



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 365 968**

51 Int. Cl.:
G06T 7/00 (2006.01)
G06T 17/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08839308 .7**
96 Fecha de presentación : **20.10.2008**
97 Número de publicación de la solicitud: **2206086**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **14.07.2010**

54 Título: **Procedimiento y sistema de análisis geométrico y mecánico automático de estructuras tubulares.**

30 Prioridad: **19.10.2007 PCT/EP2007/061184**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
14.10.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
14.10.2011

73 Titular/es: **VASCOPS**
Plüddemangasse 39
8010 Graz, AT

72 Inventor/es: **Gasser, Christian, T. y**
Auer, Martin

74 Agente: **Zea Checa, Bernabé**

ES 2 365 968 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Procedimiento y sistema de análisis geométrico y mecánicoautomático de estructuras tubulares.

5 [0001] Esta invención se refiere al campo de los sistemas de diagnóstico, y más específicamente a sistemas informáticos para el diagnóstico de estructuras huecas, tales como estructuras huecas alargadas, tales como estructuras tubulares, por ejemplo por estructuras vasculares que comprenden tejido vascular. Los sistemas de diagnóstico proporcionan datos de análisis e información, por ejemplo relacionados con la geometría y la mecánica de las estructuras huecas alargadas.

10

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

15 [0002] Muchos procedimientos, por ejemplo, intervenciones y diagnósticos relativos a tejido vascular deben llevarse a cabo en un lugar anatómico interno. La información del médico para estos procedimientos médicos se enriquece con datos de imagen adquiridos por modalidades de imagen, por ejemplo, un dispositivo de exploración, por ejemplo basado en tomografía computarizada (TC) o resonancia magnética (RM). En general, esto proporciona una pluralidad de imágenes en dos dimensiones (2D), también denominadas cortes, de la estructura anatómica del paciente. Algunos dispositivos de exploración incluyen equipo informático y software para construir conjuntos de datos tridimensionales (3D) de la pluralidad de imágenes 2D.

20

[0003] Son conocidos, además, modelos implementados por sistemas informáticos para visualizar determinadas regiones separadas del cuerpo del paciente, tales como órganos del paciente, así como para medir virtualmente las dimensiones de la estructura anatómica del paciente. Estos modelos conocidos se basan principalmente en aproximaciones a umbrales y, por tanto, requieren una alta calidad de imagen razonable para funcionar correctamente. Por ejemplo, se requiere una imagen de alta resolución y alto contraste entre los objetos a separar. Para sistemas de exploración TC, en muchos casos esto solamente puede realizarse utilizando agentes de contraste (medios de contraste) y/o altas dosis de radiación de rayos X, los cuales son ambos una carga para el paciente la cual es deseable reducir o evitar.

25

30 [0004] En Olabarriga SD, Rouet J-M, Fradkin M, Breeuwer M y Niessen WJ, (2005) *Segmentation of Thrombus in Abdominal Aortic Aneurysms From CTA With Nonparametric Statistical Grey Level Appearance Modeling* IEEE Trans Med Imag 24. 477-485 se describe un modelo específico. El modelo descrito en este documento se basa en la segmentación de un trombo intraluminal (ILT) en aneurismas de aorta abdominal (AAAs) que utiliza el concepto de modelos deformables. Sin embargo, la inicialización de este modelo requiere la presencia de un ILT y necesita, además, la presencia de un alto umbral entre el lumen y el ILT, y no permite el análisis de bifurcaciones vasculares, tal como se requiere con frecuencia. Por lo tanto, este modelo tiene una aplicabilidad práctica muy limitada.

35

[0005] Para algunos procedimientos médicos, como en la estimación del riesgo de ruptura de los AAAs, o en la identificación de la vulnerabilidad de estenosis arterial, las condiciones de carga mecánica del tejido vascular se enriquecen provechosamente de la información del médico para la planificación de tratamientos. Este tipo de información, relacionada con las condiciones de carga mecánica, no la pueden proporcionar los sistemas de visualización, pero un análisis estructural post-procesado, en base a datos proporcionados por los mismos, puede facilitarlos. Sin embargo, actualmente no hay disponible un sistema automático y comprensible que integre todos los objetos anatómicos estructurales relevantes y proporcione información sobre las condiciones de carga mecánica de, por ejemplo, el tejido vascular. Por ejemplo, para los AAAs, la pared arterial y el ILT, que está presente en casi todos los AAAs clínicamente relevantes, son componentes estructurales relevantes.

40

45

[0006] En la solicitud de patente americana US2006/0100502-A1 de Chen DT, y otros se describe un sistema y un procedimiento de visualización y medición anatómica. De acuerdo a esta descripción, el riesgo de ruptura de un vaso sanguíneo se determina utilizando un conjunto adecuado de imágenes de cortes 2-D obtenidas mediante la exploración de un vaso sanguíneo. El procedimiento comprende generar un modelo de malla de los vasos sanguíneos utilizando el conjunto de imágenes de cortes 2-D; llevar a cabo un análisis de tensiones de elementos finitos en el modelo de malla para calcular el nivel de tensión en diferentes lugares del modelo de malla; y determinar el riesgo de ruptura de los vasos sanguíneos en base de los niveles de tensión calculados en diferentes lugares del modelo de malla. Sin embargo, el procedimiento y el sistema descrito en US2006/0100502-A1 se limitan a proporcionar una malla de superficie única de una lesión vascular, y por lo tanto, solamente pueden considerarse efectos estructurales de tipo lámina de la pared del vaso, por ejemplo, utilizando elementos finitos de lámina. Los detalles relativos a dichas formulaciones de elementos finitos (EF) se describen, por ejemplo, en Zienkiewicz OC y Taylor RL, (2005) *The Finite Element Method for Solid and Structural Mechanics*, Butterworth Heinemann, 6ª edición. En consecuencia, en el caso de los AAA se descuida el impacto estructural del ILT, lo que hace que las predicciones mecánicas de los AAAs sean poco realistas y poco fiables. Esto se destaca en varios estudios de la literatura, por ejemplo, Wang y otros (2002) *Effect of intraluminal thrombus on wall stress in patient-specific models of abdominal aortic aneurysm*. J Vasc Surg. 36, p. 598-604. Por lo tanto, puede realizarse un diagnóstico y una predicción del

60

riesgo de ruptura poco fiable, lo cual no es satisfactorio, por lo menos desde un punto de vista de la seguridad del paciente. Además, el procedimiento y el sistema descrito en US2006/0100502-A1 requieren interacción manual, por ejemplo, para eliminar elementos no deseados de la segmentación. Por otra parte, el procedimiento y el sistema descrito en US2006/0100502-A1 utilizan una pluralidad de productos de software distintos (uno para separar imágenes 2D, uno para formar la malla de la superficie (que representa la pared del vaso) y uno para llevar a cabo un análisis de elementos finitos (EF)) que están implicados para predecir el estado de carga mecánica. Esto supone tanto un inconveniente para el usuario como un desafío técnico ya que debe garantizarse una interfaz entre los diferentes productos de software de manera fiable y segura, lo cual en la práctica es difícil de garantizar.

[0007] En Raghavan y otros 2005, *Automated methodology for determination of stress distribution in human abdominal aortic aneurysm*, J Biomech Ing. 127, p. 868-71 se ha introducido otro procedimiento. En esta descripción se post-procesan datos geométricos de un sistema de visualización 3D. Una vez más, se limita a modelar la superficie exterior de los AAAs mediante efectos estructurales de tipo lámina y se descuida la estructura de paredes gruesas (o efecto volumen) de la pared vascular.

[0008] Para evitar los defectos de tensión "basados en la malla" del análisis EF se requiere una calidad elevada razonable de la red (malla) de cálculo y se aplican distintos tipos de estrategia de suavizado de malla. Sin embargo, los procedimientos y sistemas descritos en US2006/0100502-A1 o Raghavan y otros 2005, aplican estrategias de suavizado de malla, las cuales varían la geometría de los objetos, de manera que la geometría (exterior) del cuerpo vascular no puede capturarse con precisión, es decir, se obtiene un desajuste entre la geometría del modelo y los datos de imagen subyacentes. Por lo tanto, existe la necesidad de por lo menos un procedimiento y/o un sistema mejorado que facilite un modelado geométrico y mecánico preciso de estructuras huecas, tales como estructuras huecas alargadas, por ejemplo estructuras tubulares, tales como órganos vasculares, con el fin de proporcionar datos fiables relativos a sus propiedades geométricas y su condición de carga mecánica.

[0009] Por ejemplo, el trabajo Dimitrios E. Kioussis, T. Christian Gasser y Gerhard A. Holzapfel, *A Numerical Model to Study the Interaction of Vascular Stents with Human Atherosclerotic Lesions*, Ann Biomed Eng. 2007; 35 (11):1857-69 representa el modelado de EF de los cuerpos vasculares del estado de la técnica que aunque, considera efectos de volumen de la estructura, por discretización de los tejidos implicados a través de elementos en hexaedros, se trata de un esquema semiautomático. El concepto que se propone requiere un conocimiento experto en el modelado estructural y de nuevo hay implicadas varias etapas, lo que nuevamente es un inconveniente para aplicaciones que suponen un desafío técnico.

[0010] El esquema de reconstrucción semiautomático que se describe en Kioussis y otros, Ann Biomed Eng. 2007, aplica básicamente tres etapas para generar una red de cálculo para un análisis estructural:

1) Segmentación en el plano utilizando, por ejemplo, representación NURBS de los bordes, donde se utilizan modelos deformables sobre un único corte de imagen, de manera que se descuida la información fuera del plano del conjunto de datos de imagen. Este concepto sólo puede aplicarse a una sub-clase de geometrías, y excluye, por ejemplo, un aneurisma sacular, véase la figura 0, que son de una relevancia clínica importante. Además, este concepto no puede aplicarse a bifurcaciones vasculares.

2) Generación de un modelo sólido basado en la información de los bordes que se define mediante la segmentación. Aquí se requiere siempre una suavización de las curvas segmentadas, en particular para evitar la dispersión a lo largo de la dirección fuera del plano. Naturalmente, esto altera la geometría, y por lo tanto no puede mantenerse la geometría del cuerpo vascular, tal como viene definida por el conjunto de datos de imagen.

3) Formación de la malla del modelo sólido, que para geometrías realistas (clínicamente relevantes) de los cuerpos vasculares requiere subdividirse en cuerpos más pequeños, que sean lo suficientemente simples como para permitir un acoplamiento automático. Normalmente, se trata de una tarea que lleva tiempo y que requiere el conocimiento de un experto en ingeniería para la generación de mallas y análisis estructural. Lo más importante es que, en el caso de que la geometría sea muy complicada podría ser necesario incluso modificaciones del modelo sólido para facilitar la formación de la malla de la estructura. Por lo tanto, la geometría del cuerpo vascular, tal como se define por el conjunto de datos de imagen, no puede mantenerse.

[0011] En resumen, los métodos actualmente conocidos se caracterizan por severas interacciones manuales y un conocimiento experto de ingeniería por parte de los usuarios, lo cual no permite su aplicación clínica. Asimismo, hay que destacar que los datos de imagen utilizados en Kioussis y otros, Ann Biomed Eng. 2007, mencionado anteriormente, se basaban en RM *in vitro*, donde naturalmente puede obtenerse una calidad de imagen mucho mayor en comparación con los conjuntos de datos de imágenes clínicas estándar.

[0012] Además, en WOLTERS y otros: "*A patient-specific computational model of fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysm (AAA)*", MEDICAL ENGINEERING & PHYSICS, BUTTERWORTH-HEINE-MANN, GB,

vol. 27, nº 10, Diciembre de 2005, páginas 871-883 se describe un método para generar mallas de EF hexaédricas. El trombo intraluminal (ILT) está excluido en el método. El método utiliza una malla bifurcada estándar como plantilla predefinida que, a su vez, se transforma para adaptarse a la triangulación de la superficie límite. El grosor de la pared se establece en un valor constante característico.

[0013] MARTINO E S y otros: "*Fluid-Structure Interaction within realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to assess the risk of rupture of the aneurysm*", MEDICAL ENGINEERING & PHYSICS, EL- SEVIER, UK, vol. 23, nº 9 de Noviembre de 2001, páginas 647-655 sugiere una aproximación por segmentación. Se emplean unas etapas de segmentación independientes para el lumen y la pared. Además, el método aplicado se basa en un concepto de umbral y, por lo tanto, sólo se espera que funcione para un conjunto de datos de imágenes que proporcione una diferencia suficiente en la intensidad a través de la frontera luminal y exterior del aneurisma aórtico abdominal.

[0014] AUER M y otros "*3-D reconstruction of tissue components for atherosclerotic human arteries using ex vivo high-resolution MRI*" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE, USA, vol. 25, nº 3 de Marzo de 2006, páginas 345-357 describe una técnica de segmentación en la que los componentes del tejido arterial derivan de una RMI ex-vivo de alta resolución. La segmentación se basa en una aproximación corte a corte en el cual se considera la información de cortes adyacentes. Se adopta una aproximación semi-2D. El modelo deformable aplicado sólo puede moverse en dirección radial, y excluye la segmentación de geometrías más complejas, como aneurismas aórticos abdominales saculares. Por otra parte, el método propuesto discrimina la dirección fuera del plano, y por lo tanto, tiene una precisión que depende de la dirección.

