado estudios en porcinos (por

su similitud con la piel), los cuales han establecido valores para la presencia de lesiones. (Kendall, *et al.*, 2001).

La mayoría de estudios hasta la fecha evalúan el comportamiento de prótesis transtibiales (Peery, *et al.*, 2006; Zhang y Roberts, 2000; Zhang, *et al.*, 1995; Lin, *et al.*, 2004; Winson C. C., *et al.*, 2004; Lee, *et al.*, n.d.; Zachariah y Sanders, 2000; Winson C. C., *et al.*, 2004; Portnoy, *et al.*, 2009; Jia, *et al.*, 2004; Portnoy, *et al.*, 2007; Faustini, *et al.*, 2006; Lee y Zhang, 2007) debido a que esta es la que presenta mayor ocurrencia y los estudios sobre prótesis transfemorales no hacen un análisis de la incidencia sobre la magnitud y distribución de esfuerzos en la interfaz *socket*-muñón en relación a la longitud del miembro residual y/o a porcentaje del mismo. En los modelos numéricos realizados actualmente las precargas a las que se somete el miembro residual debido al proceso de calzado de la prótesis han sido tratadas de diferentes maneras. En algunos casos la deformación producida en los tejidos blandos es simulada utilizando un desplazamiento radial de los nodos del miembro residual para introducirlos dentro del *socket* (Zhang, *et al.*, 1995; Zachariah y Sanders, 2000; Winson C. C., *et al.*, 2004), mientras que en la mayoría de los casos es una corrección

automática realizada por el *software* para eliminar los solapamientos (Lin, *et al.*, 2004; Jia, *et al.*, 2004; Faustini, *et al.*, 2006; Zhang y Mak, 1996).

Este estudio brinda un análisis de la variación de los esfuerzos y las presiones en la interfaz *socket*-muñón con respecto al porcentaje del miembro residual, para lo cual se utilizó el método de elementos finitos en el que se tuvieron en cuenta los esfuerzos generados en el proceso de postura del *socket* (cuando el muñón se acomoda a la geometría del *socket*) y su incidencia en las cargas generadas durante la fase de apoyo en el ciclo de la marcha humana. El objetivo de esta investigación es determinar cómo se ve afectada la distribución de presiones y esfuerzos con respecto a la longitud del miembro residual después de la amputación, ya que esta distribución de esfuerzos influye directamente en la generación de lesiones cutáneas y subcutáneas afectando la percepción de confort del paciente, adicionalmente puede servir como un criterio para establecer la zona de amputación por parte del personal médico.

2. METODOLOGÍA

Con el objetivo de determinar la relación de la longitud del miembro residual sobre la distribución de presiones y esfuerzos, se elaboraron modelos de elementos finitos para simular el calzado del *socket* y la carga generada en la fase de apoyo durante el ciclo de la marcha. Posteriormente se realizaron los análisis de los resultados obtenidos.

2.1. Selección de pacientes

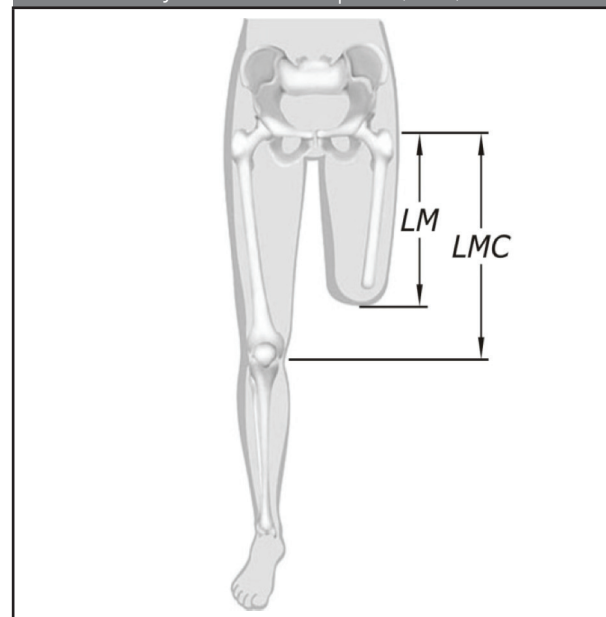
Para llevar a cabo este estudio se contó con la participación de veinte pacientes voluntarios con amputación transfemoral unilateral quienes firmaron un documento de consentimiento informado según la Declaración de Helsinki. De éstos se hizo una selección teniendo en cuenta que no presentaran patología del extremo del fémur amputado y posteriormente se eligieron cinco para los cuales los archivos STL (STereo Lithography) provenientes de las tomografías generaron los mejores archivos CAD. Las características necesarias de los cinco pacientes seleccionados para este estudio se presentan en la **Tabla 1**.

