Instituto Nacional de Bioingeniería

INFORME DE ACTIVIDADES (enero-diciembre 2015)

Elaborado por: Prof. Yomar González
Coordinador de Investigación

Caracas, febrero 2016

Índice **Pág**

1. Organización 3
2. Personal docente e investigador 4
3. Personal administrativo, técnico y de servicio 5
4. Centros de Investigación 6
5. Líneas de Investigación 6
6. Proyectos I+D nacionales 7
7. Proyectos I+D internacionales 42
8. Gestión administrativa de proyectos financiados 47
9. Productos
   - 9.1. Artículos en revistas 48
   - 9.2. Artículos en eventos científicos 49
   - 9.3. Trabajos de Grado y Pasantía 50
   - 9.4. Monografías y libros 52
10. Proyectos de investigación y desarrollo propuestos para el próximo año 52
11. Actividades de extensión 54
12. Conferencias invitadas 54
13. Propuestas presentadas 54
14. Seminarios dictados en el Instituto 55
15. Organización de eventos, simposios y cursos 56
16. Docencia dictada 56
17. Pertenencia a comités de prestigio 57
18. Premios y distinciones 58
19. Cooperación y convenios internacionales 58

1. Organización

El Instituto está adscrito al Vicerrectorado Académico de la UCV y tiene el siguiente organigrama:

Responsables de las unidades/departamentos/coordinaciones (enero 2015 - julio 2015)

Nombre	Cargo
Prof. Miguel Cerrolaza	Director
Prof. Yomar González	Coordinación de Postgrado
Prof. Yomar González	Coordinación de Investigación
Prof. Miguel Martín	Coordinación del CEVIM
Prof. Yomar González	Coordinación del CISNANO
Prof. César González	Coordinación del CECTEM
Lic. Luis Sánchez	Unidad administrativa
Elizabeth Salinas	Secretaria
Norelis de la Cruz	Secretaria

Responsables de las unidades/departamentos/coordinaciones (julio 2015 - fecha actual)

Nombre	Cargo
Prof. César González Fuentes	Director
Prof. Gladys Uzcátegui	Coordinación de Postgrado
Prof. Yomar González	Coordinación de Investigación
Prof. Miguel Martín	Coordinación del CEVIM
Prof. Yomar González	Coordinación del CISNANO
Prof. César González	Coordinación del CECTEM
Lic. Luis Sánchez	Unidad administrativa
Elizabeth Salinas	Secretaria
Norelis de la Cruz	Secretaria

2. Personal docente e investigador

Profesores adscritos al INABIO

Nombre y Apellido	Dedicación al Inabio	Escalafón	Formación
Yomar González	Exclusiva	Agregado	Ing. Mecánico, Dr.Cs.
Everling Dávila	Exclusiva	Asistente	Ing. Polímeros, M.Sc.
Leyde Briceño	Exclusiva	Asistente	Ing. Industrial, M.Sc.
Vannessa Duarte	Exclusiva	Asistente	Ing. en Informática
Félix Nieto	Exclusiva	Instructor	Lic. Matemática, M.Sc.
Gladys Uzcátegui	Exclusiva	Asistente	Odontólogo, M.Sc.
Liseth Valencia	Exclusiva	Asistente	Lic. Matemáticas, M.Sc.
Yeni Sánchez	Exclusiva	Instructor	Lic. en Física
Kathiuska Díaz	Exclusiva	Instructor	Lic. en Física
Leidys Molina	Exclusiva	Instructor	Lic. en Biología, M.Sc.

Profesores e investigadores asociados al INABIO

Nombre y Apellido	Dedicación al Inabio	Escalafón	Formación
Othman Falcón	Convencional	Agregado	Ing. Mecánico, M.Sc.
Omaira Rodríguez	Exclusiva	Asociado	Lic. en Computación, M.Sc.
Miguel Martín	Exclusiva	Titular	Lic. en Física, Ph.D.
Miguel Cerrolaza	Exclusiva	Titular	Ing. Civil, Dr.I.
César González	Exclusiva	Asociado	Traumatólogo, M.Sc.

Profesores colaboradores del INABIO

Nombre y Apellido	Dedicación al Inabio	Escalafón	Formación
Rafael M. Landrove	Convencional	Titular	Lic. en Física, Ph.D.
Eduardo Romero	Exclusiva	Titular	Médico Cirujano, Ph.D.
Marcel Rupcich	Convencional	Agregado	Ortopedista, Esp.
Roberto Curiel	Convencional	Agregado	Cardiólogo, M. Sc
Simón Morales	Exclusiva	Asociado	Ing. Electrónico, Dr. C.
Rafael Paiva	Convencional	Asociado	Traumatólogo, M.Sc
Manuel Martínez	Exclusiva	Titular	Ing. Mecánico, Ph.D.
Rodolfo Miquilarena	Exclusiva	Titular	Internista, M.Sc.
Marcelo Alfonzo	Exclusiva	Titular	Traumatólogo, PhD.
Ana María Acevedo	Exclusiva	Titular	Odontóloga, PhD
Enrique Falcón	Convencional	Asociado	Traumatólogo, M.Sc
Federico Brito	Exclusiva	Agregado	Odontólogo, M.Sc.
Luis León	Exclusiva	Titular	Matemático, PhD
Juan Guevara	Exclusiva	Titular	Matemático, Dr.C.
José Adolfo Cedeño	Parcial	Investigador	Odontólogo

3. Personal administrativo, técnico y de servicio

Nombre y Apellido	Cargo	Dedicación al Inabio
Luis Jaimes	Chofer	Exclusiva
Luis Sánchez	Contador	
Norma Mejías	Mantenimiento	
Franklin Soto	Mantenimiento	
Francisco Urbina	Mantenimiento	
Francisco Marcano	Jardinería	
Norelys de la Cruz	Secretaria	
Rosángela Dávila	Archivo y correspondencia	
Duán León	Mensajería	
Elizabeth Salinas	Secretaria	
María Aguiar	Informática	Parcial

4. Centros de investigación

Actualmente existen 4 Centros de Investigación con objetivos generales distintos:

1. CISNANO: Promover el desarrollo de la micro y nanociencia y la nanotecnología.
   Coordinador: Prof. Yomar González.
2. CITPRO: Promueve la búsqueda y perfeccionamiento del conocimiento tecnológico en diseño mecánico y metodologías de fabricación, con la finalidad de obtener un proceso de optimizado que culmine en la factibilidad de producción a bajo costo de los dispositivos diseñados.
   Coordinador propuesto: por definir.

3. CEVIM: Promueve el desarrollo de tecnología de software para el tratamiento y visualización de imágenes médicas.
   Coordinador: Prof. Miguel Martín.
4. CECTEM: Promueve el desarrollo de nuevas técnicas y procedimientos durante las fases de ensayos mecánicos y validación numérica y experimental, que permitan el funcionamiento de un prototipo o dispositivo médico final (prótesis, sistemas de fijación, etc.).
   Coordinador: Prof. Cesar González.

Los Centros de Investigación están conformados de la siguiente manera:

CISNANO		**CITPRO**		**CEVIM**		**CECTEM**	
integrante	*perfil*	*integrante*	*perfil*	*integrante*	*perfil*	*integrante*	*perfil*
Y. González	Mecánica	E. Dávila	Polímeros	L. Briceño	Industrial	G. Uzcátegui	Odontología
L. Molina	Biología	Y. Sánchez	Física	V. Duarte	Informática	E. Romero	Medicina
F. Nieto	Matemática	E. Falcón	Medicina	K. Díaz	Física	M. Rupcich	Medicina
L. Valencia	Matemática	J. Cedeño	Odontología	M. Landrove	Física	C. González	Medicina
M. Cerrolaza	Civil	R. Caballero	Materiales	O. Rodríguez	Computación	*Sin definir*	*Sin definir*
M. Martínez	Mecánica	O. Falcón	Mecánica	S. Morales	Eléctrica	--	--

5. Líneas de investigación

CISNANO (Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología**)**	Desarrollo de modelos matemáticos
	Simulación de fenómenos biológicos
CITPRO(Centro de Investigación en tecnologías de Producción**)**	Desarrollo de dispositivos biomédicos
	Gestión hospitalaria y asistencia médica
CECTEM(Centro de Ensayos Clínicos y Técnicas Médicas**)**	Desarrollo de biomateriales
	Análisis y caracterización de tejidos
	Robótica médica
CEVIM(Centro de de Visualización de Imágenes Médicas**)**	Procesamiento de imágenes
	Modelos de crecimiento tumoral
	Registro y fusión de imágenes médicas
	Bioimpresión (impresión 3D)
	Realidad Virtual y realidad aumentada
	Aplicación de técnicas de visualización y análisis de imágenes
	Código genético

6. Proyectos I+D nacionales en curso

6.1. Desarrollo de dispositivos odontológicos para el tratamiento de afecciones bucales: mejoramiento de la salud bucal de comunidades de bajos recursos.

Responsable: Prof. Y. González, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

G. Uzcátegui, Centro de Ensayos Clínicos y Técnicas Médicas (CECTEM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV

Prof. M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE)

W. Carrero, Centro de Investigación en tecnologías de Producción (CITPRO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

J. Cedeño, Centro de Investigación en tecnologías de Producción (CITPRO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

I. Sánchez, Centro de Física del Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (IVIC).

Línea de Investigación: Desarrollo de dispositivos biomédicos.

Financiamiento: Fondo Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (FONACIT), Proyecto de Grupo PEII Nº 2012000967 (convocatoria 2011-2012)

Objetivo general: Mejorar la salud bucal de pacientes de bajos recursos mediante el desarrollo de dispositivos odontológicos para tratamiento de afecciones bucales.

Resumen:

La pérdida parcial o total de dientes, las fracturas y tumores en la región mandibular, el apretamiento dental y sus consecuencias, pueden ser tratadas con dispositivos desarrollados en nuestro país, permitiendo además de abaratar los costos de los tratamientos, formar recursos humanos y fomentar la independencia tecnológica nacional en el área biomédica. Por medio de las investigaciones relacionadas con este proyecto se propondrán prototipos de dispositivos para el tratamiento de afecciones bucales entre los que destacan: implantes dentales para sustituir dientes, placas de fijación rígida para fracturas y reconstrucciones mandibulares, férulas ortostáticas para pacientes con apretamiento dental diseñadas a partir de análisis de oclusión personalizados, y distractores para generar hueso en zonas donde faltan dientes. Con la producción de estos dispositivos en el país se mejoraría la salud bucal de personas de bajos recursos y alta vulnerabilidad y con ello su calidad de vida.

Los alcances obtenidos comienzan con la determinación de las cargas fisiológicas para el diseño de distractores alveolares (figura 4.1.1a), mediante el desarrollo e implementación de un sensor basado en galgas extensométricas. En el primer grupo de fuerzas musculares, se registraron aquellas inducidas por la retracción del músculo orbicular del labio. El segundo grupo de fuerzas musculares medido fue el producido por la lengua sobre la cara lingual (interior) del sensor (figura 4.1.1b), y el tercer grupo que se registró en este ensayo con el sensor de cargas, fue el estado combinado de cargas como resultado de la vocalización del paciente.

Seguidamente, se logró determinar las fuerzas de mordida en la masticación humana para el diseño de implantes dentales mediante el desarrollo de un dispositivo para obtener mediciones óptimas y dinámicas de las fuerzas oclusales, basado en un sensor de fuerza piezoresistivo, para determinar y optimizar la resistencia de un implante dental.

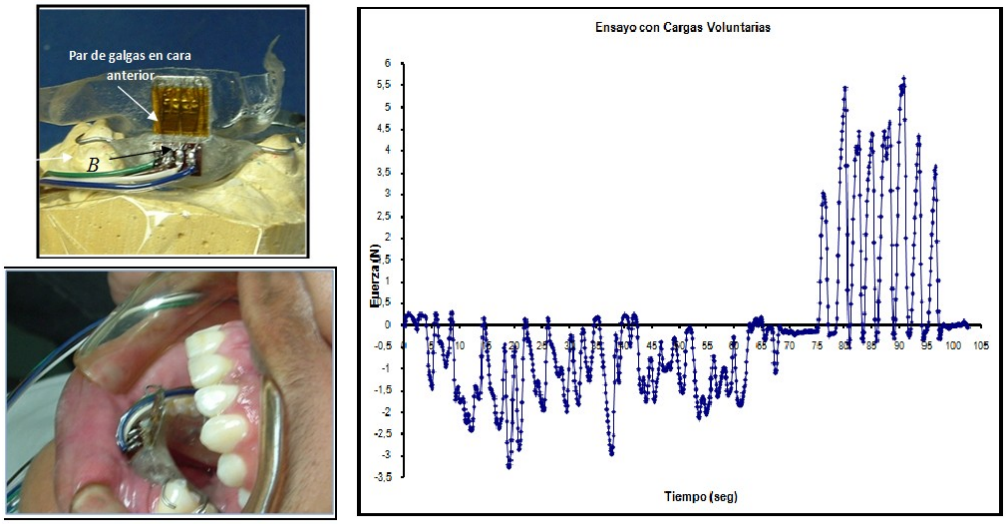
Otro alcance logrado fue la propuesta de nuevo implante dental (figura 4.1.2A y C)mediante el análisis tridimensional por elementos finitos del comportamiento mecánico en los distintos componentes del sistema de implante dental (figura 4.1.2B) y del hueso de soporte ante las cargas simuladas de masticación, y se estudia el tiempo de vida estimado del implante considerando su límite de resistencia.

Adicionalmente, se desarrolló distractor alveolar (DOA), el cual se caracteriza por ser un dispositivo temporal que puede estar implantado por un período de 1 mes a 2 meses aproximadamente. El distractor fue modelado en acople con aproximaciones de estructuras óseas seleccionadas (figura 4.1.3a)obtenidas de secciones tomográficas, data que también permitió la discriminación entre hueso esponjoso y cortical, y la posterior simulación computacional 3D por el método de los elementos finitos (figuras 4.1.3c y d).Los resultados cuantitativos en términos de tensiones permiten probar la estabilidad del DOA usando un adecuado criterio de falla.

Otros alcances de este proyecto incluyen:

- Diseño de un prototipo de placa de fijación para tratamiento de fracturas mandibulares simples.
- Estudio de fatiga en implantes dentales.
- Simulación computacional de la respuesta mecánica del implante ante un medio poroso.
- determinación de la influencia de variaciones en el hueso soporte sobre el comportamiento biomecánico de un implante dental.

Resultados principales:



(a) **(b)**

Figura 4.1.1. (a) Determinación de las cargas fisiológicas para el diseño de distractores alveolares, (b)Fases de activación del sensor por cargas inducidas en boca voluntariamente.

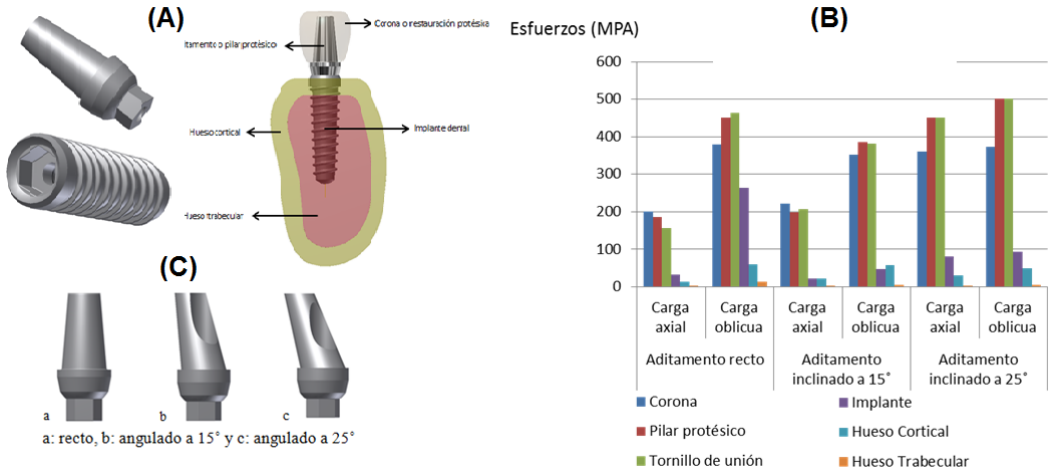


Figura 4.1.2. (A) Diseño de implante dental con hexágono interno y ensamblaje del implante, (B) Comparación de concentraciones de esfuerzos en las distintas partes del modelo según cada caso de aditamento protésico, (C) Aditamentos protésicos o abutments inclinados.

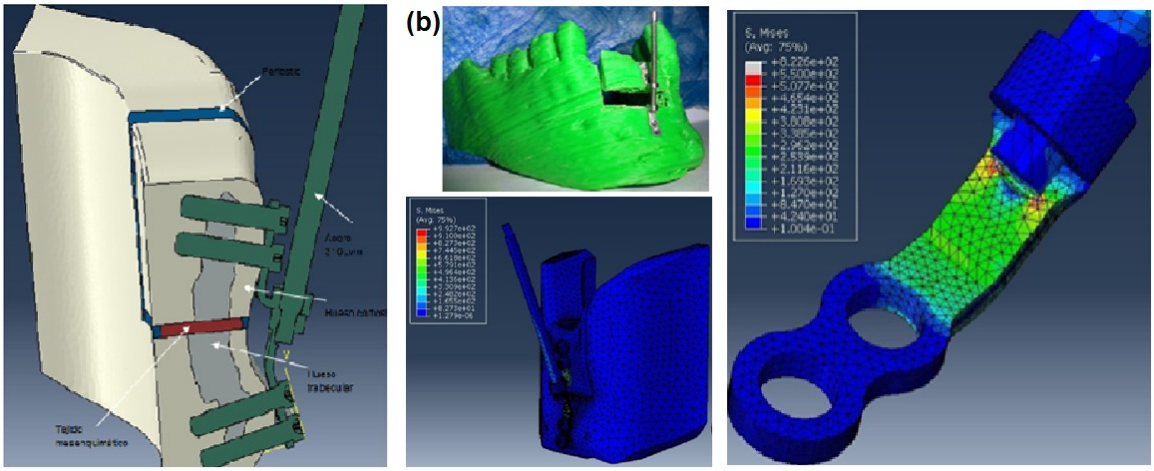


Figura 4.1.3. (a) Diseño y modelado del DOA, (b) Vista anterior de la geometría de la mandíbula generada por prototipado rápido y el prototipo DOA instalado. Simulación del comportamiento mecánico: (c) Tensiones de von Mises en el modelo simulado en fase inicial (MPa), (d) Tensiones de von Mises en la placa base (MPa)

6.2. Reconstrucción del sistema anatómico del cuerpo.

Responsable: Prof. M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE)

Participantes:

L. Briceño, Centro de de Visualización de Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV

F. Nieto, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Y. Sánchez, Centro de Investigación en tecnologías de Producción (CITPRO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).
Línea de Investigación: Procesamiento y visualización de imágenes.
Financiamiento: Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.
Objetivo general: Desarrollar una metodología de reconstrucción 3D para órganos y estructuras biológicas multiescala para el análisis del cuerpo humano, basada en software GID.

Resumen:

Este desarrollo es parte del proyecto BodyGID (Representación multiescala y análisis del cuerpo humano) propuesto por el Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE) y en cuyas actividades, participan las diversas Aulas-CIMNE a nivel mundial, entre ellas, el Aula CIMNE-Inabio.

BodyGiD es un entorno virtual modular creado para la representación geométrica y simulación del comportamiento mecánico y fisiológico de componentes del cuerpo humano, incluyendo la inserción de implantes y su interrelación con el entorno. La aplicación almacena información de cada uno de los componentes corporales, lo cual se puede personalizar obteniendo datos de manera gráfica, unificada y estructurada para que los usuarios consigan una mejor interpretación de los datos clínicos para establecer un diagnóstico.

La contribución del Inabio se centra en la obtención de modelos completos de estructuras parametrizadas del cuerpo humano en 3D, con la capacidad de ser modificado según el requerimiento del usuario, adaptándose así a la morfología, anatomía y fisiología del paciente.

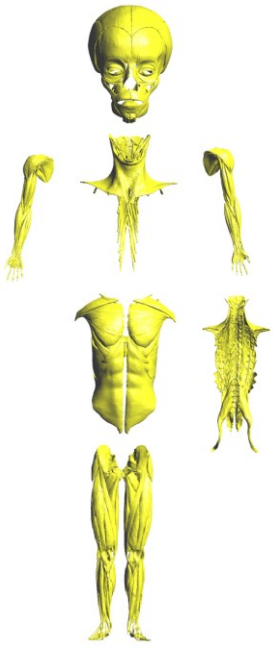


Figura 4.2.1. Visualización de los subsistemas musculares

Las imágenes originalmente tomadas en formato ".obj", se convierten en archivos ".stl" para ser tratadas con el objeto de reparar imperfecciones en la geometría, eliminar intersecciones, implementar técnicas de suavizado y generar una malla que defina al sólido correctamente. Seguidamente se aplican operaciones booleanas para obtener elarchivo ".dxf", formato característico de la aplicación GID. Es en esta aplicación donde la nueva malla (modelo) vuelve a ser procesada para convertir las imágenes en sólidos fácilmente manipulables.

Otros alcances de este proyecto, como parte de la cooperación del inabio son:

- Culminación de la reconstrucción del sistema cardiovascular, eliminando las intersecciones entre los componentes.
- Culminación del ensamblaje del sistema muscular e inicio de la clasificación de los grupos musculares.
- Parametrización anatómica de la mandíbula.

6.3. Estudio de la pendiente tibial como factor de riesgo de la lesión del ligamento cruzado

Responsable: Prof. L. Briceño, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

Y. Sánchez, Centro de Investigación en Tecnologías de Producción (CITPRO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

L. Briceño, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Y. González, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

A. Rangel, Traumatólogo, Clínica El Ávila, Caracas.

Línea de Investigación: Procesamiento y visualización de imágenes.

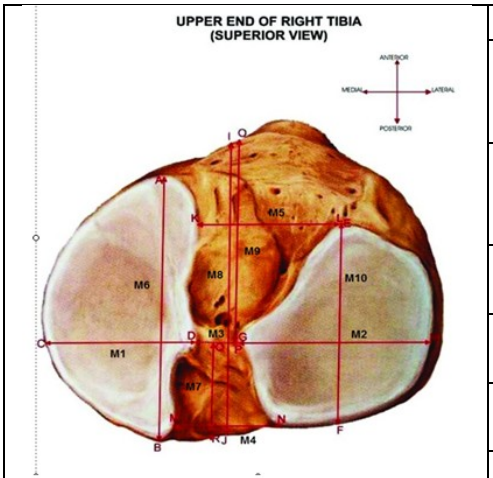
Financiamiento: Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Objetivo general: Estudiar la influencia de la pendiente tibial como factor de riesgo de lesiones en la rodilla.

Resumen:

Esta investigación se basa en el modelado geométrico de la meseta tibial en función de parámetros morfométricos, con el fin de obtener un modelo que permita en trabajos posteriores estudiar la influencia de esta estructura en las lesiones del ligamento cruzado. El modelado se fundamenta en superficies B-Splines de producto tensorial, para lo cual se desarrollaron rutinas en el software matlab que permiten generar las superficies, a partir de una nube de puntos obtenida de relaciones paramétricas entre las medidas morfométricas de la meseta tibial. Una vez que se ha generado la superficie se convierte a formato ".dxf" y se exporta al software GiD para el proceso que permitirá la realización de los análisis correspondientes.