[0015] DE PUTTER S y otros "*Automatic determination of the dynamic geometry of abdominal aortic aneurysm from MRI with application to wall stress simulations*", INTERNATIONAL CONGRESS SERIES 1281 (2005), páginas 339-344 describe un método de análisis de tensiones de la pared de un aneurisma aórtico abdominal a través de un análisis de EF que emplea modelos deformables 3D. El método reconstruye tanto el lumen del vaso como las superficies de la pared exterior para la formación de mallas de volumen de la pared de un vaso con un grosor que se supone constante.

[0016] Por lo tanto, existe la necesidad de un esquema totalmente automático tal que un análisis estructural detallado de órganos tubulares, por ejemplo órganos vasculares, resulte clínicamente aplicable. Existe la necesidad de un sistema clínicamente aplicable para que usuarios clínicos sin una formación de experto en ingeniería realicen este esquema. Además, el esquema debe ser aplicable o utilizable con datos de imagen 3D *in vivo* clínicamente disponibles de pacientes que presenten una resolución menor que en datos de imagen 3D *in vitro*.

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCIÓN

[0017] En consecuencia, las realizaciones de la presente invención tratan preferiblemente de mitigar, aliviar o eliminar una o más deficiencias, inconvenientes o problemas de la técnica, tal como se ha señalado anteriormente, por separado o en cualquier combinación, mediante un sistema, un procedimiento, un programa de ordenador de acuerdo con las reivindicaciones adjuntas.

[0018] Las presente invención utiliza una combinación de reconstrucción de imágenes 3D y generación de mallas hexaédricas. Esto permite una generación rápida y robusta de mallas de elementos finitos para un análisis estructural de cuerpos tubulares. Este concepto es considerablemente diferente de otras propuestas, por ejemplo, las presentadas y citadas en Kioussis y otros, Ann Biomed Eng. 2007, mencionada anteriormente.

[0019] Las diferencias de la presente invención, respecto a las propuestas existentes, tales como un análisis estructural detallado de cuerpos vasculares llega a ser clínicamente aplicable. Estas diferencias permiten incluso el desarrollo de un sistema que lo accionen usuarios sin conocimientos de ingeniería.

[0020] La propuesta totalmente 3D que demuestra esta invención no discrimina la dirección fuera del plano, de manera que no se requiere un suavizado posterior, y la geometría 3D precisa de cuerpos vasculares permanece sin variar.

[0021] Finalmente, esta invención define una metodología numéricamente robusta y eficaz que es aplicable a conjuntos de datos de imagen de aparatos clínicos registradores.

[0022] Las realizaciones de la presente invención comprenden un procedimiento y un sistema para analizar cuerpos vasculares respecto a sus propiedades geométricas y condiciones de carga mecánica. A este fin, el procedimiento o el sistema genera modelos geométricos y estructurales de cuerpos vasculares a partir de conjuntos de datos de imagen estándar. El procedimiento o el sistema trabaja automáticamente y el cuerpo vascular se analiza en tiempos clínicos pertinentes por personal clínico, es decir, usuarios sin un conocimiento experto en ingeniería. El personal

clínico que típicamente maneja estos sistemas no tiene clínicamente conocimientos de ingeniería. Lo más crítico en ese sentido es la integración de nuevas técnicas de formación de malla en volumen y segmentación 3D. Los modelos geométricos y estructurales derivados distinguen entre tipos de tejidos relevantes estructurales, por ejemplo, para aneurismas aórticos abdominales la pared del vaso y el trombo intraluminal se consideran por separado. La investigación estructural del cuerpo vascular se basa en un análisis detallado no lineal de elementos finitos. Aquí el modelo geométrico derivado, las condiciones de contorno *in vivo*/de carga y las descripciones constitutivas de deformación finita de los tejidos vasculares plantean el problema biomecánico estructural. Se disponen diferentes conceptos de visualización y se permite una investigación eficiente y detallada de los datos geométricos y mecánicos derivados. Además, esta información se reúne y las propiedades estadísticas, que se derivan de la misma, pueden utilizarse para analizar cuerpos vasculares de interés.

[0023] Los tiempos clínicos pertinentes en los cuales el procedimiento o el sistema pueden proporcionar resultados se encuentra en la gama de minutos con la actual potencia de cálculo que por lo general hay clínicamente disponible.

[0024] De acuerdo con un primer aspecto de la invención, se describe un procedimiento que permite un análisis automático de las propiedades geométricas y condiciones de carga mecánicas de una estructura tubular, tal como la de un tejido vascular.

[0025] El procedimiento es un procedimiento para analizar un cuerpo substancialmente tubular que tiene una pared que presenta un grosor de pared tal como se define en la reivindicación 1.

[0026] El procedimiento puede aplicarse a una parte completa del cuerpo tubular incluyendo bifurcaciones y ramificaciones laterales.

[0027] Alternativamente, los datos de las propiedades geométricas y de carga interna pueden proporcionarse por separado para un procesamiento posterior. Las propiedades geométricas, es decir, datos que representan estructuras geométricas, están asociadas a sus propiedades mecánicas locales. Tanto las estructuras geométricas como las propiedades mecánicas se dan como conjuntos de datos 3D para un procesamiento posterior.

[0028] De acuerdo con un segundo aspecto de la invención, se describe un sistema que permite análisis automáticos de propiedades geométricas y condiciones de carga mecánica de una estructura tubular, tal como cuerpos vasculares.

[0029] El sistema es para analizar un cuerpo substancialmente tubular que tiene una pared que presenta un grosor de pared tal como se define en la reivindicación 15.

[0030] De acuerdo con un tercer aspecto de la invención, se dispone un programa de ordenador para el procesamiento mediante un ordenador. El programa de ordenador comprende un segmento de código para una estación de trabajo médica que permite un análisis automático de las propiedades geométricas y las condiciones de carga mecánica de una estructura tubular, tal como cuerpos vasculares.

[0031] El programa de ordenador es para el procesamiento mediante un dispositivo informático, para analizar un cuerpo substancialmente tubular que tiene una pared que presenta un grosor de pared tal como se define en la reivindicación 11.

[0032] Los componentes en este contexto son componentes estructurales de estructuras anatómicas.

[0033] En las reivindicaciones dependientes se definen otras realizaciones de la invención, en las que las características para el segundo aspecto de la invención y siguientes son las mismas para el primer aspecto, cambiando lo que sea necesario.

[0034] Las realizaciones de la presente invención se diferencian significativamente de la técnica, por ejemplo la mencionada en la sección "Antecedentes de la invención", en varios aspectos. Más significativamente, algunas realizaciones de la presente invención permiten la integración de todas las etapas posteriores a la exploración del paciente en un único sistema (independiente), y por lo tanto, la información relativa a una lesión vascular específica de un paciente, es decir, sus propiedades geométricas y sus condiciones de carga mecánica se proporcionan en tiempos clínicamente aceptables. Un núcleo de realizaciones de la presente invención puede funcionar de manera totalmente automática, lo que hace que su aplicación y/o aceptación clínica sea clínicamente posible y no se requiera un conocimiento experto, por ejemplo en ingeniería, para esta aplicación.

[0035] Además, la presente invención utiliza en algunas realizaciones el concepto de modelos deformables para reconstruir la geometría de cuerpos vasculares y, por lo tanto, puede procesarse una menor calidad de imagen en

comparación con la reconstrucción en base a aproximaciones a umbrales, y aun así obtener mejores resultados. Los modelos deformables presentan varias ventajas sobre las aproximaciones basadas en umbrales, en particular cuando se aplica a imágenes médicas, véase, por ejemplo, Suri y otros 2002, *A review on 3D MR vascular image processing: sekeleton versus nonskeleton approaches*: Parte II. IEEE Trans Inf Technol Biomed. 6 338 - 50. La aproximación que aplican algunas realizaciones de la invención impacta directamente en la seguridad del paciente, por ejemplo, para datos de imágenes de exploración de TC la cantidad de agentes de contraste y/o la carga de radiación rayos X puede reducirse. Hay que indicar que, aunque el procedimiento descrito en Olabarriga y otros, 2005, utiliza el concepto de modelos deformables, requiere un alto umbral para su inicialización.

[0036] Algunas realizaciones de la invención permiten una segmentación precisa de imágenes 3D en base a modelos deformables. El concepto aplicado da lugar a una aproximación robusta y el objeto reconstruido y discretizado (en mallas) puede utilizarse directamente como entrada geométrica para un análisis de EF.

[0037] Algunas realizaciones de la invención también prevén la formación de mallas de cuadriláteros de la superficie de cuerpos vasculares.

[0038] Algunas realizaciones de la invención también prevén la formación automática de mallas dominadas por hexaedros del volumen del cuerpo vascular, y por lo tanto, permiten la aplicación de elementos finitos mixtos eficientes, por ejemplo, la denominada fórmula Q1P0, ver Simo y Taylor, 1991, *Quasi-incompressible finite elasticity in principal stretches. Continuum basis and numerical algorithms*. Comp Meth Appl Mech Engrg. 85. 273-310. Esto es esencial para representar las propiedades de incompresibilidad de tejido vascular de una manera numéricamente eficaz y apropiada.

[0039] Algunas realizaciones de la invención también prevén un suavizado y optimización automático de malla 2D y 3D y para mejorar la calidad de la malla de EF y, por lo tanto, la calidad de los resultados previstos.

[0040] Algunas realizaciones de la invención también prevén un análisis estructural 3D completo de un cuerpo tubular, tal como un cuerpo vascular, en el cual diferentes tipos de tejidos se tratan de manera independiente.

[0041] Debe destacarse que el término "comprende/que comprende" cuando se utiliza en esta memoria es para especificar la presencia de características indicadas, números enteros, etapas, componentes, o grupos de los mismos. Tal como aquí se utiliza, el término "y/o" incluye cualquiera y todas las combinaciones de uno o más de los elementos enumerados asociados.

35 **BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS**

[0042] Éstos y otros aspectos, características y ventajas de las realizaciones de la invención serán evidentes y claras a partir de la siguiente descripción de realizaciones de la presente invención, haciendo referencia a los dibujos que se acompañan, en los cuales

40 La figura 0 es una ilustración esquemática de un aneurisma sacular;
 La figura 1 es un diagrama de flujo que ilustra análisis automáticos geométricos y mecánicos de cuerpos vasculares de acuerdo con una realización, en el que el sistema descrito para llevar a cabo el procedimiento de la realización comprende una estación de trabajo médico y en el que algunas realizaciones en forma de programa de ordenador para la implementación del procedimiento se encuentran almacenadas en soportes informáticos para la ejecución por la estación de trabajo médico;
 45 La figura 2 es una ilustración de un visor de imágenes de una interfaz gráfica de usuario del sistema, que permite al usuario explorar un conjunto de datos cargados de imagen del paciente y para definir una zona de interés, por ejemplo, por interacciones del ratón;
 50 La figura 3 es una ilustración de una inicialización de una reconstrucción en una imagen 2D de datos del paciente, donde un usuario puede, por ejemplo, colocar unos puntos circulares en el lumen de las arterias, para la inicialización;
 La figura 4 es un diagrama de flujo que ilustra una fórmula algorítmica de un modelo de *serpientes* por medio de un problema de elementos finitos (EF) y una estrategia iterativa para resolver el problema numérico no lineal que se presenta;
 55 La figura 5 es una ilustración de un lumen en una imagen 2D de datos del paciente, tal como ha sido segmentado por el modelo de serpientes de la figura 4, en el que una arteria que se bifurca (en este ejemplo no limitativo: renal) se corta de manera que la complejidad geométrica del problema se reduce, de modo que es posible un análisis de EF de todo el cuerpo vascular;
 60 Las figuras 6 (a) y (b) son ilustraciones esquemáticas de una estrategia de refinamiento mediante la introducción de una línea de nodos entre nodos de serpiente adyacentes, en el que (a) ilustra una teselación sin refinamiento, y (b) ilustra una teselación con refinamiento;

Las figuras 7 (a), (b) y (c) son ilustraciones esquemáticas de estrategias aplicadas para mejorar localmente una malla, en la que (a) ilustra la eliminación de cuadriláteros en el borde de una superficie, (b) ilustra el colapso de cuadriláteros de cierre, y (c) ilustra la mejora de elementos en mal estado;

5 La figura 8 es una ilustración de una superficie 3D luminal reconstruida de un objeto AAA, en la que la formación de malla de la superficie de los objetos AAA se realiza mediante elementos cuadriláteros optimizados;

La figura 9 es una ilustración esquemática de una definición de segmentos de volumen (hexaédricos), que sirve de base para la formación de mallas de cuerpos vasculares de formas complejas;

10 La figura 10 (a) es una representación esquemática de una estrategia para formar una malla de una pared arterial, que se basa en la definición de segmentos de volumen,

La figura 10 (b) es una gráfica que ilustra una relación funcional entre el grosor de un ILT y una pared arterial,

15 La figura 11 es una representación esquemática de una estrategia para formar la malla de un ILT, que se basa en la definición de segmentos de volumen y que genera elementos principalmente hexaédricos;

La figura 12 es una ilustración de la definición de los ejes principales del material de acuerdo con el campo de esfuerzos de un cálculo estructural previo del cuerpo vascular, y

20 La figura 13 es una ilustración de la visualización 3D de la tensión de Von Mises (izquierda) y el riesgo de ruptura (derecha) de una pared de un AAA particular, en la cual esta información se encuentra codificada en colores.

