

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE ADAPTADORES MODULARES PARA PRÓTESIS ORTOPÉDICA TRANSTIBIAL

U. Lanza^a, C. Müller-Karger^a, C. Graciano^b

^aGrupo de Biomecánica, ^bDepartamento de Mecánica, Universidad Simón Bolívar, Apartado 89000,
Caracas 1080-A, Venezuela, biomecanica@usb.ve, <http://www.biomecanica.mc.usb.ve>

Palabras Claves: Prótesis modular, Transtibial, Adaptadores.

Resumen. En la actualidad existe una alta demanda de dispositivos ortopédicos, en particular prótesis, debido a la alta incidencia de accidentes (automovilísticos y laborales). En muchos casos la posibilidad de adquirir prótesis sofisticadas está limitada por el nivel de ingreso de los individuos lesionados. Como consecuencia se hace necesario el desarrollo de dispositivos económicos y de fácil construcción. Este trabajo presenta el diseño y análisis, usando el método de elementos finitos, de un novedoso sistema modular de adaptadores protésicos para el caso de un paciente que presenta muñón largo y deformidades posturales (*Genu Recurvatum* y *Genu Valgus*) en la pierna afectada. Estos adaptadores se diseñaron para que fueran resistentes, livianos (se utilizan materiales poliméricos a diferencia de otros materiales estructurales como acero, usados en dispositivos comerciales) y que su bajo costo hiciera posible solventar las necesidades de las personas de bajos recursos. El material escogido para el diseño fue Nylon 66, que posee excelentes ventajas estructurales y mecánicas. Los adaptadores se simulaban con un programa comercial de elementos finitos, para comprobar su resistencia ante las cargas presentes a lo largo del ciclo de marcha. Se realizó la construcción de los mismos y están siendo usados desde diciembre 2005. Este diseño ha mostrado un buen desempeño ante los esfuerzos presentes, además que realiza una adecuada alineación de la prótesis lo cual permite solventar los problemas posturales. Los adaptadores son más económicos que los existentes en el mercado, además por sus sencillos diseños hacen que su ensamblaje y ajuste no requiera de herramientas sofisticadas. El paciente se encuentra satisfecho, ha mejorado enormemente su ciclo de marcha y ha corregido su postura.

1 INTRODUCCIÓN

En la actualidad diversos accidentes y hechos violentos determinan una gran demanda de dispositivos protésicos. Adicionalmente, en los países en vías de desarrollo existen pocas (y en algunos casos ninguna) empresas capaces de cubrir con éxito la gran insuficiencia de prótesis, por lo que se recurre a la importación de productos de países desarrollados. Sin embargo y debido al gran avance de la ciencia, estos productos muchas veces son de alta tecnología y elevados costos, por lo que quedan insatisfechas las necesidades básicas desde un enfoque eficaz en cuanto a precio-calidad. En los países en vías de desarrollo las necesidades básicas son solventadas con prótesis de carácter artesanal sin tener en cuenta su calidad y durabilidad (WHO, 1999).

En éste trabajo se realizó un diseño conceptual de adaptadores protésicos, posteriormente se realizaron análisis por medio de Elementos Finitos para comprobar su resistencia ante las cargas presentes durante la marcha y finalmente se construyó un primer prototipo con materiales livianos y económicos con el fin de encontrar una solución de calidad y de bajos costos que pudiera ser accesible para la mayoritaria población necesitada con pocos recursos.

2 HISTORIA MÉDICA DEL PACIENTE

Un primer paso en el diseño de una prótesis es la reconstrucción del miembro perdido o muñón. Las medidas para la elaboración del encaje y la prótesis en general se pueden tomar directamente del muñón del paciente; sin embargo es difícil reconocer o diagnosticar la existencia de algún problema médico como desalineaciones o malformaciones.

Otro tipo de técnica, como la usada en ésta investigación, es la reconstrucción 3D de la anatomía del paciente a partir de imágenes médicas como lo son las Tomografías Axiales Computarizadas (TAC). Con dicha técnica es posible obtener un modelo virtual CAD del muñón del paciente, de donde se pueden tomar medidas exactas para el diseño de la prótesis, además de poder ser utilizado para futuras simulaciones con programas CAE.

En la Figura 1 se muestra una imagen de rayos X del caso en estudio, paciente femenino de 14 años, con amputación congénita transtibial del miembro inferior izquierdo (entre la articulación de la rodilla y la articulación del tobillo). Según lo visto en la Figura 2, el paciente presenta un largo muñón cónico (14 centímetros entre la parte distal y el nivel plantar) aproximadamente 2/3 de longitud de la pierna sana. Además, el paciente presenta *Genu Recurvatum* (deformación en el plano sagital de la articulación tibiofemoral) y *Genu Valgus* en plano frontal, ambas en la extremidad afectada (Fish and Kosta, 1998). Las medidas para nuestro diseño fueron tomadas de un examen físico del paciente y de la reconstrucción de imágenes TAC (ver Figura 3).



