

Optimización de la presión en la interfaz socket-muñón en prótesis de miembro inferior BK-TSB

L. S. Humberto¹, T. V. Andres², L. M. Jorge³

¹Est. Ing. Biomédica, Universidad Iberoamericana, México D.F, México

²Ing. Mecánico, Esp., Msc., Coordinador CITeR Medellín, EIA-Universidad CES, Medellín, Colombia

³Ing. Biomédico, PhD., Director CITeR Universidad Iberoamericana, México D.F, México

Resumen— Uno de los desafíos más críticos a la hora de acoplar una prótesis al muñón es lograr que la interacción entre el muñón y el encaje sea la más óptima con el fin de distribuir adecuadamente las presiones en la interfaz muñón-encaje. Tanto para las prótesis por encima de rodilla como para las prótesis por debajo de rodilla se han desarrollado desde hace muchos años, diferentes metodologías y diseños para optimizar el contacto del socket con el muñón, sin embargo esta interacción en algunos casos no es la más adecuada ya que pueden generar puntos de alta presión que desencadenen en molestias y deterioro de la salud del muñón. Además de lo anterior, la musculatura que queda después de la amputación, sufre cambios de volumen en las diferentes fases de la marcha o en el transcurso del tiempo de uso de la prótesis y el socket, al ser rígido, restringe estos cambios lo que genera un mal confort del paciente y en algunos casos el rechazo de la prótesis. Se propone el diseño de un socket que permita variar en toda su superficie, la presión que hay en la interfaz muñón-encaje, de tal forma que pueda mejorar su acople y adaptación a los diferentes cambios que ocurren en el volumen del muñón y mejorar así el confort del paciente.

Palabras clave—Socket ajustable, prótesis miembro inferior, presión de contacto.

I. INTRODUCCIÓN

El socket es la parte donde se establece la comunicación del sistema paciente-prótesis y el control/coordinación de los movimientos de la pierna artificial. Por esto el socket debe permitir el movimiento natural de la musculatura del muñón y una buena propiocepción, para asegurarse del control voluntario de la prótesis [1].

En la amputación transtibial BK (Below Knee) existen diferentes tipos de diseño para el soporte del peso en el socket, se pueden citar: PTB, PTS, KBM y TSB [1].

En esta investigación es de interés el socket tipo TSB o “*Total Surface Weight Bearing*”, el cual, está siendo más usado en la práctica protésica y su diseño consiste en que no hay puntos de presión específicos sino que todo el peso se distribuye por igual en la superficie del muñón.

Generalmente en el proceso de adaptación del socket, al paciente se le construye una prótesis inicial ya que el muñón pierde volumen con el transcurrir de los días; a esta primera prótesis se le denomina prótesis de prueba. Luego se deben esperar aproximadamente 6 meses para lograr un volumen final aproximado momento en el cual se debe fabricar nuevamente socket que se le denominara prótesis definitiva. Adicionalmente a esta última fase, con el transcurso del tiempo, el muñón también puede sufrir pequeños cambios y

por lo tanto el paciente se ve obligado a consultar nuevamente al técnico protesista [2].

Cuando ocurre el aflojamiento de la prótesis, en el momento de la marcha ocurren ruidos o fenómenos denominados " pistoneo " debido al aire que se encuentra en la interfaz del socket y el muñón, haciendo incomoda la marcha del paciente. Algunas veces los pacientes recurren a colocar suplementos en espuma para evitar estos fenómenos, lo cual provoca en ciertas ocasiones incomodidades y problemas de circulación sanguínea del muñón [2].

