(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **1 250 209**

(21) Número de solicitud: 202030314

(51) Int. Cl.:

G06T 19/00 (2011.01)

(12) SOLICITUD DE MODELO DE UTILIDAD U

(22) Fecha de presentación:

24.05.2018

(43) Fecha de publicación de la solicitud:

30.07.2020

(71) Solicitantes:

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA (50.0%)
Plaza Cronista Isidoro Valverde, s/n Ed. La Milagrosa
30202 CARTAGENA (Murcia) ES y
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE CARTAGENA (50.0%)

(72) Inventor/es:

BURGOS OLMOS, Manuel y
SANMIGUEL ROJAS, Enrique

(74) Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

(54) Título: **Sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal**

ES 1 250 209 U

DESCRIPCIÓN

Sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal

Objeto de la invención

La presente invención se refiere al campo de la dinámica de fluidos, y más concretamente, a un sistema para determinar la relación entre los efectos fluidodinámicos originados por transformaciones morfológicas en una cavidad nasal, y su funcionamiento fisiológico normal o anormal.

Antecedentes de la invención

El desarrollo de las técnicas de tomografía ha proporcionado una potente herramienta para la caracterización no invasiva de órganos humanos. Mediante la obtención de imágenes en secciones paralelas equidistantes del cuerpo de un usuario, es posible realizar modelos tridimensionales de sus órganos internos, facilitando posteriores diagnósticos y tratamientos.

Por ejemplo, CN 107,198,568 A presenta un sistema para la reconstrucción tridimensional de un órgano interno de la región abdominal, basado en el procesado en tiempo real de imágenes tomográficas. El sistema se complementa con un sistema de guiado intraoperativo de precisión que facilita la aplicación de la información tomográfica a una cirugía sobre el órgano reconstruido.

En un segundo ejemplo, RU 2013/140516 A presenta una aplicación de las técnicas tomográficas al caso particular de la cirugía oral. En este caso, las imágenes tomográficas para la reconstrucción tridimensional se realizan mediante haces cónicos iterativos. Sobre dicha reconstrucción, el método presentado añade una serie de puntos cefalométricos, diferenciando zonas de esqueleto y de tejido blando, que permiten planificar con precisión cirugías posteriores.

En particular, las técnicas tomográficas han sido también aplicadas al diseño y optimización de cirugías nasales. Por ejemplo, RU 2,484,537 C1 presenta un método basado en el procesamiento matemático de imágenes tomográficas de la cavidad nasal del paciente. En particular, se realizan medidas en varios planos: a lo largo de un vector que une el fondo del septum nasal, desde el extremo interior del paladar duro hasta el borde de la espina nasal, a

lo largo de las líneas que se extienden en ángulo recto desde un punto del extremo frontal de la concha inferior, desde dos puntos situados en los límites entre tercios de dicha concha inferior, y desde un punto en el límite del paladar duro. La extrapolación y postprocesado de la información obtenida en dichos planos permite obtener una plantilla que sirve de guía al usuario.

Sin embargo, a pesar de que las técnicas tomográficas permiten conocer la geometría interna de una cavidad nasal, no proporcionan información objetiva sobre cómo afectarían a su funcionamiento fisiológico la realización de modificaciones morfológicas sobre la misma. Es decir, en el caso de las cirugías nasales, las imágenes tomográficas permiten al cirujano evaluar la situación y planificar su estrategia, pero no proporcionan información sobre cuál será el resultado final de dicha estrategia, es decir, si la morfología de la cavidad nasal final tendrá asociado un funcionamiento fisiológico normal o anormal.

En este sentido, recientemente se ha propuesto la aplicación de la Mecánica de Fluidos Computacional (MFC) a la planificación de cirugías nasales, aprovechando así los desarrollos en técnicas de computación numérica y en procesadores de cálculo. De esta manera, pueden estimarse las propiedades fluidodinámicas (por ejemplo, los caudales a través de los pasajes izquierdo y derecho, caída de presión atmósfera-coanada, etc.), asociados a una topología particular de la cavidad nasal. Sin embargo, dichos cálculos de mecánica de fluidos proporcionan datos detallados sobre el flujo del aire a lo largo de la cavidad nasal, pero de los que no resulta evidente extraer una evaluación de si dicha cavidad nasal permite una respiración adecuada, es decir, un flujo nasal fisiológicamente normal. La gran cantidad de información que se puede llegar a generar con una simulación numérica dificulta tanto el análisis de los resultados, como la determinación sistemática de las modificaciones morfológicas nasales necesarias para alcanzar unas condiciones fisiológicas finales optimizadas.

Existe, por lo tanto, en el estado de la técnica la necesidad de un sistema capaz de determinar los efectos geométricos y fluidodinámicos de modificaciones morfológicas en una cavidad nasal, de forma precisa, eficiente y robusta. Asimismo, es deseable que dicho sistema sea capaz de proporcionar una evaluación objetiva en la que se sintetice la cantidad de información de salida de la simulación computacional, facilitando tanto la valoración del resultado por parte del usuario, como la carga computacional asociada a posteriores procesados de dicho resultado, como, por ejemplo, la optimización de las modificaciones morfológicas.

Descripción de la invención

La presente invención soluciona los problemas anteriormente descritos mediante un sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal que cuantifica las propiedades de la cavidad modificada resultante a partir de al menos dos parámetros adimensionales, los cuales combinan información morfológica de un modelo tridimensional y resultados de simulaciones numéricas del flujo aéreo a través de la cavidad nasal.

Nótese que se entiende por transformación morfológica cualquier modificación en la geometría de los cuerpos y estructuras que delimitan los pasajes nasales, independientemente del origen o el uso de dicha modificación. Es decir, si bien la presente invención puede ser integrada en sistemas de diagnóstico respiratorio o en sistemas de diseño de cirugías nasales, la presente invención no proporciona en sí misma ningún tipo de diagnóstico médico ni se requiere de una intervención quirúrgica sobre el paciente, limitándose su alcance al problema técnico de caracterizar las propiedades geométricas y fluidodinámicas de las cavidades nasales bajo análisis.

En un primer aspecto de la invención se presenta un sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal. El método que se implementa mediante dicho sistema parte de un modelo tridimensional inicial de dicha cavidad, preferentemente modelado a partir de una pluralidad de imágenes tomográficas, como, por ejemplo, imágenes de acuerdo con el protocolo de Imagen Digital y Comunicaciones en Medicina (DICOM, del inglés ‘Digital Imaging and Communication in Medicine’). También preferentemente, el método comprende segmentar mediante técnicas de procesado de imágenes la pluralidad de imágenes tomográficas, delimitando las regiones de cada imagen (y, en consecuencia, del modelo tridimensional inicial) correspondientes a tejido blando, a tejido duro y a aire. Además, el modelo tridimensional inicial es preferentemente mallado con una malla de superficie y una malla de volumen, y el flujo nasal calculado mediante simulación numérica. Posteriormente, a partir de características geométricas y de resultados de la simulación numérica, se determinan los valores de unos parámetros (preferentemente adimensionales) que, de forma objetiva, cuantificarían si el flujo nasal de partida (es decir, el flujo asociado al modelo tridimensional inicial de acuerdo con la simulación numérica) es normal o anormal.

El sistema objeto de la invención implementa un método que comprende los siguientes pasos para cada transformación morfológica bajo análisis (es decir, en caso de estudiarse

los efectos de múltiples transformaciones morfológicas, los siguientes pasos se repiten para cada una de dichas transformaciones, pudiendo bien volver al modelo tridimensional inicial después de cada evaluación en caso de tratarse de transformaciones morfológicas alternativas, o bien acumular los efectos de transformaciones morfológicas sucesivas en caso de transformaciones concatenadas):

i. Aplicar al menos una transformación morfológica al modelo tridimensional inicial de la cavidad bajo análisis, obteniendo así al menos un modelo tridimensional modificado. Preferentemente, sobre el modelo tridimensional modificado se realiza un mallado de superficie y un mallado de volumen que son necesarios para los cálculos computaciones posteriores. También preferentemente, sobre el modelo tridimensional modificado se calcula, al menos, un área del orificio nasal derecho, un área del orificio nasal izquierdo, y se determina si existe una perforación septal. Nótese que la transformación morfológica puede aplicarse bien directamente sobre el modelo tridimensional inicial, bien indirectamente, modificando las imágenes tomográficas bidimensionales (segmentadas o no) o las mallas que conforman dicho modelo.