Un conjunto de rutinas escritas en Matlab (R2012a) permiten generar las superficies de producto tensorial, que se obtienen de relaciones paramétricas entre las medidas morfométricas (figura 4.3.1) de la tibia y las coordenadas (x,y,z). Para obtener las medidas morfométricas se emplea el software GiD, tomando como referencia el trabajo de Gandhi (2014).Una vez que se ha generado la superficie (Figura 4.3.2a) se convierte a formato ".dxf", se exporta al software GiD y se crea el volumen del sólido que será usado en un software CAD-CAE.



Medida	Descripción
M6 y M1	Medida anteroposterior y transversal de la superficie articular superior del cóndilo media
M10 y M2	Medida anteroposterior y transversal de la superficie articular superior del cóndilo lateral
M8	Medida anteroposterior del área intercondilar
M5	Medida transversal del área intercondilar
M3	Medida transversal del área intercondilar en el extremo anterior
M4	Medida transversal del área intercondilar en el extremo posterior
M9 y M7	Medida anteroposterior del área intercondilar anterior y posterior

Figura 4.3.1. Medidas paramétricas para el estudio de la pendiente tibial

Resultados principales:

La metodología desarrollada permite generar el volumen y la malla volumétrica de estructuras óseas parametrizadas, obteniendo como resultado la parte superior de la meseta tibial.La herramienta desarrollada genera un conjunto de superficies (parches) las cuales se conectan con continuidad C2, lo que garantiza la suavidad de la superficie reconstruida (figura 4.3.2b). El modelo paramétrico ajusta las diferentes curvaturas de la meseta tibial como se puede apreciar en la figura 4.3.2c, detallando los cóndilos medial y lateral además de la cima intercóndilar.

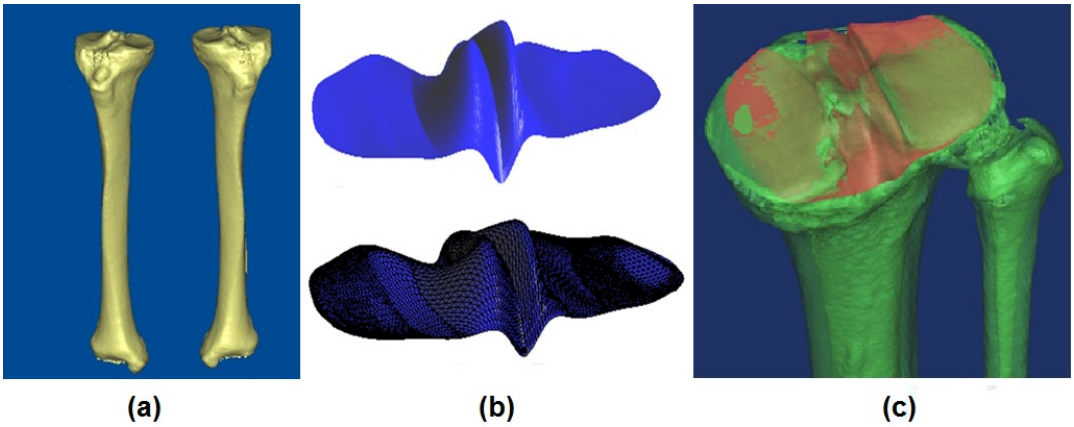


Figura 4.3.2. (a) Reconstrucción de la estructura ósea para tomar las medidas M1 a M10, (b) Geometría parametrizada, (c) Comparación entre la estructura paramétrica y la reconstrucción tridimensional a partir de datos tomográficos.

6.4. Diseño y construcción de un brazo de asistencia robótica

Responsable: Prof. V. Duarte, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

Y. Sánchez, Centro de Investigación en tecnologías de Producción (CITPRO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

O. Castillo, Escuela de Ingeniería Mecánica UCV.

C. Meriño, Escuela de Ingeniería Mecánica UCV.

R. Miquilarena, Instituto de Cirugía Experimental, UCV.

Línea de Investigación: Robótica médica.

Financiamiento: Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Objetivo general: Diseñar un brazo de asistencia robótica de uso académico para cirugía laparoscópica.

Resumen:

Como parte de un proyecto más amplio, en el presente trabajo se construyó un prototipo de asistente robótico para manejo de la cámara en cirugía laparoscópica. Partiendo de la investigación realizada, se definieron las directrices que el robot debía cumplir respecto a la cinemática, entre otros aspectos. Uno de los alcances era reducir el costo con respecto a otros dispositivos en el mercado, y para tal fin se implementaron tácticas de diseño que incluyeron la aplicación de contrapesos y resortes, disminuyendo los requerimientos de torque por parte de los accionamientos, aminorando los costos. Se realizó una selección de materiales y un análisis de esfuerzos sobre las piezas

propuestas con ayuda del método de elementos finitos. Se desarrolló e implementó la cinemática directa y la cinemática inversa sobre el robot que además posee articulaciones no accionadas, desarrollando un programa que permite que el operador del robot pueda controlar la cámara del laparoscopio mediante seis órdenes establecidas, insertándolas en un ordenador portátil conectado al robot. El robot fue sometido a pruebas para verificar su funcionalidad satisfaciendo los objetivos propuestos e identificando al mismo tiempo aspectos mejorables.

Resultados principales:

Se muestran el diseño de los eslabones del robot (figura 4.4.1a). Las partes están representadas de la siguiente manera: la base en textura de madera (marco de referencia inercial), el conjunto columna-base giratoria conformada por las piezas de color amarillo, el eslabón 1 conformado por las piezas de color anaranjado, el eslabón 2 conformado por las piezas de color rojo y el efector final, conformado por dos piezas articuladas y sin accionar, sujetando al laparoscopio, en color gris.

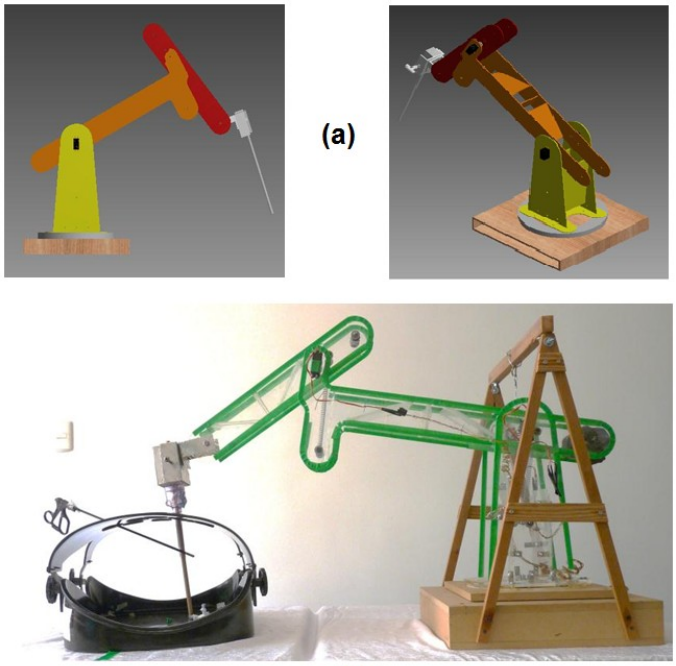


Figura 4.4.1. (a) Vista lateral e isométrica del modelo computacional propuesto, (b) Prototipo del robot construido.

En este proyecto se logró el diseño de un prototipo de brazo robótico para la asistencia en la cirugía laparoscópica que eventualmente pueda disminuir el error humano por cansancio o falta de comunicación, especialmente en el manejo de la cámara (figura 4.4.1b). Para ello se identificaron los parámetros para la selección y el desarrollo del modelo planteado, consistiendo en: grados de libertad, cumplimiento del área de trabajo, dimensiones, forma, resistencia ante los esfuerzos relacionados con la cámara, material, peso, accionamientos, control y costos, garantizando que el diseño final sea superior en estos aspectos al resto de las soluciones propuestas. Se realizó un diseño en un programa CAD el cual se analizó con el método de elementos finitos y se generó un diseño final en donde se modificaron los eslabones y la inclusión de distintos tipos de motores para lograr el accionamiento adecuado en una sala de cirugía. Para

lograr los movimientos se hicieron los cálculos de cinemática directa e inversa para dicho prototipo. Se construyó un prototipo que permite el manejo de la cámara en un simulador de cirugía laparoscópica y se logró determinar las modificaciones necesarias para poder incluirlo en una cirugía real.

6.5. Estudio y caracterización de biomateriales de producción nacional para aplicaciones de traumatología y ortopedia

Responsable: Prof. V. Duarte, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

E. Dávila, Centro de Investigación en tecnologías de Producción (CITPRO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Y. González, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).

Línea de Investigación: Desarrollo de biomateriales.

Financiamiento: Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico (CDCH-UCV), proyecto individual PI-21-8193-2011/1

Objetivo general: Desarrollar y caracterizar biopolímeros de producción nacional para la fabricación de dispositivos ortopédicos biodegradables, órtesis y andamios para regeneración ósea con propiedades físicas, químicas y mecánicas adecuadas, que permitan el tratamiento de pacientes de escasos recursos que han sufrido pérdida total o parcial de tejido óseo a causa de accidentes o patologías.

Resumen:

El desarrollo de estos dispositivos está vinculado a la anatomía de cada paciente, motivo por el cual, proceso se inicia con la réplica del muñón amputado empleando control numérico (CNC). Posteriormente, dicha replica es usada como pistón en el proceso de termoformado, técnica empleada para la obtención de la cavidad superior mediante la transformación de la resina plástica en objetos definidos. En este proceso se debe realizar un calentamiento previo de la lamina polimérica, regido por parámetros como tiempos y temperaturas que dependerán del material, tipo de máquina y el tamaño del horno. Luego se conforma la lamina en una o múltiples etapas y finalmente, el enfriamiento de la pieza obtenida que estará influenciado principalmente por el material del que esté fabricado el molde, ya sea madera, yeso, espumas sintéticas o aluminio; y del refrigerante utilizado, usualmente agua, por sus bajo costo y eficiencia como removedor de calor cuando la temperatura es inferior a 90 °C.

Se llevaron a cabo tres técnicas de caracterización debido a que las láminas empleadas son importadas y así se poder obtener la formulación adecuada para reproducir la misma a partir de materia prima nacional. Las técnicas son: espectroscopia infrarroja mediante la norma ASTM E-1252, con un equipo marca Nicolet, modelo I8S10 en un rango de (400-4000) cm^{-1} y una resolución de 2 cm^{-1} y una temperatura de (20±2) °C y una Humedad relativa de (49±2)%. La segunda técnica empleada fue el índice de fluidez, aplicando la norma ISO-1133, haciendo uso de un plastómetro Marca Davenport, modelo 3/80, bajo una temperatura de (23 ± 2) °C y una humedad relativa de (51 ± 2)%, una carga de 2,16 Kg y tres probetas. Por último, en base a la norma ASTM D638 se determinó la resistencia mecánica en tracción de las láminas plásticas con cinco probetas tipo halterio y 65 mm de distancia entre mordazas; se empleó una máquina de

ensayos universales marca Lloyd, modelo EZ20 bajo una temperatura de (23 ± 2) °C y una humedad relativa de (51 ± 2) % y una velocidad de ensayos de 50 mm/min.

Resultados principales:
Caracterización del material

Espectroscopíainfrarrojo: Al observar la espectroscopía obtenida en la figura 4.5.1, permite verificar la presencia de bandas características de CH2 y CH3 cercana a los 2916 cm-1 y 2959 cm-1 respectivamente, de CH2 cercana a la banda de los 765 cm-1, (CH2-CH) cercana a los 1357 cm-1 y CH3 cercana a la banda de los 1460 cm-1.

Estos resultados permite afirmar que se trata de estructuras carbonadas, por lo que podría tratarse de una combinación de Polietilenos (PE) y polipropilenos (PP), ambos materiales de amplia producción nacional.

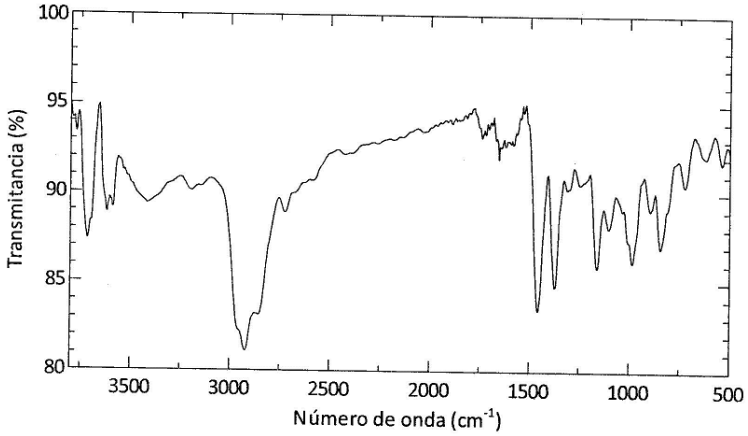


Figura 4.5.1. Espectroscopia Infrarroja del material desconocido que se desea caracterizar

Índice de fluidez: Índice de fluidez (MFI) de (0,159 + 0,001) g/10min. Este resultado permite reducir el rango de termoplásticos usados comercialmente, y concluir que se trata de una mezcla o copolímero con mayor porcentaje de PP. Esta característica permitirá precisar el nivel de fluidez de la lámina a termoformar.

Resistencia mecánica a tracción: La propiedades mecánicas obtenidas del material importado nos darán el rango de resistencia que debe tener el producto final, dichos rango se pueden observar en la Tabla 1.

Tabla 1: Propiedades Mecánicas de Tensión

Propiedad	**Valor**
Esfuerzo a la fluencia (MPa)	27,1 ± 0,7
Esfuerzo a la ruptura (MPa)	15 ± 3
Módulo de Young (GPa)	1,9 ± 0,3
Deformación a la fluencia (%)	7 ± 1
Deformación a la ruptura (%)	14 ± 2

Los resultados obtenidos serán indicativos de las propiedades mínimas que debe poseer la formulación desarrollada, manifestando que se trata de un material ampliamente dúctil.

Esta configuración material es característica de materiales nacionales con los cuales se puede reemplazar el material importado. El material nacional puede ser

utilizado para la fabricación de *sockets* y cuencas, dispositivo necesario para el funcionamiento de sistemas ortopédicos.

Se diseñó un prototipo de mano mecánica (figura 4.5.2)que cumpla las necesidades básicas para las personas con esta discapacidad, para lo cual se tomó en cuenta las mediciones realizadas a estudiantes de entre 15 y 18 años, 10 mujeres y 10 hombres, donde se midió el radio del antebrazo, radio de la muñeca, longitud desde la muñeca al nudillo, Longitud desde nudillos a dedo medio, dorso de la mano y medida del pulgar.

El funcionamiento de la exoprótesis consiste en que cuando el usuario envíe a través del sensor mioeléctrico una señal para activar el motor eléctrico y así poder realizar el movimiento que se espera sea similar al motor Stirling. Una vez finalizada la señal del usuario el motor dejara de realizar el movimiento liberando la pinza. Esto trae como ventaja que el mecanismo sea simple y el usuario se pueda adaptar fácilmente a la exoprótesis. La desventaja de esta exoprótesis es la limitación del movimiento al momento de rotar la muñeca y a su vez que está limitado a un solo movimiento de la mano.

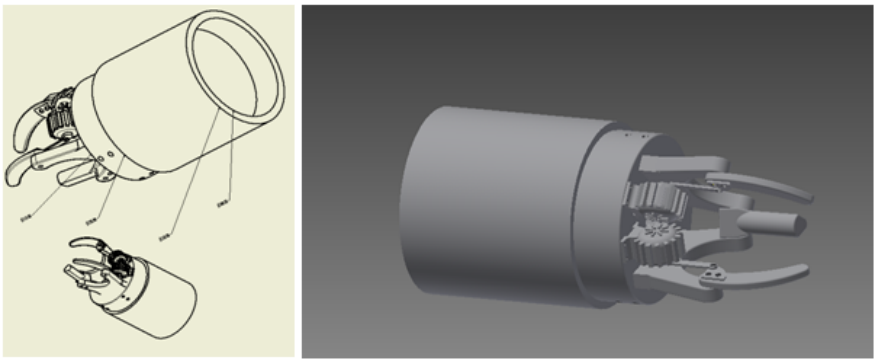


Figura 4.5.2. (a) Plano isométrico de la pieza, (b) Modelo 3D de la prótesis.

6.6. Estudio del proceso de adaptación celular en matrices para aplicaciones biomédicas

Responsable: Prof. L. Molina, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

E. Dávila, Centro de Investigación en tecnologías de Producción (CITPRO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Y. González, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

A. Viloria, Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (IVIC).

Línea de Investigación: Simulación de fenómenos biológicos.

Financiamiento: Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Objetivo general: Evaluar la potencialidad del quitosano como material biocompatible para mejorar las propiedades de adhesión y diferenciacióncelularenmatrices para aplicaciones biomédicas.

Resumen:

Actualmente, la ingeniería de tejido es una ciencia multidisciplinaria que combina el cultivo celular, la ingeniería de materiales y la bioquímica para reparar o reemplazar parcial o totalmente los tejidos. Particularmente aplicada a la piel, con la finalidad de producir una estructura que ofrezca la rápida y completa regeneración de la piel, para

que le permita cumplir sus funciones como: formación de barrera, protección contra irradiación UV, termorregulación, mecánicas y estéticas. Para ello es necesario contar con un material que sea biocompatible y que permita la adhesión y diferenciación de las células epiteliales (andamio). Actualmente existen diferentes materiales (naturales y sintéticos) utilizados en la fabricación de andamios celulares, dentro de los naturales se encuentran el quitosano y el colágeno, que se obtienen de desechos de exuvias de camarón y cangrejos principalmente. El quitosano tiene propiedades biofuncionales tales como, antimicrobiano, biodegradable y biocompatible. El objetivo central del proyecto gira en torno al estudio del proceso de adaptación celular en matrices para aplicaciones biomédicas (curación de fracturas, regeneración celular, etc.) y como parte del proyecto se presenta esta propuesta para evaluar la posibilidad de mejorar la adhesión y diferenciación celular en matrices mediante el recubrimiento a base de quitosano obtenido por los métodos estandarizados (métodos enzimáticos de des-proteinización), y a partir de los quironómidos.

Resultados:

En estudio realizados previamente se ha determinado que los quironómidos son organismos abundantes y diversos en los ecosistemas acuáticos y presentan un ciclo de vida relativamente corto aproximadamente de 10 a 15 días (Trivinho-Strixino, 2011; Molina, 2014) y además se podrían cultivar en el laboratorio (Fonseca & Rocha, 2004; Corbi&Trivinho-Strixino, 2006; Iannacone& Salazar, 2007).

En este proyecto se espera obtener el quitosano proveniente del exoesqueleto de larvas de quironómidos (Figura 4.6.1).

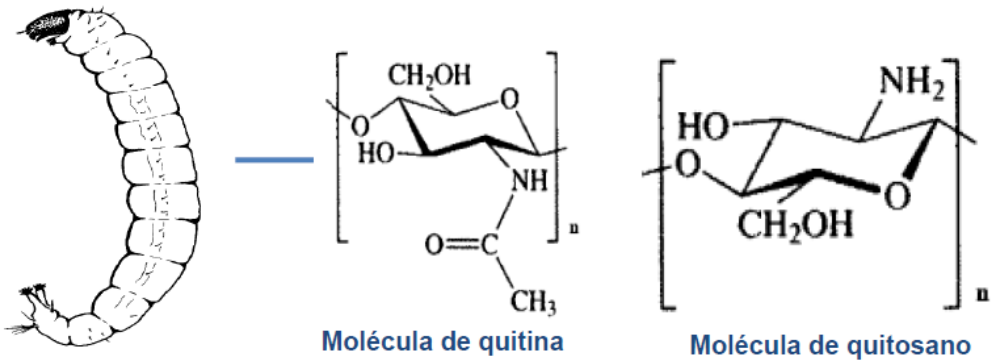


Figura 4.6.1. Determinación de la calidad y el porcentaje de la quitina para obtener el quitosano del exoesqueleto de los quironómidos.

El quitosano es un material bioadhesivo, biocompatible y biodegradable, y existe una estrategia que se usa para poder disolver más fácilmente la quitina, es modificar sus características químicas. Esto puede hacerse ya sea modificando su peso molecular, reduciendo el tamaño de la molécula hasta que se favorezca la disolución o mediante la forma más común que es eliminando la mayoría de los grupos acetilos (desacetilación) para obtener quitosano subproducto que se ontiene de la quitina. El quitosano es un polisacárido lineal compuesto de cadenas distribuidas aleatoriamente de D-glucosamina y de N-acetil-D-glucosamina.

Para lograr esto, se parte de un estudio de viabilidad (figura 4.6.2) basado en el cálculo de la abundancia de los macroinvertebrados bentónicos (Molina y Viloria, 2015).

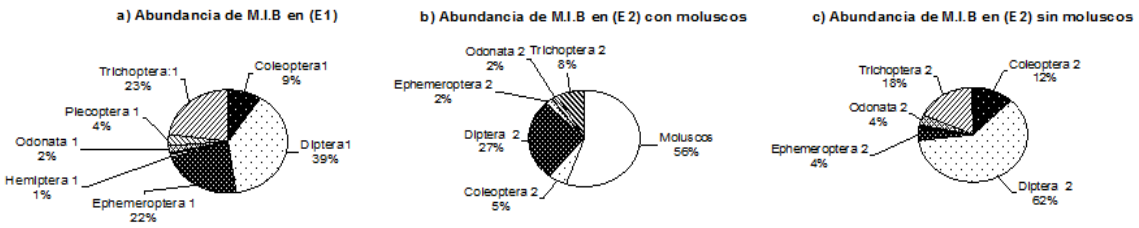


Figura 4.6.2. Abundancia de los macroinvertebrados bentónicos en forma porcentual en dos estaciones (E1 y E2) en el caño Paso del Diablo Guasare Edo-Zulia. Tomado de (Molina, 2009).

6.7. Simulación de un ateroma dentro de un segmento de la arteria coronaria izquierda

Responsable: Prof. Kathiuska Díaz, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

E. Romero, Centro de Ensayos Clínicos y Técnicas Médicas (CECTEM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

L. Briceño, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Línea de Investigación: Análisis y caracterización de tejidos.

Financiamiento: Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Objetivo general: Simular un ateroma dentro de un segmento de la arteria coronaria izquierda, con el fin de analizar las variables hemodinámicas ante diferentes porcentajes de obstrucción.

Resumen:

En este trabajo se simula un ateroma dentro de la arteria coronaria izquierda (figura 4.7.1b y c) con el fin de determinar las variables hemodinámicas ante diferentes porcentajes de obstrucción y contribuir con la explicación de la paradoja de reducción del ateroma.

Para realizar la simulación se utilizó el software de dinámica de fluidos computacional Phoenics versión 2009, que se fundamenta en el método de volúmenes finitos. La estructura de la arteria coronaria izquierda se parametrizó, considerando la presencia de un ateroma de área variable y se simuló como una obstrucción dentro de un segmento de dicha arteria. Para ello el comportamiento de la sangre se aproxima como un fluido newtoniano, la geometría de la artería es de sección variable y con paredes rígidas (Figura 2). Las condiciones de contorno son tomadas de la literatura (Page and Mokhtar, 2012) y se realizó un estudio de sensibilidad de malla, aumentando la densidad de la malla volumétrica, hasta que se obtuvo la convergencia de las variables.