DESCRIPCIÓN DE REALIZACIONES

25 [0043] Se describirán ahora unas realizaciones específicas de la invención con referencia a los dibujos que se acompañan. Sin embargo, esta invención puede realizarse de muchas maneras distintas y no debe interpretarse como limitada a las realizaciones que aquí se exponen aquí, sino que estas realizaciones se dan para que esta descripción sea total y completa, y transmita plenamente el alcance de la invención a los expertos en la materia. La terminología utilizada en la descripción detallada de las realizaciones ilustradas en los dibujos que se acompañan no pretende ser limitativa de la invención. En los dibujos, los mismos números se refieren a los mismos elementos.

35 [0044] La siguiente descripción se centra en realizaciones aplicables al análisis de lesiones vasculares y en particular a AAAs o estenosis carotídea. Sin embargo, se apreciará que la invención no se limita a esta aplicación específica, sino que, en algunas realizaciones puede aplicarse a muchos otros órganos tubulares internos, incluyendo, por ejemplo, vasos sanguíneos, la tráquea, uretra, esófago, intestinos, trompas de Falopio, cerebro, apéndices atriales incluyendo el apéndice atrial izquierdo (LAA), vasos coronarios, etc., o a partes externas del cuerpo, tales como extremidades, incluyendo las piernas, brazos, dedos, etc. Además, algunas realizaciones de la invención también pueden aplicarse a partes de órganos tubulares, como el corazón, huesos, etc. Finalmente, hay que destacar que algunas realizaciones de la invención también pueden aplicarse a estructuras tubulares en general, tales como tuberías, etc.

45 [0045] Aunque los análisis de tensiones de estructuras de ingeniería están bien establecidos y existen en el mercado distintas herramientas de análisis, la presente invención realiza este tipo de análisis disponible para aplicaciones médicas a través de un nuevo enfoque. Los órganos biológicos pueden presentar geometrías complejas, en comparación con estructuras de ingeniería (artificiales) y su reconstrucción 3D es otro aspecto desafiante de la presente invención.

50 [0046] En la figura 0 se muestra una geometría que no puede reconstruirse mediante aproximaciones planas. Unas líneas horizontales 200 indican cortes de exploración. En la figura 0 se muestran las limitaciones de la segmentación 2D en comparación con una aproximación totalmente 3D. En detalle, se ilustra una geometría esquemática (que representa, por ejemplo, un aneurisma sacular), que apenas puede segmentarse mediante una aproximación 2D. Aquí, las líneas horizontales paralelas 200 representan los cortes de imagen, y la metodología descrita y mencionada en Kiousis y otros, Ann Biomed Eng. 2007 (que se indica en el texto) no puede segmentar este tipo de geometrías clínicas relevantes. Además, cabe señalar que un tejido con reconstrucción plana es el que da lugar a una importante dispersión a lo largo de la dirección fuera del plano ya que en la reconstrucción no se considera la información de imagen. Esto es particularmente ventajoso para el análisis de estructuras tubulares tales como estructuras bifurcadas, por ejemplo ramificaciones de vasos, estructuras irregulares tales como aneurismas saculares, sinuosidades del cerebro o el intestino, etc.

60 [0047] En la figura 1 se describen dichas distintas etapas (algorítmicas) con mayor detalle por medio de realizaciones de la invención, las cuales se ilustran y sus características se describen más adelante.

1) Inicio

5 [0048] Esta etapa permite a un usuario iniciar el sistema de análisis. Alternativamente, también puede entrarse en esta etapa de manera automática a petición de otras rutinas de un sistema médico, una modalidad de imagen o una estación de trabajo médica relacionada con la misma.

2) Carga de datos de imagen

10 [0049] Durante esta etapa, un usuario carga datos de pacientes específicos, por ejemplo en forma de conjuntos de datos 3D de imágenes del paciente DICOM estándar que comprenden una pluralidad de datos de imágenes del paciente de cortes 2D, en un sistema de análisis, por ejemplo, una estación de trabajo médico. A tal fin, puede utilizarse una interfaz gráfica de usuario y los datos de imagen y adicionalmente, u opcionalmente, se almacenan otros datos de información específica del paciente en archivos específicos del sistema de análisis.

15 3) Definir zona de interés (ROI)

20 [0050] En una realización, la estación de trabajo médico puede tener un visor de imágenes de datos para analizar el conjunto de datos de imagen cargado y definir la zona de interés (ROI) mediante un dispositivo de interfaz humana, por ejemplo, mediante acciones de un ratón, véase la figura 2. Para ello, las ROIs se encasillan definiendo unas coordenadas axiales mínimas (201) y máximas (202) del conjunto de datos de imagen, es decir, límites axiales del proceso de reconstrucción. Aquí puede utilizarse GLUT y OpenGL para procesar interacciones del usuario. Alternativamente, o adicionalmente, las ROIs pueden detectarse automáticamente o detectarse semi-automáticamente (para confirmación o ajuste por un usuario de la estación de trabajo médico) mediante procedimientos de reconocimiento de imágenes adecuados, por ejemplo, basados en una segmentación de objetos adecuada o procedimientos de identificación.

25

4) Iniciar reconstrucción

30 [0051] Un corte de una imagen 2D particular del conjunto de datos de imágenes 3D del paciente, por ejemplo, en la parte inferior de la ROI, se utiliza para definir la inicialización de la reconstrucción automática, es decir, donde el algoritmo de reconstrucción comienza en el espacio. A tal fin un usuario puede dibujar unos puntos sustancialmente circulares, representados por 301 en la figura 3, en el corte de imagen con el fin de identificar estructuras tubulares, tales como paredes de vasos en el corte de imagen 2D. Para un seguimiento rápido de la frontera luminal, los puntos deben ser tan grandes como sea posible, pero totalmente en el interior del lumen arterial particular.

35 Alternativamente, o adicionalmente, esta delimitación del borde de la estructura tubular puede realizarse de manera automática o semiautomática a través de algoritmos de detección de frontera adecuados conocidos en la técnica. Para lesiones de formas geoméricamente complejas, por ejemplo, pseudo-aneurismas, puede ser más conveniente posicionar la zona de inicialización de la reconstrucción que se ha de realizar sobre un corte en el interior de la ROI en lugar de en sus bordes. Algunas realizaciones de la invención proporcionan inicializaciones sobre cualquier corte de imagen 2D dentro de la ROI, y puede utilizarse GLUT y OpenGL para procesar interacciones de usuario.

40

5) Reconstrucción 3D del lumen de la estructura tubular

45 [0052] Se aplica una secuencia de etapas de procedimiento para derivar una reconstrucción 3D precisa de la superficie de la estructura tubular, es decir, el lumen en esta realización. La superficie reconstruida define el borde luminal. El borde luminal puede utilizarse posteriormente, por ejemplo, en un modelo de EF, y por lo tanto, es más crítico excluir elementos que perturben una etapa posterior, por ejemplo, pequeños vasos que se bifurcan y defectos de imagen.

50 5.1) Modelo de *serpientes*

[0053] La inicialización, tal como se entra en la etapa 4), se utiliza para definir la configuración inicial de un modelo de *serpientes*, que pueden utilizarse para segmentar el lumen del resto de información anatómica sobre el corte de imagen actual. Aquí se utiliza uno o más modelos de serpientes sobre un corte de imagen 2D particular en función del número de lúmenes que hay que segmentar. El modelo de serpientes subyacente es accionado por fuerzas internas por flexión, corte y estiramiento de la serpiente, y por fuerzas externas, debidas al segundo gradiente de la imagen y la carga a modo de presión que depende de la intensidad. A tal fin, la intensidad de la imagen en las proximidades del píxel de interés se aproxima analíticamente mediante una superficie cuadrática. Para definirlo se utiliza un ajuste de mínimos cuadrados, y el segundo gradiente en el píxel de interés se calcula mediante la segunda diferenciación respecto a las coordenadas espaciales.

55

60

[0054] Para calcular las fuerzas internas y externas que actúan sobre el modelo de serpientes, la serpiente se discretiza y se representa por elementos de viga en el contexto del procedimiento de EF, véase, por ejemplo

Zienkiewicz y Taylor, 2005, al cual se ha hecho referencia anteriormente. Por lo tanto, la serpiente se aproxima mediante una serie de puntos nodales que están conectados por elementos de viga. Finalmente, esto plantea un problema mecánico no lineal que se formula en un esquema típicamente de EF, véase figura 4. La figura 4 es un diagrama de flujo que ilustra una fórmula algorítmica de un modelo de *serpientes* mediante un problema de elementos finitos (EF) y una estrategia iterativa para resolver el problema numérico no lineal derivado.

[0055] Con mayor detalle, en algunas realizaciones se lleva a cabo una optimización del ancho de banda de la matriz de rigidez global 400 para producir un sistema numérico eficaz y estable, y la carga sobre el modelo de *serpientes* se incrementa de acuerdo con un número finito de etapas de tiempo 401. En cada etapa de tiempo se aplica un esquema iterativo de Newton, es decir, dentro del bucle de etapas de Newton el sistema linearizado de ecuaciones se resuelve 407 hasta que se determina el equilibrio de la serpiente para la etapa de tiempo actual. Finalmente, el sistema global (linearizado) de ecuaciones algebraicas se ensambla 408 dentro del bucle sobre todos los elementos de la serpiente 403, donde se calcula el primer y el segundo gradiente de imagen 404, fuerzas nodales externas 405 e internas 406 y rigideces nodales.

[0056] En resumen, el problema no lineal de serpientes se resuelve iterativamente hasta que la serpiente segmenta con éxito el lumen a partir de la información anatómica restante sobre el corte de imagen.

[0057] Para tratar el problema (mecánico) presentado, puede añadirse viscosidad, que básicamente estabiliza el movimiento de la serpiente. Para conseguir una convergencia más rápida, la cantidad de viscosidad se relaciona con la norma del gradiente de la imagen.

[0058] El modelo de *serpientes* se aplica iterativamente hasta que todas las fronteras lumbales en todos los cortes en la ROI están segmentadas. Durante este proceso iterativo la información geométrica se almacena en la RAM del sistema informático, por ejemplo, la estación de trabajo médico, y el modelo de *serpientes* se inicializa con el borde luminal en el corte de imagen anterior (ya segmentado). De nuevo, se utiliza uno o más modelos de *serpientes* en un corte de imagen determinado. Si dos modelos de *serpientes* se superponen, tal como es el caso de bifurcaciones, se unen en uno solo. Con el fin de lograr una distribución equidistante de nodos que representan el lumen segmentado, el número de nodos de serpiente se adapta de corte de imagen en corte de imagen de acuerdo con una distancia predefinida.

[0059] Para fines ilustrativos, en la figura 5 se muestra el lumen en el corte nº 534 del conjunto de datos CT cargados, tal como ha sido segmentado por el modelo de *serpientes*. Hay que tener en cuenta que el modelo de *serpientes*, representado por 501, segmenta el lumen aórtico y el lumen (renal) bifurcado se corta con el fin de reducir la complejidad anatómica y, por lo tanto, hacer que sea posible un análisis de EF de todo el cuerpo vascular. El concepto básico presentado en esta sección presenta similitudes conceptuales con los otros procedimientos de reconstrucción basados en imágenes, por ejemplo, tal como se describe y se menciona en Kioussis y otros, 2007, al cual se ha hecho referencia anteriormente; sin embargo, existen diferencias substanciales, por ejemplo la formulación como un problema de EF por la presente invención presenta ventajas de eficacia importantes. Se destaca que las etapas restantes de la segmentación de imágenes establecen un nuevo concepto fundamental de la presente invención. Lo más importante es que el enfoque de la invención permite una rápida generación de mallas dominadas por hexaedros de objetos tubulares bifurcados complejos e incluso múltiples que se describirá más adelante. Esto hasta ahora no ha sido posible de una manera eficaz.

5.2) Teselación

[0060] La información geométrica en términos de nodos de *serpientes* dispuestos de manera lógica (nube de puntos), de acuerdo con la segmentación de la etapa 5.1, se utiliza para teselar la superficie luminal. Aquí se genera una malla de la frontera luminal donde se utilizan cuadriláteros para representar el objeto geométrico. Alternativamente, pueden utilizarse triángulos y la información puede exportarse, por ejemplo, en formato STL, para ser utilizada por otros programas de ordenador. En este caso, cabe señalar que el concepto jerárquico aplicado es esencial para hacer posible una teselación con cuadriláteros. La teselación con cuadriláteros es convencionalmente de un cálculo mucho más exigente y tuvo como resultado antes de la presente invención unos tiempos de cálculo clínicamente inaceptables.

