

Proyecto HeMoLab

Modelado computacional del sistema cardiovascular centrado en el paciente

En los últimos años, ha tomado gran ímpetu la utilización de herramientas y modelos computacionales en el abordaje de problemas médicos. La introducción de dichos instrumentos en la práctica médica es el resultado de la investigación conjunta en áreas de la ingeniería, la biología y la medicina misma. Una de las principales ventajas de la virtualización es que la misma es aplicable a una multiplicidad ilimitada de problemas.

Sin embargo, cada problema específico demanda grandes esfuerzos para que los modelos produzcan resultados realistas. Esto implica a su vez, que puedan ser aplicados tanto al análisis de casos como a la predicción de la génesis y/o de la evolución de ciertas patologías y la predicción del resultado de las intervenciones. Estos desarrollos adquieren relevancia por el carácter acuciante de ciertas patologías que implican un alto costo social y humano. Entre otras -y debido a que es el foco de esta reseña- cabe mencionar las enfermedades cardiovasculares (ECV). Es bien sabido que las ECV son y seguirán siendo una de las principales causas de muerte de humanos en todo el mundo, cuando no la principal. Consecuentemente, esto tiene serias implicancias en los sistemas nacionales de salud, especialmente

para los países en desarrollo como Brasil y Argentina.

En países como los nuestros, el impacto social de las ECV está determinado, entre otros factores, por los costos y recursos que implican para los gobiernos y la sociedad en su conjunto. Es altamente significativo el impacto que las ECV tienen en el sistema de seguridad social, entre otras razones por ser principal causa de jubilación anticipada por razones de salud y segunda causa de admisiones clínico-hospitalarias (datos de Brasil pero que son esencialmente válidos para Argentina y el mundo occidental en su conjunto).

Es así que, las necesidades surgidas a partir del reconocimiento de dichas consecuencias tanto en el plano indivi-

dual como en el social, han convergido con el reconocimiento que varias de las enfermedades cardiovasculares están estrechamente ligadas a factores hemodinámicos, para generar un creciente interés en el uso de técnicas de simulación computacional, con el fin de disponer de un conocimiento cada vez más detallado del Sistema Cardiovascular. Así, el desarrollo de modelos computacionales cada vez más precisos es crucial para lograr un mejor entendimiento de dicho sistema, tanto en condiciones normales como alteradas ya sea por la presencia de fenómenos patológicos o por la acción de procesos quirúrgicos generales y/o de reconstrucción vascular.

El estado actual de desarrollo alcanzado por las técnicas de modelado computacional, junto con el rápido

Escriben

S. A. Urquiza

*Laboratorio de Bioingeniería,
Universidad Nacional de Mar del Plata,
Av. J.B. Justo 4302, 7600,
Mar del Plata, Argentina.
SantiagoUrquiza@fi.mdp.edu.ar*

P. J. Blanco

*LNCC, Laboratório Nacional
de Computação Científica,
Av. Getúlio Vargas 333, Quitandinha,
25651-075, Petrópolis, RJ, Brasil*

R. A. Feijóo

*LNCC, Laboratório Nacional
de Computação Científica,
Av. Getúlio Vargas 333, Quitandinha,
25651-075, Petrópolis, RJ, Brasil*

aumento en el rendimiento de los equipos informáticos, ha permitido desarrollar modelos muy sofisticados, con niveles muy aceptables de capacidad predictiva. Las técnicas de modelado y simulación computacional en conjunto con las de visualización gráfica y las de realidad virtual, convergen para proporcionar imágenes tridimensionales de alta resolución y modelos virtuales con alto grado de detalle, capaces de representar los complejos fenómenos que tienen lugar en distritos vasculares específicos del cuerpo humano. Esta tecnología emergente, consistente en el modelado o simulación por ordenador, resultado de la convergencia de desarrollos en software, hardware y en conocimientos multidisciplinarios integrados, hace posible la implementación de modelos centrados en el paciente. Esto implica, poder llevar a cabo procedimientos analíticos precisos de la dinámica del sistema cardiovascular. Nos referimos entonces a la posibilidad de disponer de modelos de realidad virtual, capaces de representar dinámicamente, el flujo sanguíneo y el pulso de presión y su interacción con las paredes vasculares, tanto a nivel local como general. Asimismo, es posible el modelado computacional de los fenómenos fisiológicos de absorción, transporte y difusión de diversos solutos que se producen o interactúan a nivel endotelial y con los tejidos asociados. Modelos como los mencionados, pueden utilizarse en la formación e instrucción médica, en el mejoramiento de las técnicas quirúrgicas y de varios otros procedimientos médicos, como así también en la planificación de las intervenciones. Dichas técnicas permiten, además, la caracterización (de manera

no invasiva) del comportamiento in vivo de los materiales biomédicos utilizados en las intervenciones. Estos avances son continuos y acelerados.

Nuevo paradigma de Medicina Cardiovascular Asistida por Computadora

Los próximos años serán aquellos de la integración de los procedimientos de diagnóstico por imágenes tridimensionales obtenidas de tomografías y resonancias magnéticas, con la simulación computacional de los fenómenos físicos y procesos dinámicos que ocurren en el sistema circulatorio.

Como ya fue dicho, la fuente de estos modelos son las imágenes médicas obtenidas por MRI (Magnetic Resonance Imaging), escaneo CAT (Computerized Axial Tomography) y ultrasonido. Es evidente que las imágenes médicas pueden ser convertidas en datos geométricos a partir de los cuales se pueden construir modelos matemáticos. Este es un uso completamente nuevo de la información provista por imágenes médicas. Hay un número importante de tecnologías involucradas en el proceso, pero es el resultado final el que tiene consecuencias significantes. La anatomía de cada paciente puede convertirse en un modelo matemático para el análisis de las patologías y la planificación de las intervenciones médicas. El tipo de optimizaciones de diseño realizadas usualmente en ingeniería pueden ahora aplicarse al planeamiento quirúrgico. Esto representa un desplazamiento en la medicina desde un paradigma de diagnóstico tradicional hacia uno predictivo. La simple razón por la que estos cambios

están ocurriendo ahora, es la disponibilidad de datos anatómicos y fisiológicos de pacientes individuales y la habilidad de convertir a éstos en modelos representativos. La física, la química, la biología, la matemática y la mecánica pueden todas ser integradas en un modelo computacional. Esto representa el encuentro de estas disciplinas con la exacta anatomía y fisiología de cada paciente ^[4].