La determinación del porcentaje de miembro residual se estableció de acuerdo a la **Ecuación 1**, el

Tabla 1. Características de los pacientes

Código Individuo	Altura [m]	Peso [Kg]	Longitud Muñón [m]	% Miembro Residual
S1	1,75	75,0	0,24	70 %
S2	1,53	53,2	0,24	80 %
S3	1,67	79,8	0,28	86 %
S4	1,63	63,5	0,29	91 %
S5	1,65	88,7	0,30	93 %

Figura 1. Longitud del miembro residual (LM) y del muslo completo (LMC)



cual será utilizado para establecer una relación con los esfuerzos máximos obtenidos en el muñón.

$$\% \text{ Miembro Residual} = \frac{LM}{LMC} * 100 \% \quad (1)$$

Donde LM es la longitud del muñón medido desde el trocánter mayor y LMC es la longitud del miembro completo medido desde el trocánter mayor. En la **Figura 1**. Se detalla con mayor claridad esta relación.

2.2. Desarrollo del modelo de elementos finito

El primer paso fue obtener modelos CAD de cada uno de los componentes del sistema (hueso, muñón y

socket), en este caso el hueso corresponde con el fémur, el muñón es lo que queda de la extremidad después de la amputación y el *socket* es la parte de la prótesis que está en contacto con el paciente y es la encargada de alojar el muñón. Para el desarrollo del modelo tridimensional en CAD, se realizó un molde de yeso del muñón y otro del *socket*, estando el paciente de pie. Posteriormente estos moldes son vaciados en positivos y digitalizados utilizando un escáner 3D. A partir de imágenes tomográficas (Siemens®/Emotion 6 Scanner, 112mAs, 130 KV, 512x512 pxlmatrix, pixel size 0,758 mm, gantry tilt 0,00) procesadas con el *software* Invesalius V3. (*open source*), se obtuvo el modelo CAD del fémur del miembro residual, el cual se ensambló usando Soliworks® V2010, al modelo del muñón y del *socket* en sus posiciones anatómicas corroborando éstas con las tomografías. La simulación del ensamble resultante se realizó usando el *software* de elementos finitos Abaqus® V6.92.

Debido a la naturaleza del sistema analizado, el cual presenta materiales no lineales, grandes desplazamientos y deformaciones, se utilizó para el desarrollo del modelo un análisis de tipo explícito.

2.3. Propiedades mecánicas de los materiales

Los materiales presentes en el modelo se asumieron lineales, homogéneos e isotrópicos y sus propiedades se presentan en la **Tabla 2**.

Para representar los tejidos blandos en esta investigación se empleó un modelo simplificado que representa todos los tejidos blandos como un solo material elástico, lineal y homogéneo, ya que el objeto de este trabajo era obtener una primera aproximación a la distribución de los esfuerzos y las presiones sobre la superficie del muñón y dada la complejidad y variedad de las propiedades mecánicas precisas de cada tejido que compone el miembro residual, se requieren investigaciones que se escapan al foco de este estudio.

2.4. Condiciones de frontera

En la superficie cubierta por el acetábulo (**Figura 2**), se restringieron los tres grados de libertad correspondientes al desplazamiento. La simulación se realizó en tres fases:

a. Fase de deformación:

En esta fase se simuló el proceso de la postura

Tabla 2. Propiedades mecánicas de los materiales

Elemento	Material	Módulo de Young GPa	Coefficiente de Poisson	Densidad Kg/m ³
Socket	Polipropileno (Winson C Lee, et al., 2004; Zhang y Mak, 1996)	1.5	0.3	800
Muñón	Tejido blando (Silver-Thorn, et al., 1996; Zheng, et al., n.d.)	2×10^7	0.475	1000
Hueso	Hueso cortical (Duchemin, et al., 2008)	15	0.3	2000