ii. Simular mediante computación numérica un flujo de aire en el modelo tridimensional modificado. Preferentemente, dicha computación numérica corresponde a un algoritmo de computación de dinámica de fluidos (CFD, del inglés ‘Computational Fluid Dynamics’), si bien este paso puede realizarse de acuerdo con una o más técnicas seleccionadas de entre todas las técnicas conocidas en el estado de la técnica para simulación de propiedades fluidodinámicas en cavidades. Dependiendo de la implementación particular del método, el flujo de aire simulado puede comprender información sobre dicho flujo con un mayor o menor grado de detalle (por ejemplo: puede comprender mediciones que caracterizan el comportamiento general o integral fluido-dinámico de un pasaje como conjunto como caudal, caída de presión total, etc; o bien información puntual o diferencial como variaciones del esfuerzo del aire sobre la pared de la cavidad, presión y velocidades en distintas secciones de los pasajes nasales, etc). No obstante, a partir de dicho flujo aéreo se extrae preferentemente, al menos, información relativa a un caudal a través de un pasaje nasal derecho y un caudal a través de un pasaje nasal izquierdo y, también preferentemente, a una caída de presión entre la atmósfera y la coanada (o parte inicial de la nasofaringe).

iii. Calcular al menos un primer parámetro (preferentemente adimensional) y un segundo parámetro (preferentemente adimensional) en el que se combinan la información procedente del modelo tridimensional modificado y del flujo simulado en dicho modelo tridimensional modificado, actuando así dichos primer y segundo parámetros como estimadores de las características geométricas y propiedades fluidodinámicas de la cavidad nasal tras la transformación morfológica bajo análisis:

- El primer parámetro es una medida de asimetría morfológica y fluidodinámica. Es decir, el primer parámetro proporciona una medida de desviación respecto a una cavidad nasal de referencia, siendo dicha cavidad nasal de referencia preferentemente una cavidad en la que el área del orificio nasal derecho y el área del orificio nasal izquierdo son, aproximadamente, iguales y coinciden con un valor promedio de un grupo de muestra, no existe perforación septal, y el caudal a través del pasaje nasal derecho es aproximadamente igual al caudal a través del pasaje nasal derecho. Es decir, el primer parámetro varía en función de un subgrupo o la totalidad de las siguientes variables: una desviación del área del orificio nasal derecho y el área del orificio nasal izquierdo del modelo tridimensional modificado, respecto a un promedio de áreas de orificios nasales de un grupo de muestra; una presencia (o ausencia) de una perforación septal en el modelo tridimensional modificado; una asimetría entre el área del orificio nasal derecho y el área del orificio nasal izquierdo del modelo tridimensional modificado, y una asimetría entre el caudal a través del pasaje nasal derecho y el caudal a través del pasaje nasal izquierdo del flujo calculado. Más preferentemente, todas las variables mencionadas se combinan de acuerdo con la siguiente expresión:

$$\phi = \frac{1 + \left(\frac{A_R + A_L}{2A_C} - 1\right)^2}{(1 - \varepsilon p)q\eta + \varepsilon p},$$

donde ϕ es dicho primer parámetro adimensional, A_R es el área del orificio nasal derecho, A_L es el área del orificio nasal izquierdo, A_C es el promedio de áreas de orificios nasales de un grupo de muestra, p es un ratio entre el área del orificio nasal derecho (A_R) y el área del orificio nasal izquierdo (A_L), q es un ratio entre el caudal a través del pasaje nasal derecho y el caudal a través del pasaje nasal izquierdo (Q_L), η es una variable booleana que indica la

presencia o no de una perforación septal y ε es una constante que evita la singularidad en la ecuación (por ejemplo se puede fijar ε = 0,25). De esta manera, si el modelo tridimensional modificado es morfológica y fluido-dinámicamente similar a la cavidad de referencia (funcionalmente asociada a un flujo nasal normal, es decir, a un individuo sano), el primer parámetro tendrá un valor cercano a la unidad, mientras que las desviaciones respecto a dicha cavidad de referencia resultarán en valores muy superiores a la unidad de dicho primer parámetro.

– El segundo parámetro es una medida de resistencia bilateral adimensional de la combinación del pasaje nasal izquierdo y del pasaje nasal derecho. Es decir, en el segundo parámetro se calculan un primer valor, que relaciona el caudal a través del pasaje nasal derecho, el área del orificio nasal derecho y la caída de presión atmósfera-coanada; y un segundo valor, que relaciona el caudal a través del pasaje nasal izquierdo, el área del orificio nasal izquierdo y la caída de presión atmósfera-coanada (común a ambos pasajes); y a continuación se combinan dicho primer valor y dicho segundo valor. Más preferentemente, dicha combinación se realiza de acuerdo con la siguiente expresión:

$$R = \left(\frac{\frac{1}{2}\rho Q_R / A_R^2}{\Delta P / Q_R} + \frac{\frac{1}{2}\rho Q_L / A_L^2}{\Delta P / Q_L} \right)^{-1},$$

donde R es el segundo parámetro adimensional, A_R es el área del orificio nasal derecho, A_L es el área del orificio nasal izquierdo, Q_R es el caudal a través del pasaje nasal derecho, Q_L es el caudal a través del pasaje nasal izquierdo, ρ es la densidad del aire de la atmósfera y ΔP es la caída de presión entre la atmósfera y la coanada.

iv. Comparar el primer parámetro y el segundo parámetro calculados con unas condiciones de validación que determinan una evaluación parametrizada de la transformación morfológica bajo análisis. Es decir, la relación entre el primer y segundo parámetro respecto a las condiciones de validación proporcionan una respuesta que indica si la cavidad proporciona o no un flujo nasal normal. Preferentemente, en su versión más sencilla, las condiciones de validación

comprenden un primer intervalo de confiabilidad positiva entre un primer umbral inferior y un primer umbral superior del primer parámetro, y un segundo intervalo de confiabilidad positiva entre un segundo umbral inferior y un segundo umbral superior del segundo parámetro. Es decir, el método determina que la evaluación es positiva si tanto el primer como el segundo parámetro caen dentro de los intervalos de confiabilidad correspondientes (la cavidad nasal tendría un comportamiento fisiológico normal dentro de dichos intervalos de confiabilidad). No obstante, en realizaciones particulares del método, las condiciones de validación pueden comprender definiciones más complejas que simples intervalos, como por ejemplo regiones bidimensionales de confiabilidad en las que las condiciones impuestas sobre el segundo parámetro varían en función del valor del primer parámetro, o viceversa.

En particular, si consideramos un plano cartesiano cuyos ejes son el primer parámetro y el segundo parámetro, el uso de umbrales superiores e inferiores fijos para dichos primer y segundo parámetros corresponde a la definición de una región de confiabilidad rectangular sobre el plano. Por el contrario, el uso de umbrales variables permite definir otras formas geométricas alternativas para la región de confiabilidad sobre dicho plano. De este modo, si el punto definido por el primer y el segundo parámetros (calculados sobre el modelo tridimensional modificado) cae dentro de dicha región de confiabilidad, la evaluación es positiva, mientras que si dicho punto queda fuera la evaluación es negativa.

Dependiendo de la realización particular del método, las condiciones de validación pueden estar predefinidas, ser introducidas por el usuario, o ser calculadas automáticamente a partir de una base de datos de cavidades de referencia que comprende una pluralidad de muestras válidas (es decir, muestras para las cuales el método genera una evaluación positiva) y una pluralidad de muestras no válidas (es decir, muestras para las cuales el método genera una evaluación negativa). En este último caso, las condiciones de validación se calculan preferentemente de modo que la proporción de muestras válidas respecto al total de muestras (válidas y no válidas) dentro del área delimitada por dichas condiciones de validación supera un umbral de confiabilidad (σ) predefinido (por ejemplo, $\sigma > 90\%$).

Las evaluaciones definitivas proporcionadas por el sistema pueden considerarse como un resultado final del método implementado (siendo almacenadas en una

memoria, transmitidas a otro dispositivo y/o mostradas al usuario a través de un interfaz), o bien utilizarse para determinar y optimizar cuál (o cuáles) son las transformaciones morfológicas necesarias para que la cavidad bajo análisis sea evaluada positivamente. Es decir, en el caso de que las condiciones de validación son calculadas a partir de una base de datos de cavidades de referencia, las evaluaciones proporcionadas por el método determinan las transformaciones morfológicas que permitirían que la cavidad nasal bajo análisis equipare sus características morfológicas y fluidodinámicas con las características de las muestras válidas en dicha base de datos.

Preferentemente, con anterioridad a la aplicación de la transformación morfológica al modelo tridimensional inicial, el método puede comprender realizar el mismo proceso de evaluación con dicho modelo tridimensional inicial libre de modificaciones. Es decir, el método puede comprender simular el flujo de aire del modelo tridimensional inicial, calcular el primer parámetro y el segundo parámetro de dicho modelo tridimensional inicial, y comparar el primer parámetro y el segundo parámetro calculados con las condiciones de validación, obteniendo así una evaluación inicial. Se establece así un punto de partida respecto al que comparar las mejoras introducidas por las transformaciones morfológicas posteriores, o incluso, en caso de obtenerse una evaluación inicial positiva, se puede llegar a descartar la necesidad de dichas transformaciones morfológicas.