Desafíos

Sin embargo, los beneficios que puede aportar el modelado computacional a la medicina vascular dependen de la superación de una serie de barreras. El primer desafío consiste en el desarrollo de modelos computacionales con el nivel de complejidad necesario para representar de forma precisa los aspectos hemodinámicos de los componentes más relevantes del sistema cardiovascular. El segundo problema se deriva de la necesidad de desarrollar herramientas computacionales, capaces de caracterizar las propiedades mecánicas y geométricas del sistema, a partir de la información obtenida de los diferentes sistemas de adquisición de imágenes médicas. El tercer desafío es la dificultad en el establecimiento y la caracterización de adecuadas condiciones de interacción de la porción del sistema bajo análisis con el resto del mismo. Esto es debido a que el sistema cardiovascular es una unidad funcional integral que presenta severas dificultades para la disección analítica, con vistas a lograr modelos locales o regionales desacoplados. Ejemplos de esto son: (i) la determinación de los coeficientes adecuados de los modelos

de Windkessel que representan los lechos periféricos, y (ii) la determinación de las adecuadas condiciones de interacción entre modelos locales tridimensionales, portadores de un gran nivel de detalle y complejidad y, modelos reducidos unidimensionales utilizados para considerar los acoplamientos con zonas remotas. El cuarto reto tiene que ver con la aproximación numérico-matemática que estos modelos requieren. Normalmente es necesaria la solución de millones de ecuaciones no lineales en cada intervalo de tiempo, siendo necesario a su vez del orden de cientos de pasos temporales para abarcar un latido cardíaco. Esto pone el problema directamente en el campo de la computación de alto desempeño, donde es usual hablar de supercomputación y paralelización. Es decir, es necesario el uso de computadoras muy eficientes y de gran capacidad de memoria, y cuando lo anterior no resulta suficiente, se recurre a los "clusters". De esta manera, estos "agrupamientos" posibilitan que el problema global se divida en subproblemas que son atendidos, de manera independiente y simultánea, por las distintas máquinas que componen el grupo. Por último, la enorme cantidad de datos generados en este tipo de análisis requiere el desarrollo de herramientas eficientes para el almacenamiento y la recuperación de información clínicamente relevante, así como para la visualización de alta resolución y en tiempo real de representaciones gráficas orientadas a asistir y facilitar la interpretación del problema por parte de médicos, cirujanos y en general, por parte de todos los que participan activamente en la resolución.

Por otro lado, el desarrollo de modelos de este tipo y su utilización en las simulaciones computacionales y en la eventual "virtualización" del paciente, requiere de equipos multidisciplinarios con un alto nivel de competencia en sus respectivos ámbitos. Por ejemplo, la simulación por ordenador del sistema cardiovascular humano requiere de especialistas en áreas de la ingeniería, con conocimientos profundos en mecánica de los fluidos y de los sólidos, en métodos matemáticos de análisis variacional y de aproximación (Método de Elementos Finitos, por ejemplo), en computación de alto desempeño, en procesamiento de imágenes y visualización, en generación automática de geometrías, etc. Dichos profesionales, a su vez deben ser asistidos en los aspectos biomédicos por biólogos y médicos practicantes e investigadores.

El Proyecto HeMoLab

Con el fin de atender los requerimientos del anterior marco referencial, en 2005 se inició en Brasil el Proyecto HeMoLab. El objetivo principal de este proyecto es el modelado y simulación computacional del sistema cardiovascular. Las innovaciones científicas y tecnológicas generadas en este proyecto (Sistema HeMoLab) están destinadas a ser transferidas a la comunidad médica. El proyecto está focalizado en el desarrollo de un conjunto de herramientas computacionales de soporte y asistencia a la práctica clínica y a los procedimientos de intervención con la intención que la simulación computacional del sistema cardiovascular centrada en el paciente sea una

contribución eficaz al desarrollo de nuevos y más adecuados tratamientos, mejorando la calidad de las intervenciones e impactando en la calidad de vida de la población, abreviando la recuperación, aumentando la tasa de éxitos, disminuyendo las recurrencias, etc. El Proyecto HeMoLab tiene base en el Laboratório Nacional de Computação Científica (LNCC / MCT, Petrópolis, Brasil, www.lncc.br/prjhemo), y hace uso de la estructura computacional allí disponible. El proyecto también está comprometido con el desarrollo de recursos humanos calificados con nivel de pos-graduación. Con tal fin, está estrechamente relacionado con el programa de estudios multidisciplinarios de pos-graduación de dicha institución. El proyecto tiene un carácter de colaboración y participación internacional, actuando como centro de convergencia de proyectos que se realizan en varios lugares del mundo. HeMoLab ha sido la consecuencia natural y la cristalización de resultados de varios proyectos que le son antecedentes, principalmente en Brasil y Argentina, donde se viene trabajando en el área desde hace ya más de 15 años. Varios acuerdos de cooperación interinstitucional son parte de este proyecto, incluyendo a: la Universidad Nacional de Mar del Plata, Argentina; Universidad Nacional del Centro, Argentina; Centro Atómico Bariloche, Argentina; la Universidad Pompeu Fabra, España; la Universidad de Gales, Swansea; el Instituto do Coração Edson Saad, del Hospital Universitario Clementino Fraga Filho de la Universidad Federal de Río de Janeiro, Brasil; Instituto do Coração del Hospital de Clínicas de la Facultad de Medicina de la Universidad Esta-

dual de São Paulo, Brasil.

Ambiente de Desarrollo e Implementación

El Sistema HeMoLab se desarrolla en la capa superior de la arquitectura ParaView ^[1], que es una aplicación de código abierto basada en la biblioteca VTK (Visualization Tool Kit).

HeMoLab se desarrolla en ANSI-C++ y OpenGL explotando las primitivas de renderización. ParaView trabaja con filtros ordenados con patrones de secuenciación especialmente adaptados. Esta filosofía permite una fácil interactividad del usuario y facilita el procesamiento de datos con vistas a la automatización del proceso. Asimismo, la elección del entorno ParaView como infraestructura de entorno gráfico y visualización, está basada en que dicho sistema soporta el procesamiento/renderización de forma distribuida. Otro aspecto atrayente de ParaView es su portabilidad. Es así que HeMoLab puede entenderse en sus aspectos más próximos a la interfaz de usuario, como una adaptación del software ParaView, que a partir de filtros específicos da soporte de implementación a un software orientado al modelado del sistema cardiovascular centrado en el paciente. Decimos centrado en el paciente, porque la reconstrucción geométrica se realiza a partir de imágenes CAT o MRI obtenidas del propio paciente, y sobre estos datos geométricos se realizan las simulaciones computacionales propiamente hemodinámicas.

