

DISEÑO Y ANALISIS POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS Y TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA DE UNA PROTESIS TRANSTIBIAL.

Design and analysis for the finite element method and computed tomography of a transtibial prosthesis

RESUMEN

La situación del país relacionada con la acción de las minas antipersona ha dejado muchas víctimas que aunque han recibido ayuda por parte del gobierno se requiere de equipos e instrumentos que con un bajo costo minimicen el impacto generado en ellos debido a la pérdida de algún miembro. El desarrollo de prótesis transtibial ha hecho posible que estas personas vuelvan a desempeñarse en sus actividades, pero es necesario el desarrollo de sistemas mecánicos que permitan con bajo costo generar soluciones a esta problemática.

Este trabajo describe el diseño de una prótesis transtibial de miembro inferior partiendo de un análisis por tomografía computarizada de las condiciones del paciente y validando el diseño por el método de análisis por elementos finitos, permitiendo así describir el comportamiento mecánico de sus componentes y determinar las cargas máximas a las cuales el modelo puede ser estudiado. Esto con el fin de generar soluciones a los sistemas que actualmente existen y que por su alta tecnología son muy costosos para la personas de bajos recursos que requieren de ellas.

PALABRAS CLAVES: Biomecánica, Método de Elementos finitos, Prótesis transtibial, Tomografía computarizada.

ABSTRACT

The situation of the country related to the action of the mines antiperson has left many victims who although have received aid on the part of the government requires of equipment and instruments that with a low cost to reduce the impact generated in them due to the lost one of some member. The development of transtibial prosthesis has made possible that these people return to develop in their activities, but is necessary the development of mechanical systems that allow with low cost of generating solutions to this problematic one.

This work describes the design of a transtibial prosthesis of inferior member with an analysis by computed tomography of the conditions of the patient and validating the design by the method of finite element analysis, thus allowing to describe the mechanical behaviour of its components and to determine the maximum loads which the model can be studied. This with the purpose of generating solutions to the systems that at the moment exist and that by their high technology are very expensive for the people of low resources that they require of them.

KEYWORDS: *Biomechanics, finite element metho, transtibial prosthesis, computed tomography.*

1. INTRODUCCIÓN

Las prótesis son dispositivos mecánicos diseñados para reproducir la forma y/o la función de un miembro (o parte de él) ausente. Cada día hay más personas discapacitadas que acceden a estos dispositivos para poder llevar a cabo una vida normal que les permita desarrollarse plenamente como una parte activa de la sociedad.

Uno de los problemas que presentan las personas a las cuales se les ha amputado algún miembro llámese por problemas de violencia (minas) o de enfermedad como es el caso de la diabetes, es el aspecto económico fuera del impacto psicológico que se genera. La mayoría de las personas que sufren estas condiciones son de estrato bajo lo que dificulta con mayor grado la posibilidad de obtener un dispositivo de estos. Con el diseño de un prototipo para una prótesis menos costosa, capaz de simular el comportamiento de una pierna y soportar los

MSc. MARIA DE LAS MERCEDES CELY BAUTISTA
Ingeniero Metalúrgico, M.Sc.
Profesor titular
Universidad Autónoma del Caribe
maria.cely@uautonoma.edu.co

MSc. ALVARO DÍAZ CHAVES
Ingeniero Metalúrgico, M.Sc.
Profesor titular
Universidad Autónoma del Caribe
alvaro.diaz@uautonoma.edu.co

esfuerzos y las condiciones ambientales y climáticas a las que sean sometidos, se hace posible ayudar a las personas que por alguna razón carecen de una extremidad inferior.

Se estima que del 7% al 10% de la población mundial padece de una discapacidad, por tal motivo en muchos países desarrollados como Estados Unidos, Alemania e Inglaterra actualmente se desarrollan estudios en el campo de la biomecánica, que permiten mejorar la calidad de vida de los discapacitados que habitan en dichos países. Por ser nuevas tecnologías son muy costosas, si se desea importarla hacia el país se incrementaría su valor notablemente. Si se toma como base los estudios realizados, en el país también se podría desarrollar esta capacidad de innovación y llevar a cabo la evolución de este tipo de tecnología para beneficiar a los discapacitados y personas menos favorecidas por este tipo de problemas.

