

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 981 807**

51 Int. Cl.:

A61B 5/026 (2006.01)

A61B 6/00 (2014.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.11.2019** **PCT/CN2019/120328**

87 Fecha y número de publicación internacional: **04.02.2021** **WO21017327**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.11.2019** **E 19939547 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.05.2024** **EP 4005472**

54 Título: **Método y aparato para corregir la velocidad de flujo sanguíneo basado en el tiempo de intervalo entre imágenes de angiograma**

30 Prioridad:

31.07.2019 CN 201910704330

20.11.2019 CN 201911138512

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

10.10.2024

73 Titular/es:

SUZHOU RAINMED MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD. (100.0%)

Room 502, Building 5, Northwest District, Nano City, No. 99 Jinjihu Avenue, Suzhou Industrial Park Suzhou, Jiangsu 215000, CN

72 Inventor/es:

**LIU, GUANGZHI;
WANG, ZHIYUAN;
DAI, WEI y
CHEN, LIN**

74 Agente/Representante:

SÁEZ MAESO, Ana

ES 2 981 807 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

Método y aparato para corregir la velocidad de flujo sanguíneo basado en el tiempo de intervalo entre imágenes de angiograma

Campo técnico

La presente descripción se refiere al campo de la tecnología médica de las arterias coronarias, y en particular a un método y un aparato para corregir la velocidad de flujo sanguíneo en base a un intervalo de tiempo entre imágenes de angiograma, un sistema de análisis de arterias coronarias y un medio de almacenamiento informático.

Antecedentes

La influencia de la función anormal de la microcirculación coronaria en la isquemia miocárdica ha atraído gradualmente atención. El sistema de arterias coronarias está compuesto por las arterias coronarias epicárdicas y la microcirculación.

En términos generales, el grado de estenosis de las arterias coronarias epicárdicas igual o mayor al 50 % puede llevar a un suministro insuficiente de sangre al miocardio, lo cual se diagnostica clínicamente como enfermedad coronaria. Sin embargo, estudios clínicos han demostrado que una microcirculación coronaria anormal también puede llevar a un suministro insuficiente de sangre al miocardio.

La microcirculación coronaria se refiere a la circulación sanguínea entre arteriolas y vénulas, y es el lugar donde la sangre y las células del tejido intercambian sustancias. Estudios han demostrado que aunque el flujo sanguíneo coronario alcanza el nivel TIMI3 después de una cirugía de intervención coronaria percutánea exitosa, casi el 30 % de los pacientes aún presentan una función microvascular anormal, lo que conlleva un mal pronóstico. Por lo tanto, con el continuo avance de la investigación, las personas se dan cuenta gradualmente de que la microvascularización coronaria anormal es un mecanismo importante para la fisiopatología de muchas enfermedades cardíacas, y es necesario evaluar de manera precisa el estado funcional de la microcirculación de las arterias coronarias.

Un índice de resistencia microcirculatoria (IMR) coronaria es un indicador para evaluar el estado funcional de la microcirculación de las arterias coronarias.

Un agente de contraste en sí mismo también tiene un efecto de dilatación en los vasos sanguíneos. Ya en 1959, los investigadores encontraron que después de inyectar un agente de contraste en las arterias coronarias de perros, la cantidad de flujo sanguíneo coronario aumentaría en un 60 %, lo que sugiere que el agente de contraste puede inducir una hiperemia parcial en la microcirculación de las arterias coronarias. En 1985, un estudio encontró que la inyección intracoronaria del 76 % de diatrizoato de meglumina en pacientes con enfermedad coronaria límite puede aumentar significativamente la diferencia de presión a través de la lesión; en 1995, los investigadores determinaron además que se puede obtener el 59 % de la cantidad máxima de flujo sanguíneo después de la inyección intracoronaria de 8 ml de iodixanol 270, y solo se puede obtener el 94 % de la cantidad máxima de flujo sanguíneo después de la inyección intracoronaria de adenosina 200 ug; para el año 2003, el efecto de hiperemia microcirculatoria de los agentes de contraste estaba en gran medida aclarado, pero ligeramente más débil que el de otros vasodilatadores clásicos. Estudios posteriores han encontrado que la presión osmótica del agente de contraste puede promover la apertura de los canales de potasio en las células endoteliales vasculares, lo cual a su vez provoca la dilatación de la microcirculación coronaria.

Basándose en estos efectos farmacológicos del agente de contraste, los expertos clínicos han discutido el uso del agente de contraste en lugar de la adenosina para inducir hiperemia microcirculatoria, cuyas operaciones específicas son similares a la vía de administración intracoronaria de la adenosina y similares.

En la actualidad, se utiliza una dosis de 5-10 ml de agente de contraste en la mayoría de los estudios. Después de inyectar el agente de contraste, se tarda un tiempo promedio de 12-30 s en que la microcirculación coronaria se restablezca del estado de hiperemia a un estado basal. Al realizar un examen de las arterias coronarias, el cirujano realizará una angiografía desde diferentes ángulos de posición del cuerpo para las arterias sanguíneas detectadas.

Dado que las duraciones para ajustar el brazo en C de una máquina de angiografía al ángulo especificado varían cada vez, al igual que los tiempos de inicio de la angiografía, la velocidad de flujo durante cada angiografía se ve afectada por si la microcirculación coronaria después de la angiografía anterior se restablece al estado inicial. La publicación de patente US 2013/225958 A1 describe un método de corrección de arte previo mediante la realización de una fase de examen de descanso y una fase de examen de estrés, cada fase comprendiendo una imagen preliminar y una imagen real.

Resumen

La presente descripción proporciona un método y un aparato para corregir la velocidad de flujo sanguíneo y los

parámetros de microcirculación basados en imágenes de angiograma, con el fin de mitigar el problema en el estado anterior, es decir, la influencia de si la microcirculación coronaria después de una angiografía previa se restaura al estado basal en la velocidad de flujo durante la angiografía.

5 Con el fin de lograr los objetivos anteriores, en un primer aspecto, la presente descripción proporciona un método para corregir la velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en imágenes de angiograma que comprende:

adquirir, en un estado de angiografía, una velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h desde una entrada de una arteria coronaria hasta un extremo distal de una estenosis de arteria coronaria;

10 adquirir una diferencia de tiempo Δt entre los tiempos de inicio de dos inyecciones de bolo adyacentes de un agente de contraste;

obtener un coeficiente de corrección K de acuerdo con la diferencia de tiempo Δt ;

15 obtener una velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j de acuerdo con el coeficiente de corrección K y la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h .

20 Opcionalmente, en el método anterior para corregir la velocidad de flujo sanguíneo basado en imágenes de angiograma, se incluye un procedimiento para obtener una velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j de acuerdo con el coeficiente de corrección K y la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h que comprende:

obtener la velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j de acuerdo con la fórmula $V_j = V_h / K$.

25 Opcionalmente, en el método anterior para corregir la velocidad de flujo sanguíneo basado en imágenes de angiograma, una forma de obtener un coeficiente de corrección K de acuerdo con la diferencia de tiempo Δt comprende:

30 si $\Delta t \geq 30$ s, entonces $K=1$;

si $20 \text{ s} \leq \Delta t < 30 \text{ s}$, entonces $1 < K \leq 1,5$;

si $10 \text{ s} < \Delta t < 20 \text{ s}$, entonces $1,5 < K < 2,0$;

35 si $\Delta t \leq 10$ s, entonces $K=2$.

40 Opcionalmente, en el método anterior para corregir una velocidad de flujo sanguíneo en reposo basada en imágenes de angiograma, se incluye un procedimiento para adquirir, en un estado de angiografía, una velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h desde una entrada de la arteria coronaria hasta un extremo distal de la estenosis de arteria coronaria que comprende:

adquirir el número de tramas de imágenes de angiograma coronario contenidas en una región de ciclo cardíaco;

45
$$V_h = \frac{L}{N/fps} ;$$

50 en donde, L representa la longitud de un vaso sanguíneo a través del cual fluye un agente de contraste en la región de ciclo cardíaco; N representa el número de tramas de las imágenes de angiograma coronario contenidas en la región de ciclo cardíaco; y fps representa el número de tramas transmitidas por segundo.

Opcionalmente, en el método anterior para corregir la velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en imágenes de angiograma, un rango de valores para L es de 50-150 mm; o L=100 mm.

55 Opcionalmente, en el método anterior para corregir una velocidad de flujo sanguíneo en reposo basada en imágenes de angiograma, una forma de medir la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h comprende: algoritmo de distancia de travesía de agente de contraste, algoritmo de Stewart-Hamilton, método de análisis de distribución de primer paso, método de flujo óptico o método de continuidad de fluidos.

60 En un segundo aspecto, la descripción proporciona un método para corregir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado basado en imágenes de angiograma que comprende:

el método anterior para corregir la velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en imágenes de angiograma;

65 adquirir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado de acuerdo con la velocidad de flujo sanguíneo en reposo

V_j .