En la literatura se han reportado casos en los cuales la presión deforma eventualmente el muñón [3]. Al no haber una sujeción en todo el muñón el socket no provee la estabilidad rotacional requerida lo que causa que no se pueda controlar bien la prótesis [4]. Se evidencian problemas de ajuste en el punto de apoyo ya que el muñón puede presentar prominencias óseas, tejido suave o tejido en cicatrización en la parte distal del miembro residual lo que requiere contornos más exactos en el socket y por esta razón se opta por sockets a la medida [5]. La adquisición de la geometría y las alineaciones correctas pueden mejorar la calidad de la simulación y la convergencia de los resultados. Zheng [6] analizo posibles métodos para la evaluación geométrica y biológica de los tejidos de la extremidad residual, mientras que Silver-Thorn [7] identifica cualidades y limitaciones para cada técnica comúnmente usada desde el escáner laser a la resonancia magnética. Colombo [8], [9], propuso una metodología para generar un modelo en 3D del muñón integrando datos adquiridos resonancia magnética (MRI), tomografía computarizada (TAC) y barrido láser.

Con base en lo anterior, para optimizar la distribución de presión en la interfaz muñón-socket y lograr una técnica de contacto total más precisa, se propone la obtención del socket a partir de: escaneo laser del muñón, reconstrucción tridimensional mediante software, impresión 3D y la medición de la presión con el uso de sensores piezo-resistivos. A continuación se describe la metodología utilizada.

II. METODOLOGÍA

Para el desarrollo de la investigación se realizara un estudio de caso de una persona con prótesis tipo BK la cual presenta problemas de aflojamiento de la prótesis y dolor en algunas áreas de contacto. La metodología para la creación del socket ajustable se puede dividir en 2 fases: adquisición y análisis de las presiones.

A. Adquisición y modelado

Para la adquisición de la morfología del miembro residual se seleccionó el escáner laser Pholemus® (Aranz Scanning Ltd.) ya que es una técnica menos invasiva, precisa y más practica en cuestión de espacio y velocidad con una resolución adecuada.

Los datos obtenidos al finalizar el escaneo generan una superficie de barrido que es conformada por los puntos generados por el escáner Fig. 1, a). Posteriormente esta superficie se procesó utilizando el programa FastScan® con la opción de “Superficie Básica”, en donde se cambiaron los parámetros de suavizado y decimación hasta obtener el mejor resultado Fig. 1. b).

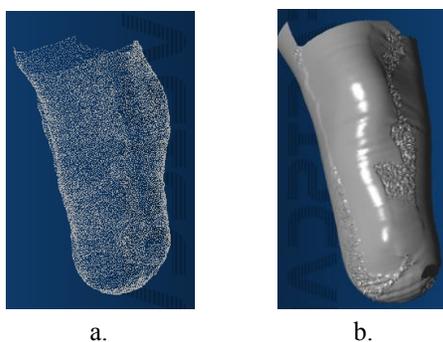


Fig. 1. a) Superficie de barrido, b) Superficie básica del muñón

El suavizado sobrepone barridos arreglando parches ásperos con la condición de que remueve detalles del escaneo los cuales no afectan nuestra metodología. La decimación es utilizada para darle un valor a la distancia que tienen entre si los puntos que forman parte de la superficie básica generada; se hicieron pruebas suavizando la superficie entre 1 y 3 mm y haciendo decimación entre 0.5 y 2 mm ya que son los valores típicos recomendados por el programa.

Al final el procesado se debe exportar el documento en formato .stl ya que es el formato que reconoce el software utilizado para diseñar la primera fase del socket; el software comercial que se utilizó es el 3-Matic® (Materialise, Leuven, Belgica) [10], con el cual se harán las primeras modificaciones de diseño e impresión 3D. El modelo generado es importado dentro de 3-Matic® en donde se hacen las modificaciones necesarias de diseño para dejar una superficie completamente lisa y sin imperfecciones. Fig.2



Fig. 2. Socket obtenido

B. Análisis de las presiones estáticas

La distribución de las presiones en la interfaz muñón- encaje es una consideración crítica en el diseño del socket y el ajuste de este. Las presiones reportadas en la interfaz muñón encaje varían ampliamente de acuerdo al lugar, al individuo y condiciones clínicas del muñón. Por ejemplo para el socket PTB el máximo pico de presión alcanza en la zona patelar es de 400 kPa en bipedestación y durante la marcha es menor a 220 kPa. Las variaciones de la presión pueden resultar de: 1) la técnica del protesista para la fabricación, 2) la diferencia del tamaño, forma del miembro residual, grosor del tejido suave y estilo de marcha 3) las diferentes posiciones y 4) las diferentes características y limitaciones asociadas con cada medición específica y la metodología para empalmar el método de medición. [11].