Una de las dificultades en el proceso de diseño de una prótesis se basa en la adaptación de medidas de acuerdo a las características antropométricas del paciente^[1], esta condición genera un problema respecto a que la creación de estos sistemas en línea, no siempre se ajusta a las medidas requeridas creando morbilidad en el paciente y generando mayores costos y tiempo.

El uso de imágenes diagnósticas médicas procedentes de estudios de tomografía ^[2] permite la visualización y reconstrucción de modelos tridimensionales, que sirven de diagnóstico para la condición actual del paciente y sirve de referencia para un diseño óptimo de la prótesis.

Desarrollado ese diseño se hace necesario un proceso de validación de sus componentes, por lo que uno de los procesos más utilizados en el área de la biomecánica para el proceso de validación de los modelos es el uso de del método de análisis por elementos finitos por medio del cual se evalúa el comportamiento mecánico del modelo a desarrollar ^[2,3].

2. CONTENIDO

2.1 Estudio de Tomografía Computarizada (TC)

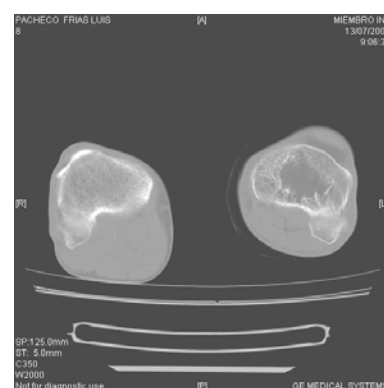
La Tomografía computarizada ha sido por muchos años un procedimiento muy útil en el desarrollo de imágenes diagnósticas que le permiten al médico de manera precisa diagnosticar y muchas veces prevenir una serie de

enfermedades. En este estudio se desarrollo una tomografía computarizada a un paciente de 49 años, de los dos miembros inferiores (paciente amputado hace 25 años) utilizando un tomógrafo helicoidal Philips. Las imágenes obtenidas se tomaron a 5 mm obteniendo 274 cortes a partir de la cabeza del fémur hasta la parte media del tobillo (Ver Figura 1). El análisis de la estructura permite generar un diagnóstico de las secuelas generadas por el uso continuo de prótesis sin un mantenimiento adecuado y bajo condiciones extremas de trabajo y temperatura especialmente el daño causado en el muñón.



Figura 1. Imagen de miembros inferiores por tomografía computarizada.

De las imágenes tomográficas se generaron cortes transversales que permiten por densidad del hueso identificar el estado actual de la pierna y del muñón (Figuras 2,a,b y c), y se determinó una medida del muñón de aproximadamente 204 mm.



(a)

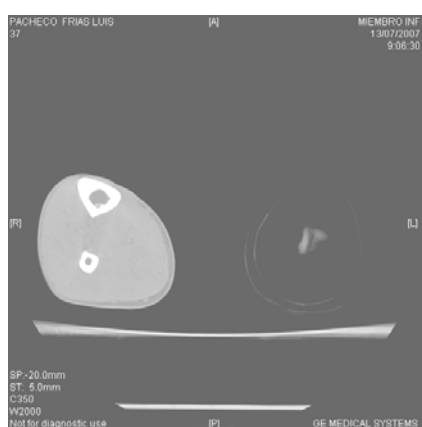
¹ C.M, Atienza. Diseño de prótesis de cadera de acuerdo con las características antropométricas del paciente. Revista Biomecánica. Instituto de Biomecánica de Valencia., enero 2004, pp 7-9

² T.R. Chandrupatla, A.D. Belegundu. Introducción al estudio del elemento finito en ingeniería. 2da edición. Ed. Prentice Hall. 1999., pp286

³ D. Garzón, M. Roa, y C. Cortes. Análisis por elementos finitos del proceso de regeneración ósea. Universidad nacional de Colombia. Facultad de Ingeniería, Bogotá, Agosto 2004



(b)



(c)

Figura 2. Cortes transversales generados a partir de la Tomografía digital. (a) Corte transversal a 5 mm (b) Corte transversal a 95 mm y (c) Corte transversal a 204 mm.

