

**Resultado científico técnico en opción al Premio
Nacional de la Academia de Ciencias de Cuba
2017**

**Modelación computacional para
aplicaciones médicas**

**La Habana, Octubre de 2017
"Año 59 de la Revolución"**

Modelación computacional para aplicaciones médicas

Unidad ejecutora principal del resultado: Universidad Tecnológica de La Habana. "José Antonio Echeverría". CUJAE.

Autores Principales

Por la CUJAE:

- Dr. Melchor Rodríguez Madrigal† (Departamento de Tecnología, Facultad de Ingeniería Mecánica)
- Dr. Arsenio M. Iznaga Benítez (Centro de Estudios de Innovación y Mantenimiento, Facultad de Ingeniería Mecánica)
- Dr. Vladimir González Fernández (Departamento de Mecánica Aplicada, Facultad de Ingeniería Mecánica)
- Dr. Henry Figueredo Lozada (Departamento de Tecnología, Facultad de Ingeniería Mecánica)
- Dr. Dolgis Ortega Cardentey (Grupo Biomecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica)
- Ing. Guivey Gutiérrez Delgado (Grupo Biomecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica)
- Lic. Daime Campos Arias (Grupo Biomecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica)
- MSc. Osmel Pérez-Acosta (Grupo Biomecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica)

Por el Instituto Tecnológico Superior de Cajeme, Ciudad Obregón, Sonora, México

- MSc L. M. Juan Enrique Palomares Ruiz

Otros autores:

Por la CUJAE:

- Dra. Tania Rodríguez Moliner (Departamento de Tecnología, Facultad de Ingeniería Mecánica)
- Dr. Ángel Alexander Rodríguez Soto (Departamento de Tecnología, Facultad de Ingeniería Mecánica).
- Ing. Guillermo Fernández Collazo (Departamento de Gráfica para la Ingeniería, Facultad de Ingeniería Mecánica)

Por la Universidad Federal de Rio de Janeiro (UFRJ)

- Dr. Joan O'Connor Blanco. (Departamento de Engenharia Mecânica - Poli Programa de Engenharia Mecânica - COPPE)

Por la Universidad de Gante:

- Prof. Dr. Benedict Verhegghe (bioMMeda, Ibitech, Facultad de Ingeniería).
- Prof. Dr. Patrick Segers- (bioMMeda, Ibitech, Facultad de Ingeniería).
- Prof. Dr. Matthieu de Beule.(bioMMeda, Ibitech, Facultad de Ingeniería).

En este trabajo han participado también 20 colaboradores científicos.

Resumen

Las actuales tecnologías relacionadas con las ciencias Biomédicas, incluyendo la Biomecánica, impactan de manera trascendental en los sistemas de salud, (desarrollo de terapias, diagnósticos, rehabilitación, entre otras) y se demuestra que este fortísimo impacto es tanto económico como social. En línea con las políticas trazadas por la dirección de nuestro país y los programas de ciencias de la vida, se ha desarrollado durante varios años el trabajo de este grupo de investigadores partiendo de la necesidad de avanzar en las investigaciones conjuntas con los sistemas de salud, incrementar las capacidades de investigación, potenciar un mayor y mejor uso de las tecnologías de avanzada aplicadas a la salud, favorecer la aparición de especialistas de alto nivel en esta rama del conocimiento, aumentar la presencia de Cuba en redes de investigación internacionales en este ámbito y promover la convergencia en acciones de la salud de ciencias tales como la matemática, la informática, la física, el estudio de imágenes médicas, entre otras.

El presente trabajo abarca varias aristas dentro del estudio del cuerpo humano y los diferentes dispositivos utilizados de manera externa o interna en aplicaciones de la salud. Como consecuencia del mismo se ha creado una **base de conocimientos capaz de ofrecer resultados científicos de valor para el desarrollo de la salud en Cuba.**

Problema a resolver

Necesidad de crear una base de conocimiento capaz de ofrecer resultados científicos que contribuyan a incrementar la calidad de la atención médica cubana a partir de utilizar técnicas de modelación para estudiar, simular y predecir comportamientos de la biomecánica del cuerpo humano y de los dispositivos empleados en el mismo.

Objetivos

Utilizar técnicas computacionales con los propósitos siguientes:

- Desarrollo e implementación de algoritmos propios para la reconstrucción de imágenes TC que permitan obtener los modelos geométricos del tejido óseo compacto.
- Desarrollo e implementación de modelos computacionales para el análisis del comportamiento material de arterias.
- Desarrollo de un modelo mecanobiológico para el crecimiento óseo aplicable a un proceso quirúrgico de distracción osteogénica.

Principales resultados obtenidos

- Se logró el análisis de la influencia de las variables mecánicas y los procesos de generación y remodelación ósea, así como algunos modelos y criterios sobre la formación y desarrollo de tejidos en los seres vivos en el proceso de distracción osteogénica.
- Se logró implementar un nuevo modelo mecanobiológico utilizando el método de elementos finitos mediante una subrutina (UMAT) para Abaqus, para evaluar las

etapas desde la distracción hasta la consolidación, y así simular el comportamiento del tejido durante el proceso distracción osteogénica DO. Esto permitió el análisis de parámetros geométricos, físicos, biológicos y mecánicos en el proceso de regeneración ósea.

- Se logra la aplicación del modelo mecanobiológico a una geometría real, construida a partir de una tomografía axial computarizada TC.
- Se agrupa en una trilogía la vinculación de la modelación estocástica, la modelación numérica y la teoría de confiabilidad en la temática de modelación mecanobiológica.
- Por primera vez en Cuba se logra un algoritmo para la obtención del modelo geométrico tridimensional del tejido óseo compacto en las articulaciones sin que exista pérdida de información de interés en este tipo de tejido.
- Se establecen los niveles mínimos de información anatómica presentes en las áreas de la imagen médica en $2,0 \text{ mm}^2$ y $1,4 \text{ mm}^3$ para los objetos tridimensionales; de esta forma no se elimina información relevante para diagnosticar enfermedades tempranas.
- Se logra una propuesta al problema de la correspondencia, la cual permite la modelación del tejido óseo compacto en las articulaciones de la rodilla, humeral y del cinturón del miembro inferior con un nivel de confianza del 90% en los casos analizados, lo cual es superior a otras propuestas en el mundo como VTK o pyformex.
- Se demuestra que la combinación de la umbralización global y adaptativa constituye un método efectivo para la segmentación del tejido óseo compacto en las articulaciones. Esta permite utilizar valores de umbralización global inferiores a los propuestos en la literatura; de esta forma se describe geométricamente este tipo de tejido sin que exista pérdida de información de interés.
- El algoritmo desarrollado para la reconstrucción de imágenes médicas, atenúa el centelleo producido por implantes metálicos y propone soluciones al efecto del volumen parcial y la separación del tejido óseo compacto en las articulaciones. Los modelos geométricos que se obtienen, presentan una precisión del $92 \pm 0,02\%$ respecto a los realizados por otros especialistas.
- Por primera vez se logran determinar las mejores proyecciones que describan el movimiento en las articulaciones. Se logra un método capaz de determinar el valor angular de los tres movimientos principales en el conjunto esternón-clavícula de manera dinámica.
- Se propone un nuevo método para el estudio de la cinemática de las articulaciones.
- Se logró obtener la reconstrucción de un segmento de la arteria aorta a partir de imágenes médicas, logrando diferenciar cada una de sus tres capas constituyentes, utilizando la escala de Hounsfield. En el análisis por Elementos Finitos quedó demostrado que el uso de esta reconstrucción proporciona resultados más cercanos a la realidad que las idealizaciones geométricas usadas en estudios anteriores.
- Por primera vez se logra una formulación matemática capaz de ser implementada en elementos finitos, donde se tiene en cuenta el reclutamiento de las fibras de colágeno en paredes arteriales en su respuesta pasiva.
- Se logra la aplicación del cálculo fraccional para la obtención de un modelo que permite simular el comportamiento mecánico de los tejidos blandos, obteniendo el orden fraccional del sistema dinámico e implementándolo en un método numérico para la obtención de parámetros viscoelásticos.

- Se logra la simulación de los efectos biomecánicos ocasionados por un periodo de presión alta en la arteria aorta, con la utilización de aproximaciones numéricas a funciones que emulan el flujo sanguíneo.
- Se logra obtener modelos que permiten predecir la ocurrencia de fallas por delaminación del recubrimiento en estents coronarios recubiertos. Este estudio permitió evaluar la influencia del espesor del recubrimiento en los esfuerzos de contacto generados en la interfase estent-recubrimiento durante la expansión.
- Se logra obtener una herramienta para predecir el impacto hemodinámico del sistema C-Pulse en todo el árbol arterial, complementando las observaciones in vivo.

Conclusiones

Se ha logrado crear una importante base de conocimientos en Cuba en la temática de la Biomecánica computacional, alcanzando un liderazgo nacional y una amplia visibilidad en la comunidad científica internacional, avalado fundamentalmente en 3 Tesis de Doctorado y 9 artículos entre publicados (8) y aceptado (1) en la Web de las Ciencias, sumados a otros 4 publicados en Revistas indexadas en Scopus. También se logró la presentación de 6 trabajos en eventos de reconocido prestigio internacional, dos de ellos con sus memorias indexadas en Springer.

Aporte científico de los autores

Autor	Aporte personal	Estimado cuantitativo (%)
Dr. Melchor Rodríguez Madrigal †	<ol style="list-style-type: none"> 1. Modelo de comportamiento material viscoelástico para arterias. 2. Modelos para el análisis de la integridad del recubrimiento de estents coronarios. 3. Publicación de artículos en WoS. 4. Participación en congresos de alto nivel. 	8
Dr. Arsenio Miguel Iznaga Benítez Facultad de Ingeniería Mecánica icznaga@mecanica.cujae.edu.cu	<ol style="list-style-type: none"> 1. Algoritmo capaz de reconstruir modelos 3D basados en imágenes TC y metodología de estudio de articulaciones. 2. Publicación de artículos en WoS. 	8
Dra. Tania Rodríguez Moliner Facultad de Ingeniería Mecánica tania@mecanica.cujae.edu.cu	<ol style="list-style-type: none"> 1. Algoritmo capaz de reconstruir modelos 3D basados en imágenes TC y metodología de estudio de articulaciones. 2. El desarrollo de modelos computacionales de arterias teniendo en cuenta el reclutamiento progresivo de las fibras de colágeno. 3. Modelos para el análisis de la integridad del recubrimiento de 	4

	<p>estents coronarios.</p> <ol style="list-style-type: none"> Herramienta para predecir el impacto hemodinámico del sistema C-Pulse en todo el árbol arterial, complementando las observaciones in vivo. Publicación de artículos en WoS. Participación en congresos de alto nivel. 	
<p>Dr. Vladimir González Fernández Facultad de Ingeniería Mecánica vladimir@mecanica.cujae.edu.cu</p>	<ol style="list-style-type: none"> Implementación de un modelo isotrópico heterogéneo de remodelación ósea. Elaboración de un modelo constitutivo mecano-biológico basado en la teoría del daño mecánico para describir el comportamiento de los tejidos durante el proceso quirúrgico de distracción osteogénica (DO). Publicación de artículos en revistas de reconocido prestigio. 	8
<p>Dr. Henry Figueredo Losada Facultad de Ingeniería Mecánica henryanett@gmail.com</p>	<ol style="list-style-type: none"> Implementación de un modelo isotrópico heterogéneo de remodelación ósea. Elaboración de un modelo constitutivo mecano-biológico basado en la teoría del daño mecánico para describir el comportamiento de los tejidos durante el proceso quirúrgico de distracción osteogénica (DO). Publicación de 	10

	artículos en revistas de reconocido prestigio.	
Dr. Ángel Alexander Rodríguez Soto Facultad de Ingeniería Mecánica arodriguezs@mecanica.cujae.edu.cu	1. Modelo de comportamiento material viscoelástico para arterias. 2. Publicación de artículos en WoS.	4
Ing. Guivey Gutiérrez Delgado Facultad de Ingeniería Mecánica guivey@mecanica.cujae.edu.cu	1. Algoritmo capaz de reconstruir modelos 3D basados en imágenes TC y metodología de estudio de articulaciones. 2. Publicación de artículos en WoS.	6
Ing. Guillermo Fernández Collazo Facultad de Ingeniería Mecánica gfernandezc@mecanica.cujae.edu.cu	1. El desarrollo de modelos computacionales de arterias teniendo en cuenta el reclutamiento progresivo de las fibras de colágeno. 2. Participación en congresos de alto nivel. 3. Publicación en revistas de reconocido prestigio.	4
Dr. Dolgis Ortega Cardentey Facultad de Ingeniería Mecánica dolgis@infomed.sld.cu	1. Algoritmo capaz de reconstruir modelos 3D basados en imágenes TAC y metodología de estudio de articulaciones. 2. Publicación de artículos en WoS.	10
MSc. Osmel Pérez-Acosta opereza88@gmail.com	1. Modelos para el análisis de la integridad del recubrimiento de estents coronarios. 2. Publicación de	6

	artículos en WoS.	
Lic. Daime Campos Arias daime@cemat.cujae.edu.cu	<ol style="list-style-type: none"> 1. Herramienta para predecir el impacto hemodinámico del sistema C-Pulse en todo el árbol arterial, complementando las observaciones in vivo. 2. Publicación de artículos en WoS 	6
Dr. Benedict Verhegghe bioMMeda, IbiTech, UGent benedict.verhegghe@ugent.be	<ol style="list-style-type: none"> 1. Algoritmo capaz de reconstruir modelos 3D basados en imágenes TAC y metodología de estudio de articulaciones. 2. El desarrollo de modelos computacionales de arterias teniendo en cuenta el reclutamiento progresivo de las fibras de colágeno. 3. Modelos para el análisis de la integridad del recubrimiento de estents coronarios. 4. Participación en congresos de alto nivel 5. Publicación de artículos en WoS. 	4
Dr. Patrick Segers bioMMeda, IbiTech, UGent Patrick.Segers@ugent.be	<ol style="list-style-type: none"> 1. Algoritmo capaz de reconstruir modelos 3D basados en imágenes TAC y metodología de estudio de articulaciones. 2. Publicación de artículos en WoS. 3. El desarrollo de modelos computacionales de 	4

	<p>arterias teniendo en cuenta el reclutamiento progresivo de las fibras de colágeno.</p> <p>4. Herramienta para predecir el impacto hemodinámico del sistema C-Pulse en todo el árbol arterial, complementando las observaciones in vivo.</p> <p>5. Participación en congresos de alto nivel.</p> <p>6. Metodología de estudio de articulaciones.</p>	
<p>Dr. Matthieu De Beule bioMMeda, IbiTech, UGent Matthieu.deBeule@ugent.be</p>	<p>1. Algoritmo capaz de reconstruir modelos 3D basados en imágenes TAC y metodología de estudio de articulaciones.</p> <p>2. Publicación de artículos en WoS.</p> <p>3. El desarrollo de modelos computacionales de arterias teniendo en cuenta el reclutamiento progresivo de las fibras de colágeno.</p> <p>4. Participación en congresos de alto nivel.</p>	4
<p>Dr. L.M. Juan Enrique Palomares ITESCA, México, jepalomares@itesca.edu.mx</p>	<p>1. Modelo de comportamiento material viscoelástico para arterias.</p> <p>2. Publicación de artículos en WoS.</p> <p>3. Participación en congresos de reconocido prestigio.</p>	10

Dr. Joan O'Connor Blanco. joconnorb@gmail.com	<ol style="list-style-type: none"> 1. Modelado del sistema óseo y su análisis por MEF. 2. Modelo de comportamiento de material de huesos. 3. Presentación de trabajos en congresos de relevancia internacional. 	4
---	--	----------

Colaboradores Científicos

Colaboradores Científicos	Para la correspondencia
Dr. Sergio Alfredo Marrero Osorio	Facultad de Mecánica. CUJAE.
Dr. Alfredo M. del Castillo Serpa	CEMAT. CUJAE.
Ing. Perla Sarria Popowski.	Facultad de Mecánica. CUJAE.
MSc. Ing. Reinaldo Rodríguez Pérez.	Complejo Científico Ortopédico Internacional Frank País García
MSc. Annamaris Olmo Velázquez.	CEMAT. CUJAE
Dr. Guillermo Vilalta Alonso	Fundación CARTIF, España
Dr. en medicina Ángel M. Felipe Garmendia	Hospital pediátrico Juan Manuel Márquez
Dr. Nikos Stergiopulos	Laboratorio de hemodinámica y tecnología cardiovascular. Lausana, Suiza.
Dr. Joao Batista Aguiar	Universidad de Sao Paulo, Brasil
Dr. Mikiya Muramatsu	Universidad de Sao Paulo, Brasil
Dr. Francesco Iannaccone	Universidad de Gante
Dr. Nic Debusschere	Universidad de Gante
Dr. Alexander Van Tongel	Universidad de Gante
Dr. Tanneke Palmans	Universidad de Gante
Dr. Tom Van Hoof	Universidad de Gante
Dr. Francisco Londono	Universidad de Gante
Dra. Lavinia Maria Alves Borges	Universidad Federal de Rio de Janeiro UFRJ
Dr. Dimitrios Georgakopoulos	Sunshine Heart Inc, Eden Prairie, MN, USA
Dr. J. G. Castro Lugo	Instituto Tecnológico Superior de Cajeme, México
MSc. Ernesto Lorenzo Bonet	Facultad de Mecánica. CUJAE.

La propuesta que se presenta ha sido posible por el trabajo conjunto con varias instituciones extranjeras de Bélgica y Brasil mediante proyectos de investigación financiados por VLIR y CAPES; estancias de investigación doctorales y posdoctorales, lo que ha permitido utilizar modernas instalaciones experimentales y contar con la experiencia y el aporte de investigadores y profesores de reconocido prestigio internacional.

El estimado cuantitativo, tarea muy difícil cuando se trabaja en equipo y con la participación de numerosos profesores e investigadores, se plantea sobre la base del aporte de las tesis doctorales desarrolladas y el trabajo teórico – experimental realizado.

AUTOR PARA LA CORRESPONDENCIA:

Dra. Tania Rodríguez Moliner: tania@mecánica.cujae.edu.cu

Introducción General

Los trabajos de modelación computacional asociados a aplicaciones médicas en la Universidad Tecnológica de La Habana, CUJAE se iniciaron con el surgimiento del grupo de Investigaciones de Biomecánica en la facultad de Ingeniería Mecánica en el año 2007. Se comenzó por emplear el modelo isotrópico heterogéneo de remodelación ósea propuesto por Jacob para predecir la distribución de densidad en un material óseo ante un estado mecánico. Para esto se empleó el método de elementos finitos logrando implementar el modelo de remodelación mediante una subrutina definida por el usuario (UMAT). Esta línea continuó con la elaboración y estudio de un modelo constitutivo mecano-biológico basado en la teoría del daño mecánico para describir el comportamiento de los tejidos durante el proceso quirúrgico de distracción osteogénica (DO). Este modelo fue aplicado a una mandíbula real planteando las bases para la simulación del proceso de DO, en colaboración con especialistas del hospital pediátrico Juan Manuel Márquez. En este tema se defendió el primer doctorante del grupo en el año 2010.

Años después se inició una línea de investigación para el análisis y manipulación de imágenes médicas, partiendo de imágenes de Tomografía Computarizada (TC). En esta línea se ha logrado un algoritmo capaz de reconstruir modelos 3D basados en imágenes TC. El algoritmo propuesto, permite la obtención del modelo geométrico del tejido óseo compacto en las articulaciones a partir de imágenes de tomografía computarizada. En este se combinan y realizan propuestas de mejoras en diferentes campos de la gráfica por computadoras: detección de contornos, problema de la correspondencia, reconstrucción tridimensional y corrección topológica.

El uso de los elementos finitos como herramienta para la modelación computacional de la biomecánica del cuerpo humano, es otra de los temas que se trabajan en el grupo, mediante el uso de la combinación de las imágenes médicas de TC con bases de datos de los movimientos de articulaciones específicas. Ha sido estudiado la articulación del hombro con resultados novedosos.

El estudio y desarrollo de modelos computacionales para arterias, basados en los modelos de Hopzapfel y Stergioupoulos, ha logrado resultados acordes a la respuesta pasiva de las arterias. El uso de derivadas fraccionadas de Zener para describir este comportamiento material es otro de los logros en el periodo.

A partir del año 2012 se creó el Programa de formación e investigación en Biomecánica y Biomateriales entre Cuba y Flandes, financiado por el Consejo Interuniversitario de Universidades Flamencas, a partir del cual se han desarrollado investigaciones en la temática de conjunto con Universidades de Bélgica sumándose a la colaboración ya existente con Brasil.

De esta forma, el grupo dedicado a la biomecánica computacional ha trabajado desde sus inicios en las líneas que a continuación se declaran:

- Desarrollo e implementación de algoritmos propios para la reconstrucción de imágenes TC que permitan obtener los modelos geométricos del tejido óseo compacto.
- Desarrollo e implementación de modelos computacionales para el análisis del comportamiento material de arterias.
- Desarrollo de un modelo mecanobiológico para el crecimiento óseo aplicable a un proceso quirúrgico de distracción osteogénica.

Logros fundamentales en el período comprendido entre 2010-2017

Se logra la publicación de 8 artículos en la Web de las Ciencias

1. **Obtención de la estructura ósea del pie al aplicar la umbralización global y la adaptativa.** Dolgis Ortega Cardentey, Guivey Gutiérrez Delgado, Arsenio M. Iznaga Benitez, Tania Rodriguez Moliner, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería* 31(2), 113-119 (2015)
2. **Algoritmos para la definición de estructuras óseas en modelos biomédicos.** Dolgis Ortega Cardentey, Guivey Gutiérrez Delgado, Arsenio M. Iznaga Benitez, Tania Rodriguez Moliner, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería*. 31(1), p.13-19 (2015)
3. **Parámetro de control del proceso de simplificación de polígonos aplicado a imágenes médicas.** Dolgis Ortega Cardentey, Guivey Gutiérrez Delgado, Arsenio M. Iznaga Benitez, Tania Rodriguez Moliner, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería*, 31(1): p. 36-41 (2015).
4. **Fractional viscoelastic models applied to biomechanical constitutive equations.** Juan Enrique Palomares Ruiz, Melchor Rodríguez Madrigal, J.G. Castro Lugo, Ángel Alexander Rodríguez Soto. *Revista Mexicana De Física*. 61(4): 261-267 (2015).
5. **Study of wave dynamics of an extra-aortic counterpulsation device in a one-dimensional computer model of the arterial system.** Daime Campos Arias; Francisco Londono; Tania Rodriguez Moliner; Dimitrios Georgakopoulos; Nikos Stergiopulos; Patrick Segers. *Artery Research*, Diciembre 2016. Volume 16, Doi 10.1016/j.artres.2016. 10.138.
6. **Análisis de la integridad del recubrimiento de estents coronarios durante la expansión.** Osmel Pérez-Acosta, Ernesto Lorenzo-Bonet, Benedict Verhegghe, Melchor Rodríguez-Madrigal, Tania Rodríguez-Moliner. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería*, 33(3-4):235–241 (2017).
7. **Análisis e influencia de los sistemas de referencia en la cinemática del hombro.** Guivey Gutiérrez Delgado, Dolgis R. Ortega Cardentey, Arsenio M. Iznaga Benítez, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe, Alexander Van Tongel, Tanneke Palmans, Tom Van Hoof, Tania Rodríguez Moliner, Patrick Segers. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería*. 2017 33 (1-2):18-23.

- 8. Procedure to describe clavicular motion.** Guivey Gutiérrez Delgado, Matthieu De Beule, Dolgis R. Ortega Cardentey, Patrick Segers, Arsenio M. Iznaga Benítez, Tania Rodríguez Moliner, Benedict Verhegghe, Tanneke Palmans, Tom Van Hoof, Alexander Van Tongel. *Journal of shoulder and elbow surgery*. Marzo 2017. Volume 26, Issue 3, Pages 490-496.

Además de estos artículos publicados en la Web de las Ciencias existe **1 artículo aceptado para su publicación y otros dos en arbitraje** (enviados en el periodo julio-septiembre de 2015), todos estos también en la WoS.

- 1. Determinación del orden fraccional en el modelo Zener para caracterizar los efectos biomecánicos ocasionados por el flujo sanguíneo.** Juan .E. Palomares, Melchor. Rodríguez Madrigal, J.G. Castro, *Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería*. ACEPTADO.
- 2. FE-Compatible reformulation of a constitutive model of the arterial wall explicitly accounting for collagen fiber recruitment.** Guillermo. Fernandez Collazo, Nic. Debusschere; Francesco. Iannaccone, Matthieu De Beule; Nikos. Stergiopulos; Tania Rodriguez; Patrick Segers; Benedict Verhegghe, *Journal of Biomechanics*. EN REVISIÓN (BM-D-15-00919, 6 de agosto)
- 3. Sternoclavicular joint kinematics during arm motion** Guivey Gutiérrez Delgado, Matthieu De Beule, Dolgis R. Ortega Cardentey, Patrick Segers, Arsenio M. Iznaga Benítez, Tania Rodríguez Moliner, Benedict Verhegghe, Tanneke Palmans, Tom Van Hoof, Alexander Van Tongel. *Journal of shoulder and elbow surgery*. EN REVISIÓN. JSES-D-15-00630, Julio 2015)

Se logra la publicación de 4 artículos en revistas indexadas en Scopus

- 1. Determinación de la Rigidez Arterial Empleando Simulación Computacional,** D. Campos Arias, M. Rodríguez Madrigal, A. Olmo Velázquez, J.E. Palomares Ruiz. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica*. 36(3), 223-232 (2015). [dx.doi.org/10.17488/RMIB.36.3.7](https://doi.org/10.17488/RMIB.36.3.7)
- 2. Modelación y simulación de la arteria aorta a partir de datos clínicos utilizando un modelo fraccional visco elástico y el método del elemento finito.** J.E. Palomares Ruiz, M. Rodriguez Madrigal, J. C. Castro Lugo, A. Ramirez Treviño, A. A. Rodriguez Soto. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica*. 36(2), 209-225 (2015) [dx.doi.org/10.17488/RMIB.36.3.1](https://doi.org/10.17488/RMIB.36.3.1)
- 3. Segmentación de los huesos en imágenes TC empleando la umbralización global y adaptativa.** Dolgis Ortega Cardentey, Guivey Gutiérrez Delgado, Arsenio M Iznaga Benitez, Tania Rodriguez Moliner, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe. *Imagen Diagnóstica*. 5(2): p. 68-73 (2014)
- 4. Efecto de la condición de carga de un implante dental monocomponente sobre la distribución de esfuerzos en el hueso tipo IV.** Perla Sarria Popowski, Roberto Rodriguez Fuentes, Jesús Eduardo González Ruiz. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*. ISSN: 1561-3011. Volumen 34, N. 3, p. 1-8, 2016.

Se publicaron 5 artículos en revistas de reconocido prestigio nacional o regional

- 1. Evolución de los modelos constitutivos de respuesta pasiva para paredes arteriales.** Guillermo Fernández Collazo, Tania Rodríguez Moliner. *Ingeniería Mecánica*. 17 (3): 234-244 (2014). **Indexada en: Scielo**
- 2. Evaluación del riesgo de ruptura de aneurismas de aorta abdominal personalizados mediante factores biomecánicos.** Ariel Zúñiga-Reyes, Leorlen Rojas-Mazaira, Guillermo Vilalta-Alonso, María Elena Montesinos-Otero, Jayme Pinto-Ortiz, Melchor Rodríguez-Madrigal, Carlos Vaquero, *Ingeniería Mecánica*. 17 (2): 157-167 (2014). **Indexada en: Scielo.**
- 3. Simulación por elemento finito de un segmento de una vena, como tejido blando con el uso de modelo material hiperelástico de Mooney-Rivlin.** B. Lucero, J.E. Palomares, J.G. Castro, M. Rodríguez, E. Jiménez, J. Ruelas, A. Soto, *Revista Entorno Académico*, 12(2), 2013, ISSN: 1870-5316.
- 4. Ruptura de aneurismas de aorta abdominal. Herramienta informática para su predicción.** Guillermo Villalta-Alonso, Félix Nieto, José A. Vilalta-Alonso, Carlos Vaquero, Laurentiu M. Lipsa, Melchor Rodríguez-Madrigal. *Ingeniería Mecánica*. Vol. 14. No. 1, enero-abril, 2011, p. 52-64 ISSN: 1815-5944. **Indexada en: Scielo.**
- 5. " Modelo de remodelación Ósea: Un análisis computacional"** LOSADA, Henry Figueredo; FERNÁNDEZ, Vladimir González; AGUIAR, João Batista; MURAMATSU, Mikiya; GARMENDÍA, Ángel Mario Felipe. .Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas. Vol 29 No.4. 2010. **Indexada en: Scielo.**

Tesis de Doctorado

- 1. Modelo mecanobiológico de formación ósea basado en la teoría de daño reparo.** Autor: MSc. Ing. Henry Figueredo Losada. Tutor: Prof. Tit. Dr. Ing. Vladimir González Fernández. Defendida en noviembre de 2010.
- 2. Modelación matemática de la arteria aorta utilizando el modelo viscoelástico fraccional de Zener.** Autor: Juan E. Palomares. Tutores: Dr. Melchor Rodríguez Madrigal, Dr. Vladimir González Fernández. Defendida noviembre de 2015.
- 3. Algoritmo para la obtención del modelo geométrico del tejido óseo en las articulaciones a partir de imágenes de tomografía computarizada.** Autor: Dolgis Ortega Cardentey. Tutor: Arsenio Iznaga. Defendida en diciembre de 2015.

Tesis de Maestría cuyos tutores son autores de esta propuesta

- 1. Análisis del comportamiento mecánico de un estent coronario recubierto durante la expansión.** Ing. Osmel Pérez Acosta. Tutores: Melchor Rodríguez Madrigal, Tania Rodríguez Moliner. Defendida en Junio de 2015.
- 2. Implementación de las ecuaciones de Navier- Stokes bidimensionales para la determinación de los patrones de velocidad del flujo en los grandes vasos sanguíneos.** Ing. Annamaris Olmo Velázquez. Tutor: Melchor Rodríguez Madrigal. Defendida en Mayo de 2015.
- 3. Remodelación ósea a través de un modelo propuesto por Jacobs e implementación en Abaqus.** Ing. Henry Figueredo Losada. Tutor: Dr. Ing. Vladimir González Fernández.
- 4. Impacto hemodinámico del sistema C-Pulse de asistencia cardiaca: estudio con un modelo arterial 1-D.** Ing. Daimé Campos Arias. Tutor: Dr. Patrick Segers; Dra. Tania Rodríguez Moliner; Dr. David Ernesto Maron Domingue.

Trabajos presentados en congresos de prestigio internacional

- 1. FE-Compatible Reformulation of a Constitutive Model of the Arterial Wall Explicitly Accounting for Collagen Fiber Recruitment.** 21st Congress of the European Society of Biomechanics, Praga, República Checa, 2015.
- 2. Finite growth on biological tissues.** World Congress on Computational Mechanics (WCCM-ECCM-ECFD 2014), Barcelona, España, 2014. Paper Ref: 1908. <http://www.wccm-eccm-ecfd2014.org/frontal/Ebook.asp>.
- 3. Theory and simulation of stress-induced growth and remodeling in biological tissues: a preliminary study.** Ibero-Latin American Congress on Computational Methods in Engineering (CILAMCE 2014), Fortaleza, Brasil, 2014. Code: CILAMCE2014-0567 <http://www.cilamce2014.com.br/FinalProgram.PDF>.
- 4. Biomechanical trabecular bone behavior of calcaneus samples using finite element analysis and experimental tests.** VI Latin American Conference on Biomedical Engineering. CLAIB 2014, Paraná, entre Rios, Argentina 19-21 Outubro, 2014 Proceedings International Federation for Medical and Biological Engineering (IFMBE). http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-319-13117-7_53.
- 5. Modelación y simulación de sistemas biomecánicos acoplados utilizando el Método de Elementos Finitos. Aplicaciones en Ortopedia.** V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011, May 16-21, 2011, Habana, Cuba Springer: Proceedings International Federation for Medical and Biological Engineering (IFMBE). http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-642-21198-0_158.

6. Análisis y simulación de una vena como tejido biológico isotrópico.

Palomares Ruiz Juan Enrique, Suzuki Valenzuela Mario, O'connor Blanco Joan, Rodriguez Madrigal Melchor, Zandoval Figueroa Alfredo, MEMORIAS DEL XVI CONGRESO INTERNACIONAL ANUAL DE LA SOMIM 22 al 24 DE SEPTIEMBRE, 2010 MONTERREY, NUEVO LEÓN, MÉXICO. ISBN: 978-607-95309-3-8.

Nota: Hay que señalar que los dos primeros congresos son del más alto nivel científico, con una amplia representación de investigadores del mundo, fundamentalmente de Europa y Estados Unidos, donde la participación de ponentes latinoamericanos es excepcional.