Opcionalmente, en el método anterior para corregir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado basado en imágenes de angiograma, una forma de adquirir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado de acuerdo con la velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j comprende:

adquirir la máxima velocidad de flujo sanguíneo dilatado de acuerdo con la fórmula $V_{\text{máx}} = aV_j + b$;

en donde $V_{\text{máx}}$ representa la velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado, y a representa una constante con un valor que varía de 1 a 3, y b representa una constante con un valor que varía de 50 a 300.

En un tercer aspecto, que no forma parte de la invención reivindicada, la descripción proporciona un método para corregir los parámetros de evaluación vascular de la microcirculación coronaria basado en imágenes de angiograma, que comprende:

adquirir una presión promedio P_a en una región de ciclo cardíaco en la entrada de una arteria coronaria según las imágenes de angiograma;

adquirir una caída de presión ΔP desde la entrada de la arteria coronaria hasta un extremo distal de la estenosis de arteria coronaria;

obtener los parámetros de evaluación vascular de la microcirculación coronaria corregidos de acuerdo con la velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado $V_{\text{máx}}$ obtenida mediante el método anterior para corregir una velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en imágenes de angiograma, así como ΔP y P_a .

En un cuarto aspecto, la presente descripción proporciona un aparato para corregir una velocidad de flujo sanguíneo basándose en imágenes de angiograma, para usar en el método anterior para corregir una velocidad de flujo sanguíneo en reposo basándose en imágenes de angiograma, que comprende: una primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo, una unidad de diferencia de tiempo, una unidad de coeficiente de corrección y una segunda unidad de velocidad de flujo sanguíneo. La primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo está conectada a la segunda unidad de velocidad de flujo sanguíneo, y la unidad de coeficiente de corrección está conectada a la unidad de diferencia de tiempo y a la segunda unidad de velocidad de flujo sanguíneo, respectivamente.

La primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo está configurada para adquirir, en un estado de angiografía, una velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h desde una entrada de una arteria coronaria hasta un extremo distal de una estenosis de arteria coronaria.

La unidad de diferencia de tiempo está configurada para adquirir una diferencia de tiempo Δt entre los tiempos de inicio de dos inyecciones de bolo adyacentes de un agente de contraste.

La unidad de coeficiente de corrección está configurada para recibir la diferencia de tiempo Δt transmitida por la unidad de diferencia de tiempo para obtener un coeficiente de corrección K .

La segunda unidad de velocidad de flujo sanguíneo está configurada para recibir la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h en el estado de angiografía enviada por la primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo y el coeficiente de corrección K enviado por la unidad de coeficiente de corrección, y para obtener la velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j de acuerdo con el coeficiente de corrección K y la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h .

En un quinto aspecto, la presente descripción proporciona un aparato para corregir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado basado en imágenes de angiograma, para su uso en el método anterior para corregir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado basado en imágenes de angiograma, que comprende: el mencionado aparato para corregir una velocidad de flujo sanguíneo basado en imágenes de angiograma, y una tercera unidad de velocidad de flujo sanguíneo conectada al mencionado aparato para corregir una velocidad de flujo sanguíneo basado en imágenes de angiograma.

La tercera unidad de velocidad de flujo sanguíneo está configurada para adquirir la velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado de acuerdo con la velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j .

En un sexto aspecto, la presente descripción proporciona un sistema de análisis de arterias coronarias que comprende un cuerpo base, un dispositivo de adquisición de presión sanguínea y el aparato anterior para corregir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado basado en imágenes de angiograma, estando ambos últimos dispuestos en el cuerpo base.

En un séptimo aspecto, la presente descripción proporciona un medio de almacenamiento informático en el que se almacena un programa informático para ser ejecutado por un procesador, en donde el mencionado método para corregir una velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en imágenes de angiograma se implementa cuando el

programa informático es ejecutado por el procesador.

Las soluciones proporcionadas por las modalidades de la presente descripción generan efectos beneficiosos que al menos comprenden:

La presente descripción proporciona un método para corregir la velocidad de flujo sanguíneo basándose en imágenes de angiograma, que comprende obtener un coeficiente de corrección K de acuerdo con una diferencia de tiempo Δt , y obtener una velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_i de acuerdo con el coeficiente de corrección K y la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h , con el fin de mitigar, en el estado anterior, la influencia de si la microcirculación coronaria después de una angiografía previa se restaura al estado basal en la velocidad de flujo durante la angiografía.

Breve descripción de las figuras

Las figuras ilustradas aquí se utilizan para proporcionar una mayor comprensión de la presente descripción y constituyen una parte de la presente descripción. Las modalidades ejemplares y sus descripciones se utilizan para explicar la presente divulgación y no constituyen una limitación indebida de la presente divulgación. En las figuras:

La Figura 1 es un diagrama de flujo de la Modalidad 1 del método para corregir la velocidad de flujo sanguíneo basado en imágenes de angiograma de la presente descripción;

La Figura 2 es un diagrama de flujo de un método para corregir los parámetros de evaluación vascular de la microcirculación coronaria basado en imágenes de angiograma de la presente descripción;

La Figura 3 es una imagen de referencia;

La Figura 4 es una imagen objetivo que debe ser segmentada;

La Figura 5 es otra imagen objetivo a ser segmentada;

La Figura 6 es una imagen mejorada del catéter;

La Figura 7 es una imagen binarizada de los puntos característicos del catéter;

La Figura 8 es una imagen objetivo mejorada;

La Figura 9 es una imagen de la región donde se encuentran las arterias coronarias;

La Figura 10 es una imagen de resultado;

La Figura 11 es una captura de pantalla de una sección transversal;

La Figura 12 es una captura de pantalla de una sección longitudinal;

La Figura 13 muestra imágenes de angiogramas de dos posiciones corporales;

La figura izquierda de la Figura 14 es un gráfico de longitud y diámetro de un vaso sanguíneo;

La Figura 15 es un dibujo de estructura tridimensional de una arteria coronaria generado a partir de la Figura 14 combinada con ángulos de posición del cuerpo y una línea central de la arteria coronaria;

La Figura 16 es un diagrama que muestra el número de tramas de una imagen segmentada;

La Figura 17 es un diagrama de prueba de presión de entrada de la arteria coronaria;

La Figura 18 es un diagrama de prueba IMR;

La Figura 19 es un diagrama de bloques estructural de un aparato para corregir la velocidad de flujo sanguíneo basado en imágenes de angiogramas;

La Figura 20 es otro diagrama de bloque estructural de un aparato para corregir la velocidad de flujo sanguíneo basado en imágenes de angiograma;

La Figura 21 es un diagrama de bloques estructural de un dispositivo de modelado tridimensional.

Descripción detallada de las modalidades preferidas

Con el fin de hacer más claros los objetivos, soluciones técnicas y ventajas de la descripción, las soluciones técnicas de la descripción se describirán de manera clara y completa a continuación, haciendo referencia a las modalidades específicas y figuras correspondientes. Es evidente que las modalidades descritas son solo parte de las modalidades de la descripción en lugar de todas ellas. Basado en las modalidades descritas, sin realizar un trabajo creativo, todas las demás modalidades obtenidas por una persona experta en la materia estarán comprendidas dentro del alcance de protección de la descripción.

A continuación, se describirán varias modalidades de la presente descripción con figuras. Para una ilustración clara, se describirán muchos detalles prácticos en la siguiente descripción. Sin embargo, se debe entender que la presente descripción no debe limitarse por estos detalles prácticos. En otras palabras, en algunas modalidades de la presente descripción, estos detalles prácticos son innecesarios. Además, con el fin de simplificar las figuras, algunas estructuras y componentes convencionalmente utilizados se mostrarán de manera esquemática en las figuras.

En la actualidad, se utiliza una dosis de 5-10 ml de agente de contraste en la mayoría de los estudios. Después de inyectar el agente de contraste, se tarda un tiempo promedio de 12-30 s en que la microcirculación coronaria se restablezca del estado de hiperemia al estado basal. Al realizar un examen de las arterias coronarias, el cirujano realizará una angiografía desde diferentes ángulos de posición del cuerpo para las arterias sanguíneas detectadas. Dado que las duraciones para ajustar el brazo en C de una máquina de angiografía al ángulo especificado varían, al igual que los tiempos de inicio de la angiografía, la velocidad de flujo durante cada angiografía se ve afectada por si la microcirculación coronaria después de la angiografía anterior se restablece al estado inicial.

Modalidad 1:

La velocidad de flujo durante cada angiografía puede verse afectada por el hecho de si la microcirculación coronaria se restablece al estado inicial después de la angiografía previa. Para resolver este problema, la presente descripción, como se muestra en la Figura 1, proporciona un método para corregir la velocidad de flujo sanguíneo basado en imágenes de angiograma que comprende:

S100, adquirir, en un estado de angiografía, una velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h desde una entrada de arteria coronaria hasta un extremo distal de una estenosis de arteria coronaria;

S200, adquirir una diferencia de tiempo Δt entre los tiempos de inicio de dos inyecciones de bolo adyacentes de un agente de contraste;

S300, obtener un coeficiente de corrección K de acuerdo a la diferencia de tiempo Δt ,

S400, obtener una velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j de acuerdo con el coeficiente de corrección K y la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h , donde la fórmula específica es $V_j = V_h / K$.