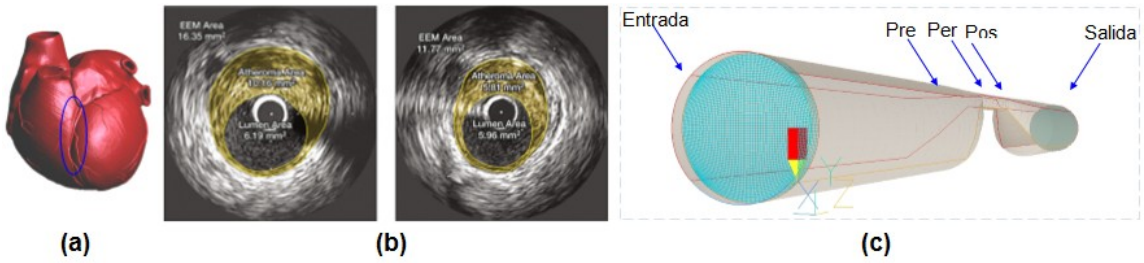


Figura 4.7.1. (a) Ubicación de la arteria coronaria izquierda, (b) Visualización de un ateroma con un Ultrasonido Intravascular (IVUS), (c) Modelado 3D del dominio.

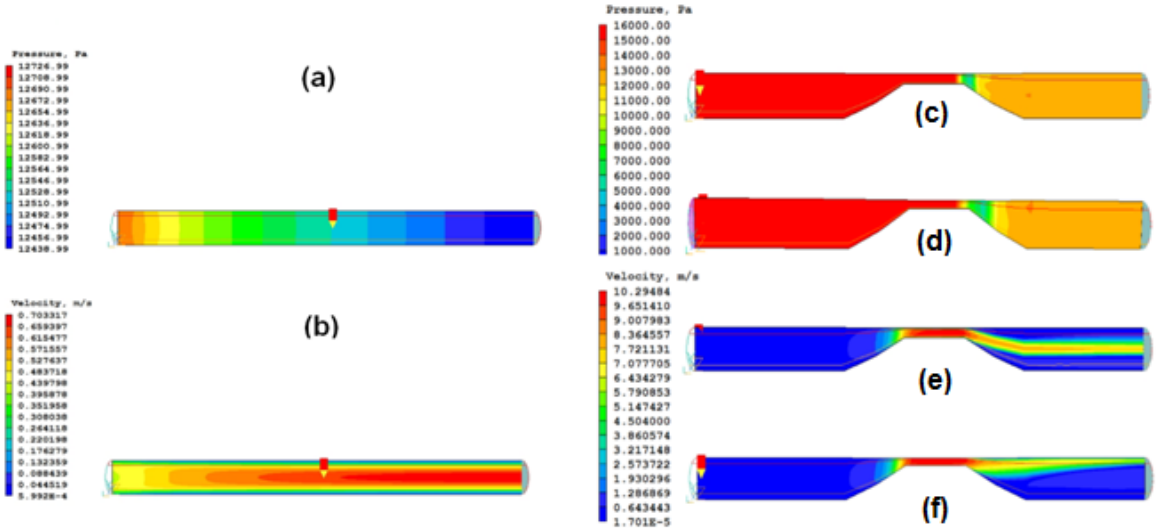


Figura 4.7.2. (a) Valores de presión para la arteria sin obstrucción, (b) Valores de velocidad para la arteria sin obstrucción. Parámetros dentro de la arteria con obstrucción: (c) Presión a 50% de obstrucción, (d)Presión a 46% de obstrucción, (e) Velocidad a 50% de obstrucción, (f) Velocidad a 46% de obstrucción.

En la posición PER (en la obstrucción) y POS (después de la obstrucción) , al aumentar el porcentaje de obstrucción, disminuye la presión y aumenta la velocidad del fluido con la subsecuente disminución del flujo.

Al reducir el volumen del ateroma debido al suministro de los medicamentos, el flujo coronario podría aumentar.

6.8. Diseño e implementación de una prótesis robótica de la mano para extremidad superior controlada en base a señales mioeléctricas.

Responsable: Y. González, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

Y. González, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

C. Calderón, Universidad Técnica Particular de Loja (UTPL), Loja-Ecuador.

Línea de Investigación: Robótica médica.

Financiamiento: Instituto Nacional de Bioingeniería UCV / Universidad Técnica Particular de Loja (UTPL) / Proyecto PROMETEO (SENESCYT-ECUADOR).

Objetivo general: Diseñar un prototipo de prótesis robótica controlada a bajo costo, para apoyar inclusión de personas con discapacidad motriz en sus extremidades superiores, en el entorno social y productivo de países latinoamericanos emergentes.

Resumen:

El proceso de diseño da inicio con el planteamiento de las limitaciones que se imponen a la solución, estableciendo los elementos adecuados a los objetivos, restricciones y planteamientos de diseño. Seguidamente se buscan conceptos o principios de solución al problema, a través del establecimiento de funciones, partes a diseñar, los componentes electromecánicos a incorporar, mecanismos de transmisión,

procesos de fabricación disponibles y se establecieron las propuestas para la configuración geométrica y disposición de los equipos.

Podríamos entonces resumir los movimientos de las articulaciones de la mano en la Tabla 5.1 (*Pérez M., 2011)*.

Tabla 5.1 Rangos de movimientos de las articulaciones.

Articulaciones	**Rangos de movimiento**
Articulación MCF de los dedos	Flexión 0-90°
Articulación IFP de los dedos	Extensión 0°
	Flexión 0-100°
Articulación IFD de los dedos	Extensión 0-10°
	Flexión 0-90°
Articulación MCF del pulgar	Flexión 0-50°
Articulación IF del pulgar	Flexión 0-90°

Tomando en cuenta la descripción física y dimensiones entre articulaciones, es posible determinar una relación entre las posiciones,velocidades y fuerzas de contacto que actúan en los dedos, estudiando las condiciones bajolas cuales es posible manipular un objeto de forma estable. (Pérez M., 2011)

Para comenzar, y en forma general, se planteó la relación geométrica de traslación y rotación de las partes móviles de la prótesis (dedos), en base a la figura 4.8.1a. Seguidamente, se describió la relación de traslación y rotación entre los elementos de una cadena cinemática (figura 4.8.1b). Denavit y Hartenberg (D-H) propusieron un método matricial para establecer de forma sistemática un sistema de coordenadas ligado al cuerpo para cada elemento de una cadena articulada, la cual resulta en una matriz de transformación homogénea que representa cada uno de los sistemas que integran al elemento. (Fu *et al*., 1990)

La síntesis del mecanismo generador de movimiento en los dedos se basó y está formado por cuatro eslabones (tipo barra) y cuatro pares de revoluta (pasador)

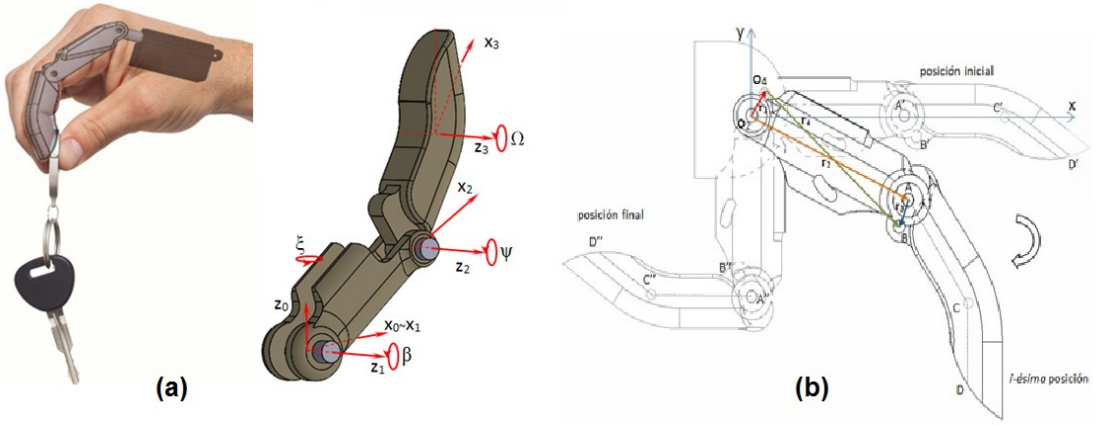


Figura 4.8.1. (a) Representación geométrica, (b) Diseño CAD del mecanismo generador de movimiento del dedo índice.

Resultados:

En relación al diseño mecánico, se realizó una evaluación biomecánica de los movimientos principales a ejecutar y sus requerimientos. Se dimensionó el miembro afectado y se diseñaron las piezas que conforman la prótesis y los mecanismos de

transmisión de movimiento, así como también la disposición espacial y la simulación cinemática del conjunto.

Se aplicaron técnicas CAD/CAM para lograr un diseño óptimo basado en procesos de fabricación disponibles y a costos razonables (figura 4.8.2). La idea fue fabricar un prototipo para su posterior validación y evaluación experimental.

El prototipo es estético y suficientemente funcional como para competir con su equivalente importado, y fue diseñado para ejecutar funciones básicas, propias de ambientes laborales estándar, con el objeto de permitir la inclusión al mercado de trabajo en países emergentes de personas limitadas, en edad productiva. El costo promedio del modelo planteado oscila los USD 5000.00, mientras que el de su equivalente importado esta alrededor de USD 30.000,00-40.000,00 (costo en mercado ecuatoriano).

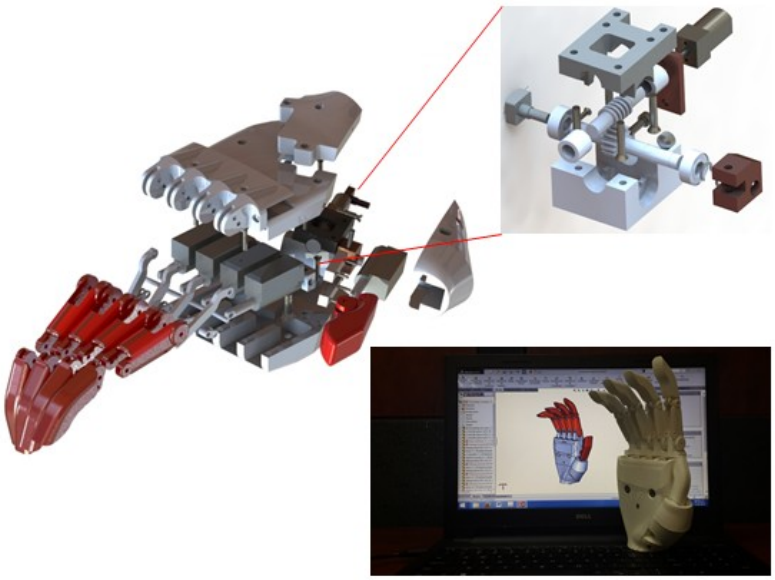


Figura 4.8.2. Modelo de mano robótica final propuesto.

6.9. Parametrización de estructuras biológicas.

Responsable: F. Nieto, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

L. Briceño, Centro de Centro de Visualización de Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

F. Nieto, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).

Línea de Investigación: Desarrollo de modelos matemáticos.

Financiamiento: Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Objetivo general: Representar estructuras óseas a través de parámetros morfométricos, para aplicaciones didácticasyanálisis numérico.

Resumen:

Los modelos 3D de estructuras óseas son de gran importancia para la investigación médica. La reconstrucción de una estructura a partir de las imágenes

médicas obtenidas de cada paciente y el procesamiento digital de esta información, conlleva un incremento en el tiempo de respuesta de un estudio. Debido a esto se propone la creación de modelos parametrizados de estructuras óseas usando medidas morfológicas, con los cuales se realizarían modelos rápidos en comparación con las reconstrucciones digitales de datos tomográficos o de resonancias. Estos modelos pueden servir como herramientas pedagógicas o para aplicaciones en traumatología.

La obtención de los modelos paramétricos se realiza mediante la creación de una nube de puntos los cuales son interpolados con superficies nurbs y estos a su vez, crean la frontera del dominio o estructura de interés.

Resultados:

Los modelos que en los cuales se ha trabajado hasta el momento son la mandíbula, el fémur, la cadera y parte de la tibia, más específicamente la meseta tibial. Como se representa en las figuras 4.9.1.

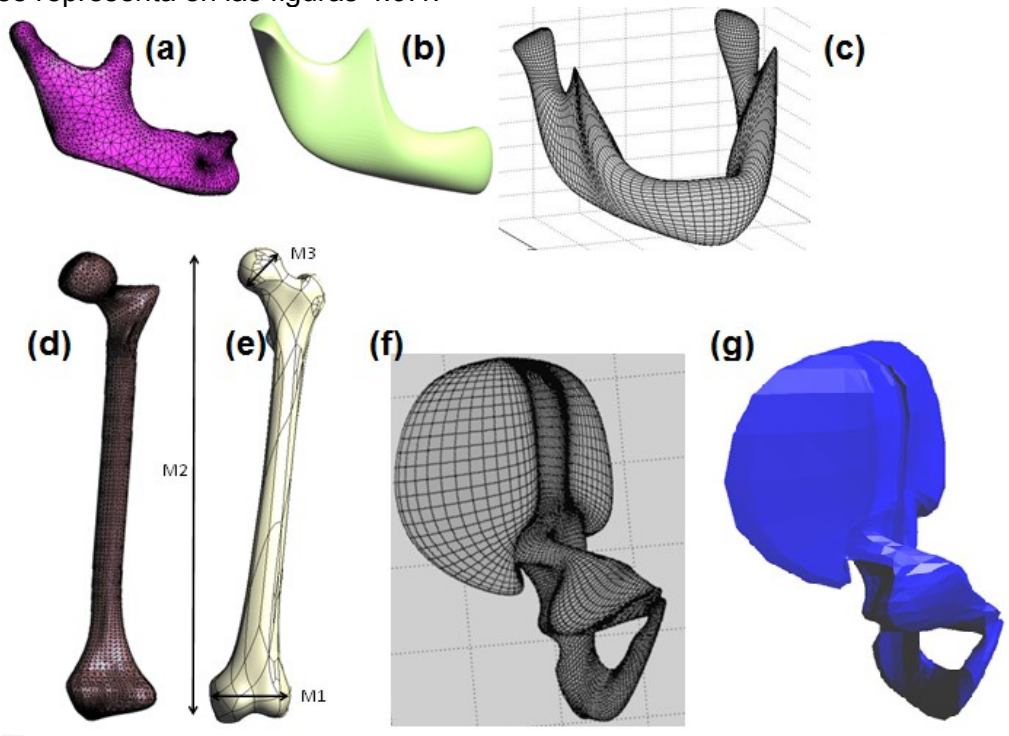


Figura 4.9.1. (a) Mandíbula obtenida por reconstrucción, (b)mandíbula obtenida paramétricamente, (c) Vista frontal de la mandíbula paramétrica 3D, (d) Fémur paramétrico y (e) Fémur reconstruido por imágenes médicas. Comparación entre una cadera parametrizada (f) y una reconstruida por imágenes médicas (g).

En los modelos presentados se puede observar que los volúmenes tienen una gran similitud, de allí el potencial que presenta esta técnica. Además también el tiempo de obtención del modelo depende solo de obtener medidas morfológicas finitas como la representada en la figura 4.9.1e. En ésta solo hace falta obtener los valores de M1, M2, M3.

Por tratarse de modelos que dependen de relaciones entre las medidas aún están en revisión por lo cual aún presentan diferencias con el modelo por reconstrucción. Sin embargo el caso del fémur (figura 4.9.1d y e) podemos notar que la similitud es muy alta. En próximos estadios del proyecto se medirá la diferencia de volumen como parámetro para validar la estructura y calibrar los modelos.

Otra ventaja es que no existen “artefactos”que pueden afectar la estructura obtenida como en el caso de la reconstrucción por imágenes, además que las estructuras paramétricas cuentan con suavidad (continuidad C2) que puede ayudar a reducir problemas en la implementación en software CAE.

La obtención de estructuras parametrizadas tiene la ventaja de la rapidez de generar la frontera del dominio, la cual puede ser convertida en solido de manera sencilla, ya que la superficie frontera (cerrada) es llevada a un archivo de fácil lectura por los software CAD donde a partir de la superficie se puede construir el sólido para emplear software CAE de allí su importancia pedagógica y su potencial en el área de traumatología.

6.10. Desarrollo de una aplicación para el preprocesamiento de modelos numéricos.

Responsable: F. Nieto, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

D. García, Universidad Nacional Experimental “Rómulo Gallegos”

V. Duarte, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

L. Valencia, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Línea de Investigación: Desarrollo de modelos matemáticos.

Financiamiento: Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Objetivo general: Desarrollar una aplicación integrada al software GID para el Preprocesamiento de geometrías y condiciones de contorno en aplicaciones de métodos numéricos.

Resumen:

La investigación se basó en el desarrollo de una aplicación para el pre-procesamiento de geometrías y condiciones de contorno para aplicaciones de métodos numéricos, teniendo como caso de estudio el Instituto Nacional de Bioingeniería de la Universidad Central de Venezuela.

La finalidad primordial fue ofrecer una herramienta informática robusta *para la preparación de geometrías, mallas, condiciones de contorno (pre-proceso) y análisis de resultados (post-proceso)* que sirva de apoyo a los investigadores, permitiendo imponer condiciones de contorno adecuadas al problema en estudio y así representar de manera apropiada los modelos geométricos de interés para amplios problemas en el área de ciencias e ingeniería. Esta aplicación fue desarrollada bajo el lenguaje de Programación TCL/Tk. Logrando representar de manera gráfica condiciones de contorno geometrías materiales entre otras características propias de cada modelo a estudiar.

Resultados:

Se obtuvo una aplicación denominada G-MED (figura 4.10.1) capaz de manejar condiciones de borde de diversos tipos (Dirichlet, Neumann entre otras), tanto para problemas de tipo de campos escalares como vectoriales.

Esta herramienta permite el uso adecuado de condiciones de frontera para aplicaciones de métodos numéricos como el caso de Elementos de Contorno (MEC) o Elementos Finitos (MEF). Más específicamente en el caso de programas no comercialeso de uso académico (figura 4.10.2a y b) de MEC o MEF es necesario un buen manejo de estas condiciones, ya que si el dominio es complejo y la malla del contorno tiene una gran cantidad de elementos (figura 4.10.2c), la escritura manual de

condiciones de borde (CB) puede llevar a dos problemas difíciles de localizar o resolver: primero, una cantidad de tiempo invertido en imponer CB y segundo, fácil introducción de errores en el cálculo, llevando a conclusiones incorrectas.

Esta herramienta está estructurada dentro de un software de preproceso (manejo de geometrías en ambientes 3d) y postproceso (lectura de resultados) provenientes de cálculos realizados con estos métodos numéricos. Esto facilitó la realización de la herramienta ya que fueron empleadas algunas funciones de este software.

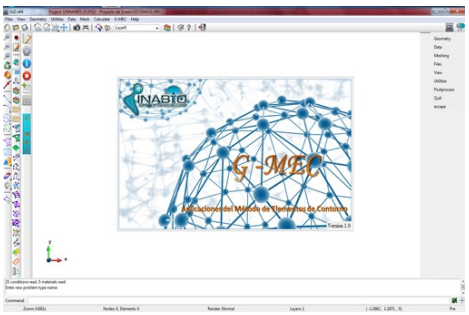


Figura 4.10.1. Interfaz de Inicio de la aplicación G-MEC.

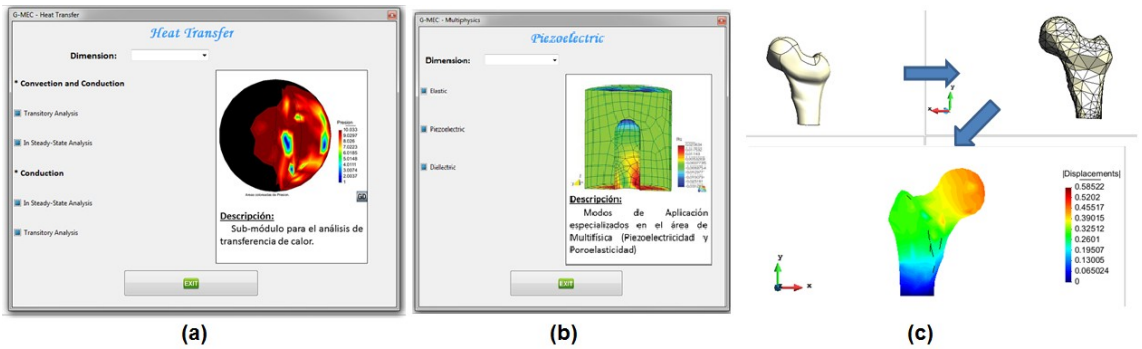


Figura 4.10.2. (a) Interfaz IGU del sub-módulo "Heat Transfer", (b) Interfaz IGU del sub-módulo "Multiphysics", (c) Esquema de trabajo: asignación de condiciones de borde, mallado, resolución del problema y visualización de resultados.

6.11. Optimización de la geometría de una prótesis de cadera tipo Thompson en función de los procesos de fabricación existentes en Venezuela.

Responsable: Y. González, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

A. Barroso, Universidad Nacional Experimental Politécnica "Antonio José de Sucre".

Y. González, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV..

Línea de Investigación: Diseño de dispositivos biomédicos.

Financiamiento: Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Objetivo general: Optimizar la geometría de la prótesis Thompson mediante el cálculo de tensiones y tomando en cuenta los procesos de fabricación disponibles en Venezuela.

Resumen:

El INABIO se ha planteado la tarea de analizar dicha prótesis bajo el Método de Elementos Finitos (MEF), buscando la optimización de su geometría, la mejor distribución de esfuerzos tanto en la prótesis como en el fémur y su producción a nivel nacional. Partiendo con un modelo de prótesis parcial de cadera tipo Thompson, y con un componente de hueso femoral, se obtuvo la distribución de esfuerzos que se

presentan tanto en el fémur sano, como en el sistema prótesis-hueso. Con esta referencia antes descrita, se procedió a modelar distintas variantes de la geometría de una prótesis tipo Thompson (figura 4.11.1), con la finalidad de obtener un modelo de prótesis que, una vez implantada, se aproxime mejor a la distribución de esfuerzos que se presentan en el fémur sano durante el ciclo de marcha.

Este trabajo es la continuación del proyecto “Diseño de nuevos prototipos funcionales de prótesis de cadera para el tratamiento de patologías óseas y simulación computacional del comportamiento normal y patológico del hueso”, financiado por el CDCH UCV (PG-08-7301-2008/2*)*

Resultados:

El análisis comparativo de las tensiones con el limite elástico del material permitió comprobar que la prótesis diseñada resiste los esfuerzos generados por el usuario en las fases más críticas de su ciclo de marcha (figura 4.11.2a), por lo tanto el modelo final (figura 4.11.2b) es una prótesis parcial de cadera modular de vástago recto con un acabado superficial rugoso, cuello femoral levemente cónico con un acabado superficial pulido y cabeza femoral removible con acabado superficial tipo espejo en el exterior y con un acabado superficial pulido en el cono interno, para ser fabricada en Acero 316L en un torno de control numérico CNC (Cabeza femoral) y por fundición de precisión (vástago y cuello femoral).