Trabajos presentados en eventos de prestigio nacional en los últimos 5 años

1. Modelos de paredes arteriales y su implementación en elementos finitos usando programas de código abierto. 10mo Simposio Internacional de Estructuras, Geotecnia y Materiales de Construcción, Santa Clara, 2013.
2. Modelo matemático para la predicción del comportamiento de los stent-graft en el tratamiento de aneurismas de la aorta abdominal. 1er taller científico del grupo de biomecánica y biomateriales. La Habana, 2013.
3. Obtención del dominio geométrico de la cadera mediante la combinación de la umbralización global y adaptativa. II Taller de Realidad Virtual. La Habana. 2013.
4. Movimiento cinemático de la unión esterno-clavicular durante la elevación del húmero. II Taller de Realidad Virtual. La Habana. 2013.
5. Algorithm for 3D reconstruction of bone tissue from medical images for biomechanical study. 1st Scientific Workshop Biomec-Biomat. La Habana. 2013.
6. Determination of mechanical properties in arteries. 1er Taller Científico del Programa de formación e investigación en Biomecánica y Biomateriales. La Habana. 2013.
7. Estudio y desarrollo de un modelo multiescala de oseointegración para el pronóstico del funcionamiento de los implantes en el sistema biológico y la construcción de prótesis más eficientes. Decimo Simposio Internacional de estructuras, Geotecnia y Materiales de Construcción. Primer Coloquio Mecánica Computacional y Métodos Numéricos. Cayo Santa María. Villa Clara 2013.
8. Kinematic analysis of the cervical region. First Scientific Workshop Biomec-Biomat. CUJAE. La Habana 2013.
9. Development a new Multiscale Model for bone-integration to predict the work of implant in the biological system. Primer Taller Científico. Programa de Formación e Investigación en Biomecánica y Biomateriales. La Habana. 2013.
10. Stent Materials selection with the use of CES software. Primer Taller Científico. Programa de Formación e Investigación en Biomecánica y Biomateriales. La Habana 2013.
11. Influencia en los esfuerzos de las condiciones de borde en el modelado por elementos finitos del aneurisma de la aorta abdominal. 17 Convención Científica de Ingeniería y Arquitectura. ISBN 978959-261-405-5, 2014
12. Remodelación de fibras de colágeno. 17 Convención Científica de Ingeniería y Arquitectura. ISBN 978959-261-405-5, 2014
13. Análisis del comportamiento mecánico de un estent durante la expansión. 17 Convención Científica de Ingeniería y Arquitectura. ISBN 978959-261-405-5, 2014

- 14.**Nuevas herramientas para el análisis cinemático de las articulaciones del cuerpo humano. 17 Convención Científica de Ingeniería y Arquitectura. ISBN 978959-261-405-5, 2014
- 15.**Captura y análisis de la marcha humana con mínimos recursos. 17 Convención Científica de Ingeniería y Arquitectura. ISBN 978959-261-405-5, 2014
- 16.**Estudio y Caracterización de la hemodinámica Arterial. 17 Convención Científica de Ingeniería y Arquitectura. ISBN 978959-261-405-5, 2014
- 17.**Los esfuerzos en la aneurisma de la aorta abdominal: determinación de la influencia del diámetro y la asimetría mediante el método de los elementos finitos. VI Congreso Internacional de Biomateriales, organizado por la Cátedra Unesco de Biomateriales, La Habana, 2014.
- 18.**Influencia de las condiciones de carga de un implante sobre la distribución de tensiones en huesos con calidad ósea IV: un análisis por el MEF. VI Congreso Internacional de Biomateriales, organizado por la Cátedra Unesco de Biomateriales, La Habana, 2014.
- 19.**Determinación de propiedades mecánicas en las arterias. XVII Convención Científica de Ingeniería y Arquitectura. CUJAE. La Habana, 2014.
- 20.**Remodelación de fibras de colágeno. 17 Convención Científica de Ingeniería y Arquitectura. CUJAE. La Habana, 2014.
- 21.**Finite growth on biological tissues. World Congress on Computational Mechanics (WCCM-ECCM-ECFD 2014). Barcelona España. 2014.
- 22.**Simulación de propagación de la sangre en los sistemas arteriales. VII Conferencia Científica Internacional de la Universidad de Holguín. Holguín, 2015.
- 23.**Análisis del comportamiento mecánico de un estent durante la expansión. IV Encuentro Cuba-México de Métodos Numéricos y Optimización. La Habana 2015.
- 24.**Captura y análisis de la marcha humana con mínimos recursos. CCIM. CUJAE. La Habana, 2016.
- 25.**Modelo mecanobiológico en la interfaz hueso-implante dental. IX Congreso Cubano de Ingeniería Mecánica y Metalúrgica CCIM. CUJAE. La Habana, 2016.
- 26.**Identificación de parámetros de modelos constitutivos de paredes arteriales en su respuesta pasiva. 18 Convención Científica de Ingeniería y Arquitectura. CUJAE. La Habana, 2016.
- 27.**Influencia de la porosidad de una prótesis de cadera en el proceso de Osteointegración. Convención Científica de Ingeniería y Arquitectura. CUJAE. La Habana, 2016.
- 28.**Analysis of the coating integrity during a coronary stent deployment. XXV International Materials Research Congress. Mexico, 2016.
- 29.**Study of wave dynamics of an extra-aortic counterpulsation device in a one-dimensional computer model of the arterial system. Artery 2016. Copenhagen. Dinamarca. 2016.
- 30.**Simulación de la influencia del cambio de plataforma sobre la biomecánica de un nuevo modelo de implante dental. Red de materiales, dispositivos y medicamentos (MADIMED). La Habana 2017.

Resultado Científico-Técnico (Comunicación corta)

Modelación computacional para aplicaciones médicas

Melchor Rodríguez Madrigal, Arsenio Iznaga Benítez, Tania Rodríguez Moliner, Vladimir González Fernández, Henry Figueredo Losada, Ángel Rodríguez Soto, Guivey Gutiérrez Delgado, Guillermo Fernández Collazo, Dolgis Ortega Cardentey, Daime Campos Arias, Osmel Pérez-Acosta¹, Benedict Verhegghe, Patrick Segers, Matthieu De Beule², Juan Enrique Palomares³, Joan O'Connor Blanco⁴

- 1.- Departamentos de Tecnología de Construcción de Maquinaria y Mecánica Aplicada, Grupo de Biomecánica, CUJAE, La Habana, Cuba.
- 2.- bioMMeda, IbiTech, Facultad de Ingeniería, Universidad de Gante, Bélgica.
- 3.- Instituto Tecnológico Superior de Cajeme, Ciudad Obregón, Sonora, México
- 4.-Departamento de Ingeniería Mecánica, COPPE, Universidad Federal de Rio de Janeiro

Resumen

En la presente comunicación se describen los principales resultados alcanzados por los autores en la modelación computacional de arterias, tejido óseo y el procesamiento de imágenes médicas. Se logra un modelo mecanobiológico de remodelación ósea, modelos de comportamiento material para arterias, un algoritmo capaz de reconstruir modelos de tejido óseo compacto a partir de imágenes de tomografía axial computarizada y modelos para el análisis de la integridad del recubrimiento de estents coronarios.

Palabras claves: biomecánica, imágenes médicas, remodelación ósea, comportamiento material, viscoelasticidad.

Introducción.

Los trabajos de modelación computacional asociados a aplicaciones médicas en la CUJAE se iniciaron con el surgimiento del grupo de Investigaciones de Biomecánica en la facultad de Ingeniería Mecánica en el año 2007.

Se han desarrollado tres líneas de investigación fundamentales:

- Desarrollo de modelos mecanobiológicos de reconstrucción ósea y su implementación en elementos finitos.
- Modelos de comportamiento material de arterias y para el análisis de la integridad del recubrimiento de estents coronarios.
- Procesamiento de imágenes médicas y reconstrucción de modelos 3D a partir de las mismas

Estas temáticas son de actualidad a nivel internacional y sus novedosos resultados permiten la utilización de estos modelos en ingeniería de tejidos y en el tratamiento y prevención de situaciones patológicas.

Desarrollo de modelos mecanobiológicos de reconstrucción ósea

Se comenzó por emplear el modelo isotrópico heterogéneo de remodelación ósea propuesto por Jacob [1, 2] para predecir la distribución de densidad en un material óseo ante un estado mecánico. Esta línea continuó con la elaboración y estudio de un modelo constitutivo mecano-biológico basado en la teoría del daño mecánico para describir el comportamiento de los tejidos durante el proceso quirúrgico de distracción osteogénica (DO) [3]. Para esto se empleó el método de elementos finitos lográndose implementar el modelo de remodelación mediante una subrutina definida por el usuario (UMAT) según se muestra en la figura siguiente.

Diagrama de la implementación del nuevo modelo mecanobiológico

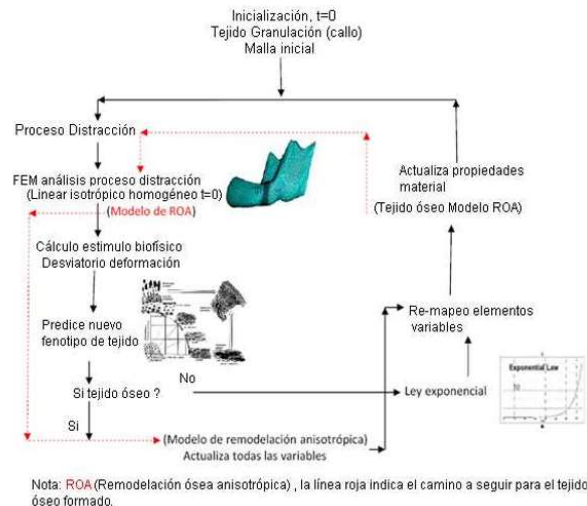


Gráfico del algoritmo mecanobiológico para la formación ósea propuesto en el trabajo

Este modelo fue aplicado a una mandíbula real planteando las bases para la simulación del proceso de DO, en colaboración con especialistas del hospital pediátrico Juan Manuel Márquez.

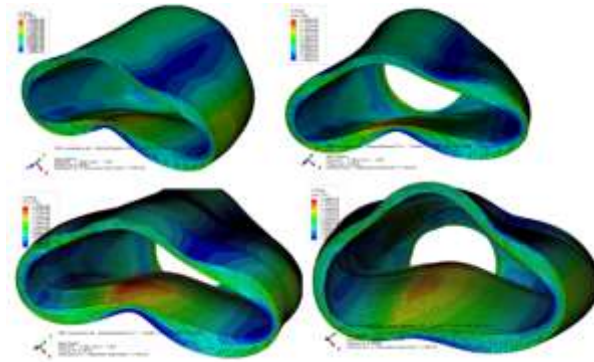
Modelos de comportamiento material de arterias

Se trabajó en la implementación del efecto de la dinámica de los sistemas de ecuaciones diferenciales, con el fin de que estos tomen en cuenta las diferencias del comportamiento mecánico de los tejidos blandos, para lograr obtener una representación más precisa del fenómeno físico.

Se consiguieron resultados novedosos que permitieron la solución del modelo fraccional viscoelástico utilizando las funciones de Mittag-Lieffler, la aplicación del cálculo fraccional para la obtención de un modelo que permita simular el comportamiento mecánico de los tejidos blandos, obtención del orden fraccional del sistema dinámico e implementación de un método numérico para la obtención de parámetros viscoelásticos a partir de un

experimento en el dominio de la frecuencia y su implementación en un software de elementos finitos.[4, 5 y 6]. A partir de un modelo fraccional viscoelástico se desarrolló un entorno de simulación con la finalidad de conocer la distribución de los esfuerzos mecánicos en un segmento de arteria con sus tres capas constituyentes, obtenida a través de imágenes médicas.

Se logró obtener la reconstrucción de un segmento de la arteria aorta a partir de imágenes



Cortes del segmento de arteria

En trabajos anteriores se consideró la arteria como un cilindro perfecto, observándose una distribución simétrica de los esfuerzos y una deformación constante en todas las direcciones del sólido. Se demostró que al obtener una representación más real de la forma de la arteria los resultados variaron de manera que aparecen máximos locales en los sitios de donde la arteria presenta un cambio de curvatura.

También se consiguió la simulación de los efectos biomecánicos ocasionados por un período de presión arterial alta en la arteria aorta, utilizando aproximaciones numéricas a funciones que simulan el flujo sanguíneo [7]. Esto demuestra la utilidad del modelo desarrollado en el estudio de enfermedades cardiovasculares.

De la misma manera, partiendo del estudio de los modelos de comportamiento existentes [8], se desarrollaron modelos computacionales para arterias teniendo en cuenta el reclutamiento de progresivo de fibras de colágeno. Se ha desarrollado la formulación matemática capaz de implementar este modelo mediante una subrutina UMAT en MEF.

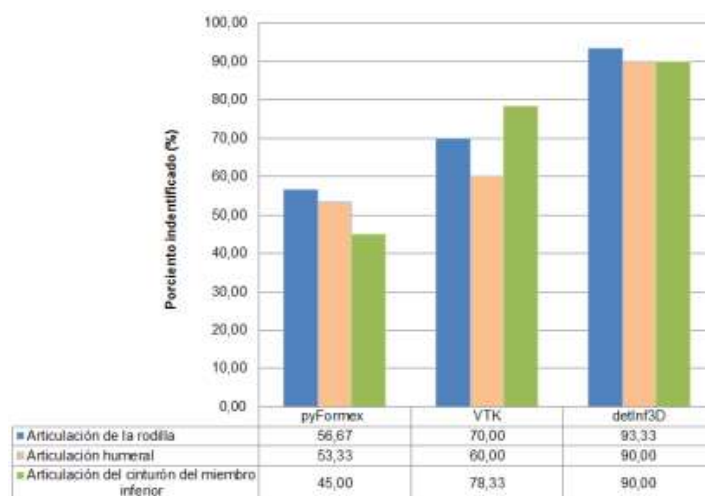
También se obtuvieron modelos para hacer el análisis de la integridad del recubrimiento de estents coronarios y para predecir el impacto hemodinámico del sistema C-Pulse en todo el árbol arterial, complementando las observaciones in vivo [9, 10].

Procesamiento de imágenes médicas

En esta línea se ha logrado un algoritmo capaz de reconstruir modelos 3D basados en imágenes TC [11]. El algoritmo propuesto, permite la obtención del modelo geométrico del tejido óseo compacto en las articulaciones a partir de imágenes de tomografía computarizada [12]. En este se combinan y realizan propuestas de mejoras en diferentes campos de la gráfica por computadoras: detección de contornos, problema de la correspondencia, reconstrucción tridimensional y corrección topológica [13, 14].

Este algoritmo está basado en mejoras en la segmentación a alto y bajo nivel. Sus resultados fueron comparados con los obtenidos por software comerciales como es el

caso de pyFormex y VTK, mostrándose resultados superiores en cuanto a la separación de los huesos componentes de una articulación.



Porciento de tejido óseo compacto identificado por cada variante de segmentación de alto nivel.

La combinación de las imágenes médicas de TC con bases de datos de los movimientos de articulaciones específicas permite el estudio de las articulaciones y los movimientos relativos de sus huesos componentes [15].

Conclusiones

Se describen los aportes fundamentales alcanzados en las líneas procesamiento de imágenes médicas, modelos de comportamiento mecánico de arterias y la implementación del modelo mecanobiológicos empleado para simular la distracción ontogénica, demostrándose las posibles aplicaciones de las investigaciones realizadas en el sistema de salud cubano.

Bibliografía

1. Figueredo Losada, Henry. Remodelación ósea a través de un modelo propuesto por Jacobs implementación en Abaqus. Tesis de maestría.
2. Figueredo Losada, Henry, et al. Modelo de remodelación ósea: un análisis computacional. Revista Cubana de investigaciones Biomédicas. Vol. 29. No. 4 2010
3. Figueredo Losada, Henry. Modelo mecanobiológico de formación ósea basado en la teoría de daño reparo. Tesis doctoral, 2010.
4. Juan Enrique Palomares Ruiz, Melchor Rodríguez Madrigal, J.G. Castro Lugo, Ángel Alexander Rodríguez Soto. Fractional viscoelastic models applied to biomechanical constitutive equations. Revista Mexicana De Física. 61(4): 261-267 (2015)
5. J. E. Palomares, M. Rodríguez Madrigal, J.G. Castro. Determinación del orden fraccional en el modelo Zener para caracterizar los efectos biomecánicos ocasionados por el flujo sanguíneo, Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería. ACEPTADO.

6. D. Campos Arias, M. Rodríguez Madrigal, A. Olmo Velázquez, J.E. Palomares Ruiz. Determinación de la Rigidez Arterial Empleando Simulación Computacional, Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica. 36(3), 223-232 (2015). [dx.doi.org/10.17488/RMIB.36.3.7](https://doi.org/10.17488/RMIB.36.3.7).
7. J.E. Palomares Ruiz, M. Rodríguez Madrigal, J. C. Castro Lugo, A. Ramirez Treviño, A. A. Rodríguez Soto. Modelación y simulación de la arteria aorta a partir de datos clínicos utilizando un modelo fraccional visco elástico y el método del elemento finito. Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica. 36(2), 209-225 (2015) [dx.doi.org/10.17488/RMIB.36.3.1](https://doi.org/10.17488/RMIB.36.3.1)
8. Guillermo Fernández Collazo, Tania Rodríguez. Evolución de los modelos constitutivos de respuesta pasiva para paredes arteriales. Ingeniería Mecánica. 17 (3): 234-244 (2014). Indexada en: Scielo.
9. Osmel Pérez-Acosta, Ernesto Lorenzo-Bonet, Benedict Verhegghe, Melchor Rodríguez-Madrigal, Tania Rodríguez-Moliner. Análisis de la integridad del recubrimiento de estents coronarios durante la expansión. Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería, 33(3-4):235-241 (2017).
10. Daime Campos Arias; Francisco Londono; Tania Rodriguez Moliner; Dimitrios Georgakopoulos; Nikos Stergiopulos; Patrick Segers. Study of wave dynamics of an extra-aortic counterpulsation device in a one-dimensional computer model of the arterial system. Artery Research, Diciembre 2016. Volume 16, Doi 10.1016/j.artres.2016. 10.138.
11. Dolgis Ortega Cardentey. Algoritmo para la obtención del modelo geométrico del tejido óseo en las articulaciones a partir de imágenes de tomografía computarizada. Tesis doctoral. 2015.
12. Dolgis Ortega Cardentey, Guivey Gutiérrez Delgado, Arsenio M Iznaga Benítez, Tania Rodríguez Moliner, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe. Algoritmos para la definición de estructuras óseas en modelos biomédicos. Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería. 31(1), p.13-19 (2015)
13. Dolgis Ortega Cardentey, Guivey Gutiérrez Delgado, Arsenio M Iznaga Benitez, Tania Rodriguez Moliner, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe. Parámetro de control del proceso de simplificación de polígonos aplicado a imágenes médicas. Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería, 31(1): p. 36-41 (2015).
14. Dolgis Ortega Cardentey, Guivey Gutiérrez Delgado, Arsenio M Iznaga Benitez, Tania Rodriguez Moliner, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe. Obtención de la estructura ósea del pie al aplicar la umbralización global y la adaptativa. Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería 31(2), 113-119 (2015).
15. Guivey Gutiérrez Delgado, Dolgis R. Ortega Cardentey, Arsenio M. Iznaga Benítez, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe, Alexander Van Tongel, Tanneke Palmans, Tom Van Hoof, Tania Rodríguez Moliner, Patrick Segers. Análisis e influencia de los sistemas de referencia en la cinemática del hombro. Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería. 2017 33 (1-2):18-23.

Descripción Científico-Técnica detallada del Resultado Científico

Modelación computacional para aplicaciones médicas

La modelación computacional ha sido abordada teniendo en cuenta las tres líneas fundamentales declaradas: Modelos mecanobiológicos de reconstrucción ósea, modelos de comportamiento material para arterias y procesamiento de imágenes médicas, modelos. Estos serán abordados en los acápites a continuación.

MODELO MECANOBIOLÓGICO DE FORMACIÓN ÓSEA, BASADO EN LA TEORÍA DE DAÑO-REPARO

Se elaboró e implementó un modelo constitutivo mecanobiológico basado en la teoría del daño mecánico para describir el comportamiento de los tejidos durante el proceso de distracción osteogénica (DO), particularizando en el tejido óseo regenerado en todo el proceso.

El método utilizado para estudiar el comportamiento del modelo propuesto es la simulación numérica con empleo del método de elementos finitos, combinado con estudios experimentales publicados por otros autores. Se plantearon las bases metodológicas para la simulación del proceso de DO en una mandíbula real, y se ejemplificó la modelación de la geometría, las condiciones de frontera y la calibración del modelo numérico. Para la modelación del tejido óseo, se empleó el modelo de remodelación ósea interna propuesto por la Universidad de Zaragoza, incorporándole los procesos biológicos. Es notable cómo entre los resultados derivados de la simulación numérica se observa una adecuada correspondencia, que ha permitido validar la utilización del método de elementos finitos para estudiar el proceso DO, así como apreciar fenómenos tenso-deformaciones que no pueden ser observados en experimentos reales.

A partir de la combinación de la modelación y la estadística se han obtenido expresiones analíticas para mejorar la precisión en el pronóstico y posibilitar la experimentación en humanos. Se vinculan en una trilogía la modelación y simulación virtual, las técnicas de estocasticidad y la teoría de confiabilidad, un novedoso enfoque de investigación en la temática de modelación mecanobiológica.

Este estudio relacionó el problema planteado por la comunidad científica de cómo pronosticar el tejido regenerado en la mandíbula en el proceso de distracción osteogénica en los seres humanos con la elaboración de un modelo mecanobiológico de regeneración ósea que sustentado en un modelo constitutivo, permita pronosticar el desarrollo de los tejidos.

La modelación juega un papel fundamental como medio de solución de problemas existentes en el campo de la ingeniería. Por tal motivo, el desarrollo y utilización de los

modelos para sistemas en general es una de las tareas científicas más importantes en la actualidad. Los modelos y los métodos de modelación se convierten por tanto en importantes herramientas de trabajo [1].

Se define la modelación como el método de manejo práctico o teórico de un sistema por medio del cual se estudiará este, pero no como tal, sino por medio de un sistema auxiliar natural o artificial, el que, desde el punto de vista de los intereses planteados, concuerda con el sistema real que se estudie. Es decir, el método que opera de forma práctica o teórica como un "objeto", no de forma directa, sino utilizando cierto sistema auxiliar (natural o artificial) el cual se encuentra en una determinada correspondencia objetiva con el "objeto" modelado y está en condiciones de sustituir al "objeto" que se estudia en determinadas etapas de la investigación, permitiendo obtener información susceptible de comprobaciones experimentales [1].

La definición de modelación está además ligada al término modelo, sobre el que se ha escrito tanto como de la misma modelación en general. Una de las definiciones más sencillas y completas define un modelo como el cuerpo de información relativa a un sistema recabado para fines de estudiarlo, es decir, cualquier sistema que tenga las veces de representación de otro sistema, incluso puede tratarse del mismo sistema en cuestión [2, 3].

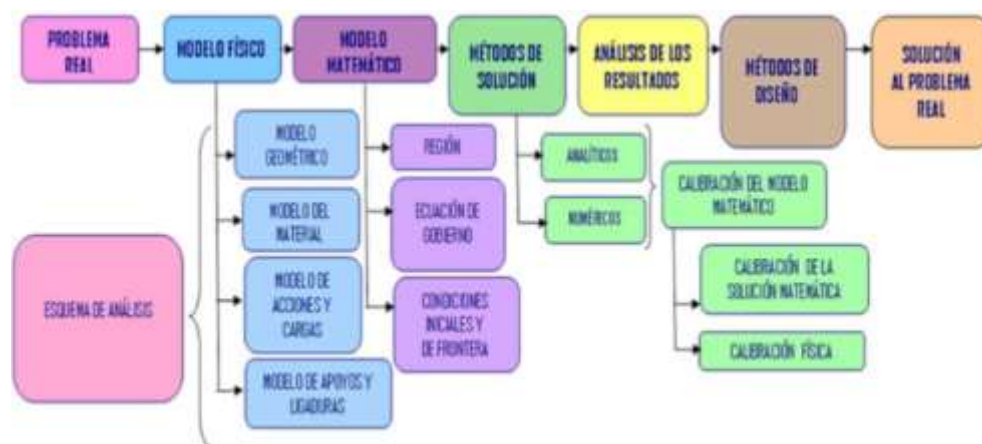


Diagrama para la modelación numérica

Un elemento importante y presente en las etapas del proceso de modelación lo constituye el comportamiento de los materiales que intervienen en el objeto a modelar.

La modelación constitutiva de un material es uno de los elementos más importantes para la solución de problemas en el campo de la ingeniería [1, 4, 5]. Si no se parte de un modelo constitutivo adecuado no tendrían validez los resultados obtenidos, teniendo en cuenta que se toma un comportamiento equivocado del material ante el efecto de las cargas.

Conceptualmente el "Modelo constitutivo" se define como una formulación matemática capaz de describir el funcionamiento físico macroscópico de un "sólido ideal", que resulta luego de aplicar hipótesis simplificadoras sobre un "sólido real". De aquí que la

formulación de los modelos constitutivos sólo presente una realidad condicionada por ciertas hipótesis y por tanto su utilización debe realizarse consecuentemente con ellas [6]

Como aspecto relevante de este trabajo, específicamente en la simulación de la DO mandibular, se tiene que para la modelación ha sido utilizado, a diferencia de lo que han hecho otros autores, un modelo basado en la teoría de daño mecánico. Este modelo ha sido empleado en los trabajos de Doblaré para la remodelación ósea.

La herramienta numérica empleada para la simulación del tejido es el programa ABAQUS (Versión 6.4) de la compañía Hibbit, Karlsson&Sorencen, Inc, programa de propósito general que se encuentra en la base del Método de Elementos Finitos (MEF). Un ejemplo de la utilización de este software, específicamente para la simulación de tejidos, lo constituyen los trabajos [7, 8, 9].

De acuerdo con los trabajos de [10, 11, 12, 13] sobre la modelación del tejido óseo, se han adoptado diversos tipos de comportamiento desde lineal isotrópico homogéneo hasta el comportamiento no lineal heterogéneo anisotrópico; en este último se han obtenido muy buenos resultados en correspondencia con los experimentos, hecho que evidencia la factibilidad de utilizar un modelo constitutivo para el tejido óseo lineal heterogéneo anisotrópico.

Las principales suposiciones y limitaciones asociadas al modelo propuesto se explican a continuación. En la presente formulación se asume que el desarrollo del callo óseo ocurre mediante una combinación de las células progenitoras que se encuentran en cualquier parte dentro del callo donde se necesiten.

La diferenciación celular es asumida como una función del estímulo mecánico y un tiempo de maduración necesario para que esta célula termine de formar cada tipo de tejido. Con el objetivo de estudiar la influencia del estímulo mecánico en el desarrollo del callo óseo este es afectado por elevados valores de carga que provocan un daño celular, según los experimentos en [14].

Se decide utilizar como estímulo mecánico la 2da invariante de la parte desviadora del tensor deformación, la cual no es nueva como concepto, muchos autores [15, 16, 17] asumen que la componente desviadora de deformación es el mayor determinante del tipo de tejido. El concepto de tiempo de maduración es un aspecto estudiado en investigaciones precedentes y en esta formulación que se desarrolla se toman en cuenta los propuestos [18, 19]. Los tiempos de maduración han sido observados en estudios de cultivos de células [18].

La relación entre estímulo local y la diferenciación celular usada en este modelo es de tipo fenomenológico. El mecanismo preciso por el cual un estímulo mecánico es convertido para dar la respuesta a la diferenciación celular es ignorado. Sin embargo la producción de tales factores bioquímicos no está controladas solamente por el estímulo mecánico, también existen otros factores [20].

Modelo Físico- Numérico

Diferenciación celular.

El valor del tensor de deformación en las diferentes regiones del callo es el factor principal que determina la diferenciación de las células [21, 22, 23] ("*mesenchymalcells*") y, consecuentemente, el proceso de la formación de tejido. Se usa la 2da invariante de la parte desviadora del tensor deformación como el estímulo mecánico que controla el proceso de diferenciación. Este estímulo es una función de localización x, y, z y del tiempo t :

$$\Psi(x, y, z, t) = J_2$$

La ecuación (2.6.1) depende, además de la carga externa y la configuración geométrica. Las células pueden diferenciarse dentro del siguiente fenotipo de células y sintetizar un nuevo tipo de tejido basado en los valores Ψ [18]

$$\text{Si} \left\{ \begin{array}{l} 0 < \Psi \leq 0.006 \text{ tejido granulado} \\ 0.006 < \Psi \leq 0.008 \text{ tejido óseo laminar} \\ 0.008 < \Psi \leq 0.03 \text{ tejido óseo reticular} \\ 0.03 < \Psi \leq 0.06 \text{ osificación endocondral} \\ 0.06 < \Psi \leq 0.1 \text{ cartílago calcificado} \\ 0.1 < \Psi \leq 0.35 \text{ cartílago} \\ 0.35 < \Psi \leq 0.6 \text{ tejido fibroso} \\ 0.6 < \Psi \leq 1.0 \text{ ocurre daño} \\ 1.0 < \Psi \text{ muerte} \end{array} \right.$$

Como las células se diferencian y sintetizan en una nueva matriz, las propiedades mecánicas del callo cambiarán en el tiempo t . El cambio temporal en el módulo de Young E_i para el fenotipo de tejido tipo i (donde i puede ser tejido fibroso, cartílago, cartílago calcificado, tejido granulado) el cual se describe utilizando la siguiente ecuación:

$$\dot{E}_t = E + \Delta t K_i e^{\gamma_i t}$$

Donde t es el tiempo de la osteotomía y K_i y γ_i son dos parámetros que regulan la forma de la curva exponencial [7], y 3 se obtiene por una regla mixta [18].

Para la ecuación anterior no se diferencian las propiedades de los coeficientes de la tabla siguiente entre cartílago y cartílago calcificado y tejido granulado

Valores de K_i y γ_i para evaluar el modulo de Young de los tejidos.

Material	K_i [MPa]	γ_i [iteration ⁻¹]
Cartilago	0.198	0.011
Tejido fibroso	0.2	0.0063
Cartilago calcificado	0.198	0.011
Tejido granulado	0.198	0.011

Las propiedades iniciales del material para los diferentes tejidos, excepto para el hueso, son calculadas empleando una regla mixta, similar a la de otros autores [18, 16]. Tabla a continuación mostrada. El módulo de elasticidad E y el coeficiente de *Poisson* son

determinados desde la proporción de los componentes p_i (el subíndice i denota el componente específico) [16].

Composición utilizada para diferentes tipos de tejidos maduros [18]

% Volumen	Tejido granulación	Tejido óseo	Cartilago	Cartilago calcificado	Tejido fibroso
Colágeno I	0.00	0.2848	0.00	0.00	0.1861
Colágeno II	0.00	0.00	0.135	0.135	0.00
Colágeno III	0.018	0.00	0.00	0.00	0.00
Grupo sustancia	0.082	0.0352	0.079	0.079	0.07885
Mineral	0.00	0.43	0.00	0.015	0.00
Agua	0.9	0.25	0.736	0.721	0.736

Se muestra a continuación el modelo matemático del módulo de elasticidad para las condiciones planteadas.

$$\begin{cases} E(MPa) = 20000p_{mi} + 430p_{cl} + 200p_{cII} + 100p_{cIII} + 0.7p_{gs} \\ \nu = 0.33p_{mi} + 0.48p_{coll} + 0.49p_{gs} \end{cases}$$

Durante la consolidación de una fractura dos tipos de hueso pueden ser distinguidos: hueso inmaduro y hueso maduro. El hueso inmaduro se forma en la reparación del tejido inicial. Cuando la fractura es más estable, la remodelación reemplaza el hueso inmaduro por el hueso maduro. El desarrollo del volumen de la matriz ósea es diferente entre el hueso inmaduro y el maduro, Turner [24] mostró que la formación del hueso inmaduro no está directamente relacionada con el estímulo mecánico, contrariamente a lo que sucede con el hueso maduro

Para las propiedades iniciales del tejido óseo (hueso maduro y hueso inmaduro) las propiedades del material (hueso inmaduro) son determinadas inicialmente con un valor que se corresponde al propuesto por otros autores [19], en función de la densidad aparente $\rho_0 = 0.75$, para lo cual se utilizan las expresiones Jacob [28]:

$$\begin{cases} E = 2014\rho^{2.5}, \nu = 0.2 & \text{if } \rho \leq 1.2 \text{ g/cc} \\ E = 1763\rho^{3.2}, \nu = 0.32 & \text{if } \rho \geq 1.2 \text{ g/cc} \end{cases}$$

El comportamiento de sus propiedades expresa diferentes grados de anisotropía; donde ($w=0$) y representa un comportamiento isotrópico, y ($w=1$) es el mayor grado de anisotropía.

$$\begin{cases} \text{Tejido óseo reticular } \rho_0 = 0.75, w = 0 \\ \text{osificación endocondral } \rho_0 = 0.75, w = 0.5 \\ \text{Tejido óseo laminar } \rho_0 = 0.75, w = 1.0 \end{cases}$$

El tejido puede ser dañado dependiendo del valor del estímulo mecánico. La evolución del parámetro de daño [26] es aplicada a los tejidos, excepto para el hueso y el cartilago, los que no serán afectados por esta relación. Se asume un umbral de estímulo para el daño como $\Psi_{\text{daño}}$. Cuando el estímulo mecánico excede este umbral $f(\Psi) = \Psi - \Psi_{\text{daño}} > 0$, ocurre un daño constante (en todos los casos $d=0.9$); consecuentemente, el módulo elástico en granulación y tejido fibroso es reducido de acuerdo al nivel de daño como:

$$E_{\text{nuevo}} = E(1 - d)$$

En función del estímulo mecánico se aplica para los tejidos la muerte celular, en los casos en que el valor supere el nominal de 1; como se supone que el tejido muera y tenga que ser generado de nuevo esto implica una demora por parte del tejido, el cual tiene que empezar de nuevo desde el inicio: ser sustituido por las células ("*mesenchymal cells*") y que estas se diferencien, por tanto vamos a afectar el módulo de elasticidad el cual será igual en magnitud a 1.0 MPa.