En una modalidad de la presente descripción, hay cuatro situaciones que afectan a K , específicamente:

(1) si $\Delta t \geq 30$ s, entonces $K=1$;

(2) si $20 \text{ s} \leq \Delta t < 30 \text{ s}$, entonces $1 < K \leq 1,5$;

(3) si $10 \text{ s} < \Delta t < 20 \text{ s}$, entonces $1,5 < K < 2,0$;

(4) si $\Delta t \leq 10$ s, entonces $K=2$.

La descripción proporciona un método para corregir la velocidad de flujo sanguíneo basado en imágenes de angiograma, que comprende obtener el coeficiente de corrección K según la diferencia de tiempo Δt , y obtener la velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j según el coeficiente de corrección K y la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h , con el fin de mitigar, en el estado anterior, la influencia de si la microcirculación coronaria después de una angiografía previa se restaura al estado basal en la velocidad de flujo durante la angiografía.

En una modalidad de la presente descripción, el método de S100 comprende:

si se adquiere V_h utilizando un algoritmo de tiempo de entrega de agente de contraste, entonces: adquirir el número de tramas de imágenes de angiograma coronario contenidas en una región de ciclo cardíaco, y adquirir la longitud de un vaso sanguíneo a través del cual fluye el agente de contraste en la región de ciclo cardíaco;

calcular V_h basado en la fórmula
$$V_h = \frac{L}{N/fps};$$

en donde, L representa la longitud del vaso sanguíneo a través del cual fluye el agente de contraste en la región de

ciclo cardíaco; N representa el número de tramas de imágenes de angiograma coronario contenidos en la región de ciclo cardíaco; y fps representa el número de tramas transmitidas por segundo, preferiblemente, fps=15 tramas/segundo;

5 En una modalidad de la presente descripción, una modalidad para medir la velocidad promedio de flujo sanguíneo $\bar{V}$ comprende: algoritmo de distancia de recorrido de agente de contraste, algoritmo de Stewart-Hamilton, método de análisis de distribución de primer paso, método de flujo óptico o método de continuidad de fluidos.

10 En una modalidad de la presente descripción, un rango de valores para L es de 50-150 mm; o L=100 mm.

Modalidad 2:

15 Como se muestra en la Figura 2, la presente descripción proporciona un método para corregir la velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado basado en imágenes de angiograma, que comprende:

el método anterior para corregir la velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en imágenes de angiograma;

20 S500: adquirir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado de acuerdo con la velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j , que comprende: adquirir la velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado de acuerdo con la fórmula $V_{\text{máx}} = aV_j + b$; en donde $V_{\text{máx}}$ representa la velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado, y a representa una constante con un valor que varía de 1 a 3, y b representa una constante con un valor que varía de 50 a 300.

Modalidad 2:

25 Como se muestra en la Figura 2, la presente descripción proporciona un método, que no forma parte de la invención reivindicada, para corregir los parámetros de evaluación vascular de la microcirculación coronaria basado en imágenes de angiograma que comprenden:

30 S001: adquirir una presión promedio P_a en una región de ciclo cardíaco en la entrada de una arteria coronaria de acuerdo a imágenes de angiograma, específicamente mediante la medición en tiempo real de P_a con un dispositivo de adquisición de presión sanguínea;

35 S002: adquirir una caída de presión ΔP desde la entrada de la arteria coronaria hasta un extremo distal de una estenosis de arteria coronaria, que comprende:

A. extraer imágenes de angiograma coronario de al menos dos posiciones corporales; preferiblemente, el ángulo entre las dos posiciones corporales siendo mayor a 30°;

40 B. eliminar el ruido en las imágenes de angiograma coronario, incluyendo: eliminación de ruido estático y eliminación de ruido dinámico;

el ruido estático se refiere al ruido que permanece constante en el tiempo, como las costillas en la cavidad torácica.

45 el ruido dinámico se refiere al ruido que varía con el tiempo, como parte del tejido pulmonar y parte del tejido cardíaco, parte del ruido dinámico se elimina utilizando un filtro de media;

y que comprende: además de la reducción de ruido mediante análisis del histograma en escala de grises y utilizando un valor umbral.

50 C. eliminar los vasos sanguíneos interferentes en las imágenes de angiograma coronario para obtener una imagen de resultado como se muestra en la Figura 10, que comprende:

55 definir una primera trama de una imagen segmentada donde aparece un catéter como imagen de referencia, como se muestra en la Figura 3, y definiendo un k-ésima trama de la imagen segmentada donde aparece una arteria coronaria completamente como imagen objetivo, como se muestra en las Figuras 4 y 5, donde k es un número entero positivo mayor que 1;

60 restar la imagen objetivo mostrada en las Figuras 4 y 5 de la imagen de referencia mostrada en la Figura 3 para extraer un punto característico O del catéter; someter la imagen filtrada al mejoramiento de imagen; someter la imagen mejorada del catéter, como se muestra en la Figura 6, a un procesamiento de binarización para obtener una imagen binarizada con un conjunto de puntos característicos O del catéter, como se muestra en la Figura 3;

65 restar la imagen de referencia como se muestra en la Figura 3 de la imagen objetivo como se muestra en las Figuras 4 y 5; eliminar el ruido, incluyendo la eliminación de ruido estático y dinámico; someter la imagen sin ruido a una mejora de imagen utilizando una matriz de Hessian de múltiples escalas; de acuerdo con una relación posicional entre cada región en la imagen objetivo mejorada como se muestra en la Figura 8 y los puntos característicos del

catéter, determinar y extraer una región de la arteria coronaria, es decir, una imagen de la región donde se encuentra la arteria coronaria como se muestra en la Figura 9.

someter la imagen de la región donde se encuentra la arteria coronaria, como se muestra en la Figura 9, a un proceso de binarización para obtener una imagen binarizada de la arteria coronaria;

someter la imagen de la arteria coronaria binarizada a operaciones morfológicas, y utilizando los puntos característicos del catéter como puntos de inicio, y llevando a cabo un crecimiento dinámico de la región de la imagen de la arteria coronaria binarizada de acuerdo a la ubicación del punto de inicio para obtener la imagen de resultado como se muestra en la Figura 10;

D. extraer la línea central y el diámetro de la arteria coronaria de cada imagen de resultado a lo largo de una dirección de extensión de la arteria coronaria;

E. proyectar la línea central y el diámetro de cada arteria coronaria en un espacio tridimensional para obtener un modelo tridimensional de la arteria coronaria, que comprende: adquirir el ángulo de posición del cuerpo para tomar cada una de las imágenes de angiograma coronario; proyectar la línea central de cada arteria coronaria en combinación con el ángulo de posición del cuerpo, una longitud L de un vaso sanguíneo y un diámetro D del vaso sanguíneo en el espacio tridimensional, y luego generar la estructura tridimensional de la arteria coronaria;

F. someter la estructura tridimensional de la arteria coronaria a una división en cuadrícula, como se muestra en las Figuras 11 y 12; basado en la estructura tridimensional reconstruida de la arteria coronaria, una modalidad de la presente descripción utiliza un método de barrido estándar para realizar la división en cuadrícula y generar una cuadrícula hexaédrica estructurada tridimensional; además, basado en el modelo tridimensional reconstruido de la arteria coronaria, la descripción también puede utilizar otros métodos (como el método de segmentación, método híbrido) para realizar la división en cuadrícula y generar la cuadrícula hexaédrica estructurada tridimensional;

G. utilizar la línea central de la arteria coronaria como eje longitudinal, dividiendo la cuadrícula en m puntos a lo largo de la línea central de la arteria coronaria, y dividiendo la sección transversal correspondiente a cada punto en la línea central de la arteria coronaria en n nodos, ΔP_i representando un promedio de las presiones de todos los nodos en la sección transversal del i-ésimo punto en la línea central de la arteria coronaria, es decir, la caída de presión ΔP desde la entrada de la arteria coronaria hasta el extremo distal de la estenosis de arteria coronaria;

calcular la caída de presión ΔP_i utilizando la siguiente fórmula:

$$\Delta P_i = \frac{\sum_{j=1}^n (P_1 + P_2 + \dots + P_n)}{n}$$

en donde P_1 representa la presión de un primer nodo en la sección transversal del i-ésimo punto en las rejillas de la estructura tridimensional, P_2 representa la presión de un segundo nodo en la sección transversal del i-ésimo punto en las rejillas de la estructura tridimensional, P_n representa la presión de un n-ésimo nodo en la sección transversal del i-ésimo punto, tanto m como n son enteros positivos; la presión P_n se calcula mediante la ecuación de Navier-Stokes;

S003, obtener parámetros corregidos de evaluación vascular de la microcirculación coronaria de acuerdo con la velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado $V_{m\acute{a}x}$, ΔP y P_a en las Modalidades 1 a 3.