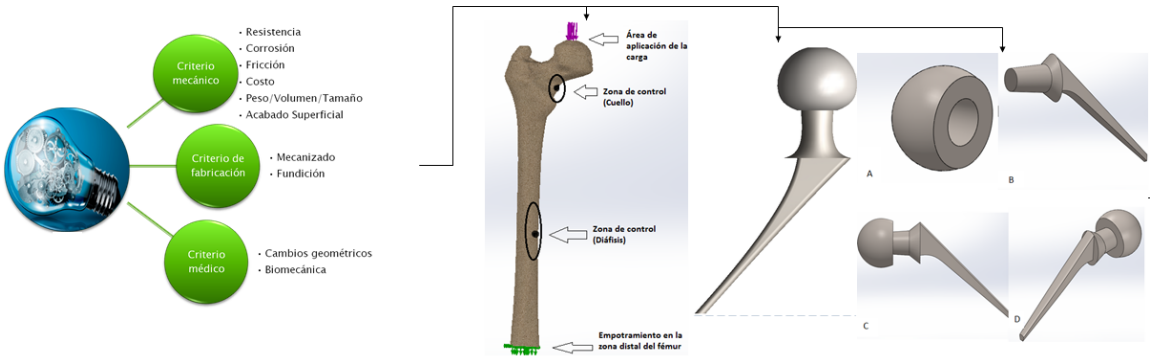


Figura 4.11.1. Proceso de desarrollo de un nuevo modelo de prótesis de Thopmson: criterios, condiciones de contorno y modelos propuestos.

El primer modelo de prótesis propuesta tuvo una disminución del 19% en la distribución de tensiones con respecto a la prótesis Thompson original. Aplicando un proceso de retroalimentación en el modelo propuesto #1 logramos proponer un nuevo modelo el cual mejoró un 39% la distribución de tensiones.

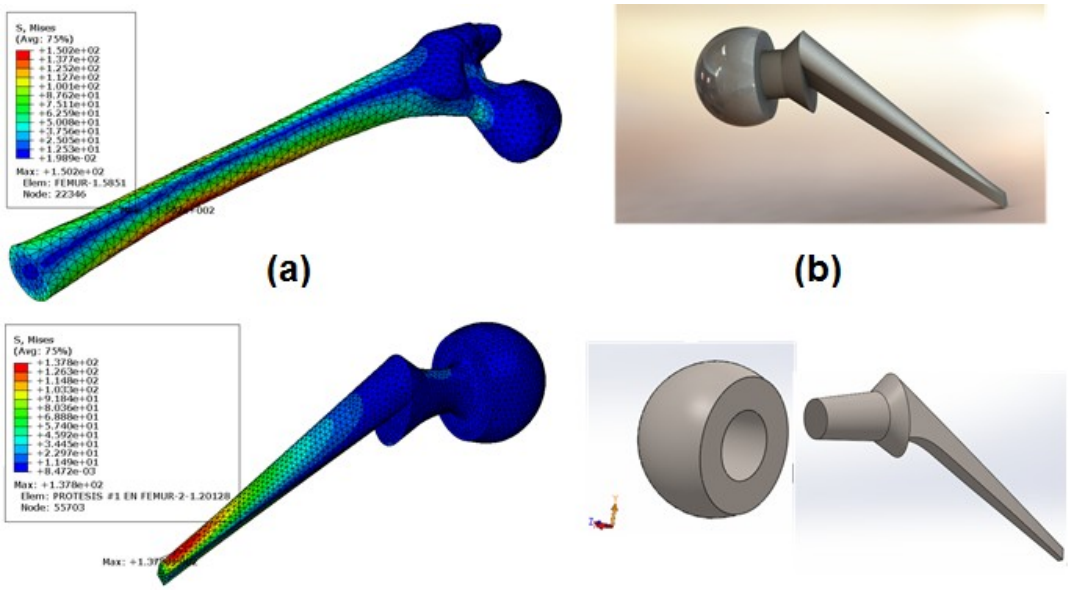


Figura 4.11.2. (a) Tensiones de VonMises en el modelo final propuesto, (b) Producto final: prótesis modular.

6.12. Estudio del comportamiento celular del tejido óseo en procesos normales y patológicos.

Responsable: Y. González, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

F. Nieto, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Y. González, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Línea de Investigación: Desarrollo de modelos matemáticos.

Financiamiento: Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Objetivo general: Simular el comportamiento celular asociado a los procesos de remodelado y curación de fracturas en huesos largos para comprender y condicionar estos procesos, y mejorar el diseño de dispositivos necesarios que ayuden a una rápida rehabilitación.

Resumen:

El estudio del proceso de curación de fracturas en sus distintas etapas y tomando en cuenta los tejidos en formación (figura 4.12.1), es fundamental para poder brindar un tratamiento conveniente y diseñar los dispositivos necesarios que ayuden a una rápida rehabilitación. Con el fin de realizar dicho estudio se hace necesario generar códigos basados en métodos numéricos capaces de determinar el comportamiento celular en tejidos óseos, siendo posible su aplicación tanto en procesos normales como en patológicos.

En esta etapa de la investigación se continúa simulando el comportamiento celular asociado a los procesos óseos principales. El modelo implementado de tipo difusión-convección-reacción (figura 4.12.2a) es validado a través del estudio de nutrientes y su efecto sobre el comportamiento de los discos intervertebrales. El modelado numérico se realizó mediante el Método de Elementos de Contorno (MEC), basado en un modelo axisimétrico del disco considerado como poroelástico, y se determinó la concentración y producción de ácido láctico, oxígeno y glucosa (figura

4.12.2b), además del efecto de la calcificación del disco responsable de la pérdida de vascularización y la subsecuente degradación del disco intervertebral. Los resultados encontrados estuvieron acordes con simulaciones previas disponibles en la literatura.

Es te trabajo es la continuación del proyecto financiado por el CDCH PI-08-7442-2009/1: "Estudio del comportamiento celular del tejido óseo en proceso normales y patológicos: simulación computacional"

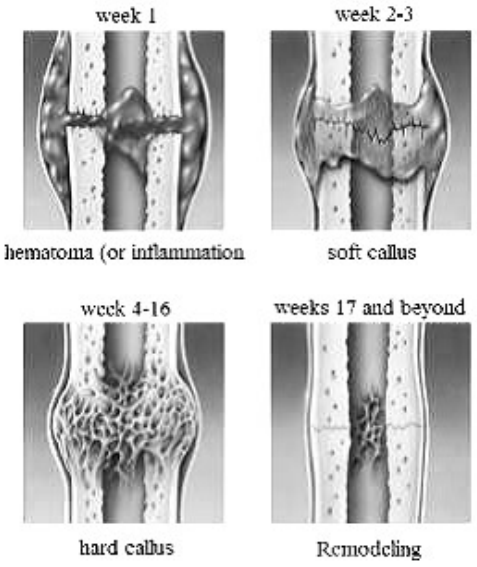


Figura 4.12.1. Proceso de curación de fracturas

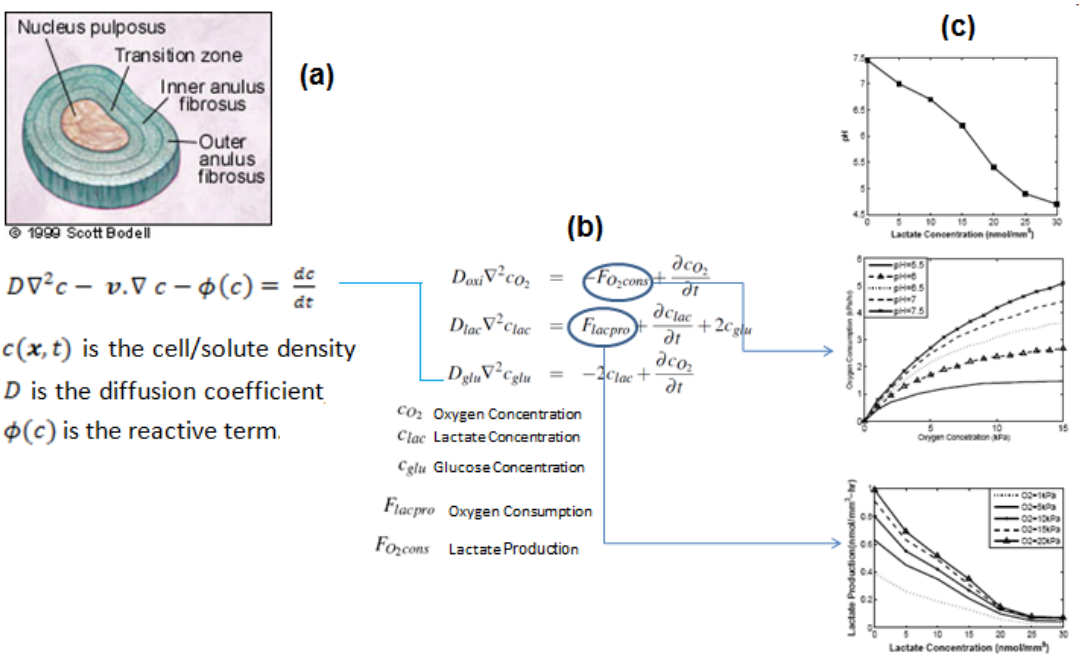


Figura 4.12.2. Modelo para el estudio de concentración de nutrientes (Ferguson et al., 2004; Soukane et al., 2007): (a) Geometría 3D del disco intervertebral, (b) Modelo matemático de las ecuaciones de difusión (Mokhbi et al, 2007), (c) funciones de regulación (Bibby et al, 2005).

Resultados:

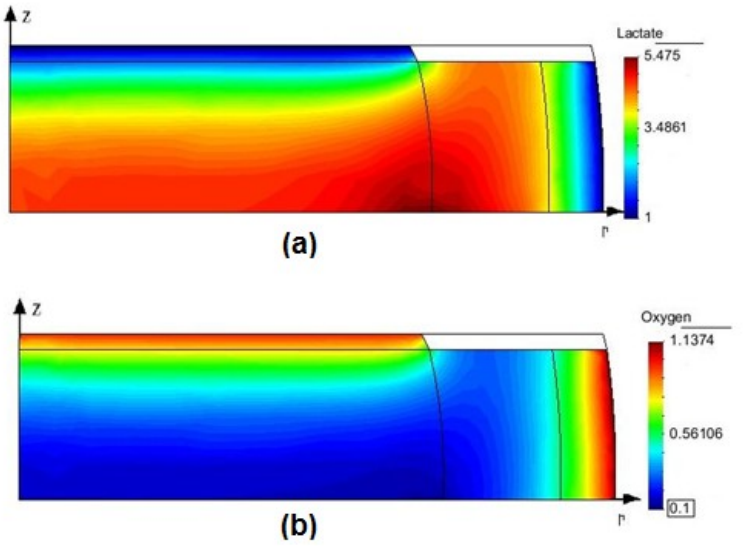


Figura 4.12.3. Simulación de la concentración de nutrientes y productos para un tiempo t=16horas (nmol/mm2): (a) concentración de producto (ácido láctico), (b) concentración de oxígeno (nutriente)

Lasvariaciones enla geometríadel disco duranteelperíodo de carga cíclica diariafacilitan el transporte desustanciasdentro del disco. Sin embargoeste efectoimplica una reducciónenel contenido de fluido(efecto opuesto) y por lo tantouna reducciónntanto de ladifusiónde solutosy del transporte en sí.Unsuministro pobre de nutrientesestá íntimamente relacionado con el proceso de degradacióndel disco.

Tanto la concentración de oxígeno (figura 4.12.3b) como la de glucosa decrecen con la distancia medida desde la fuente de suministro de sangre, mientras que la concentración de ácido láctico (figura 4.12.3a) alcanza su máximo valor como producto de la acción de las dos moléculas anteriores.

6.13. Estudio del comportamiento óseo utilizando un modelo acoplado de elementos de contorno y elementos finitos.

Responsable: L. Valencia, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

L. Valencia, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

F. Nieto, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).

Línea de Investigación: Desarrollo de modelos matemáticos.

Financiamiento: Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Objetivo general:

Desarrollar un modelo matemático y computacional basado en el acoplamiento del Método de Elementos de Contorno con el Método de Elementos Finitos, que

permitaanalizar la remodelación ósea que se produce posterior a una fractura en un hueso humano.

Resumen:

En este trabajo se presenta un acople del método de los elementos de contorno y elmétodo de los elementos finitos para estudiar el comportamiento óseo. El dominio del problema es dividido en dos subdominios, donde cada subdominio es analizado porseparado y sólo la información en la interface es comunicada entre los dos subdominios,
obteniéndose ventaja de las características de las respectivas matrices.

Los inconvenientes relacionados al acople MEF - MEC, se derivan en parte de las estrategias utilizadas en los procedimientos de acople donde las ecuaciones de elementos finitos y de elementos de contorno son ensambladas de forma explícita. Para evitar estos inconvenientes, se comenzaron a desarrollar los métodos de descomposición del dominio en los cuales no es necesario combinar los coeficientes de las matrices de rigidez de los subdominios de elementos finitos y de elementos de contorno, a diferencia de la mayoría de los métodos convencionales (Smith et al., 1996; Toselli y Widlund, 2005). Ver figura 4.13.1.

De esta manera, la formulación de elementos finitos y elementos de contorno puede serutilizada como base para hacer el acople e implementarla en un código de cálculo, en elcual se realizan los cálculos de cada subdominio por separado y sucesivamente se renuevanlas variables de la interface de cada uno de los subdominios hasta alcanzar la convergencia (Cruise and Osias, 1991).

Se describe la estructura y composición de los tejidos óseos involucrados durante laconsolidación ósea y se presenta la aplicación de la herramienta numérica desarrollada,cotejando los resultados obtenidos con los reportados numérica y experimentalmente enprevias investigaciones.Se restringe el modelo para dominios isótropos yaxisimétricos con la finalidad de aprovechar las formas de ciertos tejidos que faciliten la creación de mallas (de contorno) bidimensionales.

Los resultados numéricos obtenidos concuerdan satisfactoriamente con resultadosobtenidos por otros autores.

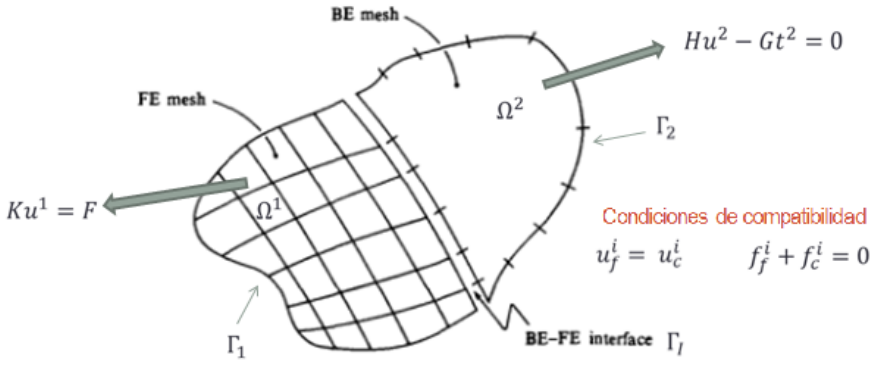


Figura 4.13.1. Acople propuesto MEC-MEF

Resultados:

Con el modelo axisimétrico desarrollado en esta investigación (figura 4.13.2) se simularondiferentes etapas del proceso de regeneración ósea (1, 4, y 8 semanas). El comportamientode los materiales se consideró elástico lineal, con propiedades isótropas y homogéneas paratodos los análisis. Todos los modelos fueron discretizados usando elementosisoparamétricos con aproximación lineal.

La geometría final se asumió igual para los tres casos en estudio. A partir de esosmodelos, también se calculan las deformaciones en el callo.

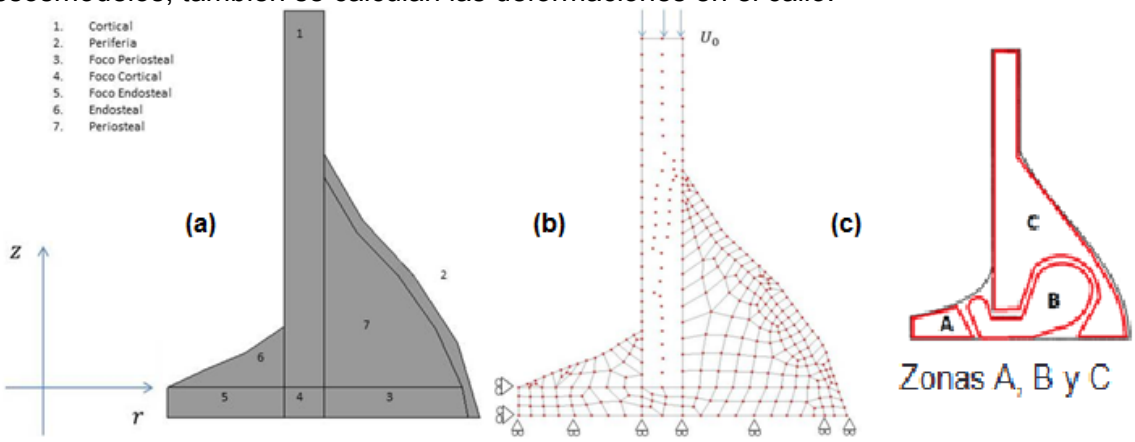


Figura 4.13.2. Modelo axisimétrico del callo óseo: (a) Regiones del modelo, región 1 analizada con MEC y región 2, 3, 4, 5, 6, y 7analizada con MEF. (b) Malla acoplada de elementos finitos y elementos de contorno. A) Malla de EF: Nel= 317,Nnod=269. B) Malla de EC: Nel=56, Nnod internos=34. C) Nnod interface=25.(c) Zonas de estudio para comparación de resultados.

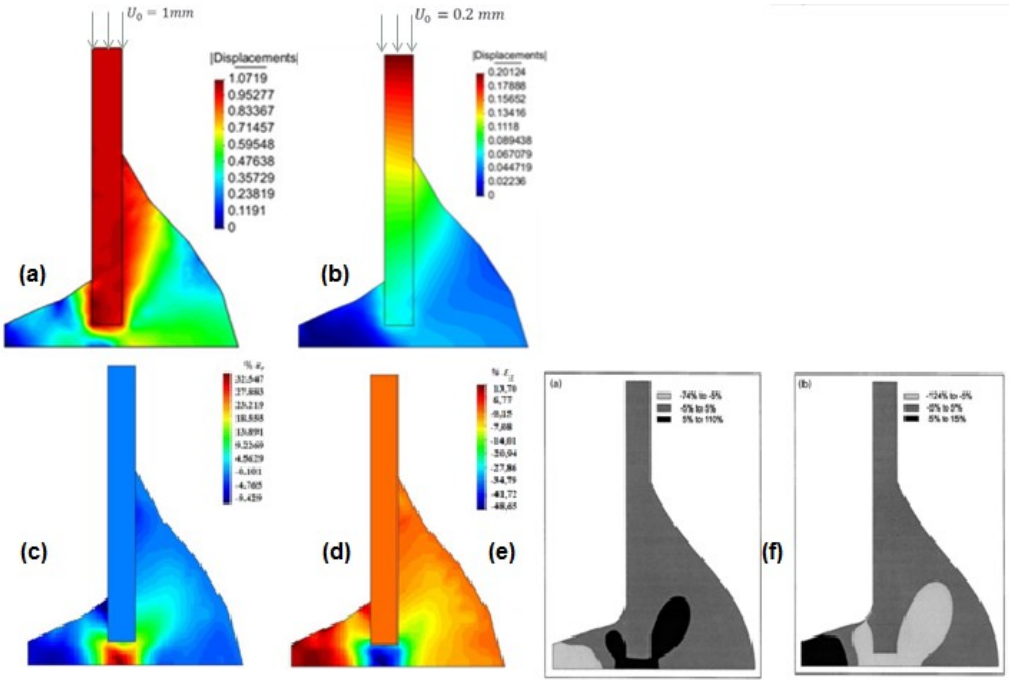


Figura 4.13.3. Desplazamientos calculados por el modelo acoplado MEC-MEF (mm): (a) 1ª semana , (b) 8ª semana. Distribución de deformaciones a la primera semana de haber niciado el proceso de consolidación obtenidas con el modelo acoplado MEC-MEF (%): (c) deformación

radial, (d) deformación longitudinal. Comparación con resultados obtenidos por el Método de los Elementos Finitos (Claes and Heigele, 1999).

En la figura 4.13.2 puede notarse como en las regiones 3, 4, 5, 6 y 7 correspondientes a los focosperiosteal, endosteal y cortical, los desplazamientos van disminuyendo, como es deesperarse en un proceso de osificación, donde el tejido reparador se rigidizaprogresivamente lo que produce unos menores desplazamientos.

En relación a los patrones de deformación (tanto radial como vertical) el modelo fuevalidado mediante comparaciones con resultados provenientes de modelos de elementosfinitos (Claes&Heigele, 1999) y modelos de elementos de contorno (González, 2007;González *et al.*, 2009).

Puede notarse la concordancia que se obtuvo entre ambos resultados. En el caso de ladeformación vertical (figura 4.13.3d), por ejemplo, se observa un rango de deformaciones en la zona A entre 4%~14%, lo que concuerda razonablemente bien con la banda dedeformaciones del modelo de EF (figura 4.13.3f) que se encuentra entre 5%~15%. Enrelación a la zona B, el modelo acoplado predice una banda de -6%~-50%, mientras que elmodelo de EF predice una banda de -5%~-124%. La diferencia en el límite superior (124%)puede explicarse porque la malla del modelo acoplado MEC-MEF no es tan refinada comola malla de EF y no recoge con fidelidad los picos de la función.

6.14. Remodeladodehuesoshumanossometidosacargasmecánicasyestímulospiezoeléctricosconelmétododeloselementosdecontorno.

Responsable: V. Duarte, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

F. Nieto, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).

GernotBeer, TUGraz, Austria.

Línea de Investigación: Desarrollo de modelos matemáticos.

Financiamiento: Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Objetivo general:

Desarrollar un algoritmo y una metodología para simular los procesos de remodelación ósea y formación de callo óseo en huesos humanos con diferentes grados de anisotropía bajo distintos casos de cargas mecánicas y/o estimulación eléctrica mediante el método de los elementos de contorno, para ser empleado como una herramienta en el campo de la traumatología.

Resumen:

El estudio intentan establecer como las propiedades piezoeléctricas del hueso influyen en el modelado y remodelado óseo y se explica cómo el proceso de mecano-regulación y la estimulación eléctrica contribuyeron con el crecimiento, curación y reparación del tejido óseo. En este estudio se usó el Método de Elementos de Contorno (MEC) para materiales piezoeléctricos con cualquier grado de anisotropía y se modificaron las ecuaciones para incluir el proceso de remodelado óseo interno en presencia de cargas mecánicas y eléctricas.

Se estudiaron varios ejemplos numéricos en huesos largos y cuerpos vertebrales. Se analizó el origen de las cargas eléctricos debido a la influencia mecánica y como el

proceso de absorción ósea se generó en zonas con cargas positivas, mientras que con cargas negativas fueron asociadas con la formación de hueso.