Para la obtener el socket se procedió a realizar una impresión 3D en una impresora Dimension 1200es® (Stratasys Inc.). Fig. 3.



Fig. 3. Socket obtenido mediante impresión 3D

Para determinar las presiones en la interfaz muñón- encaje se adecuo un sensor tipo CONFORTMat® (Tekscan, Inc.) junto con el software, el cual sirvió como primera aproximación al conocimiento de las presiones dentro del socket en una prueba estática; para conocer dichas presiones se le coloco al paciente el sensor con el socket obtenido en la impresión 3D, se le solicito apoyar el peso en un banco de alineación y se realizó el registro de las presiones que ejercía en esa posición, tratando de mantener una posición estática normal Fig. 4.



Fig. 4. a) Paciente usando el socket obtenido con impresión 3D y b) sensor de presión cubriendo muñón

Posteriormente, el paciente se colocó el socket que usa cotidianamente y se le pidió que apoyara su peso para conocer el mapa de presión estático con el socket convencional. Fig.5.

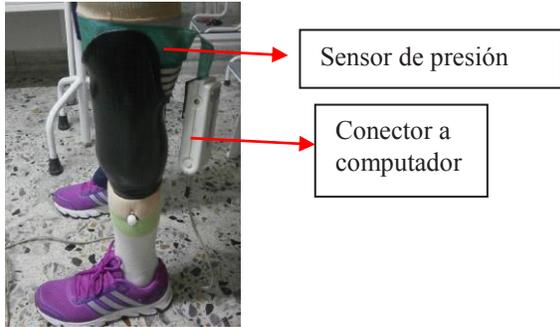


Fig. 5. Paciente usando el socket convencional con el sensor de presión.

De acuerdo a los resultados obtenidos en la medición de las presiones, se hicieron ajustes al diseño para poder mejorar la distribución de presiones en la interfaz muñón encaje. Para comprobar el nuevo diseño de socket, se fabricó un muñón en caucho silicona el cual simula la composición del musculo y para simular los huesos se realizó una impresión 3D de ellos. Fig. 6



Fig. 6. Modelo de muñón

Con la ayuda de un técnico protesista se diseñó una abertura en la parte posterior del socket y se definió el sistema de ajuste tomando como base el mapa de presiones obtenido. Se determino realizar el ajuste del encaje en la parte posterior, zona de los músculos gastrocnemios, ya que allí se detectaron las presiones más bajas; finalmente se realizaron pruebas de carga estática al conjunto y se compararon los resultados obtenidos. Fig. 7.

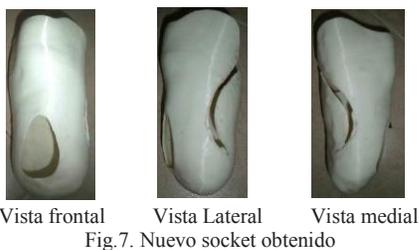


Fig.7. Nuevo socket obtenido

III. RESULTADOS

Para los resultados que se muestran a continuación se utilizó el modelo del muñón el cual fue sometido a cargas verticales. Los resultados experimentales obtenidos del análisis estático se aprecian en la Fig. 8 y corresponden a la distribución de presiones en el muñón artificial al aplicar una carga vertical de 50 kg, se definió un umbral máximo de 250 KPa para el registro de presiones.