El propósito de la TC es tener una representación dimensional de la distribución del coeficiente de atenuación de rayos X lineares a través de una sección plana del cuerpo humano [4].

A partir de los cortes transversales se generó un modelo tridimensional (Ver Figura 3) que permite ver claramente las condiciones del hueso a la altura del muñón, esto con el fin de generar un diseño más ajustable de la prótesis. Se procesaron las imágenes mediante el programa DICOM, para obtener el sólido correspondiente

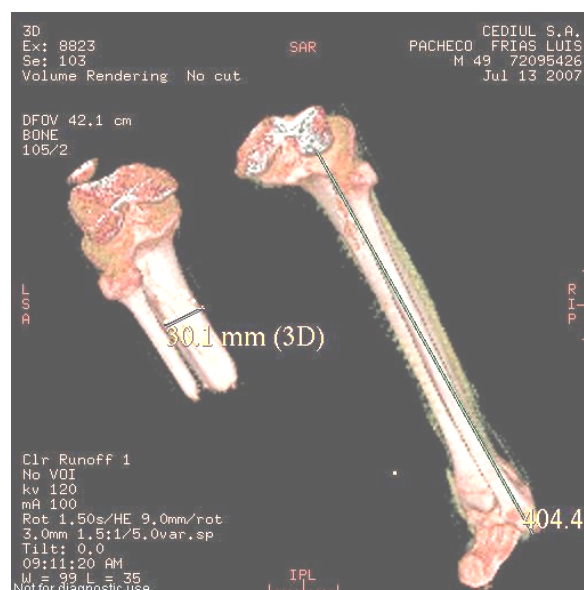


Figura 3. Modelo tridimensional generado a partir de los cortes transversales.

2.2 Biomecánica del pie

Para el desarrollo de los cálculos de análisis por elementos finitos es importante analizar el comportamiento biomecánico de la pierna principalmente en 2 partes, en la zona transtibial y la base del pie.

Según Morrison (1970), el proceso de caminar en una persona de 82 kilos de peso refleja una fuerza de 0.93 PC (veces del peso corporal), como referencia se toma para nuestro caso de 70 Kgf para estado en reposo y 65.5 Kgf caminando.[5]

Por lo que respecta a las fuerzas de reacción del pie contra el suelo, estas se localizan ligeramente laterales a la parte central del pie. Dentro de un triángulo de fuerzas se comprueba que aproximadamente dos terceras partes de la fuerza van a parar al talón y solo 1/3 parte va hacia el antepié.

Así también existen una serie de Fuerzas de reacción del suelo, que durante la marcha, en la fase de choque del talón, la fuerza de reacción del suelo se localiza ligeramente lateral al centro del talón.

Basados en estos aspectos se tomaron las diferentes cargas para aplicar al modelo.

4 A. A. Moss. G. Gansu. Computed Tomography of the body. 1983. EE.UU. ISBN: 0-7216-6574-8. pp 3-10,476,477

5 I.Proubasta, J.Gil y JA. Planell. Fundamentos de Biomecánica y Biomateriales. Ed Ergon. Universidad Politécnica de Cataluña., pp.351,352, 353, 354, 355, 359, 360, 361, 365

2.3 Diseño del modelo

El modelo consiste de un ensamble de dos secciones principales la parte superior de soporte y eje principal del sistema y una base que distribuye la carga y ayuda a mantener el equilibrio general del cuerpo. (Ver figura 4). El material utilizado es un acero inoxidable al cromo con propiedades que se ajustan tanto a la resistencia a la cual esta sometida la prótesis así como las condiciones de temperatura de la zona de Barranquilla ($T^{\circ} 35$), se analizan las condiciones de temperatura y tipo de material por localizarnos en una zona caliente y de elevada corrosión marina.[⁶].