Ley de remodelación ósea para el tejido óseo formado

El modelo de remodelación ósea anisotrópico basado en la teoría del daño reparo, será el utilizado una vez formado cualquier tipo de hueso, cuya ley fundamental del tensor de daño es:

$$D = 1 - \left(\frac{\rho}{\hat{\rho}}\right)^{\beta/2} \sqrt{A} \bar{H} = 1 - H^2$$

Siendo ρ la densidad aparente, $\hat{\rho}$ la densidad máxima del hueso cortical con porosidad nula, 1 el tensor identidad de segundo orden, β el parámetro experimental el cual relaciona el módulo elástico y la densidad aparente, A un parámetro de ajuste que es obtenido particularizando el modelo de anisotropía general para el caso isotrópico y \bar{H} "fabric tensor".

En el modelo constitutivo implementado se utilizó cada modelo de remodelación ósea propuesto por otros autores, de los cuales se disponía, como se mencionaron anteriormente para ver el comportamiento general del modelo constitutivo propuesto en presencia de los mismos

Se realizan varios ensayos para estudiar la influencia de los diferentes modelos en el modelo constitutivo mecanobiológico, analizando la variable principal de respuesta del modelo (% densidad ósea).

Se plantean las bases metodológicas para la simulación virtual de un ensayo del proceso DO en una mandíbula humana, y se aplica un modelo constitutivo óseo para el estudio de todo el proceso de la DO. Se describe todo el proceso de adquisición, procesamiento, definición de condiciones de contorno y resultados del cuerpo que compone el modelo. Se cuenta con varios resultados experimentales, que se han escogido con fines de mostrar el proceso de modelación [14].

Descripción física del modelo

Utilizando como geometría física un cráneo completo de un adulto, a partir de una tomografía axial computarizada (TAC) de un corte, se tomó un total de 41 imágenes transversales en formato DICOM2, y se realizaron cortes a una distancia promedio mayor de 3mm, para proceder a la reconstrucción del mismo. Ver figura.

Para el proceso inicial de los datos en bruto se usó un programa de código abierto llamado **Slicer** [29], desarrollado específicamente para visualización médica y análisis de imágenes. Este programa contiene avanzados algoritmos para evaluar datos médicos, mediante segmentación y cuantificación. Las imágenes del TAC fueron procesadas después de segmentar e ir eliminando ruido; además se procedió a la identificación de los bordes para cada imagen de estudio y, terminado este proceso, se generó un fichero en formato VTK.

El fichero fue posteriormente procesado mediante el programa **Rhinoceros 4.0**, el cual fue utilizado por presentar un gran potencial para generar superficies complejas a partir de las curvas de contorno NURB "Non Uniform Rational BSplines", que delimitan la morfología del modelo virtual. Este programa permite, además, la exportación de esta geometría en formatos IGES, SAT y CAD, facilitando su posterior utilización en programas de elementos finitos. Aunque se debe señalar que el tratamiento geométrico no es el tema principal del presente trabajo, esta geometría fue tomada como un modelo de prueba, para que en trabajos posteriores pueda ser ajustada a pacientes reales, utilizando la metodología descrita.



a)

b)

a) Mandíbula de adulto para realizar el TAC b) Mandíbula del adulto dentro del tomógrafo

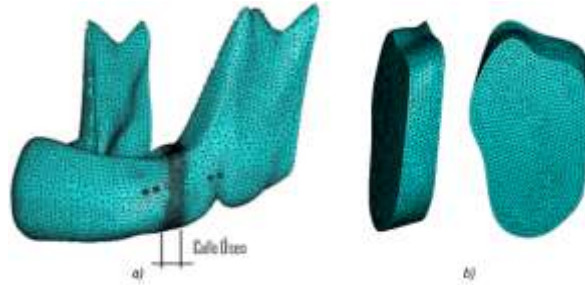
Se ha adoptado la modelación tridimensional de la mandíbula (3D). Para este estudio se aísla la mandíbula, separando mediante una aproximación, las distintas zonas de tejido óseo: hueso esponjoso y hueso cortical. Se procedió a la reconstrucción, mediante una aproximación de lo que serían las distintas zonas del tejido óseo trabecular y cortical. a) Mandíbula: La generación de los volúmenes se realizó teniendo en cuenta las interfaces hueso cortical/hueso esponjoso, separando los dos tejidos para la mandíbula estudiada, la cual se trabajará como elemento aislado del resto del cráneo.



Visualización del hueso cortical y esponjoso
 a) Región de hueso cortical b) Región de hueso trabecular



Modelo CAD mandíbula-varillas del
 distractor



a) Mallado de la mandíbula con un refinado en la
 zona del callo óseo
 b) Detalle del callo óseo mallado

Diagrama de la implementación del nuevo modelo mecanobiológico

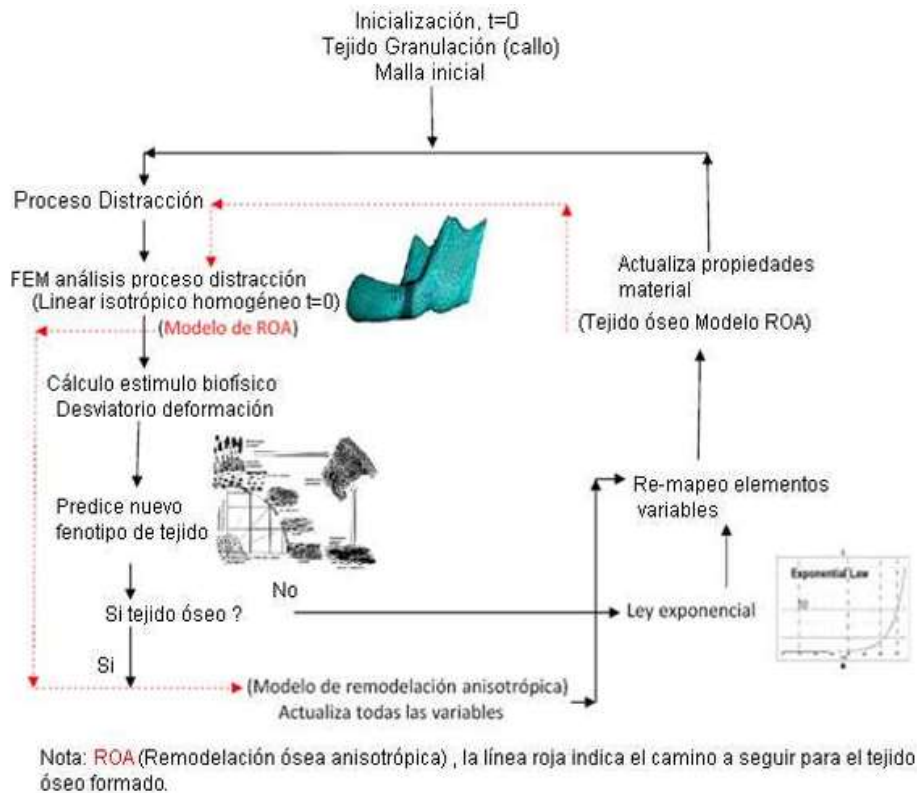


Gráfico del algoritmo mecanobiológico para la formación ósea [27, 28] propuesto en el trabajo

Dentro de la línea relacionada con el comportamiento del tejido óseo y de modo paralelo se desarrollaron otras tareas que también han producido resultados destacados y que se asocian con la teoría del crecimiento de los tejidos biológicos, sus ecuaciones constitutivas las cuales describen su comportamiento material utilizando una serie de leyes básicas de balance de masa y energía. El modelo presentado dentro de este estudio puede ser concebido como una herramienta para aplicaciones médicas con el objetivo de simular el crecimiento y reabsorción de tejidos biológicos.

Principales publicaciones relacionadas con esta línea de trabajo

1. LOSADA, Henry Figueredo; FERNÁNDEZ, Vladimir González; AGUIAR, Aguiar, João Batista; MURAMATSU, Mikiya; GARMENDÍA, Ángel Mario Felipe. **"Remodelación ósea a través del modelo de Stanford"**. Revista de Ingeniería Mecánica, CUJAE, 15 jul. 2009.
2. LOSADA, Henry Figueredo; FERNÁNDEZ, Vladimir González; AGUIAR, João Batista; MURAMATSU, Mikiya; GARMENDÍA, Ángel Mario Felipe. **"Modelo de remodelación Ósea: Un análisis computacional"**. Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas. Vol 29 No.4. 2010.
3. LOSADA, Henry Figueredo; FERNÁNDEZ, Vladimir González; AGUIAR, João Batista; MURAMATSU, Mikiya; GARMENDÍA, Ángel Mario Felipe. **"Bone regeneration during**

Mandibular Osteogenesis Distraction: A Computacional Analysis". In: XIII INTERNATIONAL WORKSHOP ON WAVELETS, DIFFERENTIAL EQUATIONS AND APPLICATIONS, 2010, Habana. University of Havana, Faculty of Mathematics and ComputerScience. 2010.

4. AGUIAR, José Manoel; AGUIAR, João Batista; LOSADA, Henry Figueredo; FERNÁNDEZ, Vladimir González." **Modified continuum damage-repair theory applied to bone remodeling**". VI CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA. Campina Grande Paraíba-Brasil. agosto 2010.
5. Finite growth on biological tissues. World Congress on Computational Mechanics (WCCM-ECCM-ECFD 2014), Barcelona, España, 2014.
6. Theory and simulation of stress-induced growth and remodeling in biological tissues: a preliminary study. Ibero-Latin American Congress on Computational Methods in Engineering (CILAMCE 2014), Fortaleza, Brasil, 2014.
7. H. Figueredo Losada. Tesis Doctoral. **"Modelo mecanobiológico de formación ósea basado en la teoría de daño reparo"**. Tutor: Dr. Ing. Vladimir González Fernández. Defendida en noviembre de 2010.

El trabajo ha abordado, mediante técnicas novedosas de modelación, el estudio de la distracción osteogénica a fin de resolver la problemática relacionada con la predicción del porcentaje de tejido óseo regenerado. A lo largo del trabajo se han planteado conclusiones parciales con gran nivel de detalle, por lo que aquí se exponen los aspectos más generales y significativos agrupados en los siguientes tópicos:

Sobre la geometría

- Se presenta un método para la construcción de un modelo geométrico CAD a partir de imágenes médicas.
- Se logró la aplicación del nuevo modelo mecanobiológico a una geometría real construida a partir de tomografía axial computarizada.
- Se proponen tres expresiones analíticas a fin de estimar preliminarmente el porcentaje de tejido óseo regenerado para tres tamaños de callo: 1mm, 2mm y 3mm.

Sobre la modelación numérica de la DO

- Se ha comprobado la factibilidad de estudiar el proceso de DO, a través de la simulación numérica, observándose una buena correspondencia entre los resultados numéricos y experimentales. Sobresalen los resultados que se obtienen en la determinación del porcentaje de tejido óseo regenerado cuando se adopta un modelo constitutivo de daño mecánico para el tejido óseo; se obtuvieron resultados similares a los experimentales. Lo anterior permite validar la aplicación del método de elementos finitos, así como las consideraciones de modelación, en el estudio del comportamiento del tejido en el proceso de DO.
- Se puede concluir que el análisis numérico permite evaluar estados tensionales y deformacionales que tienen lugar en el tejido distraído, así como la evolución de estos

que no pueden ser cuantificados u observados con gran nivel de detalle en estudios experimentales.

Sobre el modelo constitutivo propuesto

- Se realizó un estudio estadístico para cuantificar las relaciones entre el tejido y las variables mecánicas al aplicar diferentes razones en el proceso DO y se logró una respuesta a los cambios mecánicos aplicados.
- Se logró implementar el nuevo modelo mecanobiológico utilizando el método de elementos finitos para evaluar las etapas, desde la distracción hasta la consolidación, y así simular el comportamiento del tejido durante el proceso DO.

Sobre la aplicación del modelo

- Este modelo mecanobiológico puede ser utilizado para planificar las cirugías que requieran DO, pudiendo variar los parámetros geométricos, físicos y mecánicos para optimizar dicho proceso. De ahí la importancia de contar con este modelo desarrollado para trabajos futuros en el área médica.
- Se aceptaron los resultados obtenidos por parte de un grupo de especialistas, resultando en un nivel de coincidencia total de los expertos encuestados superior al 75 %.
- Se vinculan 3 aspectos esenciales de ingeniería la modelación y simulación virtual, las técnicas de estocasticidad y la teoría de confiabilidad.

Otros resultados a ser destacados son los siguientes:

Resultados Sociales

La calidad de la asistencia médica de una nación puede medirse de manera óptima por la preocupación que muestra por sus niños y jóvenes en el contexto médico y social. Hoy en día, los modelos biomecánicos y fisiológicos del cuerpo humano juegan un papel prominente en la prevención, diagnóstico y terapia de muchas enfermedades. La introducción generalizada de tales modelos en la actividad médica contribuirá decisivamente al desarrollo de una medicina más preventiva y más individualizada.

La medicina cubana da muestras de una integración multidisciplinaria. La población se beneficia de los conocimientos científicos y la tecnología que se aplica en estas investigaciones, pues son de gran utilidad para el sistema de salud, y racionalizan esfuerzos y recursos.

Beneficios económicos del modelo de elementos finitos

La utilización eficiente de los equipos e insumos médicos empleados, una gran parte de los cuales son importados a altos costos. El mejoramiento de la calidad en la atención médica en el país, una de las tareas fundamentales del sector de la salud. La planificación y sustitución del paciente real por un modelo de elementos finitos que traerá como consecuencia una serie de beneficios económicos, entre los cuales pueden ser citados:

- Reducción del tiempo de planificación de la operación DO.
- Aumento de la eficiencia en este tipo de tratamiento.

Alcance y aportes

1. Se revisan críticamente los principales modelos de remodelación y mecano–regulación existentes en la bibliografía, para proponer posteriormente un modelo mecanobiológico aplicable a geometrías arbitrarias tridimensionales.
2. Se analiza la influencia de las variables mecánicas y los procesos de generación y remodelación ósea, así como algunos modelos y criterios sobre la formación y desarrollo de tejidos en los seres vivos.
3. Al elaborar un nuevo modelo constitutivo mecanobiológico basado en la teoría del daño-reparo [3], y solucionar numéricamente las ecuaciones resultantes, se implementó por el autor una nueva subrutina UMAT para el programa comercial de elementos finitos Abaqus.
4. Se realizó un estudio de la influencia de parámetros geométricos, físicos, biológicos y mecánicos del modelo propuesto en el proceso de regeneración ósea en la DO.
5. Se presenta una metodología para el tratamiento de una geometría real y la introducción de las propiedades del material.
6. Se muestra la aplicación del modelo mecanobiológico a una geometría real, construida a partir de una tomografía axial computarizada TAC, y se estudia el proceso de Distracción Osteogénica, siguiendo un ejemplo planteado en la bibliografía por McCarthy. Se realiza un estudio estadístico para cuantificar las relaciones entre tejidos y las variables mecánicas al aplicar diferentes razones y frecuencias en el proceso DO, y son comparadas con los resultados experimentales de Lobo [6].
7. Se agrupa en una trilogía la vinculación de la modelación estocástica, la modelación numérica y la teoría de confiabilidad en la temática de modelación mecanobiológica.

Referencias

- [1] Recarey, C.A., Modelación del terreno y las estructuras en el dominio del tiempo. 1999, UCLV: Sta Clara. p. 145.
- [2] Vemov, Fundamentos lógicos del método de la modelación. 1971: p. 48.
- [3] Almeida.A.B, Contribución a la simulación de procesos discretos y continuos en estado estacionario. 1997, UCLV: Sta Clara. p. 135.
- [4] Bertram, A., Elasticity and Plasticity of Large Deformations an Introduction. Second Edition ed. Vol. 1. 2008, Magdeburg. 349.
- [5] W.V.Chaves, E., Mecánica del Medio Continuo. Modelos Constitutivos. Vol. 1. 2009, Barcelona: Centro Internacional del Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE). 383.
- [6] Oller, S., Fractura mecánica. Un enfoque global. CIMNE, 2001. Primera Edición: p. 286.
- [7] A.Boccaccio, C.Pappalettere, and D.J.Kelly (2007) "The influence of Expansion rates on Mandibular distraction Osteogenesis:A computational Analysis". Annals of BiomedicalEngineeringVolume, DOI: 10.1007/s10439-007-9367-x
- [8] Carter, D.R., P.R.Blenman, and B. G.S., Correlations between mechanical stress history and tissue differentiation in initial fracture healing. Journal of Orthopaedic Research, 1988. 6(5): p. 736-48.
- [9] E.Reina.Romo, et al., Modeling distraction osteogenesis:analysis of the distraction rate. Biomechan Model Mechanobiol, 2008. 8: p. 323-335.
- [10] Doblaré M., G.-A.J.M. (2002) "Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory". Journal of Biomechanics Volume, 1-17 4

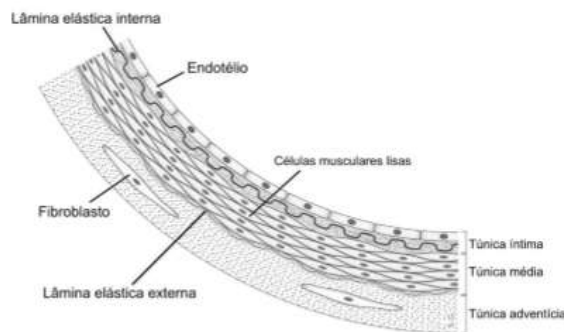
- [11] S.C.Cowin, "Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium". Journal of Biomechanics Engineering, 1986. 108: p. 83-88.
- [12] H.Rodrigues , C.J., J.M.Guedes y M.P.Bendsoe, "Global and local material optimization models applied to anisotropic bone adaptation". in Iutam Symposium-Synthesis in bio solid mechanics. 1998.
- [13] Doblaré M., G.-A.J.M. (2001) "Application of an anisotropic bone-remodeling model based on a damage-repair theory to the analysis of the proximal femur before and after total hip replacement". Journal of Biomechanics Volume, 11571170
- [14] E.G.Loba, et al., Mechanobiology of mandibular distraction osteogenesis: experimental analyses with a rat model. Journal Bone, 2004. 34: p. 336-343. 7
- [15] Pauwels.F, "Eine neue theorie über den einfluss mechanischer reize auf die differenzierung der stützgewebe". Z.AnatEntwicklungsgeschichte, 1960. 121: p. 478-515.
- [16] Lacroix.D, Simulation of tissue differentiation during fracture healing, in Trinity College. 2000, Trinity College: Ireland.
- [17] Carter, D.R., et al., Mechanobiology of skeletal regeneration Clinical Orthopaedic and Related Research, 1998. 355S: p. S41-S55.
- [18] M.Doblaré, J.M.García, and M.J.Gómez (2004) "Modelling bone tissue fracture and healing: a review". Engineering Fracture Mechanics Volume, 1809-1840 DOI: 10.1016/j.engfracmech.2003.08.03
- [19] H.Isaksson, et al., Bone regeneration during distraction osteogenesis: Mechanoregulation by shear strain and fluid velocity. Journal of Biomechanics, 2006. Article in Press.
- [20] Alicia, B.-P., "Simulation of fracture healing mediated by growth factors and mechanical stimuli". 2003, Cornell university. p. 222.
- [21] J, K.D. and P.J. Prendergast, Mechano-regulation of stem cell differentiation and tissue regeneration in osteochondral defects. Journal Biomechanical Engineering, 2005. 38: p. 1413-1422.
- [22] Lacroix.D and P.J.Prendergast, A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: analysis of gap size and loading. Journal Biomechanical Engineering, 2002. 35: p. 1163-1171.
- [23] P.J.Prendergast, Huiskes.R, and Soballe.K, Biophysical stimuli on cells during tissue differentiation at implant interfaces. Journal of Biomechanics, 1997. 30: p. 539-548.
- [24] Turner, C.H., et al., Mechanical loading thresholds for lamellar and woven bone formation Journal of Bone and Mineral Research, 1994(9): p. 87-97.
- [25] Jacobs, C.R., "Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading", in Mechanical engineering. 1994, Stanford University. p. 239.
- [26] J.C.Simo and J.W.Ju (1987) "Strain- And stress-based continuum damage models-I. Formulation". Pergamon Journals Ltd. Volume, 821-840
- [27] H. Figueredo Losada, et al., Modelo de Remodelación Ósea: Un análisis computacional. Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas 2010. 29(4): p. 14
- [28] H. Figueredo Losada, et al., Bone regeneration during Mandibular Osteogenesis Distraction :A Computational Analysis, in XIII International Workshop on Wavelets , Differential Equations and Applications, F.o.M.a.C.S. University of Havana, Editor. 2010, Faculty of Mathematics and Computer Science: Havana
- [29] Slicer. 2009: www.slicer.org

MODELOS DE COMPORTAMIENTO MATERIAL PARA ARTERIAS

El problema planteado a la comunidad científica de desarrollar e implementar, modelos constitutivos sobre los cuales sea posible desarrollar simulaciones tridimensionales, que evalúen la respuesta mecánica de fluidos y sólidos bajo las cargas presentes en el sistema cardiovascular, como son; la presión arterial y muscular, los efectos del sobrepeso, los cambios de presión ocasionados por obstrucciones de colesterol, entre otros, con la finalidad de aportar información que soporte de manera científica el diagnostico preventivo y la subsecuente terapia cardíaca, motivan este trabajo.

Como respuesta a lo antes planteado se trabajó en implementar el efecto de la dinámica de los sistemas de ecuaciones diferenciales, con el fin de que estos tomen en cuenta las diferencias del comportamiento mecánico de los tejidos blandos, para lograr obtener una representación más precisa del fenómeno físico.

En particular las arterias son los vasos sanguíneos que distribuyen en el cuerpo la sangre oxigenada. A su vez la pared de las arterias está compuesta por tres capas separadas por finas membranas elásticas: la túnica íntima, túnica media y túnica adventicia o externa; la distribución y formas de la misma se esquematiza en la figura siguiente.



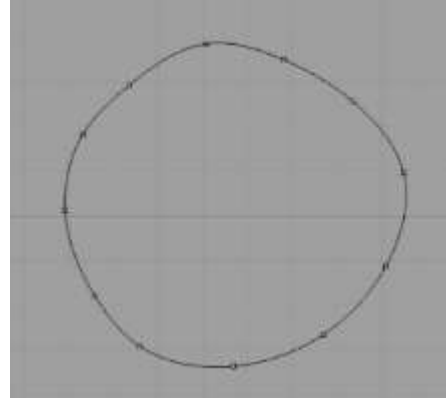
Histología de la pared arterial

En este trabajo se expone el proceso concerniente a la aplicación de todos los conceptos teóricos, desarrollados, en la modelación de un segmento de la arteria aorta. Primeramente se obtiene la geometría del segmento de arteria y se exporta al software de elementos finitos. Enseguida se desarrolla el concepto de modelo fraccional viscoelástico y se definen sus ecuaciones constitutivas, después se hace uso del mismo con el objetivo de modelar el comportamiento mecánico de un segmento de la arteria aorta, se continua determinando el orden fraccional para dicho modelo, utilizando datos experimentales y el método numérico de Levenberg-Marquardt para el ajuste de funciones no lineales y se determina su solución de forma analítica, utilizando la transformada de Laplace para la función de Mittag-Leffler. Una vez obtenido el orden fraccional y la solución del modelo, se procede a obtener a través del método de integración numérica de Gauss Kronrod los valores reales e imaginarios del material viscoelástico basados en el módulo complejo, por último los datos obtenidos se introducen al software de elemento finitos juntos con la geometría obtenida del segmento de arteria, se definen las condiciones de frontera y se obtienen los resultados

Las coordenadas obtenidas previamente son exportadas a Rhinoceros, en este software los datos del archivo *txt* son interpretados como coordenadas de puntos en el espacio, las cuales tienen el orden siguiente, cada renglón representa un punto y cada número del renglón representa la coordenada correspondiente. En la siguiente figura se presenta un conjunto de puntos para un plano con z constante. Una vez exportados los puntos se procede a trazar una curva vectorial sobre los puntos referidos, para lo cual se utiliza un algoritmo de grado n, para representar la curva lo más adecuadamente posible.



Nube de puntos exportada a Rhinoceros



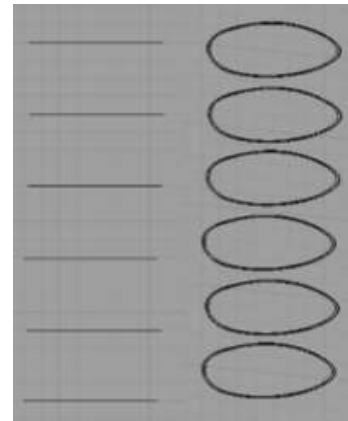
Curva recreada

Posteriormente se repite el proceso de crear la curva, solamente que se realiza para cada separación entre cada parte de la arteria (intima, media y adventicia), esto se realiza con un rango de .5mm entre capa y capa, o si la ventana de la imagen lo permite utilizando el mismo procedimiento que el utilizado para la primera curva

El proceso se debe de repetir para cada una de las imágenes DICOM, agregando en el archivo *txt* la separación entre imágenes, para lograr posicionar los puntos a una distancia adecuada. Se reconstruyen las curvas de cada plano, utilizando la metodología anteriormente descrita, lo que permitirá construir un sistema de curvas separadas.

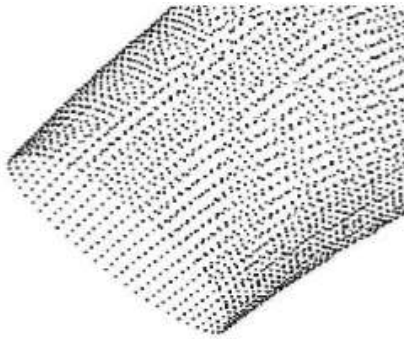


Capas completas del primer plano

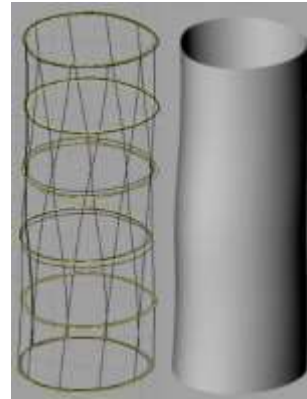


Capas completas de primer grupo de curvas de cada plano

Ahora se une cada curva de cada plano con su sucesivo superior, cuidando que las superficies no se crucen

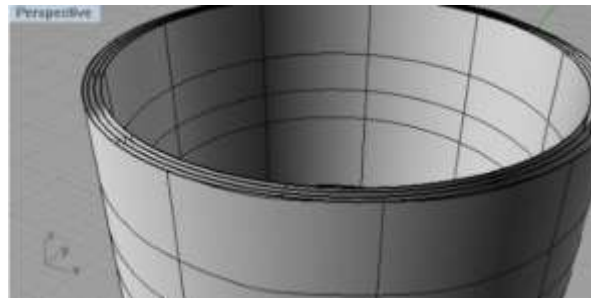


Nube de puntos intermedios



Reconstrucción por capas

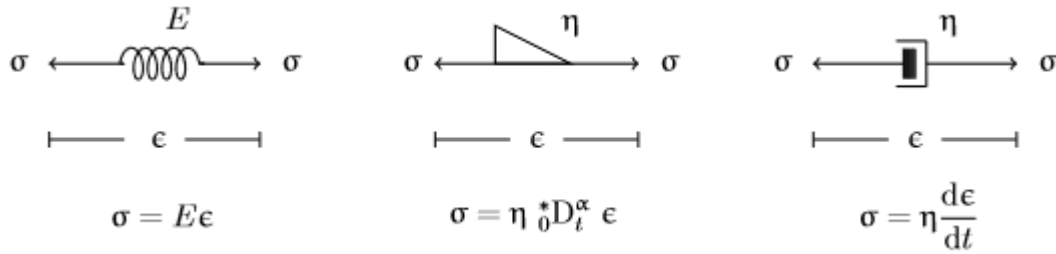
Se debe repetir lo anterior para cada capa, quedando finalmente una geometría como la que se observa



Separación por capas

Una vez creadas las separaciones entre capas, se procede a unir las mismas con tapas superiores e inferiores, lo que convierte los objetos planos que se tenían, sin espesor, a volúmenes independientes que representan las capas de la vena. Con lo que se forman 4 cilindros, los cuales tienen los contornos formados por las paredes de las capas de las venas, mientras que las partes superior e inferior son solo caras planas. Las cuales son exportadas a un software de CAD, donde se realizarán extracciones booleanas, para lo cual se colocan los sólidos exportados uno encima de otro, colocados de tal forma que al realizar las operaciones booleanas cada sólido tenga en contacto toda una superficie con otra del sólido contiguo.

Los primeros modelos viscoelásticos son los propuestos por Maxwell y Voigt [1], los cuales consisten en un arreglo donde se colocan ambos elementos en serie para el primero y en paralelo para el segundo. En la figura se observa la distribución de los elementos para estos dos modelos.



Elemento elástico, fraccional y viscoso

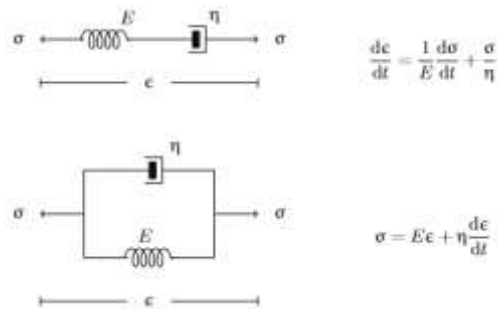
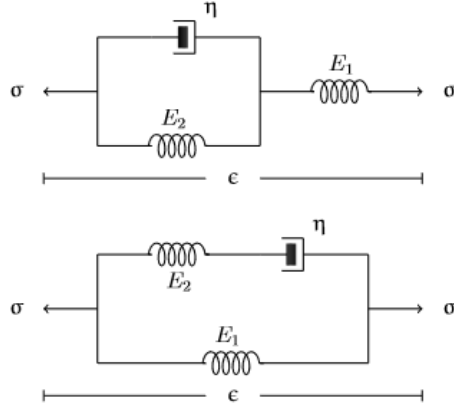


Ilustración de los modelos de Maxwell (arriba) y Voigt (abajo)

Si bien estas combinaciones de resortes y pistones sirvieron como las primeras idealizaciones del comportamiento material viscoelástico, su descripción es demasiado simplista y el comportamiento obtenido no se asemeja al observado experimentalmente. En el caso del modelo de Maxwell su modelo resulta adecuado si la deformación permanece constante, en tal caso el modelo muestra una descripción cualitativa similar a lo observado de manera experimental, sin embargo si la tensión se considera constante el modelo no representa adecuadamente el fenómeno a describir, de manera similar en el caso del modelo de Voigt este comportamiento se manifiesta de forma inversa, es decir, la descripción cualitativa es adecuada si se considera la tensión como constante, pero resulta inadecuado cuando es a la deformación la que se le considera constante.

Los modelos de tres elementos que poseen una descripción más adecuada del fenómeno viscoelástico son; el modelo de Kelvin, el cual consiste de un resorte en serie con el elemento de Voigt y el modelo del sólido lineal estándar, también conocido como modelo de Zener, el cual consiste de un elemento de Maxwell en paralelo con un resorte, los modelos se muestran en la figura.