Si el parámetro de evaluación vascular de la microcirculación coronaria es un índice de resistencia microcirculatoria IMR, entonces $IMR = (P_a - \Delta P) * L / V_{m\acute{a}x}$.

En la descripción, el valor IMR obtenido por la velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado $V_{m\acute{a}x}$ es más preciso, reduciendo la influencia del tiempo de angiografía previa y la presión de inyección de bolo durante la inyección de bolo del agente de contraste en la precisión del cálculo del valor IMR.

Modalidad 6:

Como se muestra en la Figura 19, la presente descripción proporciona un aparato para corregir la velocidad de flujo sanguíneo basándose en imágenes de angiograma que comprende: una primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo 100, una unidad de diferencia de tiempo 200, una unidad de coeficiente de corrección 400 y una segunda unidad de velocidad de flujo sanguíneo 500; la primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo 100 está conectada a la segunda unidad de velocidad de flujo sanguíneo 500, y la unidad de coeficiente de corrección 400 está conectada a la unidad de diferencia de tiempo 200 y a la segunda unidad de velocidad de flujo sanguíneo 500, respectivamente; la primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo 100 está configurada para adquirir, en un estado

de angiografía, una velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h desde una entrada de arteria coronaria hasta un extremo distal de una estenosis de arteria coronaria; la unidad de diferencia de tiempo 200 está configurada para adquirir una diferencia de tiempo Δt entre los tiempos de inicio de dos inyecciones de bolo adyacentes de un agente de contraste; la unidad de coeficiente de corrección 400 está configurada para recibir la diferencia de tiempo Δt transmitida por la unidad de diferencia de tiempo 200 para obtener un coeficiente de corrección K ; la segunda unidad de velocidad de flujo sanguíneo 500 está configurada para recibir la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h enviada por la primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo 100 y el coeficiente de corrección K enviado por la unidad de coeficiente de corrección 400, y para obtener la velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j de acuerdo con el coeficiente de corrección K y la velocidad de flujo sanguíneo V_h .

Como se muestra en la Figura 20, una modalidad de la presente descripción además comprende: un dispositivo de modelado tridimensional 600 conectado a la primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo 100. El dispositivo de modelado tridimensional está configurado para leer imágenes de angiograma coronario, seleccionar una región de ciclo cardíaco de las imágenes de angiografía coronaria, medir una longitud L de un vaso sanguíneo en la región de ciclo cardíaco y realizar un modelado tridimensional para obtener una estructura tridimensional de la arteria coronaria.

Como se muestra en la Figura 21, en una modalidad de la presente descripción, el dispositivo de modelado tridimensional 600 comprende un módulo de lectura de imágenes 610, un módulo de segmentación 620, un módulo de medición de longitud de vasos sanguíneos 630 y un módulo de modelado tridimensional 640. El módulo de segmentación 620 está conectado al módulo de lectura de imágenes 610, al módulo de medición de longitud de vasos sanguíneos 630 y al módulo de modelado tridimensional 640, respectivamente. El módulo de medición de longitud de los vasos sanguíneos 630 está conectado a la primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo 100. El módulo de lectura de imágenes 610 está configurado para leer las imágenes de angiograma; el módulo de segmentación 620 está configurado para seleccionar una región de ciclo cardíaco de las imágenes de angiograma coronario; el módulo de medición de longitud de vasos sanguíneos 630 está configurado para medir una longitud L de un vaso sanguíneo en la región de ciclo cardíaco y transmitir la longitud L del vaso sanguíneo a la primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo 100; el módulo de modelado tridimensional 640 está configurado para someter las imágenes de angiograma coronario seleccionadas por el módulo de segmentación 620 a un modelado tridimensional para obtener la estructura tridimensional de la arteria coronaria.

Modalidad 7:

Como se muestra en la Figura 21, la presente descripción proporciona un aparato para corregir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado basado en imágenes de angiograma, que comprende: el aparato para corregir una velocidad de flujo sanguíneo basado en imágenes de angiograma en la Modalidad 6, y una tercera unidad de velocidad de flujo sanguíneo 700 conectada al mencionado aparato para corregir una velocidad de flujo sanguíneo basado en imágenes de angiograma; la tercera unidad de velocidad de flujo sanguíneo 400 está configurada para adquirir la velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado $V_{m\acute{a}x}$ de acuerdo con la velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j .

Una modalidad de la presente descripción además comprende un dispositivo de medición de parámetros de evaluación vascular de la microcirculación de la arteria coronaria conectado a la unidad de velocidad de flujo sanguíneo 400, y un módulo de medición de caída de presión conectado al dispositivo de medición de parámetros de evaluación vascular de la microcirculación de la arteria coronaria.

La descripción se realizará específicamente a continuación en conjunto con ejemplos específicos:

La Figura 13 muestra imágenes de angiogramas coronarios de dos posiciones corporales tomadas para un paciente; el ángulo de posición corporal de la imagen izquierda es una posición oblicua anterior derecha RAO: 25° y una posición de cabeza CRA: 23°; el ángulo de posición del cuerpo de la imagen derecha es una posición oblicua anterior derecha RAO: 3° y una posición de cabeza CRA: 30°;

Como se muestra en la Figura 14, la longitud L del vaso sanguíneo de la estructura tridimensional de la arteria coronaria = 120 mm; la estructura tridimensional generada de la arteria coronaria se muestra en la Figura 15;

el diámetro D del vaso sanguíneo = 2~4 mm;

Como se muestra en la Figura 16,

$$V_h = \frac{L}{N/fps} = 120 / [(11-5) / 15] = 300;$$

Dado que la diferencia de tiempo entre los tiempos de inicio de las dos inyecciones de bolo adyacentes del agente de contraste es de $20 \text{ s} \leq \Delta t < 30 \text{ s}$, se toma el valor de 1,1 para K ,

Por lo tanto, $V_j = 300 / 1,1 = 272,7$;

$$V_{\text{máx}}=272,7+295=567,7$$

Como se muestra en la Figura 17, $P_a=100$ mmHg;

- 5 Como se muestra en la Figura 18, $\Delta P=7$; por lo tanto, $\text{IMR}=(100-7)*120/567,7=19,66$; si no se corrige, el IMR calculado $=(100-7)*120/(300+295)=18,75$;

10 Por lo tanto, se puede observar que la diferencia entre los resultados de la medición IMR antes y después de la corrección por el coeficiente K es de 0,91, lo cual es un error considerable. Por lo tanto, es necesario utilizar el coeficiente para corregir la velocidad de flujo sanguíneo y obtener parámetros de evaluación vascular de la microcirculación más precisos, mejorando así la exactitud de los resultados de medición.

15 La presente descripción proporciona un sistema de análisis de arterias coronarias, que comprende un cuerpo base, un dispositivo de adquisición de presión sanguínea y el mencionado aparato para corregir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado basado en imágenes de angiograma, ambos los dos últimos están dispuestos en el cuerpo base. El módulo de medición de caída de presión, el dispositivo de adquisición de presión arterial y el aparato para corregir la velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado basado en imágenes de angiograma están todos conectados con el dispositivo de medición de parámetros de evaluación vascular de la microcirculación coronaria.

20 La presente descripción proporciona un medio de almacenamiento informático en el que se almacena un programa informático para ser ejecutado por un procesador, y se implementa el mencionado método para corregir una velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en imágenes de angiograma cuando el programa informático es ejecutado por el procesador.

25 Una persona experta en la materia sabe que varios aspectos de la presente descripción se pueden implementar como un sistema, un método o un producto de programa informático. Por lo tanto, cada aspecto de la presente descripción puede ser implementado específicamente en las siguientes formas, a saber: implementación completa de hardware, implementación completa de software (incluyendo firmware, software residente, microcódigo, etc.), o una combinación de implementaciones de hardware y software, que pueden ser referidas colectivamente como "circuito", "módulo" o "sistema". Además, en algunas modalidades, varios aspectos de la presente descripción también pueden ser implementados en forma de un producto de programa informático en uno o más medios legibles por computadora, y el medio legible por computadora contiene código de programa legible por computadora. La implementación del método y/o sistema de las modalidades de la presente descripción puede implicar realizar o completar tareas seleccionadas de forma manual, automática o una combinación de ambas.

35 Por ejemplo, el hardware para realizar tareas seleccionadas según la(s) modalidad(es) de la presente descripción puede implementarse como un chip o un circuito. Como software, las tareas seleccionadas según la(s) modalidad(es) de la presente descripción pueden implementarse como una pluralidad de instrucciones de software ejecutadas por una computadora utilizando cualquier sistema operativo adecuado. En la(s) modalidad(es) ejemplar(es) de la presente descripción, un procesador de datos realiza una o más tareas de acuerdo con la(s) modalidad(es) ejemplar(es) de un método y/o sistema tal como se describe aquí, como una plataforma informática para ejecutar múltiples instrucciones. Opcionalmente, el procesador de datos comprende una memoria volátil para almacenar instrucciones y/o datos, y/o una memoria no volátil para almacenar instrucciones y/o datos, por ejemplo, un disco duro magnético y/o un medio móvil. Opcionalmente, también se proporciona una conexión de red. 40 Opcionalmente, también se proporciona un dispositivo de visualización y/o entrada de usuario, como un teclado o un ratón.