El Entorno HeMoLab

El Software HeMoLab está preparado

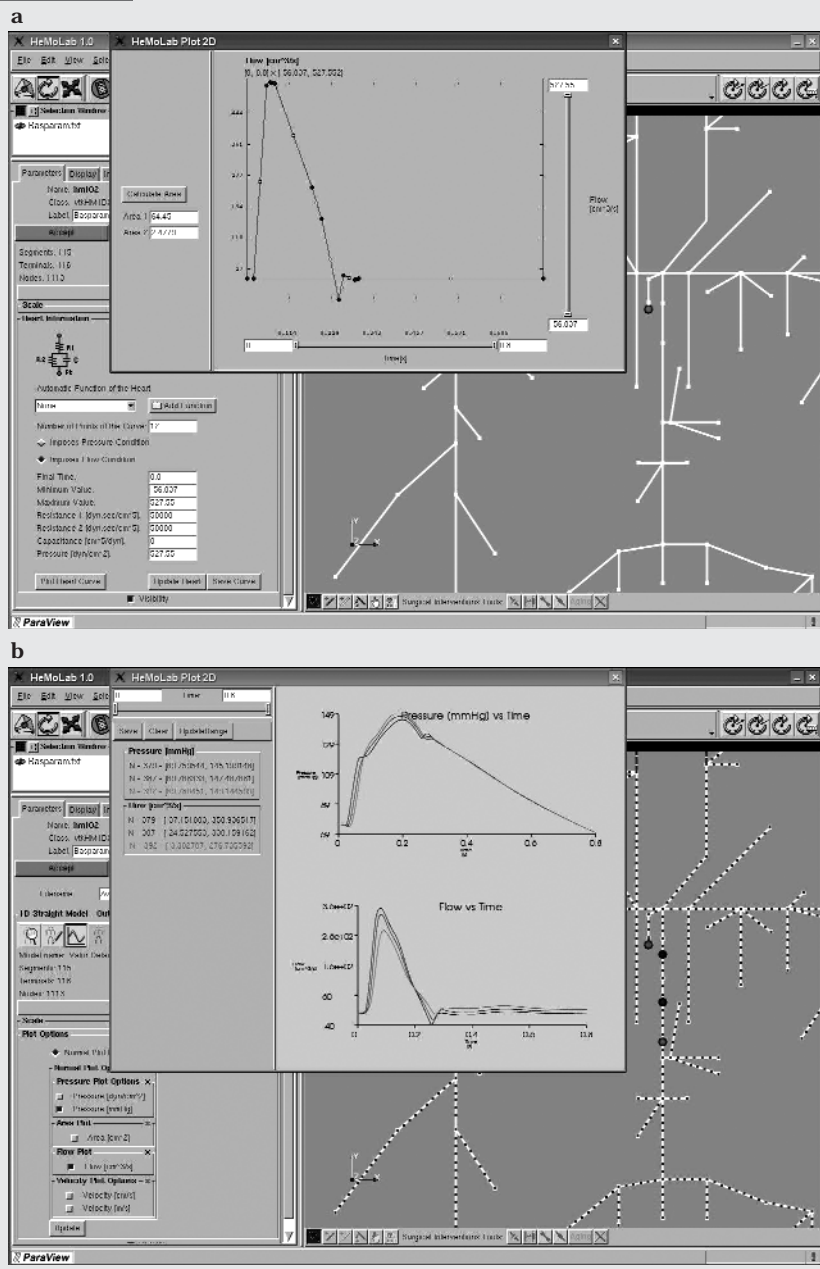
para tratar, de manera integrada, las diferentes tareas que son intrínsecas al modelado del sistema cardiovascular. Estas son: (i) el procesamiento de imágenes médicas incluyendo segmentación, la caracterización de la geometría y la generación de mallas de elementos finitos, (ii) simulaciones con modelos simplificados de flujo sanguíneo uniaxial o "modelos 1D" (modelos unidimensionales caracterizados por la velocidad axial), (iii) simulaciones del flujo complejo de sangre a través de modelos tridimensionales o "modelos 3D" (modelos de flujo tridimensional con capacidad de representación de las 3 componentes de velocidad sanguínea), (iv) simulaciones con modelos combinados 3D y 1D y (v) la visualización: pos-procesamiento de resultados 1D y 3D. Dentro de HeMoLab hay, por un lado, cinco módulos embebidos que se encargan convenientemente de dicho grupo de tareas, y por otro lado, hay también un módulo específico que es el núcleo de cálculo numérico, encargado de resolver las ecuaciones necesarias para obtener los valores numéricos de los campos de velocidad y presión sanguíneas en cada punto del interior de los vasos.

A modo de resumen, HeMolab está compuesto entonces por los siguientes módulos:

- Módulo de procesamiento de imágenes y generación de geometría
- Módulo de simulación 1D
- Módulo de simulación 3D
- Módulo de simulación para modelos combinados 3D-1D
- Módulo de visualización
- Módulo Núcleo de cálculo (SolverGP)

A continuación se da una explicación

FIGURA 1



los lechos arteriolares y microcapilares periféricos, haciendo posible la construcción, de manera sencilla, de la topología del sistema arterial. El módulo incluye herramientas para modificar fácilmente las propiedades geométricas y mecánicas de los segmentos vasculares y de los lechos periféricos. Además incluye un sistema paramétrico para modelar el volumen instantáneo desplazado por el corazón, es decir, la curva de flujo de eyección cardíaca que es utilizada para alimentar el modelo arterial con una condición de flujo entrante (ver el ejemplo en la figura 1.a). El último paso antes de la simulación es la configuración de los parámetros de la formulación matemática, que por otra parte, admiten valores pre-establecidos para simulaciones ejecutivas. Además, la visualización de resultados de las simulaciones 1D está integrada en este módulo, pudiendo llevarse a cabo simplemente seleccionando los puntos de interés en los segmentos (véase la figura 1.b).

Módulo de Procesamiento de Imágenes

La funcionalidad de este módulo está orientada, por un lado, a proveer herramientas de visualización tridimensional de imágenes médicas tipo DICOM, como es usual para las imágenes tipo CAT y MRI (figura 2). Pero además se dispone de potentes herramientas de segmentación y reconstrucción, que permiten tanto la identificación de los distintos tipos de tejidos como la vectorización de las imágenes de tipo voxel. Así es posible un manejo muy eficiente de las mismas, orientado a la reconstrucción computacional de la geometría, para la creación

sumaria acerca de cada uno de los componentes mencionados.

Módulo de simulación 1D

Con este módulo es posible manejar

en una forma totalmente arbitraria la creación y edición de los distintos segmentos que representan los vasos sanguíneos, como así también de los terminales de Windkessel que modelan

de los modelos de simulación 3D. El módulo permite la lectura en varios diferentes formatos más allá del celebrado DICOM. Por otra parte, se pueden aplicar numerosas metodologías tales como reducción de ruido, suavizado y filtros por umbral, entre otros. Finalmente, cabe reseñar que están implementadas tanto técnicas clásicas de segmentación como otras más novedosas, entre ellas las que hacen uso del concepto de Derivada Topológica [5].

Módulo de Simulación 3D

Este módulo es alimentado con una geometría inicial procedente de los módulos de procesamiento de imágenes. Por lo tanto, su tarea principal se divide en dos etapas: (i) la generación de mallas de superficie y (ii) la generación de mallas de volumen. El primer paso se compone de varias técnicas para añadir y eliminar nodos y elementos en mallas de superficie desplegadas en el espacio, y también para manejar los distintos grupos de elementos (la superficie total, por ejemplo de la pared arterial, se subdivide en elementos geométricos simples, generalmente triángulos) a fin de caracterizar adecuadamente la estructura geométrica parietal y las secciones proximales y distales. Una vez que la malla de superficie está concluida, se utiliza el método Delaunay para la partición del volumen con una malla de elementos geométricos simples, generalmente tetraedros. En el caso del aneurisma de la figura 3, la malla está compuesta por 102.500 elementos de superficie (triángulos) y 4.235.800 elementos de volumen (tetraedros). Lo anterior, da una idea de la potencia de cálculo necesaria, si se desean obtener las 3 com-