El modelo de Kelvin (arriba) y SLS (abajo)

Las ecuaciones constitutivas tienen la forma

$$\frac{d\sigma(t)}{dt} + \frac{E_1 + E_2}{\eta} \sigma(t) = E_1 \frac{d\epsilon(t)}{dt} + \frac{E_1 E_2}{\eta} \epsilon(t)$$

$$\frac{d\sigma(t)}{dt} + \frac{E_2}{\eta} \sigma(t) = (E_1 + E_2) \frac{d\epsilon(t)}{dt} + \frac{E_1 E_2}{\eta} \epsilon(t)$$

Debido a que la tensión es directamente proporcional a la cero derivada de la deformación con respecto al tiempo, para los materiales elásticos y a la primer derivada para los fluidos [2, 3], es posible concluir que para ciertos materiales cuyo comportamiento, pudiese considerarse como intermedio la tensión debiese ser directamente proporcional a la derivada intermedia de la deformación, lo que se sugiere de esta idea, originalmente propuesta por Scott Blair [4], es que este tipo de comportamiento deberá ser gobernado por una derivada de orden fraccional, cuyo orden $\alpha \in (0,1)$

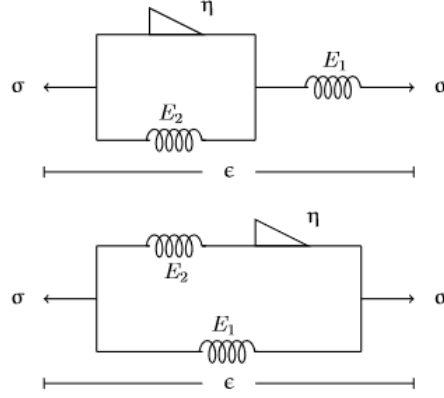
$$\sigma(t) = E {}_0^*D_t^\alpha \epsilon(t)$$

Donde α depende de las propiedades del material. Gerasimov [5] a su vez consideró dos problemas donde describe el movimiento de un fluido viscoso a través de dos superficies en movimiento. Estos problemas conducen a las ecuaciones

$$\rho \frac{\partial^2 y}{\partial t^2} = \eta {}^*D_t^\alpha \left(\frac{\partial^2 y}{\partial x^2} \right),$$

$$\rho x^3 \frac{\partial^2 y}{\partial t^2} = \eta \frac{\partial}{\partial x} \left(x^3 \frac{\partial}{\partial x} ({}^*D_t^\alpha y) \right), \quad y = y(x, t)$$

Los modelos fraccionales más utilizados, son el de Kelvin y del sólido lineal estándar de cinco parámetros, los cuales se muestran en la figura para el caso fraccional.



Representación gráfica de los modelos fraccionales de Kelvin y SLS

Con las ecuaciones constitutivas, definidas como

$${}_0^*D_t^\alpha \sigma(t) + \frac{E_1 + E_2}{\eta} \sigma(t) = E_1 {}_0^*D_t^\beta \epsilon(t) + \frac{E_1 E_2}{\eta} \epsilon(t)$$

$${}_0^*D_t^\alpha \sigma(t) + \frac{E_2}{\eta} \sigma(t) = (E_1 + E_2) {}_0^*D_t^\beta \epsilon(t) + \frac{E_1 E_2}{\eta} \epsilon(t)$$

Estos modelos pueden ser simplificados, debido a que se ha observado experimentalmente que para la mayor parte de los materiales se tiene que $\alpha = \beta$. Adicionalmente Bagley y Torvik [6] demostraron teóricamente que el modelo de cinco parámetros satisface las restricciones termodinámicas si $\alpha = \beta$. Por lo que las ecuaciones constitutivas tendrán la forma:

$${}_0^*D_t^\alpha \sigma(t) + \frac{E_1 + E_2}{\eta} \sigma(t) = E_1 {}_0^*D_t^\alpha \epsilon(t) + \frac{E_1 E_2}{\eta} \epsilon(t)$$

$${}_0^*D_t^\alpha \sigma(t) + \frac{E_2}{\eta} \sigma(t) = (E_1 + E_2) {}_0^*D_t^\alpha \epsilon(t) + \frac{E_1 E_2}{\eta} \epsilon(t)$$

Aplicando la transformada de Laplace para derivadas de orden fraccional

$$\left[s^\alpha + \left(\frac{E_1 + E_2}{\eta} \right) \right] \bar{\sigma}(t) = \left[E_1 s^\alpha + \left(\frac{E_1 E_2}{\eta} \right) \right] \bar{\epsilon}(t)$$

$$\bar{\epsilon}(s) = \frac{s^\alpha + \left(\frac{E_1 + E_2}{\eta} \right)}{E_1 s^\alpha + \frac{E_1 E_2}{\eta}} \bar{\sigma}(s)$$

Aplicando la transformada inversa de Laplace, y la operación de convolución, se obtiene la solución parcial en el dominio del tiempo para $\epsilon(t)$.

$$\epsilon(t) = \left[\frac{1}{E_1} \mathcal{L}^{-1} \left\{ \frac{s^\alpha}{s^\alpha + \frac{E_2}{\eta}} \right\} + \frac{E_1 + E_2}{\eta E_1} \mathcal{L}^{-1} \left\{ \frac{1}{s^\alpha + \frac{E_2}{\eta}} \right\} \right] * \sigma(t)$$

Estas transformadas inversas de Laplace, no pueden ser resueltas de forma directa, por lo que primero deberán ser reescritas,

$$\epsilon(t) = \left[\frac{1}{E_1} \mathcal{L}^{-1} \left\{ \frac{s \cdot s^{\alpha-1}}{s^\alpha + \zeta} \right\} + \frac{\Omega}{E_1} \mathcal{L}^{-1} \left\{ \frac{s^{-\alpha+1} \cdot s^{\alpha-1}}{s^\alpha + \zeta} \right\} \right] * \sigma(t)$$

donde $\Omega = \frac{E_1 + E_2}{\eta}$ y $\zeta = \frac{E_2}{\eta}$, ahora es posible separar como

$$\epsilon(t) = \frac{1}{E_1} \left[\left(\mathcal{L}^{-1} \{s\} \cdot \mathcal{L}^{-1} \left\{ \frac{s^{\alpha-1}}{s^\alpha + \zeta} \right\} \right) + \frac{\Omega}{\Gamma(\alpha-1)} \left(\mathcal{L}^{-1} \left\{ \frac{\Gamma(\alpha-1)}{s^{\alpha-1}} \right\} \cdot \mathcal{L}^{-1} \left\{ \frac{s^{\alpha-1}}{s^\alpha + \zeta} \right\} \right) \right] * \sigma(t)$$

Aplicando la transformada inversa de Laplace, para la función de Mittag-Lieffler

$$t^{\varphi-1} E_{\alpha, \varphi}(-\zeta t^\alpha) \quad \mathcal{L} \iff \frac{s^{\alpha-\varphi}}{s^\alpha + \zeta}$$

y la operación de convolución, se obtiene

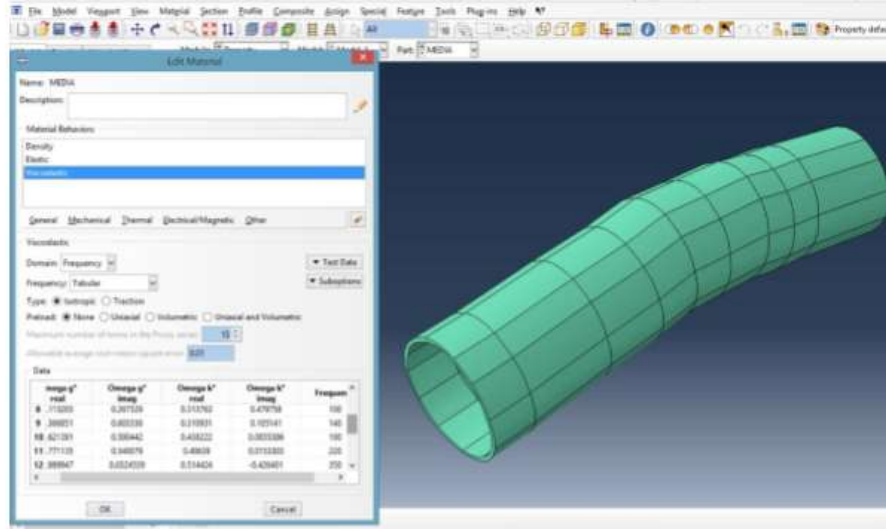
$$\epsilon(t) = \frac{1}{E_1} \left[\int_0^t \delta'(t-\xi) \cdot E_\alpha(-\zeta \xi^\alpha) d\xi + \frac{\Omega}{\Gamma(\alpha-1)} \int_0^t (t-\xi)^{\alpha-2} E_\alpha(-\zeta \xi^\alpha) d\xi \right] * \sigma(t)$$

Con lo que es posible obtener la solución analítica, para el modelo de Kelvin, de manera análoga se puede obtener la solución del modelo de Zener.

$$\epsilon(t) = \frac{1}{E_1} \left[\delta(t) + \frac{1}{t} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{(-\zeta t^\alpha)^n}{\Gamma(n\alpha)} + \Omega t^{\alpha-1} \sum_{n=0}^{\infty} \frac{(-\zeta t^\alpha)^n}{\Gamma(\alpha(n+1))} \right] * \sigma(t)$$

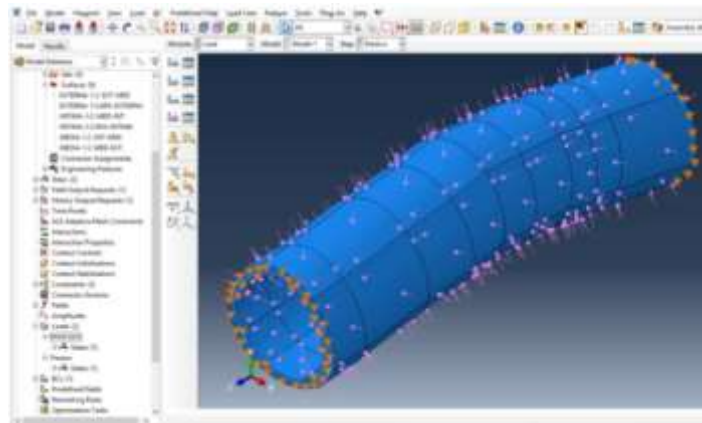
Donde $\delta(t)$ es la función Delta de Dirac [7]

Análisis con elementos finitos.



Captura de propiedades para la media

Después de esto se procede a definir las superficies de contacto para cada una de las capas, una interior y otra exterior, para el caso de la capa íntima la superficie interior está en contacto con el flujo sanguíneo, y su capa exterior se encuentra en contacto con la superficie interior de la capa media y así sucesivamente hasta llegar a la capa externa, para la cual su superficie exterior se encuentra en contacto con el tejido muscular y la presión originada por el mismo. Una vez concluido el proceso de definición de superficies se procede a realizar el ensamble de las tres capas y definir el tipo de contacto que tendrán las superficies y las restricciones de la simulación. Este proceso se visualiza en la figura.



Definición de superficies, cargas y restricciones

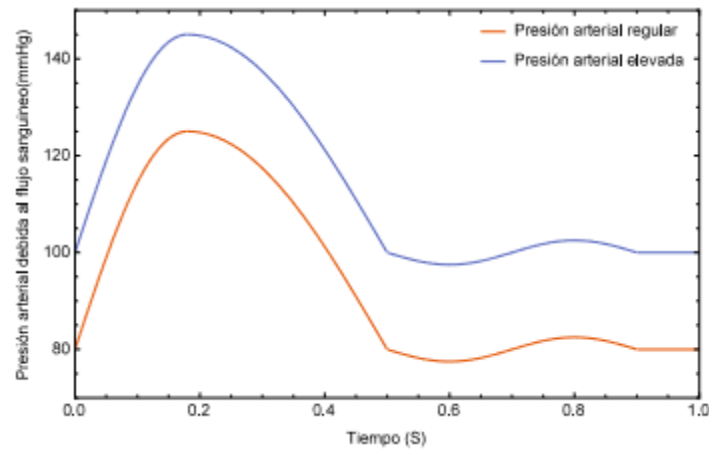
Si bien la presión ejercida por los músculos que rodean a la arteria se puede considerar constante, el pulso sanguíneo no lo es. Por lo que para poder simular el efecto mecánico que ejerce el flujo sanguíneo directamente sobre la superficie interior de la capa íntima y

se respectiva distribución al resto de la arteria, se procede a aproximar una función por partes que semeje este efecto a partir de datos experimentales realizados para obtenerla caracterización del flujo sanguíneo realizados por Jodko [8].

A continuación se muestra la función que simula el proceso del flujo sanguíneo, la misma consiste en una función por partes cuya derivada es no continua y que además no es armónica, por lo que será sujeta a un proceso de suavización:

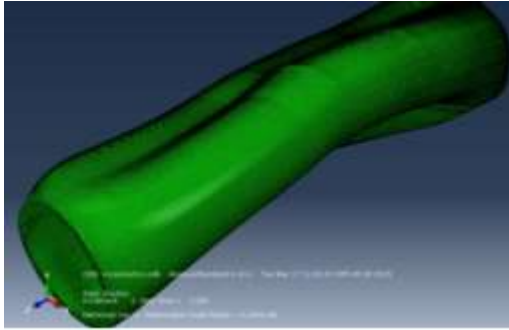
$$\mathcal{P}_n(t) = \begin{cases} \frac{11}{10} \sin\left(\frac{\pi t}{0,36}\right) + \frac{9}{10} & 0 < t < 0,18 \\ \frac{11}{10} \cos\left(\pi\left(\frac{100t}{64} - \frac{28}{100}\right)\right) + \frac{9}{10} & 0,18 < t < 0,5 \\ \frac{9}{10} - \frac{1}{20} \sin\left(\pi\left(5t - \frac{5}{2}\right)\right) & 0,5 < t < 0,9 \\ \frac{9}{10} & 0,9 < t < 1 \end{cases}$$

De igual manera se obtiene la función para el estado de presión arterial elevada, las graficas de los pulsos se muestran en la figura

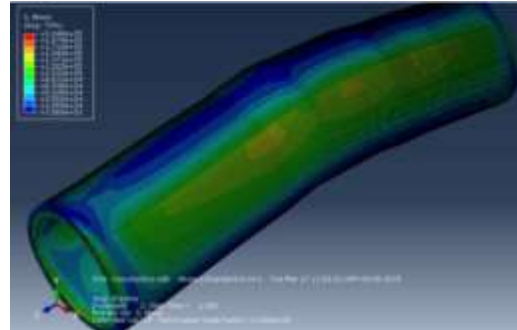


Presión arterial

Se concluye la investigación con la figura, donde se muestran los esfuerzos de Von Mises también conocidos como esfuerzos equivalentes ya que estos se obtienen a partir de una relación que combina los esfuerzos principales en un esfuerzo equivalente que puede ser utilizado para compararse con el esfuerzo de cedencia del material analizado.



Tendencia de deformación de la arteria



Esfuerzos de von Mises

Se destacan como resultados novedosos de este trabajo los siguientes

- Solución del modelo fraccional viscoelástico utilizando las funciones de Mittag-Leffler.
- Aplicación del cálculo fraccional para la obtención de un modelo que permita simular el comportamiento mecánico de los tejidos blandos, obtención del orden fraccional del Sistema Dinámico e implementación de un método numérico para la obtención de parámetros viscoelásticos a partir de un experimento en el dominio de la frecuencia y su implementación en un software de elementos finitos.
- Simulación de los efectos biomecánicos ocasionados por un período de presión arterial alta en la arteria aorta, utilizando aproximaciones numéricas a funciones que simulan el flujo sanguíneo.

Resultados científicos

- A partir de un modelo fraccional viscoelástico se desarrolló un entorno de simulación con la finalidad de conocer la distribución de los esfuerzos mecánicos en un segmento de arteria con sus tres capas constituyentes, obtenida a través de imágenes médicas.
- Se logró obtener la reconstrucción de un segmento de la arteria aorta a partir de imágenes médicas, identificando sus tres capas utilizando la escala de Hounsfield. Además se realizó el proceso de exportación de la imagen a una geometría vectorizada a un software de elemento finito.
- Al comparar con trabajos realizados anteriormente donde se realizaron simulaciones de los efectos biomecánicos de la arteria utilizando idealizaciones geométricas, considerando las capas de la arteria como cilindros perfectos, se observó que al hacer esto lo que se tiene para el estado de esfuerzos consiste en una distribución perfectamente simétrica de los esfuerzos, y en el caso del estado de deformaciones de igual forma se tiene una deformación constante en todas las direcciones del sólido. Sin embargo la geometría de la arteria no consiste en una serie de cilindros por lo que se pudo comprobar en el desarrollo de la investigación que la distribución de esfuerzos tiene su máximo local, hablando de esfuerzos de von Mises, en el sitio donde la arteria presenta un cambio de curvatura y la deformación se presenta de manera que esta se amplifica en ciertos sitios de la arteria, lo que a diferencia de una deformación uniforme terminara afectando un extremo de la arteria de mayor manera.

- En segundo lugar se realizó la optimización del orden fraccionario, utilizando el método numérico de Levenberg-Marquardt, con lo que se obtuvo el valor del orden fraccionario que minimiza el error de aproximación de la función de relajación. Este valor se obtiene al utilizar 45, 000,000 de puntos de control en la curva, lo que en principio pudiese parecer demasiado, ya que la correlación con 5,000 puntos supera el 98% sin embargo se debe tener presente que se trabaja con un sistema dinámico el cual presenta extrema sensibilidad en las condiciones iniciales, lo que implica que pequeños errores en la determinación de los coeficientes puede arrojar resultados alejados de los reales. Los resultados se compararon con experimentos realizados a partir del 2014, donde se han utilizado modelos fraccionales para caracterizar diversos tejidos blandos, mostrando el determinado en la investigación dentro del rango de los analizados.
- Por último, en la búsqueda de una forma de implementar el modelo fraccional en el software de elementos finitos, inicialmente se pensó en el desarrollo de una subrutina que permitiera integrar el modelo, para lo que ya existe una primera aproximación realizada por Agrawal en el 2008. Solo que una de las grandes ventajas de la transformada de Laplace es que existe una relación directa entre el dominio del tiempo y el de la frecuencia, por lo que aprovechando que todo el desarrollo de la investigación, principalmente en lo referente a la solución del modelo constitutivo y su aplicación, se realizó con el uso de esta transformada y el que los materiales viscoelásticos han sido analizados ampliamente en los dominios antes referidos, se realizó la obtención de parámetros de viscoelasticidad para el modelo fraccional utilizando el método numérico de Gauss-Kronrod, con lo que finalmente se obtuvo implementación del modelo fraccional en el método del elemento finito. Y su análisis para dos tipos de estados de esfuerzos ocasionados por dos etapas de flujo sanguíneo.
- Como parte del desarrollo de esta línea de investigación también se realizaron estudios sobre los modelos constitutivos de las paredes arteriales en su respuesta ante la acción mecánica de las cargas. Por primera vez se logra una formulación matemática capaz de ser implementada en elementos finitos, donde se tiene en cuenta el reclutamiento de las fibras de colágeno en paredes arteriales para su respuesta pasiva.
- En otros estudios se logra obtener modelos que permiten predecir la ocurrencia de fallas por delaminación del recubrimiento en estents coronarios recubiertos. Esto permitió evaluar la influencia del espesor del recubrimiento en los esfuerzos de contacto generados en la interfase estent-recubrimiento durante la expansión. También se logró obtener una herramienta para predecir el impacto hemodinámico del sistema C-Pulse en todo el árbol arterial, complementando las observaciones in vivo.

Estos resultados han tenido divulgación en congresos de nivel internacional y revistas científicas de reconocido prestigio.

Los resultados de este acápite se pueden consultar en:

1. J.E. Palomares-Ruiz, M. Rodríguez-Madrigal, J.G. Castro-Lugo, A.A. Rodríguez-Soto, Fractional viscoelastic models applied to biomechanical constitutive equations, *Revista Mexicana de Física*, 61(4), 2015, ISSN: 0035-001X, Web of Science - Thomson Reuters (JCR-WoS).
2. J.E. Palomares Ruiz, M. Rodríguez Madrigal, J.G. Castro Lugo, A. Ramírez Treviño, A.A. Rodríguez Soto, Modelación y simulación de la arteria aorta a partir de datos clínicos utilizando un modelo fraccional viscoelástico y el método de elementos finitos, *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 36(3), 2015, ISSN: 0188-9532, SCOPUS.
3. J.E. Palomares, M. Rodríguez, J.G. Castro, Determinación del orden fraccional en el modelo Zener para caracterizar los efectos biomecánicos ocasionados por el flujo sanguíneo, *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, Aceptado con correcciones menores, 2015, ISSN: 0213-1315, Web of Science - Thomson Reuter (JCR-WoS).ACEPTADO
4. B. Lucero, J.E. Palomares, J.G. Castro, M. Rodríguez, E. Jiménez, J. Ruelas, A. Soto, Simulación por elemento finito de un segmento de una vena, como tejido blando con el uso de modelo material hiperelástico de Mooney-Rivlin, *Revista Entorno Académico*, 12(2), 2013, ISSN: 1870-5316.
5. J.E. Palomares, M. Suzuki, J. O'Connor, M. Rodríguez, A. Zandoval, Análisis y simulación de una vena como tejido biológico isotrópico, *Memorias del XVI Congreso Internacional Anual de la SOMIM*, 22 al 24 de septiembre, 2010, Monterrey, Nuevo León, México. ISBN: 978-607-95309-3-8.
6. J.E. Palomares, M. Suzuki, Generación de geometría, análisis y simulación de un segmento de vena como material isotrópico, *Memorias de la 15 Convención Científica de Ingeniería y Arquitectura*, 29 de noviembre al 3 de diciembre del 2010, La Habana, Cuba. ISBN: 978-959-261-317-1.
7. FE-Compatible Reformulation of a Constitutive Model of the Arterial Wall Explicitly Accounting for Collagen Fiber Recruitment. 21st Congress of the European Society of Biomechanics, Praga, República Checa, 2015.
8. G. Fernández Collazo, T. Rodríguez. Evolución de los modelos constitutivos de respuesta pasiva para paredes arteriales. *Ingeniería Mecánica*. 17 (3): 234-244 (2014). Indexada en: Scielo
9. D. Campos Arias, M. Rodríguez Madrigal, A. Olmo Velázquez, J.E. Palomares Ruiz. Determinación de la Rigidez Arterial Empleando Simulación Computacional, *Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica*. 36(3), 223-232 (2015) dx.doi.org/10.17488/RMIB.36.3.7.
10. J. E. Palomares. Tesis Doctoral. "Modelación matemática de la arteria aorta utilizando el modelo viscoelástico fraccional de Zener". Tutores: Dr. Melchor Rodríguez Madrigal, Dr. Vladimir González Fernández. Defendida noviembre de 2015.
12. Study of wave dynamics of an extra-aortic counterpulsation device in a one-dimensional computer model of the arterial system. Daime Campos Arias; Francisco Londono; Tania Rodriguez Moliner; Dimitrios Georgakopoulos; Nikos Stergiopulos; Patrick Segers. *Artery Research*, Diciembre 2016. Volume 16, Doi 10.1016/j.artres.2016.10.138.
13. Análisis de la integridad del recubrimiento de estents coronarios durante la expansión. Osmel Pérez-Acosta, Ernesto Lorenzo-Bonet, Benedict Verhegghe, Melchor

Referencias

- [1] A. Caillard, E. Gayat, A. Tantot, G. Dubreuil, et al. Comparison of cardiac output measured by oesophageal doppler ultrasonography or pulse pressure contour wave analysis. *British Journal of Anaesthesia*, 114(6):893–900, 2015.
- [2] M. Beatty. Topics in finite elasticity: hyperelasticity of rubber, elastomers, and biological tissues with examples. *Applied Mechanics Reviews*, 40(12):1699–1734, 1987.
- [3] M. Fernanda, P. Costa, and C. Ribeiro. Parameter estimation of viscoelastic materials: A test case with different optimization strategies. *Numerical Analysis and Applied Mathematics*, 2(1389):771–774, 2011.
- [4] G Scott. The role of psychophysics in rheology. *Journal of Colloid Sciences*, 2:21–32, 1947.
- [5] A. Gerasimov. A generalization of linear laws of deformation and its application to inner friction problems. *Prikl. Mat. Mekh.*, 12:251–259, 1948.
- [6] R. Bagley and P. Torvik. A theoretical basis for the application of fractional calculus to viscoelasticity. *Journal of Rheology*, 27:201–210, 1983.
- [7] P. Dirac. The lorentz transformation and absolute time. *Physica*, 19(1-12):888–896, 1953.
- [8] D. Jodko, D. Obidowski, P. Reorowicz, and K. J’o’zwik. Simulations of the blood flow in the arterio-venous fistula for haemodialysis. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 16(1):69–74, 2014.

PROCESAMIENTO DE IMÁGENES MÉDICAS Y RECONSTRUCCIÓN DE LA ESTRUCTURA ÓSEA A PARTIR DE LAS MISMAS

Las lesiones ortopédicas y los traumas tienen un elevado impacto en la vida de las personas y en los costos de la atención médica para su tratamiento. Por lo cual no sorprende la considerable investigación en este campo con el objetivo de una mejor comprensión del sistema músculo-esquelético, a fin de diseñar implantes personalizados y mejorar los procedimientos ortopédicos. [1]

Es una premisa para el estudio biomecánico de las articulaciones la descripción geométrica individual de las estructuras óseas que las integran. Esta descripción requiere de expertos altamente entrenados, lo cual permite el máximo aporte del conocimiento anatómico con vistas a mantener el error del modelo geométrico en ciertos límites. Se le considera una tarea tediosa que consume tiempo, ya que un solo estudio puede contener cientos de cortes transversales (imágenes). Por solo citar un ejemplo, a un experto la modelación geométrica de la articulación del cinturón del miembro inferior mediante Mimics Research 18.0 x64 le toma de cuatro a cinco horas de trabajo.

Contar con un software capaz de modelar geométricamente el tejido óseo compacto en las articulaciones, con la variación del error en un rango permisible y al mismo tiempo que

reduzca el tiempo de procesamiento actual, permitiría obtener modelos geométricos de cada individuo con mayor velocidad.

El dato de entrada para la modelación geométrica de estructuras óseas es un conjunto de imágenes de tomografía computarizada (TC), cuyos píxeles definen mediante su valor de intensidad el área que ocupan los distintos tipos de tejido presentes en el plano de la imagen.

A pesar de los avances tecnológicos en la TC, el valor de intensidad no es constante en toda el área que define a una estructura anatómica, debido al efecto del volumen parcial y la presencia del ruido. Este último puede ser generado durante el proceso de captura de la imagen o por la presencia de implantes metálicos [2]. Estos elementos dificultan la separación del tejido óseo en las articulaciones como se describe en: [2-5].

Existen múltiples estudios para la separación del tejido óseo compacto en articulaciones, entre los más recientes se puede mencionar [4, 6-11]. Estos se enfocan en regiones anatómicas específicas y no ofrecen una solución general aplicable a cualquier articulación.

Para la reconstrucción efectiva del tejido óseo compacto es necesario resolver los problemas de correspondencia

Criterio de correspondencia propuesto. Segmentación de alto nivel

Para la determinación de la correspondencia entre contornos en secciones adyacentes se consideran 3 alternativas posibles descritas en la ecuación 1. La variable de control es $C_I \in \mathcal{R}(0;1]$

$$f(C_m^n, C_m^{n+1}) = \frac{|A(C_m^n)| \wedge |A(C_m^{n+1})|}{\arg \min \{|A(C_m^n)|, |A(C_m^{n+1})|\}} \quad \forall \begin{cases} f(C_m^n, C_m^{n+1}) \geq C_I \rightarrow C_m^n \otimes C_m^{n+1} \neq \emptyset \\ f(C_m^n, C_m^{n+1}) < C_I \rightarrow C_m^n \otimes C_m^{n+1} = \emptyset \\ f(C_m^n, \forall C_m^{n+1}) = 0 \rightarrow C_m^n \notin G_{CS} \end{cases} \quad (1)$$

Donde: A , área del contorno.

C_m^n, C_m^{n+1} , contornos en secciones adyacentes.

Los resultados de la ecuación 1 se interpretan de la siguiente forma:

1. C_m^n, C_m^{n+1} cumplen con el criterio de correspondencia, ambos contornos se consideran **contornos de correspondencia interrelacionados** y pertenecen al mismo **grupo de contornos**. Se insertan en la lista de grupos de contornos (G_{CS}).
2. C_m^n, C_m^{n+1} no cumplen con el criterio de correspondencia, no se consideran **contornos de correspondencia interrelacionados**.
3. C_m^n no tiene relación con ningún contorno de la sección $n+1$, entonces C_m^n se considera información no válida y es descartado.

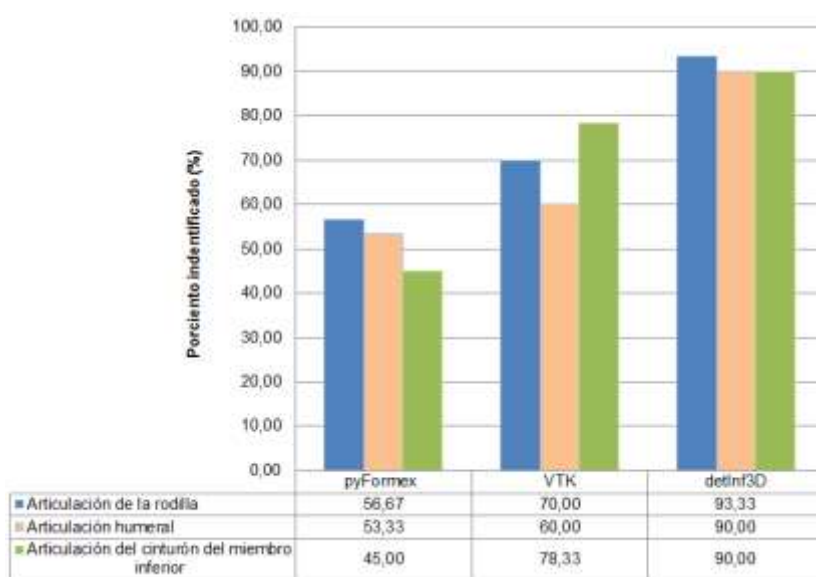
Para la determinación la correspondencia entre contornos se implementó el algoritmo detInf3D. Este tiene como entrada la lista de secciones y el criterio de correspondencia CI. Una vez finalizada su ejecución se obtiene la lista Gcs (grupos de contornos) la cual contiene en cada nodo, los contornos de correspondencia interrelacionados que definen las diferentes estructuras óseas presentes en el caso de estudio.

El algoritmo (detInf3D) fue ensayado usando imágenes TC de las articulaciones de la rodilla, la articulación humeral y la articulación del cinturón del miembro inferior. Por cada articulación, se utilizaron imágenes correspondientes a 10 pacientes con idéntica enfermedad y en la misma fase de desarrollo

Los resultados obtenidos con el uso de detInf3D I fueron comparados con los obtenidos con el uso de pyFormex y VTK respectivamente. Las métricas para la comparación de los resultados fueron: la cantidad de tejido óseo visualmente delimitado y el tiempo de procesamiento.

En todos los casos, el valor de umbralización global (Th_{global}) se especificó manualmente y se fijó un nivel de confianza del 95%, partiendo de un intervalo de valores en la escala de Hounsfield, dentro del cual se encuentra el tejido óseo compacto.

La gráfica mostrada en la a continuación muestra los valores porcentuales de las estructuras óseas determinadas correctamente por cada una de las variantes de segmentación de alto nivel. El algoritmo detInf3D obtuvo un índice de éxito superior al 90% en los casos analizados.



Porciento de tejido óseo compacto identificado por cada variante de segmentación de alto nivel.

En relación al tiempo de procesamiento, pyFormex es más rápido ($83,92 \pm 1,26\%$), pero su utilización implica la no correcta descomposición del modelo geométrico. Sin embargo, los tiempos de procesamiento de VTK y detInf3D son similares, y este último ofrece mejores resultados en cuanto a la descomposición geométrica.

Debido fundamentalmente al efecto del volumen parcial; en ocasiones, el método de umbralización empleado falló en la determinación de los contornos que definen el tejido óseo en cada corte. Lo cual confirma, que los píxeles con este tipo de efecto, son difíciles de clasificar con solo un valor de umbral global

Segmentación a bajo nivel

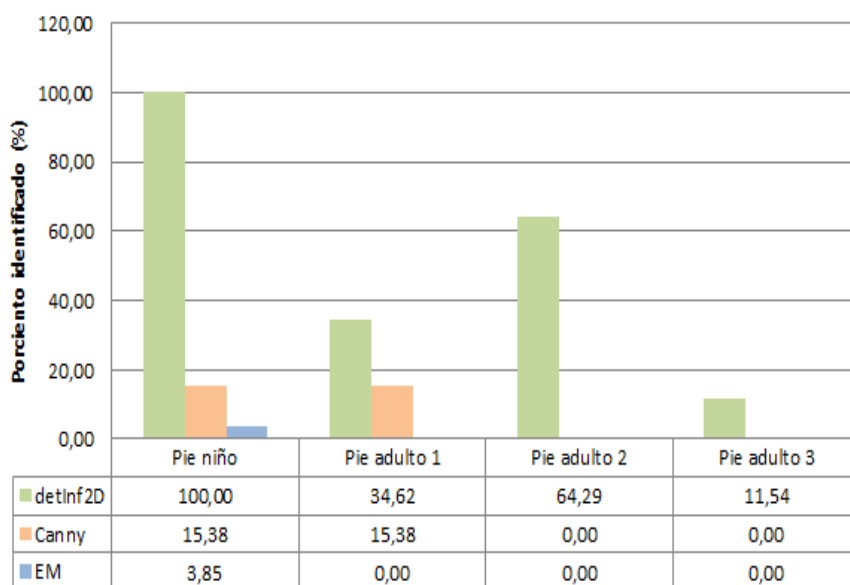
Teniendo en cuenta la limitación planteada en la segmentación de alto nivel, es que se propone la combinación de la umbralización global y la adaptativa seguida de la detección de contornos basada en regiones para la segmentación de bajo nivel del tejido óseo compacto.