Se puede utilizar cualquier combinación de uno o más medios legibles por computadora. El medio legible por computadora puede ser un medio de señal legible por computadora o un medio de almacenamiento legible por computadora. El medio de almacenamiento legible por computadora puede ser, por ejemplo, pero no limitado a, un sistema, aparato o dispositivo eléctrico, magnético, óptico, electromagnético, infrarrojo o semiconductor, o cualquier combinación de los mencionados. Más ejemplos específicos (lista no exhaustiva) de medios de almacenamiento legibles por computadora incluirían los siguientes:

55 Conexión eléctrica con uno o más cables, disco portátil de computadora, disco duro, memoria de acceso aleatorio (RAM), memoria de solo lectura (ROM), memoria programable borrable y de solo lectura (EPROM o memoria flash), fibra óptica, disco compacto portátil de solo lectura (CD-ROM), dispositivo de almacenamiento óptico, dispositivo de almacenamiento magnético o cualquier combinación adecuada de los mencionados anteriormente. En este documento, el medio de almacenamiento legible por computadora puede ser cualquier medio tangible que contenga 60 o almacene un programa, y el programa puede ser utilizado por o en combinación con un sistema, aparato o dispositivo de ejecución de instrucciones.

El medio de señal legible por computadora puede incluir una señal de datos propagada en banda base o como parte de una onda portadora que lleva un código de programa legible por computadora. Esta señal de datos para la propagación puede tomar muchas formas, incluyendo pero no limitándose a señales electromagnéticas, señales ópticas o cualquier combinación adecuada de las anteriores. El medio de señal legible por computadora también

puede ser cualquier medio legible por computadora que no sea el medio de almacenamiento legible por computadora. El medio legible por ordenador puede enviar, propagar o transmitir un programa para su uso por o en combinación con el sistema de ejecución de instrucciones, aparato o dispositivo.

- 5 El código del programa contenido en el medio legible por computadora puede ser transmitido por cualquier medio adecuado, incluyendo, pero no limitado a, inalámbrico, cableado, cable óptico, RF, etc., o cualquier combinación adecuada de los mencionados.

10 Por ejemplo, se puede utilizar cualquier combinación de uno o más lenguajes de programación para escribir códigos de programas informáticos para realizar operaciones en varios aspectos de la presente descripción, incluyendo lenguajes de programación orientados a objetos como Java, Smalltalk, C++, y lenguajes de programación de procesos convencionales, como el lenguaje de programación "C" o un lenguaje de programación similar. El código del programa puede ejecutarse completamente en la computadora del usuario, parcialmente en la computadora del usuario, ejecutarse como un paquete de software independiente, parcialmente en la computadora del usuario y
15 parcialmente en una computadora remota, o completamente en una computadora remota o servidor. En el caso del ordenador remoto, este puede estar conectado al ordenador del usuario a través de cualquier tipo de red, incluyendo una red de área local (LAN) o una red de área amplia (WAN), o puede estar conectado a un ordenador externo (por ejemplo, conectado a través de Internet proporcionado por un proveedor de servicios de Internet).

20 Debe entenderse que cada bloque de los diagramas de flujo y/o diagramas de bloques y las combinaciones de bloques en los diagramas de flujo y/o diagramas de bloques pueden ser implementados mediante instrucciones de programa de computadora. Estas instrucciones de programa informático pueden ser proporcionadas al procesador de computadoras de propósito general, computadoras de propósito especial u otros dispositivos de procesamiento de datos programables para producir una máquina, que produce un dispositivo que implementa las
25 funciones/acciones especificadas en uno o más bloques en los diagramas de flujo y/o diagramas de bloques cuando estas instrucciones de programa informático son ejecutadas por el procesador de la computadora u otros dispositivos de procesamiento de datos programables.

30 También es posible almacenar estas instrucciones de programa de computadora en un medio legible por computadora. Estas instrucciones hacen que las computadoras, otros dispositivos de procesamiento de datos programables u otros dispositivos funcionen de una manera específica, de modo que las instrucciones almacenadas en el medio legible por computadora generen un artículo manufacturado que comprenda instrucciones para la implementación de las funciones/acciones especificadas en uno o más bloques en los diagramas de flujo y/o diagramas de bloques.

35 Las instrucciones de un programa informático también pueden cargarse en una computadora (por ejemplo, un sistema de análisis de arterias coronarias) u otro equipo de procesamiento de datos programable para facilitar una serie de pasos de operación que se realizarán en la computadora, otro aparato de procesamiento de datos programable u otro aparato para producir un proceso implementado por computadora, que permite que las
40 instrucciones ejecutadas en una computadora, otro dispositivo programable u otro aparato proporcionen un proceso para implementar las funciones/acciones especificadas en los diagramas de flujo y/o uno o más diagramas de bloques.

45 Los ejemplos específicos anteriores de la presente descripción adicionalmente describen en detalle el propósito, las soluciones técnicas y los efectos beneficiosos de la presente descripción. Debe entenderse que lo anterior son solo modalidades específicas de la presente descripción y no pretenden limitar la presente descripción.

REIVINDICACIONES

1. Un método para corregir la velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en un tiempo de intervalo entre imágenes de angiograma, caracterizado porque comprende:

adquirir, en un estado de angiografía, una velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h desde una entrada de una arteria coronaria hasta un extremo distal de una estenosis de arteria coronaria;

adquirir una diferencia de tiempo Δt entre los tiempos de inicio de dos inyecciones de bolo adyacentes de un agente de contraste;

obtener un coeficiente de corrección K de acuerdo con la diferencia de tiempo Δt ;

obtener una velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j de acuerdo con el coeficiente de corrección K y la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h .

2. El método para corregir una velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en un tiempo de intervalo entre imágenes de angiograma de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado porque una forma de obtener una velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j de acuerdo con el coeficiente de corrección K y la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h comprende:

obtener la velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j de acuerdo con la fórmula $V_j = V_h / K$.

3. El método para corregir la velocidad de flujo sanguíneo en reposo en base a un intervalo de tiempo entre imágenes de angiograma de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado porque una forma de obtener un coeficiente de corrección K según la diferencia de tiempo Δt comprende:

si $\Delta t \geq 30$ s, entonces $K=1$;

si $20 \text{ s} \leq \Delta t < 30 \text{ s}$, entonces $1 < K \leq 1,5$;

si $10 \text{ s} < \Delta t < 20 \text{ s}$, entonces $1,5 < K < 2,0$;

si $\Delta t \leq 10$ s, entonces $K=2$.

4. El método para corregir una velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en un tiempo de intervalo entre imágenes de angiograma de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado porque una forma de adquirir, en un estado de angiografía, una velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h desde una entrada de arteria coronaria hasta un extremo distal de una estenosis de arteria coronaria comprende:

adquirir el número de tramas de imágenes de angiograma coronario contenidas en una región de ciclo cardíaco;

$$V_h = \frac{L}{N/fps}$$

en donde, L representa la longitud de un vaso sanguíneo a través del cual fluye un agente de contraste en la región de ciclo cardíaco; N representa el número de tramas de las imágenes de angiograma coronario contenidas en la región de ciclo cardíaco; y fps representa el número de tramas transmitidas por segundo.

5. El método para corregir una velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en un tiempo de intervalo entre imágenes de angiograma de acuerdo con la reivindicación 4, caracterizado porque el rango de valores para L es de 50-150 mm; o $L=100$ mm.

6. El método para corregir la velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en un tiempo de intervalo entre imágenes de angiograma de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado porque una forma de medir la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h comprende:

algoritmo de distancia de recorrido de agente de contraste, algoritmo de Stewart-Hamilton, método de análisis de distribución en el primer paso, método de flujo óptico, o método de continuidad de fluidos.

7. Un método para corregir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado basado en imágenes de angiograma, caracterizado porque comprende:

el método para corregir la velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en imágenes de angiograma de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6;

adquirir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado de acuerdo con la velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j .

8. El método para corregir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado basado en imágenes de angiograma de acuerdo con la reivindicación 7, caracterizado porque una forma de adquirir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado de acuerdo con la velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j comprende:

adquirir la máxima velocidad de flujo sanguíneo dilatado de acuerdo con la fórmula $V_{\text{máx}} = aV_j + b$;

en donde, $V_{\text{máx}}$ representa la velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado, y a representa una constante con un valor que varía de 1 a 3, y b representa una constante con un valor que varía de 50 a 300.

