



Informe Pierna Prostética

"Área de escáner de muñón y

modelamiento de socket"

ME5101 Trabajo Dirigido 2014 Semestre Primavera

Profesor:	Integrante:
-----------	-------------

Mónica Zamora Z. Luis Rodríguez B.

Fecha de entrega: 30 de Septiembre de 2014

Índice

1.	Introducción	1
2.	Objetivos	2
	2.1 Objetivo principal	2
	2.2 Objetivo secundarios	2
3.	El Socket	3
4.	Modelamiento del socket	4
	4.1 A través de inyectado de material	4
	4.2 A través de herramientas computacionales	4
5.	Medición de la presión ejercida por el muñón	5
	5.1 Cálculo analítico de la presión ejercida por el muñón	5
	5.2 Cálculo de presiones con celdas de cargas	6
	5.3 Cálculo de presiones con Tekscan	
6.	Conclusiones	8
7.		
	7.1 Libros y publicaciones	
	7.2 Páginas webs	
	, in the month of	

1. Introducción

Posterior a la amputación de un miembro inferior, los pacientes necesitan una protesis que les provea estabilidad y flexibilidad en las actividades diarias, como lo son caminar y subir escaleras. Las piernas prostéticas se han vuelto cada vez más complejas con el uso de motores y actuadores controlados por microprocesador que mueven mecánicamente la pierna prostética. Estas piezas protésicas son prometedoras para el establecimiento de un patrón más natural al caminar, lo que tiene un gran beneficio sobre todo en los pacientes más jóvenes pues les permitiría caminar distancias más largas e incluso hasta correr. Sin embargo, el aumento de las demandas biomecánicas podrían aumentar las presiones sobre el muñón y por lo tanto aumentar el riesgo de desarrollar una úlcera degenerativa del tejido, sin olvidar que económicamente estas nuevas tecnologías poseen altos costos lo que alejan de los más necesitados la posibilidad de obtener una prótesis de calidad. Aunque se han realizados una serie de investigaciones y trabajo para modelar la biomecánica subyacente de la interacción de muñón-socket experimentalmente, es difícil determinar la carga sobre el tejido en el muñón, objetivo principal que se intenta alcanzar en este informe.¹



Figura 1.1 Diferentes modelos de prótesis.²

¹ Wolf, Sebastian I.; Alimusaj, Merkur; Fradet, Laetitia; Siegel, Johannes y Braatz, Frank. (2009). Pressure characteristics at the stump/socket interface in transtibial amputees using an adaptive prosthetic foot. Revista: Clinical Biomechanics, Volumen 24, págs. 860–861. Recuperado de:

http://www.journals.elsevier.com/clinical-biomechanics

²http://images.quebarato.com.mx/T440x/protesis+de+pierna+go+pharma+orthopedic+leon+guanajuato+mexico__B13958_2.jpg

2. Objetivos

2.1 Objetivo principal

La construcción de un socket prostético que sea cómodo para las personas con amputaciones de una o de ambas piernas.

2.2 Objetivo secundarios

- Modelar el muñón utilizando herramientas computacionales.
- Calcular la presión que realiza el muñón sobre el socket cuando la persona camina, corre o salta.
- Optimizar el uso del material que se usara para el socket.

3. El Socket

El socket es la base de la prótesis, es lo que une al paciente con la "máquina" por lo que el más mínimo ajuste en él puede ser crítico para el éxito de la rehabilitación. Su diseño varía dependiendo del lugar de la amputación (Nosotros nos concentraremos en la amputación transfemoral) (Fig. 2.1) y de las características de la pierna restante. Cada parte del muñón tiene una tolerancia diferente a la presión, donde el mayor peso es soportado tendones o las áreas óseas, y el menor por tejido sensible tales como nervios que están cerca de la piel. Gracias a la forma del socket dichas áreas sensibles son poco presionadas derivando así las mayores cargas a las áreas resistentes a la presión. Adicional a esto, debe sujetar firmemente al miembro restante para reducir o eliminar el movimiento con respecto a la piel ya que en caso contrario puede causar abrasiones en la piel o edemas. Hay diferentes formas de fabricación, pero todas convergen a un mismo formato, primero midiendo las dimensiones de muñón y de la otra pierna (en caso de tenerla aún) y posteriormente fabricar el molde con programa computaciones tales como CAD/CAM o de escáner 3D u ocupar máquinas que obtengan un molde del muñón. En investigaciones y trabajos más avanzados se realizan mediciones de la presión ejercida por el muñón sobre el socket para fabricar el socket con una variación de materiales que complementen la densidad del miembro restante.³

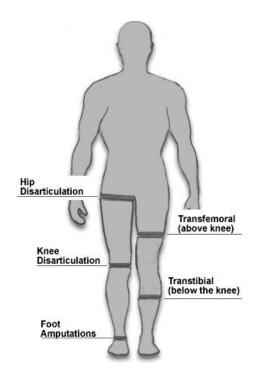


Figura 2.1. Nombre de la amputación o desarticulación dependiendo del lugar de la amputación.⁴

³ May, B. (2002). Amputations and Prosthetics A Case Study Approach. Nueva Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers Ltd. Segunda edición. págs. 121–124.