Las simulaciones realizadas permiten observar el comportamiento del tejido óseo ante diferentes cargas tanto mecánicas como eléctricas y evaluar su relación, así como la influencia en el remodelado. La sensibilidad de los modelos a sutiles cambios en la aplicación de cargas hace pensar que la influencia de las cargas eléctricas y su adecuada aplicación podría representar una terapia en patologías óseas relacionadas con la perdida de densidad ósea.

Resultados:

En este ejemplo se analiza el modelado biomecánico de una vértebra lumbar (L5) basado en la teoría de remodelado óseo implementada. El modelo biomecánico de la vértebra lumbar (L5) es analizado bajo las cargas mecánicas originadas por causa de la actividad diaria y representa el modelo de análisis inicial del comportamiento del tejido óseo durante las condiciones del implante en el post-operatorio (figura 4.14.1a).

La simulación del remodelado óseo usada en este trabajo es caracterizada mecánicamente por las propiedades del hueso dependientes de la densidad. Se supone que el comportamiento del hueso es similar a un cristal con simetría hexagonal.

Se considera un cuerpo vertebral sin apófisis discretizado en el contorno con elementos cuadriláteros como se muestra en la figura 4.14.1b.

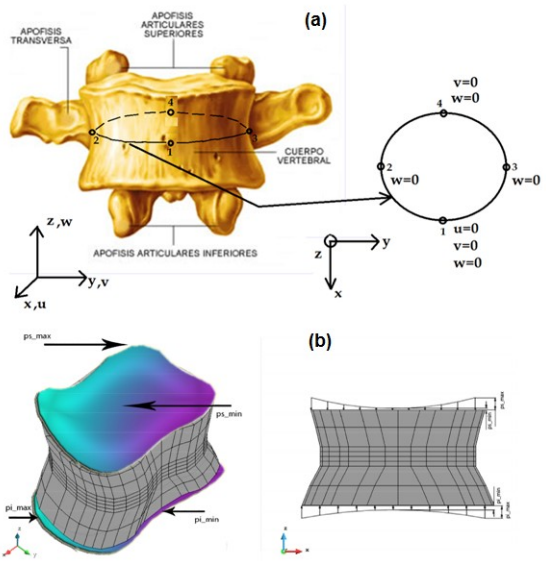


Figura 4.14.1.Condiciones de contorno de la vértebra: (a) restricciones, (b) cargas biológicas sobre la vértebra

Los resultados de la investigación son comparados con cuerpos vertebrales provenientes de la literatura, donde se evidencia la densidad ósea en tomográfias y en hueso seco humano. Se realizó una simulación de 85 días y una densidad inicial de ρ_0=0.8 g/cm^3.

En la figura 4.14.2a se puede notar una zona de hueso cortical cuya densidad ósea está en el rango de 1.57 a 1.73 g/cm^3 en las paredes izquierda y derecha, y una banda de 1.24 y 1.50 g/cm^3 en la parte

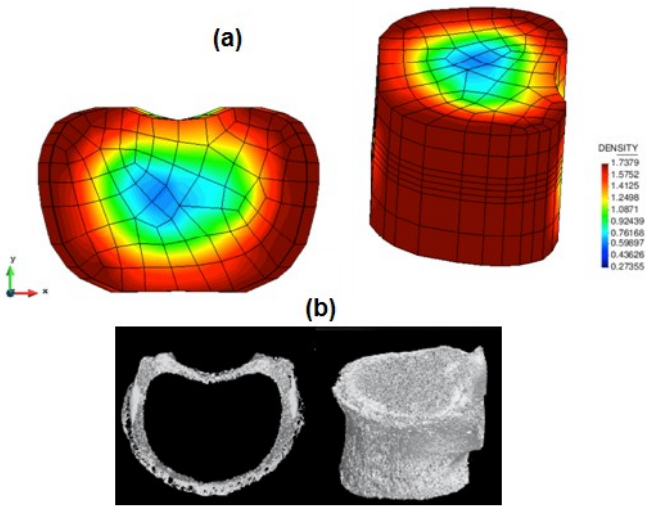


Figura 4.14.2. Resultados: (a) distribución de densidad (g/ cm^3), (b) Tomografía del cuerpo vertebral.

superior e inferior del perímetro vertebral, lo que corresponde con lo mostrado en la figura 4.14.2b en donde la mayor densidad se nota en la circunferencia de la vertebra, con una menor densificación en los bordes superior e inferior.

En este trabajo se hace uso del método de elementos de contorno para sólidos piezoeléctricos tridimensionales con cualquier grado de anisotropía, lo cual representa una contribución al estudio de la estimulación eléctrica como un factor importante en el proceso de modelado de huesos. Para resolver el problema utilizando MEC se recurrió al uso de la transformada de Radon y un esquema de retícula que satisface el problema de la integral de dominio que queda en la integral de contorno piezoeléctrica, el tamaño de dicha retícula es estudiada para cada caso de anisotropía de modo de obtener resultados acordes a los ofrecidos por otros métodos numéricos.

6.15. Una aplicación para el entrenamiento y apoyo al médico integral en comunidades rurales e indígenas para evaluar traumatismos y planificación de tratamientos con implantes nacionales diseñados a la medida.

Responsable: M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).

Participantes:

V. Duarte, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Y. González, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).

Línea de Investigación: Gestión hospitalaria y asistencia médica.

Financiamiento: Fondo Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (FONACIT), Proyecto de Grupo PEII Nº 2013001909.

Objetivo general:

Generar una herramienta para el entrenamiento y apoyo al médico integral en comunidades rurales lejanas para la evaluación de traumatismos a partir de registros médicos y personales de fácil adquisición y planificación del tratamiento con implantes nacionales hechos a la medida.

Resumen:

Este proyecto se trata de mejorar las capacidades de médicos integrales y agentes comunitarios utilizando una herramienta computacional de entrenamiento para el diagnóstico de fracturas simples y remisión de casos clínicos pre-evaluados a especialistas, ubicados en hospitales de referencia donde pacientes de poblaciones rurales dispersas puedan atenderse. La herramienta permite proponer tratamientos con implantes de fabricación nacional hechos a la medida.

Los traumatismos simples pudieran no recibir atención mínima por parte de médicos y agentes comunitarios en espacios rurales, por falta de experiencia o recursos, retardando la curación hasta que un especialista trate el caso con implantes adecuados, prolongando la aplicación temprana de procedimientos médicos sencillos por parte de estos profesionales, que necesitan entrenamiento y usualmente a distancia.

En esta primera etapa se desarrollaron algoritmos con el fin de expandir los límites del conocimiento mediante la implementación del concepto de Aprendizaje Móvil, logrando así que los usuarios tengan acceso a la información desde cualquier lugar donde se encuentren y sean los principales involucrados en crear y compartir nuevos

conocimientos a distancia, a través de la utilización de dispositivos móviles, específicamente de teléfonos inteligentes los cuales con sus numerosas aplicaciones forman parte casi imprescindible de la vida cotidiana de sus usuarios.

Para validar la aplicación en dispositivos móviles Android, se desarrolló un algoritmo el cual permite el cálculo de curva elástica en vigas mediante el Método de Clebsch

Resultados:

Funciones de la aplicación:

- Estudio de diferentes configuraciones de vigas isostáticas, sometidas a cargas externas.
- Permite el estudio completo del sistema (introduciendo Módulo de elasticidad: Ee Inercia de la sección: Iz), o el estudio sencillo (únicamente introduciendo longitud del elemento y los resultados obtenidos se mostrarán como Y(x)EI z , α(x) EI z)
- Calcula y muestra las reacciones internas del sistema.
- Calcula y muestra las constantes de integración (C1 y C2) que surgen al obtener las ecuaciones de la pendiente de la elástica (α(x)) y la elástica (Y(x)).
- Muestra las ecuaciones de la pendiente de la elástica y de la elástica, ambas multiplicadas por la rigidez a flexión del elemento.
- Calcula y muestra los valores de momento, pendiente de la elástica y elástica para los diferentes tramos del elemento.
- Muestra los valores máximos y mínimos de la elástica y las longitudes a las cual
- ocurren.
- Muestra los diagramas de corte, momento, pendiente de la elástica y elástica del
- sistema propuesto.
- No necesita internet para ejecutarse.

Figura 4.15.1. Interfase de usuario: Resultados.

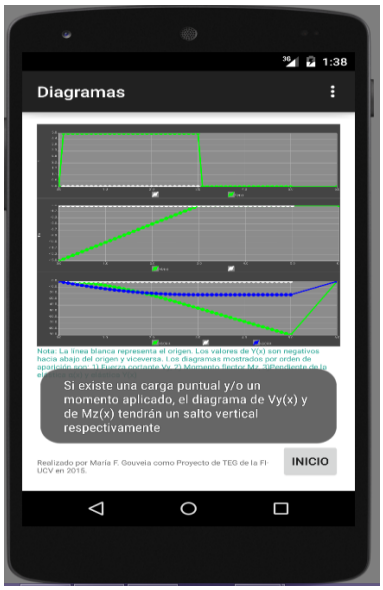


Figura 4.15.2. Curvas elástica en vigas.

Limitaciones:

- Estudio de vigas isostáticas.
- Vigas de longitudes no mayor a diez metros.
- Debe aplicarse al menos una carga.

- Las cargas distribuidas aplicables sólo serán de tipo lineal.
- Expone los resultados con tres cifras decimales.

La herramienta presentada resulta de uso sencillo, amigable y es capaz de resolver configuraciones complejas en un tiempo muy corto, obteniendo una reducción de los tiempos de ejecución de aproximadamente 25 minutos, brindando así dos de las principales ventajas de las herramientas de cálculo: precisión y rapidez. Con la implementación de la aplicación Elástica Clebsch en el aula de clase, se hace frente a la inminente demanda actual sobre el uso de tecnologías como parte del Aprendizaje Móvil que se vive en el mundo, brindando una nueva perspectiva sobre la educación y múltiples oportunidades a los estudiantes, al propiciar el uso de diferentes métodos de ejercitación.

6.16. Desarrollo de una plataforma de información para la visualización y procesamiento de señales electroencefalograficas (EEG), Electromiográficas (EMG) y Electrocardiograficas (ECG) y manejo de historias médicas.

Responsable: V. Duarte, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

V. Duarte, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).

L. Rodríguez, Universidad Nacional Experimental Rómulo Gallegos.

Línea de Investigación: Gestión hospitalaria y asistencia médica.

Financiamiento: Fondo Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (FONACIT), Proyecto de Grupo PEII Nº 2013002097.

Objetivo general:

Diseñar y Desarrollar una herramienta computacional para la visualización y procesamiento de señales EEG, EMG y ECG y el estudio de las historias médicas.

Resumen:

El presente proyecto está enfocado en facilitar al médico el diagnóstico temprano de enfermedades, donde el procesamiento y visualización de señales electrocardiográficas (ECG), electroencefalografías (EEG) y electromiografías (EMG) representen una alternativa, logrando manejar la amplitud, sobre un número finito de valores de manera discreta y respaldado por historias médicas. El objetivo fue desarrollar un sistema para la transmisión, visualización, análisis y procesamiento de señales biomédicas y manejo de historias médicas, cuya metodología de trabajo brindara ventajas que permitan evaluar el riesgo que aparece al momento de desarrollar un software, se comienza analizando las diferentes alternativas de procesos en el diseño del software, se selecciona el riesgo más asumible. Primero, se parte de la visualización de las señales en tiempo y frecuencia extrayendo información relevante para luego mediante algoritmos desarrollados en lenguaje C se implementen los algoritmos de transformada rápida de Fourier y de filtros digitales. La interfaz de usuario fue desarrollada en java para que sea multiplataforma y de software libre en donde se puedan crear los registros de las historias médicas a través de una base de datos desarrollada en PostgresSQL y a su vez la visualización y procesamiento de señales sea factible y cuyo costo computacional no sea considerable, permitiendo al usuario la

elección de las acciones que le permitan el análisis y posible diagnóstico de patologías asociadas a desordenes en señales biomédicas.

Resultados:

Módulo de Procesamiento y Visualización de la Señales

A través de esta interface el usuario puede manejar todas las operaciones concernientes al procesamiento de los registros de las señales y la manera en que se visualizará (figura 4.16.1).

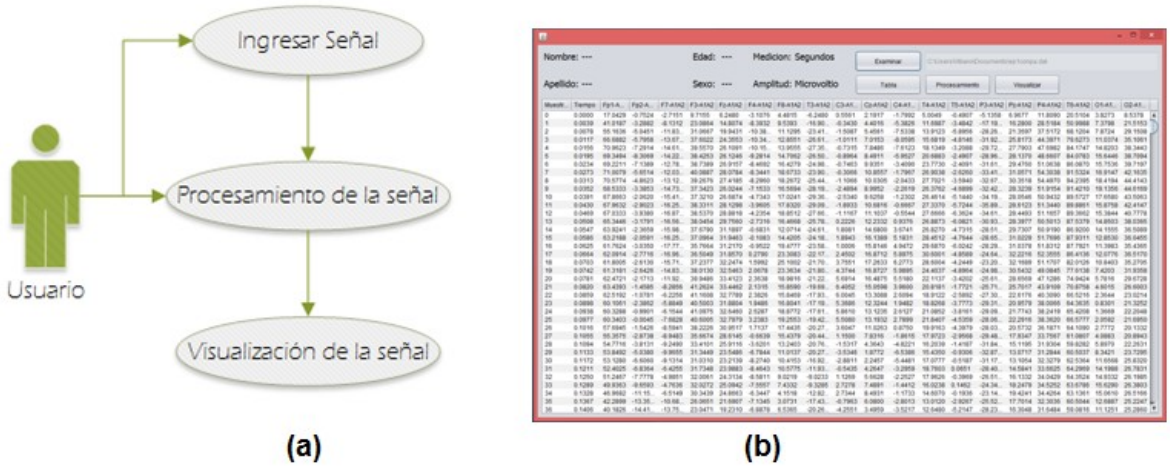


Figura 4.16.1. a) Caso de uso procesamiento y visualización de la señal b) Procesamiento de la Señal

Módulo de la Visualización de la Señal

Los trazos de las señales se visualizan como si se encontraran en un pliego de papel (figura 4.16.2a). El usuario puede escoger como visualizar la señal (tiempo o frecuencia) de acuerdo a los datos que se desean extraer de la señal.

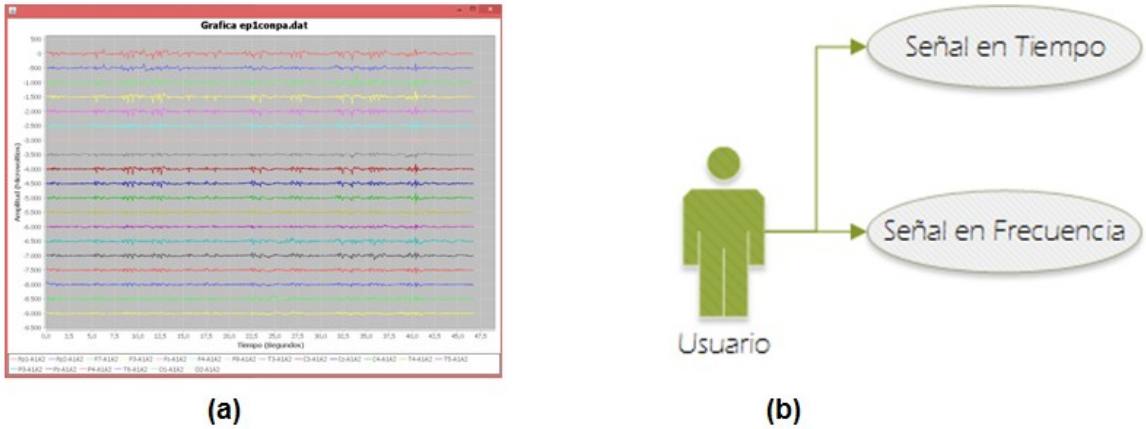


Figura 4.16.2. Visualización de la señal (Tiempo) Caso de uso visualización de la señal.

Módulo de Administración de Historias Médicas

Este módulo permite administrar a todas las personas registradas que no sean identificados como médicos en el sistema, acá se almacenará toda la información pertinente como (motivo de la consulta, antecedentes, examen físico, hábitos y exámenes asociados a los estudios realizados), permitiendo así mantener un control sobre la evolución del paciente (figura 4.16.3b). Los médicos solo pueden acceder al registro de los pacientes a su cargo.

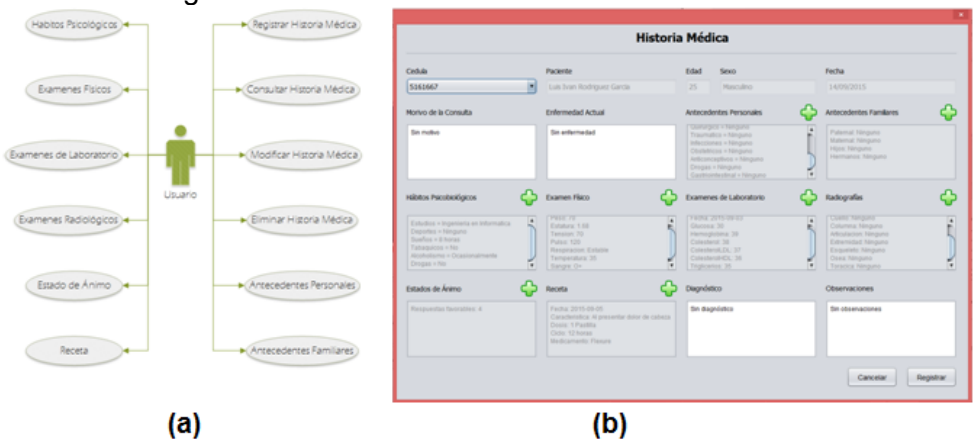


Figura 4.16.3. (a) Diagrama UML: Caso de Uso Administrar Historias Médicas, (b) Registrar de Historia Médica .

El proyecto fue desarrollado en dos etapas, una primera etapa dirigida a extraer a partir del registro, información relevante para su visualización en tiempo, frecuencia y en sus bandas. En esta etapa se utilizó lenguaje C para la implementación de los algoritmos. En la segunda etapa se diseñó la interfaz de usuario, la cual fue desarrollada en Java, adicionalmente se creó una base de datos de fácil utilización, manejada por PostgreSQL, que almacena y manipula los datos necesarios para proporcionar la información al usuario.

6.17. Diseño de andamios (scaffolds) para la adhesión y proliferación celular usando ácido-láctico (PLA) y empleando herramientas CAD y la técnica de impresión 3D.

Responsable: E. Dávila, Centro de Investigación en Tecnologías de Producción (CITPRO).Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

C. González, Centro de Ensayos Clínicos y Técnicas Médicas (CECTEM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).

Línea de Investigación: Desarrollo de biomateriales.

Financiamiento: Fondo Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (FONACIT), Proyecto de Grupo PEII Nº 201100555.

Objetivo general:

Diseñar y desarrollar prototipos de andamios biomiméticos para la regeneración de tejido óseo empleando herramientas computacionales a través del método de elementos finitos.

Resumen:

Se desarrollaron dos diseños de andamios (*scaffolds*) para la adhesión y proliferación celular usando poli-ácido-láctico (PLA) y empleando herramientas CAD y la técnica de impresión 3D, de los cuales el segundo fue objeto de sucesivas modificaciones para generar los resultados que se presentan a continuación:

Inicialmente se diseñaron varias celdas partiendo de un polígono de ocho vértices que actúa como tapa. Se insertaron formas de tipo diamante entre 100 µm - 300 µm, con el objeto de representar las porosidades requeridas. El espesor de cada tapa es de 0,25 mm para crear una porosidad interna en la celda de 300 µm y de esta manera exista una mejor conexión entre las celdas y una mayor porosidad. La porosidad fue disminuyendo para otorgar mayor resistencia al modelo de celda original, sin dejar de poseer un alto porcentaje de poros al funcionar como binomios y a su vez, ser más similares a las características óseas.

Por tal motivo, se realizaron tres clases de celdas unitarias porosas, unas celdas más cerrada para representar la capa cortical (figura 4.17.1a) y otras celdas más abiertas que simulen al tejido trabecular (figura 4.17.1b y c). Al culminarlas, se procedió al ensamble por pares de las mismas, es decir, {I, II} y {I, III}, mostradas en la figura 4.17.2, para determinar si al unir un tipo de celda con una porosidad elevada junto con una de menor volumen de poros, fuese posible mejorar dos propiedades esenciales para la adhesión y proliferación celular ósea, estas son: un promedio de porcentaje de porosidad superior al 60% y ser capaz de soportar 12 MPa como mínimo de esfuerzo.

Figura 4.17.1. Celdas tipo I, II y III con 70%, 61% y 50% de porosidad, respectivamente.

Seguido del ensamble y el reensamblado, se determinó un análisis de compresión CAD para cada celda y sistemas de celdas (figura 4.17.2), a fin de comprobar lo mencionado y determinar su factibilidad como binomios en el andamio.

Al comparar los valores de esfuerzo de Von Mises de cada sistema con los de la celda I (original) a una carga de 0,1 N, se observa que existe un decrecimiento en el esfuerzo de los mismos; esto implica que al unir dos tipos de celdas diferentes, se puede mantener un volumen de porosidad mayor al 60% y a su vez aumentar un 20% las propiedades de resistencia mecánica en compresión. De acuerdo al análisis de tensión y a las características de las celdas II y III, formando binomios con la celda I, se determinó que el sistema I/II es el adecuado para conformar la macroestructura del andamio (ver Tabla 4.17.1). Los valores de carga permisible se encuentran por debajo de 0,01 N, a fin de que las estructuras posean un esfuerzo que se mantenga por debajo del límite de fluencia del PLLA (60 MPa) y mantengan el diseño de la estructura antes de iniciarse el proceso de degradación del material y la proliferación y crecimiento de las células óseas.

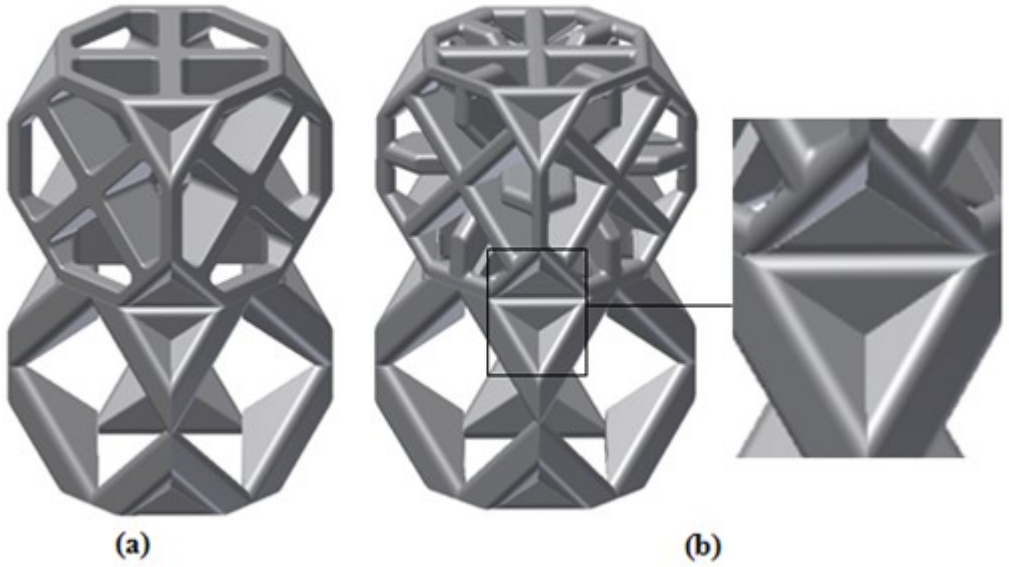


Figura 4.17.2. Sistema de celdas (a) I, II y (b) I, III.