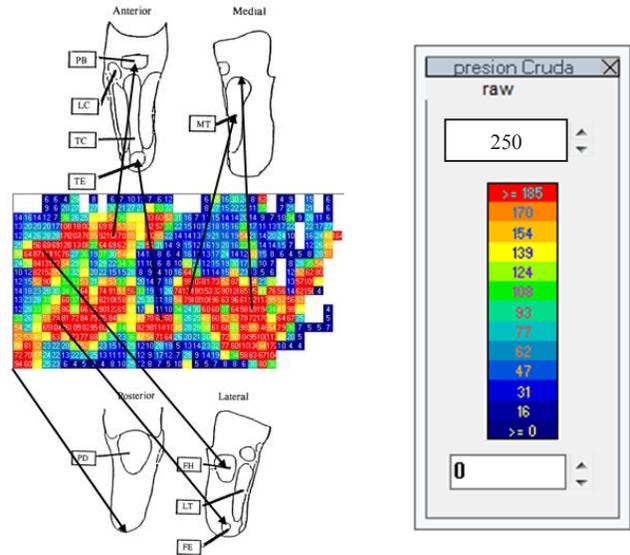


Fig. 8. Presiones registradas con en el muñón artificial

Los lugares donde se registraron mayores presiones son: tendón patelar PB: 205 Kpa, cabeza del peroné LC: 248 Kpa, zona distal de la tibia TE: 225 Kpa, la zona medial de la tibia MT: 195 Kpa y zona lateral de la tibia LT: 198 Kpa.

Posteriormente se determinan las presiones con el paciente, una vez se libera al mayor punto de presión en la zona distal de la tibia mediante la remoción del material y con el sistema de ajuste en la parte posterior o zona de los gastrocnemios se obtiene lo siguiente. Fig. 9.

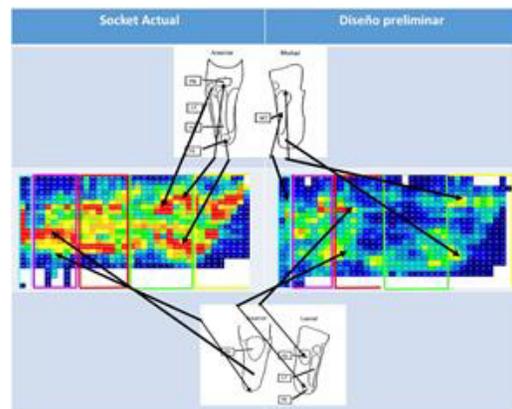


Fig. 9. Comparación de las presiones con el paciente y los dos sockets. A la izquierda socket actual, a la derecha socket con liberación de presión.

obtienen finalmente las siguientes presiones: tendón del peroné PB: 108 Kpa, cabeza del peroné LC: 93 Kpa, zona lateral de la tibia TE: 110 Kpa, la zona medial de la tibia MT: 97 Kpa y zona lateral de la tibia LT: 95 Kpa.

IV. DISCUSIÓN

En la presente investigación se obtuvieron valores de presión similares a los reportados por Zheng [6]. Se encontraron valores de presión aproximadamente 10% inferiores para el socket fabricado mediante el escaneo 3D. Esto se debe a la alta precisión que se obtiene al hacer la reconstrucción tridimensional. Fig. 10.

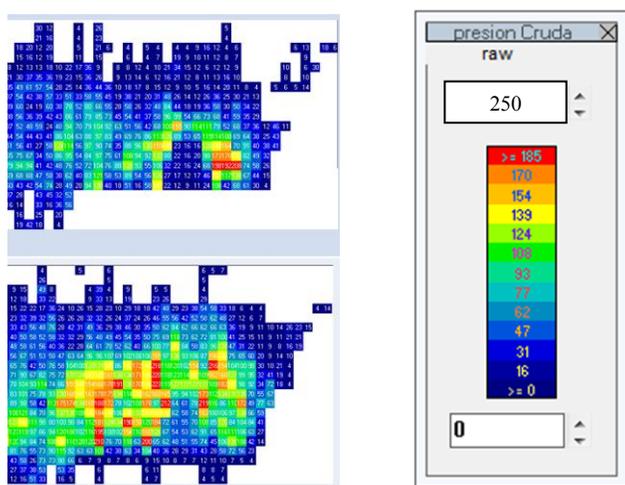


Fig. 10. Valores de presión en el socket. Mapa inferior socket convencional, mapa superior socket obtenido por escáner 3D.