[0061] El algoritmo subyacente considera la descripción de puntos de dos fronteras lumbales posteriores como segmentada por el modelo de *serpientes* en la etapa 5.1, y se utiliza el concepto de programación dinámica para calcular una teselación óptima. En particular, se minimiza una función de costes, por ejemplo, el área de la superficie teselada. En la bifurcación el algoritmo tesela (une) dos superficies lumbales en un corte de imagen con una sola superficie luminal del corte adyacente. A tal fin, la única superficie luminal se divide y ambas partes se asocian de manera única a las dos superficies lumbales del corte adyacente. En consecuencia, puede aplicarse el algoritmo idéntico, tal como se ha definido anteriormente, para teselar la parte principal de la bifurcación del vaso y la parte restante (abierta) de la superficie puede teselarse en una segunda etapa simple. El concepto presenta una

aproximación eficaz, que es lineal respecto a la cantidad de puntos (serpiente) utilizados para describir los puntos de la superficie luminal.

[0062] Para evitar elementos con un mal factor de forma, se introducen nuevos nodos si la distancia entre puntos asociados se vuelve demasiado grande. A tal fin se introduce una línea adicional de nodos de manera que puede volverse a aplicar el algoritmo de teselación descrito anteriormente, véase la figura 6. Finalmente, es necesario destacar que la formación de mallas de la superficie integrada tal como se propone en las realizaciones de esta invención es, de nuevo, fundamentalmente diferente respecto al enfoque de Kiouisis y otros, 2007, al cual sea hecho referencia anteriormente, y crucial para un esquema de reconstrucción automática.

5.3) Suavizado de malla

[0063] La teselación descrita en 5.2 mantiene los puntos nodales del lumen fijos, y, por supuesto, la malla generada incluye elementos de superficie de las malas condiciones, de manera que una aplicación directa en el procedimiento de EF podría provocar grandes errores locales. En consecuencia, la malla de la superficie debe mejorarse, y aquí se aplica iterativamente un suavizado de malla y una mejora de elementos locales hasta que la malla se ha optimizado. Aquí, en algunas realizaciones, por ejemplo, puede utilizarse un suavizado Laplaciano y las estrategias consideradas de mejora de elementos locales se muestra en la figura 7.

[0064] En particular, en la figura 7 (a) se ilustra cómo pueden eliminarse cuadriláteros malos en la frontera de la superficie, en la figura 7 (b) se ilustra cómo se colapsan los cuadriláteros, que se cierran unos a otros durante el algoritmo de suavizado, y en la figura 7 (c) se ilustra cómo pueden mejorarse los elementos en mal estado. Por último, cabe destacar que la suavización de malla de la superficie puede aplicarse a ambos tipos de mallas, es decir, cuadrilátera y triangular, mientras que la mejora de elementos locales sólo se realiza por las mallas de cuadriláteros.

5.4) Modelo balón

[0065] Hay que indicar que el suavizado de la malla de superficie que se describe en la etapa 5.3 cambia su topología, y por lo tanto, ya no describe el lumen, ya que viene dado por el conjunto de datos de imagen, con precisión. (Esto es también un inconveniente de los esquemas de reconstrucción actualmente disponibles descritos en la sección "Antecedentes de la invención".) Para justificarlo, la malla de superficie optimizada de la etapa 5.3 puede utilizarse para inicializar un modelo balón. El modelo balón segmenta el borde luminal con precisión, teniendo en cuenta la información totalmente 3D de la imagen 3D del conjunto de datos.

[0066] A tal efecto, el efecto estructural de un balón es modelado por elementos finitos de lámina, en el cual puede aplicarse cualquier tipo de formulación adecuada, por ejemplo puede aplicarse Kirchhoff discreta, véase, por ejemplo, Zienkiewicz y Taylor, 2005, al cual se ha hecho referencia anteriormente. Las fuerzas internas, como las provocadas por la deformación de la membrana y flexión y corte de la placa, y las fuerzas externas, por ejemplo, las provocadas por el segundo gradiente de la imagen y la presión a modo de carga que depende la intensidad, accionan el modelo balón, lo cual se formula de nuevo como un problema de EF, es decir, similar a como se ha indicado anteriormente con referencia a la figura 4 para el modelo de *serpientes*. La intensidad de la imagen en las proximidades del vóxel de interés se aproxima analíticamente mediante una hiper-superficie cuadrática. Se utiliza un ajuste de mínimos cuadrados para definirla, y el segundo gradiente en el vóxel de interés se calcula mediante la segunda diferenciación respecto a las coordenadas espaciales. El problema de EF no lineal que se plantea se soluciona iterativamente hasta que el lumen es segmentado y la información geométrica se guarda en la memoria RAM del sistema informático, por ejemplo, de la estación de trabajo médico. De nuevo, puede añadirse viscosidad al sistema numérico para estabilizarlo, donde su valor está relacionado con la norma del gradiente de la imagen.

[0067] La aproximación descrita se implementa completamente en 3D y un resultado típico del algoritmo de segmentación se ilustra mediante la malla de superficie cuadrilátera del borde luminal de un AAA particular en la figura 8. En la figura 8 se muestra una superficie luminal reconstruida 3D de un objeto AAA, donde se forma una malla de la superficie del objeto AAA por elementos cuadriláteros optimizados 800 y se incluye la bifurcación aórtica 801.

[0068] Finalmente, se destaca que esta aproximación da lugar a un esquema 3D que no discrimina la dirección fuera del plano, tal como es común con otras aproximaciones, por ejemplo, tal como se propone en Kiouisis y otros, 2007, al cual se ha hecho referencia anteriormente. Lo más importante es que no se requiere suavizado para evitar la dispersión de la reconstrucción a lo largo de la dirección fuera del plano y, por lo tanto, pueden obtenerse resultados más precisos.

6) Reconstrucción 3D del exterior de la estructura tubular

[0069] En esta etapa, la superficie luminal, tal como es segmentada en la etapa 5 descrita anteriormente, puede duplicarse y sirve por lo tanto como inicialización de otro modelo de globo, que se utiliza para segmentar el exterior del objeto, es decir, la estructura tubular, tal como la pared del vaso. Por lo tanto, el lumen (o superficie interior de la estructura tubular) y el exterior de la estructura tubular segmentada, tal como el cuerpo vascular, se representan por mallas relacionadas, es decir, pueden definirse de manera única pares de puntos luminales y exteriores. Ésta es una propiedad esencial del concepto aplicado y permite una formación de mallas sencilla de todo el volumen que se describe en las etapas siguientes 7) y 8) que se exponen a continuación.

6.1) Modelo balón

[0070] Para aplicar un modelo balón para segmentar el exterior, son necesarias algunas modificaciones respecto a lo descrito en la etapa 5.4). Lo más crítico es la desactivación del gradiente de imagen elevado en el borde luminal. A tal fin, el lumen (tal como se representa dentro el conjunto de datos de imagen) se substituye en algunas realizaciones por la intensidad media (valor gris) del volumen de los “alrededores del exterior” del lumen segmentado. Finalmente, la limitación de que la distancia entre los puntos relacionados con puntos luminales y exteriores sea mayor que un grosor mínimo predefinido del vaso en algunas realizaciones puede satisfacerse mediante una etapa de corrección geométrica posterior. De nuevo, el modelo balón se formula como un problema de EF no lineal y se resuelve de manera interactiva hasta que el exterior del objeto se ha segmentado y los datos de información geométrica se encuentran disponibles, por ejemplo, guardados en la memoria RAM del sistema informático, tal como la estación de trabajo médico.

7) Formación de malla de la pared de la estructura tubular, tal como la pared arterial

[0071] Las realizaciones de la presente invención utilizan mallas luminales y exteriores relacionadas, es decir, cada nodo de la frontera luminal tiene un duplicado en la frontera exterior, lo cual da lugar a una formación de malla de volumen simple de la pared arterial. A tal fin pueden definirse segmentos de volumen (hexaedros) tal como se ilustra en la figura 9. Esta subdivisión del cuerpo vascular sirve de base para el algoritmo de formación de malla de la pared arterial, que se muestra en la figura 10(a), donde por motivos de simplicidad se ha utilizado un único elemento a través del grosor de la pared.

[0072] De nuevo, se obtiene un esquema totalmente 3D que, a diferencia el enfoque propuesto por Kiousis y otros, 2007, al cual se ha hecho referencia anteriormente, no requiere un suavizado posterior y, por lo tanto, la geometría exterior precisa del cuerpo tubular puede reconstruirse.

[0073] Si la distancia entre los puntos relacionados con puntos luminales y exteriores es mayor que un grosor mayor predefinido, en algunas realizaciones se supone la presencia de un trombo intraluminal (ILT). En este caso, los datos de la segmentación, es decir, las etapas 5) y 6), se enriquecen con información predefinida sobre el grosor de la pared. Según los datos reportados en la literatura, véase, por ejemplo Kazi y otros, 2003, *Influence of intraluminal thrombus on structural and cellular composition of abdominal aortic aneurysm wall*, J Vasc Surg 38, p. 1283-1292, puede suponerse que el grosor de la pared depende esencialmente del grosor del ILT subyacente. Esto se evalúa en algunas realizaciones por la distancia entre los puntos luminales y exteriores relacionados. En algunas realizaciones puede utilizarse una relación funcional entre el grosor de la pared vascular y el grosor del ILT, tal como se muestra en la figura 10 (b), para definir la malla de la pared arterial. Aquí h_0 y h_1 designan el grosor de la pared arterial sin ILT y cubierta por ILT, respectivamente.

[0074] Podrían obtenerse mejores mallas introduciendo otro modelo balón que defina la interfaz entre el ILT y la pared. Lo más importante en este sentido es que el modelo balón tiene que ser duplicado del modelo balón exterior, de manera que de nuevo pueden definirse pares de nodos. Podrían aplicarse fuerzas de penalización en los nodos del modelo balón hasta que se alcance el grosor de pared predefinido, por ejemplo, definido por Kazi y otros, 2003, al cual se ha hecho referencia anteriormente. Esto, a su vez, plantea un problema estructural a resolver mediante la técnica de EF descrita anteriormente.

[0075] Finalmente, hay que destacar que (hasta cierto punto) la malla estructural permite un refinamiento de la malla anisotrópica, es decir, diferente en grosor y dirección circunferencial/axial. Ésta es una propiedad ventajosa deseada, ya que los gradientes de tensiones esperados en la dirección del grosor podrían ser significativamente diferentes al de la dirección circunferencial/axial.

8) Formación de malla del trombo intraluminal (ILT)

[0076] De nuevo, es fácil realizar una formación de malla de volumen del ILT ya que algunas realizaciones de la presente invención utilizan mallas luminales y exteriores relacionadas. A la malla del ILT se le aplica un algoritmo de

formación de mallas de volumen por etapas, que genera elementos de bloque predominantemente hexaédricos. El algoritmo comienza en el exterior del ILT (que es el interior de la pared arterial) y forma mallas por etapas hacia el borde luminal del objeto. Siempre que no se forme malla completamente de un segmento de volumen (hexaédrico), véase figura 9, éste permanece activo, y se forma malla (por etapas) de todos los segmentos de volumen activos desde el lado exterior hacia el luminal. Los segmentos de volumen se conectan entre sí por sus bordes radiales, y por lo tanto, la conectividad de la malla se aplica a través de estos bordes.

[0077] En la figura 11 se muestra el esquema de malla, donde por motivos de simplicidad sólo se han considerado dos elementos en la dirección del grosor. Hay que tener en cuenta que el algoritmo genera elementos principalmente hexaédricos (sólo el mismo elemento luminal podría ser un elemento hexaédrico degenerado, en el cual se colapsan de dos a cuatro nodos) y la dimensión radial de la malla de volumen puede controlarse de manera independiente con el fin de generar una malla (anisotrópica) adecuada. Por otra parte, la malla generada puede dividirse en una malla tetraédrica, ya que podría ser útil por algunos motivos, por ejemplo, para importar la malla a otros programas.

[0078] De nuevo, podrían obtenerse mejores mallas moviendo un modelo de balón por etapas desde la interfaz de la pared del ILT hacia el lumen de manera análoga a como se ha descrito anteriormente en la etapa 7. Las indicaciones relativas al refinamiento de la malla son similarmente válidas a como se ha descrito en la sección 7.

8.1) Suavizado de malla de volumen

[0079] Es necesario suavizar la malla de bloques (predominantemente) hexaédricos del cuerpo vascular, tal como se genera en las etapas 7) y 8) (por ejemplo, utilizando el método laplaciano de restricciones) para utilizarse como entrada geométrica de un análisis de EF. En este caso se limitan las superficies que representan el cuerpo vascular o partes del mismo, por ejemplo, la superficie luminal, la superficie exterior y las interfaces entre distintos tipos de tejidos, y por lo tanto, su geometría exacta se sigue manteniendo. Además, los elementos distorsionados más elevados podrían mejorarse moviendo los nodos conectados y optimizando un criterio de calidad en función del tipo de elemento.