⁴ http://users.wpi.edu/~theale/msmr.html

4. Modelamiento del socket

Lo principal para que una persona discapacitada se sienta cómoda, es que las herramientas para su rehabilitación lo hagan sentirse como si nunca hubiera perdido su el miembro, es por esto que es esencial que la forma del socket sea la adecuada. Para el moldeamiento existen dos caminos posibles.

4.1 A través de inyectado de material

Existen varias variaciones para esta forma de modelar el muñón, a continuación se le colocan varias capas entre las cuales existe un espacio que posteriormente se llenara inyectando el material y con esto se obtendría el socket terminado.⁵

4.2 A través de herramientas computacionales

Este segundo método es más avanzado y consiste en escanear el muñón utilizando el programa Skanect⁶ el cual transforma la cámara del Microsoft Kinect⁷ en un escáner 3D y se guarda la imagen como muñon.STL⁸. Posterior a esto, es necesario realizar un tratamiento de imágenes que se pueden realizar en el programa Skanect o trabajar con el programa Meshlab⁹, esto se realiza para para eliminar las irregularidades producidas al escanear. Ahora se necesita crear el negativo que posteriormente se imprimirá en una impresora 3D, para esto se abre el archivo muñon.STL en el programa Rhinoceros¹⁰, pero la imagen es solo una "nube de puntos", es decir es una figura sin espesor por lo que debemos "rellenar" esta figura y posteriormente obtener (al igual que la parte anterior) un negativo con cierto espesor, este último molde será impreso en una impresora 3D obteniéndose así el socket prostético.

⁵ https://www.youtube.com/watch?v=qx56HY5ephw

⁶ http://skanect.occipital.com/

⁷ http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/

⁸ http://todo3d.cl/que-es-un-archivo-stl/

⁹ http://www.3d-coform.eu/index.php/tools/meshlab

¹⁰ http://www.rhino3d.com/

5. Medición de la presión ejercida por el muñón

Para evitar los movimientos relativos de torsión muñón-socket, se diseña éste con una morfología cuadrangular, de esta forma se evita la rotación entre el muñón y el socket en el plano transversal. Por lo tanto las fuerzas que se presentan en el sistema muñón-socket durante el apoyo estático son las siguientes:

- Fuerza del soporte del peso corporal
- Fuerzas axiales
- Fuerzas flexión
- Fuerzas de torsión

5.1 Cálculo analítico de la presión ejercida por el muñón

Ahora se necesita medir la presión que realizan el peso corporal sobre rodilla, para esto se calcula una aproximación con las siguientes formulas:

$$P = \frac{1}{2} \cdot \frac{F}{A} = \frac{1}{2} \cdot \frac{m \cdot g}{\pi \cdot r^2} \tag{1}$$

$$P_2 = 2 \cdot \pi \cdot r \tag{2}$$

P: Presión que ejerce el cuerpo sobre la rodilla

F: Fuerza que ejerce el cuerpo sobre la rodilla

m: masa del cuerpo (sin considerar la masa de la parte inferior de la pierna)¹¹

g: gravedad

r: : radio de la pierna en la rodilla

P₂: perímetro de la pierna en la rodilla¹²

En (1) el factor de división por 2 es debido a que son 2 rodillas

¹¹ La masa del cuerpo sin la parte inferior de las piernas es aproximadamente 20,2% del cuerpo referencia: http://www.saludyalgomas.com/tablasnutricionales/peso-de-distintas-partes-del-cuerpo/

¹² El perímetro se midió con una cinta de costura y posteriormente se obtiene el radio

En la medida de que se tenga una noción aproximada de cuanta presión puede ejercer el cuerpo sobre la rodilla se toma como modelo una persona con las siguientes características:

Edad: 21 años

Altura: 1,75 m

Masa: 90 kg

Masa sin la parte inferior de la pierna: 72 kg

Perímetro "rodillal": 0.4m

Tomamos g= 9,8 m/s² y π = 3,14

Con estos datos se obtiene que para esta persona la presión ejercida por el cuerpo sobre la rodilla es de P = 27694,8 Pa