Figura 2. Zona de fijación

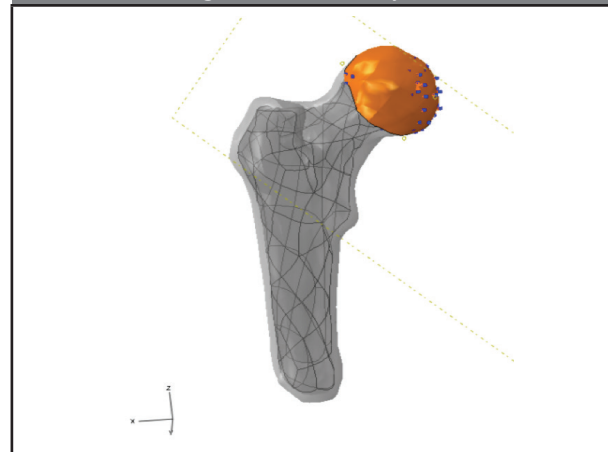
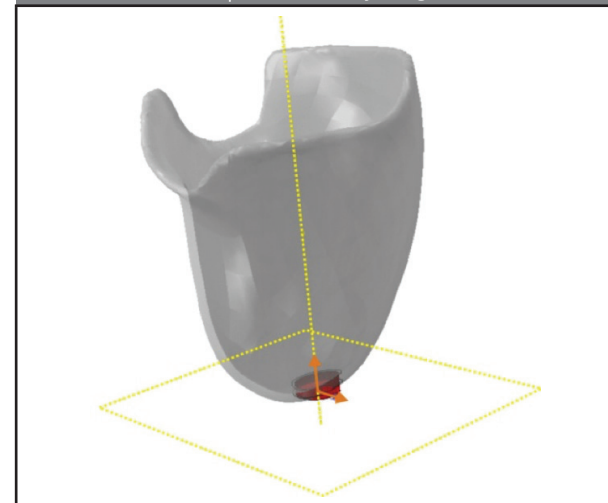


Figura 3. Punto de aplicación de las condiciones de desplazamiento y carga



del *socket*, el contacto entre el *socket* y el muñón es de tipo sin penetración en el sentido normal y sin fricción en el sentido tangencial. Para contacto entre muñón y hueso no se permitió el desplazamiento relativo entre ellos, como se ha definido en muchos de los modelos realizados hasta la fecha (Zhang y Mak, 1996; Winson C. C., *et al.*, 2004; Zhang, *et al.*, 1995; Winson C. C., *et al.*, 2004). Para realizar el desplazamiento del *socket* sobre el muñón se utilizó un cuerpo rígido situado en la zona en la que el *socket* se une con el elemento tubular de la prótesis (**Figura 3**). Esta fase tiene una duración de 10 s, este tiempo se asignó de forma que reflejara el tiempo de duración del proceso real.

b. Fase de relajación:

Le permite al muñón acomodarse dentro del *socket* y disminuir la energía cinética otorgada al sistema en la fase anterior, tiene una duración de 3 s, en esta fase se mantuvieron todas las condiciones de la primera y se cambió la definición del contacto entre el *socket* y el muñón a un contacto con fricción, con un coeficiente de 0,415 (Derler, *et al.*, 2007).

c. Fase de aplicación de la carga:

Las cargas aplicadas a los modelos se obtuvieron mediante el análisis estático de la fase inicial de apoyo del ciclo de la marcha de cada individuo en el plano sagital (Duchemin, *et al.*, 2008). En la **Tabla 3** se observan las cargas que se aplicaron a cada uno de los modelos para el análisis y en la **Figura 3** se muestra el punto de aplicación de éstas cargas el cual coincide con el punto de aplicación utilizado en la fase de desplazamiento.

2.5. Malla

El tamaño promedio de los elementos de la malla fue de 5 mm para el muñón y de 3 mm para el *socket* y el hueso, se utilizaron elementos lineales tetraédricos de cuatro nodos C3D4 y un algoritmo de mallado automático.

La **Tabla 4** muestra el número de elementos y número de nodos, respectivamente, para cada uno de los componentes del conjunto *socket*-muñón-hueso.