9) Salida de propiedades geométricas

[0080] Durante las etapas anteriores, la geometría del cuerpo tubular, aquí un cuerpo vascular, se ha definido completamente (en términos de discretización de EF) y esta etapa se utiliza para proporcionar cantidades geométricas clave. A tal fin, se muestran cantidades escalares, por ejemplo, volumen de ILT, diámetro exterior de la aorta infrarenal, diámetro máximo exterior, grosor máximo de ILT local, área máxima de ILT local, radio de curvatura luminal y exterior máximo y mínimo, curvatura mínima de la línea central, índice de asimetría, índice sacular, etc., o se presentan en diagramas, por ejemplo, área de ILT, área luminal, radios principales de curvatura luminal, radios principales de curvatura exterior, radios principales de curvatura de la línea central, diámetro exterior, etc. por ejemplo respecto a la línea central. Adicionalmente, o alternativamente, las cantidades geométricas pueden trazarse en la parte superior del propio objeto geométrico, por ejemplo, el grosor del ILT, radios principales del luminal, radios principales de la curvatura exterior, etc. en la superficie luminal o exterior del cuerpo vascular. A tal fin, las propiedades visualizadas se codifican por colores o en su lugar se utilizan gráficos de contorno. Aquí puede utilizarse GLUT y OpenGL y un usuario puede explorar los datos por medio de interacciones con el ratón. Por ejemplo, los modelos pueden girarse y ampliarse utilizando acciones estándar del ratón y la cantidad o la zona a visualizar que se selecciona, por ejemplo, de un menú desplegable.

10) Definir problema de EF

[0081] Las mallas de volumen generadas en las etapas 7) y 8) se utilizan como red de cálculo de EF para un análisis estructural. Para plantear un problema de EF completo, la información geométrica (EF-malla) se enriquece con condiciones de contorno/carga y propiedades constitutivas de los tejidos vasculares implicados.

10.1) Elemento Q1P0

[0082] A la vista de la naturaleza incompresible de, por ejemplo, un tejido vascular, se sigue un enfoque de EF mixto y se evitan los fenómenos enfocados al volumen del modelo de EF. En particular, en algunas realizaciones puede utilizarse el elemento de EF mixto Q1P0, véase Simo y Taylor, 1991, al cual se ha hecho referencia anteriormente, el cual los inventores en implementaciones prácticas han encontrado que se trata de una formulación de EF muy eficaz en el presente contexto.

10.2) Modelos constitutivos

[0083] La descripción constitutiva de los tipos de tejido implicados es una parte crucial de una predicción fiable de la carga mecánica interna (campo de esfuerzos) del vaso. Para la pared arterial puede aplicarse una formulación

motivada histológica que permite una descripción de la pared no lineal isotrópica o anisotrópica, tal como se describe en Gasser y otros, 2006, Review: *Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations*, JR Soc Interface, 3, p. 15-35. Por ejemplo, para modelar AAAs, el conjunto de parámetros del material implicados en la formulación constitutiva puede definirse mediante un ajuste de mínimos cuadrados de los datos experimentales, tal como se indica en Vande Geest y otros, 2006a, *The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta*, J Biomech. 39, p. 1324-1334.

[0084] La aplicación de un modelo constitutivo anisotrópico requiere la definición de los ejes principales del material (dentro del cual la anisotropía puede relacionarse localmente) por toda la pared arterial. Esta información direccional puede generarse mediante un cálculo estructural previo, donde la pared arterial puede presurizarse en el interior y puede utilizarse un modelo isotrópico constitutivo sencillo, por ejemplo, "neo Hookean". El campo de esfuerzos calculado, que cuantitativamente podría no tener nada en común con el estado real de tensiones, se utiliza para definir los ejes principales del material. En detalle, se supone que las direcciones principales de las tensiones coinciden con los ejes principales del material. Siempre que la pared arterial sea delgada (por ejemplo, en comparación con el diámetro del cuerpo vascular) esto siempre proporciona una previsión realista de los ejes principales del material, tal como se ilustra en la figura 12. Aquí se utilizan elementos de línea 1201 para visualizar un eje principal y se mira a lo largo de la dirección del flujo sanguíneo hacia una bifurcación vascular 1200, donde unas etiquetas 1202 indican las arterias ilíacas.

[0085] En una realización, para el tejido del ILT se utiliza un modelo de un parámetro $\psi = c (\lambda_1^4 + \lambda_2^4 + \lambda_3^4 - 3)$ de tipo Ogden, donde ψ y λ_i , $i = 1, 2, 3$ indican la función de energía libre y los tramos principales, respectivamente. El parámetro del material implicado c puede definirse mediante un ajuste de mínimos cuadrados de datos experimentales disponibles en la literatura, por ejemplo, los que se encuentran en Vande Geest JP y otros, 2006b, *A planar biaxial constitutive relation for the luminal layer of intra-luminal thrombus in abdominal aortic aneurysms*. J Biomech. 39. 2347-2354.

10.3) Condiciones de contorno/carga

[0086] Pueden aplicarse dos condiciones de contorno/carga diferentes, es decir, (i) fijando los desplazamientos en los nodos de la red de cálculo en el límite superior e inferior de la ROI o (ii) fijando los nodos en un límite de la ROI y aplicar una carga axial en los nodos de la otra frontera de la ROI, de acuerdo con la presión (sanguínea) *in vivo* y el área luminal en la misma. Sobre la superficie luminal del objeto vascular puede aplicarse una carga de presión (sanguínea) *in vivo*, en términos de carga de un seguidor que depende de la deformación. El usuario del sistema puede predefinir, y tal vez pueda modificar, la presión considerada.

11) Resolver el problema de EF

[0087] La etapa 10) plantea completamente un problema de EF estructural 3D del cuerpo vascular que hay que investigar. En cálculos de EF de deformación finita estándar, se da la configuración de referencia y la configuración deformada (de acuerdo con la carga externa aplicada) es desconocida, es decir, tiene que calcularse. Sin embargo, en el contexto actual la geometría reconstruida ya indica la configuración deformada debido a la situación de carga *in vivo*, y su configuración de referencia es desconocida y no es necesario calcularla. A tal fin se aplica un esquema de solución iterativo, similar al enfoque de EF no lineal estándar, donde la carga externa aumenta por etapas hasta que se alcanza el nivel de carga requerido. Sin embargo, en lugar de la configuración actual la configuración de referencia podría actualizarse iterativamente durante las etapas de carga. Una vez que se ha resuelto el problema mecánico, la carga mecánica interna en términos de los seis componentes del tensor de tensiones se almacena, por ejemplo, en un formato de archivo específico del sistema. La etapa que más tiempo lleva en la resolución del problema numérico es la solución del sistema linealizado de ecuaciones que se plantea, y por lo tanto, se requieren esquemas de optimización de perfiles y/o esquemas de escaso almacenamiento para resolutores directos y acondicionamiento previo adecuado para resolutores iterativos. Además, pueden aplicarse estrategias de soluciones paralelas para ambos tipos de resolutores para reducir el tiempo de cálculo.

12) Salida de las propiedades mecánicas

[0088] Las magnitudes mecánicas, por ejemplo, para visualizarse o utilizarse para otros procesos, tales como un diagnóstico automatizado (por ejemplo, tensión máxima de Von Mises, tensión principal máxima, tensión máxima de corte, etc.) se derivan del tensor de tensiones mecánicas calculado. Las cantidades mecánicas, por ejemplo, codificadas por colores, como contornos, etc. pueden visualizarse en la parte superior de una visualización renderizada del propio objeto geométrico 3D. Aquí pueden utilizarse GLUT y OpenGL y un usuario puede explorar convenientemente los datos por medio de interacciones del ratón, tal como se mencionó anteriormente en la etapa 9). En la figura 13 se ilustra un ejemplo de dicha visualización por medio de imágenes codificadas en colores que representan la tensión von Mises (izquierda) y el índice de riesgo de ruptura (derecha), de la pared del AAA. Aquí, las zonas rojas indican una tensión mecánica elevada 1301 o bien un riesgo de ruptura elevado 1302, donde sus

cuantificaciones se dan mediante los particulares códigos de color, es decir, 1303 para las tensiones y 1304 para el riesgo de ruptura.

[0089] Finalmente, la tensión mecánica podría estar relacionada con la resistencia local del objeto, por ejemplo, con la resistencia de la pared y el ILT de un AAA, y visualizarse para evaluar la probabilidad de fallo (ruptura). Para ello puede calcularse la resistencia local, por ejemplo de la pared y el ILT de un AAA, de acuerdo con la literatura actual, por ejemplo, Vande Geest y otros, 2006c, *Towards a noninvasive method for deterioration of patient-specific wall strength distribution in abdominal aortic aneurysms*. Ann. Biomed. Eng., 34:1098-1106. En la figura 13 (derecha) se muestra una visualización codificada por colores del riesgo de ruptura.

13) Intercambiar información con la base de datos

[0090] Un usuario puede cargar y descargar modelos de cálculo del cuerpo vascular, es decir, su geometría 3D discretizada, tal como se generó en la etapa 7) y los datos mecánicos, tal como se generaron en la etapa 11). Por lo tanto, los datos geométricos y mecánicos de los cuerpos vasculares se reúnen y se almacenan en una base de datos, y el usuario puede acceder a esta información utilizando el protocolo de transferencia de archivos. Además, las distribuciones estadísticas de cantidades clave, por ejemplo, volumen del ILT, tensión máxima de la pared, tensión máxima de la ILT, diámetro máximo, grosor máximo del ILT, etc. se derivan y se almacenan a partir de los modelos combinados. Los usuarios pueden descargarse esta información estadística para analizar sus modelos de cálculo de cuerpos vasculares.

14) Fin

[0091] Esta etapa permite a un usuario terminar el sistema de análisis. Alternativamente, pueden seguirse otras etapas, por ejemplo, ramificación a otro análisis de imágenes y otro software de tratamiento, análisis de una nueva estructura o un nuevo paciente, etc. Pueden disponerse datos geométricos y mecánicos de cuerpos vasculares para un procesamiento posterior, por ejemplo, planear virtualmente una intervención quirúrgica. La intervención quirúrgica puede comprender planear virtualmente el posicionamiento de un injerto médico apropiado. El injerto médico puede configurarse por el paciente en base a esta planificación virtual. La planificación virtual puede entonces proporcionar datos para la fabricación de un injerto médico real. Un procedimiento para la fabricación de un implante médico, tal como un injerto vascular, incluye el procedimiento anterior que proporciona datos geométricos y mecánicos de cuerpos tubulares, el procedimiento mencionado anteriormente de planificar virtualmente una intervención quirúrgica, y producir un implante médico real en base a datos proporcionados por este último procedimiento.

[0092] De esta manera pueden identificarse fácilmente zonas con propiedades mecánicas específicas. Por ejemplo, puede determinarse o diagnosticarse el riesgo de ruptura de un AAA. Este diagnóstico lo puede realizar manualmente un médico experto que analice la visualización, o semi-automáticamente, por ejemplo, mediante el sistema proporcionando un indicador de riesgo de ruptura de una determinada zona en base a las propiedades mecánicas determinadas, o automáticamente mediante un algoritmo adecuado para determinar el riesgo de ruptura, y/o un tiempo estimado para la ruptura. Las distribuciones estadísticas de cantidades clave pueden facilitar el diagnóstico como aspectos primarios o secundarios del diagnóstico. Por lo tanto, las realizaciones de la invención pueden proporcionar de manera apropiada un diagnóstico eficaz y fiable de una estructura tubular y su carga mecánica. En base a dicho diagnóstico puede iniciarse una terapia adecuada para prevenir una ruptura del AAA, por ejemplo, en un procedimiento médico que refuerce la zona del AAA con un injerto médico apropiado. Puede planificarse virtualmente una intervención quirúrgica en base a dicho diagnóstico, tal como se ha explicado anteriormente en la sección 14). Una estación de trabajo médico, tal como se ha mencionado anteriormente, comprende los componentes informáticos habituales tales como una unidad central de proceso (CPU), memoria, interfaces, etc. Además, va equipada con un software apropiado para procesar datos recibidos de fuentes de entrada de datos, tales como por ejemplo datos obtenidos de modalidades de imagen o portadoras de datos adecuadas, por ejemplo en formato DICOM. El software puede almacenarse por ejemplo en un soporte electrónico al que pueda acceder la estación de trabajo médico. El soporte electrónico puede comprender software en forma de programa informático que comprenda los segmentos de código apropiados para llevar a cabo procedimientos de acuerdo con las realizaciones descritas anteriormente. La estación de trabajo médico comprende, además, un monitor, por ejemplo, para mostrar visualizaciones renderizadas, así como dispositivos de interfaz humana apropiados, tales como un teclado, ratón, etc., por ejemplo, para un ajuste manual preciso de un diagnóstico automático proporcionado de otro modo por el software.

[0093] Se comprenderá, además, que los términos "incluye", "comprende", "que incluye" y/o "que comprende", cuando se utilizan en esta memoria, indican la presencia de características indicadas, números enteros, etapas, operaciones, elementos y/o componentes, pero no impiden la presencia o adición de una o más características adicionales, números enteros, etapas, operaciones, elementos, componentes y/o grupos de los mismos. Se entenderá que cuando a un elemento se hace referencia como "conectado" o "acoplado" a otro elemento, éste puede conectarse o acoplarse directamente al otro elemento o pueden estar presentes elementos intermedios.