De acuerdo con lo anterior, constituye un primer aspecto de la invención un sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal, que comprende, al menos, los siguientes elementos:

- Medios de tomografía, que capturan una pluralidad de imágenes de una cavidad nasal bajo análisis. Los medios de tomografía implementan una técnica seleccionada de entre todas las técnicas tomográficas conocidas en el estado de la técnica, pudiendo seguir las imágenes capturadas el formato DICOM u otro formato de imagen tomográfica conocido en el estado de la técnica.

- Un procesador que evalúa una o más transformaciones morfológicas bajo análisis realizando las etapas del método. El sistema puede comprender asimismo una memoria accesible por el procesador, pudiendo almacenarse en dicha memoria parámetros de configuración (por ejemplo, condiciones de validación), variables intermedias del método (por ejemplo, imágenes tomográficas, modelos

tridimensionales, mallados, etc.), resultados de la ejecución del método (por ejemplo, valores calculados del primer y segundo parámetros, resultados de evaluación, transformaciones morfológicas óptimas, etc.), y/o bases de datos de referencia (por ejemplo, una primera base de datos de posibles transformaciones morfológicas; y/o una segunda base de datos de cavidades de referencia con una pluralidad de muestras válidas (por ejemplo, cavidades nasales con flujos asociados normales) y una pluralidad de muestras no válidas (por ejemplo, cavidades nasales con flujos asociados anormales), bien en forma de modelos tridimensionales, o bien ya parametrizadas en función del primer parámetro y del segundo parámetro descritos).

– Un interfaz de usuario que muestra la evaluación de la transformación morfológica, de acuerdo con lo determinado por las etapas ejecutadas por el procesador. El interfaz de usuario puede comprender tanto herramientas de visualización para mostrar resultados y/o variables intermedias (por ejemplo, imágenes tomográficas, modelos tridimensionales, mallados, valores calculados del primer y segundo parámetros, resultados de evaluación, transformaciones morfológicas óptimas, etc.), como herramientas de entrada de datos de forma que el usuario pueda introducir en el sistema, bien directamente, bien a través de una conexión desde un equipo remoto, cualquier parámetro de configuración o variable de entrada (por ejemplo, condiciones de validación, imágenes tomográficas, modelos tridimensionales, etc.).

Asimismo, la invención refiere un programa de ordenador que comprende instrucciones adaptadas para realizar las etapas del método descrito, al ejecutarse en un ordenador, un procesador digital de la señal, un circuito integrado específico de la aplicación, un microprocesador, un microcontrolador o cualquier otra forma de hardware programable comprendido en el sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal que constituye el primer objeto de la invención.

El sistema y el programa de ordenador descritos proporcionan por lo tanto una evaluación parametrizada robusta, objetiva y precisa de los efectos sobre el flujo de transformaciones morfológicas sobre cavidades nasales, y su fisiología normal o anormal, simplificando notablemente su análisis y visualización. Además, realizaciones preferentes de los mismos permiten determinar y optimizar las transformaciones morfológicas necesarias para equiparar las características geométricas y fluidodinámicas de una cavidad bajo análisis, con aquellas almacenadas en una base de datos de cavidades de referencia previamente determinadas como válidas o positivas. Finalmente, la parametrización de la invención

sintetiza la cantidad de información proporcionada como resultado de la evaluación de cada transformación, lo que simplifica tanto el análisis del resultado por parte del usuario, como la carga computacional asociada a posteriores procesados de dicho resultado. Éstas y otras ventajas de la invención serán aparentes a la luz de la descripción detallada de la misma.

Descripción de las figuras

Con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características de la invención de acuerdo con un ejemplo preferente de realización práctica de la misma, y para complementar esta descripción, se acompañan como parte integrante de la misma las siguientes figuras, cuyo carácter es ilustrativo y no limitativo:

La figura 1 muestra de manera esquemática los elementos principales del sistema de la invención, de acuerdo con una realización particular del mismo, así como la información transferida entre dichos elementos.

La figura 2 presenta de manera esquemática las etapas principales del método implementado por el sistema de la invención, de acuerdo con una realización particular del mismo, así como la información transferida entre dichas etapas.

La figura 3 ilustra un plano cartesiano con una pluralidad de muestras válidas y una pluralidad de muestras no válidas, ejemplificando la selección de las condiciones de validación de una realización particular del sistema de la invención.

La figura 4 presenta la aplicación de una serie de transformaciones morfológicas de ejemplo sobre un modelo tridimensional de una cavidad nasal, así como sobre unas imágenes tomográficas de dicha cavidad, de acuerdo con realizaciones particulares del sistema de la invención.

La figura 5 ilustra los efectos sobre el primer parámetro (ϕ) y el segundo parámetro (R) de las transformaciones morfológicas presentadas en la figura 4, de acuerdo con los cálculos realizados por realizaciones particulares del sistema de la invención.

Realización preferente de la invención

En este texto, el término "comprende" y sus derivaciones (como "comprendiendo", etc.) no

deben entenderse en un sentido excluyente, es decir, estos términos no deben interpretarse como excluyentes de la posibilidad de que lo que se describe y define pueda incluir más elementos, etapas, etc.

Asimismo, en el contexto de la presente invención, el término “aproximadamente” así como los términos de su familia (como “aproximado”, etc) deben entenderse como indicadores de valores muy cercanos a aquéllos que acompañan dichos términos. Es decir, desviaciones dentro de límites razonables respecto a un valor exacto deben ser aceptados, puesto que un experto en la materia entenderá que dichas desviaciones son inevitables debido a inexactitudes de medida, variabilidad de parámetros, aleatoriedad en la morfología nasal, etc. Lo mismo se aplica a los términos “en torno a”, “cercano a” o “sustancialmente”.

Nótese también que el sistema de la invención no proporciona directamente ningún diagnóstico, planificación ni tratamiento del cuerpo humano, ni requiere ser operado por personal sanitario. Por el contrario, la invención meramente proporciona una herramienta de evaluación de propiedades morfológicas y de dinámica de fluidos de una cavidad. Cualquier uso médico posterior que se dé a los resultados de la presente invención queda por lo tanto fuera del objeto de la invención tal y como ha sido reivindicada.

La figura 1 presenta esquemáticamente los elementos principales de una implementación particular del sistema de la invención, que comprende unos medios de tomografía (100), un procesador (200) adaptado para ejecutar las etapas de una realización particular del método, una memoria (300) y un interfaz de usuario (400). Nótese que, con el fin de facilitar la comprensión de la invención, el procesador electrónico (200) está descrito como un conjunto de módulos, destacando la información más relevante intercambiada entre dichos módulos. No obstante, el experto en la materia entenderá que las instrucciones necesarias para implementar el método pueden agruparse de acuerdo con organizaciones internas alternativas. Asimismo, la información intercambiada entre módulos que se ha destacado en la descripción no implica que los módulos no puedan intercambiar entre sí (o con la memoria 300) información adicional.

Los medios de tomografía (100) están implementados de acuerdo con una técnica de tomografía seleccionada de entre todas las técnicas tomográficas conocidas en el estado de la técnica, y están configurados para capturar una pluralidad de imágenes tomográficas (T) de la cavidad nasal de un usuario y transmitir dicha pluralidad de imágenes tomográficas (T) al procesador (200). Dicha transmisión se realiza mediante medios de transmisión que

pueden ser tanto alámbricos como inalámbricos, siguiendo una tecnología física y un protocolo seleccionada de entre todos los conocidos en el estado de la técnica. Preferentemente, las imágenes tomográficas (T) siguen un protocolo DICOM.

La pluralidad de imágenes tomográficas (T) es recibida en un módulo de segmentación (210) que segmenta dichas imágenes tomográficas (T) mediante técnicas de tratamiento de imagen, indicando qué partes de cada imagen tomográfica (T) corresponden a tejido blando, a tejido duro y a aire. Se genera así una pluralidad de imágenes segmentadas (T') que es transmitida a un módulo de modelado (220). Las imágenes segmentadas (T') permiten mejorar la precisión de simulaciones de flujo posteriores, ya que el tejido blando permite deformaciones de las paredes, mientras que el tejido duro permanece siempre estático. En particular, las imágenes segmentadas (T') permiten utilizar simulaciones con interacción fluido-estructura, en las que se incluyen dichas deformaciones de paredes. Adicionalmente, la segmentación facilita la visualización, análisis y definición de las transformaciones morfológicas.