Figura1: Rayos X en plano frontal Figura 2: Detalle de Rayos X Figura3: Reconstrucción 3D

3 DISEÑO CONCEPTUAL DE LOS ADAPTADORES

Después del análisis de las imágenes TAC y con la ayuda de la reconstrucción 3D del muñón, se realizó el diseño de los adaptadores. Debido a la anatomía particular del paciente, estos adaptadores deben ser muy cortos por lo que se requiere un diseño particular y novedoso, que no se encuentra fácilmente en el mercado. Además, deben resistir a las cargas y realizar la importante tarea de alinear la prótesis para corregir las malformaciones posturales.

En la Figura 4 se muestra el ensamblaje del diseño propuesto de los adaptadores. El adaptador de encaje o *socket* fue diseñado en dos partes, cóncavo-convexo, que se conectan con la capa externa del encaje por un tornillo.

El adaptador de pie consiste en una sola parte que se une al pie artificial con un tornillo. Un adaptador adicional fue diseñado, éste trabaja como una abrazadera que sostiene y ajusta ambos adaptadores por sus superficies externas debido a la presión ejercida. Para soportar la torsión e impedir el movimiento relativo de las partes, un perno adicional fue situado en el adaptador del pie, (ver Figura 5), y tres pernos espaciados uniformemente y situados entre las piezas cóncavo-convexas (Figura 6).

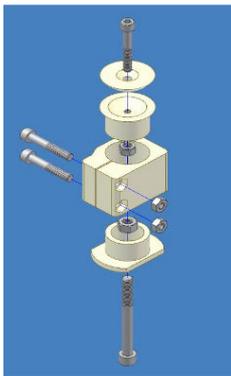


Figura 4: Ensamblaje de Adaptadores

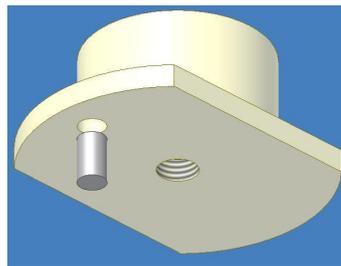


Figura 5: Adaptador de Pie

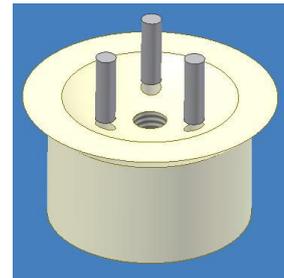


Figura 6: Adaptador de encaje o *Socket*

4 ANALISIS DE ADAPTADORES POR ELEMENTOS FINITOS

Para la simulación de los adaptadores y su posterior construcción se usó como material Nylon 6-6, éste es un material estructural que posee excelentes propiedades entre las que destacan: alta resistencia a esfuerzos de tensión, alta dureza, buena resistencia a la abrasión, excelente resistencia al desgaste y la fatiga (Coombes et al., 1996, Waterman and Ashbey 1991). Además es más liviano que otros materiales usados para esta aplicación como el acero y mucho más económico que el titanio y aleaciones fuertes de aluminio.

Modulo de Young	2.240,8 MPa
Radio de Poisson	0,39
Densidad	1,13 g/cm ³
Esfuerzo de Fluencia	58 MPa

Tabla 1: Propiedades Mecánicas del Nylon 6-6

Un primer análisis se realizó para examinar el comportamiento del dispositivo tipo

abrazadera en la condición completamente cerrada (desplazamiento de 1mm de cada lado de la abrazadera). Para ello se usaron elementos tetraédricos de 10 nodos. Se calculó para varios tamaños de elementos (ver Tabla 2) con el fin de examinar la convergencia (Figura 7).

Tamaño del Elemento (mm)	Número de Elementos del Modelo	Número de Nodos	Máximo Esfuerzo de Von Mises (MPa)
5	3262	5876	19,074
4	6547	11106	20,391
3	10249	17003	20,989
2	31957	49473	21,146

Tabla 2: Resultados para varios tamaños de elemento.