5 [0094] Salvo que se defina de otra manera, todos los términos (incluyendo términos técnicos y científicos) utilizados aquí tienen el mismo significado tal como lo entiende comúnmente un experto en la materia a la cual pertenece esta invención. Se entiende además que términos, tales como los definidos en diccionarios de uso común, deben interpretarse como que tienen un significado que es consistente con su significado en el contexto de la técnica pertinente y no se interpretarán en un sentido idealizado o demasiado formal, salvo que se defina expresamente aquí.

10 [0095] Tal como apreciará un experto en la materia, la presente invención puede ejemplificarse como un sistema, un procedimiento o un programa de ordenador. En consecuencia, la presente invención puede adoptar forma de una realización completamente de hardware, una realización de software o una realización que combine aspectos de software y de hardware todos denominados aquí en general como "segmento de código" o "unidad". Además, la presente invención puede adoptar forma de un producto de programa de ordenador en un medio de almacenamiento que pueda utilizarse con un ordenador que tenga un código de programa que pueda utilizarse con un ordenador
15 incorporado en el medio. Puede utilizarse cualquier medio que pueda ser leído por un ordenador adecuado tal como discos duros, CD-ROMs, dispositivos de almacenamiento óptico, un medio de transmisión tal como los que soportan Internet o una intranet, o dispositivos de almacenamiento magnético.

20 [0096] La presente invención se ha descrito anteriormente con referencia a realizaciones específicas. Sin embargo, en el ámbito de la invención son igualmente posibles otras formas de realización aparte de las descritas anteriormente. Dentro del ámbito de la invención pueden disponerse diferentes etapas de procedimiento de las descritas anteriormente, que realicen el procedimiento por hardware o software. Las diferentes características y etapas de la invención pueden combinarse en otras combinaciones aparte de las descritas. El alcance de la invención sólo está limitado por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de análisis de un cuerpo vascular sustancialmente tubular que presenta una pared con un grosor de pared, comprendiendo dicho procedimiento:
- 5 reconstrucción 3D (5, 6) de por lo menos un componente estructural de por lo menos una parte de dicho cuerpo vascular a partir de conjuntos de datos de imágenes, generación (7) de una malla de elementos finitos (EF) cuadrilátera y/o hexaédrica de dicho por lo menos un componente estructural, realización (11) de un análisis de EF no lineal estructural de dicho por lo menos un componente estructural, y
- 10 proporcionar (12) a partir de ello datos de información relativa a propiedades geométricas y de carga mecánica interna de por lo menos una sub-parte de dicha parte del citado cuerpo tubular para dicho análisis del citado cuerpo tubular, en el que dicha generación de la citada malla de elementos finitos (EF) cuadrilátera y/o hexaédrica comprende utilizar mallas luminales y exteriores relacionadas de dicha pared del citado cuerpo vascular, en el que cada nodo en un borde interior luminal de dicha pared tiene un duplicado en su borde exterior para la formación de
- 15 malla de volumen de dicha pared, caracterizado por el hecho de determinar a partir de dichos nodos de las citadas mallas una distancia entre cada uno de dichos nodos duplicados como dicho grosor de la citada pared en dichos nodos duplicados, y en el que dichas mallas se utilizan como entrada geométrica para la citada generación de la malla de EF.
- 20
2. Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que proporcionar datos de información relativa a propiedades geométricas y de carga mecánica interna de por lo menos una sub-parte de dicha parte del citado cuerpo vascular comprende analizar automáticamente dichos datos de información relativa a propiedades geométricas y de carga mecánica interna de por lo menos una sub-parte de dicha parte del citado cuerpo vascular.
- 25
3. Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que comprende, además, la carga (2) y procesamiento previo de datos de imagen del paciente, ver conjuntos de datos de imagen, definir (3) una zona de interés (ROI), inicializar (4) un proceso de reconstrucción,
- 30 enriquecer manualmente información del conjunto de datos de imagen, segmentar el lumen del cuerpo vascular a partir de la información anatómica restante del conjunto de datos de imagen, ejecutar modelos deformables 2D y 3D, por ejemplo, modelos de *serpientes* y modelos balón, para segmentar el conjunto de datos de imagen,
- 35 segmentar el exterior del cuerpo vascular a partir de la información anatómica restante del conjunto de datos de imagen, generar mallas cuadriláteras y hexaédricas de diferentes tejidos vasculares para análisis de EF, análisis de las propiedades geométricas del cuerpo vascular y la carga mecánica interna, envío de mensajes, variación de propiedades relacionadas con el software y almacenamiento de datos en un medio que pueda leer un ordenador,
- 40 carga y descarga de información en una base de datos.
4. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por el hecho de que comprende integrar todas las etapas tras la exploración del paciente en un sistema único, y proporcionar información relativa a
- 45 una lesión vascular específica del paciente, es decir, sus propiedades geométricas y sus condiciones de carga mecánica.
5. Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que dicho procedimiento comprende utilizar modelos deformables para reconstruir una geometría de dicho cuerpo vascular, y/o comprende un análisis
- 50 estructural completamente 3D de dicho cuerpo vascular, en el cual se tratan por separado distintos tipos de material, y/o en el que dicho procedimiento comprende proporcionar acceso (13) a datos combinados de cuerpos vasculares.
6. Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que dicha reconstrucción de por lo menos un componente comprende una segmentación de imágenes 3D en base a modelos deformables y en el que dicho objeto componente reconstruido y discretizado puede utilizarse directamente como entrada geométrica para el citado análisis de EF.
- 55
7. Procedimiento según la reivindicación 1, 5 o 6, caracterizado por el hecho de que dicho procedimiento comprende proporcionar una formación de mallas cuadriláteras de por lo menos una superficie de dicho cuerpo vascular.

8. Procedimiento según la reivindicación 1, 5, 6 o 7, caracterizado por el hecho de que dicho procedimiento comprende proporcionar una formación de mallas dominadas por hexaedros de un volumen del cuerpo vascular, aplicando elementos finitos mixtos para dicho análisis de EF.
- 5 9. Procedimiento según la reivindicación 8, caracterizado por el hecho de que dichos elementos finitos mixtos comprenden una formulación Q1P0.
10. Procedimiento según la reivindicación 5, caracterizado por el hecho de que diferentes tipos de tejidos vasculares se tratan por separado.
- 10 11. Programa de ordenador para procesado mediante un dispositivo de cálculo, para el análisis de un cuerpo vascular sustancialmente tubular que tiene una pared con un grosor de pared, comprendiendo dicho programa de ordenador
- 15 un primer segmento de código para reconstrucción 3D de por lo menos un componente estructural de por lo menos una parte de dicho cuerpo vascular a partir de conjuntos de datos de imagen,
- un segundo segmento de código para generar una malla de elementos finitos (EF) cuadrilátera y/o hexaédrica de dicho por lo menos un componente estructural,
- 20 un tercer segmento de código para realizar un análisis de EF no lineal estructural de dicho por lo menos un componente estructural, y
- un cuarto segmento de código para a partir de ello proporcionar datos de información relativos a propiedades geométricas y de carga mecánica interna de por lo menos una sub-parte de dicho cuerpo vascular para el citado análisis de dicho cuerpo vascular, en la citada generación de dicha malla de elementos finitos (EF) cuadriláteros y/o hexaédricos comprende utilizar mallas lumbales y exteriores relacionadas de dicha pared del citado cuerpo vascular,
- 25 en el que cada nodo en un borde interior luminal de dicha pared tiene un duplicado en su borde exterior para la formación de malla de volumen de dicha pared,
- caracterizado por el hecho de
- determinar a partir de dichos nodos de las citadas mallas una distancia entre cada uno de dichos nodos duplicados como dicho grosor de la citada pared en dichos nodos duplicados,
- 30 y en el que dichas mallas se utilizan como entrada geométrica para la citada generación de la malla de EF.
12. Programa de ordenador según la reivindicación 11, caracterizado por el hecho de que comprende, además, un segmento de código para la carga y procesamiento previo de los datos de imagen del paciente,
- 35 otro segmento de código para ver conjuntos de datos de imagen,
- otro segmento de código para enriquecer manualmente información del conjunto de datos de imagen,
- otro segmento de código para definir una zona de interés (ROI), y
- otro segmento de código para inicializar el proceso de reconstrucción.
13. Programa de ordenador según la reivindicación 12, caracterizado por el hecho de que comprende, además,
- 40 otro segmento de código para segmentar el lumen del cuerpo vascular a partir de la información anatómica restante del conjunto de datos de imagen,
- otro segmento de código para ejecutar modelos deformables 2D y 3D, por ejemplo, modelos de *serpientes* y modelos balón, para segmentar el conjunto de datos de imagen,
- 45 otro segmento de código para segmentar el exterior del cuerpo vascular a partir de la información anatómica restante del conjunto de datos de imagen,
- otro segmento de código para generar mallas de superficie de los diferentes tejidos vasculares para análisis de EF,
- otro segmento de código para generar mallas de volumen de los diferentes tejidos vasculares para análisis de EF,
- otro segmento de código para analizar las propiedades geométricas y la carga mecánica interna del cuerpo vascular,
- 50 otro segmento de código para enviar mensajes, variar propiedades relacionadas con el software y almacenar datos en un medio que pueda leer un ordenador,
- y otro segmento de código para cargar y descargar información en una base de datos.
14. Programa de ordenador que permite llevar a cabo un procedimiento según las reivindicaciones 1 a 10, y en el que dicho programa de ordenador está almacenado en un medio que puede leer un ordenador.
- 55 15. Sistema para analizar un cuerpo sustancialmente tubular vascular que tiene una pared con un grosor de pared, comprendiendo dicho sistema
- una unidad para reconstrucción 3D de por lo menos un componente estructural de por lo menos una parte de dicho cuerpo tubular a partir de conjuntos de datos de imagen,
- 60 una unidad para generar una malla de elementos finitos (EF) cuadrilátera o hexaédrica de dicho por lo menos un componente estructural,
- una unidad para realizar un análisis de EF estructural no lineal de dicho por lo menos un componente estructural, y

una unidad para a partir de ello proporcionar datos de información relativos a propiedades geométricas y de carga mecánica interna de por lo menos una sub-parte de dicha parte del citado cuerpo vascular para dicho análisis del citado cuerpo tubular, en el que generar dicha malla de elementos finitos (EF) cuadriláteros y/o hexaédricos comprende utilizar mallas lumbales y exteriores relacionadas de dicha pared del citado cuerpo vascular, en el que cada nodo en un borde interior luminal de dicha pared tiene un duplicado en su borde exterior para la formación de malla de volumen de dicha pared

5 caracterizado por el hecho de determinar a partir de dichos nodos de las citadas mallas una distancia entre cada uno de dichos nodos duplicados como dicho grosor de la citada pared en dichos nodos duplicados,

10 y en el que dichas mallas se utilizan como entrada geométrica para la citada generación de la malla de EF.