Tabla 4.17.1. Esfuerzos de compresión a 0,1 N y porosidades de cada celda.

Celdas	Esfuerzo de Von Mises (MPa)	Porosidad (%)
I	162,9	70
II	86,52	61
III	28,94	50
Sistema I/II	128,2	66
Sistema I/III	126,7	60

6.18. Optimización del diseño de un implante dental de titanio con el fin de evitar la falla postquirúrgica por stress shielding y la formación de cultivos bacteriales.

Responsable: E. Dávila, Centro de Investigación en Tecnologías de Producción (CITPRO).Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).

J. Gil, BIBITE, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona, España.

Línea de Investigación: Diseño de dispositivos biomédicos.

Financiamiento: BIBITE, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona, España / Fondo Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (FONACIT), Proyecto de Grupo PEII Nº 201100555.

Objetivo general:

Optimizar un implante dental de titanio a través de técnicas experimentales y computacionales con la finalidad de disminuir las fallas producto de la reabsorción ósea y de la aparición de puntos de infección.

Resumen:

Se evaluó el comportamiento biomecánico en la interfase en un implante dental de titanio en contacto con el hueso cortical, usando el método de elementos finitos (MEF). Se comparó el crecimiento óseo en la interfase mediante un proceso histológico

in vivo y se propuso una metodología antibacterial a través de un proceso de anodizado electroquímico con partículas de plata sobre superficies de titanio pulido. Se realizó un estudio computacional se empleando un modelo totalmente tridimensional de un implante dental insertado en la mandíbula inferior, desarrollado en un programa de diseño asistido por computador (CAD) y se aplicando una carga axial en cuatro diseños diferentes. Para el proceso histológico in vivo se insertaron los cuatro diseños propuestos en tibias de conejos y se evaluaron a las tres y seis semanas de implantación. Finalmente, para el anodizado se usó un medio electrolítico de tiosulfato de sodio y nitrato de plata y tres condiciones de anodizado variando la temperatura. Se obtuvo que el diseño con mejor comportamiento mecánico e histológico fue el modelo con tres anillos. Asimismo, se demostró que el anodizado electroquímico inhibe la colonización bacterial, concluyendo que los resultados obtenidos a temperatura ambiente fueron los que permitieron mayor adhesión celular y menor adhesión bacteriana.

Resultados:

En la figura 4.18.1 se observa que la mayor concentración de tensiones se obtuvo en la parte superior del implante justo en la zona que se encuentra en contacto con el hueso cortical, variando en función del diseño, por lo que se esperaría una mayor reabsorción ósea en esa zona. En este sentido, se observaron variaciones alrededor del 16% en las tensiones obtenidas en los cuatro modelos, por lo que se llevó a cabo un análisis más detallado evaluando la distribución de tensiones en los cortes longitudinales de cada modelo propuesto y la tensión máxima asociada.

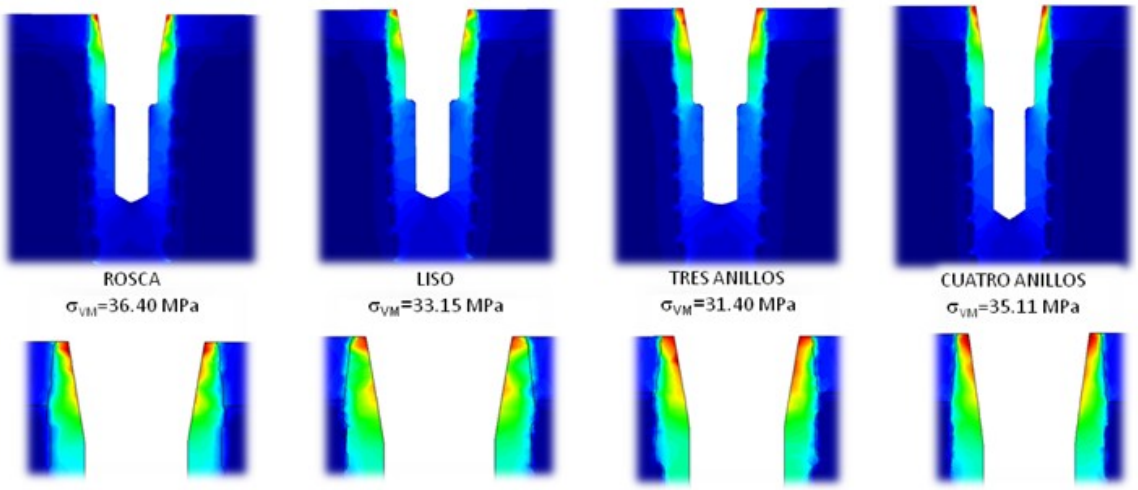


Figura 4.18.1. Estudio computacional: modelo 3D de 4 diseños de un implante dental insertado en mandíbula inferior.

Al evaluar las tensiones en una sección lineal desde el implante hasta el hueso (figura 4.18.2a) se observa la tendencia mostrada en la figura 4.18.2b, en la cual se aprecia que la distribución obtenida sigue un comportamiento similar, independiente del diseño propuesto, notándose que los esfuerzos en la zona del implante o del titanio son superiores con respecto a los esfuerzos obtenidos en la zona del hueso cortical. Sin embargo en la interfaz longitudinal de unión entre el implante y el hueso (figura 4.18.2c) se observar que el comportamiento de las tensiones no es homogéneo y que las mismas son menores en los diseños con tres y cuatro anillos en la zona en contacto con el

hueso cortical y el diseño liso en la zona en contacto con el hueso trabecular (figura 4.18.2d).

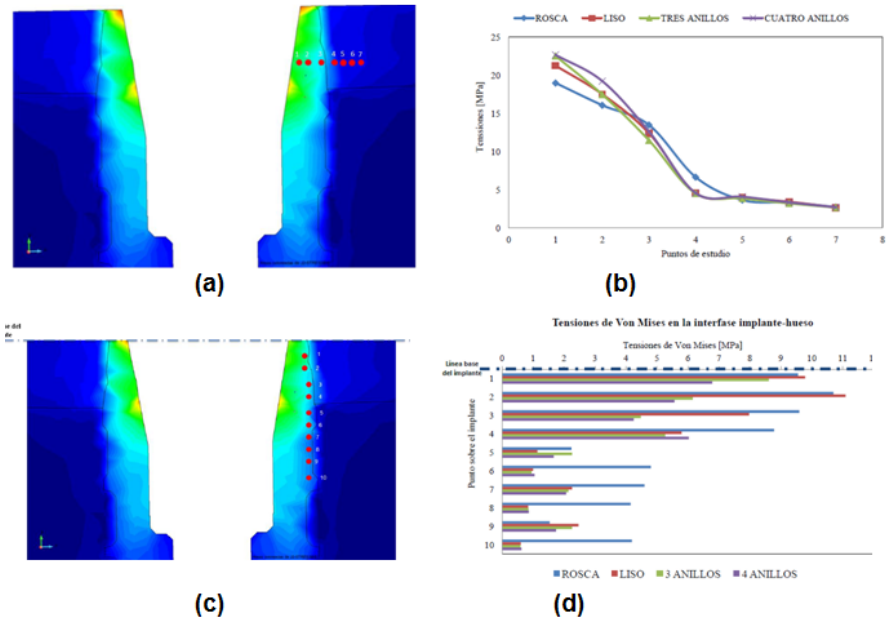


Figura 4.18.2. Estudio computacional de la interfase: (a) tensiones en una sección lineal desde el implante hasta el hueso, (b) interfaz de unión entre el implante y el hueso.

De acuerdo con un estudio histológico/experimental realizado en este trabajo a los diseños propuestos, el cálculo del porcentaje de inserción de hueso en el implante en la interfaz (%BIC) sugiere, tanto para la 3ra como para la 6ta semana de implantación, que el implante con tres anillos como el completamente liso serían adecuados para esta aplicación, pero se debe tener en cuenta que el cálculo del parámetro BIC no ha sido el único objeto de estudio para los implantes *BoneLevel*. Previamente se realizó un estudio de simulación numérica a partir del cual se observa que los diseños con anillos parecían ser los más adecuados para la aplicación desde el punto de vista biomecánico. Al solapar ambos estudios y considerar las necesidades topográficas desde el punto de vista biológico, es posible afirmar que el diseño recomendado será el de tres anillos.

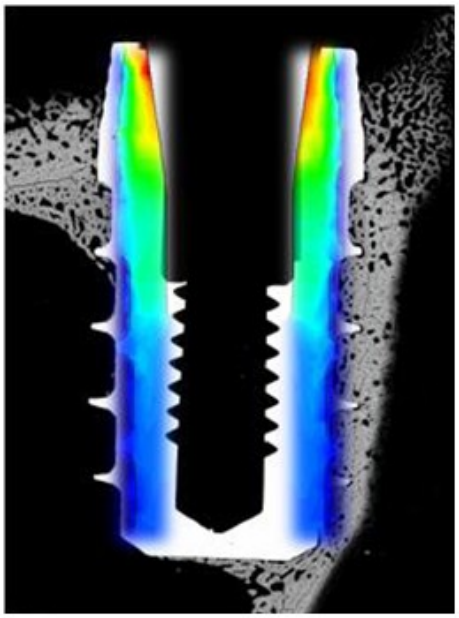


Figura 4.18.3. Resultados obtenidos a través del análisis computacional y de la microscopía electrónica de barrido producto del proceso histológico para el implante con tres anillos.

En base a lo anterior, en la figura 4.18.3se puede observar que las zonas de mayor concentración de tensiones (zonas de color rojo) coinciden con aquellos puntos donde se obtuvo reabsorción ósea, lo que permite validar la hipótesis generada en el análisis computacional llevado a cabo previo al estudio histológico. Por otro lado, el resultado observado en el estudio experimental permite afirmar que a largo plazo se obtendrá una

mejor oseointegración en aquellas zonas donde la distribución de tensiones se lleve a cabo a lo largo del implante dental comparado con aquellos resultados que arrojan zonas puntuales con concentración de altas tensiones.

Esta trabajo también incluyó un estudio del proceso de anodizado para determinar la metodología apropiada para garantizar un porcentaje de recubrimiento de Plata, con el fin de minimizar la deposición bacteriana.

7. Proyectos I+D internacionales

7.1. ***Proyecto CIMNE-INABIO:*** "Red de Aulas virtuales en métodos numéricos: un esquema de integración España-Iberoamérica"

Financia*: Comunidad Europea y Gobierno de Cataluña*

Responsable:M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).

Participantes: Venezuela, Brasil, Perú, Argentina, Colombia, Cuba, España, México, Chile, El Salvador

Línea de Investigación asociada al Inabio:Diseño de dispositivos biomédicos, desarrollo de biomateriales, análisis y caracterización de tejidos, procesamiento y visualización de imágenes, desarrollo de modelos matemáticos, simulación de fenómenos biológicos.

Resumen:

El Instituto Nacional de Bioingeniería forma parte de la Red Aulas CIMNE que nace por iniciativa del Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE), de la Universidad Politécnica de Cataluña, y cuyas actividades se enfocan en Análisis Numérico. Tiene como objetivo promover el libre intercambio de conocimientos y herramientas de Análisis Numérico entre universidades, centros de investigación y empresas relacionadas a éste sector. Su campo de acción comprende la Iberoamérica, siendo España, Colombia, Argentina, Cuba y México los países participantes (figura 7.1.1).

Integrantes del Aula CIMNE-Inabio:

Dirección	
Prof. Miguel Cerrolaza	Director del Aula
Profa. Vannessa Duarte	Coordinadora General del Aula
Profa. Gladys Uzcátegui	Coordinadora de Pasantías del Aula
Integrantes	
Prof. Félix Nieto	Profa. Everling Dávila
Profa. Leyde Briceño	Profa. Liseth Valencia

Cerca de 8 estudiantes de ingeniería, física, medicina y odontología, quienes participan en el aprendizaje del software GID para el modelado, diseño y visualización de resultados en proyectos en donde se utilizan métodos numéricos en bioingeniería.

Figura 7.1.1. Red de Aulas CIMNE.

Líneas y proyectos de Investigación del Aula CIMNE-Inabio:

- Modelos matemáticos de remodelado óseo, crecimiento celular y liberación de fármacos.
- Desarrollo y fabricación de dispositivos protésicos (cadera, rodilla, columna, y otros).
- Estudio de materiales biocompatibles y procesos de degradación.
- Estudios de fluidos humanos y válvulas cardiacas.
- Desarrollo y fabricación de implantes y placas odontológicas.
- Procesamiento y tratamiento de imágenes y señales biológicas.
- Robótica médica.
- Procesos de fabricación de dispositivos biomédicos.

7.2. *Proyecto TOTAL.Knee:* "Towards a new generation of knee implants""

Financia*: Comunidad Europea y Gobierno de Cataluña*

Responsable: M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).

Participantes:

C. González, Centro de Ensayos Clínicos y Técnicas Médicas (CECTEM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

N. Mangado, Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).

Línea de Investigación asociada al Inabio:Diseño de dispositivos biomédicos, desarrollo de biomateriales, simulación de fenómenos biológicos.

Resumen:

There exist some factors affecting strongly the deterioration of knee prosthesis:

- Mechanical loosening
- Instability because of the misalignment
- Fracture of some components
- Wear of some of the components
- Fracture of the bone around the prosthesis

Most of these factors are directly related to the geometry and materials of the prosthesis. Therefore, the study, modification and improving of knee prostheses is a subject of the most concern, being considered by world-wide researchers in Europe, Japan and USA. Despite the good number of knee prostheses available, the continuous improving of already existing designs and new designs is still carrying out. The goal is to improve the performance and behavior of knee prostheses lifespan, in order to minimize the risk of fracture and loosening. Thus, the longer the knee prosthesis the less money will be spent.

For instance, in the case of older people, it is mandatory to evaluate the deterioration of the bone quality and the ability of bone-integration. Moreover, in the case of older persons, the mechanical loosening is even larger than in other human groups. Another factor of large impact is the coupling between the bone and the prosthesis. If the bone quality is good we will have a good bone-integration. Then, the study of the bone integration is relevant to this research (figure 7.2.1).

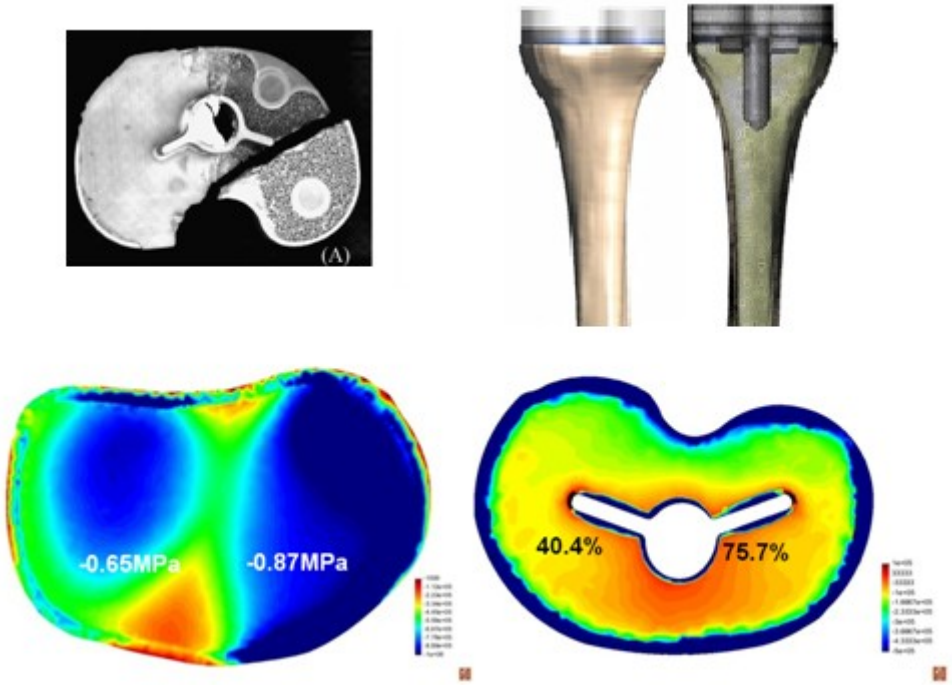


Figura 7.2.1. Arriba: fractura de componente tibial; malla EF de prótesis
Abajo: Tensiones en plato tibial por elementos finitos

7.3. ***Proyecto BodyGID:*** "Desarrollo de una versión 3D del cuerpo humano a ser visualizada con GID"
Financia*: CIMNE y Gobierno de Cataluña*

Responsable:M. Cerrolaza, Centro de Investigación y Simulación en Nanotecnología (CISNANO), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV. / Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE).
Participantes:
V. Duarte, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.
O. Rodríguez, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.
L. Briceño, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.
Línea de Investigación asociada al Inabio:Diseño de dispositivos biomédicos, gestión hospitalaria y asistencia médica, simulación de fenómenos biológicos.
Objetivos:

Desarrollar un entorno virtual modular para la representación geométrica y simulación del comportamiento mecánico y fisiológico de componentes del cuerpo humano, incluyendo la inserción de implantes y su interrelación con el entorno.

La contribución del Inabio, como parte de este proyecto, se centra enel desarrollo de técnicas y metodologías para optimizar la representación geométrica y simulación del comportamiento mecánico y fisiológico de componentes del cuerpo humano.

Resumen:

El proyecto presenta el trabajo multidisciplinario y mancomunado de varias instituciones internacionales colaborando en el desarrollo de un entorno virtual basado en la herramienta GID, para el estudio de los sistemas del cuerpo humano (figura 7.3.1).

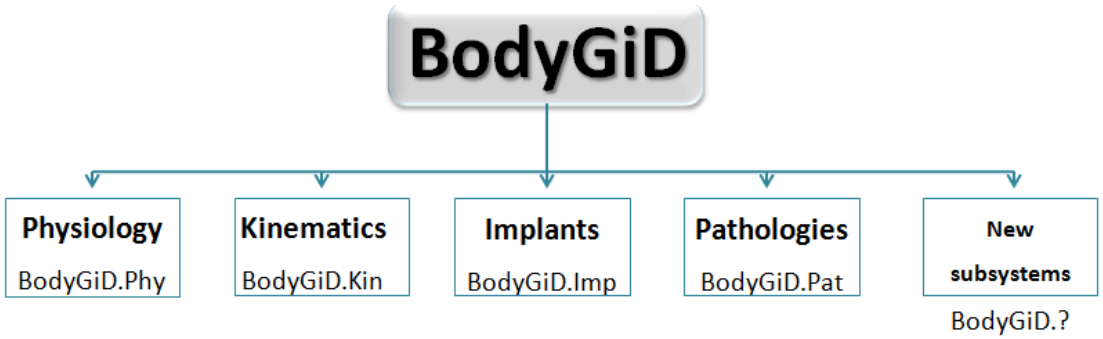


Figura 7.3.1. Entorno virtual y modular del proyecto BodyGID

Los trabajos desarrollados en el Inabio se han enfocado principalmente a la implementación y optimización de técnicas y metodologías para el procesamiento de imágenes médicas y reconstrucción 3D de órganos y partes del cuerpo humano, procesos propios del "BodyGID.Phy". También los trabajos han centrado esfuerzos en el módulo "BodyGID.Imp", en el desarrollo de modelos constitutivos y diseño de implantes.

Inicialmente se desarrolló un código en el software Matlab para ampliar el polígono de control de los puntos de boor, con lo cual se logró corregir la continuidad entre los límites de los conjuntos de parches B-splines, algoritmos implementados en las funciones: mandibula.m, SuperficieSplineCubic.m y superficie.m. del código. Adicionalmente se modificaron las relaciones paramétricas entre las medidas y las coordenadas de los puntos que conforman la nube, para las estructuras óseas, en

función de parámetros morfométricos. En la figura 7.3.2 se destaca el proceso de creación y optimización del modelo 3D de una mandíbula humana.

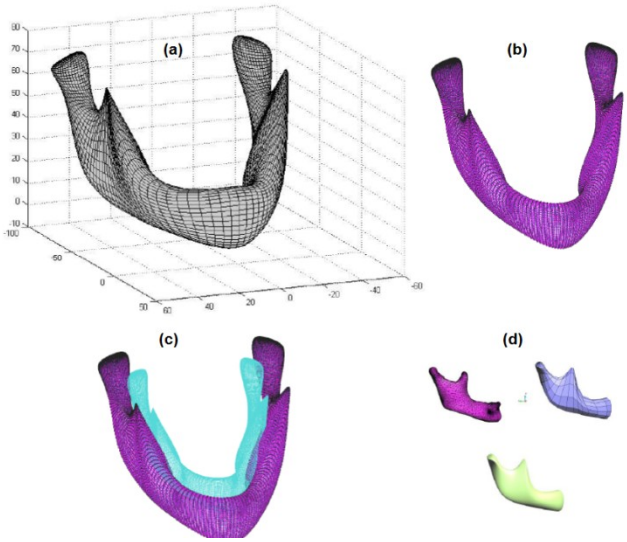


Figura 7.3.2. Parametrización de la estructura ósea de la mandíbula humana: (a) superficie graficada con el software Matlab de la estructura ósea mandibular parametrizada, (b) Estructura ósea mandibular generada por B-splines con la data del humano virtual de BodyGiD, (c) Volumen de la estructura ósea mandibular generada por B-splines, (d) Detalle lateral de la estructura original del BodyGiD y de la estructura generada por B-splines. Fucsia-estructura original, Azul-estructura generada usando divisiones=3, Verde-estructura generada usando divisiones=10

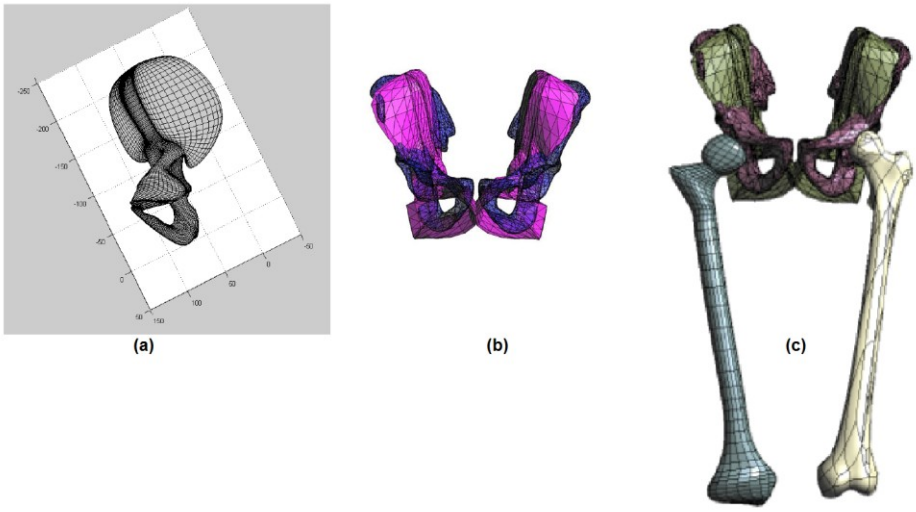


Figura 7.3.3. Parametrización de la estructura ósea de la cadera y fémur: (a) Estructura ósea de la cadera obtenida con un número de divisiones igual a 10, (b) Detalle frontal de la estructura original del BodyGiD y de la primera versión de la estructura de la cadera generada por B-splines. Azul-estructura original, Fucsia-estructura generada usando divisiones=3, (c) Detalle desde la vista frontal de estructuras originales del BodyGiD (Morado-cadera y Beige-fémur izquierdo) y de las estructuras generadas por B-splines. Azul-estructura fémur derecho, Verde-estructura de la cadera usando divisiones=3.