El módulo de modelado (220) combina la información de las imágenes segmentadas (T') para generar un modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}) de la cavidad nasal del usuario, es decir, una representación tridimensional de la cavidad nasal. Sobre dicho modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}) se puede realizar un primer cálculo del primer y el segundo parámetro adimensionales de acuerdo con las etapas del método descritas a continuación, estableciendo una evaluación inicial que indica si la cavidad nasal del usuario presenta una fisiología normal o anormal.

A continuación, sobre este modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}), un módulo de modificación (230) aplica una o más transformaciones morfológicas (a_x), es decir, realiza una modificación de la geometría de la cavidad nasal del modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}), dando lugar a un modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}). Nótese que esta modificación puede repetirse para una pluralidad de transformaciones morfológicas (a_x), bien para comparar los efectos de varias alternativas (en cuyo caso, cada transformación morfológica a_x se aplica sobre el modelo tridimensional inicial M^0_{3D}), bien para acumular los efectos de transformaciones sucesivas (en cuyo caso cada transformación morfológica a_x se aplica sobre el modelo tridimensional modificado M^x_{3D} anterior).

La transformación morfológica (a_x) bajo análisis se define en un módulo de selección (280), pudiendo ser dicha transformación morfológica (a_x) definida a través del interfaz de usuario

(400), o seleccionada de entre una pluralidad de transformaciones predefinidas (A) almacenadas en una base de datos de transformaciones (320) almacenada en la memoria (300). En el caso de seleccionarse de entre una pluralidad de transformaciones predefinidas (A), dicha selección puede ser bien manual, a través del interfaz de usuario (400), bien automatizada, por ejemplo como parte de un proceso automatizado de optimización que utiliza la evaluación (ev) de cada transformación morfológica (a_x) para definir una transformación óptima (o un conjunto de transformaciones óptimas).

El modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}) se divide en una malla de volumen (M_v) y una malla de superficie (M_s) en un módulo de mallado (240), siendo dichas malla de volumen (M_v) y malla de superficie (M_s) utilizadas por un módulo de computación (250) para calcular el flujo (F) de aire asociado al modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}). El cálculo de flujo (F) se realiza de acuerdo con una técnica de cálculo numérico seleccionada de entre las técnicas para cálculo de dinámica de fluidos conocida en el estado de la técnica, como por ejemplo, una técnica CFD. Preferentemente, la información sobre el flujo (F) simulado, comprende al menos información relativa a un caudal a través de un pasaje nasal derecho (Q_R), un caudal a través de un pasaje nasal izquierdo (Q_R), y una caída de presión entre la atmósfera y la coanada (ΔP).

A partir del flujo simulado (F) y de las propiedades geométricas del modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}), un módulo de computación (260) calcula un primer parámetro (ϕ) y un segundo parámetro (R) (por claridad, en la figura 1 se muestra un módulo de computación 250 para calcular el flujo F y otro 260 para calcular los parámetros a partir del flujo, pero en otra realización estos cálculos los puede realizar un solo módulo de computación). El primer parámetro (ϕ) es una medida de desviación respecto a una cavidad nasal de referencia con un flujo nasal asociado normal, mientras que el segundo parámetro (R) es una medida de resistencia bilateral del pasaje nasal izquierdo y el pasaje nasal derecho. Las propiedades geométricas del modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}) pueden incluir el área del orificio nasal derecho (A_R), el área del orificio nasal izquierdo (A_L) y la presencia de una perforación septal (η). Dependiendo de la realización particular, estas propiedades geométricas pueden ser calculadas automáticamente sobre el modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}), ser introducidas por el usuario a través del interfaz de usuario (400), o mediante una combinación de ambas opciones (por ejemplo, mediante un interfaz en el que el usuario selecciona puntos clave que después el sistema utiliza para realizar los cálculos).

Una vez parametrizadas las propiedades del modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}) a

través del primer parámetro (ϕ) y el segundo parámetro (R), se evalúan dichas propiedades mediante un módulo de comparación (270) que compara el primer parámetro (ϕ) y el segundo parámetro (R) con unas condiciones de validación (L), tales como intervalos de confiabilidad absolutos o relativos dentro de los cuales los valores del primer parámetro (ϕ) y el segundo parámetro (R) se consideran adecuados. Dichas condiciones de validación (L) pueden ser introducidas a través del interfaz de usuario (400), almacenadas en la memoria (L), u obtenidas de manera automatizada por el propio módulo de comparación (270) a partir de una base de datos de cavidades de referencia (310) que comprende una pluralidad de muestras válidas (C_1) y una pluralidad de muestras no válidas (C_0). Las muestras válidas (C_1) y las muestras no válidas (C_0) pueden estar almacenadas en forma de imágenes tomográficas (T), en forma de modelos tridimensionales (M_{3D}), en forma de mallas de volumen (M_v) y mallas de superficie (M_s) o ya parametrizadas en función del primer parámetro (ϕ) y el segundo parámetro (R).

Como resultado de la comparación del primer parámetro (ϕ) y el segundo parámetro (R) con las condiciones de validación (L) se obtiene una evaluación (ev) que puede ser almacenada en la memoria (300), mostrada al usuario a través del interfaz de usuario (400) o utilizada por el módulo de selección (280) como parte de un proceso de optimización iterativo para la selección de la siguiente transformación morfológica (a_x) a analizar.

La figura 2 presenta una realización particular de las etapas del método, realizadas por una realización particular del procesador (200) del sistema de la invención. En primer lugar, se captura (500) una pluralidad de imágenes tomográficas (T), que se segmentan (510) y modelan (520) para generar el modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}). Sobre este modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}) se aplican (530) una o más transformaciones morfológicas (a_x), dando lugar a un modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}).

A continuación, se realizan (540) un mallado de volumen (M_v) y un mallado de superficie (M_s), y se simula (550) el flujo (F) de aire asociado a dichos mallado de volumen (M_v) y mallado de superficie (M_s). Nótese que el orden en el que se calculan el mallado de volumen (M_v) y el mallado de superficie (M_s), así como las propiedades particulares de cada uno de ellos, dependen de la técnica de simulación de flujo (F) implementada en cada realización particular.

A partir del flujo (F) y de las propiedades geométricas del modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}), se calculan el primer parámetro (ϕ) y el segundo parámetro (R). En particular, el

primer parámetro se calcula preferentemente como:

$$\phi = \frac{1 + \left(\frac{A_R + A_L}{2A_C} - 1\right)^2}{(1 - \varepsilon p)q\eta + \varepsilon p},$$

donde A_R es el área del orificio nasal derecho, A_L es el área del orificio nasal izquierdo, A_C es el promedio de áreas de orificios nasales de un grupo de muestra, p es un ratio entre el área del orificio nasal derecho (A_R) y el área del orificio nasal izquierdo (A_L), q es un ratio entre el caudal a través del pasaje nasal derecho (Q_R) y el caudal a través del pasaje nasal izquierdo (Q_L), η es una variable booleana que indica la presencia de una perforación septal (es decir, toma el valor 1 por defecto y el valor 0 cuando hay perforación septal), y ε es una constante que evita la presencia de singularidades en la ecuación (por ejemplo 0,25). El promedio de áreas de orificios nasales del grupo de muestra (A_c) puede introducirse como parámetro fijo, adaptarse a características del usuario (género, origen étnico, etc), o calcularse de manera automatizada a partir de la base de datos de cavidades de referencia (310). El ratio p se calcula preferentemente como A_{min}/A_{max}, donde A_{min} es el valor mínimo entre A_L y A_R, y A_{max} es el valor máximo entre A_L y A_R. El ratio q se calcula preferentemente como Q_{min}/Q_{max}, donde Q_{min} es el valor mínimo entre Q_L y Q_R, y Q_{max} es el valor máximo entre Q_L y Q_R.

El segundo parámetro (R) se calcula preferentemente como:

$$R = \left(\frac{\frac{1}{2}\rho Q_R/A_R^2}{\Delta P/Q_R} + \frac{\frac{1}{2}\rho Q_L/A_L^2}{\Delta P/Q_L}\right)^{-1},$$

donde, donde A_R es el área del orificio nasal derecho, A_L es el área del orificio nasal izquierdo, Q_R es el caudal a través del pasaje nasal derecho, Q_L es el caudal a través del pasaje nasal izquierdo, ρ es una densidad del aire y ΔP es la caída de presión entre la atmósfera y la coanada.