La ventaja de combinar ambos métodos de umbralización (a través intersección de imágenes) consiste en que si un píxel es clasificado como tejido óseo en la umbralización global pero no es parte de un contorno, este no aparecerá al aplicar la umbralización adaptativa, por ende al multiplicar ambas imágenes ese píxel no aparece en la imagen resultante.

Se utilizó para los experimentos como estructura anatómica el pie humano dada su complejidad. Este consta de 26 huesos y se divide en tres regiones: tarso, metatarso y falanges [12].

Se desarrollaron tres variantes para la segmentación de bajo nivel: detInf2D, Canny y Expectation - Maximization (EM). La primera basada en el criterio de umbralización propuesto, las restantes, utilizan los algoritmos de Canny [13] y EM [14] respectivamente.

La propuesta detInf2D obtuvo mayor índice de acierto en la segmentación de bajo nivel del tejido óseo compacto en comparación con Canny y EM (ver figura a continuación).



Porciento de tejido óseo compacto identificado por cada variante de segmentación de bajo nivel.

En referencia al tiempo de procesamiento empleado por los 3 algoritmos, el tiempo utilizado por la umbralización mediante EM fue superior ($211,3 \pm 35,19$ %) debido al

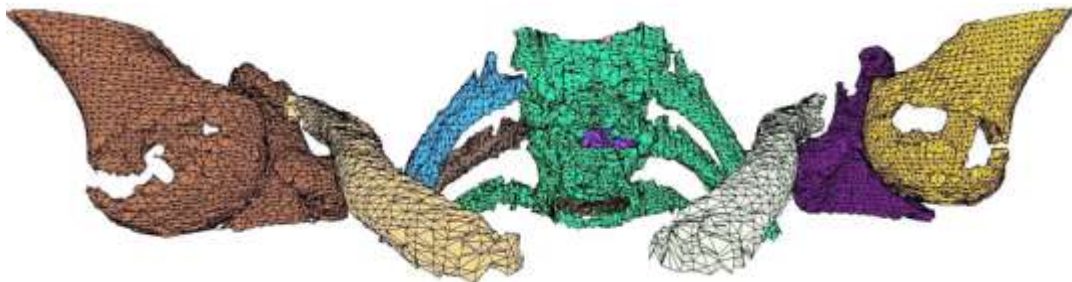
cálculo de los histogramas de las imágenes para obtener las distribuciones Gaussianas. Los tiempos de procesamiento mediante el algoritmo de Canny y la umbralización propuesta fueron similares: $73,67 \pm 10,23$ y $75,37 \pm 13,71$ respectivamente; sin embargo esta última ofrece mejores resultados en cuanto a la segmentación de bajo nivel del tejido óseo compacto en las articulaciones.

Como resultado, en la figura siguiente se observa el modelo geométrico del pie del niño al aplicar el algoritmo detInf2D con el valor de Th_{global} definido de forma experimental.

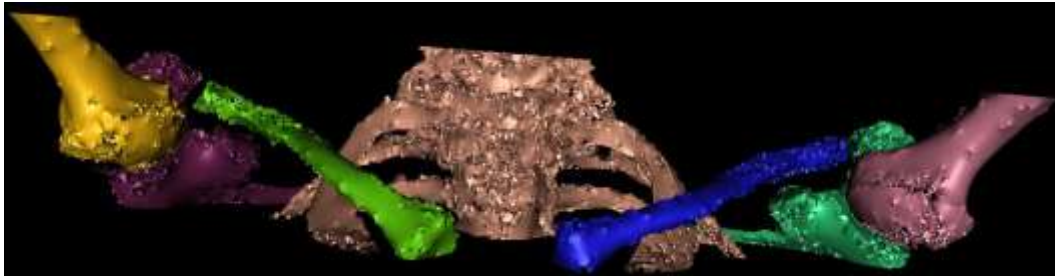


Modelo geométrico del pie de un niño $Th_{global} = 125$ HU, $C_I = 0,2$.

Al aplicar el algoritmo detInf2D al conjunto de imágenes de la articulación humeral, se obtuvo en 40 segundos el modelo geométrico del tejido óseo compacto de la articulación humeral derecha e izquierda (ver figura a continuación), así como ambas clavículas. Desde el punto de vista geométrico no se observan huecos en las superficies obtenidas, lo cual es consistente con la estructura anatómica real.



(a)



(b)

Modelo geométrico de la articulación humeral.(a) $Th_{global} = 300$ HU, $C_I = 0,2$; (b) $Th_{global} = 100$ HU, $C_I = 0,2$.

Otro ejemplo de las ventajas del algoritmo detInf2D se muestra en la figura siguiente. En esta observa además del tejido óseo, el modelo geométrico de la arteria iliaca que se transforma en femoral.

Los resultados de las figuras demuestran que la segmentación de bajo nivel propuesta permite la utilización de valores inferiores de Th_{global} para la segmentación del tejido óseo compacto, en comparación con los descritos en la literatura. Como consecuencia se obtiene la descripción geométrica de la sustancia compacta sin que exista pérdida de información de interés en este tipo de tejido.

Con los resultados obtenidos anteriormente se implementó el algoritmo DRIZ2015, cuyo objetivo era la obtención del modelo geométrico tridimensional del tejido óseo compacto en las articulaciones.

Posterior a la revisión de los trabajos de investigadores anteriores [15- 21] se considera que el área y volumen mínimos de información anatómica presentes en la imagen de TC es de $2,0 \text{ mm}^2$ y $1,4 \text{ mm}^3$ respectivamente.

Además de la segmentación de bajo y alto nivel, se propone la realización de la corrección topológica de la superficie triangular.

Para la reconstrucción tridimensional se seleccionó la implementación del algoritmo Marching Cubes de pyFormex. Resultados experimentales demostraron que esta es superior a la provista por la biblioteca VTK.

El algoritmo DRIZ2015 se implementó en Python v2.7.3-4 y se utilizaron las bibliotecas GDCM v2.2.1-1, OpenCV v2.4.3+dfsg-1, VTK v5.8.0-13+b1 y pyFormex v0.9.0-2. La figura a continuación muestra los resultados de la aplicación de este algoritmo.



Modelo geométrico de la articulación coxal. $Th_{global} = 160$ HU, $C_I = 0,2$.

De esta manera se demuestra que la combinación de la umbralización global y adaptativa constituye un método que supera a las propuestas basadas en Canny y EM para solventar dos de los problemas presentes en la imagen médica: la separación de los huesos adyacentes y el problema del volumen parcial.

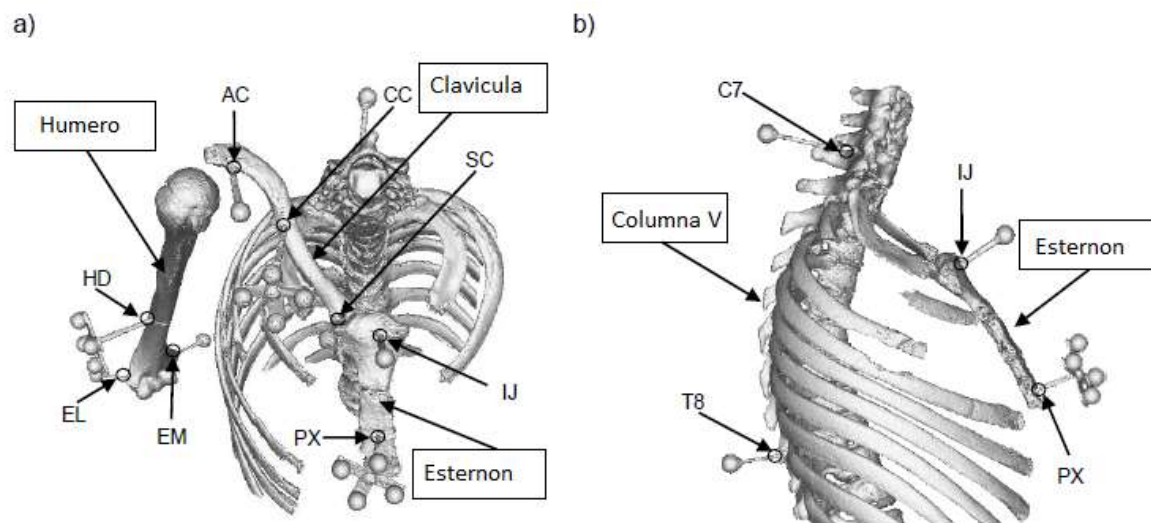
El algoritmo propuesto DRIZ2015, demostró ser efectivo y con mejores resultados que propuestas comerciales para la reconstrucción de estructuras óseas compactas a partir de imágenes médicas.

Nuevo método para el estudio de la cinemática de la articulación esternoclavicular

Por más de dos décadas los investigadores en el mundo han tratado de describir los movimientos del hombro a partir de diferentes métodos de análisis [22-24]. Los métodos matemáticos más empleados para el análisis son los ángulos de Euler/Cardan, los ángulos helicoidales y las matrices de rotación, siendo el método de Euler Cardan el más recomendado [25-26] ya que facilita el cálculo e interpretación de las posiciones de las articulaciones. Sin embargo para cada movimiento existen múltiples combinaciones que describen la misma posición. El comité de estandarización de terminología de la Sociedad Internacional de Biomecánica ha emitido recomendaciones para seleccionar la secuencia que mejor describe la posición de la articulación. Sin embargo esta queda descrita en el espacio de manera angular, sin tener en cuenta la trayectoria para llegar a esa posición [27]. Es por esto que muchos investigadores utilizan las diferencias entre las posiciones iniciales y finales para determinar el rango de movimiento, tratando las rotaciones como vectores cuando los desplazamientos angulares son muy pequeños. No obstante, clínicamente es más importante entender como ocurre el movimiento o como este es

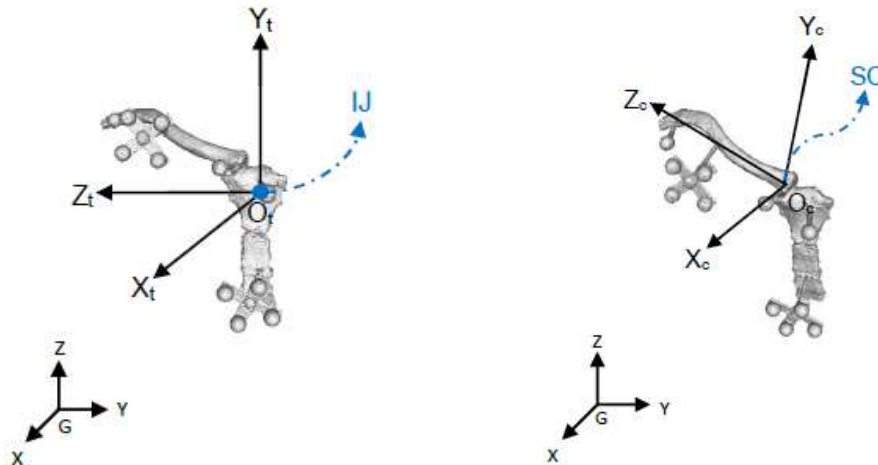
restringido, constituyendo un reto determinar el mejor método que describa la trayectoria de la articulación durante el movimiento.

Teniendo en cuenta la problemática anterior se realizaron experimentos para estudiar la cinemática de la articulación del hombro, usando un cadáver preparado al efecto y una instalación con 6 cámaras para grabar los movimientos. La reconstrucción de los huesos componentes de la articulación a partir de imágenes TC se realizó mediante un nuevo módulo de segmentación del software pyformex, teniendo en cuenta la umbralización global y adaptativa para la determinación del dominio geométrico [28]. Con el uso de marcadores unidos a pines transcorticales ubicados en la clavícula, el humero y el esternón, entre otros, (ver figura) fue posible grabar la posición de los mismos durante movimientos de abducción, flexión y circunducción. La cantidad de marcadores empleados evita la pérdida de información durante la recogida de datos.



Ubicación de marcadores en la articulación

Con la integración de la base de datos donde se almacenó la posición de cada uno de los marcadores y la reconstrucción 3D de los huesos componentes de la articulación fue posible la obtención de una representación animada del movimiento del hombro a partir de movimientos del brazo. El sistema de coordenadas locales fue definido tomando en cuenta las recomendaciones de la ISB [26]. Figura a continuación

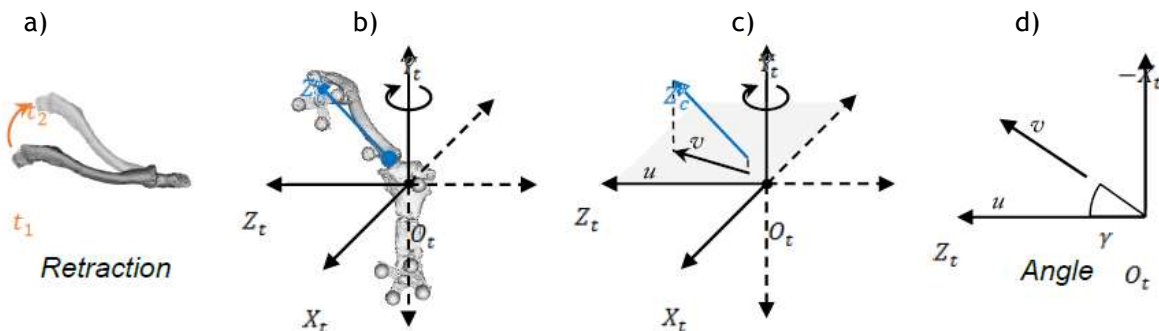


Sistemas de coordenadas locales para el esternón (izquierda) y clavícula (derecha)

La cinemática del esternón relativo a la clavícula fue determinada usando las proyecciones ($Y_c X_c' Z_c'$) y comparándolas con la secuencia de Cardan ($Y_c' X_c'' Z_c'''$). La elevación del humero se definió como una rotación alrededor del eje X_h . El movimiento de la articulación sterno-clavicular se definió como:

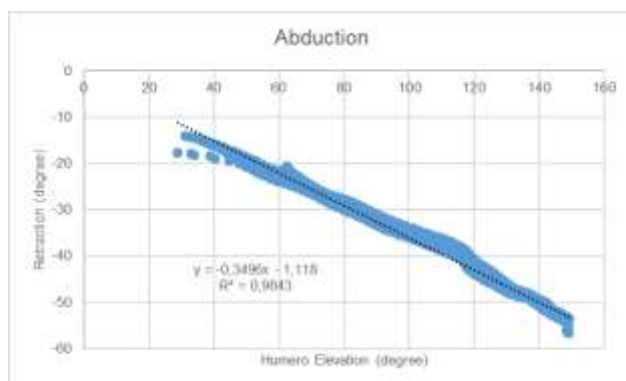
- Rotación (γ): Protracción/Retracción (Figura a continuación) alrededor del eje superior (Y_t)
- Rotación (β): Elevación/Depresión alrededor del eje anterior (X_t).
- Rotación (α): Rotación Axial alrededor del eje lateral (Z_t).

El desplazamiento angular de la Protracción/Retracción se determina siguiendo el eje principal de la clavícula (definido por la línea trazada entre los pines SC y AC). Basados en los puntos donde se encuentran colocados los pines SC y AC se puede crear un vector en la medida que el movimiento progresa, representando la posición de la clavícula en el instante t (Figura a continuación (b)). Este vector se proyecta en el plano en el cual se describe el movimiento de Protracción/Retracción (Figura a continuación (c)). El resto de los movimientos son determinados de manera similar usando los planos y proyecciones correspondientes.

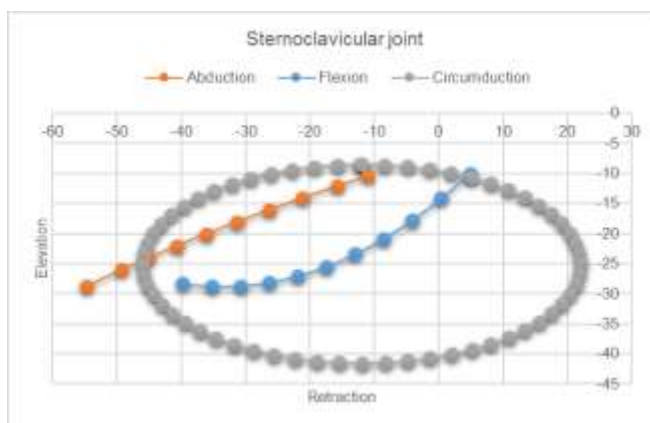


a) Representación de los movimientos de la clavícula, mostrando aumento de la retracción en el tiempo, b) Vector definiendo el movimiento, c) Proyección del vector en el plano Z_tX_t , d) Angulo definiendo la retracción.

Con el análisis de los resultados experimentales es posible calcular los valores angulares para cada uno de los movimientos de la articulación usando tanto la secuencia de Cardan como las proyecciones propuestas en esta investigación. En el grafico siguiente se muestra la relación entre la elevación del humero y la retracción durante el movimiento de abducción. Estos resultados corroboran los obtenidos por investigadores anteriores (Lawrence RL et al, 2014) [29].



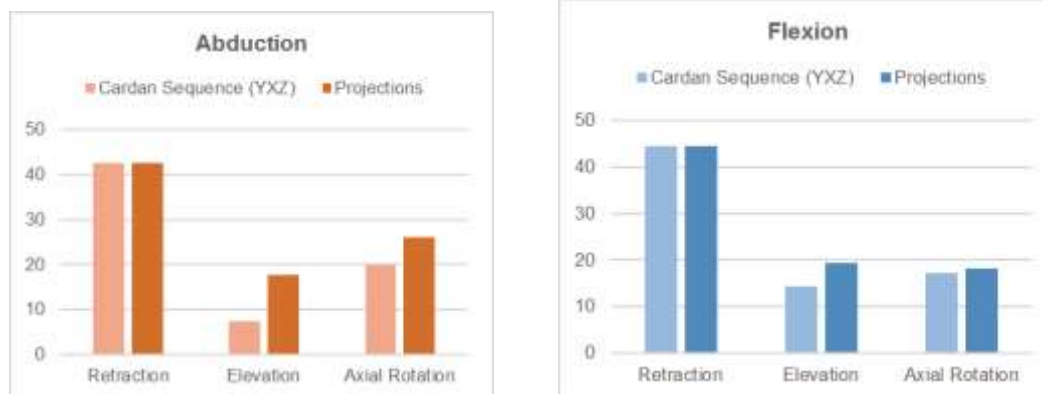
Elevación del Humero vs retracción para todas las series experimentales y línea de tendencia para la abducción.



Tendencia de desplazamiento entre la retracción y la elevación durante el movimiento de la articulación esterno-clavicular según el método propuesto

Los resultados de la aplicación del método propuesto a los diferentes movimientos se puede observar en el gráfico anterior y posterior. Los ángulos están referidos en grados tomando como punto de partida la posición de la clavícula cuando el cuerpo está sentado con una elevación del húmero de 30 grados. El máximo desplazamiento cuantificado para la abducción y la flexión fue de 120 grados desde el punto de partida.

El desplazamiento de la articulación durante el movimiento del brazo está caracterizado mayormente por un incremento en la retracción de la clavícula, la elevación y la rotación axial de la misma con respecto al esternón. (Ver gráficos). Los resultados son similares la retracción en ambos métodos, el uso de la secuencia de Cardan y el de las proyecciones propuesto en esta investigación. Sin embargo en el caso de la elevación y la rotación axial las diferencias entre ambos métodos pueden ser considerables.



Movimiento de la articulación sterno-clavicular en los tres planos para la secuencia de Cardan y para las proyecciones) Abducción b) Flexión.

La aplicación del método de proyecciones propuesto permite estudiar la articulación esterno-clavicular en los tres movimientos principales, retracción, elevación y rotación axial. Se estimó los desplazamientos angulares en los tres planos para los diferentes movimientos, mostrándose que la articulación se comporta como una unión "ball-and-socket". La integración de los modelos 3D de los huesos con la base de datos posicionales hizo posible la creación de representaciones animadas del movimiento interno del hombro durante el movimiento del brazo. Esto pudiera hacerse extensivo al estudio de otras articulaciones en el cuerpo.

Aportes científicos realizados en esta temática:

- Se logra un algoritmo para la obtención del modelo geométrico tridimensional del tejido óseo compacto en las articulaciones sin que exista pérdida de información de interés en este tipo de tejido.
- Se establecen los niveles mínimos de información anatómica presentes en las áreas de la imagen médica en $2,0 \text{ mm}^2$ y $1,4 \text{ mm}^3$ para los objetos tridimensionales; de esta forma no se elimina información relevante para diagnosticar enfermedades tempranas.
- Se logra una propuesta al problema de la correspondencia, la cual permite la modelación del tejido óseo compacto en las articulaciones de la rodilla, humeral y del cinturón del miembro inferior con un nivel de confianza del 90% en los casos analizados, lo cual es superior a otras propuestas en el mundo como VTK o pyformex.

- Se demuestra que la combinación de la umbralización global y adaptativa constituye un método efectivo para la segmentación del tejido óseo compacto en las articulaciones. Esta permite utilizar valores de umbralización global inferiores a los propuestos en la literatura; de esta forma se describe geométricamente este tipo de tejido sin que exista pérdida de información de interés.
- El algoritmo desarrollado para la reconstrucción de imágenes médicas, atenúa el centelleo producido por implantes metálicos y propone soluciones al efecto del volumen parcial y la separación del tejido óseo compacto en las articulaciones. Los modelos geométricos que se obtienen, presentan una precisión del $92 \pm 0,02\%$ respecto a los realizados por otros especialistas.
- Se logran determinar las mejores proyecciones que describen el movimiento en las articulaciones. Se logra un método capaz de determinar el valor angular de los tres movimientos principales en el conjunto esternón-clavícula de manera dinámica.
- Se propone un nuevo método para el estudio de la cinemática de las articulaciones.

Los resultados más importantes de este acápite se pueden consultar en:

- Dolgis Ortega Cardentey, Guivey Gutiérrez Delgado, Arsenio M Iznaga Benitez, Tania Rodriguez Moliner, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe. Obtención de la estructura ósea del pie al aplicar la umbralización global y la adaptativa. Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería, 31(2), 113-119 (2015)
- Dolgis Ortega Cardentey, Guivey Gutiérrez Delgado, Arsenio M Iznaga Benitez, Tania Rodriguez Moliner, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe. Algoritmos para la definición de estructuras óseas en modelos biomédicos. Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería. 31(1), p.13-19 (2015)
- Dolgis Ortega Cardentey, Guivey Gutiérrez Delgado, Arsenio M Iznaga Benitez, Tania Rodriguez Moliner, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe. Parámetro de control del proceso de simplificación de polígonos aplicado a imágenes médicas. Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería, 31(1): p. 36-41 (2015).
- Dolgis Ortega Cardentey, Guivey Gutiérrez Delgado, Arsenio M Iznaga Benitez, Tania Rodriguez Moliner, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe. Segmentación de los huesos en imágenes TC empleando la umbralización global y adaptativa. Imagen Diagnóstica. 5(2): p. 68-73 (2014)
- Dolgis Ortega Cardentey. Tesis Doctoral "Algoritmo para la obtención del modelo geométrico del tejido óseo en las articulaciones a partir de imágenes de tomografía computarizada". Tutor: Arsenio Iznaga. Defendida en diciembre de 2015.

- Guivey Gutiérrez Delgado, Matthieu De Beule, Dolgis R. Ortega Cardentey, Patrick Segers, Arsenio M. Iznaga Benítez, Tania Rodríguez Moliner, Benedict Verhegghe, Tanneke Palmans, Tom Van Hoof, Alexander Van Tongel. Sternoclavicular joint kinematics during arm motion. Journal of shoulder and elbow surgery. En revisión. JSES-D-15-00630, Julio 2015)
- Guivey Gutiérrez Delgado, Dolgis R. Ortega Cardentey, Arsenio M. Iznaga Benítez, Matthieu De Beule, Benedict Verhegghe, Alexander Van Tongel, Tanneke Palmans, Tom Van Hoof, Tania Rodríguez Moliner, Patrick Segers. Análisis e influencia de los sistemas de referencia en la cinemática del hombro. Revista Internacional de Métodos Numéricos para el Cálculo y Diseño en Ingeniería. 2017 33 (1-2):18-23.
- Guivey Gutiérrez Delgado, Matthieu De Beule, Dolgis R. Ortega Cardentey, Patrick Segers, Arsenio M. Iznaga Benítez, Tania Rodríguez Moliner, Benedict Verhegghe, Tanneke Palmans, Tom Van Hoof, Alexander Van Tongel. Procedure to describe clavicular motion. Journal of shoulder and elbow surgery. Marzo 2017. Volume 26, Issue 3, Pages 490-496.

Referencias

1. González-Carbonell, R. A.; Ortiz-Prado, A., et al. 3D patient-specific model of the tibia from CT for orthopedic use. Journal of orthopaedics, 2015, vol. 11, nº 16,
2. Abdoli, M. Evaluation Strategies for Metal Artifact Reduction Approaches in CT: a Literature Survey. Frontiers in biomedical technologies, 2014, vol. 1, nº 2, p. 82-90.
3. Angenent, S.; Pichon, E., et al. Mathematical methods in medical image processing. *Bull. Amer. Math. Soc.*, 2006, nº 1
4. Cheng, Y.; Zhou, S., et al. Automatic segmentation technique for acetabulum and femoral head in CT images. *Pattern Recognition*, 11// 2013, vol. 46, nº 11, p. 2969-2984. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031320313001763>. ISSN 0031-3203.
5. Udupa, J. K.; Leblanc, V. R., et al. A framework for evaluating image segmentation algorithms. *Computerized Medical Imaging and Graphics 30 (2006) 75–87*, 2006, vol. 30, nº 2006, p. 75-87.
6. Alathari, T. S.; Nixon, M. S., et al. Femur Bone Segmentation Using a Pressure Analogy. En *Pattern Recognition (ICPR), 2014 22nd International Conference on. 24-28 Aug. 2014* 2014. p. 972-977.
7. Calder, J.; Tahmasebi, J., Et al. A variational approach to bone segmentation in CT images. En *Proceedings of SPIE. 2011*. p. 79620B–79620B-79615.
8. Kainmueller, D.; Lamecker, H., et al. An articulated statistical shape model for accurate hip joint segmentation. En *Proceedings of EMBC. 2009*. p. 6345–6351.
9. Mastmeyer, A.; Engelke, K., et al. A hierarchical 3D segmentation method and the definition of vertebral body coordinate systems for QCT of the lumbar spine. *Med. Image Anal.*, 2006, vol. 10, nº 560–577,

10. Yokota, F.; Okada, T., *et al.* Automated segmentation of the femur and pelvis from 3D CT data of diseased hip using hierarchical statistical shape model of joint structure. En *MICCAI 2009*. 2009. p. 811–818.
11. Kelikian, A. S. y Sarrafian, S. K. *Sarrafian's anatomy of foot and ankle: descriptive, topographical, functional*. Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 2011.
12. Leemput, K. V. *Generative Models For Automated Brain Mri Segmentation*. 2011, [Consultado el: 28.05.2011]. Disponible en: http://people.csail.mit.edu/koen/VanLeemput_VisionDaysDTU_27May2009.ppt.
13. Aisen, A. M.; Martel, W., *et al.* MRI and CT Evaluation of Primary Bone and Soft-Tissue Tumors. *AJR*, Abril, 1986 1986, vol. 146, nº p. 749-756.
14. Bodurka, J.; Ye, F., *et al.* Mapping the MRI Voxel Volume in Which Thermal Noise Matches Physiological Noise-Implications for fMRI. *NeuroImage*, 2007, vol. 34, nº 2, p. 542–549.
15. Colleoni, M.; Rotmensz, N., *et al.* Minimal and small size invasive breast cancer with no axillary lymph node involvement: the need for tailored adjuvant therapies. *Ann Oncol*, 2004, vol. 15, nº p. Annals of Oncology.
16. Fisher, B.; Dignam, J., *et al.* Prognosis and Treatment of Patients With Breast Tumors of One Centimeter or Less and Negative Axillary Lymph Nodes. *Journal of the National Cancer Institute*, Enero, 2001 2001, vol. 93, nº 1,
17. Motley, G.; Dalrymple, N., *et al.* Hounsfield unit density in the determination of urinary stone composition. *Adult Urology*, 2001, vol. 58, nº 2, p. 170-173.

ANEXOS

AVALES

**PUBLICACIONES
EN LA WEB
DE LAS CIENCIAS**



Obtención de la estructura ósea del pie al aplicar la umbralización global y la adaptativa



D.R. Ortega^{a,*}, G. Gutiérrez^a, A.M. Iznaga^a, T. Rodríguez^a, M. de Beule^b y B. Verheghe^b

^a Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, La Habana, Cuba

^b Faculty of Engineering, Institute of Biomedical Technology, Universidad de Ghent, Ghent, Bélgica

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 18 de julio de 2013

Aceptado el 20 de febrero de 2014

On-line el 27 de febrero de 2015

Palabras clave:

Umbralización global

Umbralización adaptativa

Procesamiento de imágenes médicas

Reconstrucción tridimensional de huesos

Modelación geométrica

Problema de la correspondencia

RESUMEN

La descripción del comportamiento mecánico de tejidos duros mediante el empleo de modelos discretos pasa por diferentes etapas de análisis, que van desde el procesamiento digital de la imagen hasta la especificación de las propiedades físicas del tejido al modelo discreto. Para lograr un buen resultado es esencial la descomposición de esos modelos en sus partes constitutivas.

En este trabajo se discute un método para la descripción geométrica de los huesos del pie a partir de una secuencia de imágenes (cortes) de tomografía computarizada (TC).

La investigación propone la combinación de la umbralización global y de la adaptativa para la determinación del dominio geométrico de los huesos en cada corte, así como el análisis de las relaciones espaciales entre contornos en planos consecutivos a fin de obtener las isosuperficies de los huesos.

Se propone un algoritmo semiautomático basado en 4 etapas: la lectura de los cortes de imágenes de TC; la determinación de los contornos que definen el tejido óseo presentes en cada corte; la formación de los volúmenes a través del agrupamiento de los contornos cuya relación espacial cumple un criterio determinado; y la eliminación de las isosuperficies no válidas.

Como resultado se obtiene la definición de la mayoría de los huesos del pie cuyo rango de valores en la escala de Hounsfield es [–1.000; 1.383].

© 2013 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

Obtaining foot bone structure applying global and adaptive thresholding

ABSTRACT

The description of the mechanical behavior of hard tissues by means of discrete models goes through various stages of analysis, which range from digital image processing to the specification of tissue's physical properties to the discrete model. To achieve good results it is essential to decompose these models into their constituent parts.

In this paper we discuss a method for geometrical description of foot bones from a sequence of computed tomography (CT) images.

This research proposes a combination between global and adaptive thresholdings to determine the geometric domain of bones in each slice and the analysis of the spatial relationships between contours in consecutive planes in order to obtain bones' isosurfaces.

The algorithm proposed is based on 4 stages: the reading of computed tomography (CT) images; the determination of the contours that define the bone tissue present on each slice; the grouping of contours whose relationship meet a given criteria; the elimination of non-valid volumes.

As a result, it is possible to obtain the geometrical domain of a great number of foot bones whose range in the Hounsfield is [–1000; 1383].

© 2013 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Keywords:

Global threshold

Adaptive threshold

Medical image processing

Bone 3D reconstruction

Geometrical model

Matching problem

* Autor para correspondencia.

Correos electrónicos: dolgis@infomed.sld.cu (D.R. Ortega), tania@mecanica.cujae.edu.cu (T. Rodríguez), benedict.verheghe@ugent.be (M. de Beule).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.rimni.2014.02.002>

0213-1315/© 2013 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.



Inicio » Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería » Obtención de la estructura ósea del pie al aplicar la umbralización global y la adaptativa

Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería



Vol. 31 Núm. 04 Octubre 2015 - Diciembre 2015
Documento Anterior · Documento Siguiente
doi: 10.1016/j.rimni.2014.02.002

Herramientas

- Añadir a favoritos
- Recibir los sumarios por e-mail
- RSS

Obtención de la estructura ósea del pie al aplicar la umbralización global y la adaptativa

Obtaining foot bone structure applying global and adaptive thresholding

D.R. Ortega ¹, G. Gutiérrez ², A.M. Izaga ², T. Rodríguez ², M. de Seule ³, B. Verheghe ³

¹ Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, La Habana, Cuba

² Faculty of Engineering, Institute of Biomedical Technology, Universidad de Ghent, Ghent, Bélgica

Palabras Clave

Umbralización global. Umbralización adaptativa. Procesamiento de imágenes médicas. Reconstrucción tridimensional de huesos. Modelación geométrica. Problema de la correspondencia.