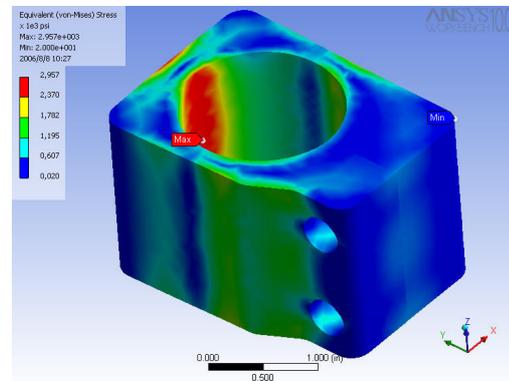
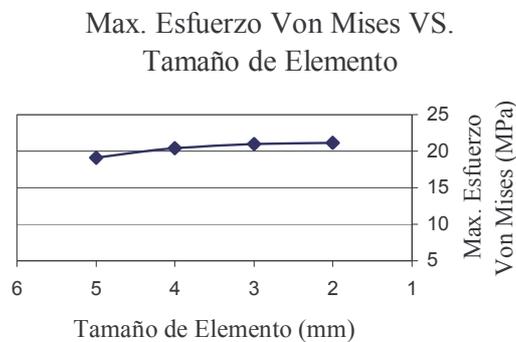


Figura 7: Esfuerzos V. Mises Vs. Tamaño del Elemento

Figura 8: Esfuerzos Von Mises (MPa)

Una segunda simulación fue realizada con el fin de analizar el comportamiento del ensamblaje completo de los adaptadores. Para ello se usaron las cargas de reacción, más críticas (ver Tabla 3), transmitidas al pie durante el ciclo de marcha (Nordin and Frankel, 2001).

Fase Ciclo de Marcha	% Ciclo de Marcha	Fuerza Vertical % Peso persona	Fuerza Vertical (N)	Fuerza de Corte Plano Sagital (N)	Fuerza de Corte Plano Frontal (N)	Momento de Torsión (Nm)
Apoyo completo de pie	15	100	800	64 (hacia adelante)	40 (lateral)	4 (medial)
Despegue del Talón	30	90	720	0	32 (lateral)	0
Empuje	45	115	920	80 (hacia atras)	32 (lateral)	3 (lateral)

Tabla 3: Fuerzas de reacción sobre el pie para una persona de 80 Kg.

Para este análisis, por ser de mayor complejidad, se usaron elementos tetraédricos de 10 nodos. Para la zona de contacto entre los adaptadores y el dispositivo abrazadera se usaron elementos de contacto 3D superficie-superficie de 8 nodos para la zona denominada "contact"

y los elementos compatibles para la zona “target”. La formulación empleada para el análisis de contacto fue penalización. Se simularon las condiciones de Apoyo completo de pie y Empuje, por ser éstas las más críticas. Los resultados para dos tamaños de elementos diferentes se muestran en la Tabla 4 (ver Figura 9).

Fase del Ciclo de Marcha	Tamaño de Elemento (mm)	Número de Elementos	Número de Nodos	Max. Esfuerzo Von Mises (MPa)
Apoyo Completo del Pie	3	16932	28808	33,925
Apoyo Completo del Pie	2	50924	80894	30,662
Empuje	3	16932	28808	33,675
Empuje	2	50924	80894	31,627

Tabla 4: Resultados de la simulación del ensamblaje completo a diferentes condiciones y cargas del ciclo de marcha.

Adicionalmente se verificó que la presión ejercida por la abrazadera fuese suficiente para permitir el ajuste de los adaptadores impidiendo movimiento relativo entre los mismos (Figura 10).

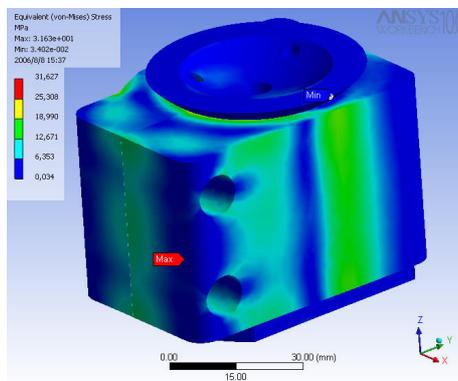


Figura 9: Esfuerzos Von Mises para Empuje.

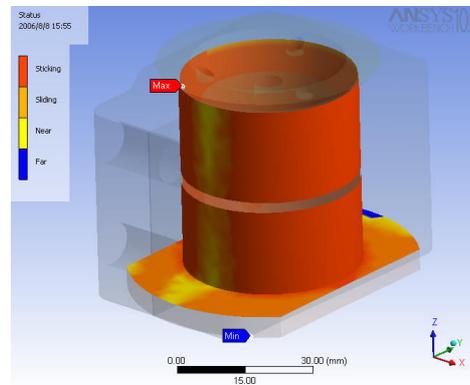


Figura 10: Estado de Adhesión del ensamblaje.