Finalmente, el primer parámetro (ϕ) y el segundo parámetro (R) calculados se comparan (570) con las condiciones de validación (L), obteniéndose así una evaluación (ev) parametrizada del modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}). Dicha evaluación puede mostrarse (590) al usuario junto con cualquier información adicional (como por ejemplo, la

transformación morfológica a_x aplicada, o el primer parámetro ϕ y el segundo parámetro R), o aplicarse para seleccionar (580) la siguiente transformación morfológica (a_x) a analizar. Así, por ejemplo, el usuario (por ejemplo, un cirujano que usa este procedimiento para realizar una cirugía "virtual" sin intervención real en un paciente humano) puede hacer varias pruebas modificando la geometría nasal en el modelo tridimensional hasta que los parámetros cayeran en la región de confiabilidad.

La figura 3 presenta un primer ejemplo que ilustra, de manera no limitativa, la determinación y aplicación de las condiciones de validación (L) al modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}). Dicha figura 3 muestra un plano cartesiano cuyos ejes son el primer parámetro (ϕ), en escala logarítmica, y el segundo parámetro (R), también en escala logarítmica. Sobre dicho plano se disponen una pluralidad de muestras válidas (C_1) de referencia, representadas con triángulos, y una pluralidad de muestras no válidas (C_0) de referencia, representadas con círculos, en función de los valores del primer parámetro (ϕ) y del segundo parámetro (R) calculados para dichas muestras. A partir de esta disposición de muestras, se calcula una región de confiabilidad en el plano cartesiano (en este caso rectangular, aunque realizaciones particulares pueden utilizar otras formas geométricas), en cuyo interior el porcentaje de muestras válidas (C_1) respecto al total es superior a un umbral de confiabilidad (σ) predefinido. Dicha región define las condiciones de validación (L), que en en este caso particular suponen un primer umbral inferior (ϕ_{min}) y un primer umbral superior (ϕ_{max}) del primer parámetro (ϕ), y un segundo umbral inferior (R_{min}) y un segundo umbral superior (R_{max}) del segundo parámetro (R). Para la cavidad inicial bajo análisis, basta calcular el primer parámetro (ϕ) y el segundo parámetro (R), y compararlos con las condiciones de validación (L). Si dichos parámetros caen dentro la región del plano cartesiano definida por las condiciones de validación (L), se considera que el funcionamiento fisiológico de la cavidad, antes de aplicar una transformación morfológica, es normal; mientras que si los parámetros quedan fuera la región del plano definida por las condiciones de validación (L), se considera que el funcionamiento fisiológico de la cavidad es anormal, y sería necesario transformar morfológicamente la cavidad para obligar al punto asociado a sus estimadores, a caer dentro de la región de confiabilidad. Obsérvese que en este primer ejemplo, la morfología del modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}) no se ha modificado, tan solo se ha comprobado si corresponder a un caso normal o anormal cuando el punto del primer y segundo estimador (ϕ,R) cae o no, respectivamente, dentro de la región de confiabilidad.

La figura 4 presenta un segundo ejemplo en el que se estudia el efecto de transformaciones morfológicas sucesivas cuando el modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}) tiene asociado un flujo

(F) nasal anormal. En particular, se representan en la columna de la izquierda un modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}), así como una imagen tomográfica inicial (T^0) a partir de la cual se obtiene dicho modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}). A continuación, se representan los efectos de tres transformaciones morfológicas (a_x) acumulativas de ejemplo: una primera transformación morfológica (a_1), una segunda transformación morfológica (a_2) y una tercera transformación morfológica (a_3). Se generan así un primer modelo tridimensional modificado (M^1_{3D}), un segundo modelo tridimensional modificado (M^2_{3D}) y un tercer modelo tridimensional modificado (M^3_{3D}). Asimismo, se muestran con fines ilustrativos unas imágenes tomográficas modificadas asociadas a dichos modelos: una primera imagen tomográfica modificada (T^1), una segunda imagen tomográfica modificada (T^2) y una tercera imagen tomográfica modificada (T^3).

Sobre cada modelo tridimensional (y utilizando para ello su flujo F simulado) se calcula una pareja de parámetros según lo descrito por el sistema de la invención: una pareja de parámetros inicial (ϕ_0,R_0) calculada sobre el modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}), una primera pareja de parámetros modificados (ϕ_1,R_1) calculados sobre el primer modelo tridimensional modificado (M^1_{3D}), una segunda pareja de parámetros modificados (ϕ_2,R_2) calculados sobre el segundo modelo tridimensional modificado (M^2_{3D}) y una tercera pareja de parámetros modificados (ϕ_3,R_3) calculados sobre el tercer modelo tridimensional modificado (M^3_{3D}).

La figura 5 muestra la evolución sobre el plano cartesiano de las mencionadas parejas de parámetros. Nótese que tanto la pareja de parámetros inicial (ϕ_0,R_0) como primera pareja de parámetros modificados (ϕ_1,R_1) queda fuera de la región definida por las condiciones de validación (L), por lo que tanto el modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}) como el primer modelo tridimensional modificado (M^1_{3D}) reciben una evaluación (ev) negativa. Por el contrario, tras la acumulación de la primera transformación morfológica (a_1) y de la segunda transformación morfológica (a_2), tanto la segunda pareja de parámetros modificados (ϕ_2,R_2) como la tercera pareja de parámetros modificados (ϕ_3,R_3) caen dentro de la región definida por las condiciones de validación (L). Por lo tanto, el segundo modelo tridimensional modificado (M^2_{3D}) y el tercer modelo tridimensional modificado (M^3_{3D}) reciben una evaluación (ev) positiva. Nótese que incluso una vez alcanzada la región definida por las condiciones de validación (L), es posible seguir introduciendo modificaciones ulteriores, siempre que el resultado conjunto de las mismas siga permaneciendo dentro de dicha región. Por ejemplo, un usuario, aunque ya haya llegado a estar dentro de la región de confiabilidad, puede seguir introduciendo modificaciones morfológicas, para llegar a una morfología final que también esté dentro de dicha región pero que, de acuerdo a su experiencia y destreza,

considere que es más válida para el caso que le ocupa.

Esto puede ser útil, por ejemplo, para permitir que un cirujano que quiera practicar una cirugía real a un paciente (por ejemplo, con problemas de obstrucción nasal) decida, en base a su experiencia y conocimientos, y antes de intervenir de forma real al paciente en un quirófano, qué geometría nasal es la más idónea para el paciente, de forma que sus parámetros R y ϕ queden siempre confinados dentro de la región de alta confiabilidad de éxito.

A la vista de esta descripción y figuras, el experto en la materia podrá entender que la invención ha sido descrita según algunas realizaciones preferentes de la misma, pero que múltiples variaciones pueden ser introducidas en dichas realizaciones preferentes, sin salir del objeto de la invención tal y como ha sido reivindicada.

REIVINDICACIONES

1. Sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal, caracterizado por que comprende:
   - un procesador electrónico (200) adaptado para evaluar al menos una transformación morfológica (a_x), para tal fin dicho procesador electrónico (200) comprendiendo:
     i. un módulo de modificación (230) adaptado para aplicar una o más transformaciones morfológicas (a_x) sobre un modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}), generado a partir de una pluralidad de imágenes tomográficas (T) de la cavidad nasal, dando lugar a un modelo tridimensional modificado (M^x_{3D});
     ii. un primer módulo de computación (250) adaptado para calcular y simular un flujo (F) de aire asociado al modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}) generado por el módulo de modificación (230);
     iii. un segundo módulo de computación (260) adaptado para calcular un primer parámetro (ϕ) y un segundo parámetro (R) a partir del flujo simulado (F) y de las propiedades geométricas del modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}); y
     iv. un módulo de comparación (270) que compara el primer parámetro (ϕ) y el segundo parámetro (R) con unas condiciones de validación (L) generando una evaluación (ev) de la transformación morfológica (a_x);
   - y un interfaz de usuario (400) adaptado para mostrar (590) la evaluación (ev) de la transformación morfológica (a_x) determinada por el módulo de comparación (270) del procesador electrónico (200).

2. Sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal de acuerdo con la reivindicación 1 caracterizado por que el procesador electrónico (200) comprende además un módulo de modelado (220) adaptado para generar un modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}) de la cavidad nasal del usuario a partir de la pluralidad de imágenes tomográficas (T) de la cavidad nasal capturadas mediante los medios de tomografía (100).

3. Sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal de acuerdo con la reivindicación 2 caracterizado por que el procesador electrónico (200) comprende además un módulo de segmentación (210) adaptado para segmentar la

pluralidad de imágenes tomográficas (T) de la cavidad nasal capturadas mediante los medios de tomografía (100) antes de la generación del modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}) mediante el módulo de modelado (220).

4. Sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3 caracterizado por que el procesador electrónico (200) comprende además un módulo de mallado (240) adaptado para dividir el modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}) en una malla de volumen (M_v) y una malla de superficie (M_s) adecuadas para calcular y simular el flujo (F) de aire asociado al modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}) mediante el primer módulo de computación (250).

5. Sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4 caracterizado por que el procesador electrónico (200) comprende además un módulo de selección (280) adaptado para, a partir de la evaluación (ev) de una transformación morfológica (a_x) previa, seleccionar la siguiente transformación morfológica (a_x) a analizar.

6. Sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5 caracterizado por que el segundo módulo de computación (260) está adaptado para calcular el primer parámetro (ϕ) conforme a la expresión:

$$\phi = \frac{1 + \left(\frac{A_R + A_L}{2A_C} - 1\right)^2}{(1 - \varepsilon p)q\eta + \varepsilon p},$$

donde A_R es el área del orificio nasal derecho, A_L es el área del orificio nasal izquierdo, A_C es el promedio de áreas de orificios nasales de un grupo de muestra, p es un ratio entre el área del orificio nasal derecho (A_R) y el área del orificio nasal izquierdo (A_L), q es un ratio entre el caudal a través del pasaje nasal derecho (Q_R) y el caudal a través del pasaje nasal izquierdo (Q_L), η es una variable que indica la presencia de una perforación septal y ε es una constante.

7. Sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6 caracterizado por que el segundo módulo de computación (260) está adaptado para calcular el segundo parámetro (R) conforme a la expresión:

$$R = \left(\frac{\frac{1}{2}\rho Q_R / A_R^2}{\Delta P / Q_R} + \frac{\frac{1}{2}\rho Q_L / A_L^2}{\Delta P / Q_L} \right)^{-1},$$

donde A_R es el área del orificio nasal derecho, A_L es el área del orificio nasal izquierdo, Q_R es el caudal a través del pasaje nasal derecho, Q_L es el caudal a través del pasaje nasal izquierdo, ρ es una densidad del aire y ΔP es una caída de presión entre la atmósfera y la coanada.

8. Sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7 caracterizado por que comprende medios de tomografía (100) adaptados para capturar (500) una pluralidad de imágenes tomográficas (T) de la cavidad nasal.

9. Programa de ordenador que comprende instrucciones adaptadas para realizar las siguientes etapas cuando dicho programa se ejecuta en un ordenador, un procesador digital de la señal, un circuito integrado específico de la aplicación, un microprocesador, un microcontrolador o cualquier otra forma de hardware programable comprendido en un sistema de evaluación de transformaciones morfológicas de una cavidad nasal de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8:
   - aplicar (530) mediante un módulo de modificación (230) al menos una transformación morfológica (a_x) al modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}) de la cavidad nasal, obteniendo al menos un modelo tridimensional modificado (M^x_{3D});
   - simular (550) mediante computación numérica en un primer módulo de computación (250) un flujo (F) de aire en el al menos un modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}), comprendiendo el flujo (F) simulado al menos un caudal a través de un pasaje nasal derecho (Q_R) y un caudal a través de un pasaje nasal izquierdo (Q_L);
   - calcular (560) mediante un segundo módulo de computación (260) al menos un primer parámetro (ϕ) y un segundo parámetro (R) a partir del modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}) y del flujo (F) simulado, donde el primer parámetro (ϕ) es una medida de asimetría morfológica y fluidodinámica, y el segundo parámetro (R) es una medida de resistencia bilateral de la combinación del pasaje nasal izquierdo y del pasaje nasal derecho; y
   - comparar (570) mediante un módulo de comparación (270) el primer parámetro (ϕ) y el segundo parámetro (R) con unas condiciones de validación

(L), obteniendo una evaluación (ev) de la al menos una transformación morfológica (a_x).

10. Programa de ordenador de acuerdo con la reivindicación 9 que comprende instrucciones adaptadas para, antes de aplicar (530) la al menos una transformación morfológica (a_x) al modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}), ejecutar sobre dicho modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}) los pasos de:
    - simular (550) el flujo (F) de aire mediante un primer módulo de computación (250);
    - calcular (560) el primer parámetro adimensional (ϕ) y el segundo parámetro adimensional (R) mediante el segundo módulo de computación (260); y
    - comparar el primer parámetro (ϕ) y el segundo parámetro (R) con las condiciones de validación (L) mediante el módulo de comparación (270).

11. Programa de ordenador de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 9 o 10 que comprende instrucciones adaptadas para capturar (500) mediante unos medios de tomografía (100) una pluralidad de imágenes tomográficas (T), y modelar (520) el modelo tridimensional inicial (M^0_{3D}) a partir de la pluralidad de imágenes tomográficas (T) capturadas mediante un módulo de modelado (220).

12. Programa de ordenador de acuerdo con la reivindicación 11 que comprende instrucciones adaptadas para segmentar (510), mediante procesado de imágenes a través de un módulo de segmentación (210), la pluralidad de imágenes tomográficas (T) en tejido blando, tejido duro y aire.

13. Programa de ordenador de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 9 a 12 que comprende instrucciones adaptadas para realizar (540) un mallado de superficie (M_S) y un mallado de volumen (M_V) del modelo tridimensional modificado (M^x_{3D}) mediante un módulo de mallado (240), previamente a simular (550) el flujo (F).

14. Programa de ordenador de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 9 a 13 que comprende instrucciones adaptadas para calcular el primer parámetro (ϕ) mediante el segundo módulo de computación (260) conforme a la expresión:

$$\phi = \frac{1 + \left(\frac{A_R + A_L}{2A_C} - 1\right)^2}{(1 - \varepsilon p)q\eta + \varepsilon p},$$

donde A_R es el área del orificio nasal derecho, A_L es el área del orificio nasal izquierdo, A_C es el promedio de áreas de orificios nasales de un grupo de muestra, p es un ratio entre el área del orificio nasal derecho (A_R) y el área del orificio nasal izquierdo (A_L), q es un ratio entre el caudal a través del pasaje nasal derecho (Q_R) y el caudal a través del pasaje nasal izquierdo (Q_L), η es una variable que indica la presencia de una perforación septal y ε es una constante.

15. Programa de ordenador de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 9 a 14 que comprende instrucciones adaptadas para calcular el segundo parámetro (R) mediante el segundo módulo de computación (260) conforme a la expresión:

$$R = \left(\frac{\frac{1}{2}\rho Q_R / A_R^2}{\Delta P / Q_R} + \frac{\frac{1}{2}\rho Q_L / A_L^2}{\Delta P / Q_L} \right)^{-1},$$

donde A_R es el área del orificio nasal derecho, A_L es el área del orificio nasal izquierdo, Q_R es el caudal a través del pasaje nasal derecho, Q_L es el caudal a través del pasaje nasal izquierdo, ρ es una densidad del aire y ΔP es una caída de presión entre la atmósfera y la coanada.