FIGURA 2

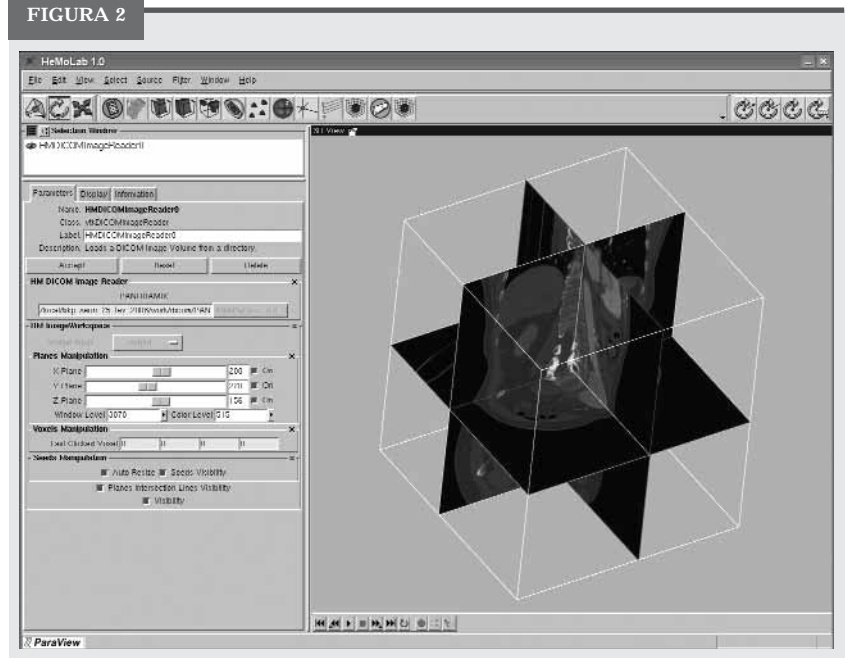


FIGURA 3

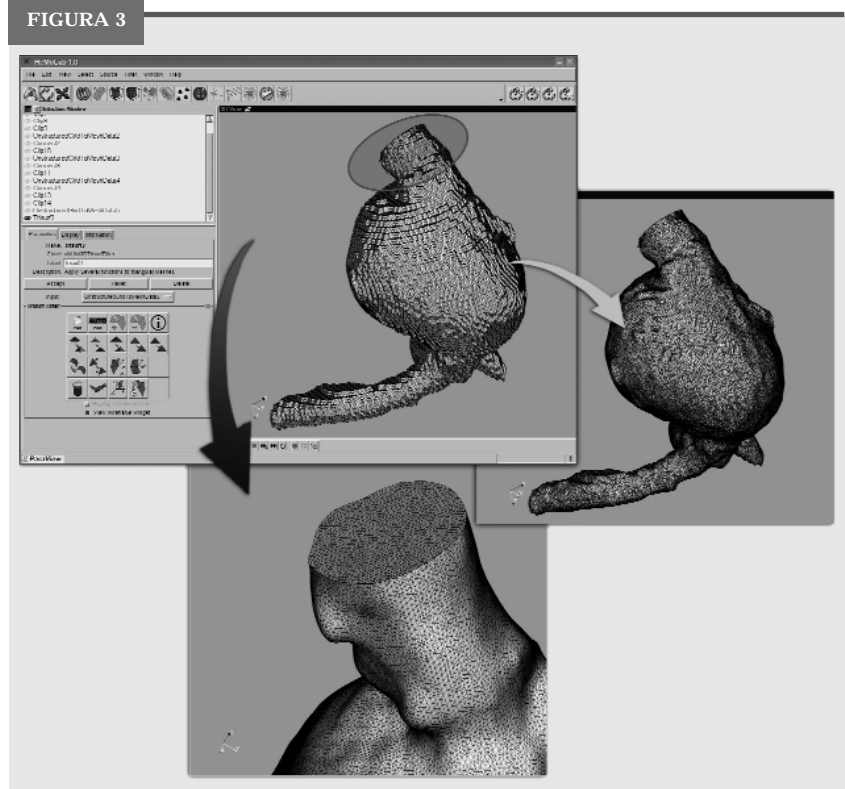
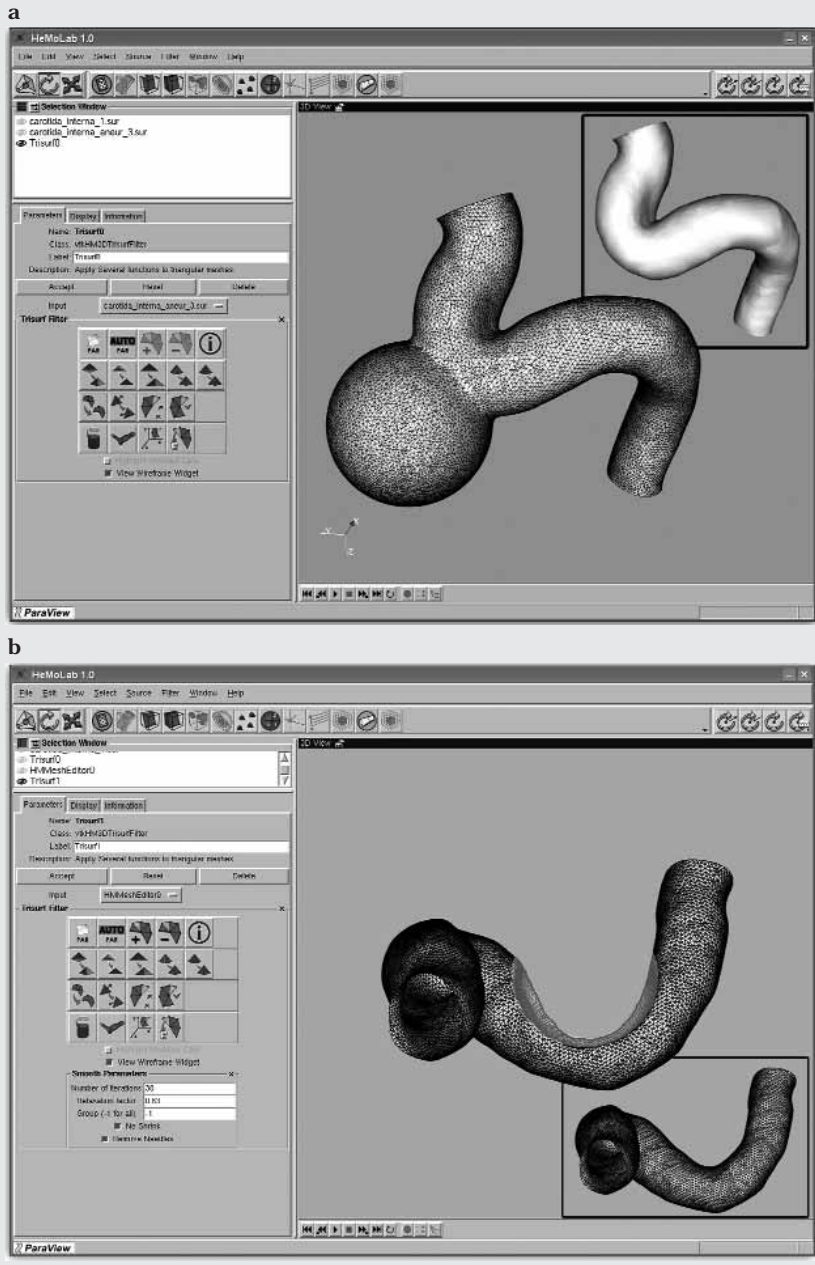


FIGURA 4



ponentes de la velocidad y la presión en cada vértice de los tetraedros. El último paso es establecer condiciones de frontera en las secciones proxima-

les y distales eligiendo entre condiciones variables en el tiempo o estacionarias. En la superficie que representa la pared arterial se deben especificar las

propiedades mecánicas, para lo cual se cuenta con herramientas de automatización. El módulo permite la modificación artificial de la geometría, mediante, por ejemplo, la adición de una anomalía en la geometría o las variaciones que podría introducir determinado tipo de procedimiento quirúrgico, con vistas a la predicción de los cambios en los patrones de flujo. En la figura 4.a, se muestra un aneurisma creado artificialmente, en tanto que en la figura 4.b la situación opuesta, una estenosis es simulada mediante la eliminación de parte de la geometría.