En el diseño presentado se usaron sendos pasadores con el fin de impedir la rotación y el movimiento relativo entre el adaptador de pie y el pie artificial y entre el adaptador superior con el encaje, respectivamente, ya que estos movimientos no deseados se encontraban presentes en un diseño preliminar. Para el primero se usó un pasador de 6 mm de diámetro de acero, y para el segundo se usaron tres pasadores de 4 mm de diámetro (igualmente de acero) uniformemente espaciados a 120°. El efecto de estos pasadores sobre los adaptadores también fue analizado bajo las cargas de torsión presentes (ver Figura 11 y Figura 12). En el caso del adaptador de pie el valor de Esfuerzo máximo de Von Mises obtenido fue de 4, 9875 MPa, mientras que para el caso del adaptador de encaje fue de 20,366 MPa.

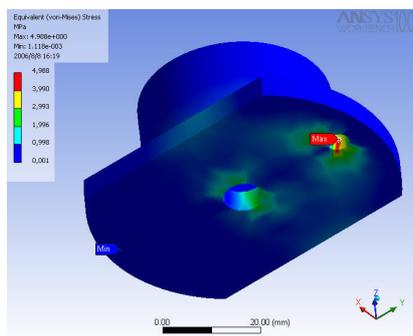


Figura 11: Esfuerzo Von Mises Adaptador de pie.

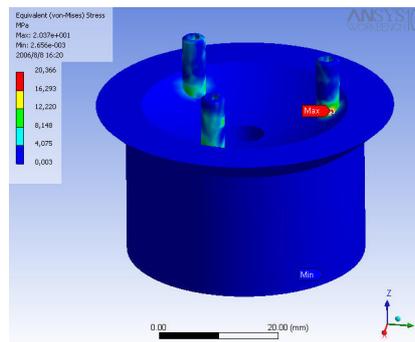


Figura 12: Esfuerzo Von Mises Adaptador de encaje

5 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El diseño y los materiales propuestos desempeñan un buen comportamiento ante las cargas presentes. El máximo valor de esfuerzo Von Mises obtenido de los análisis usando elementos finitos fue de 33,925 MPa menor que el esfuerzo de fluencia del Nylon 6-6 de 58 MPa, por lo que no hay problema de fallas por fluencia del material.

Adicionalmente se observa en la Figura 10 el estado de adhesión. El color rojo representa la zona en donde las dos superficies de contacto se encuentran completamente adheridas, esto indica que, el ajuste de la abrazadera es suficiente para mantener en contacto a los adaptadores de pie y de encaje, impidiendo cualquier movimiento relativo inducido por el momento de torsión.

La prótesis y los adaptadores (Figura 13) fueron construidos y están siendo usados desde diciembre del 2005 por el paciente, sin presentar ninguna falla. Además, el paciente ha manifestado un aumento en su calidad de vida, demostrando una gran mejora de su ciclo de marcha, ausencia de dolencias y mejora de su postura.

Los resultados demuestran que es posible producir dispositivos ortopédicos de calidad para toda aquellos que no pueden adquirir productos importados y que requieren algo más acorde para sus necesidades que prótesis artesanales.



Figura 13: Prótesis construida.

6 CONCLUSIONES

La prótesis diseñada cumple apropiadamente su función, alinea el muñón para evitar malformaciones posturales. Los componentes fueron fabricados localmente, y los materiales satisfacen los requisitos de resistencia, peso y costos. El costo de la prótesis en total es accesible a la población con recursos económicos limitados.

En conclusión, el producto de esta investigación es menos costoso que las alternativas

importadas y trabaja apropiadamente, pero es necesario desarrollar más componentes y probar su desempeño y función en diversos pacientes, para crear confianza en los productos localmente producidos.

7 REFERENCIAS

- Coombes A., Greenwood C., Shoter J. *Plastic Materials for External Protheses and Orthoses*, Human Biomaterials Applications,. Humana Press Inc., 215-255 1996.
- Fish D. and Kosta C., Genu Recurvatum: Identification of Three Distinct Mechanical Profiles *Journal of Prosthetics and Orthotics*., American Academy of Orthotists and Prosthetists, volume 10. 2: 26-32 1998.
- Nordin M. and Frankel V. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, Lippincott Williams and Wilkins, 2001,
- Waterman N., Ashbey M., Elsevier Material Selector, *Elsevier Applied Science*, volume 1 1991.
- World Health Organization, (1999) *Prosthetics and Orthotics Services in Developing Countries - a discussion document*. <http://www.who.int>, consultada Noviembre 2005.