5.2 Cálculo de presiones con celdas de cargas

Una celda de carga es un dispositivo electromecánico, basado en la deformación mecánica la cual estrangula el flujo eléctrico en una resistencia embebida en el dispositivo. La resistencia se conoce como galga, y se encuentra con otras resistencias formando un "puente de wheatstone". Entre dos puntos opuestos del puente se aplica un voltaje DC o AC, entre 5 a 20 Voltios (depende de la celda de carga), y la deformación mecánica de la celda generara una variación en milivoltios proporcional al voltaje aplicado y a la carga. 13

La idea de la utilización de este dispositivo es obtener el campo de presiones que ejerce el muñón sobre el socket.

5.3 Cálculo de presiones con Tekscan

El Tekscan mide la distribución de presiones (con una mínima interferencia) de la interface muñón-socket durante eventos estáticos y dinámicos. El sistema mide lo que sucede en tiempo real, presentando la información en formato 2D o 3D mediante código de presión-color Fig. (5.1). Para una correcta medición hay que asegurar bien los sensores en los lugares que nos interesa medir las presiones, estas son la parte inferior del muñón (zona donde se realizó el corte) y en las zonas laterales donde se ubican las zonas más sensible ya que con esto caracterizamos absolutamente el muñón Fig.5.2.14

¹³ http://www.gerardocanaveral.com/productos/celdas-de-ca

¹⁴ Pitkin, Mark R. (2010). Biomechanics of Lower Limb Prosthetics. New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg. págs. 20-24.

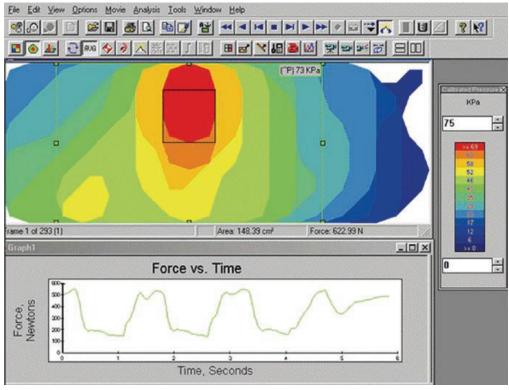


Fig. 5.1. En la parte superior se muestra un ejemplo de un frame del mapa de presión-color procesado con el sensor F-Socket 9811. En la parte inferior se muestra un gráfico de fuerza-tiempo. (Cortesía de Tekscan, Inc.).



Como se ubican los sensores F-Socket 9811 sobre el muñón (Cortesía de Tekscan, Inc.)

6. Conclusiones

A lo largo del tiempo el muñón cambia su geometría y su volumen, aumenta o disminuye la masa muscular. Estos cambios son diferentes para cada uno de los pacientes y provocan la necesidad de cambiar el socket continuamente y/o utilizar accesorios tales como medias, calcetines, forros, calcetas protésicas, etc. para colocarse la prótesis y sentirse más seguro y cómodo. Es por esto, que existe una necesidad imperiosa de optimizar tanto el modelamiento del sockets como la forma de medir la distribución de presiones del muñón, para que así las personas más necesitadas puedan acceder a prótesis cómodas, funcionales y a su alcance.

7. Bibliografía

7.1 Libros y publicaciones

- May, B. (2002). Amputations and Prosthetics A Case Study Approach. Nueva Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers Ltd. Segunda edición.
- Pitkin, Mark R. (2010). Biomechanics of Lower Limb Prosthetics. New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg. págs. 20–24.
- Wolf, Sebastian I.; Alimusaj, Merkur; Fradet, Laetitia; Siegel, Johannes y Braatz, Frank.
 (2009). Pressure characteristics at the stump/socket interface in transtibial amputees using an adaptive prosthetic foot. Revista: Clinical Biomechanics, Volumen 24. Recuperado de: http://www.journals.elsevier.com/clinical-biomechanics.

7.2 Páginas webs

- http://images.quebarato.com.mx/T440x/protesis+de+pierna+go+pharma+orthopedic+leon+guanajuato+mexico B13958 2.jpg
- http://users.wpi.edu/~theale/msmr.html
- https://www.youtube.com/watch?v=qx56HY5ephw
- http://skanect.occipital.com/
- http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/
- http://todo3d.cl/que-es-un-archivo-stl/
- http://www.3d-coform.eu/index.php/tools/meshlab
- http://www.rhino3d.com/
- http://www.gerardocanaveral.com/productos/celdas-de-ca