Módulo de Acoplamiento 3D-1D
 Con los modelos 1D y 3D ya montados, HeMoLab permite realizar el acoplamiento o la combinación entre ambos tipos de modelos descritos anteriormente. El objetivo de este módulo es poder construir modelos más complejos donde un distrito en particular se modela al máximo detalle, es decir, tridimensionalmente con el Módulo 3D, y el resto del árbol se simula con los modelos más económicos unidimensionales, es decir, con el Módulo 1D. Esta integración o acoplamiento entre módulos y modelos multidimensionales permite el abordaje de problemas muy complejos y completos, con gran economía y eficiencia computacional. Esta opción de acoplamiento e integración de modelos multidimensionales es un enfoque relativamente novedoso ^[2] que permite el modelado de una amplia gama de situaciones físicas, tales como la sensibilidad de la onda del pulso a la presencia de una patología, como por ejemplo aneurismas o estenosis, o incluso

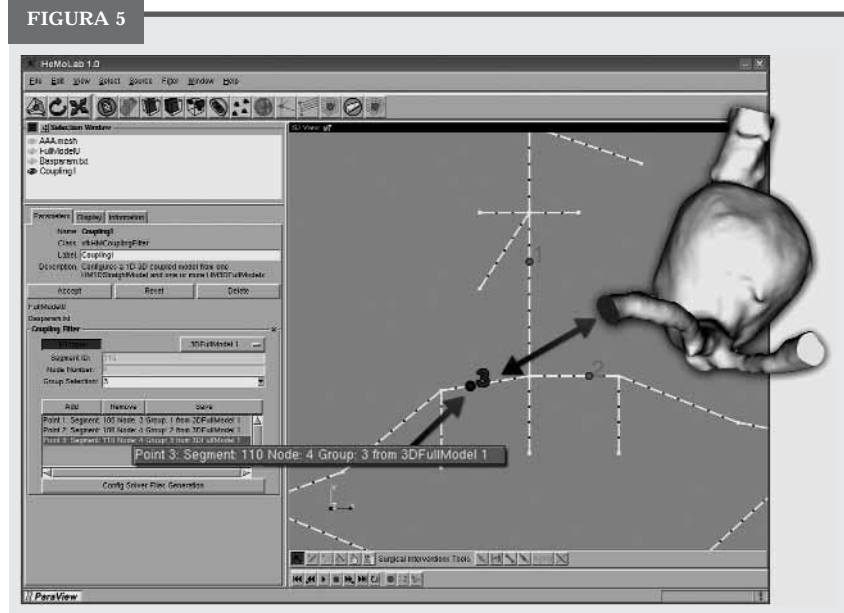
para evaluar los cambios en la forma de onda del flujo sanguíneo en un distrito arterial específico cuando el ritmo cardíaco se acelera. La preparación de un modelo acoplado implica tres etapas: (i) la selección de un modelo 1D, (ii) la selección de un número arbitrario de modelos 3D y (iii) la determinación de las relaciones entre los puntos del modelo 1D que en correspondencia con las entradas/salidas de los distritos 3D. En la figura 5 se muestra cómo esta tarea se hace de una manera muy interactiva, seleccionado los correspondientes objetos (un punto en el 1D + una superficie de acoplamiento en el 3D) que serán acoplados. Por último, deben fijarse algunos datos adicionales relativos a las configuraciones posibles de la formulación matemática antes de llevar a cabo la simulación, aunque el programa tiene la posibilidad de ofrecer configuraciones automáticas, si así es requerido por el usuario.

Módulo de Visualización

Este módulo hace uso de los filtros nativos más comunes de ParaView para procesar, en este caso, datos de elementos finitos, es decir, aquellos elementos sencillos en que las superficies y volúmenes son subdivididos. Entre la batería de filtros disponible se destacan aquellos que permiten la visualización de resultados en gráficos de iso-superficies, líneas de corriente para el flujo sanguíneo y trayectorias de trazadores.

En la figura 6.a se presentan las líneas de corriente y una iso-superficie de velocidad de flujo sanguíneo en un aneurisma artificialmente introducido

FIGURA 5



en la arteria carótida interna. En tanto, en la figura 6.b se presenta también la superficie envolvente del perfil de velocidades en las arterias vertebrales. Ciertos índices relacionados con la génesis de placas de ateroma, tales como el OSI y el WSS se pueden calcular fácilmente con los datos de velocidad y presión, y pueden ser visualizados de manera tridimensional sobre la superficie parietal del segmento bajo análisis. Lo anterior se ilustra en la figura 7.

SolverGP

SolverGP es el núcleo de cálculo numérico del que se vale HemoLab para las simulaciones de la dinámica del flujo sanguíneo. Es un resolvidor numérico de propósito general que permite de forma eficiente la fácil aplicación de métodos matemático-numéricos, como el FEM, FDM, FVM, o cualquier otro que pueda ser expresado por se-

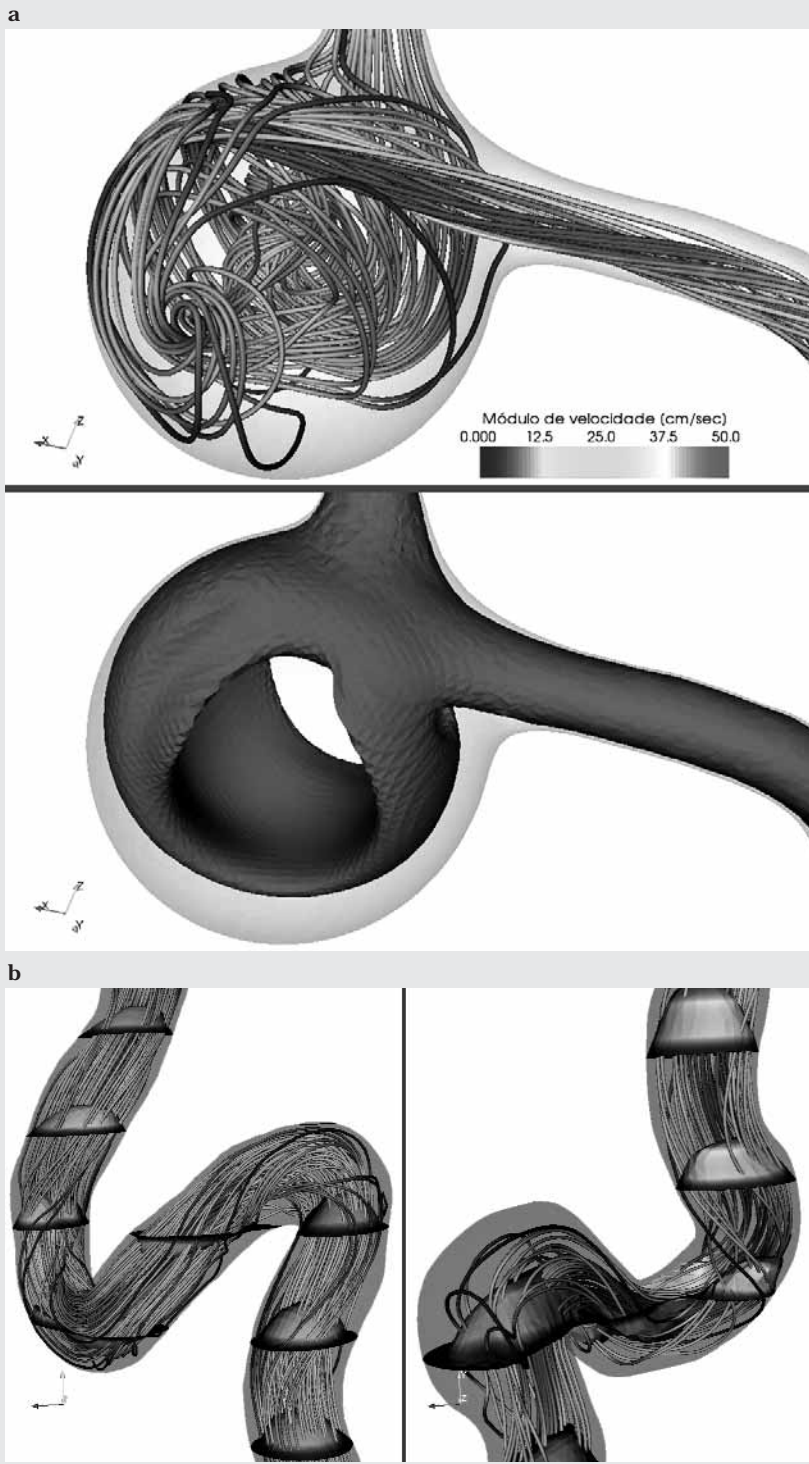
cuencias de sistemas lineales de ecuaciones^[7]. El esquema básico de funcionamiento e integración es el siguiente: el entorno gráfico de HeMoLab alimenta a SolverGP con toda la información de las propiedades geométricas y mecánicas de los modelos a simular. SolverGP realiza los cálculos matemáticos y devuelve los resultados al entorno de usuario de HeMoLab para su pos-procesamiento y visualización. SolverGP se apoya en Sparskit en su versión secuencial y en la biblioteca PETSc para el caso de computación distribuida.