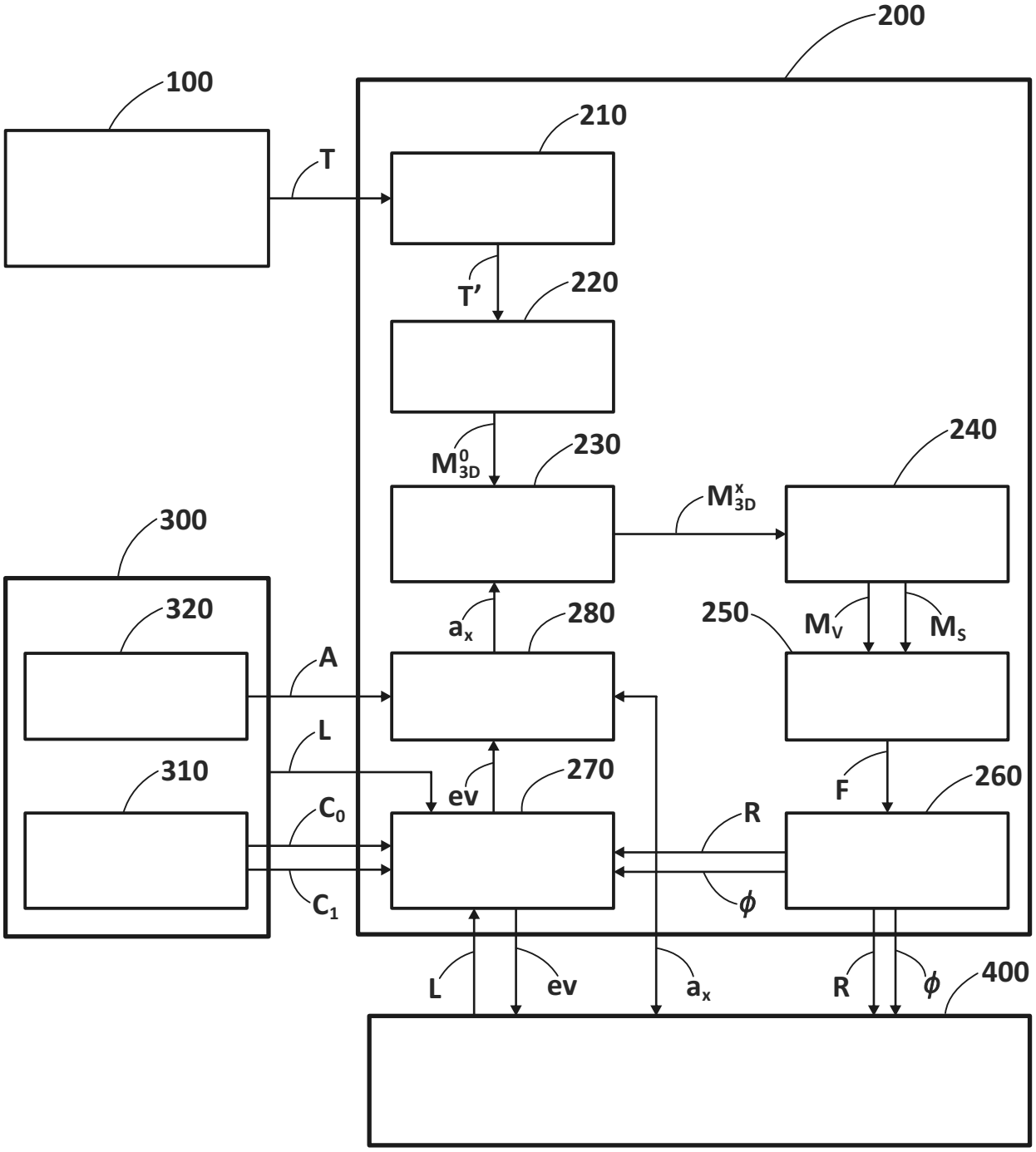
200
100
210
T
T'
220
M^0_{3D}
230
240
M^x_{3D}
300
320
a_x
280
250
M_V
M_S
A
L
310
ev
270
F
260
C_0
R
C_1
ϕ
L
ev
a_x
R
ϕ
400

FIG. 1

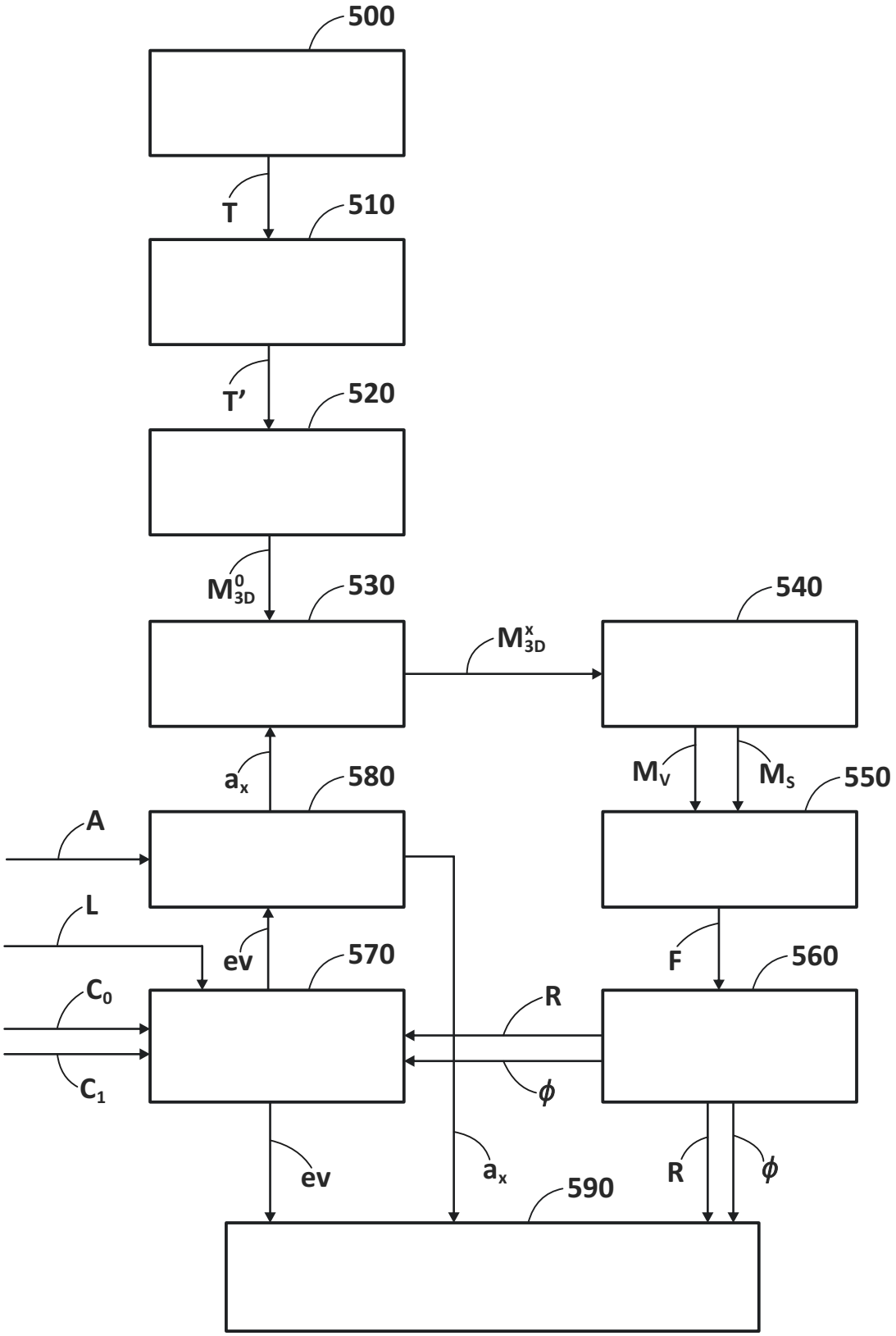
500
T
510
T'
520
M^0_{3D}
530
M^x_{3D}
540
a_x
580
M_V
M_S
550
A
L
ev
570
F
560
C_0
R
C_1
ϕ
ev
a_x
590
R
ϕ