3. RESULTADOS

La **Tabla 5**, la **Figura 4** y la **Figura 5** muestran los resultados de presiones y esfuerzos cortantes en la interfaz

Figura 4. Presiones Vs Porcentaje de miembro residual. (Fase de aplicación de la carga)

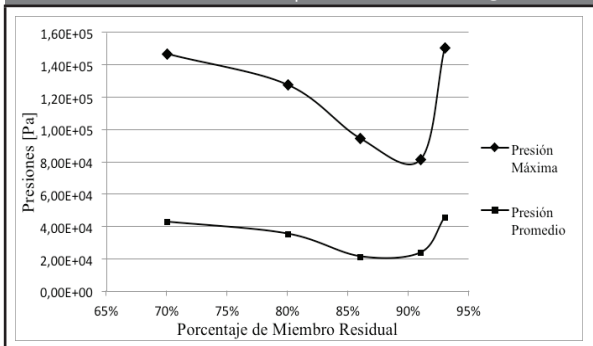


Figura 5. Esfuerzo cortante total Vs Porcentaje de miembro residual. (Fase de aplicación de la carga)

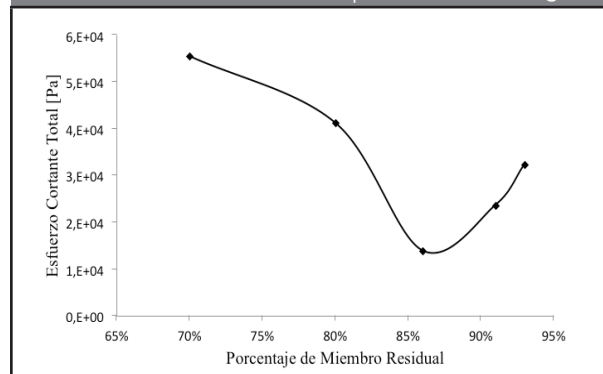


Tabla 3. Cargas aplicadas a los modelos

Código Individuo	% Miembro Residual	F Normal [N]	F Cortante [N]	Momento [N*m]
S1	70 %	807	295	172
S2	80 %	567	207	100
S3	86 %	862	315	159
S4	91 %	682	249	119
S5	93 %	961	352	167

socket-muñón para la última fase simulada (aplicación de la carga), todas estas variables se midieron en la superficie del muñón, donde éste interactúa con el *socket*, el esfuerzo cortante 1 y 2 son las componentes del esfuerzo cortante total en las direcciones 1 y 2 respectivamente.

En la **Figura 6** se observa la distribución de presiones en la superficie del muñón para cada uno de los individuos del estudio.

Tabla 4. Número de elementos y número de nodos

Código Individuo	Hueso		Muñón		Socket	
	Elementos	Nodos	Elementos	Nodos	Elementos	Nodos
S1	39418	10662	111583	20957	149592	35437
S2	30013	7660	139374	25852	166043	40633
S3	63278	14720	79910	16009	169338	41764
S4	55259	12849	39531	8854	194775	47334
S5	68058	16319	178475	32877	192991	47561

Tabla 5. Resultados en la interfaz socket-muñón (fase de aplicación de la carga)

Código Individuo	% Miembro residual	Presión Máxima [kPa]	Presión Promedio [kPa]	Cortante 1 Max [kPa]	Cortante 2 Max [kPa]	Cortante Total [kPa]
S1	70 %	147	43,2	26,4	55,4	55,5
S2	80 %	128	35,6	39,7	25,7	41,3
S3	86 %	94,9	21,6	13,5	11,7	14,0
S4	91 %	81,7	23,9	15,2	22,6	23,7
S5	93 %	151	45,7	11,0	32,3	32,4

Tabla 6. Esfuerzo von mises máximo en el hueso.
(Fase de aplicación de la carga)

Código individuo	% miembro residual	Esfuerzo Máximo [MPa]
S1	70 %	12,9
S2	80 %	26,4
S3	86 %	34,5
S4	91 %	18,4
S5	93 %	48,7

La **Tabla 6** y la **Figura 7** muestran los valores del esfuerzo Von Mises máximo que se presentan en el hueso después de la fase de aplicación de la carga.

4. DISCUSIÓN

El patrón de distribución de presiones, en la fase de aplicación de la carga (**Figura 6**), muestra que las presiones máximas se localizan en dos zonas diferenciadas, en la zona medial del muslo, lo que indica que la ubicación de las zonas de mayor presión es independiente del porcentaje de miembro residual.

En la **Figura 4** y la **Figura 5** se aprecia un intervalo de porcentaje de miembro residual entre el 82 % y el 92 %, en el cual las presiones y el esfuerzo cortante, después de la fase de aplicación de la carga, son de

menor magnitud. Los esfuerzos máximos de Von Mises en el *socket* no solo se distribuyen en las mismas zonas que las presiones en la superficie del muñón, sino que además la forma de la curva Esfuerzo Vs Porcentaje de miembro residual es muy parecida a la de presiones Vs porcentaje de miembro residual, como era de esperarse.