9. Un aparato para corregir una velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en un tiempo de intervalo entre imágenes de angiograma, para usar en el método de corrección de una velocidad de flujo sanguíneo en reposo

basado en imágenes de angiograma de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado porque comprende: una primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo (100), una unidad de diferencia de tiempo (200), una unidad de coeficiente de corrección (400) y una segunda unidad de velocidad de flujo sanguíneo (500); la primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo (100) está conectada a la segunda unidad de velocidad de flujo sanguíneo (500), y la unidad de coeficiente de corrección (400) está conectada a la unidad de diferencia de tiempo (200) y a la segunda unidad de velocidad de flujo sanguíneo (500), respectivamente;

la primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo (100) está configurada para adquirir, en un estado de angiografía, una velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h desde una entrada de una arteria coronaria hasta un extremo distal de una estenosis de arteria coronaria;

la unidad de diferencia de tiempo (200) está configurada para adquirir una diferencia de tiempo Δt entre los tiempos de inicio de dos inyecciones de bolo adyacentes de un agente de contraste;

la unidad de coeficiente de corrección (400) está configurada para recibir la diferencia de tiempo Δt transmitida por la unidad de diferencia de tiempo para obtener un coeficiente de corrección K ;

la segunda unidad de velocidad de flujo sanguíneo (500) está configurada para recibir la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h en el estado de angiografía enviada por la primera unidad de velocidad de flujo sanguíneo (100) y el coeficiente de corrección K enviado por la unidad de coeficiente de corrección (400), y para obtener la velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j de acuerdo con el coeficiente de corrección K y la velocidad promedio de flujo sanguíneo V_h .

10. Un aparato para corregir una velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en un tiempo de intervalo entre imágenes de angiograma, para usar en el método para corregir una velocidad de flujo sanguíneo máximo dilatado basado en imágenes de angiograma de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 7 o 8, caracterizado por comprender: el aparato para corregir una velocidad de flujo sanguíneo basado en imágenes de angiograma de acuerdo con la reivindicación 9,

y una tercera unidad de velocidad de flujo sanguíneo (700) conectada al aparato para corregir la velocidad de flujo sanguíneo basado en imágenes de angiograma;

la tercera unidad de velocidad de flujo sanguíneo (700) está configurada para adquirir la velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado de acuerdo con la velocidad de flujo sanguíneo en reposo V_j .

11. Un sistema de análisis de arterias coronarias, caracterizado porque comprende: un cuerpo base, un dispositivo de adquisición de presión sanguínea y el aparato para corregir una velocidad máxima de flujo sanguíneo dilatado basado en imágenes de angiograma de acuerdo con la reivindicación 10, ambos últimos dispuestos en el cuerpo base.

12. Un medio de almacenamiento informático que tiene almacenado en él un programa informático para ser ejecutado por un procesador, caracterizado porque el método para corregir una velocidad de flujo sanguíneo en reposo basado en un tiempo de intervalo entre imágenes de angiograma de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1-6 se implementa cuando el programa informático es ejecutado por el procesador.