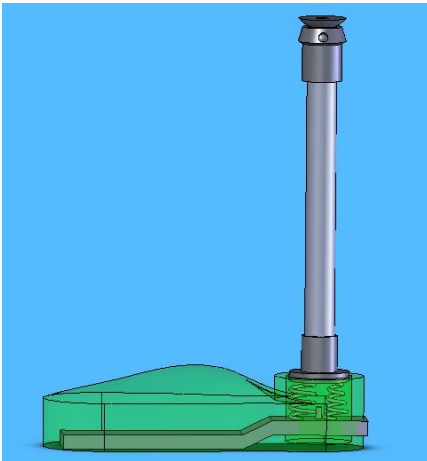


Figura 4. Diseño de la prótesis

La carga soportada por la pieza fue de 70Kgf en reposo y 65.5 al caminar, asumiendo una posición vertical con carga total ubicada en la prótesis.

El Análisis se aplicó a la sección de soporte, un tubo vertical de acero inoxidable al cromo, bajo análisis de pandeo, y un análisis simple para la base de la prótesis. El diseño y análisis de la pieza se desarrolló en el software Solidworks,[^{7, 8}] haciéndose un análisis de cargas y deformaciones.

2.4 Resultados

El análisis tomográfico permitió la reconstrucción tridimensional de los miembros inferiores del paciente para el diseño correspondiente de la prótesis

La Figura 5, ilustra una distribución de tensiones de un análisis de pandeo para el cual el soporte central tuvo un factor de seguridad de 86 asegurando su robustez y resistencia para el sistema.

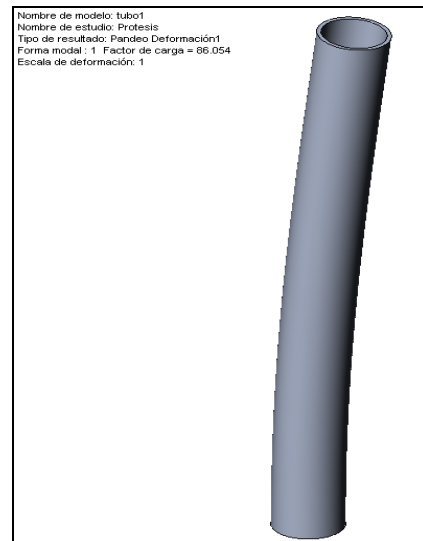


Figura 5. Análisis de pandeo para la sección de soporte vertical de la prótesis.

Para la platina inferior se construyó una malla con elementos sólidos tetraédricos con 14433 nodos y mallador estandar (Ver figura 6).[⁹] La Figura 7, muestra, con una escala de deformación de 1, una distribución uniforme de tensiones con esfuerzos de alrededor de $7.48e09$ N/mm². El proceso de enmallado solo se aplica a la base de la prótesis pues la sección tubular es de forma sencilla en cuanto a geometría, requiriendo otro tipo de análisis.

⁶ W. Pompe, H. Worch, M. Epple, Functionally graded materials for biomedical applications, Materials Science and Engineering, A 362 2003; p.p. 40–60

⁷ Solidworks 2006. Cosmosworks.

⁸ D.S. Amico, A.P.Cisilino, M.R.Sanmartino y C. Capiel."Modelo Computacional de estructuras óseas utilizando el método de los elementos finitos y tomografía computarizada. Análisis de la estabilidad de un implante gleno-humeral" MECOM 2005-VII Congreso Argentino de Mecánica computacional. Pp 1895-1912.