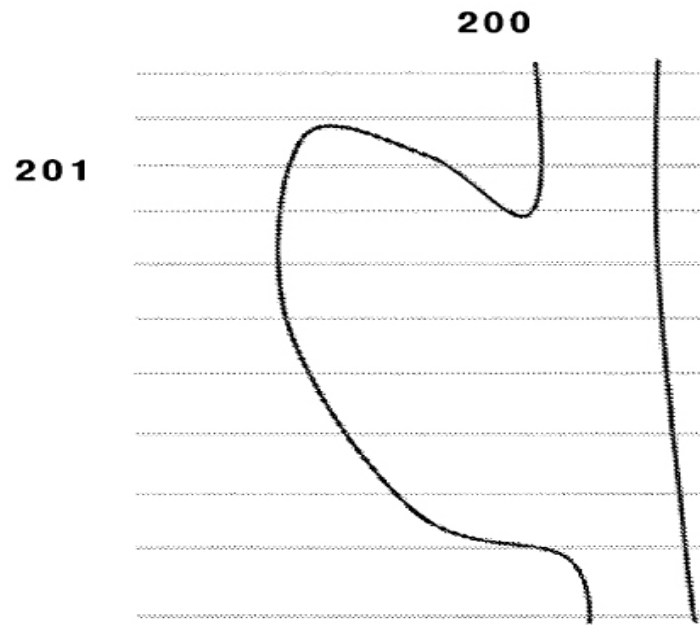


Fig. 0

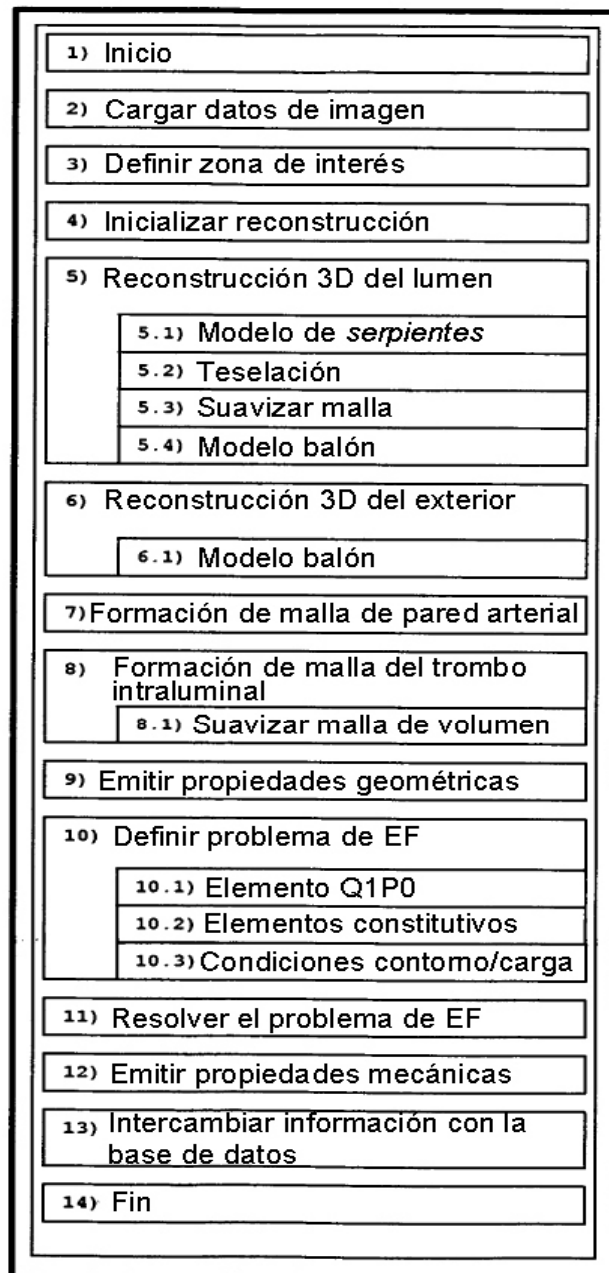


Fig.1



Fig. 2

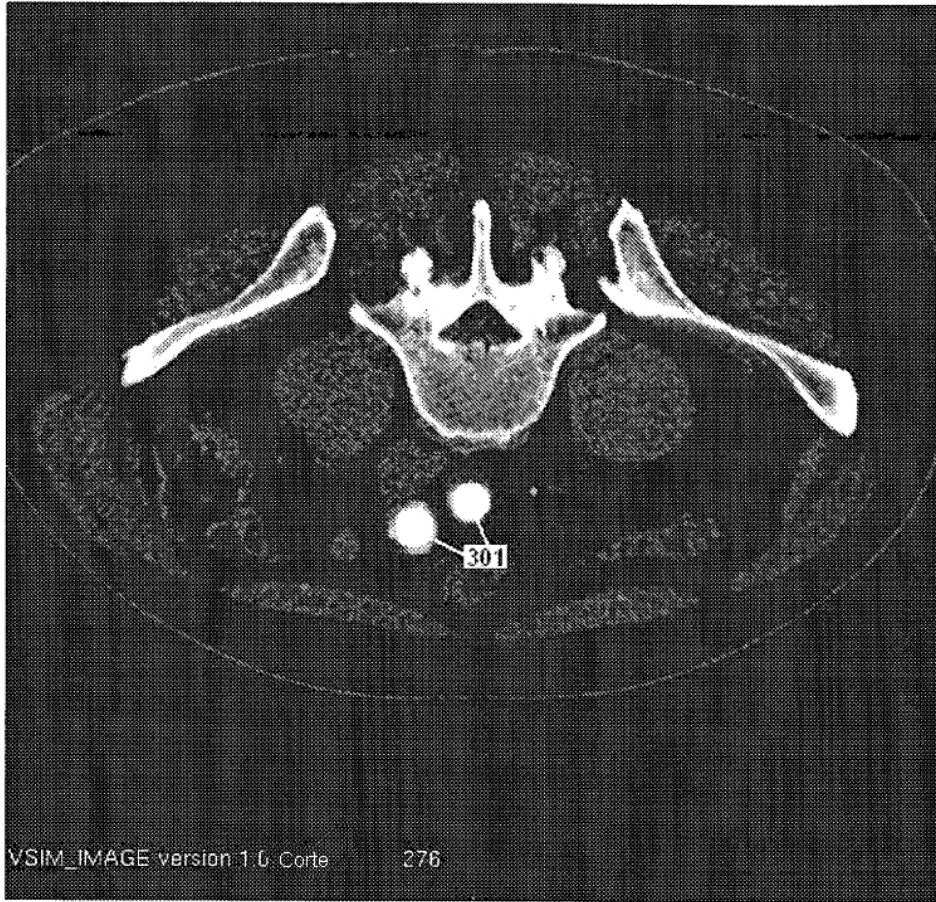


Fig. 3

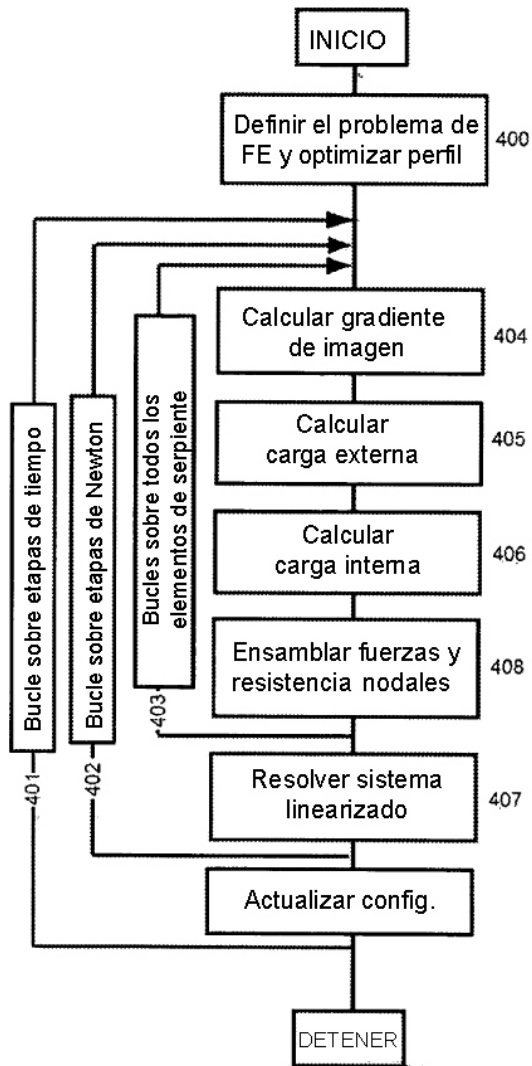


Fig. 4

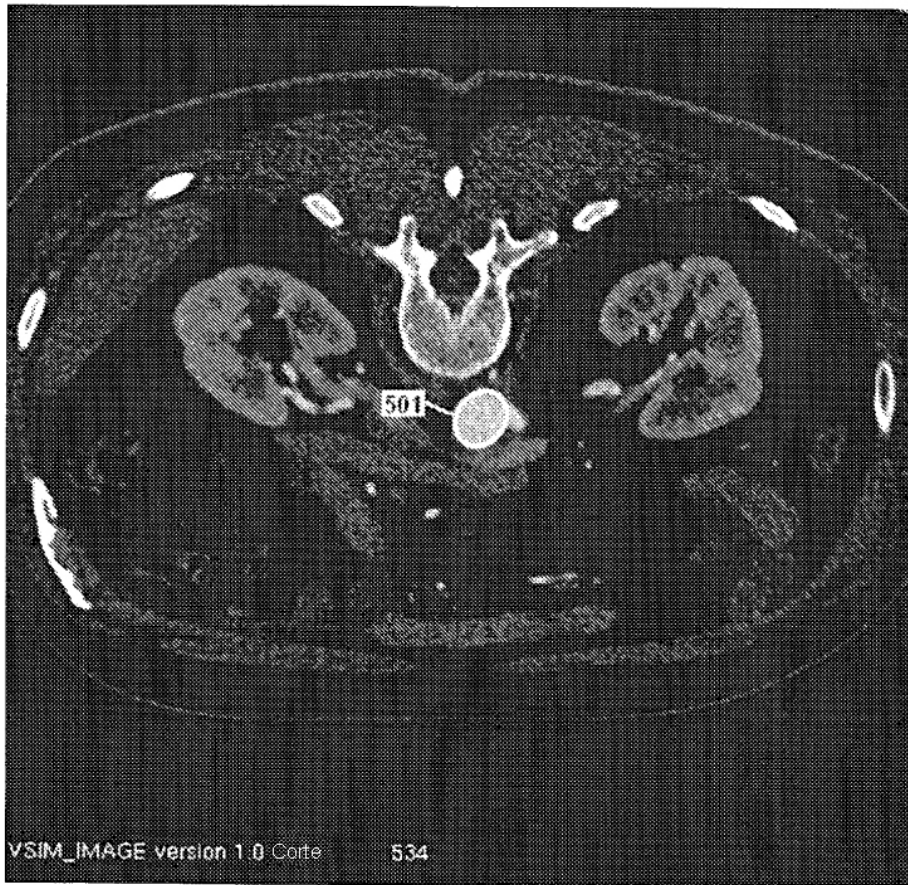


Fig. 5

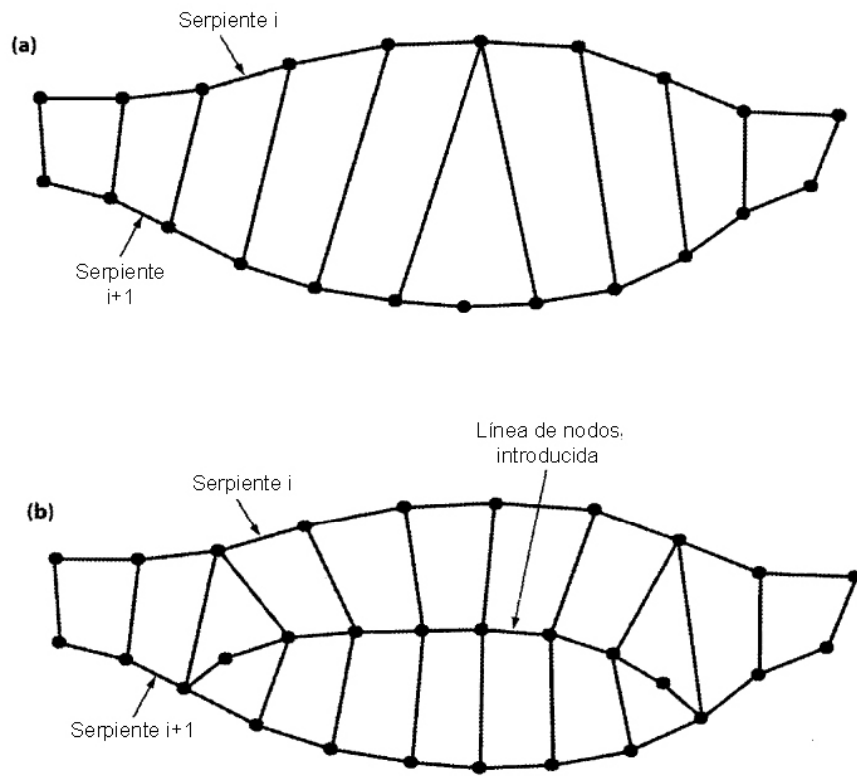


Fig. 6

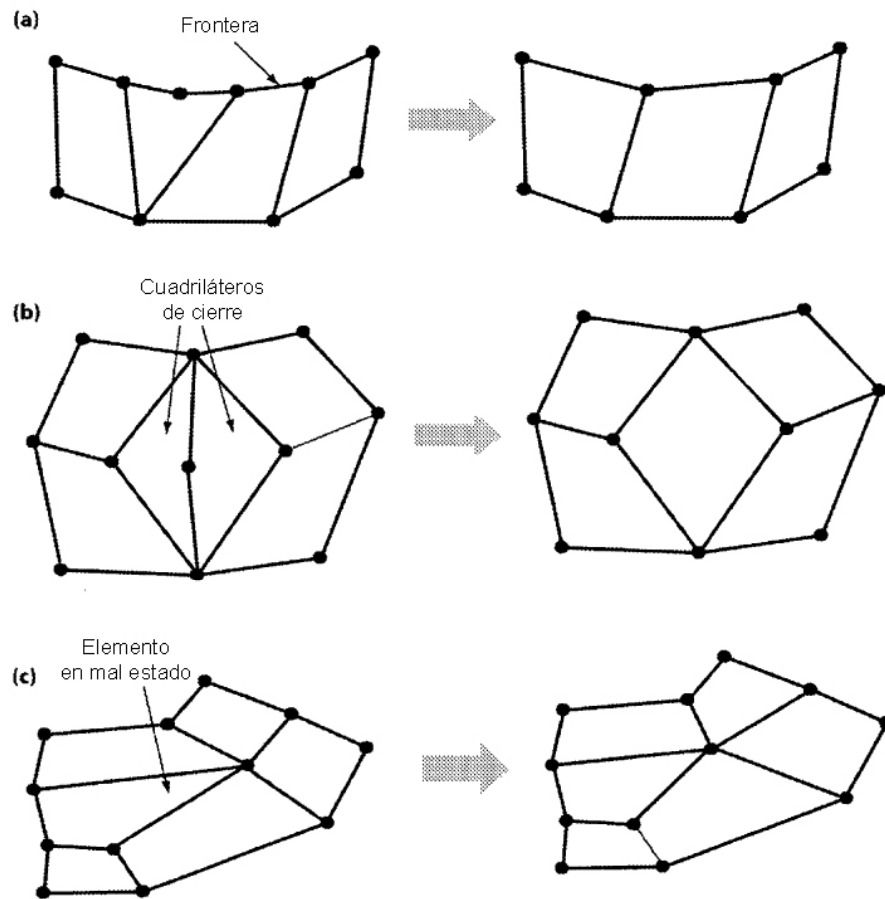