7.4. ***Proyecto IAEA (International Atomic Energy Agency):*** Use of 3D Zernike polynomials and other form descriptors in the rigorous quantitative analysis of dose conformity in radiosurgery and radiotherapy treatment planning

Financia*: International AtomicEnergy Agency*

Responsable:M. Martín, Centro de Visualización en Imágenes Médicas (CEVIM), Instituto Nacional de Bioingeniería UCV.

Participantes:

W. Torres, Centro de Procesamiento Digital de Imágenes (FII).

Objetivos:

To evaluate the match between the planning target volume (PTV) and the dose volume distribution (DVD) using different form descriptors including 3D Zernike polynomials, with applications in the optimal selection of radiosurgery/radiotherapy treatment technique, and treatment planning optimization.

- Implementation of several tumor image segmentation procedures which may include those based on the use of form descriptors, such as Zernike polynomials, or in general, orthogonal polynomials.

- Form characterization of tumor lesions in segmented images through its moment expansion using Zernike moments or any other moments already in use as form descriptors. Comparison of the segmented image moment expansion and the expansion for the actual treatment volume (PTV).

- Comparison of moment expansions of PTV and dose volume distributions on actual treated patients. Design of a rigorous conformity index based on these results.

- On actual cases, simulation of different treatment plans based on different treatment techniques available. Based on the results it could be possible to decide which treatment technique is more suitable to use for the actual treatment on the patient.

Research will be carried on using information coming from different clinical facilities (IDACA Centro Médico de Caracas, IDACA Centro MédicoDocente La Trinidad, IDACA Las Ciencias) equipped with LINACs, CTs, PET/CT, SPECTs, MRs. Also access to treatment planning workstation is granted by MEDITRON, local representative of Philips and Elekta systems. Software developmentwill be realizedonINABIO'sfacilities.

8. Gestión administrativa de proyectos financiados

V. Duarte, Estudio y caracterización de biomateriales de producción nacional para aplicaciones en traumatología y ortopedia, CDCH-UCV, PI-21-8193-2011.
Fecha de aprobación: 03/12/2012.
Fecha de rendición: 05/05/2015.
Financiamiento: 15000 Bs.

V. Duarte, Desarrollo de una plataforma de información para la visualización y procesamiento de señales electroencefalográficas (EEG), electromiográficas (EMG), y electrocardiográficas (ECG) y manejo de historias médicas, FONACIT, PEII2013002097.
Fecha de aprobación: 03/09/2013.
Fecha de rendición: vigente
Financiamiento: 146867,37 Bs.

Y. González, Desarrollo de dispositivos odontológicos para el tratamiento de afecciones bucales, FONACIT, PEII 2012000967.
Fecha de aprobación: 30/04/13
Fecha de rendición: vigente
Financiamiento: 190700,00 Bs.

M. Cerrolaza, Una aplicación para el entrenamiento y apoyo al médico integral en comunidades rurales e indígenas para evaluar traumatismos y planificación de tratamiento conimplantes nacionales diseñados a la medida, FONACIT, PEII 2013001909.
Fecha de aprobación: 12/12/13
Fecha de rendición: vigente
Financiamiento: 348631.58 Bs.

E. Dávila, Desarrollo de biomateriales con tecnología nacional para aplicaciones en traumatología y ortopedia, FONACIT, PEII 2011001215.
Fecha de aprobación: 01/04/12
Fecha de rendición: 20/07/15
Financiamiento: 146400,00 Bs.

G. Uzcátegui, Diseño y simulaciones de un sistema de implantes dentales, CDCH Nº PI-21-8194-2011/1
Fecha de aprobación: 11/04/12
Fecha de rendición: 15/09/15
Financiamiento: 15000,00 Bs.

9. Productos

9.1. Artículos en revistas

9.1.1. G. Uzcátegui, E. Dávila, F. Brito, M. Cerrolaza. Evaluación Biomédica de implantes dentales sometidos a cargas oblicuas: Combinación de varias características geométricas. *Revista Informe Médico*, 17 (2), pp. 55-68, 2015.

9.1.2. V. Duarte, M. Cerrolaza, C. González. Efecto de la piezoelectricidad en la curación de fracturas y reparación del tejido óseo, *Revista Informe Médico*, 18(1), 2016.

9.1.3. M. Cerrolaza, F. Nieto, Y. González. Modeling the nutrients behavior under compression mechanical in intervertebral discs: a boundary integral simulation. *Journal of AppliedMathematicalModelling*(underrevision).

9.1.4. G. Uzcátegui, E. Dávila, M. Cerrolaza. A simple and efficient methodology to improve design proposals of dental implants: A design case study. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 27(3), pp. 1550037: 1-13, 2015.

9.1.5. Rodríguez Olivo, Jesús Rodríguez, Mendoza Sofía, Dávila Everling, Vivas Jennire, Cerrolaza Miguel. Estudio de materiales para la fabricación de un andamio para regeneración de tejido óseo usando el método de elementos finitos. *Revista Acta Científica Venezolana,* 65(3):138-146, 2015.

9.2. Artículos en eventos científicos

En esta sección se incluye la producción presentada a nivel de congresos, coloquios y jornadas. Contiene además, parte de la producción del último período del año 2014.

9.2.1. E. Dávila, M. Ortíz, J. Gil, M. Cerrolaza. “Estudio experimental de implantes dentales de titanio para minimizar fallas por infecciones”. *4to Congreso de Ciencia y Tecnología de Venezuela*. Caracas, Venezuela, noviembre 2015.

9.2.2. C.Prieto, O. Rodríguez. "Medical robotic guided by active vision handling a laparoscope". *2nd ColombianConferenceonAutomatic Control (CCAC)*,pp.1-6, Colombia, octubre 2015.

9.2.3. C. Meriño, V. Duarte, O, Castillo. "Diseño de un brazo de asistencia robótica para cirugía laparoscópica", *4to Congreso Venezolano de Ciencia, Tecnología e Innovación CYTVEN 2015*. Caracas, noviembre 2015.

9.2.4. E. Dávila, V. Duarte. "Desarrollo de láminas para el termoformado de cuencas para exoprótesis empleando polímeros de producción nacional", *4to Congreso Venezolano de Ciencia, Tecnología e Innovación CYTVEN 2015*. Caracas, noviembre 2015.

9.2.5. Princess Rivas, Gladys Uzcátegui."Análisis computacional de la estabilidad biomecánica de una placa de osteosíntesis para fractura de cuerpo mandibular", *II Simposium Científico en Métodos Avanzados en Bioingeniería* (SWAMBIO 2015). Caracas, junio 2015.

9.2.6. Félix Brito, Gladys Uzcátegui."Análisis del comportamiento biomecánico de un implante dental considerando variaciones óseas", *II Simposium Científico en Métodos Avanzados en Bioingeniería* (SWAMBIO 2015). Caracas, junio 2015.

9.2.7. Molina L. “Obtención del quitosano de los quironómidos (Insecta: Díptera: Chironomidae) para usar en aplicaciones biomédicas". *4to Congreso Venezolano de Ciencia, Tecnología e Innovación CYTVEN 2015*. Higuerote, noviembre 2015.

9.2.8. Molina L., Viloria A. “Uso de los Macroinvertebrados Bentónicos como Biomaterial con especial énfasis en los quironómidos (Insecta: Díptera: Chironomidae)", *II Simposium Científico en Métodos Avanzados en Bioingeniería* (SWAMBIO 2015). Caracas, junio 2015.

9.2.9. Edgar Quintana, Leyde Briceño, Yomar González. "Análisis mecánico de un prototipo de inserto tibial para una prótesis de rodilla con estabilización posterior”. *II Simposium Científico en Métodos Avanzados en Bioingeniería* (SWAMBIO 2015). Caracas, junio 2015.

9.2.10. Neal Briceño, Leyde Briceño. "Diseño del componente tibial de una prótesis de rodilla para mejorar la estabilidad en el hueso huésped”. *II Simposium Científico en Métodos Avanzados en Bioingeniería* (SWAMBIO 2015). Caracas, junio 2015.

9.2.11. Briceño L., Díaz K., y Romero E. "Simulación de un ateroma dentro de un segmento de la arteria coronaria izquierda". *Latin American Conference on Mathematical Modeling of Biological Systems*. Argentina, diciembre 2015.

9.2.12. BriceñoL., Díaz K., y Romero E. "Biomecánica del flujo en arterias coronarias". *II Simposium Científico en Métodos Avanzados en Bioingeniería* (SWAMBIO 2015). Caracas, junio 2015.

9.2.13. L Briceño, Y Sánchez, F Nieto. "Parametrización de estructuras óseas",*4to Congreso Venezolano de Ciencia, Tecnología e Innovación CYTVEN 2015*. Caracas, noviembre 2015.

9.2.14. L Briceño, Y Sánchez, F Nieto; "Parametrización de la estructura ósea de la meseta tibial",*Latin American ConferenceonMathematicalModeling of BiologicalSystems*. Argentina, diciembre 2015.
9.2.15. D Garcia, V Duarte, F Nieto."Aplicación para el pre-procesamiento de geometrías y condiciones de contorno en aplicaciones de métodos numéricos"*. LXV Convención Anual de AsoVAC*. Vargas, noviembre 2015.
9.2.16. G. Uzcátegui. "Análisis biomecánico y computacional de un implante dental", *X Congreso Odontológico Metropolitano*. Caracas, mayo 2015.
9.2.17. V. Duarte. "Innovación en tecnología para la salud", *V Congreso Venezolano de Bioingeniería, BIOVEN 2015*. Mérida, mayo 2015.
9.2.18. E. Dávila, V. Duarte, "Desarrollo de láminas para el termoformado de cuencas para exoprótesis empleando polímeros de producción nacional". *Jornadas de la Facultad de Ingeniería (JIFI)*. Caracas, noviembre 2014.
9.2.19. Pérez B, Vito A, Sánchez I, Uzcátegui G, González Y. "Measuring occlusal bite forces with a force sensing resistor. *XII Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas CIMENICS 2014*. Margarita, marzo 2014.
9.2.20. González Y, Uzcátegui G, Vivas J. "Análisis de la respuesta mecánica de un sistema de implantedental sometido a un estado dinámico de carga". *XII Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas CIMENICS 2014*. Margarita, marzo 2014.
9.2.21. Félix Brito. "Estudio del comportamiento biomecánico de un implante dental considerando variaciones en el hueso de soporte", *Jornadas de la Facultad de Ingeniería (JIFI)*. Caracas, noviembre 2014.
9.2.22. S. Rodríguez, J. Vivas, E. Dávila. “Diseño y evaluación de celdas unitarias para un andamio biomimético de regeneración de tejido óseo usando el método de elementos finitos”. XII Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas CIMENICS 2014. Margarita, marzo 2014.

9.3. Trabajos de Grado y Pasantías

En esta sección se incluye la producción presentada a nivel de tesis y pasantías. Contiene además, parte de la producción del último período del año 2014.

Trabajos finalizados

9.3.1. Estudio de técnicas y biomateriales para la oseointegración de prótesis e implantes. Tesis Doctoral, Prof. Everling Dávila. Tutor: M. Cerrolaza. Universidad Central de Venezuela (Caracas-Venezuela), junio 2015.
9.3.2. Remodelado de Huesos humanos sometidos a estímulos mecánicos y piezoeléctricos por el método de elementos de contorno. Tesis Doctoral, Prof. Vannessa Duarte. Tutor: Miguel Cerrolaza, Universidad Central de Venezuela (Caracas-Venezuela), julio 2015.
9.3.3. Estudio del comportamiento óseo utilizando un modelo acoplado de elementos de contorno y elementos finitos.Tesis de Maestría, Prof. Liseth Valencia. Tutor: M. Cerrolaza. Universidad Central de Venezuela (Caracas-Venezuela), marzo 2015.
9.3.4. Diseño y construcción de un brazo de asistencia robótica de uso académico para cirugía laparoscópica. Tesis de Pregrado, Br. Carlos Meriño y Br. Oswaldo

Castillo. Tutor: V. Duarte. Universidad Central de Venezuela (Caracas-Venezuela), noviembre 2015.

9.3.5. Desarrollo de una aplicación para el pre-procesamiento de geometrías y condiciones de contorno en aplicaciones de métodos numéricos. Tesis de Grado, Br. D. García. Tutores: F. Nieto y V. Duarte. Universidad Nacional Experimental Rómulo Gallegos (Caracas-Venezuela), mayo 2015.

9.3.6. Diseño y desarrollo de andamios biomiméticos para regeneración de tejidos óseos usando el Método de los Elementos Finitos. Tesis de Pregrado, Brs. Sofía Rodríguez y Jesús Rodríguez. Tutor: E. Dávila. IUTFRP, mayo 2015.

9.3.7. Optimización de la geometría de una prótesis parcial de cadera tipo Thompson, en función a procesos de fabricación existentes en Venezuela. Tesis de Pregrado, Br. Antonio Barroso. Tutor: Y. González. Universidad Nacional Experimental Politécnica Antonio José de Sucre (Caracas-Venezuela), octubre 2015.

9.3.8. Prototipo de placa de osteosíntesis para pacientes adultos con fractura de cuerpo mandibular. Tesis de Grado, Br. Princess Rivas. Tutor: G. Uzcátegui. Universidad Rómulo Gallegos, octubre 2015.

9.3.9. Análisis del comportamiento biomecánico de un implante dental considerando la estructura ósea de los maxilares y comparación de dos geometrías de implante dental. Tesis de Grado, Br. Félix Brito. Tutor: G. Uzcátegui. Universidad Nacional Politécnica Antonio José de Sucre (Caracas-Venezuela), junio 2015.

9.3.10. Diseño de una aplicación para dispositivos móviles para el cálculo de la elástica de vigas basada en el método de clebsch. Tesis de Grado. Br. María Fernanda Gouveia. Tutor: V. Duarte. Universidad Central de Venezuela, octubre 2015.

9.3.11. Sistema para la transmisión, visualización, análisis y procesamiento de señales biomédicas y manejo de historias médicas. Tesis de Grado, Br. Luis Rodríguez. Tutor: V. Duarte. Universidad Nacional Experimental Rómulo Gallegos (Caracas-Venezuela), octubre 2015.

9.3.12. Evaluación del comportamiento mecánico de un modelo de implante metacarpofalángico propuesto para el dedo índice usando el método de elementos finitos. Tesis de Grado, Br. HarrysYusti. Tutor: E. Dávila. Universidad Central de Venezuela (Caracas-Venezuela), noviembre 2015.

9.3.13. Reconstrucción 3D del ligamento cruzado. Pasantía Académica (3 meses), Br. MarilauraNuñez. Tutor: Leyde Briceño. Universidad Central de Venezuela (Caracas-Venezuela), diciembre 2015.

9.3.14. Un modelo computacional para adhesión y propagación de células sobre microportadores. Tesis de Maestría, Prof. Jennire Vivas. Tutor: M. Cerrolaza, Universidad Central de Venezuela (Caracas-Venezuela), julio 2014.

9.3.15. Diseño de distractores alveolares considerando formación y diferenciación de tejidos multinivel en la mandíbula humana, Tesis Doctoral, Ing. W. Carrero. Tutor: M. Cerrolaza. Universidad Central de Venezuela (Caracas-Venezuela), noviembre 2014.

9.3.16. Análisis de la respuesta mecánica del rediseño de una prótesis modular de cadera bajo un estado dinámico de carga. Tesis de Pregrado, Br. Ángel Méndez. Tutor: Y. González. Universidad Central de Venezuela (Caracas-Venezuela), noviembre 2014.

9.3.17. Evaluación de la factibilidad técnica y económica de producir un prototipo de placa de fijación para tratamientos de fracturas mandibulares simples. Pasantía Industrial, Br. Gustavo Manzo y Br. Franyer Hernández. Tutores: Y. González y G. Uzcátegui. Universidad católica Andrés Bello, octubre 2014.

9.3.18. Diseño e implementación de una línea de producción para la fabricación de un prototipo de implante dental. Pasantía Industrial, Br. Gustavo Manzo. Tutor: Y. González. Universidad Católica Andrés Bello (Caracas-Venezuela), noviembre 2014.

Trabajos en desarrollo

9.3.19. Uso de visión activa por computador para la detección de la trayectoria de movimiento de un sistema robótico. Tesis de Maestría, Ing. Carlos Prieto. Universidad Central de Venezuela (Caracas-Venezuela). Tutor: O. Rodríguez.
9.3.20. Simulación computacional del proceso de adaptación celular en matrices biológicas para aplicaciones médicas. Tesis Doctoral, Prof. L. Molina. Tutor: Prof. Y. González. Universidad Central de Venezuela (Caracas-Venezuela).
9.3.21. Desarrollo de un prototipo de un soporte tibial con un material polimérico biocompatible para una prótesis de rodilla con estabilización posterior. Pasantía Industrial, Br. Edgar Quintana. Tutor: Y. González. Universidad Nacional Experimental Politécnica Antonio José de Sucre (Caracas-Venezuela).
9.3.22. Análisis fractal en imágenes de lesiones en los maxilares. Tesis de Maestría, Prof. Kathiuska Díaz. Tutores: G. Uzcátegui y M. Martín. Universidad Central de Venezuela (Caracas-Venezuela).
9.3.23. Evaluación de la oseointegración de dos implantes dentales a través del estudio del comportamiento mecánico usando el Método de Elementos Finitos (MEF). Tesis de Grado, Br. Wesli Lara. Tutor: E. Dávila. Universidad Central de Venezuela (Caracas-Venezuela).

9.4. Monografías y libros

- F. Nieto, Y. González y M. Cerrolaza. *Análisis biomecánico con elementos de contorno. Aplicaciones en columna vertebral y remodelación ósea*, Ed. CDCH UCV, Caracas, Venezuela, 2015 (en revisión).
- G. Uzcátegui y M. Cerrolaza. *Biomecánica de implantes dentales*, Ed. CDCH UCV, Caracas, Venezuela, 2015 (en revisión).

10. Proyectos de investigación y desarrollo propuestos para el próximo año 2016:

10.1. Desarrollo de una aplicación para la visualización tridimensional de áreas de actividad cerebral a partir del procesamiento digital de señales.
10.2. Desarrollo de una aplicación para la detección de arritmias a partir del estudio de señales electrocardíacas digitales.
10.3. Desarrollo de una aplicación móvil para el entrenamiento y apoyo al médico que permita evaluar traumatismos y planificación de tratamiento.
10.4. Simulación computacional del comportamiento del ligamento cruzado en rodilla.
10.5. Análisis de factores de riesgo de lesiones del ligamento en rodilla.
10.6. Análisis antropométrico de medidas convencionales y no convencionales de tibia para estudios en biomecánica.
10.7. Parametrización y modelación de la estructura ósea.
10.8. Desarrollo de una aplicación para la visualización tridimensional de áreas de actividad cerebral a partir del procesamiento digital de señales.
10.9. Desarrollo de una aplicación para la detección de arritmias a partir del estudio de señales electrocardíacas digitales.

10.10. Desarrollo de una aplicación móvil para el entrenamiento y apoyo al médico que permita evaluar traumatismos y planificación de tratamientos.
10.11. Diseño de un prototipo para un sistema articulado de pulgar accionado electromecánicamente.
10.12. Diseño y construcción de un micro motor lineal para prótesis robótica en miembro superior del cuerpo humano.
10.13. Optimización del diseño de un mecanismo generador de movimiento en dedos articulados de una prótesis robótica de mano.
10.14. Estudio de la oseointegración en implantes dentales bajo el efecto de una carga de torsión.
10.15. Estudio comparativo de implantes dentales en contacto con el hueso cortical en función del diseño.
10.16. Evaluación computacional de prótesis MCP bajo carga dinámica.
10.17. Diseño y evaluación de andamios para regeneración de tejido óseo.
10.18. Diseño y simulación de sistemas de osteosíntesis reabsorbibles.
10.19. Implementación de algoritmos para la determinación de la dimensión fractal en imágenes radiográficas y/o tomográficas de prótesis en hueso o dispositivos de osteosíntesis.
10.20. Análisis biomecánico de la articulación temporomandibular basado en simulación computacional y geometría fractal.
10.21. Simulación de nanopartículas en el torrente sanguíneopara aplicaciones biomédicas.
10.22. Simulación del mecanismo de degradación de nanoportadores para la liberación controlada de fármacos.
10.23. Estudio de la interacción entre materiales porosos y no porosos en aplicaciones biomédicas mediante el acople BEM-DEM .
10.24. Desarrollo de técnicas para la optimización del proceso de reconstrucción 3D de órganos y sistemas del cuerpo humano.
10.25. Simulación computacional del comportamiento del tejido muscular humano.
10.26. Cálculo de parámetros heterogéneos en medios poroelásticos para análisis por el Método de los Elementos de Contorno.
10.27. Diseño y fabricación de una prótesis metacarpofalángica.
10.28. Estudio del efecto del diseño y los materiales en el desarrollo de implantes dentales.
10.29. Aplicación del método modificado de Prony al estudio de imágenes por resonancia magnética.
10.30. Aplicación de métodos de segmentación basados en automatón celular.
10.31. Segmentación de imágenes mediante polinomios ortogonales.
10.32. Evaluación de propiedades fractales en imágenes médicas.
10.33. Desarrollo de modelos híbridos de crecimiento tumoral.
10.34. Aplicación de técnicas de análisis por escalamiento, fractalidad y complejidad para la comprensión del crecimiento tumoral.
10.35. Creación de modelos computacionales de órganos para la simulación de procesos cancerígenos y sus tratamiento.
10.36. Uso de dispositivos de posicionamiento (Kinect Xbox) para la colocación del marco estereotáctico en pacientes en radiocirugía intracraneal.
10.37. Desarrollo de dispositivos para fisioterapia.
10.38. Desarrollo de sistemas de análisis de marcha.
10.39. Uso de desarrollos en funciones ortogonales en la cuantificación de conformidad de dosis.
10.40. Desarrollo de métodos basados en wavelets para análisis de genes.
10.41. Estudio de la dinámica no lineal de ADN.

10.42. Uso de redes booleanas y automatón celular en el análisis del genóma.

11. Actividades de extensión

- Diseño de brazo mecánico. Servicio Comunitario, Br. Ricardo Graterol, Br. Jordy Valencia, y Br. Kevin Mora. Tutor: V. Duarte. U.E.P. Inmaculada Concepción (Caracas-Venezuela), julio 2015.
- Organización del XIII Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas (CIMENICS 2016), Caracas-Venezuela, 2015-2016.
- Organización del II Scientific Workshop in Advanced Method in Bioengineering (Swambio2015), Caracas-Venezuela, 2015 .
- Estancia de investigación. Prof. Yomar González, Universidad Técnica Particular de Loja. Tema: Diseño e implementación de una prótesis robótica de la mano para extremidad superior controlada en base a señales mioeléctricas. Loja, Ecuador, Octubre 2014 – mayo 2015.
- "G Med", una herramienta computacional para el manejo de condiciones de contorno para aplicaciones numéricas. Producto de la Tesis de Grado titulada "Desarrollo de una aplicación para el pre-procesamiento de geometrías y condiciones de contorno en aplicaciones de métodos numéricos".