Keywords

Global threshold. Adaptive threshold. Medical image processing. Bone 3D reconstruction. Geometrical model. Matching problem.

Resumen

La descripción del comportamiento mecánico de tejidos duros mediante el empleo de modelos discretos pasa por diferentes etapas de análisis, que van desde el procesamiento digital de la imagen hasta la especificación de las propiedades físicas del tejido al modelo discreto. Para lograr un buen resultado es esencial la descomposición de esos modelos en sus partes constitutivas.

En este trabajo se discute un método para la descripción geométrica de los huesos del pie a partir de una secuencia de imágenes (cortes) de tomografía computarizada (TC).

La investigación propone la combinación de la umbralización global y de la adaptativa para la determinación del dominio geométrico de los huesos en cada corte, así como el análisis de las relaciones espaciales entre contornos en planos consecutivos a fin de obtener las isosuperficies de los huesos.

En esta revista

- Número actual
- Avance Online
- Números anteriores
- Índice por secciones
- Los más leídos

FI 2014

0,423

© Thomson Reuters. Journal Citation



Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería

www.elsevier.es/rimni



Algoritmo para la definición de estructuras óseas en modelos biomédicos



D.R. Ortega^{a,*}, G. Gutiérrez^a, A.M. Iznaga^a, T. Rodríguez^a, M. de Beule^b y B. Verheghe^b

^a Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, La Habana, Cuba

^b Institute of Biomedical Technology, Universidad de Ghent, Gante, Bélgica

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 17 de mayo de 2013

Aceptado el 7 de noviembre de 2013

On-line el 24 de abril de 2014

Palabras clave:

Procesamiento de imágenes médicas

Reconstrucción tridimensional de huesos

Tomografía computarizada

Modelación geométrica

Descomposición

R E S U M E N

La descripción del comportamiento mecánico de tejidos duros mediante el empleo de modelos discretos pasa por diferentes etapas de análisis, desde el procesamiento digital de la imagen hasta la especificación de las propiedades físicas del tejido. Para ello, es necesario tener en cuenta un elemento clave: la descomposición del modelo en sus partes constitutivas. Se realizó un estudio bibliográfico de diversas propuestas para realizar la descomposición y se llegó a la conclusión de la inexistencia de una estrategia única. Existe un cúmulo de propuestas genéricas, pero estas no ofrecen una solución válida a los casos analizados, correspondientes a las articulaciones de la rodilla, la pelvis y el hombro. Por tanto, se propone un algoritmo para realizar la descomposición mediante el análisis de las relaciones espaciales entre los contornos presentes en planos consecutivos, que se basa en 4 etapas: la lectura de los cortes de imágenes de tomografía computarizada; la determinación de los contornos que definen el tejido óseo presente en cada corte; el agrupamiento de los contornos cuya relación espacial cumple un criterio determinado, y la eliminación de los volúmenes no válidos.

Los resultados del algoritmo se compararon con otros obtenidos mediante el empleo de la librería Visualization ToolKit (VTK) y pyFormex, cuyos métodos se utilizan en la visualización y análisis de imágenes médicas y en la modelación de estructuras tridimensionales. Como resultado del algoritmo propuesto tenemos —bajo las mismas condiciones y en un corto tiempo de procesamiento— una descomposición de los modelos anatómicos superior a la realizada por VTK y pyFormex, con aproximadamente el 90% de confianza.

© 2013 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

Algorithm for defining skeletal structures in biomedical models

A B S T R A C T

Description of mechanical behavior of hard tissues by means of discrete models goes through various stages of analysis, which range from digital image processing to the specification of physical properties of tissue to the discrete model. This requires taking into account a key element: the decomposition of the model into its constituent parts. We conducted a bibliographic study of existing proposals for such decomposition, leading to the conclusion of the absence of a single strategy. There are several generic proposals, but these proved not to give a valid solution applicable to the cases examined corresponding to the articulations of the knee, hip and shoulder. In this paper we propose an algorithm to perform this decomposition by analyzing the spatial relationships between the contours present in consecutive planes. It is based on four stages: reading computer tomography (CT) slices; determining the contours that define bone tissue present on each slice; grouping of contours whose relationship meets a given criterion; and eliminating non-valid volumes.

Keywords:

Medical image processing

Bone 3D reconstruction

CT image

Geometrical model

Decomposition

* Autor para correspondencia.

Correos electrónicos: dolgis@infomed.sld.cu (D.R. Ortega), guivey@mecanica.cujae.edu.cu (G. Gutiérrez), iznaga@mecanica.cujae.edu.cu (A.M. Iznaga), tania@mecanica.cujae.edu.cu (T. Rodríguez), matthieu.debeule@ugent.be (M. de Beule), benedict.verheghe@ugent.be (B. Verheghe).



Inicio » Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería » Algoritmo para la definición de estructuras óseas en modelos biomédicos

Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería



En esta revista

[Número actual](#)
[Avance Online](#)
[Números anteriores](#)
[Índice por secciones](#)
[Los más leídos](#)

FI 2014

Vol. 31, Núm. 01, Enero 2015 - Marzo 2015
[Documento Anterior](#) - [Documento Siguiente](#)
 doi: 10.1016/j.rimni.2013.11.001

Algoritmo para la definición de estructuras óseas en modelos biomédicos

Algorithm for defining skeletal structures in biomedical models

D.R. Ortega ^a, G. Gutiérrez ^a, A.M. Izaga ^a, T. Rodríguez ^a, M. de Beule ^b, B. Verheghe ^b

^a Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, La Habana, Cuba

^b Institute of Biomedical Technology, Universidad de Ghent, Gante, Bélgica

Palabras Clave

Procesamiento de imágenes médicas. Reconstrucción tridimensional de huesos. Tomografía computarizada. Modelación geométrica. Descomposición.

Keywords

Medical image processing. Bone 3D reconstruction. CT image. Geometrical model. Decomposition.

Resumen

La descripción del comportamiento mecánico de tejidos duros mediante el empleo de modelos discretos pasa por diferentes etapas de análisis, desde el procesamiento digital de la imagen hasta la especificación de las propiedades físicas del tejido. Para ello, es necesario tener en cuenta un elemento clave: la descomposición del modelo en sus partes constitutivas. Se realizó un estudio

Opciones

[Descargar PDF](#)
[Resumen](#)
[Bibliografía](#)

Herramientas

[Imprimir](#)
[Enviar a un amigo](#)
[Exportar referencia del artículo](#)
[Exportar a Mendeley](#)
[Compartir](#)
[Añadir a favoritos](#)
[Recibir los sumarios por e-mail](#)

Más...



Parámetro de control del proceso de simplificación de polígonos aplicado a imágenes médicas



D.R. Ortega^{a,*}, G. Gutiérrez^b, A.M. Izaga^a, T. Rodríguez^a, M. de Beule^b y B. Verheghe^b

^a Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, La Habana, Cuba

^b Facultad de Ingeniería, Instituto de Tecnología Biomédica, Universidad de Ghent, Gante, Bélgica

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:
Recibido el 17 de mayo de 2013
Aceptado el 4 de diciembre de 2013
On-line el 14 de agosto de 2014

Palabras clave:
Optimización poligonal
Compresión de datos
Imagen médica

RESUMEN

La descripción del comportamiento mecánico de tejidos duros mediante el empleo de modelos discretos pasa por diferentes etapas de análisis, que van desde el procesamiento digital de la imagen y la especificación de las propiedades físicas del tejido hasta el modelo discreto.

Las recientes tecnologías de adquisición de imágenes médicas permiten su obtención con elevada resolución. La obtención del dominio geométrico de estas requiere de elevados niveles de hardware para su procesamiento y almacenamiento, y la simplificación poligonal, con un error mínimo definido, es una de las vías para la compresión del dominio geométrico. La importancia de la simplificación de polígonos es la de contar con la información suficiente y necesaria para la reconstrucción de superficies y volúmenes que describan geoméricamente órganos y tejidos del cuerpo humano, para su posterior análisis mediante elementos finitos.

En el presente trabajo se determina de forma experimental un parámetro de control para la simplificación de los polígonos presentes en imágenes médicas.

Los resultados experimentales demostraron que es posible la obtención de un modelo tridimensional con una variación volumétrica promedio del 87,49% empleando el 36,3% de los datos iniciales, con un error máximo del 1,0% entre las áreas inicial y final de los polígonos presentes, en un menor tiempo de procesamiento.

© 2013 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

Control parameter for polygonal simplification applied to medical images

ABSTRACT

The description of mechanical behavior of hard tissues by means of discrete models goes through various stages of analysis, which range from digital image processing and the specification of physical properties of tissue to the discrete model.

Nowadays, technologies for acquiring medical images allow obtaining high resolution images. Obtaining the geometrical domain of these images requires high levels of hardware to process and store them, and polygonal simplification, with a defined minimum error, is one of the ways to compress the geometrical domain. Polygonal simplification is important in order to have the necessary and sufficient information to reconstruct surfaces and volumes that geometrically describe tissues and organs of the human body for their analysis by means of finite elements.

In this paper an experimental control parameter is defined for polygon simplification.

Experimental results proved that is possible to obtain a tridimensional model with an average volume variation of 87.49%, using only 36.3% of initial data, with a maximum error of 1.0% between initial and final polygon areas. All this process takes less processing time.

© 2013 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Keywords:
Polygonal optimization
Data compression
Medical image

* Autor para correspondencia.

Correos electrónicos: dolgis@infomed.sld.cu (D.R. Ortega), tania@mecanica.cujae.edu.cu (G. Gutiérrez), benedict.verheghe@ugent.be (B. Verheghe).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.rimni.2013.12.003>

0213-1315/© 2013 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.



Inicio » Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería » Parámetro de control del proceso de simplificación de polígonos aplicado a imágenes médicas

Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería



En esta revista

[Número actual](#)
[Avance Online](#)
[Números anteriores](#)
[Índice por secciones](#)
[Los más leídos](#)

FI 2014

Vol. 31, Núm. 01, Enero 2015 - Marzo 2015
[Documento Anterior](#) - [Documento Siguiente](#)
 doi: 10.1016/j.rimni.2013.12.003

Parámetro de control del proceso de simplificación de polígonos aplicado a imágenes médicas

Control parameter for polygonal simplification applied to medical images

D.R. Ortega ^{a,*}, G. Gutiérrez ^b, A.M. Izaga ^a, T. Rodríguez ^a, M. de Beule ^b, B. Verheghe ^b

^a Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, La Habana, Cuba

^b Facultad de Ingeniería, Instituto de Tecnología Biomédica, Universidad de Ghent, Gante, Bélgica

Palabras Clave

Optimización poligonal, Compresión de datos, Imagen médica.

Keywords

Polygonal optimization, Data compression, Medical image.

Resumen

La descripción del comportamiento mecánico de tejidos duros mediante el empleo de modelos discretos pasa por diferentes etapas de análisis, que van desde el procesamiento digital de la imagen y la especificación de las propiedades físicas del tejido hasta el modelo discreto.

En esta etapa, la aplicación de algoritmos de simplificación de imágenes médicas permite su obtención con el menor

Opciones

[Descargar PDF](#)
[Resumen](#)
[Bibliografía](#)

Herramientas

[Imprimir](#)
[Enviar a un amigo](#)
[Exportar referencia del artículo](#)
[Exportar a Mendeley](#)
[Compartir](#)
[Añadir a favoritos](#)
[Recibir los sumarios por e-mail](#)

Más...

Fractional viscoelastic models applied to biomechanical constitutive equations

J.E. Palomares-Ruiz^a, M. Rodríguez-Madrigal^b, J.G. Castro Lugo^a, and A.A. Rodríguez-Soto^b

^a*Maestría en Ingeniería Mecatrónica, Instituto Tecnológico Superior de Cajeme,*

Carretera Internacional a Nogales km 2, Ciudad Obregón, Sonora, México,

e-mail: jepalomares@itesca.edu.mx, jcastro@itesca.edu.mx,

Phone: 01 644 4108650 ext. 1311,

^b*Facultad de Ingeniería Mecánica, Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría,*

Calle 114, No. 11901, Entre Ciclovía y 129, Cúfae, Marianao, Ciudad de La Habana, Cuba,

e-mail: melchor@mecanica.cujae.edu.cu, arodriguezs@mecanica.cujae.edu.cu

Received 17 March 2015; accepted 4 May 2015

The aim of this work consist to compare the traditional viscoelastic material models vs the fractional ones, determinate the fractional order of the differential operator that characterize the mechanical stress-strain relation, the stress relaxation and the creep compliance of this models for a biological soft tissue, in particular a femoral artery. Apply the Laplace transform for Mittag-Leffler function type and the convolution on fractional standard lineal solid differential equation, known as Zener model, to obtain analytical solution. Simulated the force-pressure related by singular blood flow pulse and the displacement response.

Keywords: Fractional; viscoelastic; biomechanics; soft tissues.

PACS: 45.10.Hj; 46.35.+Z; 87.10.Ed

1. Introduction

In the last years the fractional calculus has demonstrated a huge range of applicability, for example on the electronic field, the theory of control [1] and the circuit's theory [2-4], in mechanics the principal developments are in mechanical systems [5-8]. On the Biomechanics field the things are not so much different [9], the fractional differential and integral operators have a great development specially in the task of characterize the mechanical behavior of soft tissues [10] like the brain [11], liver [12,13], arteries [14-17] and the human calcaneal fat pad [18]. Biological soft tissues are mainly made of collagen, elastin and muscular fiber [19] which bring special mechanical properties. This kind of material behavior is known as viscoelasticity [20,21]. In general, viscoelastic behavior may be imagined as a spectrum with elastic deformation as one limiting case and viscous flow on the other extreme case, with varying combinations of the two spread over the range between. Thus, valid constitutive equations for viscoelastic behavior embody elastic deformation and viscous flow as special cases and at the same time provide for response patterns that characterize behavior blends of the two. Intrinsically, such equations will involve not only stress and strain, but time-rates of both stress and strain as well [22].

Many of the basic ideas of viscoelasticity can be introduced within the context of a one-dimensional state of stress, and once we obtain the relaxation modulus, the creep compliance and the complex modulus, this functions can be include by a subroutine on a FEM software that includes the geometry restrictions [23] and the viscoelastic relaxation modifications, or by an finite element model specially develop for fractional differential and integral operators [24].

2. Fractional Calculus

Let $f(t) \in C^2$ where $f(t) : \mathbb{R}^+ \rightarrow \mathbb{R}$, according to the Riemann-Liouville approach to fractional calculus the notion of fractional integral of order $\nu > 0$, is a natural analogue of the Cauchy formula, Eq. (1).

$${}_0I_t^n = \frac{1}{(n-1)!} \int_0^t (t-\tau)^{n-1} f(\tau) d\tau, \quad n \in \mathbb{Z}^+ \quad (1)$$

In a natural way, one is lead to extend the above formula (1) from positive integers values of the index to any positive real values by using the Gamma function and ν an arbitrary positive real number, one defines the Riemann-Liouville fractional integer of order $\nu > 0$,

$${}_0I_t^\nu = \frac{1}{\Gamma(\nu)} \int_0^t (t-\tau)^{\nu-1} f(\tau) d\tau, \quad t > 0 \quad \nu \in \mathbb{R}^+ \quad (2)$$

For complementation of the Eq. (2), we need to define ${}_0I_t^0 = \mathbf{I}$ such that ${}_0I_t^0 f(t) = f(t)$.

The local operator of the standard derivative of order $n \in \mathbb{Z}^+$ for a given t is just the left inverse of the non-local operator of the n -fold integral ${}_aI_t^n$, having as a starting point any finite $a < t$.

$$D_t^n \circ {}_aI_t^n, \quad t > a$$

and

$${}_aI_t^n \circ D_t^n = f(t) - \sum_{k=0}^{n-1} f^{(k)}(a^+) \frac{(t-a)^k}{k!}, \quad t > a \quad (3)$$



Análisis de la integridad del recubrimiento de estents coronarios durante la expansión



O. Pérez-Acosta^{a,*}, E. Lorenzo-Bonet^a, B. Verheghe^b, M. Rodríguez-Madrigal^a
y T. Rodríguez-Moliner^a

^a Instituto Superior Politécnico "José Antonio Echeverría", CUJAE, La Habana, Cuba

^b Universidad de Gante, IMechE-bioMeda, IMinds Medical IT, Bélgica

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 12 de diciembre de 2015

Aceptado el 27 de abril de 2016

On-line el 16 de junio de 2016

Palabras clave:

Estent
Aterosclerosis
Angioplastia
Recubrimiento
Método de elementos finitos
Delaminación

RESUMEN

Las afecciones cardiovasculares constituyen en la actualidad una causa frecuente de muerte. Una de estas afecciones es la aterosclerosis, la cual provoca la reducción de la luz arterial. En aras de solucionar tal afección se han desarrollado varios tratamientos, ganando terreno la Angioplastia Coronaria Transluminal Percutánea (PTCA) con colocación de estent. En la actualidad muchos de estos dispositivos son recubiertos para aumentar la biocompatibilidad y disminuir los riesgos de reestenosis. Dado la posibilidad de fallas o roturas de los recubrimientos y los riesgos asociados a estas, es de gran importancia el estudio del comportamiento de la unión estent-recubrimiento durante la fase de expansión del estent. En esta investigación se estudia la posible ocurrencia de delaminación del recubrimiento durante la expansión de un estent y la influencia de parámetros como el espesor y el material del mismo. El estudio parte de la obtención de un modelo geométrico de una celda del estent Sirius Carbostent para su posterior procesamiento por el Método de Elementos Finitos. La simulación por tal método, se desarrolló, aplicando restricciones al movimiento de forma tal que la celda modelada simule su comportamiento durante la expansión de un estent. Considerando estos aspectos fue posible evaluar la integridad del recubrimiento. Con los modelos desarrollados se logró predecir la ocurrencia de delaminación durante la expansión del estent y se determinó que al aumentar el espesor del recubrimiento aumenta el riesgo de ocurrencia de la misma. Se obtuvo además una ecuación general que permite determinar el esfuerzo máximo de contacto para celdas en forma de U.

© 2016 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Analysis of the coating integrity during a coronary stent deployment

ABSTRACT

The cardiovascular diseases constitute one of the main causes of death worldwide. One of the main diseases is atherosclerosis, which causes narrowing of the arterial lumen. In order to solve this condition, several treatments have been developed; and Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty (PTCA) with the placement of stent have gained relevancy. Many of these devices are currently coated to increase the biocompatibility and to decrease the restenosis risks. The biomechanical studies of the stent-coating interface behavior are necessary given the associated risks to possibility of failures or breakages of the coating during stent deployment. In this study the possible occurrence of coating delamination during stent deployment and the influence of parameters as the thickness and material were studied. The study starts by obtaining a geometric model of a stent unit of the Sirius Carbostent stent for the further

Keywords:

Stent
Atherosclerosis
Angioplasty
Coating
Finite element method
Delamination

* Autor para correspondencia.

Correos electrónicos: opereza88@gmail.com, opereza@mecanica.cujae.edu.cu (O. Pérez-Acosta).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.rimni.2016.04.011>

0213-1315/© 2016 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).



en colaboración con



Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería

www.elsevier.es/rimni



Análisis e influencia de los sistemas de referencia en la cinemática del hombro



G. Gutiérrez^{a,*}, D.R. Ortega^a, A.M. Iznaga^a, M. De Beule^b, B. Verheghe^b, A. Van Tongel^c,
T. Palmans^d, T. Van Hoof^e, T. Rodríguez^a y P. Segers^b

^a Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Facultad de Ingeniería Mecánica, La Habana, Cuba

^b Universidad de Gante, Instituto de Tecnología Biomédica, Gante, Bélgica

^c Hospital Universitario de Gante, Departamento de Ortopedia Cirugía y Traumatología, Gante, Bélgica

^d Hospital Universitario de Gante, Departamento de fisioterapia y rehabilitación motora, Gante, Bélgica

^e Hospital Universitario de Gante, Departamento de Ciencias Básicas, Gante, Bélgica

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 21 de abril de 2015

Aceptado el 22 de septiembre de 2015

On-line el 31 de diciembre de 2015

Palabras clave:

Cinemática del hombro

Sistemas de referencias

Articulación GlenoHumeral

R E S U M E N

El hombro es uno de los Sistemas articulares más complejo del cuerpo humano. Conocer su funcionamiento es primordial para entender la biomecánica del cuerpo. El propósito de este estudio ha sido el de analizar la influencia de los Sistemas de Coordenadas Locales en la interpretación de los valores cinemáticos de la articulación GlenoHumeral. Se ha utilizado para ello un método invasivo, colocando pines trabeculares en el hombro y la escápula. El rastreo del movimiento se ha realizado mediante el uso de sensores pasivos. El procesamiento de los datos se ha efectuado mediante el uso de la plataforma de software libre pyFormex. Los desplazamientos de la articulación se han determinado mediante dos variantes diferentes de Sistemas de Coordenadas, detectándose una diferencia de 2 a 12 grados.

© 2015 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Analysis and influences of reference systems in the shoulder kinematics

A B S T R A C T

The shoulder is one of the most complex systems in the human body. To know how its work is essential to understand the biomechanics of the body. The purpose of this study was to analyze the influence of Local Coordinate Systems in the kinematic analysis of GlenoHumeral joint. The motion tracking was performed using passive sensors attached to pins. Trabecular pins were placed on the shoulder and scapula. The data processing was performed using the free open software pyFormex. The joint displacements were determined by two different variants of Coordinate Systems, being detected a difference from 2 to 12 degrees.

Keywords:

Shoulder kinematics

References systems

GlenoHumeral joint



ELSEVIER

Procedure to describe clavicular motion

Guivey Gutierrez Delgado, ING^{a,*}, Matthieu De Beule, PhD^b,
Dolgis R. Ortega Cardentey, ING^a, Patrick Segers, PhD^b,
Arsenio M. Iznaga Benítez, PhD^a, Tania Rodríguez Moliner, PhD^a,
Benedict Verhegghe, PhD^b, Tanneke Palmans, MSc^c, Tom Van Hoof, PhD^d,
Alexander Van Tongel, PhD^e

^aDepartamento de Gráfica de Ingeniería, Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría (ISPJAE), Havana, Cuba

^bIBiTech-bioMMeda, iMinds Medical IT, Ghent University, Ghent, Belgium

^cDepartment of Rehabilitation Sciences and Physiotherapy, Ghent University, Ghent, Belgium

^dDepartment of Basic Medical Sciences, Ghent University, Ghent, Belgium

^eDepartment of Orthopaedic Surgery and Traumatology, Ghent University, Ghent, Belgium

Background: For many years, researchers have attempted to describe shoulder motions by using different mathematical methods. The aim of this study was to describe a procedure to quantify clavicular motion.

Methods: The procedure proposed for the kinematic analysis consists of 4 main processes: 3 transcortical pins in the clavicle, motion capture, obtaining 3-dimensional bone models, and data processing.

Results: Clavicular motion by abduction (30° to 150°) and flexion (55° to 165°) were characterized by an increment of retraction of 27° to 33°, elevation of 25° to 28°, and posterior rotation of 14° to 15°, respectively. In circumduction, clavicular movement described an ellipse, which was reflected by retraction and elevation. Kinematic analysis shows that the articular surfaces move by simultaneously rolling and sliding on the convex surface of the sternum for the 3 movements of abduction, flexion, and circumduction.

Conclusion: The use of 3 body landmarks in the clavicle and the direct measurement of bone allowed description of the osteokinematic and arthrokinematic movement of the clavicle.

Level of evidence: Basic Science Study; Kinetics

© 2017 Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees. All rights reserved.

Keywords: clavicular motion; sternoclavicular joint; shoulder kinematics; 3D kinematics; biomechanics; local coordinate systems; clavicle

For many years, researchers have attempted to describe shoulder motion⁷⁻⁹ by using different mathematical methods

angles,^{11,17} and matrix rotation.^{3,20} The most highly recommended method according to specialized literature is the

that C_T may be better related with LVM compared to the gold-standard regional aortic stiffness.

Methods: Two hundred twenty six subjects with established hypertension (untreated or treated with antihypertensive drugs) or with suspected hypertension underwent blood pressure (BP) assessment, carotid-to-femoral pulse wave velocity (cf-PWV) and echocardiographic measurement of LVM. LVM index (LVMI) was calculated by the ratio of LVM to body surface area. C_T was estimated by a previously proposed and validated formula: $C_T = 36.7 / PWV^2$ [ml/mmHg], which is based on Bramwell-Hill equation.

Results: LVMI was significantly associated with age ($r=0.207$, $p=0.002$), systolic BP ($r=0.248$, $p<0.001$), diastolic BP ($r=0.139$, $p=0.04$), mean BP ($r=0.212$, $p=0.002$), pulse pressure ($r=0.212$, $p=0.002$), heart rate ($r=0.172$, $p=0.011$), cf-PWV ($r=0.268$, $p<0.001$) and C_T ($r=-0.317$, $p<0.001$). The highest correlation was observed for C_T which was significantly stronger than the respective correlation of cf-PWV ($p<0.001$). Multivariate analysis showed that C_T was a stronger determinant, compared to cf-PWV, of LVMI and LVH.

Conclusion: Total (systemic) arterial compliance is better associated with left ventricular mass and hypertrophy than the cf-PWV. It remains to be further explored whether C_T has also a superior prognostic value beyond and above local or regional (segmental) estimates of pulse wave velocity.

References

1. Vardoulis O, Papaioannou TG, Stergiopoulos N. On the estimation of total arterial compliance from aortic pulse wave velocity. *Ann Biomed Eng* 2012; 40(12): 2619-2626.
2. Papaioannou TG, Protogerou AD, Stergiopoulos N, Vardoulis O, Stefanadis C, Safar M, Blacher J. Total arterial compliance estimated by a novel method and all-cause mortality in the elderly: the PROTECTOR study. *AGE(Dot)* 2014; 9661.
3. Verwoert GC, Elias-Smale SE, Rizopoulos D, Koller MT, Steyerberg EW, Hofman A, et al. Does aortic stiffness improve the prediction of coronary heart disease in elderly? The Rotterdam Study. *J Hum Hypertens* 2012; 26:28-34.

15.6

INFLUENCE OF THE PRESSURE MEASURING SITE FOR VELOCITY/PRESSURE LOOPS

Jona Joachim, Fabrice Vallée, Arthur Le Gall, Stéphanie Lenck, Alexandre Mebazaa, Étienne Gayat
St. Louis-Lariboisière-Fernand Widal University Hospitals, Department of Anaesthesiology & Intensive Care, Paris, France

Background: Velocity/pressure (Vel/P) loops are obtained by combining aortic blood velocity (measured by esophageal Doppler-ED, CombiQ™, Deltec Medical, Chichester, UK) and arterial pressure signals. They represent a tool to estimate afterload of the heart and arterial stiffness with at least two remarkable angles: β and γ . Pressure is usually measured in the radial artery (PRad) rather than in the descending thoracic aorta (PAoDesc) where ED measures blood flow. Our aims were to assess the influence of the site of pressure recording on the values of β and γ and to develop a mathematical transfer function (TF) to estimate PAoDesc from PRad and then reconstruct Vel/PTFAoDesc loops.

Methods: After institutional review board approval (CE SRLF n°17611-356), 15 patients scheduled for elective endovascular neuroradiology were included. Pressures were recorded simultaneously in the radial artery and in the aorta. Vel/PRad and Vel/PAoDesc loops were constructed and compared. A transfer function was estimated using an autoregressive-exogenous (ARX)[1] model to obtain a simulated descending thoracic aorta pressure waveform (PTFAoDesc). The estimation was quantified by the normalized root mean squared error (NRMSE). Vel/PTFAoDesc loops were constructed and compared to Vel/PAoDesc loops.

Results: 153 loops were analysed. β and γ angles were systematically lower in the Vel/PRad compared to the Vel/PAoDesc loops (36° [$34^\circ - 40^\circ$] vs. 43° [$38^\circ - 48^\circ$] for β , 11° [$3^\circ - 15^\circ$] vs 25° [$13^\circ - 30^\circ$] for γ , $p < 0.0001$). The ARX model simulated PTFAoDesc with a NRMSE of 93% [$77 - 96$]. β and γ obtained with Vel/PAoDesc and Vel/PTFAoDesc were similar and strongly correlated $\rho = 0.96$, $p < 0.0001$ (Fig 1&2)

Conclusions: The location where the arterial pressure is monitored has a huge influence on the Vel/P loop parameters. Using a transfer function improves the estimation of the pressure waveform at the site of the Doppler signal.

References

1. Ljung L. System Identification: Theory for the User. 2 edition. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall 1999. 672 p.

15.7

STUDY OF WAVE DYNAMICS OF AN EXTRA-AORTIC COUNTERPULSATION DEVICE IN A ONE-DIMENSIONAL COMPUTER MODEL OF THE ARTERIAL SYSTEM

Daime Campos Arias¹, Francisco Londono¹, Tania Rodriguez Moliner², Dimitrios Georgakopoulos³, Nikos Stergiopoulos⁴, Patrick Segers¹
¹Ghent University, Ghent, Belgium

²Instituto Superior Politecnico Jose Antonio Echeverria (Cujae), Havana, Cuba

³Sunshine Heart Inc, Eden Prairie, MN, USA

⁴Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, Switzerland

Background: The C-Pulse heart assist system (Sunshine Heart, Inc., Eden Prairie, Minnesota) is a novel extra-aortic counterpulsation device to unload the heart in heart failure patients. Its impact on overall hemodynamics, however, is not fully understood.

Methods: The function of the C-Pulse device was implemented in a previously published and validated one-dimensional model of the arterial tree (1). Central and peripheral pressure and flow waveforms with the C-Pulse disabled and activated were simulated for different settings. The results were studied using wave intensity analysis and compared with in-vivo data measured non-invasively in three heart failure patients and with invasive data measured in a pig.

Results: In all cases the activation of the C-Pulse showed a diastolic augmentation in the pressure and flow waveforms. The device activation initiates a forward compression wave, whereas a forward expansion wave is associated to the device relaxation, with waves exerting an action in the coronary and the carotid vascular beds. In settings with reduced arterial compliance, the same level of aortic compression demands higher values of external pressure, leading to stronger hemodynamic effects and enhanced perfusion. Computer simulations were in good qualitative agreement with in-vivo observations, but in-vivo effects of the device were stronger. We speculate that besides a direct hemodynamic effect, the C-Pulse action might also induce other adaptive (neuromodulated) mechanisms, not captured by the model.

Conclusions: The one-dimensional model may be used as an efficient tool for predicting the hemodynamic impact of the C-Pulse system in the entire arterial tree, complementing in-vivo observations.

References

1. Reymond P, Merenda F, Perren F, Rüfenacht D, Stergiopoulos N. Validation of a one-dimensional model of the systemic arterial tree. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2009;297(1):H208-H22.

15.8

AN EXTENDED ONE-DIMENSIONAL ARTERIAL NETWORK MODEL FOR THE SIMULATION OF PRESSURE AND FLOW IN UPPER AND LOWER LIMB EXTREMITIES

Hasan Obeid¹, Patrick Segers¹, Nikos Stergiopoulos³, Pierre Boutouyrie², Stephane Laurent², Magid Hallab⁴, Elie Mousseaux²
¹Ghent University, Ghent, Belgium

²Paris Descartes University, Paris, France

³Laboratory of Hemodynamics and Cardiovascular Technology, Swiss Federal Institute of Technology, Lausanne, Switzerland

⁴University Hospital Nantes, France

Background: Arterial pulse wave velocity and pulse waveform analysis have become an established component of cardiovascular research. As validation and assessment of devices is not always trivial in an in vivo setting, arterial network computer models may be useful for that purpose. It is, however, mandatory that the model includes sufficient detail, especially when analysing peripheral waveforms.

Objectives: To extend the existing 1D arterial network model (103 segments) of Reymond et al. to a more detailed model (143 segments) including the foot and hand circulation (radial and tibial arteries). The arterial tree dimensions and properties were taken from the literature and completed with data from patient scans. The model solves the one-dimensional form of the Navier-Stokes equations over each arterial segment. A non-linear viscoelastic constitutive law for the arterial wall was considered.

Results: Comparison of simulations with and without detailed hand and foot circulation demonstrate important differences in waveform morphology in the distal beds. The completed model predicts pressure and flow waves in the hand and foot arteries which are in good qualitative agreement with the published in-vivo measurements. The agreement is especially good for

Study of wave dynamics of an extra-aortic counterpulsation device in a one-dimensional computer model of the arterial system


Daime Campos Arias, Francisco Javier Londono Hoyos ^{UGent}, Tania Rodriguez Moliner, Dimitrios Georgakopoulos, Nikos Stergiopoulos and Patrick Segers ^{UGent} (2016)

Unmark

download full text

UGent only PDF 5.00 MB

Links

Google Scholar find title 
SFX find at UGent

Please use this url to cite or link to this publication: <http://hdl.handle.net/1854/LU-8508309>

Details BibTeX Cite this

author Daime Campos Arias, Francisco Javier Londono Hoyos ^{UGent}, Tania Rodriguez Moliner, Dimitrios Georgakopoulos, Nikos Stergiopoulos and Patrick Segers ^{UGent}
organization Department of Electronics and information systems
year 2016
type conference (meetingAbstract)
publication status published
conference name Artery 16
conference location Copenhagen, Denmark
conference start 2016-10-13
conference end 2016-10-15
UGent publication? yes
classification C3
copyright statement I don't know the status of the copyright for this publication
id 8508309

ACEPTADO WoS

Determinación del orden fraccional en el modelo Zener para caracterizar los efectos biomecánicos ocasionados por el flujo sanguíneo.