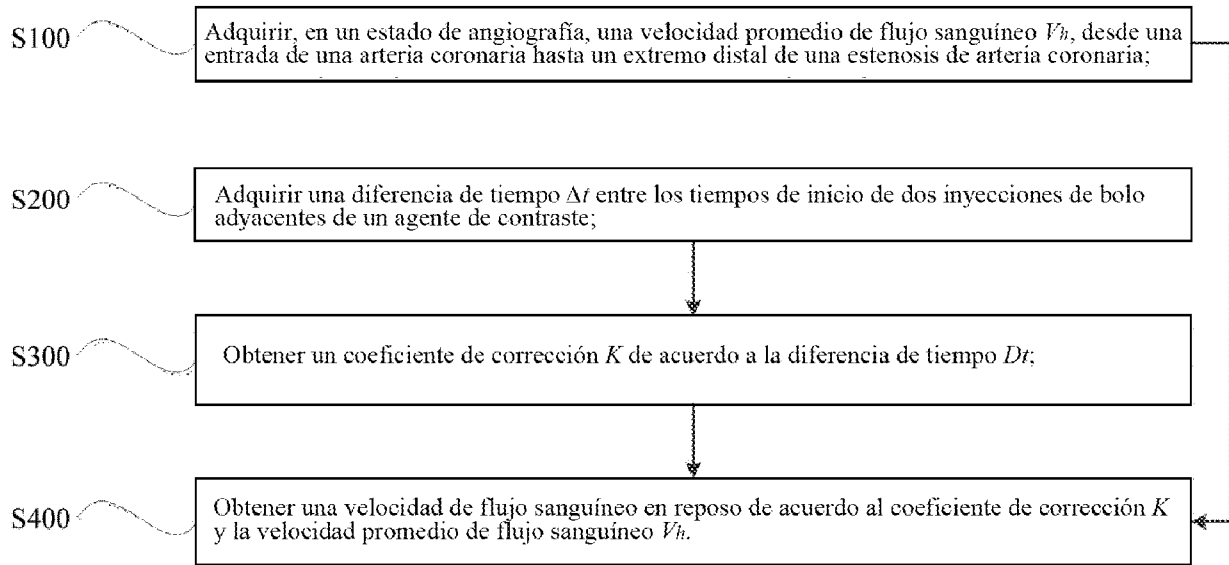


FIGURA 1

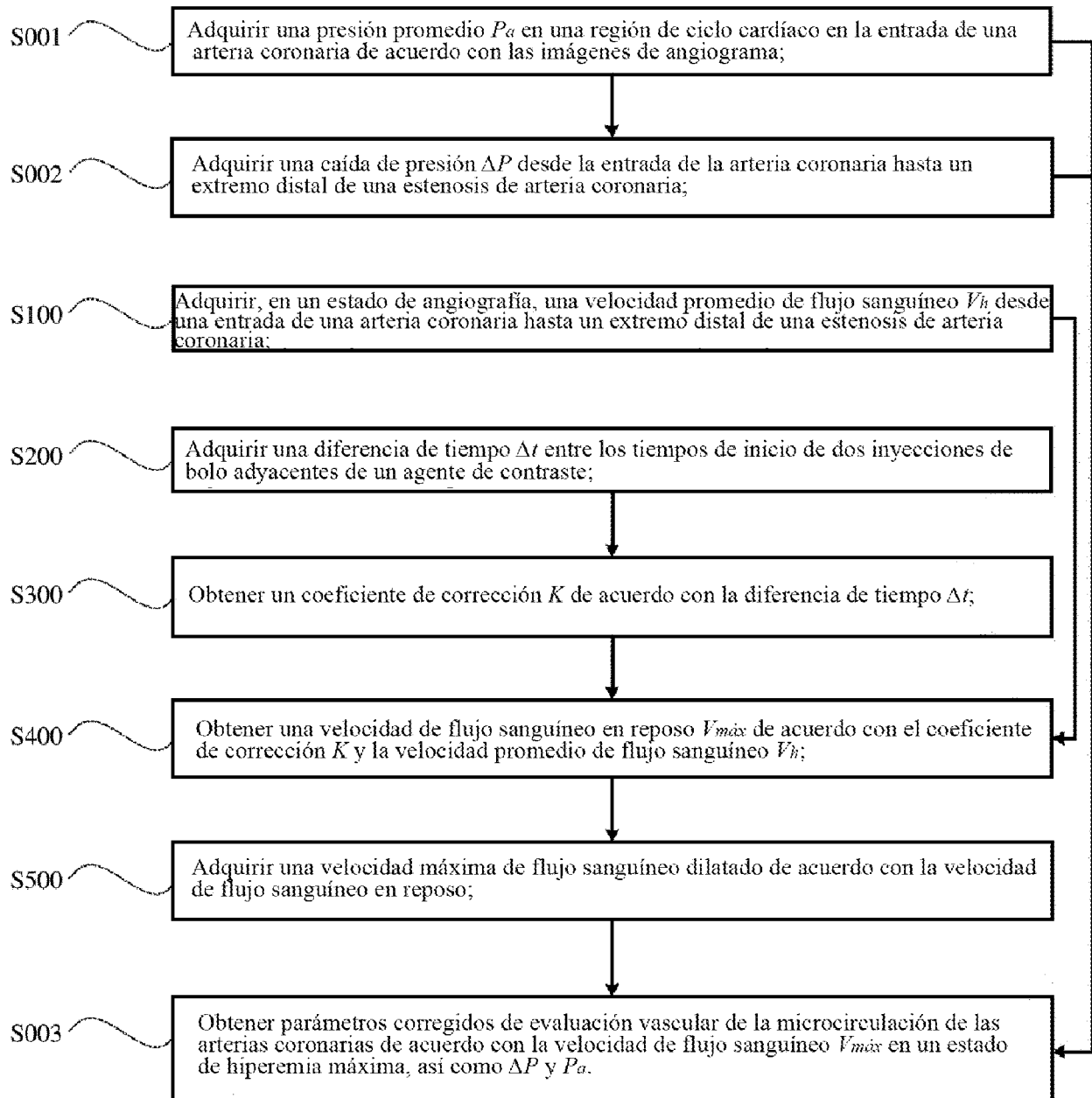


FIGURA 2

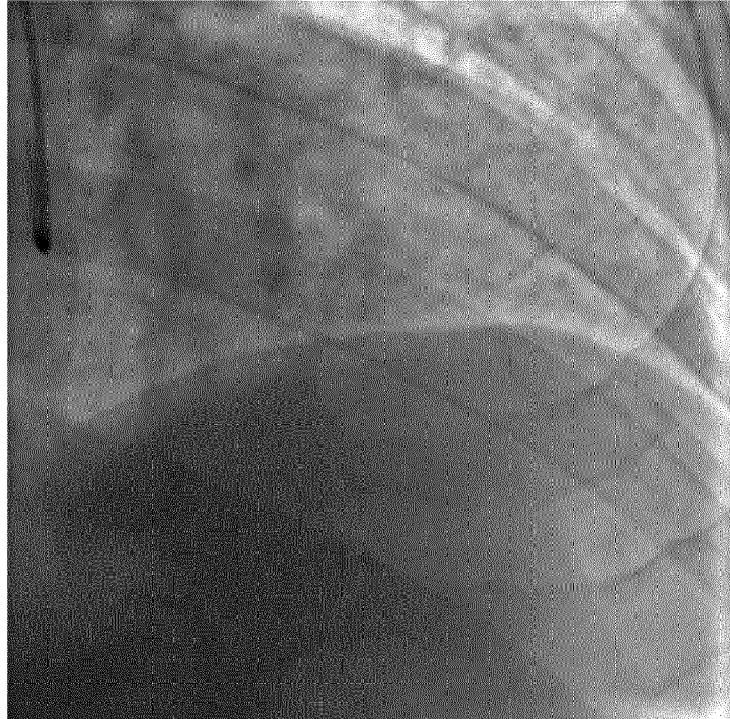


FIGURA 3

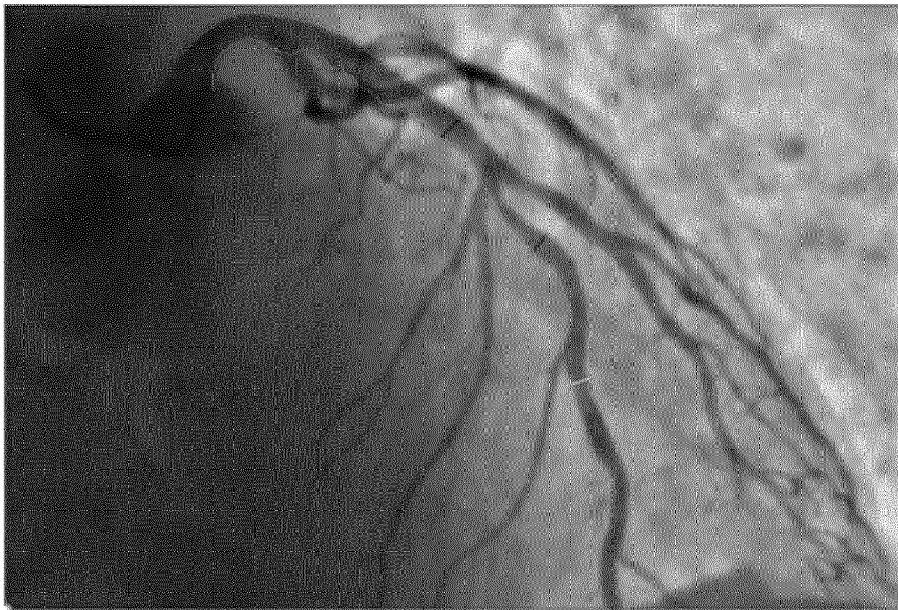


FIGURA 4

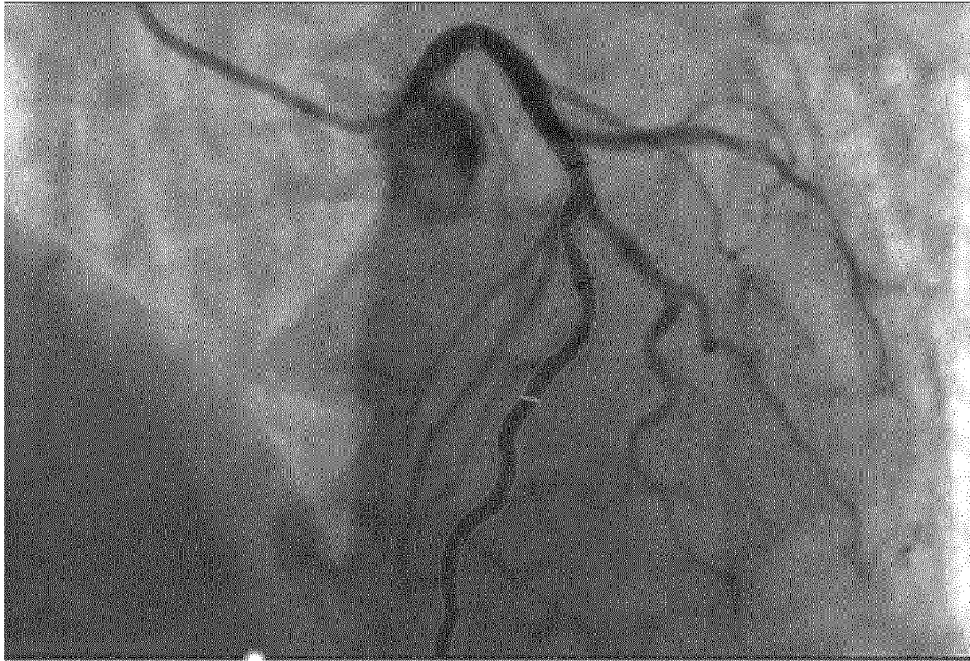


FIGURA 5



FIGURA 6

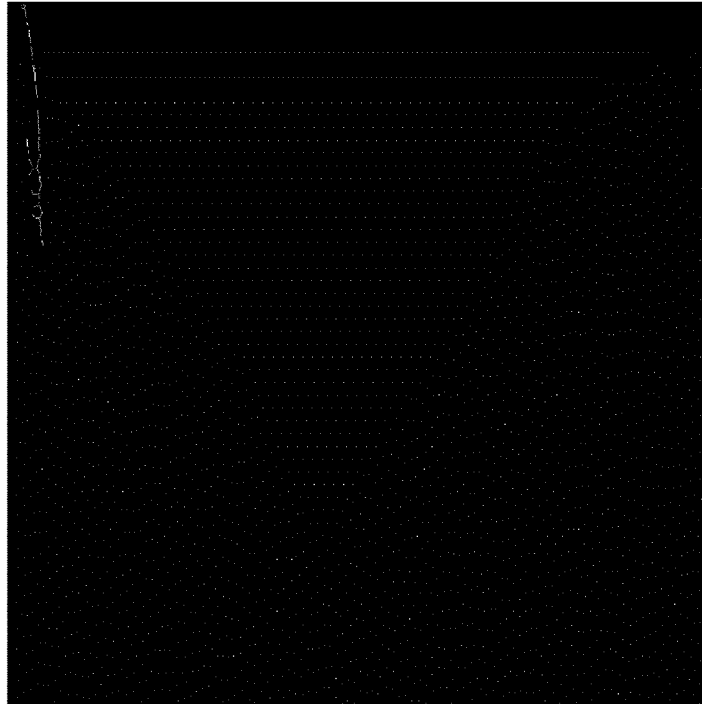