⁹ C. Tovar, M. Cerrolaza, y J. Bendayán. Diseño y análisis por elementos finitos de placas para fijación interna de fracturas. MÉTODOS NUMÉRICOS EN INGENIERÍA V. J. M. Goicolea, C. Mota Soares, M. Pastor y G. Bugada (Eds.) © SEMNI, España 2002

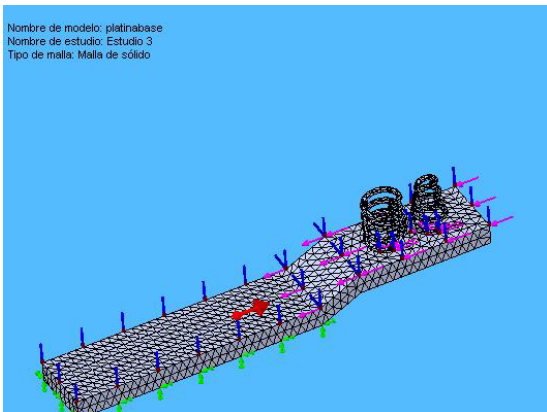


Figura 6. Modelo de base enmallado en sólidos tetraédricos.

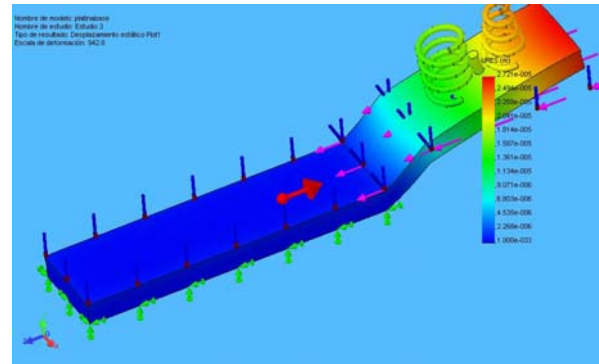


Figura 9. Análisis de desplazamientos resultantes.

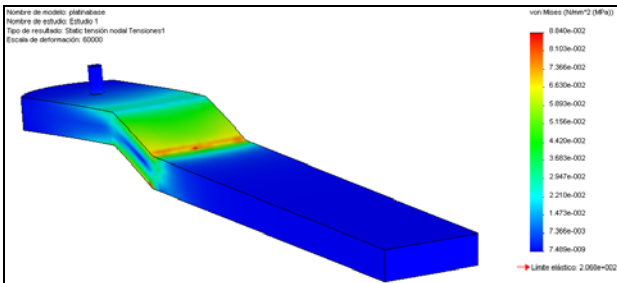


Figura 7. Análisis de esfuerzo, base de la prótesis.

La figura 8, muestra un análisis desarrollado para el sistema de la base resorte obteniéndose una distribución uniforme de tensiones con un esfuerzo mínimo de 17.8783 N/m^2 y un esfuerzo máximo de $4.20057e+007 \text{ N/m}^2$, con una escala de deformación de $942.8 \cdot 10^{10}$

Así mismo la Figura 9, muestra un análisis de desplazamientos resultantes, con un valor mínimo de $1.00057e-33 \text{ m}$ y un valor máximo de $2.720057e-5 \text{ m}$, con una escala de deformación de 942.

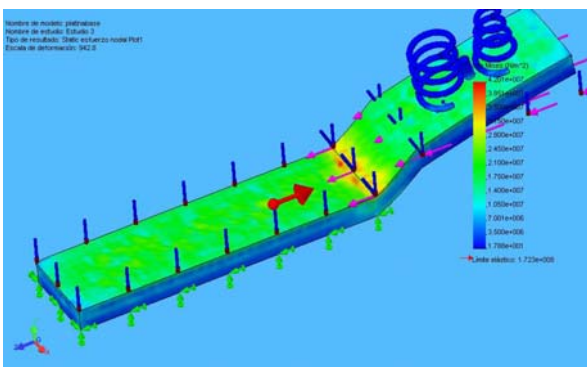


Figura 8. Análisis de esfuerzos base-resorte

3. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Es importante el uso de técnicas como la tomografía computarizada, que permite no solo un diagnóstico de los pacientes sino una herramienta para la ingeniería del diseño de dispositivos mas ajustables a las necesidades existentes.