De la curva de esfuerzo Von Mises máximo en el hueso, después de la aplicación de la carga, no puede extraerse una conclusión sobre la influencia del porcentaje de miembro residual con respecto a los esfuerzos en el hueso debido a los cambios bruscos entre los últimos tres puntos de toma de datos (**Figura 7**). Esto podría deberse a diferencias significativas en la geometría del fémur residual entre los sujetos.

5. CONCLUSIONES

La elección de la fase inicial de apoyo como punto crítico para este estudio se debe a que es en esta fase donde se presentan las mayores reacciones en el piso y se asume que por esta razón los esfuerzos en la interfaz *socket*-muñón serán también mayores. Sin embargo sería necesario un análisis de otras fases de la marcha para corroborar esta suposición.

La definición de los materiales, así como las interacciones y las condiciones de borde empleadas

en estos modelos, si bien simplifican el sistema *socket*-muñón-hueso, son una buena aproximación a su comportamiento real, sin embargo sería necesaria una medición in vivo de estos factores para confirmar que tan acertada es ésta aproximación.

A pesar de todas las observaciones que pueden hacerse de estos resultados, las irregularidades de las curvas y la poca cantidad de individuos en la muestra, no permite afirmar con certeza que las tendencias antes mencionadas sean generalizadas para todos los amputados transfemorales, no obstante tampoco se puede descartar esta tendencia emergente que además confirma la opinión generalizada entre los ortopedistas (basada en la experiencia) de que hay un punto óptimo para la amputación (Anon n.d.), usualmente entre los 25-30 cm, a partir del trocánter mayor, lo que equivale a un intervalo entre el 75 % y el 90 % de miembro residual, para un individuo de una estatura promedio de 1.70 m.

Estos resultados podrían ser un primer paso en el establecimiento de un porcentaje de miembro residual óptimo basado en datos objetivos y plenamente cuantificables.

La incidencia del porcentaje de miembro residual en la distribución de esfuerzos, no puede cuantificarse a partir de la muestra estudiada, sin embargo si se puede afirmar que tal incidencia existe y que se requiere el análisis de una muestra mucho más amplia para alcanzar resultados concluyentes.

Los valores obtenidos para los esfuerzos y las presiones se encuentran dentro de los rangos obtenidos por otros autores y muestran que puede existir una relación entre el porcentaje de miembro residual y las presiones y esfuerzos cortantes que soporta la superficie del muñón en contacto con el *socket*, sin embargo este estudio debe considerarse como una primera aproximación para determinar de forma precisa cómo varían las distribuciones y las magnitudes de los esfuerzos y las presiones en la interfaz *socket*-muñón, ya que son muchos los factores tanto geométricos como ambientales involucrados en este contacto.

Desde el punto de vista del diseño de prótesis, se identifica la zona medial del muslo como un lugar común para todos los individuos donde las presiones y esfuerzos alcanzan magnitudes elevadas. Esto es independiente a la geometría u otras características

Figura 7. Esfuerzo Von Mises máximo en el hueso vs Porcentaje de miembro residual (Fase de aplicación de la carga)