Escenarios disponibles

Los diferentes componentes del entorno de HeMoLab se pueden combinar de varias maneras según el interés del usuario final.

En principio, se pueden identificar tres tipos de escenarios. Eventualmen-

FIGURA 6



te, es posible realizar simulaciones numéricas de manera autónoma e independiente 3D o 1D. Lo mismo vale para el módulo de procesamiento de imágenes, el cual podría utilizarse como un módulo independiente de análisis de imágenes. El de mayor potencialidad, es el escenario en el que los seis módulos se ponen a trabajar conjuntamente: (i) por un lado están las imágenes médicas segmentadas y las mallas de elementos finitos se generan a fin de crear el modelo 3D (como se ve en la figura 3); (ii) por otro lado, una representación 1D de la red arterial debe establecerse de manera independientemente (como se ve en la figura 1), (iii) con la correcta combinación de los dos modelos anteriores se obtiene una representación multidimensional del conjunto del sistema (como se muestra en la figura 5), (iv) el módulo de visualización nativa ParaView utiliza filtros para el procesamiento de datos, además de dar una representación gráfica de las soluciones aproximadas obtenidas (figuras 6-7).

Otras actividades de desarrollo e innovación

Conjuntamente a las actividades principales y específicas del proyecto, se realizan investigaciones en varias otras áreas, pero siempre preservando el objetivo general de que su impacto esté orientado a desarrollos en el abordaje computacional del sistema cardiovascular y de las enfermedades asociadas.

Interacción fluido-estructura

Un problema interesante que también aparece en el modelado cardiovascular es la dinámica de válvulas cardíacas.

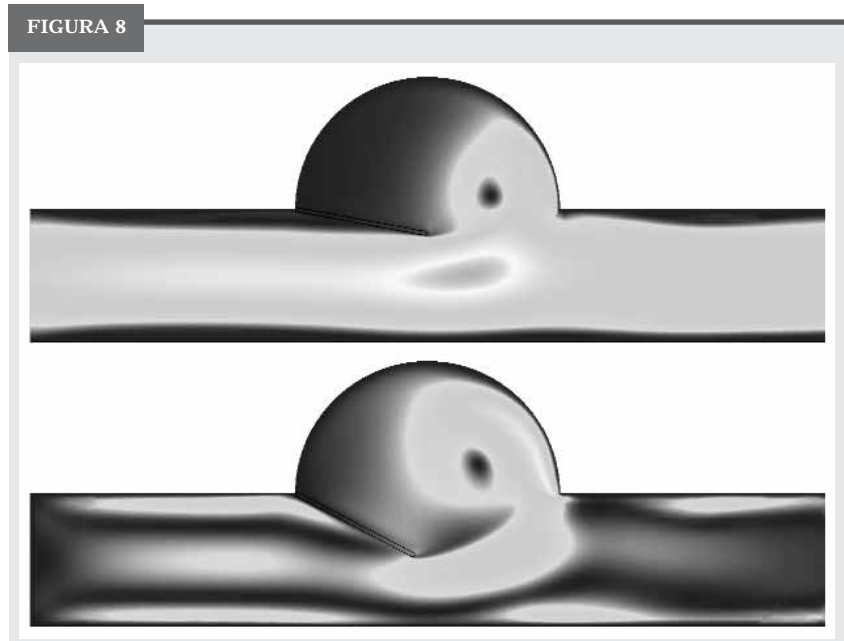
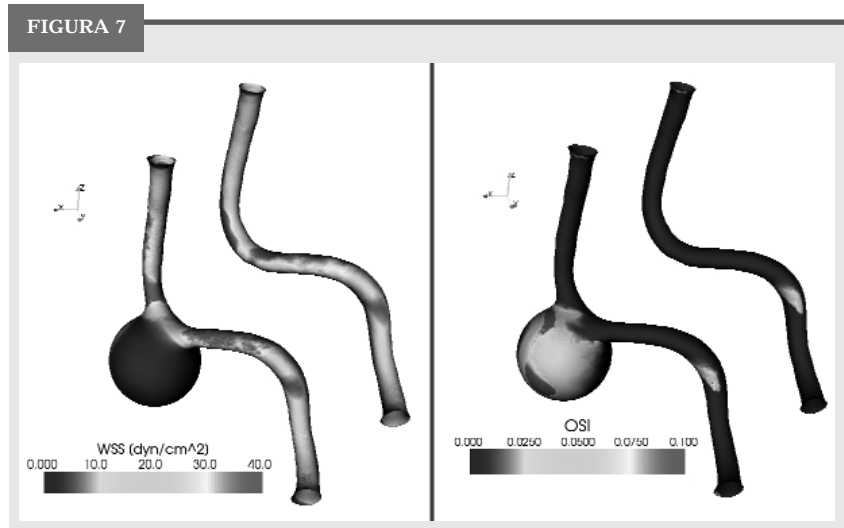
Un estudio exhaustivo de este problema permitiría un mejor diseño de válvulas artificiales y la predicción de su comportamiento in vivo con una menor demanda de ensayos experimentales, en virtud de la capacidad predictiva de los modelos. Además, debido a la complejidad del comportamiento dinámico de las válvulas, surgen como técnicas alternativas los métodos de inmersión de dominios.