La forma de validación por el método de elementos finitos minimiza los costos y el tiempo requerido para el estudio de cada uno de estos materiales a utilizar.

En el Análisis por elementos finitos se observa que en el mallado del sistema estudiado, existe concentración de elementos hacia la zona en contacto con el resorte y la sección de apoyo del soporte principal por la carga generada en este punto, sirviendo el resorte de sistema impulsor para el proceso de balanceo del pie .

El análisis de esfuerzos de los materiales utilizados tanto para la sección de soporte como para la base, aseguran una máxima resistencia del modelo, asegurando así la selección óptima del material.

4. AGRADECIMIENTOS

Los autores desean manifestar sus agradecimientos al Instituto CEDIUL, Centro de imágenes diagnósticas, por el desarrollo de las TC., y a la Fundación FUNDAFE en Barranquilla-Colombia.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] C.M, Atienza. Diseño de prótesis de cadera de acuerdo con las características antropométricas del paciente. Revista Biomecánica. Instituto de Biomecánica de Valencia., enero 2004, pp 7-9.
- [2] T.R. Chandrupatla, A.D. Belegundu. Introducción al estudio del elemento finito en ingeniería. 2da edición. Ed. Prentice Hall. 1999., pp286
- [3] D. Garzón, M. Roa, y C. Cortes. Análisis por elementos finitos del proceso de regeneración ósea.

¹⁰ Joseph, Shigley, and Charles, Mischke. Diseño en Ingeniería Mecánica. Quinta Edición, Ed. Mc Graw Hill. 1990. México, pp 14.

Universidad nacional de Colombia. Facultad de Ingeniería, Bogotá, Agosto 2004

- [4] A. A. Moss. G. Gansu. Computed Tomography of the body. 1983. EE.UU. ISBN: 0-7216-6574-8. pp 3-10,476,477.
- [5] I.Proubasta,J.Gil y JA. Planell. Fundamentos de Biomecánica y Biomateriales. Ed Ergon. Universidad Politécnica de Cataluña., pp.351,352, 353, 354, 355, 359, 360, 361, 365
- [6] W. Pompe, H. Worch, M. Epple, Functionally graded materials for biomedical applications, Materials Science and Engineering, A 362 2003; p.p. 40–60
- [7] Solidworks 2006. Cosmosworks.
- [8] D.S. Amico, A.P.Cisilino, M.R.Sanmartino y C. Capiel."Modelo Computacional de estructuras óseas utilizando el método de los elementos finitos y tomografía computarizada. Análisis de la estabilidad de un implante gleno-humeral" MECOM 2005-VII Congreso Argentino de Mecánica computacional. Pp 1895-1912.
- [9] C. Tovar, M. Cerrolaza, y J. Bendayán. Diseño y análisis por elementos finitos de placas para fijación interna de fracturas. MÉTODOS NUMÉRICOS EN INGENIERÍA V. J. M. Goicolea, C. Mota Soares, M. Pastor y G. Bugada (Eds.) © SEMNI, España 2002
- [10] Joseph, Shigley, and Charles, Mischke. Diseño en Ingeniería Mecánica. Quinta Edición, Ed. Mc Graw Hill. 1990. México, pp 14.

Bibliografía Complementaria

- [11] H Frank C., Anderson, Allison S. Arnold, Marcus G. Pandey, Saryn R. Goldberg, and Scott L. Delp. Simulation of Walking. V2, October 13, 2005
- [12] H. A. Estupiñán , D. Y. Peña, I. Uribe, C. Vásquez, P. Sundaram. Criterios de aceptación y deterioro de biomateriales usados en cirugía traumática, a partir de técnicas electroquímicas (octubre 2005).
- [13] D.R. Askeland, P.P.Phulé. Ciencia e Ingeniería de Materiales. Cuarta edición. Ed. Thomson. Mexico 2003