Zener fractional order determination and biomechanical blood flow characterization

J.E. Palomares^{a,*}, M. Rodríguez^{b,**}, J.G. Castro^{a,**}

^a*Instituto Tecnológico Superior de Cajeme, Carretera Int. A Nogales Km. 2, Cd. Obregón, Sonora, México*

^b*Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Calle 114, No. 11901, entre Ciclovía y 129. Cujao. Marianao. Ciudad de La Habana, Cuba*

Abstract

The main purpose of this publication is the proper determination of the fractional order at the Zener viscoelastic model's and the analysis of the implications derived from the accuracy in obtaining this. The procedure is performed using the numerical method of Levenberg-Marquardt from values reported in the literature. The parameters used are obtained from an artery segment using a stress relaxation test. After determining the fractional order is proceeded to find the model solution using, the function of Mittag-Leffler with two parameters and the convolution operation in order to compare the behavior of the fractional model vs the integer order and identify their key differences. The displacements present on the artery are obtained, under the stimulus of a normal blood pulse and two dissimilar, simulating the effect in blood flow caused by an arrhythmia and by mechanical ventilation process. Finally the dynamic response from the pulses is analyzed using the convolution operation and Gauss Kronrod numeric method, where the solution's accuracy obtained by the fractional model is observed, an compared with the integer order model.

Keywords: Biomechanics, Fractional calculus, Viscoelasticity, Artery, Soft tissues

Resumen

El propósito principal de la presente publicación consiste en la determinación adecuada del orden fraccional en el modelo viscoelástico de Zener y el análisis de las implicaciones que se derivan de la precisión en la obtención del mismo. Esto se realiza empleando el método numérico de Levenberg-Marquardt a partir de valores reportados en la literatura. Los parámetros utilizados son obtenidos para un segmento de arteria empleando un experimento de relajación a los esfuerzos. Una vez determinado el orden fraccional se procede a determinar la solución del modelo empleando la función de

dos parámetros de Mittag-Leffler y la operación de convolución, con la finalidad de comparar el comportamiento del modelo de orden fraccional con el de orden entero e identificar sus principales diferencias. Se obtienen además las deformaciones que experimenta la arteria bajo el estímulo de un pulso sanguíneo normal y otros disímiles, simulando el efecto provocado en el flujo sanguíneo por una arritmia y el ocasionado por el proceso de ventilación mecánica. Por último se analiza la respuesta dinámica del material bajo una serie de pulsos, utilizando la operación de convolución y el método numérico de Gauss-Kronrod, identificando la precisión en la reproducción de los mismos en el modelo de orden fraccional comparado con el de orden entero.

*Principal corresponding author

**Corresponding author

Email addresses: jepalomares@itesca.edu.mx

(J.E. Palomares), melchor@mecanica.cujae.edu.cu

(M. Rodríguez), jcastro@itesca.edu.mx (J.G. Castro)

From: RIMNI <rimni@cimne.upc.edu>
To: melchor@mecanica.cujae.edu.cu
Date: 1 Oct 2015 08:21:47 +0100
Subject: RIMNI-D-15-00014R2: decisión de los editores / editorial decisión

Estimado Dr. Rodríguez,

Tengo el placer de comunicarle que su manuscrito "Determinación del orden fraccional en el modelo de Zener para caracterizar los efectos biomecánicos ocasionados por el flujo sanguíneo" (Ref.

RIMNI-D-15-00014R2) ha sido aceptado para su publicación en Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería (RIMNI).

Su artículo será enviado al departamento de producción de Elsevier y en su momento le remitiremos la prueba de imprenta para su corrección.

Por favor recuerde que, antes de su publicación, usted recibirá un e-mail con las galeras de su artículo en formato pdf. Rogamos compruebe detenidamente la formulación aparecida dentro del texto, así como las fórmulas independientes, ya que el artículo ha sido convertido a lenguaje XML y podrían producirse algunos errores de transcripción. Asimismo, rogamos que, cuando reciba el pdf definitivo de la publicación lo reenvíe al resto de autores.

Me gustaría aprovechar esta oportunidad para darle las gracias por su apoyo a la revista. Nuestro objetivo es publicar trabajos de alta calidad y de gran interés para la comunidad científica de los métodos numéricos en ingeniería. Esperamos que usted siga considerando a la RIMNI como un medio adecuado para difundir sus futuras publicaciones.

Reciba un cordial saludo,

Manuel Doblare
Editor Asociado
Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería

COMENTARIOS PARA LOS AUTORES:

Reviewer #1: Se han introducido en la nueva versión del artículo algunas de las modificaciones solicitadas por el revisor.

Sin embargo, algunas otras cuestiones planteadas en la última revisión no han sido respondidas de forma clara, por ejemplo, cuántos son los puntos reales experimentales empleados para el ajuste del modelo.

Sin embargo, el revisor considera que la última versión del artículo posee la calidad científica suficiente para ser publicado en la revista RIMNI. Por ello se recomienda su aceptación en la versión actual.

En revisión WoS

FE-Compatible reformulation of a constitutive model of the arterial wall explicitly accounting for collagen fiber recruitment

Guillermo Fernández^{a,b,*}, Nic Debusschere^a, Francesco Iannaccone^a, Matthieu DeBeule^a, Nikos Stergiopoulos^c, Tania Rodriguez^b, Patrick Segers^a, Benedict Verhegghe^a

^a*IBiTech-bioMMeda, iMinds Medical IT, Ghent University, Gent, Belgium*

^b*BioMec, Departamento de Tecnologia de Construcción de Maquinaria, CUJAE, La Habana, Cuba*

^c*Laboratory of Hemodynamics and Cardiovascular Technology, Institute of Bioengineering, EPFL, Lausanne, Switzerland*

Abstract

Several constitutive models have been presented in literature to describe the complex response of the arterial wall to mechanical loading. One important contribution to the description of the passive response of blood vessels using a constituents-based approach was proposed by Zulliger and colleagues. However, the complexity of the formulation of collagen fiber recruitment in this model limits its implementation in finite element codes. Therefore, we propose a modification of the above mentioned model to account for a more implementation-friendly formulation for finite element programs. The strain energy function for the elastin network and the mathematical description of collagen fiber recruitment were modified by replacing the convolution of the individual fiber energy function with the recruitment stretch distribution of the fibers by a simple multiplication with the fraction of fibers recruited. Results show that the model is able to accurately reproduce the non-linear pressure-radius relationship when compared with experimental data of rat carotid arteries. We further demonstrate the practicality of the model by its implementation in a commercial finite

*Correspondence to: Institute Biomedical Technology (IBiTech), Ghent University, De Pintelaan 185, Block B, BE-9000, Gent, Belgium. Tel.: +32 93324320; fax: +32 93324159. E-mail address: guillefc83@gmail.com (Guillermo Fernández)

Revisión en: ***Journal of shoulder and elbow surgery.***

Title: The sternoclavicular joint kinematics during arm motion.

Authors and affiliations:

Guivey Gutierrez Delgado¹, Matthieu De Beule², Dolgis R. Ortega Cardentey¹, Patrick Segers², Arsenio M. Iznaga Benítez¹, Tania Rodríguez Moliner¹, Benedict Verhegghe², Tanneke Palmans³, Tom Van Hoof⁴, Alexander Van Tongel⁵.

¹Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría (CUJAE), Departamento de Gráfica de Ingeniería, Cuba.

²Ghent University, IBiTech-bioMMeda, iMinds Medical IT, Belgium.

³Ghent University, Department of Rehabilitation Sciences and Physiotherapy, Belgium.

⁴Ghent University, Department of Basic Medical Sciences, Belgium.

⁵Ghent University, Department of Orthopaedic Surgery and Traumatology, Belgium.

Summary:

This paper proposes a method to describe and quantify the motion of the sternoclavicular joint through the combination of angular displacement time history combined with 3D models of the human body. It solves the problem of determining the best projections that describe the internal motion, keeping in mind the opinion of the medical specialist. The methods used for the solution of the problem are different local coordinate systems and projections. The result of this research is based on the creation of a method that allows the calculation of the angular value of the three main sternoclavicular motions in a dynamic way. The method can be applied to other joint motions.

Keywords:

sternoclavicular joint, shoulder kinematics, biomechanics.

1 Introduction

For over two decades, researchers around the world have tried to describe motions of the shoulder [1-3], suggesting different mathematical methods for their analysis: Euler/Cardan angles, helical angles [4, 5] and matrix rotation [6, 7]. The most recommended method in the literature is the use of Euler/Cardan angles [8, 9], because they facilitate joints position calculation and interpretation, from a clinical point of view [4]. Euler/Cardan angles define the joint position as a set of sequential rotations around the three axes [5, 9, 10]. However, for each movement, there are twelve possible combinations, providing different descriptions for the same position [4, 11]. As a result of this, the Standardization and Terminology Committee (STC) of the International Society of Biomechanics (ISB) proposed a set of recommendations for selecting the sequence that best describes the position of a human joint. The recommended sequence is based on the cancellation of positions, aligning the coordinate axes with anatomy [9, 12], but the Euler/Cardan sequence describes a position in space in an angular way, instead of describing the way that it takes to get to that position [11]. For this reason, many researchers use the difference between the final position and initial position, to determine the range of motion, suggesting that rotations should be treated as vectors, if the angular displacements are very small [11, 13-16]. The joint orientation obtained from matrix calculations cannot be linearly added or subtracted to motion range estimation of a trajectory. This way of interpreting the motion is very common because sometimes, it is (clinically) more important to understand how motion occurs or how it is restricted. It is a challenge to determine the method that best describes the trajectory of a joint during motion, especially if it has a wide range of motion as the sternoclavicular joint. The purpose of this paper is to propose a method to describe and quantify the motion of the sternoclavicular joint.

Revistas Indexadas en Scopus

Determinación de la Rigidez Arterial Empleando Simulación Computacional

D. Campos Arias¹, M. Rodríguez Madrigal¹, A. Olmo Velázquez¹, J.E. Palomares Ruiz²

¹Grupo de Investigación de Biomecánica y Biomateriales. Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cujae.

² Instituto Tecnológico Superior de Cajeme.

RESUMEN

El incremento de la rigidez arterial está asociado con el desarrollo de enfermedades cardiovasculares, las cuales constituyen una de las principales causas de muertes en el mundo. Por este motivo el desarrollo de métodos no invasivos que permitan cuantificar la rigidez arterial ha alcanzado un gran impacto. En este trabajo se estudia el método no invasivo de medición de la velocidad de la onda del pulso de la arteria braquial al tobillo (*baPWV*), por sus siglas en inglés. Para estudiar este método se simuló las formas de ondas de presión en el sistema arterial empleando un modelo unidimensional, a partir de las cuales se determinaron los valores de *baPWV*. Estos valores fueron comparados con los calculados por otros dos métodos: *cfPWV* (velocidad de la onda del pulso entre la carótida y la femoral, el método estándar) y *PWV_{teor}* (ecuación de Bramwell-Hill), obteniéndose correlaciones significativas, $r=0.967$ y $r=0.9828$ respectivamente. Se investigó la sensibilidad del método *baPWV* a la variación de la rigidez, representada por la variación de la distensibilidad y, se concluyó que el método es sensible a los cambios de rigidez que ocurren tanto en las arterias centrales como en las arterias periféricas.

Palabras clave: velocidad de la onda del pulso, formas de ondas de presión, modelo unidimensional del sistema arterial, rigidez arterial, distensibilidad.

Correspondencia:

Daimé Campos Arias

Calle 114, No. 11901, e/ Ciclo Vía y Rotonda, Marianao. La Habana, Cuba.

Correo electrónico: daimé@cemat.cujae.edu.cu

Fecha de recepción:

11 de junio de 2015

Fecha de aceptación:

3 de septiembre de 2015

Modelación y simulación de la arteria aorta a partir de datos clínicos utilizando un modelo fraccional viscoelástico y el método del elemento finito

J.E. Palomares Ruiz¹, M. Rodríguez Madrigal², J. G. Castro Lugo¹, A. Ramírez Treviño¹ y A. A. Rodríguez Soto²

¹ Instituto Tecnológico Superior de Cajeme

² Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría

RESUMEN

Los modelos y simulaciones de los efectos biomecánicos presentes en la arteria aorta, le proporcionan al especialista de la salud una herramienta computacional, que puede ser empleada en la prevención y el tratamiento de las enfermedades cardiovasculares. Es por esto que en la presente investigación se desarrolla un modelo matemático con la finalidad de implementarlo en simulaciones tridimensionales digitales que permitan analizar el comportamiento mecánico de arterias. Primero se describe la metodología utilizada en la construcción de la geometría de la arteria basada en imágenes provenientes de una tomografía axial computarizada, los ensayos experimentales necesarios para la obtención de los parámetros mecánicos requeridos por el modelo y por último su orden fraccional. Con lo que se obtiene una simulación mediante elementos finitos donde se identifican las zonas de mayor concentración de esfuerzos y el campo de desplazamientos. Para poder obtener estos resultados se empleó una formulación novedosa basada en modelos viscoelásticos de orden fraccional donde además se obtuvieron, a través del módulo complejo, los valores requeridos para la simulación.

Palabras Clave: biomecánica, materiales biomédicos, cálculo fraccional, arteria, método del elemento finito, imágenes médicas.

Correspondencia:

Juan Enrique Palomares Ruiz

Maestría en Ingeniería Mecatrónica, Instituto Tecnológico Superior de Cajeme, Carretera Int. A Nogales Km 2, Ciudad Obregón, Sonora, México

Correo electrónico: jepalomares@itesca.edu.mx
jepalomaresruiz@gmail.com

Fecha de recepción:

26 de marzo de 2015

Fecha de aceptación:

11 de junio de 2015



ARTÍCULO BREVE

Segmentación de los huesos en imágenes TC empleando la umbralización global y adaptativa



Dolgis Rainier Ortega^{a,*}, Guivey Gutiérrez^a, Arsenio Miguel Iznaga^a,
Tania Rodríguez^a, Matthieu de Beule^b y Benedict Verhegghe^b

^a Facultad de Ingeniería Mecánica, Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, La Habana, Cuba

^b Facultad de Ingeniería, Instituto de Tecnología Biomédica, Universidad de Ghent, Gante, Bélgica

Recibido el 2 de agosto de 2013; aceptado el 7 de marzo de 2014

Disponible en Internet el 28 de octubre de 2014

PALABRAS CLAVE

Umbralización global;
Umbralización adaptativa;
Procesamiento de imágenes médicas;
Reconstrucción tridimensional de huesos;
Imágenes TC;
Modelación geométrica;
Descomposición

KEYWORDS

Global threshold;
Adaptive threshold;
Medical image processing;
Bone 3D reconstruction;
CT image;
Geometrical model;
Decomposition

Resumen El tejido óseo es el elemento principal del esqueleto. Sirve de soporte a las partes blandas, protege órganos vitales y constituye un sistema de palancas que amplifica las fuerzas generadas durante la contracción muscular.

La descripción del comportamiento mecánico del tejido óseo, mediante el empleo de modelos discretos, pasa por diferentes etapas de análisis, las cuales van desde el procesamiento digital de la imagen hasta la especificación de las propiedades físicas del tejido al modelo discreto, siendo la descomposición de estos modelos en sus partes constitutivas un elemento clave.

En la presente investigación se discute un método para la descripción geométrica de los huesos a partir de una secuencia de imágenes de tomografía computarizada y basado en la combinación de la umbralización global y adaptativa.

Los resultados obtenidos demostraron que este método constituye una propuesta efectiva al problema del volumen parcial y la separación de los huesos en las articulaciones.

© 2013 ACTEDI. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

Segmentation of bone in CT images using global adaptive thresholding

Abstract Bone is the main element of the skeleton. It support soft tissues, protects vital organs and constitutes a lever system that amplifies forces generated during muscular contraction.

A description is presented of the mechanical behavior of hard tissues by means of discrete models going through various stages of analysis, which range from digital image processing until the specification of physical properties of tissue to the discrete model. The decomposition of these models into their constituent parts being a key element.

In this paper, we discuss a method for the geometric description of bones from a sequence of computed tomography images, combining global and adaptive thresholding to determine the geometric domain of bones in each slice.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: dolgis@infomed.sld.cu (D.R. Ortega).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.imadi.2014.03.001>

2171-3669/© 2013 ACTEDI. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.



- Resumen
- Abstract
- Palabras clave
- Keywords
- Introducción:
- Materiales y método
- Diseño del experimento
- Discusión de los resultados
- Conflicto de intereses
- Bibliografía

[Show full outline](#)

Figures (4)



Artículo 1000

Segmentación de los huesos en imágenes TC empleando la umbralización global y adaptativa

Segmentation of bone in CT images using global adaptive thresholding

Deigo Rainer Ortega ^a, J.R. Guey Gubémez ^a, Ariano Miguel Ortega ^a, Tania Rodríguez ^a, Matteo de Beale ^b, Benedikt Verhegghie ^b

[Show more](#)

<https://doi.org/10.1016/j.environ.2014.03.001>

Get rights and content

Resumen

Segmentación de volúmenes tumorales en m...
Revista Española de Medicina Nuclear e Imagen...

Download PDF View details

Validación de técnicas de segmentación para
Revista Española de Medicina Nuclear e Imagen

[Download PDF](#) [View details](#) Septic Arthritis by *Streptococcus equi*
Rheumatologia Clinica (English Edition), Volume 1

Download PDF View details

[View more articles](#) »

Citing articles

Craig articles cannot be displayed at this time.

Efecto de la condición de carga de un implante dental monocomponente sobre la distribución de esfuerzos en el hueso tipo IV. Perla Sarria Popowski, Roberto Rodriguez Fuentes, Jesús Eduardo González Ruiz. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*. ISSN: 1561-3011. Volumen 34, N. 3, p. 1-8, 2016.

Estado del Mensaje: Responder al Mensaje

De: Jesus Gonzalez <jesus.gonzalez@biomat.uh.cu>

Para: perla@mecanica.cujae.edu.cu,
tania@mecanica.cujae.edu.cu

Fecha: 16/09/2015 11:27 AM

Asunto: Fwd: Re: Saludos

Hola, tengo la buena noticia de que nos aceptaron el artículo que envíamos a la Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas. Debajo se encuentra el correo del editor informando la aceptación.

Saludos

----- Mensaje reenviado -----

Asunto:Re: Saludos

Fecha:Thu, 3 Sep 2015 14:36:16 +0000 (UTC)

De:jose castillo <josecastillo19648@yahoo.es>

Responder a:jose castillo <josecastillo19648@yahoo.es>

Para:jesus.gonzalez@biomat.uh.cu <jesus.gonzalez@biomat.uh.cu>

Hola mi estimado amigo.
El artículo saldra en el nro 3 de este año
Un abrazo

El Lunes 31 de agosto de 2015 14:17, "jesus.gonzalez@biomat.uh.cu" <jesus.gonzalez@biomat.uh.cu> escribió:

Hola estimado amigo, espero se encuentre bien. Si se encuentra a su alcance, me gustaría conocer el estado en que se encuentra la propuesta de publicación de mi doctorante Perla Sarria. Se titula: Efecto de la condición de carga de un implante dental monocomponente sobre la distribución de esfuerzos en el hueso tipo IV.

Un abrazo,
Jesùs

**Publicaciones en revista de
reconocido prestigio nacional o
regional**



Evolución de los modelos constitutivos de respuesta pasiva para paredes arteriales

Evolution of constitutive models for passive response of the arterial walls

Guillermo Fernández-Collazo, Tania Rodríguez-Moliner

Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría. Facultad de Ingeniería Mecánica, La Habana, Cuba.

Correo electrónico: gfernandezc@mecanica.cujae.edu.cu

Recibido: 24 de febrero de 2014

Aceptado: 10 de agosto de 2014

Resumen

La respuesta mecánica de las paredes arteriales se modifica como consecuencia del envejecimiento y el desarrollo de enfermedades. Estos cambios se ven reflejados en modificaciones en su estructura, composición, resistencia y forma. La predicción de su comportamiento en dependencia de su estado fisiológico usando modelos biomecánicos se muestra como una potente herramienta en el tratamiento y diagnóstico de aneurismas, aterosclerosis, hipertensión arterial entre otras. Realizando un profundo análisis de la literatura consultada se presenta un estudio bibliográfico de los modelos constitutivos de paredes arteriales en su respuesta pasiva, clasificándolos y destacando sus principales ventajas, desventajas y la evolución de estos desde los puramente fenomenológicos hasta los más complejos.

Palabras claves: modelos, arterias, respuesta pasiva, biomecánica.

Abstract

The mechanical response of arterial walls is modified as a result of aging and disease development. These changes are reflected in changes in its composition, strength, shape and structure. The prediction of their behavior, depending on their physiological state used biomechanical models is shown as a powerful tool in the treatment and diagnosis of aneurysms, atherosclerosis, hypertension and others. It's presented in its passive response, a profound analysis of the literature and the bibliographic review of the constitutive models of arterial walls, classifying and highlighting their main advantages, disadvantages and the evolution from purely phenomenological to the most complex response.

Key words: models, artery, passive response, biomechanics.



Evaluación del riesgo de ruptura de aneurismas de aorta abdominal personalizados mediante factores biomecánicos

Patient-specific abdominal aortic aneurysms rupture risk assessment by means of biomechanical factors

Ariel Zúñiga-Reyes^I, Leorlen Rojas-Mazaira^I, Guillermo Vilalta-Alonso^{II}, María-Elena Montesinos-Otero^I, Jayme Pinto-Ortiz^{III}, Melchor Rodríguez-Madrigal^{IV}, Carlos Vaquero^V

I. Instituto Superior de Tecnología y Ciencias Aplicadas, INSTEC, La Habana, Cuba.

Correo electrónico: gvilalta@ufsj.edu.br

II. Universidad Federal de São João del-Rei, UFSJ, Departamento de Ciencias Térmicas y Fluidos, Sao Paulo, Brasil

III. Universidad de São Paulo USP, Departamento de Ingeniería Mecánica, Sao Paulo, Brasil.

IV. Instituto Superior Politécnico José Antonio Echevarría, CUJAE, Facultad de Ingeniería Mecánica. La Habana. Cuba.

V. Universidad y Hospital Clínico Universitario de Valladolid, Valladolid, España.

Recibido: 5 de enero de 2014

Aceptado: 20 de marzo de 2014

Resumen

El Aneurisma de Aorta Abdominal es la dilatación localizada, irreversible y progresiva que experimenta la pared aortica. Esta patología ha sido reconocida como un importante problema de salud, puesto que su ruptura está asociada mayormente a consecuencias fatales. La falta de criterios fiables, respecto a los actualmente utilizados, para la evaluación del riesgo de ruptura, constituye un inconveniente en la gestión clínica de la enfermedad. El presente trabajo tiene como objetivo evaluar el riesgo de ruptura de Aneurismas de Aorta Abdominal, mediante indicadores numéricos, como es previsto por el enfoque biomecánico. Fueron utilizadas técnicas de modelación por elementos finitos para determinar el comportamiento del flujo sanguíneo y el estado tensional de la pared arterial. Los resultados mostraron que ninguno de los aneurismas analizados presenta riesgo de ruptura elevado y que la evaluación del riesgo de ruptura mediante índices numéricos, es un camino viable para prever la ruptura de un aneurisma específico.

Palabras claves: aneurisma de aorta abdominal, factores biomecánicos, interacción fluido-sólido, riesgo de ruptura.

Abstract

Abdominal Aortic Aneurysm is a localized, progressive and permanent dilation of the infra-renal aorta. AAA has increasingly been recognized as an important health problem in the last decades. The AAA rupture is mostly associated with fatal consequences. The lack of more reliable criteria for rupture risk assessment, results in a problem in the clinical management of the disease. This paper aims to assess the rupture risk of abdominal aortic aneurysms by means of numerical indexes, as envisaged by the biomechanical approach. Finite Volume Techniques were used to determine the blood flow behavior within aneurysmatic sac and the structural state of the arterial wall. The results showed that none of the assessed aneurysms is at high rupture risk. The rupture risk assessment by using numerical indices is a viable way to predict the rupture of a specific aneurysm.

Key words: abdominal aortic aneurysm, biomechanical factors, fluid-solid interaction, rupture risk.





Simulación por elemento finito de un segmento de una vena, como tejido blando con el uso de modelo material hiperelástico de Mooney-Rivlin

Baldomero Lucero Velázquez. Instituto Tecnológico Superior de Cajeme.
División de Ingeniería Mecánica.

Juan Enrique Palomares Ruiz. Instituto Tecnológico Superior de Cajeme.
División de Ingeniería Mecánica.

José Guadalupe Castro Lugo. Instituto Tecnológico Superior de Cajeme.
División de Ingeniería Mecánica.

Melchor Rodríguez Madrigal. Instituto Superior Politécnico José Antonio
Echeverría. Facultad de Ingeniería Mecánica.

Eusebio Jiménez López. Universidad Tecnológica del Sur de Sonora.

José Efrén Ruelas Ruiz. Instituto Tecnológico Superior de Cajeme.
División de Ingeniería Mecánica.

Adolfo Elías Soto González. Instituto Tecnológico Superior de Cajeme.
División de Ingeniería Mecánica.

Resumen

La finalidad del presente trabajo, consiste en conocer la forma en que se distribuyen los esfuerzos y deformaciones que generan las cargas, comúnmente presentes en un segmento de vena, utilizando un modelo geométrico creado con splines (segmentos de líneas), mediante la obtención de imágenes por medio de un tomógrafo axial computarizado, y posteriormente

Keywords

Finite element analysis, Mooney Rivlin, hyperelastic, explicit model, vein, systolic and diastolic pressure, soft tissue.

Introducción

Las enfermedades cardiovasculares representan la segunda causa de muerte en México, algunos de estos

es validado con en el software de elemento finito ANSYS/LS-DYNA como modelo explícito, donde se utiliza un modelo material de Mooney Rivlin, con comportamiento mecánico hiperelástico isotrópico con constantes experimentales de un segmento de vena de un conejo, con los valores de presión y pulsaciones del mismo.

Palabras clave

Análisis por elemento finito, Mooney Rivlin, hiperelástico, modelo explícito, vena, presión sistólica y diastólica, tejidos blandos.

Abstract

The purpose of this work is to know how to distribute the stresses and deformations generated loads, commonly present in a segment of vein, using a geometrical model created with splines, by imaging through a computerized axial tomography and analyze it in the ANSYS/LS-DYNA explicit finite element software, which uses a material model of Mooney Rivlin isotropic hyperelastic mechanical behavior, with experimental constants of a segment of vein pressure values and pulse, obtained experimentally for a rabbit.

padecimientos no presentan síntomas y su primera manifestación puede ser un ataque al corazón.

El riesgo cardiovascular se puede reducir al realizar actividad física y con una dieta sana.

Su significado: Las enfermedades cardiovasculares son un grupo amplio de padecimientos entre los que se incluyen las enfermedades del corazón y las relacionadas con los vasos sanguíneos como la cardiopatía coronaria, reumática, congénita, cerebrovasculares, arteriopatías periféricas, trombosis y embolias pulmonares [1].

Los números: El programa nacional de salud 2007-2012 señala que las enfermedades cardiovasculares constituyen la segunda causa de muerte en México.

En el 2011 la OMS señaló que estos padecimientos son la causa del 26% de las muertes de los mexicanos [1].

Si bien la mayoría de los fallecimientos son de adultos mayores, también figura entre los 10 principales motivos de defunción de jóvenes de entre 15 y 29 años de edad [2].

Con motivo del día mundial del corazón el cual fue celebrado el pasado 29 de Septiembre de 2013, se trató el tema sobre la importancia de

Ruptura de aneurismas de aorta abdominal. Herramienta informática para su predicción

Guillermo Villalta-Alonso, Félix Nieto, José A. Vilalta-Alonso, Carlos Vaquero, Laurentiu M. Lipsa, Melchor Rodríguez-Madrigal

Recibido el 26 de octubre de 2010; aceptado el 23 de diciembre de 2010

Resumen

La ruptura de los aneurismas de aorta abdominal representa un evento clínico muy importante debido a su alta tasa de mortalidad. Los indicadores empleados actualmente para decidir el tratamiento a pacientes con aneurismas son el diámetro máximo transversal y la tasa de crecimiento, los que pueden ser considerados insuficientes, pues no tienen una base teórica físicamente fundamentada. En el presente artículo se definen los fundamentos para el diseño de una herramienta informática para PC que permita predecir, con suficiente precisión para ser clínicamente relevante, el riesgo de ruptura de aneurismas de aorta abdominal sobre bases personalizadas del paciente. La herramienta consta de 3 módulos, que están diseñados para procesar toda la información del paciente e integrarla mediante un modelo que incorpora la interrelación de los factores biomecánicos de diferentes naturalezas (biológicos, estructurales y geométrico) y escalas (temporal y dimensional), con el objetivo de calcular un indicador numérico y personalizado del riesgo de ruptura. Esta herramienta debe constituir un elemento auxiliar del facultativo médico en la toma de decisiones respecto del tratamiento adecuado a pacientes con aneurisma.

Palabras claves: AAA, riesgo de ruptura, modelo multiescala, predicción, herramienta informática.

Rupture of abdominal aortic aneurysm. Software for its prediction

Abstract

The rupture of abdominal aortic aneurysm (AAA) represents an important clinical event due to its high mortality rate. Currently the criteria to decide on the treatment of AAA patients are the peak transverse diameter and the growth rate which can be considered insufficient because they have not a reasonable physical base. The foundations for the design of PC software to predict, with sufficient accuracy to be clinically relevant, the risk of AAA rupture on patient-specific basis are defined in this paper. The software consists of 3 modules which are designed for processing all patient-specific information and integrate them through a model that interrelates the different nature (biological, structural and geometric) and scales (temporal and dimensional) biomechanical factors, in order to calculate a numerical and patient-specific indicator of the rupture risk. This tool should be an auxiliary element to physician in making decision on appropriate treatment decisions for patients with aneurysm.

Key words: AAA, rupture risk, multiscale model, prediction, computer tool.

Modelo de remodelación ósea: un análisis computacional

Model of bone remodeling: a computed analysis

Henry Figueredo Losada^I; Vladimir González Fernández^{II}; Joan Batista Aguilar^{III}; Mikiya Muramatsu^{IV}; Angel Mario Felipe Garmendía^V

^IMSc. Ingeniero Mecánico. Asistente. Facultad de Mecánica, Grupo de Biomecánica, ISPJAE. La Habana, Cuba.

^{II}Doctor en Ciencias Técnicas. Ing. Mecánico. Profesor Titular. Facultad de Mecánica, Grupo de Biomecánica, ISPJAE. La Habana, Cuba.

^{III}Dr. en Ciencias Técnicas. Ing. Mecánico. Departamento de Mecánica, Universidad de Sao Paulo (USP), Brasil.

^{IV}Doctor en Ciencias Físicas. Departamento de Física General, Universidad de Sao Paulo (USP), Brasil.

^VEspecialista de II Grado en Odontología. Asistente. Departamento de Cirugía Maxilofacial, Hospital Pediátrico "Juan Manuel Márquez", Cuba.

RESUMEN

En este trabajo se tomó el modelo de remodelación ósea propuesto por Jacob (1994) y se implementó en un programa de elementos finitos con el empleo de una subrutina de usuario (UMAT), este se aplicó a un modelo 2D de un hueso genérico con un sistema de cargas para comprobar los efectos de la remodelación y las variaciones de los valores de densidad. Como parte del trabajo fueron creados 2 programas para el procesamiento de los datos, para un análisis de resultados fuera del programa de elementos finitos; se logró una apreciación cualitativa y cuantitativa de los resultados obtenidos.

Palabras clave: Biomecánica, elementos finitos, remodelación ósea.