En la Figura 8 pueden observarse resultados preliminares relacionados con un modelo bidimensional de una válvula rígida usando métodos de dominio inmerso^[3], donde se muestra el módulo del campo de velocidad en todo el dominio.

Se prevé que HeMoLab incluya un módulo de análisis de interacción fluido-estructura, utilizando conceptos inmersos, durante el presente año. Esta herramienta será una contribución muy relevante para el rápido progreso de las investigaciones en este campo.

Modelado Constitutivo de Multiescala

Es bien sabido que la respuesta constitutiva de la pared arterial es altamente compleja, y que tal conducta escapa a la capacidad predictiva de los modelos fenomenológicos clásicos. En este sentido, los modelos multiescala, basados en principios variacionales^[6] pueden proporcionar una forma consistente de abordar el problema. Por ejemplo, a través de un ensamble de elastina y colágeno (véase la figura 9, para el ejemplo de una combinación de una matriz de material hiperelástico y barras), se puede obtener una respuesta constitutiva no lineal característica del comporta-



miento de los tejidos de la pared arterial (ver también figura 9). Este tipo de técnica ofrece potentes herramientas con el fin de estudiar el comportamiento de la pared arterial, estando programada su inclusión, en el corto plazo, dentro del sistema HeMoLab como módulo complementario.

Identificación

no invasiva de propiedades

Es importante hacer notar que el equipo de trabajo multidisciplinario de HeMoLab no se focaliza solamente en el desarrollo e implementación de la herramienta. Es así que una gran cantidad de recursos se destinan

FIGURA 9

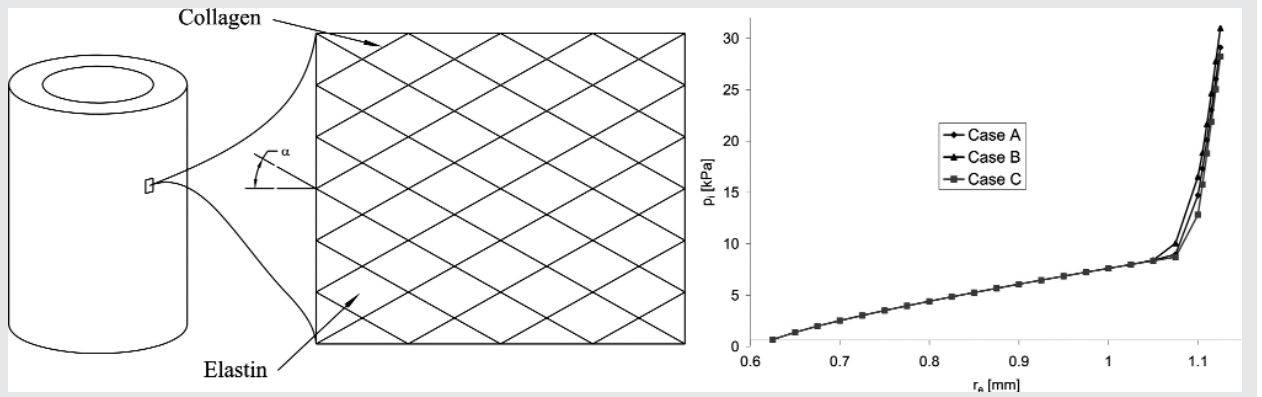
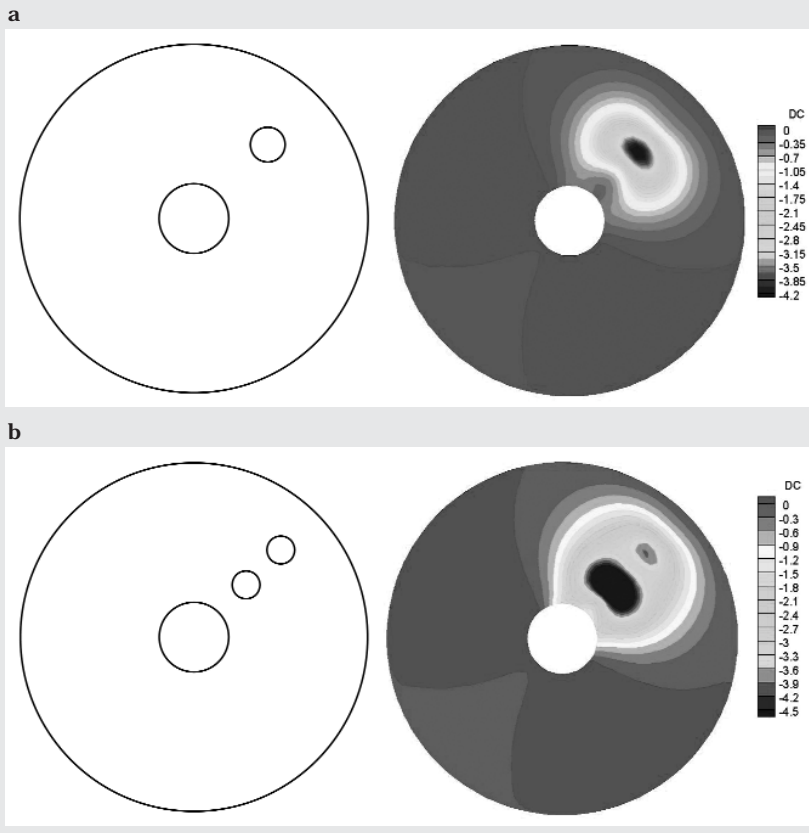


FIGURA 10



a áreas de investigación tales como: (i) el procesamiento de imágenes, un campo de desarrollo que está en constante evolución con vistas a la caracterización geométrica más precisa de los diferentes distritos del cuerpo humano y cuya aplicabilidad trasciende el campo de las imágenes médicas y (ii) la identificación y caracterización de las propiedades del material de los tejidos biológicos. En particular, esta cuestión se está abordando con HeMoLab por medio de la ideas de derivada topológica. En las figuras 10.a y 10.b se observan resultados preliminares de la determinación de la ubicación de una y dos inclusiones en un determinado dominio, respectivamente.

Conclusiones

Esta presentación intentó describir sumariamente del sistema HeMoLab, un entorno computacional para el modelado hemodinámico basado en geometrías vasculares reales. Se reseñaron las principales líneas de desarrollo y se mostraron algunos ejemplos de posibles aplicaciones con la intención de poner en evidencia las potencialidades médicas del sistema. Se espera que este tipo de herramienta tenga un fuerte impacto en el auxilio al diagnóstico clínico y al planeamiento quirúrgico. Al mismo tiempo se pretende que las herramientas desarrolladas contribuyan a la propia investigación médica, así como también al entrenamiento de profesionales tanto del área de medicina como de la bioingeniería.

Santiago Adrián Urquiza



Nacido en Coronel Dorrego, Provincia de Buenos Aires, cursó dos años de estudios de Ingeniería Electricista en la Universidad Nacional del Sur para luego continuar en el Instituto Balseiro de San Carlos de Bariloche, donde se graduó como Ingeniero Nuclear en 1988. Tiene Estudios de posgrado en dicha institución y actualmente se desempeña como Profesor Asociado del Dpto. Mecánica de la Facultad

de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata, donde es además Consejero Superior Docente. Como investigador, lidera proyectos de investigación en Hemodinámica Computacional del Sistema Cardiovascular en el Laboratorio de Bioingeniería de la UNMDP desempeñándose también en el Grupo de Ingeniería Asistida por Computadora. Sus áreas de interés son: el modelado computacional en la mecánica de los fluidos y del sólido; técnicas numéricas como el Método de los Elementos Finitos y sus aplicaciones a la ingeniería y a procesos biomédicos; el Desarrollo de Software para cálculo y simulación computacional.