FIG. 2

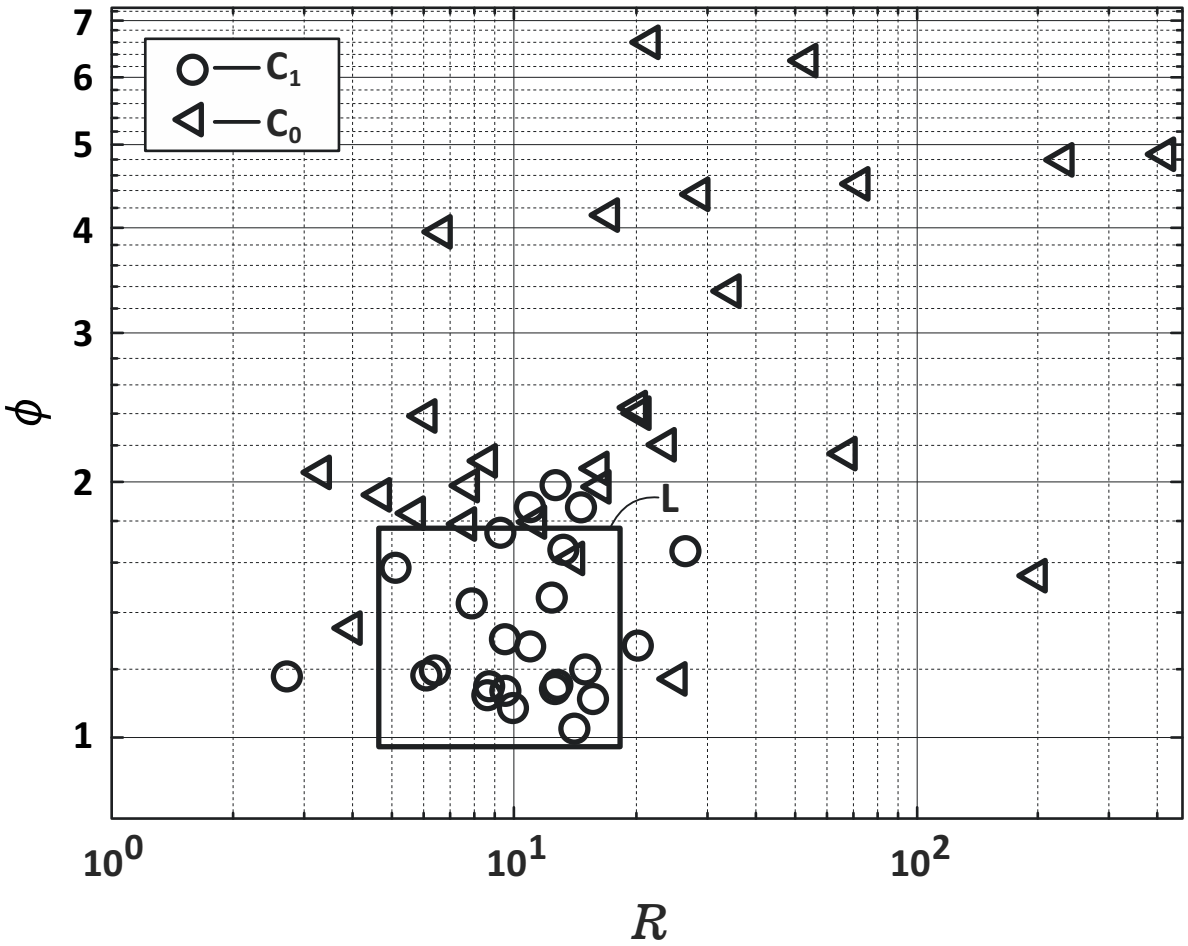

FIG. 3

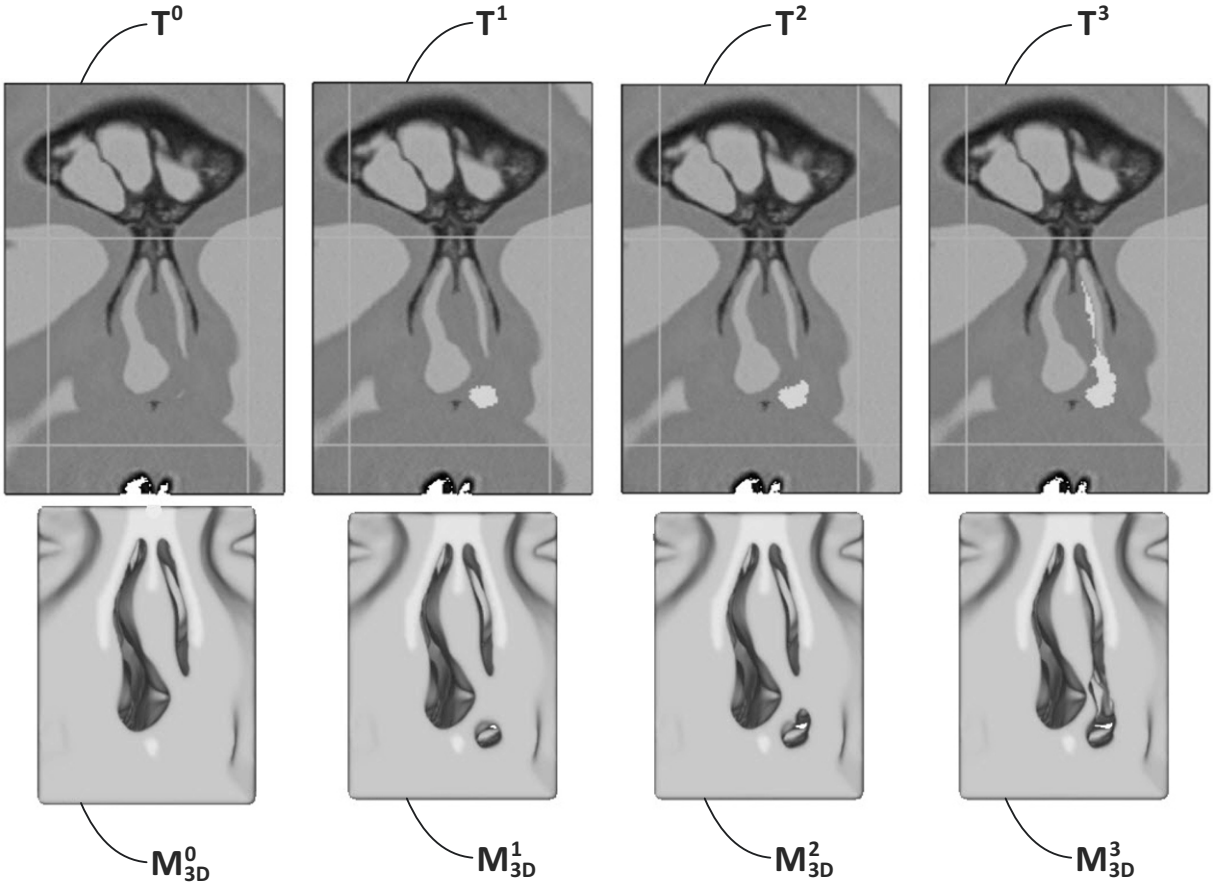

FIG. 4

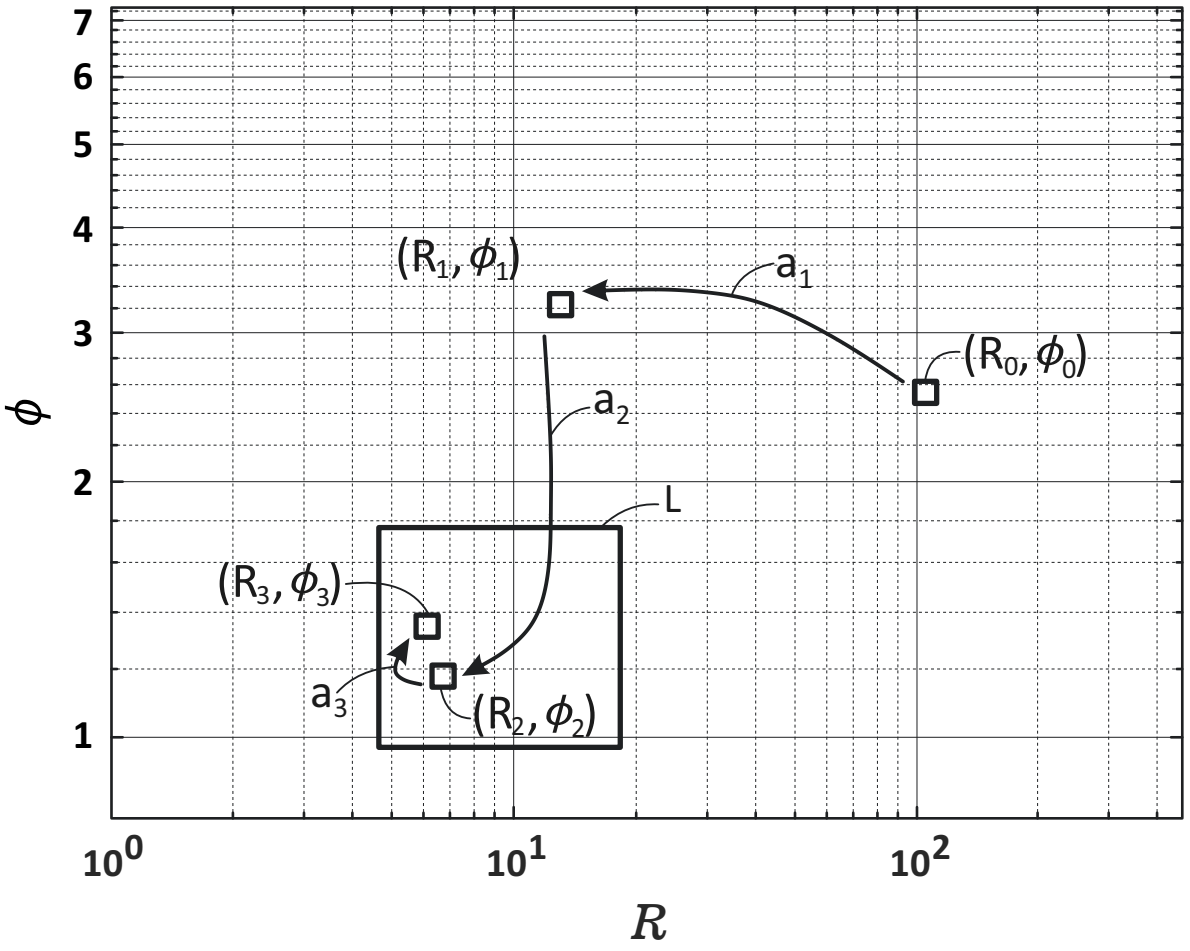
7
6
5
4
3
2
1
ϕ
(R_1, ϕ_1)
a_1
(R_0, ϕ_0)
a_2
L
(R_3, ϕ_3)
a_3
(R_2, ϕ_2)
10^0
10^1
10^2
R

FIG. 5