ABSTRACT

This paper takes the bone remodeling model proposed by Jacob (1994) and is implemented in a finite element program using a user subroutine (UMAT), and applied to a 2D model of a generic bone with a system of charges to test the effects

TESIS DE DOCTORADO DEFENDIDAS



Instituto Superior Politécnico "José Antonio Echeverría"
Facultad de Ingeniería Mecánica
Departamento de Tecnología de Construcción de Maquinaria

MODELO MECANOBIOLÓGICO DE FORMACIÓN ÓSEA, BASADO EN LA TEORÍA DE DAÑO-REPARO

Tesis presentada en opción al grado científico de Doctor en
Ciencias Técnicas

Autor: MSc.Ing.Henry Figueredo Losada
Tutor:Prof.Tit.Dr.Ing.Vladimir González Fernández

La Habana, Noviembre de 2010

Resumen

En la tesis se elabora y estudia un modelo constitutivo mecanobiológico basado en la teoría del daño mecánico para describir el comportamiento de los tejidos durante el proceso de distracción osteogénica (DO), particularizando en el tejido óseo regenerado en todo el proceso. El método utilizado para estudiar el comportamiento del modelo propuesto es la simulación numérica con empleo del método de elementos finitos, combinado con estudios experimentales publicados por otros autores. Se plantean las bases metodológicas para la simulación del proceso de DO en una mandíbula real, y se ejemplifican la modelación de la geometría, las condiciones de frontera y la calibración del modelo numérico. Para la modelación del tejido óseo, se emplea el modelo de remodelación ósea interna propuesto por la Universidad de Zaragoza, incorporándole los procesos biológicos. Es notable cómo entre los resultados derivados de la simulación numérica se observa una adecuada correspondencia, que ha permitido validar la utilización del método de elementos finitos para estudiar el proceso DO, así como apreciar fenómenos tenso-deformacionales que no pueden ser observados en experimentos reales. A partir de la combinación de la modelación y la estadística se han obtenido expresiones analíticas para mejorar la precisión en el pronóstico y posibilitar la experimentación en humanos. Se vinculan en una trilogía la modelación y simulación virtual, las técnicas de estocasticidad y la teoría de confiabilidad, un novedoso enfoque de investigación en la temática de modelación mecanobiológica.



Instituto Superior Politécnico

José Antonio Echeverría

cujae

**FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
GRUPO DE BIOMECÁNICA**

**Modelación matemática de la arteria aorta
utilizando el modelo viscoelástico fraccional de
Zener**

Tesis presentada en opción al grado científico de:

Doctor en Ciencias

Autor: Lic. Juan Enrique Palomares Ruiz, MSc.

Tutor: Prof. Tit., Ing. Melchor Rodríguez Madrigal,[†] Dr. C.

Co Tutor: Prof. Tit., Ing. Vladimir González Fernández, Dr. C.

Ciudad La Habana, Cuba a 24 de Agosto de 2015

Resumen

En la tesis se utiliza un modelo fraccional viscoelástico con la finalidad de caracterizar los fenómenos biomecánicos que se presentan en un segmento de arteria sujeta a los efectos ocasionados por el flujo sanguíneo. Inicialmente se obtiene la geometría de la arteria a partir de un conjunto de imágenes médicas. Al ser estas dos dimensionales se procede a construir la imagen tridimensional, identificando cada una de las tres capas constituyentes. Se delimitan las fronteras de las partes internas de la arteria, se realiza un proceso de construcción de las curvas utilizando splines y a partir de las mismas se construye la geometría de la arteria, la cual se puede exportar como sólido a un software especializado en la solución de problemas utilizando el método del elemento finito. Se determina la solución del modelo viscoelástico fraccional utilizando las funciones de Mittag-Leffler y la transformada de Laplace. Para la aplicación del modelo fraccional se emplean coeficientes mecánicos reportados en la literatura, sin embargo se realiza un proceso de determinación del orden fraccional adecuado utilizando un ajuste mediante el método numérico de Levenberg-Marquardt. Una vez que se cuenta con todos los parámetros necesarios se procede a obtener las funciones de comportamiento material. Por último se obtienen los coeficientes necesarios para su utilización en el software de elemento finito, empleando el módulo complejo. El mismo se descompone en su parte real e imaginaria y mediante el método numérico de Gauss-Kronrod se obtienen los valores resultantes del proceso de integración. Los datos son cargados en el software de elementos finitos junto con la geometría y las condiciones de frontera, logrando obtener la distribución de esfuerzos y el campo de deformaciones para el segmento de arteria.

INSTITUTO SUPERIOR POLITÉCNICO
"JOSÉ ANTONIO ECHEVERRÍA"
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA



**ALGORITMO PARA LA OBTENCIÓN DEL MODELO GEOMÉTRICO
DEL TEJIDO ÓSEO EN LAS ARTICULACIONES A PARTIR DE
IMÁGENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA**

**Tesis presentada en opción al grado científico de
Doctor en Ciencias Técnicas**

Autor: Ing. Dolgis Rainier Ortega Cardentey

Tutor: Prof. Titular Ing. Arsenio Miguel Iznaga Benítez. Dr. CT
Facultad de Ingeniería Mecánica
Instituto Superior Politécnico "José Antonio Echeverría"
La Habana. Cuba

Resumen

En la tesis se muestra un algoritmo que permite la obtención del modelo geométrico del tejido óseo compacto en las articulaciones partir de imágenes de tomografía computarizada. En este se combinan y realizan propuestas de mejoras en diferentes campos de la gráfica por computadoras: detección de contornos, problema de la correspondencia, reconstrucción tridimensional y corrección topológica. El intervalo de valores de las variables utilizadas, se obtuvo a partir de experimentos realizados en imágenes correspondientes a la articulación del cinturón del miembro inferior, articulación de la rodilla, articulación humeral y articulaciones de los pies. En estas, se enfocan los estudios actuales para la modelación biomecánica del cuerpo humano. Los resultados de la aplicación práctica del algoritmo propuesto se constatan a través de su comparación con los modelos geométricos realizados por expertos y con estudios recientes para la modelación geométrica automatizada de articulaciones. Los modelos geométricos obtenidos, tienen una precisión del $92\pm0,02\%$ respecto a los realizados por expertos; aspecto novedoso si se tiene en cuenta la no pérdida de información de interés.

Tesis de Maestría Defendidas

Análisis del comportamiento mecánico de un estent coronario recubierto durante la expansión. Ing. Osmel Pérez Acosta. Tutores: Melchor Rodríguez Madrigal, Tania Rodríguez Moliner. Defendida en Junio de 2015.



Implementación de las ecuaciones de Navier-Stokes bidimensionales para la determinación de los patrones de velocidad del flujo en los grandes vasos sanguíneos

por

Ing. ANNAMARIS OLMO VELÁZQUEZ

Tutores:

Dr. Melchor Rodríguez Madrigal

Dr. David Ernesto Marón Domínguez

**TESIS PRESENTADA EN OPCIÓN AL GRADO CIENTÍFICO
DE MASTER EN MODELACIÓN MATEMÁTICA APLICADA
A LA INGENIERÍA.**

La Habana, 2015



Departamento de Tecnología de Construcción de Maquinaria
Facultad de Ingeniería Mecánica

TESIS

Remodelación ósea a través de un modelo propuesto por Jacobs,
implementación en Abaqus

Autor: Ing. Henry Figueredo Losada

Tutor: Dr. Ing. Vladimir González Fernández

Presentada en el Instituto Superior Politécnico "José Antonio Echeverría"
Para la obtención del grado de Máster Ingeniería Mecánica.

Ciudad Habana, Abril de 2008

Impacto hemodinámico del sistema C-Pulse de asistencia cardiaca: estudio con un modelo arterial 1-D. Ing. Daimé Campos Arias. Tutor: Dr. Patrick Segers; Dra. Tania Rodríguez Moliner; Dr. David Ernesto Maron Domingue.

Trabajos presentados en eventos de prestigio internacional

FE-Compatible Reformulation of a Constitutive Model of the Arterial Wall Explicitly Accounting for Collagen Fiber Recruitment. 21st Congress of the European Society of Biomechanics, Praga, República Checa, 2015.



FINITE GROWTH ON BIOLOGICAL TISSUES

**Joan O'Connor Blanco¹, Lavinia M. Alves Borges¹, Fernando Pereira Duda¹
and Melchor Rodriguez Madrigal²**

¹ Federal University of Rio de Janeiro UFRJ, COPPE - PEM. Cidade Universitária, Centro de Tecnologia, Block G, Room G204. Ilha do Fundão 21941-972 Rio de Janeiro, RJ. Brazil.
joan@ufrj.br, www.mecanica.ufrj.br

² Higher Polytechnic Institute José Antonio Echeverría ISPJAE, Mechanical Engineering Faculty. Street 127 S/N. Marianao 15 Havana City, Cuba.
melchor@mecanica.cujae.edu.cu, www.cujae.cu

Key words: *Growth, Reabsorption, Continuum Mechanics.*

In this work is presented and reviewed the finite growth theory on biological tissues as an extension of growth theory for thermoelastic materials by meaning of stress induced growth within the context of continuum thermodynamics.

Governing equations for this kind of biological materials are also presented, using the basic balance laws: mass balance, linear and angular momentum balance and the mechanical energy balance (which express the first law of thermodynamics) The constitutive equations, which describes the material behavior and the thermodynamical considerations that restricts the constitutive equations in virtue of the second law, are also presented.

Studies of biological tissue behavior are also shown in an example of growth and reabsorption in the cardiovascular system due to a ventricular hypertrophy. In this example is described and analyzed how circumferential growth generates a residual stress distribution and how, using theses analysis, it is possible to predict a growth pattern in biological tissues. The model presented can be considered as a tool for medical applications in order to simulate growth and reabsorption processes in biological tissues.



THEORY AND SIMULATION OF STRESS-INDUCED GROWTH AND REMODELING IN BIOLOGICAL TISSUES: A PRELIMINARY STUDY

Joan O'Connor

Lavinia M. Alves Borges

Fernando Pereira Duda

joan@ufrj.br

lavinia@mecanica.ufrj.br

duda@mecanica.coppe.ufrj.br

Universidade Federal do Rio de Janeiro UFRJ, COPPE - PEM

Centro de Tecnologia Bloco I-Sala 231 Cidade Universitária-Ilha do Fundão, 21945-970,

Rio de Janeiro, Brazil

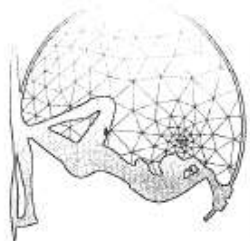
Melchor Rodriguez Madrigal

melchor@mecanica.cujae.edu.cu

Instituto Superior Politécnico "Jose Antonio Echeverria" ISPIAE, Calle 127 S/N. Marianao 15, Habana, Cuba

Abstract. *This work is composed of two parts. In the first part, it is presented a continuum theory for describing stress-induced growth and remodeling in biological tissues. The corresponding governing equations are obtained by combining the basic balances of the theory, namely balances for mass, linear and angular moment, and energy, with a constitutive theory compatible with the second principle of thermodynamics. In the second part, a preliminary study of the process of remodeling in the femoral bone is carried out. This is motivated by previous results obtained in the modeling of hip prostheses behavior inserted in this type of tissue by using the finite-element method. This study can be considered as a first approach to simulate growth and reabsorption in bone tissue submitted to loads in the develop of a computational tool for medical applications.*

Keywords: *Growth, Remodeling, Bone tissue, Hip prosthesis*



CILAMCE2014

XXXV IBERIAN LATIN AMERICAN CONGRESS
ON COMPUTATIONAL METHODS IN ENGINEERING
FORTALEZA - CEARÁ - BRAZIL | NOVEMBER 23-26, 2014

CERTIFICATE OF ATTENDANCE

The organizing committee certifies that

JOAN O'CONNOR

has attended the XXXV Iberian Latin American Congress on Computational Methods in Engineering, CILAMCE 2014, held in Fortaleza, Ceará, Brazil, from November 23rd to 26th, 2014.

Evarildo Parente Jr
Prof. Evarildo Parente Junior, Ph.D. Sc.
Chairman of CILAMCE 2014

PROMOTION



ORGANIZATION



UNIVERSIDADE
FEDERAL DO CEARÁ



SUPPORT



ASTEF



SECRETARIAT



SYSTEM


[Home](#) • [Contact Us](#)

[» Look Inside](#)

[» Get Access](#)

Chapter

VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014, Paraná, Argentina 29, 30 & 31 October 2014
Volume 49 of the series IFMBE Proceedings pp 203-207

Biomechanical trabecular bone behavior of calcaneus samples using finite element analysis and experimental tests

R. Cesar , J. O. Blanco, J. B. Castillero, R. Rodriguez-Ramos, M. E. Kunkel, C. A. M. Pereira, A. M. Netto, J. M. D. A. Rollo

[Buy chapter](#)

\$29.95 / €24.95 / £19.95 *


[Get Access](#)

* Final gross prices may vary according to local VAT.



Other actions

- [» Export citation](#)
- [» About this Book](#)
- [» Reprints and Permissions](#)
- [» Add to Papers](#)

Share



Abstract

A finite element model was built as a first approximation to the experimental compression tests of trabecular bone samples extracted from the calcaneus of human cadavers. The goal was to simulate and study trabecular bone behavior under load action and to propose a scaffold finite element model, which could represent the trabecular architecture with different porosity values.

Keywords

Calcaneus – Trabecular bone – Biomechanical behavior – Finite element – Scaffold

► [Supplementary Material \(0\)](#)

► [References \(0\)](#)

▼ [About this Chapter](#)

Title

Biomechanical trabecular bone behavior of calcaneus samples using finite element analysis and experimental tests

Book Title

» VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014, Paraná, Argentina 29, 30 & 31 October 2014

Topics

» [Biomedical Engineering](#)
» [Medical and Radiation Physics](#)
» [Biomaterials](#)

Keywords

Calcaneus
Trabecular bone
Biomechanical behavior
Finite element

Editors

[Ariel Braidot](#) ⁽⁶⁾
[Alejandro Hadad](#) ⁽⁷⁾

Editor Affiliations

6. Universidad Nacional de Entre Ríos, Facultad de Ingeniería - UNER
7. Universidad Nacional de Entre Ríos

Authors

Modelación y Simulación de Sistemas Biomecánicos Acoplados Utilizando el Método de Elementos Finitos. Aplicaciones en Ortopedia

Joan O'Connor Blanco¹, Melchor Rodríguez Madrigal², Héctor Calas³, Eduardo Moreno¹, Lorenzo Leija Salas³, and Enrique Palomares⁶

¹ Instituto de Cibernética Matemática y Física ICMFAF, Departamento de Física Aplicada, C. Habana, Cuba. joan@icmf.inf.cu

² Instituto Superior Politécnico "José Antonio Echeverría" ISPIAE, Grupo BIOMECA. Facultad Ingeniería Mecánica, C. Habana, Cuba

³ Instituto de Acústica Madrid, Madrid, España

⁵ Centro de Investigación y Estudios Avanzados (CINVESTAV) del Instituto Politécnico Nacional (IPN) México DF, México

⁶ Instituto Superior Tecnológico de Cajeme. ITESCA. Obregón Sonora. México

Abstract— Hip replacement, also known as hip arthroplasty, is a surgical procedure in which hip joint is replaced by an artificial implant. Its application is associated to different kind of diseases such as bone arthritis, rheumatoid arthritis and hip fractures. Modeling of biomechanical systems using the Finite Element Method (FEM) becomes in a powerful tool for orthopedics specialist in order to predict the prosthesis behavior under different circumstances. Also those models can contribute to evaluate the influence of different parameters in the successfully prosthesis lifetime as a computational predictive technique before a surgical intervention.

Geometrical model of the femoral bone considering cortical and spongy tissue domains were obtained from medical images and well dimensional standards establishes in orthopedics using *Splines* and *NURBS* curves and geometrical model of the prosthesis stem is obtained using CAD Design tools.

As a relevant and important result, a Three-Dimensional (3D) coupled structure-structure FEM model of the femoral bone considering cortical and spongy bone is presented and also is implemented a 3D FEM model with a prosthesis stem inserted which could be very helpful in the study of hip prosthesis biomechanical behaviour.

Palabras claves— Biomechanics, Orthopaedics, Hip Prosthesis, Finite Elements

I. INTRODUCCIÓN

La reacción ante los movimientos en la interfaz hueso-prótesis en prótesis de cadera producto de la acción de cargas durante la actividad motora, o Aseptic Loosening, es bien conocida por los especialistas en ortopedia, sin embargo, se ha probado que la relación existente entre las cargas aplicadas y la reacción consecuente a nivel de tejidos dentro del sistema Fémur-Cadera-Prótesis, es de difícil cuantificación; donde además, nos encontramos en presencia de un problema enormemente comprometido de forma múltiple con diferentes factores, desde la bio-compatibilidad de los materiales utilizados en los diferentes componentes de la prótesis, hasta la bio-funcionalidad del sistema protésico dentro de la compleja estructura biomecánica de la cadera y sometida a la acción de cargas estáticas y dinámicas durante la actividad motora [1]-[3]. La modelación matemática de sistemas biomecánicos con el empleo de la simulación por

el método de elementos finitos (MEF) ocupa un espacio importante y novedoso por su aplicación, como una potente herramienta de diagnóstico para los especialistas previo a una intervención quirúrgica. De forma general el MEF (sin caer en una descripción detallada del método), consiste en discretizar un dominio geométrico en pequeñas subunidades llamadas elementos que están interconectados entre sí mediante un número finito de puntos o nodos que a su vez están definidos por sus coordenadas globales. Luego se le asignan propiedades adecuadas de material a estos elementos, formando así un modelo matemático del comportamiento físico del sistema, que una vez establecidas las condiciones de frontera y el sistema de cargas se obtiene un gran volumen de información referente a esfuerzos, desplazamientos, deformaciones entre otras magnitudes, en las soluciones a las ecuaciones diferenciales que formulan dicho modelo y que respondan, obviamente, al principio adecuado de mecánica variacional [4], [5].

Así, el comportamiento de estos modelos bajo diferentes situaciones permite diagnosticar y evaluar la influencia de diferentes parámetros en los desplazamientos, deformaciones y esfuerzos generados a nivel tisular producto de la acción de cargas externas [6]-[9]. En este trabajo se presentan resultados obtenidos mediante simulación MEF de un modelo tridimensional (3D) de un fémur humano, obtenido geoméricamente a partir de imágenes médicas y estándares dimensionales (WDS) establecidos en ortopedia, con prótesis *FURLONG* insertada de tipo vástago, que será sometido a cargas producto del peso corporal en posición de apoyo bipodal.

II. MATERIALES Y METODOS

En resultados previos obtenidos por los autores en modelos 2D del sistema Fémur-Cadera Sana (FCS) y Fémur-Cadera-Prótesis (FCP) [10]-[12]; para el caso del modelo FCP, se encontraron cambios en la transmisión de cargas al hueso con respecto al modelo FCS, y fueron presentadas y discutidas una serie de zonas, consideradas importantes, por la peligrosidad de concentración de esfuerzos y máximas deformaciones, que pudieran contribuir a la detección de posibles fallos en este tipo de prótesis como la zona de máximas tensiones en la parte media del vástago y la conse-


Sign up / Log in
English
Academic edition




[Home](#)
[Contact Us](#)

 Look Inside
  Get Access

Chapter

V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011 May 16-21, 2011, Habana, Cuba
Volume 33 of the series IFMBE Proceedings pp 619-622

Modelación y Simulación de Sistemas Biomecánicos Acoplados Utilizando el Método de Elementos Finitos. Aplicaciones en Ortopedia

Joan O'Connor Blanco , Melchor Rodríguez Madrigal, Héctor Calas, Eduardo Moreno, Lorenzo Leija Salas, Enrique Palomares



 Look Inside

Buy chapter

\$29.95 / €24.95 / £19.95 *

Buy eBook

\$319.00 / €248.71 / £215.50*

 Get Access
 * Final gross prices may vary according to local VAT.

Other actions

- Export citation
- About this Book 
- Reprints and Permissions 
- Add to Papers 

Share





Abstract

Hip replacement, also known as hip arthroplasty, is a surgical procedure in which hip joint is replaced by an artificial implant. Its application is associated to different kind of diseases such as bone arthritis, rheumatoid arthritis and hip fractures. Modeling of biomechanical systems using the Finite Element Method (FEM) becomes in a powerful tool for orthopedics specialist in order to predict the prosthesis behavior under different circumstances. Also those models can contribute to evaluate the influence of different parameters in the successfully prosthesis lifetime as a computational predictive technique before a surgical intervention.

Geometrical model of the femoral bone considering cortical and spongy tissue domains were obtained from medical images and well dimensional standards establishes in orthopedics using *Splines* and *NURBS* curves and geometrical model of the prosthesis stem is obtained using CAD Design tools.

As a relevant and important result, a Three-Dimensional (3D) coupled structure-structure FEM model of the femoral bone considering cortical and spongy bone is presented and also is implemented a 3D FEM model with a prosthesis stem inserted which could be very helpful in the study of hip prosthesis biomechanical behaviour.

Palabras claves

Biomechanics – Orthopaedics – Hip Prosthesis – Finite Elements

Análisis y simulación de una vena como tejido biológico isotrópico

¹Palomares Ruiz Juan Enrique, ¹Suzuki Valenzuela Mario, ²O'connor Blanco Joan, ³Rodríguez Madrigal Melchor, ¹Zandoval Figueroa Alfredo,

²Centro de tecnología avanzada, Instituto Tecnológico Superior de Cajeme,

Carretera Internacional a Nogales km. 2, Ciudad Obregón, Sonora, MEXICO

Teléfono: 01 644 4108650 ext. 1603, jepalomares@itesca.edu.mx

² Instituto de Cibernética Matemática y Física, ICIMAF, La Habana, Cuba.

³ Instituto Superior Politécnico José A Echeverría, ISPIAE, La Habana, Cuba

teseo_32@mail.com, joan@icmf.inf.cu, melchor@mecanica.cujae.edu.cu, fzalfredo@hotmail.com

PALABRAS CLAVE: Distribución de esfuerzos; vena; tomógrafo axial computarizado; Comsol; Rhinoceros; isotrópico; anisotrópico.

NOMENCLATURA

E Módulo de Young (Pa)
 ν Coeficiente de Poisson (adimensional)
W Densidad de energía de deformación
F Gradiente de deformación
C1, C2 Constantes de material
I1, I2 Invariantes de esfuerzos

RESUMEN

El propósito del presente trabajo, consiste en conocer la forma en que se distribuyen los esfuerzos que generan las cargas, comúnmente presentes en una vena de cuerpo humano, utilizando un modelo geométrico creado con splines, mediante la obtención de imágenes por medio de un tomógrafo axial computarizado, para a su vez construir un modelo 3D con el software Rhinoceros, y posteriormente analizarlo en un software de elemento finito, donde se utiliza un modelo de comportamiento mecánico isotrópico con constantes experimentales, en lugar de uno anisotrópico, con la finalidad de poder simplificar el modelo.

ABSTRACT

The intention of the present work, it consists of knowing the form in which there are distributed the efforts that generate the loads, commonly present in a vein of human body, using a geometric model created with splines, by means of the obtaining image by means of a computerized axial tomography, in turn a model constructs 3D with the software Rhinoceros,

and later to analyze it in a software of finite element, where there is in use a model of mechanical behavior isotropic with experimental constants, instead of one anisotropic, with the purpose of being able to simplify the model.

INTRODUCCIÓN

El cuerpo humano está compuesto de materiales los cuales tienen un comportamiento mecánico difícil de comprender, esto al compararlos con materiales normalmente utilizados por el ingeniero con comportamientos hookeanos, los cuales pueden ser representados fácilmente, pero al referirse al cuerpo humano se debe tomar en cuenta de que los materiales son más complejos, éstos presentan comportamientos no lineales. En este artículo el tema principal de la investigación son los materiales del cuerpo como los tejidos blandos anisotrópicos.

En primera instancia se definirán los términos a los que se hará referencia para homogenizar criterios y direccionarnos a la misma posición, para lo cual se dirá que cuando se hable de tejidos biológicos blandos nos referiremos a un grupo de tejidos que une, soporta y protege a los organismos vivos, distinguiéndose de los tejidos duros (mineralizados) por su alta flexibilidad.

Estos tejidos blandos están compuestos por estructuras complejas reforzadas con fibras, las cuales dependiendo de sus propiedades mecánicas, de la concentración y disposición de elementos como la elastina, las fibras de colágeno y células musculares, tendrán comportamientos diferentes tanto como diferentes sean entre sí. Por otro lado la anisotropía está referida a los cambios en las propiedades mecánicas, térmicas y demás esto según la dirección en la que se examinen, o bien se refiere a que dependiendo de la dirección en

OTROS ARTÍCULOS

Modelo de remodelación ósea: un análisis computacional

Model of bone remodeling: a computed analysis

Henry Figueredo Losada^I; Vladimir González Fernández^{II}; Joan Batista Aguilar^{III}; Mikiya Muramatsu^{IV}; Angel Mario Felipe Garmendía^V

^IMSc. Ingeniero Mecánico. Asistente. Facultad de Mecánica, Grupo de Biomecánica, ISPJAE. La Habana, Cuba.

^{II}Doctor en Ciencias Técnicas. Ing. Mecánico. Profesor Titular. Facultad de Mecánica, Grupo de Biomecánica, ISPJAE. La Habana, Cuba.

^{III}Dr. en Ciencias Técnicas. Ing. Mecánico. Departamento de Mecánica, Universidad de Sao Paulo (USP), Brasil.

^{IV}Doctor en Ciencias Físicas. Departamento de Física General, Universidad de Sao Paulo (USP), Brasil.

^VEspecialista de II Grado en Odontología. Asistente. Departamento de Cirugía Maxilofacial, Hospital Pediátrico "Juan Manuel Márquez", Cuba.

RESUMEN

En este trabajo se tomó el modelo de remodelación ósea propuesto por Jacob (1994) y se implementó en un programa de elementos finitos con el empleo de una subrutina de usuario (UMAT), este se aplicó a un modelo 2D de un hueso genérico con un sistema de cargas para comprobar los efectos de la remodelación y las variaciones de los valores de densidad. Como parte del trabajo fueron creados 2 programas para el procesamiento de los datos, para un análisis de resultados fuera del programa de elementos finitos; se logró una apreciación cualitativa y cuantitativa de los resultados obtenidos.

Palabras clave: Biomecánica, elementos finitos, remodelación ósea.

ABSTRACT

This paper takes the bone remodeling model proposed by Jacob (1994) and is implemented in a finite element program using a user subroutine (UMAT), and applied to a 2D model of a generic bone with a system of charges to test the effects

OTROS AVALES


AVAL

El objetivo de la anatomía es presentar la descripción sistemática de la forma, estructura y las relaciones topográficas entre los órganos y las diferentes partes del cuerpo humano. A pesar de existir la descripción exacta de los órganos y sus sistemas, en los *softwares* utilizados en cada estudio, existe aún la posibilidad de realizar mejoras en estos para una adecuada comprensión gráfica.

La investigación presentada por el Ing. Dolgis Rainier Ortega Cardentey permite la descripción más exacta del tejido óseo, lo cual posibilita sin lugar a dudas, que se tengan cada vez mayores posibilidades para optar por decisiones científicamente correctas con los pacientes.

El *software* desarrollado permite la observación tridimensional de las regiones articulares y la separación de éstas en sus elementos constitutivos, cosa que no es posible con el *software* actualmente empleado en el cual solo pueden verse las articulaciones en su total y no cada segmento óseo por separado, con lo cual es posible el diagnóstico en articulaciones complejas así como el diagnóstico de enfermedades difíciles de observar en radiografías planas y estudios tomográficos.

Los resultados presentados además de su aplicación práctica en la investigación biomecánica, permiten su utilización en la educación y planificación de cirugías de alta complejidad.


Dr. Juan M. Díaz Quezada
Profesor a la Universidad de Ciencias Médicas
Facultad General Calixto García
Jefe del servicio de Ortopedia y Traumatología
Hospital General Calixto García

AVAL

Para tesis presentada en opción al grado científico
del Doctor en Ciencias Exactas Ing Dolgis Ramirez Ortega
Conducente. Titulada Algoritmo para la obtención
del modelo geométrico del tejido óseo en sistemas
articulares de imágenes de tomografía computarizada
realizando una lectura y análisis del trabajo podemos
referir que contar con un software capaz de remodelar
geométricamente sistemas articulares, manteniendo la
variación del error en un rango permisible y al mismo tiempo que reduzca el tiempo de procesamiento,
permitirá obtener modelos geométricos de este
individuo con mayor velocidad.

En lo antes planteado consideramos interesante
esta investigación y la considero debe ser aprobada.

Es todo cuanto comunico para su conocimiento
y efectos.

Les saluda

7/4/15

Dr. Rivaldo Suarez Jaquez
Jefe Depto. Radiología
Profesor auxiliar UH. FCBM



To whom it may concern

Your reference

Our reference
RV-1502

Date
September 7, 2015

Dear Sir/Madam

I am writing this letter to express my appreciation for the PhD research of Dolgis R. Ortega.

Over the last ten years researchers in the field of computational biomechanics have made great progress in the simulation of the mechanics of the human body and the interaction of human tissues with implanted medical devices. There is now an opportunity, and a need, to bring some of these results to the clinical practice, and thus to improve medical procedures for the benefit of mankind. I am personally involved in such efforts through a spinoff company (FEops) from Ghent University, Belgium.

Our geometrical models are usually patient specific and need to be built from medical images. This often takes many hours of manual labor, with huge backdraws: it is difficult to respond swiftly to questions from the medical doctors, it is nearly impossible to run the comprehensive clinical trial studies required to validate the simulation methods, and the manual work forms a source of unknown error and variability, reducing the confidence in the results. Therefore, there is a wide interest in the community for methods that help in automatizing the creation of geometrical models from medical images.

This is where the PhD research work of Dolgis R. Ortega fits in. Its important contributions are: first, the automatic segmentation of the images obtained by current medical imaging techniques such as CT, allowing the automatic creation of a 3D geometrical model of the selected tissues; and second, a procedure for the automatic cleanup and repair of some typical defects found in 3D models generated manually or by other (semi-)automatic procedures. While often unimportant for visualization, these defects hinder or invalidate the use of the models in numerical simulation of their behavior.

We have no doubt that this work is a valid and very welcome expansion of the tools currently available. It will help us and others to proceed on the path of automatization of simulations involving living tissues.

Sincerely



Prof. Benedict Verhegghe

Avales de Instituciones Participantes

uw kenmerk

ons kenmerk
PS/15/2110

datum
21-10-2015

contactpersoon

e-mail
patrick.segers@UGent.be

tel. en fax
T +32 9 332 3486
F +32 9 332 4159

Letter of commitment

With this letter, we formally confirm that we agree to participate to the application of prof. Tania Rodriguez Moliner for the Cuban Science Academy Award with to project "Modelacion computacional empleada en aplicaciones medicas"/Computer modeling for medical applications)

Gent, October 21th, 2015

Sincerely,



Prof. dr. ir. Patrick Segers
Prof. dr. ir. Benedict Verhegghe



2015: Año del Empleo
Cd. Obregón, Sonora; a 22 de octubre de 2015.

Ref.: DA702-2015

ACADEMIA DE CIENCIAS DE CUBA,
Presente.

Por medio del presente reciba un cordial saludo, de igual manera me permito manifestar la total conformidad de que el Instituto Tecnológico Superior de Cajeme forme parte y participe en el PREMIO NACIONAL DE LA ACADEMIA DE CIENCIAS DE CUBA, a través del proyecto denominado "Modelación computacional empleada en aplicaciones médicas", en el cual colabora el Mtro. Juan Enrique Palomares Ruiz, quien es profesor de nuestra institución, cabe aclarar que el proyecto en mención forma parte de su formación doctoral.

Sin más por el momento, quedo a sus órdenes para cualquier aclaración sobre el particular.

Atentamente,
"Casa Abierta al Tiempo y a las Ideas"

LIC. MIGUEL MEDINA SALDAÑA,
Director Académico.

mmedina@itesca.edu.mx
Línea directa: +52 (644) 4108650
Extensión: 1150

C.c.p.: Archivo.



SONORA
BENEFICIO, CRECIMIENTO
Y DESARROLLO

SEC. SECRETARÍA DE EDUCACIÓN Y CULTURA
Blvd. Luis Donaldo Colosio Fiscal | Tel. +52 (662) 389-7000
Hermosillo, Sonora, México | www.sec-sonora.gob.mx

Lavinia Maria Sanabio Alves Borges
Centro de Tecnologia - Bl. G - Sala G204
Caixa Postal 68503

Cidade Universitária - Rio de Janeiro - RJ
BRASIL - 21945-970
lavinia@mecanica.coppe.ufrj.br
Tel.: (+55)(21) 3938 8382
Fax.: (+55)(21) 3938 8383

Rio de Janeiro, 27 de outubro de 2015

Ilmo. Sr.
Decano Faculdade Engenharia Mecânica do
Instituto Superior Politécnico "Jose Antonio Echeverria" - ISPJAE

Prezado Professor,

Declaramos que temos interesse e concordamos em participar do Prêmio da Academia de Ciências de Cuba no âmbito do trabalho "**Modelación Computacional empleada em aplicaciones médicas**", como uma das instituições parceiras e integrantes do conjunto de pesquisadores que contribuíram para o desenvolvimento desta linha de pesquisa e dos resultados apresentados.

Os resultados de pesquisa apresentados pela nossa instituição são decorrentes do acordo de colaboração CAPES/MES, denominado "Estados Limites em mecânica dos sólidos e sua aplicação em biomecânica e sistemas mecânicos", estabelecido entre o programa de Engenharia Mecânica da UFRJ e a Faculdade de Engenharia Mecânica do ISPJAE.

Atenciosamente,


Lavinia Maria Sanabio Alves Borges