Como se puede observar con el socket modificado, las lesiones se redujeron considerablemente ya que al ser un socket hecho a exacta morfología y con la liberación de lesiones nocivas, se logra optimizar la distribución de presiones dentro de la interfaz muñón-enchufe. En este sentido se redujeron las presiones de la zona distal de la tibia desde 225 Kpa a 110 Kpa debido a que se retiró la superficie de contacto del socket en el área. Esto fue sugerido también por el paciente debido a que es la mayor sensación de comodidad que se tiene actualmente.

Durante la evaluación de la presión, se corroboran las áreas que presentan mayor carga y se identifica fácilmente que el área que presenta alta presión es el área lateral de la tibia. Al hacer el análisis estático de esta presión se obtienen valores de 198 Kpa; en el socket modificado se logra una disminución de la presión a 95 Kpa, esto se logra gracias a la redistribución de la presión en la zona posterior del socket. Debido a esta redistribución se disminuye también la presión de la zona en medial de la tibia y la presión cambia desde 195 Kpa a 77 Kpa. Finalmente en la cabeza del peroné la presión disminuye desde 248 Kpa a 93 Kpa debido al tiro de material del socket en la zona de alta presión.

V. CONCLUSIONES

A pesar que lo presentado es un estudio de caso que requiere de mayor tiempo de experimentación, los resultados obtenidos cuantitativamente son favorables para convertirse en una técnica alternativa para la obtención de sockets de prótesis de miembro inferior.

Utilizando metodologías de escaneo laser e impresión 3D es posible obtener encajes más precisos que permiten optimizar el contacto total del socket y la superficie del muñón considerando este hecho como una metodología alternativa de la teoría TSB en prótesis de miembro inferior BK.

Con el estudio de las presiones se logró determinar en forma precisa el mapa de presiones óptimo en la interfaz socket-muñón, constituyéndose en una herramienta valiosa para la obtención de sockets que distribuyan de manera óptima las cargas que provienen del piso al momento de realizar la marcha; de esta forma se pueden prevenir futuras complicaciones de las personas usuarias de prótesis.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. Espinosa, "Optimización de distribución de carga en encaje de prótesis para amputado a nivel trans-femoral," Universidad Autónoma de Occidente, 2012.
- [2] G. Sáenz, "Metodología de pruebas estáticas y dinámicas para un socket protésico de miembro inferior a nivel trans-femoral," U.N.A.M., 2014.
- [3] G. Irons, M. Vert, S. Putnam, "A Lightweight Above-Knee Prosthesis with With An Adjustable Socket," *Orthot. Prosthetics*, vol. 31, no. 1, pp. 3–15, 1977.
- [4] J. A. Bennett, C. Wilson, M. Schuch, O. Robert, "A Variable Volume Socket for Below-knee Prostheses," *Clin. Prosthetics Orthot.*, vol. 11, no. 1, pp. 11–19, 1987.
- [5] K. de la S. Camelo Ulloa, "Construcción de un encaje o socket para prótesis de miembro inferior con amputación trans-femoral," Universidad de la Salle, 2007.
- [6] Y.D Zheng, Mak, A.F.T.; Leung, A.K.L.: State-of-the-art methods for geometric and biomechanical assessments of residual limbs: A review, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38(5), 2001, 487–504, ISSN: 0748-7711
- [7] M.B. Silver-Thorn, J.W. Steege, D.S. A review of prosthetic interface stress investigation, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 33(3), 1996, 253–266, ISSN: 0007-506X.
- [8] G. Colombo, S. Filippi, C. Rizzi, F. Rotini. A new design paradigm for the development of custom-fit soft sockets for lower limb prostheses, *Computers in Industry*, 61(6), 2010, 513–523, DOI: 10.1016/j.compind.2010.03.008
- [9] G. Colombo, G. Facoetti, R. Morotti, and C. Rizzi, "Physically based modelling and simulation to innovate socket design," *Comput. Aided. Des. Appl.*, vol. 8, no. 4, pp. 617–631, 2011.
- [10] R. Guide, "3-matic Research," pp. 411–414, 2015.
- [11] F. Mak, M. Zhang, and D. a Boone, "State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface: a review." *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 38, no. 2, pp. 161–174, 2001.