Pablo Javier Blanco



Posee graduación en Ingeniería Electromecánica otorgada por la Universidad Nacional de Mar del Plata (2003) con promedio 9.43/10.0 por el cual obtuvo la Medalla de Oro y reconocimiento por la Academia Nacional de Ingeniería con el premio a los Mejores Egresados de año 2003. Actualmente se encuentra cursando el Programa de Doctorado en Ciencias del Modelado Computacional

en el Laboratório Nacional de Computação Científica bajo la orientación del Prof. Raúl A. Feijóo. Sus áreas de actuación son: Principios Variacionales; Mecánica del Continuo; Mecánica de los Fluidos; Hemodinámica Computacional del Sistema Cardiovascular; Análisis de Sensibilidad; Fenómenos de Transporte; Métodos Numéricos en Ingeniería; Métodos de los Elementos Finitos en la Mecánica de los Fluidos y en la Mecánica de los Sólidos; Problemas Inversos de Caracterización de Propiedades; Desarrollo de Software.

Raúl Antonino Feijóo



Posee graduación en Ingeniería Civil, Universidad Nacional de Córdoba (1969), maestría en Ingeniería Civil por la COPPE/UF RJ Instituto Alberto Luiz Coimbra de Posgraduación e Investigación de Ingeniería (1973), y doctorado en Ingeniería Mecánica por la COPPE/UF RJ Instituto Alberto Luiz Coimbra de Posgraduación e Investigación de Ingeniería (1975).

Actualmente es investigador titular del Laboratório Nacional de Computação Científica. Categoría de Productividad Nivel 1ª del CNPq. Obtuvo las siguientes distinciones: (i) Orden Nacional del Mérito Científico en la Clase Comendador otorgado por el Presidente de la República, Decreto del 21 de Julio de 2000; (ii) Premio Internacional AMCA Asociación de Mecánica Computacional Argentina en reconocimiento a su trayectoria científica internacional y su contribución en la formación de recursos humanos y desarrollo de la mecánica computacional en Argentina, Santa Fé, Argentina, 09 de Noviembre de 2006; (iii) Premio Ingeniería Mecánica Brasileira otorgado por la ABCM Associação Brasileira de Ciências Mecânicas, Brasília, Noviembre de 2007; (iv) Investigador del Estado de Rio de Janeiro otorgado por la FAPERJ, 2007, Rio de Janeiro. Forma parte del cuerpo editorial de los siguientes periódicos internacionales: (i) International Journal of Computer Applications in Technology; (ii) Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería; e (iii) Latin American Journal of Solids and Structures. Sus áreas de actuación son: Mecánica del Continuo, con énfasis en Elasticidad, Termoelasticidad, Elasto-Plasticidad y Elasto-Viscoplasticidad; Métodos y Principios Variacionales en Mecánica del Continuo; Análisis Numérico; Teoría Lineal y No-Lineal de Cáscaras y sus aplicaciones en Ingeniería y Bioingeniería; Problemas Unilaterales en Mecánica: Elastoplasticidad, Contacto Elasto-Plástico con Fricción via Programación Matemática; Fundamentos Matemáticos y Aplicaciones del Método de los Elementos Finitos en Ingeniería; Estimadores de Error basados en Residuos y Métodos de Captura de Discontinuidades; Optimización en Análisis Estructural y en Análisis Inelástica de Sólidos; Análisis de Sensibilidad via Formulaciones Variacionales y sus Aplicaciones en Optimización de Forma; Optimización Topológica; Mecánica de Fractura; Problemas Inversos y sus Aplicaciones en la caracterización de Propiedades; Hemodinámica del Sistema Cardiovascular Humano; Desarrollo de Software; Visualización Científica.

Bibliografía citada

- [1] Kitware and Sandia National Laboratories. ParaView - Kitware Inc. <http://www.ParaView.org>.
- [2] P.J. Blanco, R.A. Feijóo y S.A. Urquiza, A unified variational approach for coupling 3D-1D models and its blood flow applications, *Comp. Meth. Appl. Mech. Engrg.*, (196) 4391-4410, 2007.
- [3] P.J. Blanco, R.A. Feijóo y E.A. Dari, A variational framework for fluid-solid interaction problems based on immersed domains. Theoretical bases. To be published in *Comp. Meth. Appl. Mech. Engrg.*, 2008.
- [4] T.R.J. Hughes, On the threshold of the 21st century, expressions, bulletin for the International Association for Computational Mechanics, N°8, January 2000.
- [5] I. Larrabide, R.A. Feijóo, A.A. Novotny y E.A. Taroco, Topological derivative: A tool for image processing. To be published in *Comp. & Struct.*, 2007.
- [6] E.A. Souza Neto y R.A. Feijóo, Variational foundations of multi-scale constitutive models of solid: Small

and large strain kinematical formulation. LNCC Research & Development Report 16/2006, Brazil: National Laboratory for Scientific Computing.

- [7] S.A. Urquiza, M.J. Vénere, An application framework architecture for FEM and other related solvers, pp. 3099-3109, ISSN 1666-6070, *Mecánica Computacional Vol. XXI*, S. Idelsohn, V. Sonzogni y A. Cardona Eds., CERIDE, Sta. Fe, 2002.

Bibliografía relacionada

- P.J. Blanco, M.R. Pivello, R.A. Feijóo, S.A. Urquiza, On the influence of the heart inflow boundary condition on local 3D flow patterns at the carotid artery, *Relatório de Pesquisa LNCC/MCT N19*, 2007, [toi ISSN:01016113](http://www.lncc.br/relatorio/01016113).
- S.A. Urquiza, P.J. Blanco, M.J. Vénere y R.A. Feijóo, Multidimensional modelling for the carotid artery blood flow, *Comp. Meth. Appl. Mech. Engrg.*, (195) 4002-4017, 2006.
- I. Larrabide, P.J. Blanco, S.A. Urquiza y R.A. Feijóo, Sen-

sitivity of blood flow in stenosed carotid bifurcation, *Computational Bioengineering*, H. Rodrigues et al. (Eds.), Vol 1, IST Press, Lisbon, ISBN: 972-8469-37-3, 2005.

- S.A. Urquiza, M.J. Vénere, F.M. Clara y R.A. Feijóo, Finite Element (One-dimensional) haemodynamic model of the human arterial system, European Community on Computational Methods in Applied Sciences and Engineering, E. Oñate, G.Bugeda & B. Suarez Ed., Artes Gráficas Torres S.A., Barcelona, Spain, ISBN: 84-89925-70-4, 2000.
- H.J. Desimone, S.A. Urquiza, M.E. Goñi, R.L. Armentano, F.M. Clara, Simulación computacional del pulso sanguíneo con un modelo elástico, en *Revista FAC-SABI*, V3, No3, pg 11-18, 1998.
- S.A. Urquiza, H.J. Desimone, M.E. Goñi, A. Introzzi, F.M. Clara, Prediction of pulse wave shape changes in aging and hypertension. En *Computer simulations in biomedicine*, Pags. 131-138, Ed: H. Power y R.T. Hart Computational Mechanics Publications, Southampton, 1995.