También hubo participación de nuestros docentes en eventos científicos y de formación:

- Prof. V. Duarte, V Congreso Venezolano de Bioingeniería, BIOVEN 2015. Mérida (Caracas-Venezuela), mayo 2015.
- Prof. V. Duarte, Congreso Nacional de Ciencia Tecnología e Innovación, CYTVEN 2015. Caracas (Venezuela), noviembre 2015.
- Prof. V. Duarte, LXV Convención Anual de AsoVAC, noviembre 2015.
- Prof. L. Briceño, Congreso Nacional de Ciencia Tecnología e Innovación, CYTVEN 2015. Caracas (Venezuela), noviembre 2015.
- Prof. G. Uzcátegui, X Congreso Odontológico Metropolitano. Caracas (Venezuela), mayo 2015.
- Prof. G. Uzcátegui, Congreso Nacional de Ciencia Tecnología e Innovación, CYTVEN 2015. Caracas (Venezuela), noviembre 2015.
- Prof. Y. González, Congreso Nacional de Ciencia Tecnología e Innovación, CYTVEN 2015. Caracas (Venezuela), noviembre 2015.
- Prof. K. Díaz, Latin American Conference on Mathematical Modeling of Biological Systems.Argentina, diciembre 2015.
- Prof. L. Molina,II Curso “Células Madre de la aplicación básica a la aplicación clínica”. IVIC-Venezuela, noviembre 2015.
- Prof. Y. Sánchez, Latin American Conference on Mathematical Modeling of Biological Systems.Argentina, diciembre 2015.

12. Conferencias invitadas

- Y. González, Diseño y simulación computacional en Bioingeniería. Universidad Técnica Particular de Loja (Loja, Ecuador), mayo 2015.

13. Propuestas presentadas

Propuesta presentada por el Prof. Y. González a la comunidad del Inabio de un esquema de adecuación y de trabajo para el funcionamiento de los Centros de Investigación en función de la metodología de docencia, investigación y desarrollo bajo la cual venía trabajando el instituto.

Objetivos:

- Relacionar al personal docente, de investigación y especiales del instituto a los Centros de Investigación.
- Asociar las líneas y proyectos de investigación con los Centros de Investigación.
- Presentar un esquema de trabajo basado en el objeto de los Centros de Investigación que minimice el impacto sobre la forma de trabajo actual dentro del Instituto.
- Fortalecer la estructura organizacional del Inabio, el flujo de información y la jerarquía para la coordinación de actividades y reporte de resultados a la Coordinación de Investigación y a la Dirección.
- Conformar los Centros para la coordinación de los mismos.
- Sentar las bases para establecer las funciones de los coordinadores del instituto y los reglamentos de los Centros en el futuro.

14. Seminarios dictados en el Instituto

El Instituto ha organizado el dictado de un numero considerable de charlas, seminarios y presentaciones durante el 2015. Entre ellos cabe destacar los siguientes:

Título de la presentación	Expositor	Institución	Fecha
Avances en el estudio computacional y experimental de implantes dentales de titatnio	Everling Dávila	Inabio-UCV	05/03/2015
Sistema de fijación externa CS-AR: evolución tecnológica, casuística en pacientes y presentación del nuevo diseño.	Cesar González	HUC-UCV	10/03/2015
Caracterización de Nanocompuestos Polietileno de Alta Densidad/Nanotubos de Carbón y Policaprolactona/Nanotubos de Carbón	María Luisa Arnal	USB	13/03/2015
Estudio del comportamiento óseo utilizando un modelo acoplado entre el método de elementos de contorno y el método de elementos finitos	Liseth Valencia	Inabio-UCV	18/03/2015
Nanomateriales en aplicaciones biomédicas	Gema González	IVIC	10/04/2015
Diseño y desarrollo de andamios biomiméticos para regeneración de tejido óseo usando el método de elementos finitos	Sofía Rodríguez y Jesús Olivo	I.U.T RC	15/05/2015
Laboratorio de Bioingeniería de tejidos-USB y avances en Medicina Regenerativa	Karem Noris	USB	29/05/2015
Desarrollo de una Aplicación para pre-procesamiento de Geometría y condiciones de contorno en aplicaciones de métodos numéricos	Dangela García	UNERG	19/06/2015
Remodelado de huesos humanos sometidos a	Vannessa	Inabio-UCV	4/06/2015

estímulos mecánicos y piezoeléctricos por el Método de Elementos de Contorno	Duarte		
¿Existió Jesús el Cristo?	Cesar González	HUC-UCV	12/06/2015
Prótesis de rodilla	Cesar González	HUC-UCV	17/07/2015
Fabricación de implantes para microtia empleando la Manufactura Aditiva	Ma. Candal	USB	16/10/2015
Introducción a la Neurociencia Computacional, Modelado y Simulado	K. Díaz	Inabio-UCV	20/11/2015

15. Organización de eventos, simposios y cursos

El Instituto ha organizado o participa en la organización de los siguientes eventos:

- XIII Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas CIMENICS 2016. Caracas, julio 2016.
- II Simposium Científico en Métodos Avanzados en Bioingeniería (SWAMBIO 2015). Caracas, junio 2015.

16. Docencia dictada

Curso	Adscripción del curso	Período	Docente
Clínica de Atención Integral Adultos Preclínica Coronas y puentes	Cátedra de Puentes y Coronas Fac. de Odontología UCV	2015	Prof. Gladys Uzcátegui
Informática para Ingenieros	Escuela de Ingeniería Civil (Fac. de Ingeniería UCV)	1-2015	Prof. Vannessa Duarte
Introducción a la Biomecánica	Programa de Maestría en Bioingeniería (Fac. Ingeniería UCV)	3-2015	Prof. Yomar González
Cálculo II	Dpto. Matemática, Escuela Básica (Fac. Ingeniería UCV)	1-2015	Prof. Félix Nieto
Fundamentos de Biomateriales	Programa de Maestría en Bioingeniería (Fac. de Ingeniería UCV)	3-2015	Prof. Everling Dávila
Imágenes y Visualización Científica para Bioingeniería	Programa de Maestría en Bioingeniería (Fac. de Ingeniería UCV)	3-2015	Prof. Omaira Rodríguez

Como parte de las actividades docentes de los profesores adscritos al Instituto, se dictaron clases magistrales en cursos y tópicos especiales a nivel de pre y postgrado:

- Prof. G. Uzcátegui. Clase magistral: Agentes de Cementación. Cátedra de Coronas y Puentes (3er año de la carrera), Facultad de Odontología. Universidad Central de Venezuela.

- Prof. G. Uzcátegui. Clase magistral: Simulación computacional en implantología oral. Postgrado de Cirugía Bucal, Facultad de Odontología. Universidad Central de Venezuela.

La actividad de los profesores del Instituto ha permitido proponer la creación de dos asignaturas de postgrado, las cuales se insertan en el programa de Maestría de Bioingeniería de la Universidad Central de Venezuela. Estas asignaturas son:

- Métodos numéricos para bioingenieros. (en proceso de aprobación)
  Profesor*(es): G. Uzcátegui y F. Nieto*
- Modelado y simulación de sistemas biológicos.
  Profesor*: Leyde Briceño*
- Introducción a la biomecánica.
  Profesor*: Y. González*
- Fundamentos de Biomateriales.
  Profesor*: E. Dávila*
- Imágenes y visualización científica para bioingenieros.
  Profesor*: O. Rodríguez*

17. Pertenencia a comités de prestigio

El Prof. **M. Cerrolaza** es miembro de los comités editoriales de las siguientes revistas:

- J. of Computational Bioengineering (Editor-in-chief) (Korea)
- J. of Finite Elements in Analysis and Design (USA)
- J. of Computer Modelling in Engineering & Sciences (USA)
- J. of Computers in Biology and Medicine (2010-2012) (USA)
- J. of Biomedical Engineering and Technology (UK)
- J. of Mathematical Problems in Engineering (2008-2011) (USA)
- J. of Mechanics in Medicine & Biology (Singapore)
- J. of Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications (UK)
- J. of Bionic Engineering (USA)
- J. of Chinese Medicine Research & Develop (China)
- J. of Biomedical Engineering Research (China)
- J. of Applied Mathematics & Computation (India)
- ActaCientíficaVenezolana
- International Association of Computational Mechanics (miembroelecto) (USA)
- Revista Internacional de Métodos Numéricos en Análisis y Diseño en Ingeniería (Spain)
- Member of the European Society of Biomechanics, Europe

El Prof. **Y. González** es miembro de los comités editoriales de las siguientes revistas:

- J. of Biomedical Engineering and Technology (UK)
- J. of Biomedical Engineering Research (China)
- Bulletin of Computational Applied Mathematics (Venezuela).

El Prof. **M. Martín-Landrove** es miembro de los comités de las siguientes organizaciones:

- Miembro de la European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology
- Miembro de la American PhysicalSociety, USA
- Presidente de la Sociedad Venezolana de Física Médica, Venezuela
- Miembro de la IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, USA
- Miembro Honorario de la Sociedad Venezolana de Protección Radiológica, Venezuela

18. Premios y distinciones

- Premio a la investigación científica aplicada Dr. Luis Razetti. Facultad de Medicina, Universidad Central de Venezuela. Caracas-Venezuela, 2014.
- Premio "International Quality Summit", Categoría Oro. 29th Convención IQS Internacional a la Calidad. NY-USA, 2015.
- Premio Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación, mención "Investigación Tecnológica". Ministerio del Poder Popular para la Educación Universitaria, Ciencia y Tecnología. Maturín-Venezuela, 2015.

19. Cooperación internacional

El Instituto mantiene activa cooperación y sinergias con los siguientes centros/instituciones/universidades extranjeras:

19.1.1. Institute for Engineering Research of Aragon (Prof. M. Doblare, Univ. of Zaragoza, Spain)
19.1.2. Computer representation of 3D complex models of bone with finite elements.
19.1.3. Colorado School of Mines (Prof. V. Griffiths, USA)
19.1.4. Analytical integration of FE stiffness matrices. Several papers published in 2D and axisymmetric superparametric finite elements.
19.1.5. Institute for Structural Analysis (Prof. G. Beer, TechnischeUniversitat Graz, Austria)
19.1.6. Modeling of human bones using the boundary element method
19.1.7. Dept. of Mech. and Aerospace Engineering (Prof. M. Denda, State U. of New Jersey, USA)
19.1.8. Analysis of the piezoelectric effect on the fracture healing of long bones (femur and tibia).Computer simulation of 3D piecewise piezoelectric field on bones.
19.1.9. Universitat of Braunschweig (Prof. L. Lehmann, Germany)
19.1.10. Analytical integration of influence matrices in the boundary element method. Results obtained for quadratic elements and full singular kernels.
19.1.11. Centre de Recherche en Mecanique de Sols(Prof. P. Delage, EcoleNationale des Ponts et Chaussees, Paris, France)
19.1.12. Numerical methods and software development for the analysis of geomechanical problems. Software for Cosserat plasticity in dynamic and non-linear analysis(Prof. J. Sulem)
19.1.13. International Center for Numerical Methods in Eng. (Profs. E. Oñate, S. Idelsohn, Spain)

19.1.14. Modeling of knee prosthesis and prosthesis for arthritis in older people.Currently supervision of graduate students on these subjects. Some seminars offered in CIMNE.
19.1.15. Polytechnic University of Catalonia (Prof. S. Oller, Spain)
19.1.16. Study of constitutive models for biological materials.Boneremodeling.Cooperation in modeling MCP prosthesis for arthritis in older people.
19.1.17. Biomechanics Group (CSM-Golden, Prof. A. Petrella, USA)
19.1.18. University of Entre Rios (Prof. J. Di Paolo, Argentina)
19.1.19. Analysis of blood flow using finite elements.
19.1.20. Lehrstuhlfür Computation in Engineering (Prof. Rank, TechnUnivMunchen, Germany)
19.1.21. Lattice Boltzmann analysis of complex blood flow passing through artificial valves in arteries. Modeling of finite elements with different mechanical properties using Nurbs/adaptive FEA.
19.1.22. Bioengineering Center (Prof. J. Bustamante, Univ. of Medellin, Colombia)
19.1.23. Analysis of bioprosthetic cardiac valves.
19.1.24. University of Brescia (Prof. A. Salvadori, Italy)
19.1.25. Cooperation in analytical integration of influence matrices in the boundary element method.Bidimensionalparametrization of quadratic elements and symbolic manipulation to get analytical closed forms of the matrices.
19.1.26. Federal University of Santa Catarina (Prof. E. Fancello, Brazil)
19.1.27. Cooperation in numerical algorithms/software development for biomech.& callus formation.
19.1.28. InstitutoOrtopedicoRizzoli (Prof. M. Viceconti, Italy)
19.1.29. Co-organization of the 4th International Congress of Computational Bioengineering
19.1.30. University of Las Villas (Prof. C. Recarey, Cuba)
19.1.31. Modeling of complex human bones using particle-packing methods: skull & maxillary bones.
19.1.32. University of Uberlandia (Prof. S. Goulart, Brazil)
19.1.33. Cooperation in 3D simulation of dental prosthesis, including surrounding bone and mandible.
19.1.34. Instituto Superior Técnico (Prof. H. Rodrigues, Portugal)
19.1.35. Scientific cooperation in finite element modeling of hip prosthesis and other bones.Co-organization of the 2nd International Congress on Computational Bioengineering.
19.1.36. University of Mar del Plata (Prof. A. Cisilino, Argentina)
19.1.37. Boundary element analysis of 2D/3D engineering problemsdamage and fracture mechanics
19.1.38. University of Sidney (Prof. K. Srinivas, Australia)
19.1.39. Scientific cooperation in symposia organization, in biological flow analysis (blood) using FEM.
19.1.40. Universidad Técnica Particular de Loja (Prof. C. Calderón, Ecuador).

El Instituto ha firmado convenios de cooperación científica con los siguientes centros/ instituciones/universidades extranjeras y ha potenciado la firma o renovación de convenios marco entre la UCV y otras instituciones de educación e investigación:

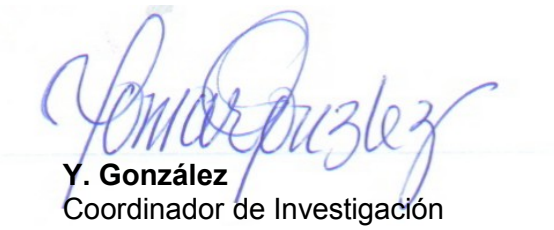
- Convenio de Cooperación Científica entre la **Universidad Central de Colombia** y la Universidad Central de Venezuela. Vigencia: 08/05/2013 (2 años)
- Convenio de Cooperación Científica entre la **Universidad de Brescia (Italia)** y la Universidad Central de Venezuela. Vigencia: 01/01/2011 (5 años).
- Convenio de Cooperación Científica entre la **Universidad Nacional de Entre Ríos (Argentina)**y la Universidad Central de Venezuela. Vigencia: 01/01/2011 (3 años).
- Conveniomarco entre la **Universidad Técnica Particular de Loja (Ecuador)** y la **Universidad Central de Venezuela**, aprobado Vigencia 28/10/15 (3 años).

Referencias citadas en este informe

- Wilmer Carrero. Simulación de osteogénesis y diseño de distractores alveolares por el método de elementos finitos. Tesis Doctoral. Universidad Central de Venezuela, 2014.
- Uzcátegui Gladys. Propuesta y diseño de un implante dental usando elementos finitos, Tesis M.Sc., Universidad Central de Venezuela, Caracas-Venezuela, 2013.
- Alejandra Gutierrez. Diseño e implementación de un sistema de medición para obtener el comportamiento de las fuerzas de mordida en la masticación humana. Tesis de Pregrado. Universidad Simón Bolívar, 2012.
- Gerardo Delgado. Análisis de la respuesta mecánica de un sistema de implante dental sometido a un estado dinámico de carga. Tesis de Pregrado, Universidad Central de Venezuela, Caracas-Venezuela, 2013.
- Gustavo Manzo, Franyer Hernández. Evaluar la factibilidad técnica y económica de producir un prototipo de placa de fijación para tratamiento de fracturas mandibulares simples, Tesis de Pregrado, Universidad Católica Andrés Bello, Caracas-Venezuela, 2014.
- Félix Brito. Análisis del comportamiento biomecánico de un implante dental considerando la estructura ósea de los maxilares y comparación de dos geometrías de implante dental a través de simulaciones computacionales. Tesis de Pregrado. Universidad Nacional Experimental Politécnica “Antonio José de Sucre”, 2014.
- Gustavo Manzo. Diseño e implementación de una línea de producción para la fabricación de un prototipo de implante dental. Pasantía Industrial. Universidad Católica Andrés Bello, Caracas-Venezuela, 2014.
- Gutiérrez A., Sánchez I., Uzcátegui G., Fermín L. Diseño y construcción de dispositivo para medición dinámica de fuerzas oclusales dentales durante la masticación humana. *Revista de la Facultad de ingeniería UCV*. 8(4): 73-78, 2013.
- Perez B., Vito A., Sánchez I., Uzcátegui G., González Y. "Measuringocclusal bite forceswith a forcesensing resistor". *XII congreso internacional de métodos numéricos en ingeniería y ciencias aplicadas, Cimenics2014*, BSB25-30, 2014.
- Carrero, W., Cerrolaza, M., Cedeño, J. Simulation by finite element method of an osteogenic alveolar distractor implanted in a mandible segment under physiological loading. *J. Biomed Eng: App, Bas & Comm.*, in press.
- Gutiérrez, I. Sánchez, G. Uzcátegui, L. Fermín. "Diseño y construcción de dispositivo para medición dinámica de fuerzas oclusales durante la masticación humana". *Jornadas de Investigación - Encuentro Académico Industria, Facultad de Ingeniería de la Universidad Central de Venezuela*.Caracas, 2012.

- G. Uzcátegui, E. Dávila, M. Cerrolaza. A simple and efficient methodology to improve design proposals of dental implants. A design case study, *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 27(3), 2015.
- W. Carrero, M. Cerrolaza, J. Romero, J. Cedeño. Pysiological in vivo loading measuring in alveolar distraction.*Biomed. Eng. Appl. BasisCommun*, 24(3): 275-284, 2012.
- Yomar González, Gladys Uzcategui, Jennire Vivas. "Análisis de la respuesta mecánica de un sistema de implante dental sometido a un estado dinámico de carga". *XII Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas, Cimenics2014*, BSB13-18, 2014.
- G. Uzcátegui, E. Dávila, F. Brito, M. Cerrolaza. Evaluación Biomédica de Implantes Dentales Sometidos a Cargas Oblicuas: Combinación de Varias Características Geométricas. *RevistaInformeMédico*, 17 (2): 55-68, 2015.
- Farin, G., Curves and Surfaces for computer aided geometric design: a practical guide. 4th ed. Academic Press. USA. pp 447 (1998).
- Gandhi, S. Singla, R. Kullar, J. Suri, R. Mehta, V. Morphometric Analysis of Upper End of Tibia. *J. Clin. Diagn. Res*. 8:8, AC10-AC-13, 2014.
- Molina L. Viloria A. "Uso de los Macroinvertebrados Bentónicos como Biomaterial con especial énfasis en los quironómidos (Insecta: Díptera: Chironomidae)". *II Simposium Científico en Métodos Avanzados en Bioingeniería* (SWAMBIO 2015), Caracas, 2015.
- Corbi J., Trivinho-Strixino S. Ciclo de vida de duasespécies de Goeldichironomus (Diptera: Chironimidae). *Revista Brasileira de Entomología*, 50(1): 72-75, 2006.
- Fonseca A., Rocha O. Laboratory cultures of the native species *Chironomusxanthus*Rempel, 1939 (Diptera-Chironomidae). *Acta limnol. Bas.* 16(2): 153-161, 2004.
- Iannacone J., Salazar N. Efecto de mezclas binarias de tres metales pesados sobre larvas de *Chironomuscalligraphus*. Braz. Soc. Ecotoxicol. 2(3): 211–217, 2007.
- Molina L. Algunos efectos de las características Microambientales sobre la comunidad de Insectos Acuáticos (con especial énfasis en Diptera) de una corriente intermitente tropical, afectada por la explotación de minas de carbón. Guasare, Edo-Zulia. Venezuela.Trabajo Espacial de Grado. Facultad de Ciencias, Universidad del Zulia. 177 pp., 2009.
- Molina L. Composición y estructura de los ensamblajes de larvas de quironómidos (Insecta: Diptera: Chironomidae) y su relación con factores ambientales locales y regionales en ríos de la Vertiente Norte de la Cordillera de la Costa, Edo-Aragua, Venezuela. Trabajo de Grado presentado como requisito parcial para optar al título de Magister Scientarum, mención Ecología. IVIC. 126 pp., 2014.
- Shahidi F,Arachchi J., Jeon Y. Food applications of chitin and chitosans.*Trends in FoodScience&Technology*, 10: 37-51, 1999.
- Mauricio A. Pérez R., *Análisis cinemático e implementación de una mano robótica servo-articulada aplicable como prótesis*. Tesis M.Sc. Instituto Politécnico Nacional, México, 2011.
- Fu, K. S., González, R. C. y Lee, K. S. G. *Robótica: Control, Detección, Visión e Inteligencia*, McGraw Hill, 1990.
- Bibby, S.; Jones, D.; Ripley, R.; Urban, J. Metabolism of the intervertebral disc: effects of low levels of oxygen, glucose and pH on rates of energy metabolism of bovine nucleus pulposus cells, *Spine*, **30**:487-496, 2005.
- Mokhbi, D.; Shirazi-Adl, A.; Urban, J. Computation of coupled diffusion of oxygen, glucose and lactic acid in an intervertebral disc, *J. of Biomech*, **40**:2645–2654, 2007.
- Ferguson, S.; Ito, K.; Nolte, L., Fluid flow and convective transport of solutes within the intervertebral disc, *J. of Biomech.*, **40**:213–221, 2004.

- Smith BF, Bjorstad PE, Gropp WD. *Domain Decomposition: ParallelMultilevel Methods for Elliptic Partial Differential Equations*. Cambridge Univ. Press., 1996.
- Toselli A, Widlund O., *Domain Decomposition Methods - Algorithms andTheory*, Springer, 2005.
- Cruse TA, Osias JR., Issues in merging the finite element and boundary integralequation methods. *J.of Math. Comput. Modelling*. **15**:103-118, 1991.
- Claes L, Heigele CA., Magnitudes of local stress and strain along bony surfacespredict the course and type of fracture healing. *Biomech,* **32**:255-266, 1999.
- González Y., *Un modelo de regeneración ósea por el método de los elementos de contorno*, Tesis Doctoral, Instituto Nacional de Bioingeniería, Universidad Central de Venezuela, Caracas, 2007.
- González Y, Cerrolaza M, González C., Poroelastic analysis of bone tissue differentiation by using the boundary element method. *Engineering Analysis with Boundary Elements,* **33**:731-740, 2009.



Y. González
Coordinador de Investigación