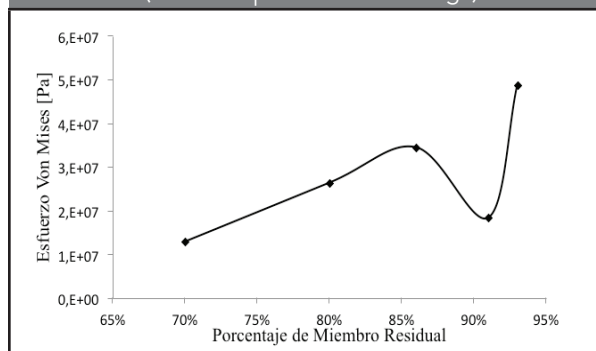
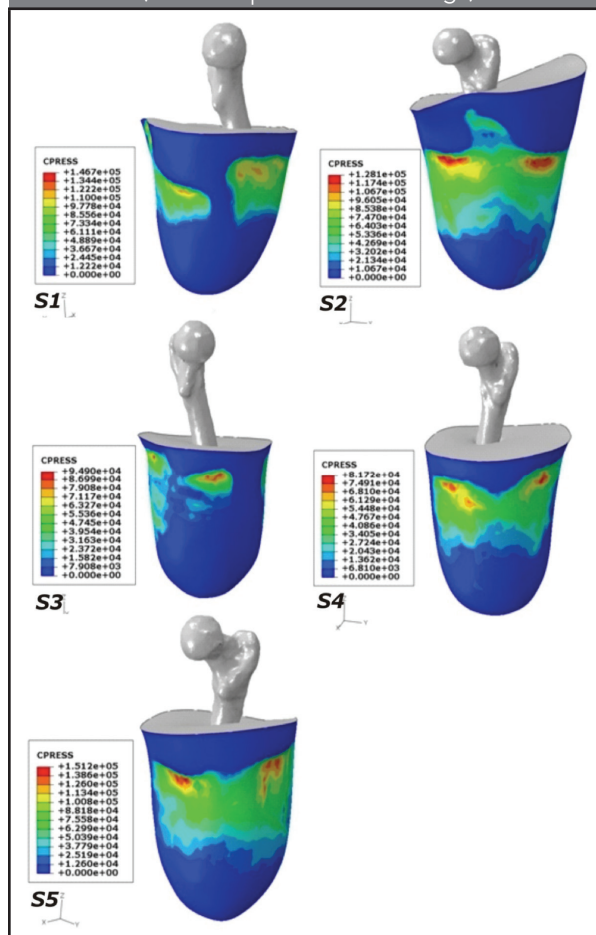


Figura 6. Distribución de presiones en la interfaz *socket*-muñón (Fase de aplicación de la carga)



propias de cada sujeto, por lo que se podría pensar en un rediseño de esta zona que disminuya estas variables y desemboque en una mejora generalizada de la eficiencia y posiblemente de la sensación de confort.

REFERENCIAS

- Anon, Módulo de Amputados. [En línea]: Disponible en: <http://www.elportaldelasalud.com/modulo-de-amputados/2/> [Consultado 1 octubre 2014].
- Derler, S.; Schrade, U.; Gerhardt, L.-C. (2007). Tribology of Human Skin and Mechanical Skin Equivalents in Contact with Textiles. *Wear*, 263(7-12), pp.1112-1116. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0043164807003535> [Consultado 1 octubre 2014].
- Duchemin, L.; Bousson V.; Raossanaly C.; Bergot C.; Laredo J.D.; Skalli W.; Mitton D.; (2008). Prediction of Mechanical Properties of Cortical Bone by Quantitative Computed Tomography. *Medical Engineering & Physics*, 30(3), pp.321-8. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17596993> [Consultado 29 septiembre 2014].
- Faustini, M.C.; Neptune, R.R.; Crawford, R.H. (2006). The Quasi-Static Response of Compliant Prosthetic Sockets for Transtibial Amputees Using Finite Element Methods. *Medical Engineering & Physics*, 28(2), pp.114-21. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15941666> [Consultado 23 septiembre 2014].
- Jia, X.; Zhang, M.; Lee, W.C.C. (2004). Load Transfer Mechanics Between Trans-Tibial Prosthetic Socket and Residual Limb--Dynamic Effects. *Journal of Biomechanics*, 37(9), pp.1371-1377. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929003004871> [Consultado 23 septiembre 2014].
- Kendall, M.A.F.; Powderject Centre for Gene & Drug Delivery Res., Oxford Univ., UK; Carter, F.V.; Mitchell, T.J.; Bellhouse, B.J. (2001). Comparison of the Transdermal Ballistic Delivery of Micro-Particles into Human and Porcine Skin. In *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, pp. 2991-2994. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1017423> [Consultado 18 septiembre 2014].
- Lee, W.C.; Zhang, M.; Jia, X.; Cheung, J.T. (2004). Finite Element Modeling of the Contact Interface Between Trans-Tibial Residual Limb and Prosthetic Socket. *Medical engineering & physics*, 26(8), pp.655-62. Disponible en: http://www.researchgate.net/publication/8243493_Finite_element_modeling_of_the_contact_interface_between_trans-tibial_residual_limb_and_prosthetic_socket [Consultado 29 septiembre 2014].
- Lee, W.C.; Zhang, M.; Boone, D.A.; Contoyannis, B. (2004). Finite-Element Analysis to Determine Effect of Monolimb Flexibility on Structural Strength and Interaction Between Residual Limb and Prosthetic Socket. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(6), p.775. Disponible en: http://www.researchgate.net/publication/8047837_Finite-element_analysis_to_determine_effect_of_monolimb_flexibility_on_structural_strength_and_interaction_between_residual_limb_and_prosthetic_socket [Consultado 1 octubre 2014].
- Lee, W.C.C.; Zhang, M. (2007). Using Computational Simulation to Aid in the Prediction of Socket Fit: A Preliminary Study. *Medical Engineering & Physics*, 29(8), pp.923-9. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453306001925> [Consultado 3 septiembre 2014].
- Lin, C.C.; Chang, C.H.; Wu, C.L.; Chung, K.C.; Liao, I.C. (2004). Effects of Liner Stiffness for Trans-Tibial Prosthesis: a Finite Element Contact Model. *Medical Engineering & Physics*, 26(1), pp.1-9. Disponible en: <http://www.medengphys.com/article/S1350453303001279/fulltext> [Consultado 23 septiembre 2014].
- Peery, J.T.; Klute, G.K.; Blevins, J.J.; Ledoux, W.R. (2006). A Three-Dimensional Finite Element Model of the Trans-Tibial Residual Limb and Prosthetic Socket to Predict Skin Temperatures. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 14(3), pp.336-43. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17009493> [Consultado 18 septiembre 2014].
- Portnoy, S.; Siev-Ner, I.; Shabshin, N.; Kristal, A.; Yizhar, Z.; Gefen, A. (2009). Patient-Specific Analyses of Deep Tissue Loads Post Transtibial Amputation in Residual Limbs of Multiple Prosthetic Users. *Journal of Biomechanics*, 42(16), pp.2686-93. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929009004746> [Consultado 17 septiembre 2014].
- Portnoy, S.; Yarnitzky, G.; Yizhar, Z.; Kristal, A.; Oppenheim, U.; Siev-Ner, I.; Gefen, A. (2007). Real-time patient-Specific Finite Element Analysis of Internal Stresses in the Soft Tissues of a Residual Limb: A New Tool for Prosthetic Fitting. *Annals of Biomedical Engineering*, 35(1), pp.120-35. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17120139> [Consultado 1 octubre 2014].