Fig. 7

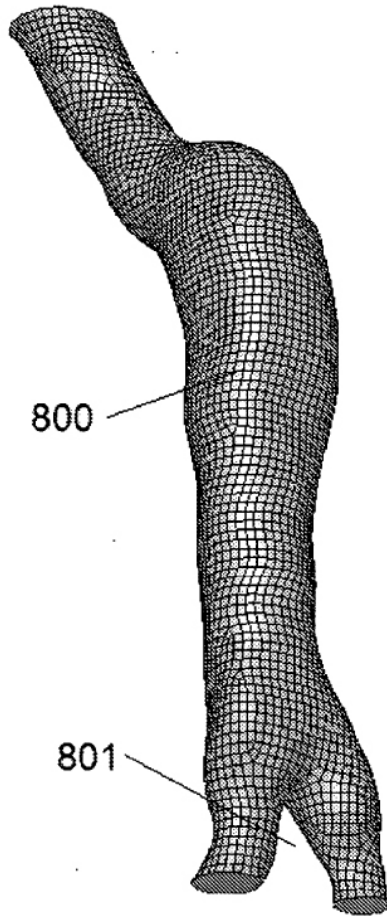


Fig. 8

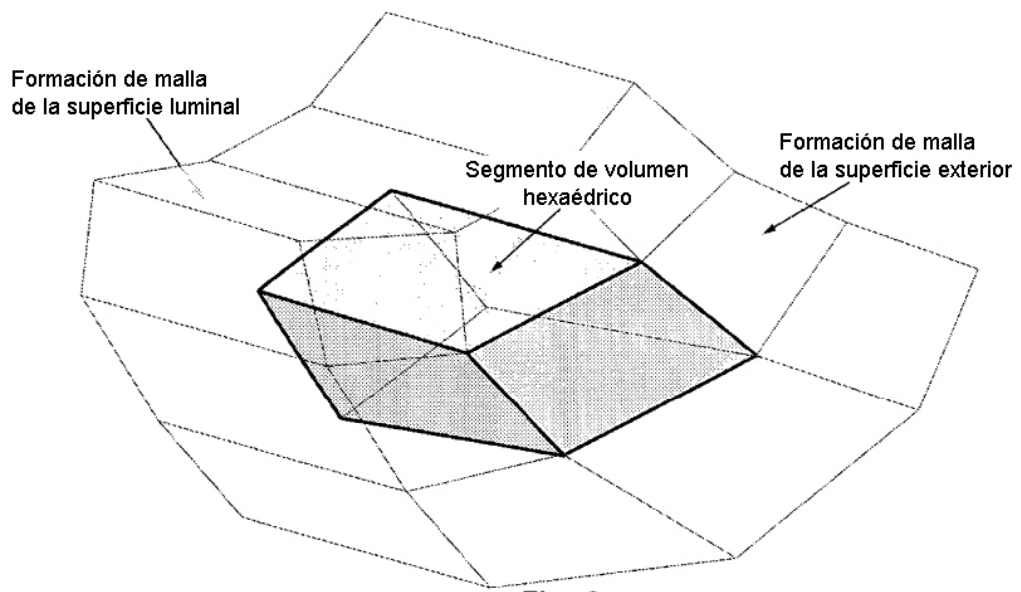


Fig. 9

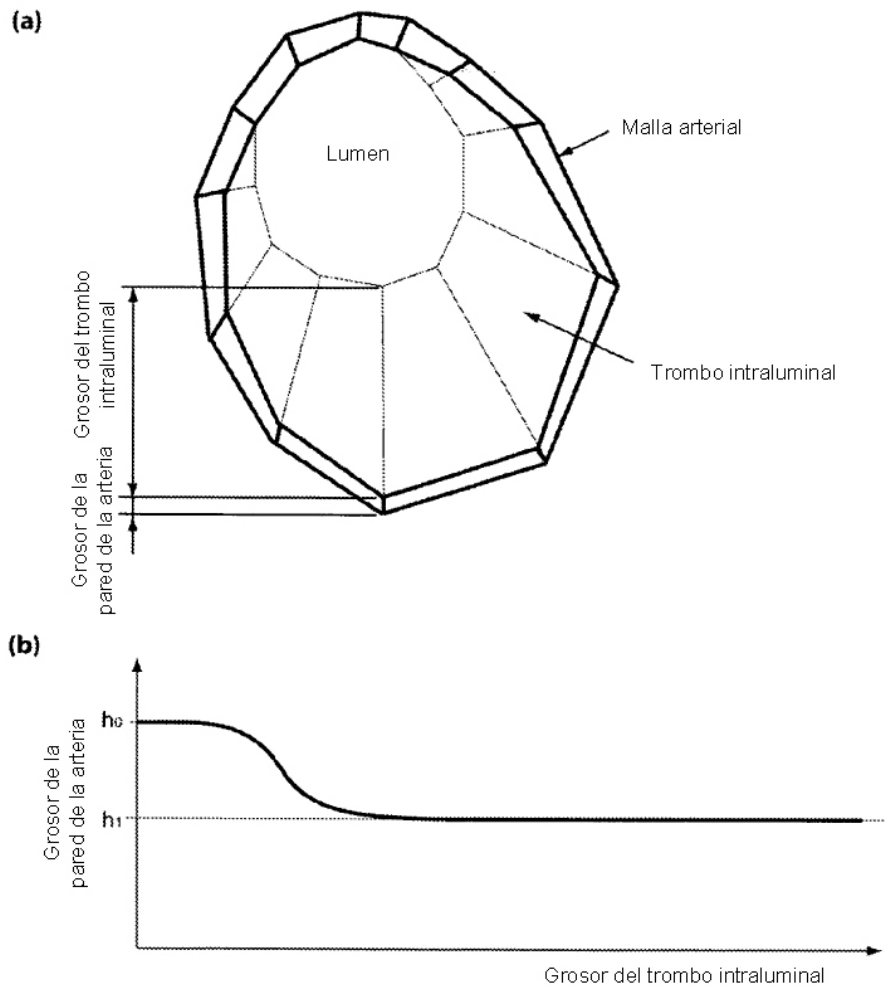


Fig. 10

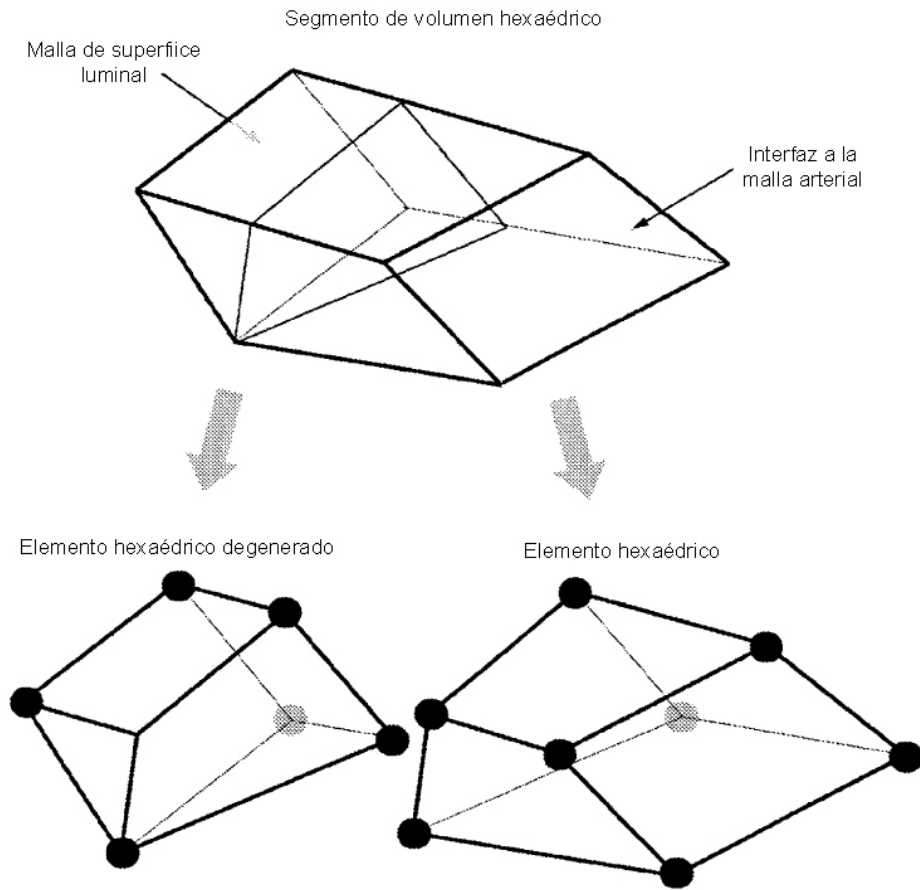


Fig. 11

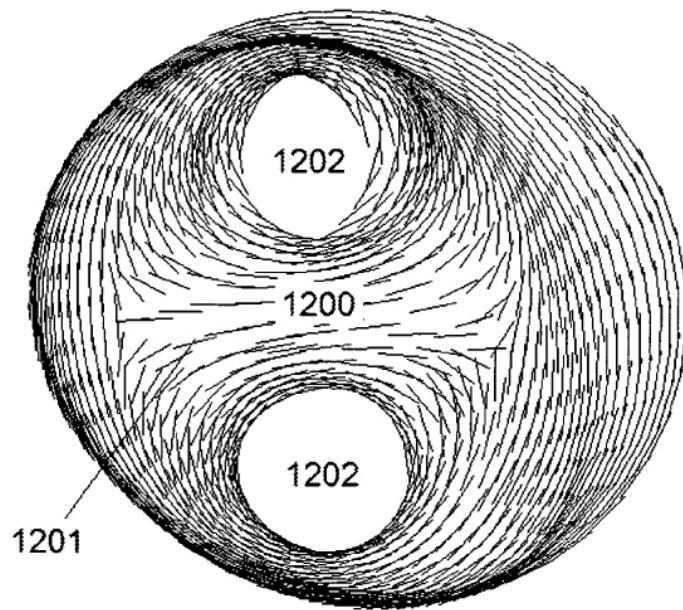


Fig. 12

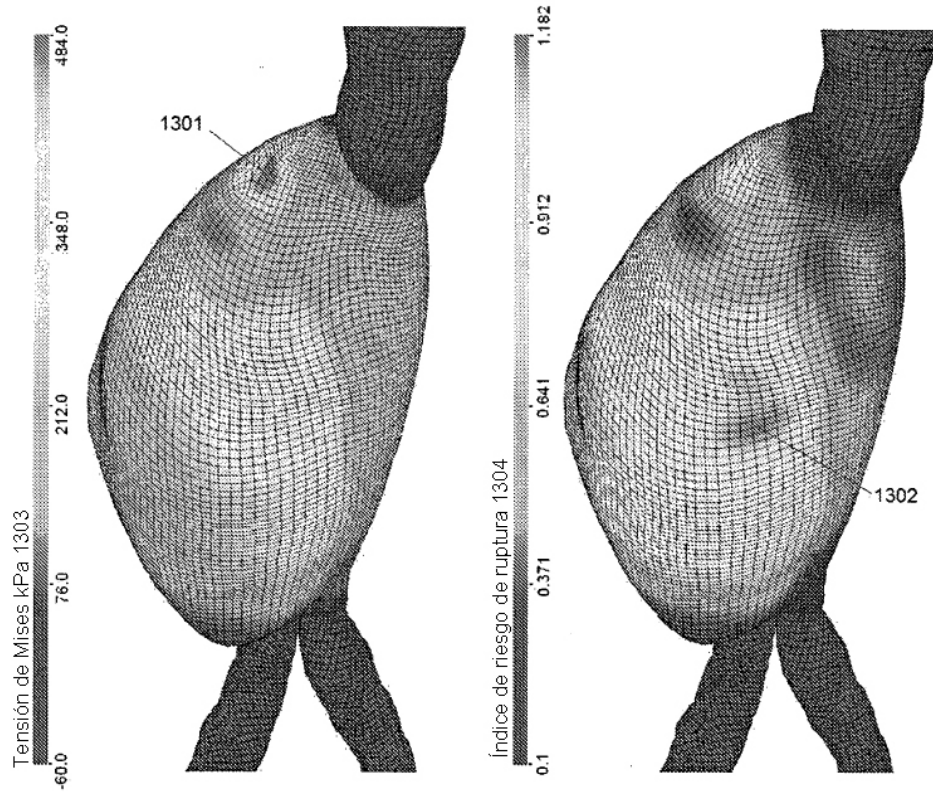


Fig. 13