Silver-Thorn, M.B.; Steege, J.W.; Childress, D.S. (1996). A Review of Prosthetic Interface Stress Investigations. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 33(3), pp.253-66. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8823673> [Consultado 1 octubre 2014].

Zachariah, S.; Sanders, J. (2000). Finite element estimates of interface stress in the trans-tibial prosthesis using gap elements are different from those using automated contact. *Journal of Biomechanics*, 33(7), pp.895-899. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929000000221> [Consultado 1 octubre 2014].

Zhang, M.; Lord, M.; Turner-Smith, A.R.; Roberts, V.C. (1995). Development of a non-linear finite element modelling of the below-knee prosthetic socket interface. *Medical Engineering & Physics*, 17(8), pp.559-566. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/1350453395000025> [Consultado 1 octubre 2014].

Zhang, M.; Mak, A.F. (1996). A finite element analysis of the load transfer between an above-knee residual limb and its prosthetic socket-roles of interface friction and distal-end boundary conditions. *IEEE transactions on rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4(4), pp.337-46. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8973960>.

Zhang, M.; Roberts, C. (2000). Comparison of Computational Analysis with Clinical Measurement of Stresses on Below-Knee Residual Limb in a Prosthetic Socket. *Medical Engineering & Physics*, 22(9), pp.607-12. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11259929>.

Zheng, Y.P.; Mak, A.F.; Leung, A.K. (2001). State-of-the-Art Methods for Geometric and Biomechanical Assessments of Residual Limbs: A Review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38(5), pp.487-504. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11732827> [Consultado 1 octubre 2014].

**PARA CITAR ESTE ARTÍCULO /
TO REFERENCE THIS ARTICLE /
PARA CITAR ESTE ARTIGO /**

Vélez-Zea, J.A.; Bustamante-Góez, L.M.; Villaraga-Ossa, J.A. (2015). Relación entre la longitud del miembro residual y la distribución de esfuerzos sobre el muñón para amputados transfemorales. *Revista EIA*, 12(23) enero- junio, pp. 107-115. [Online]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.14508/reia.2015.12.23.107-115>.