FIGURA 7

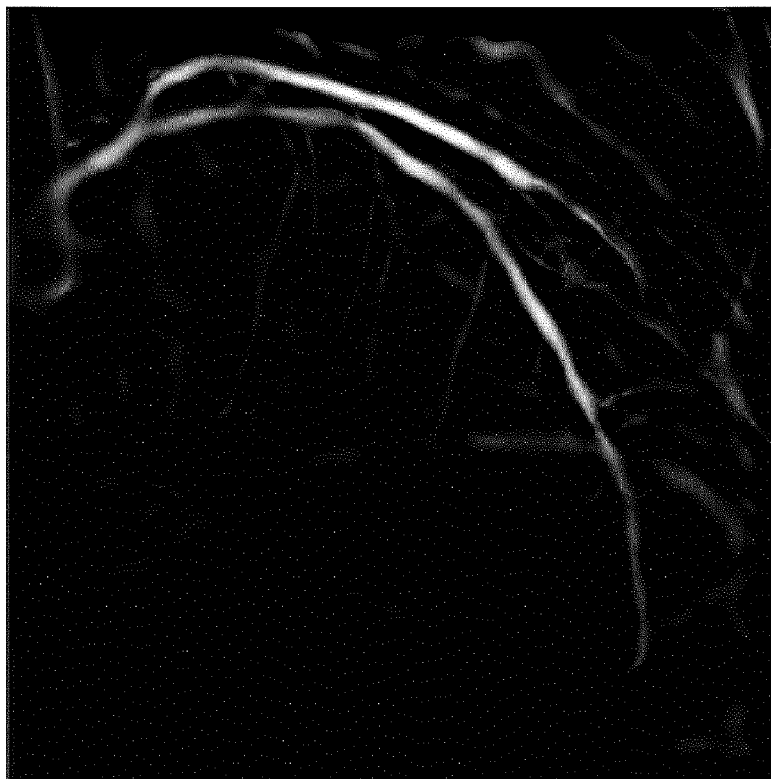


FIGURA 8

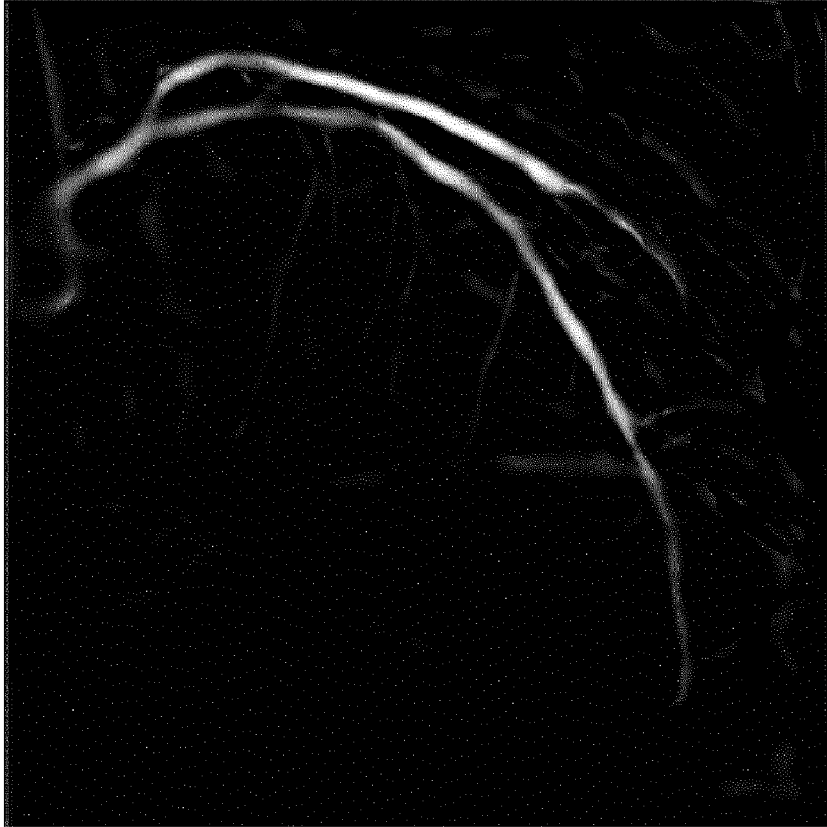


FIGURA 9



FIGURA 10

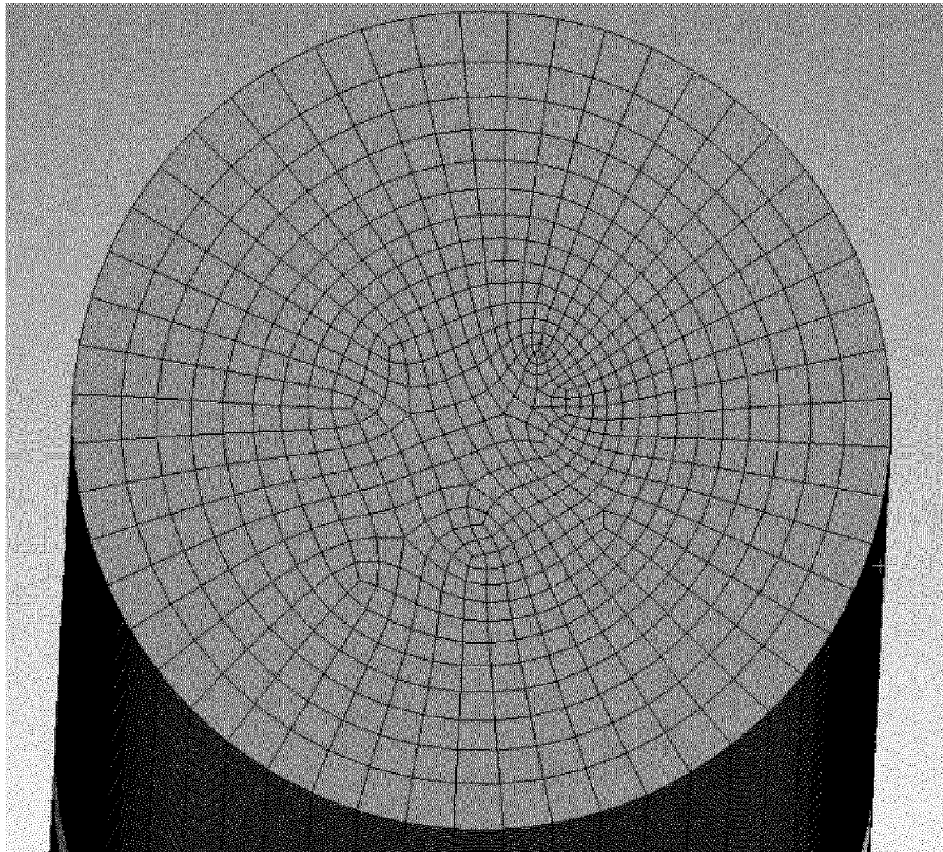


FIGURA 11

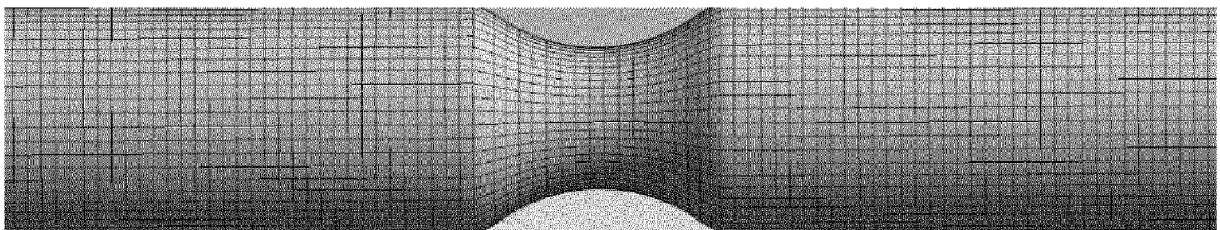


FIGURA 12

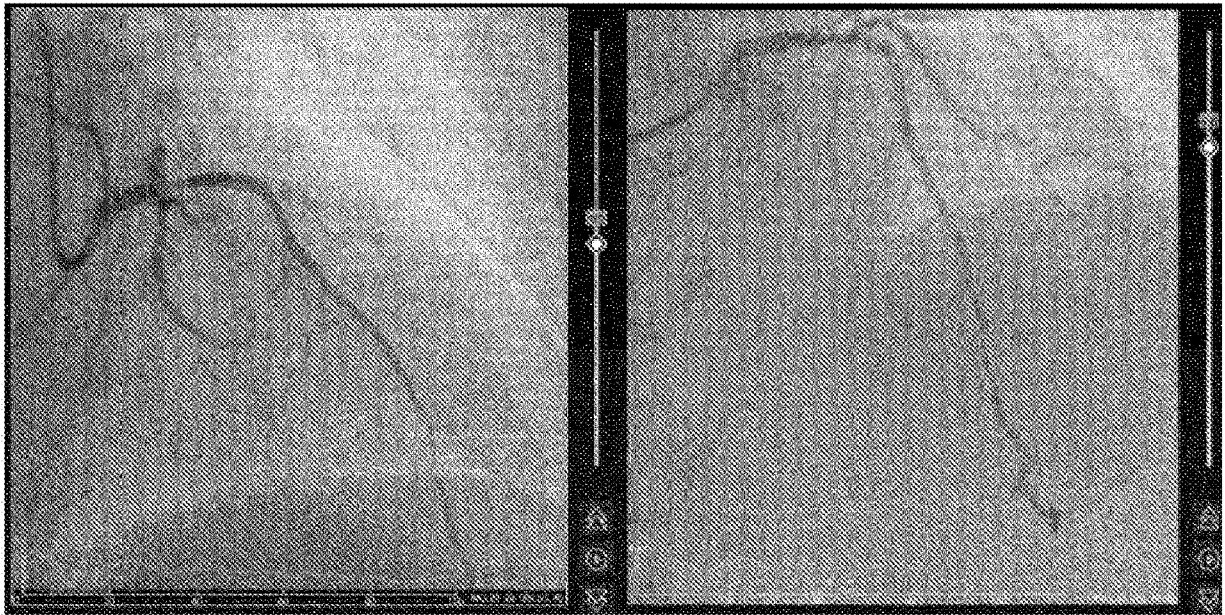


FIGURA 13



FIGURA 14



FIGURA 15

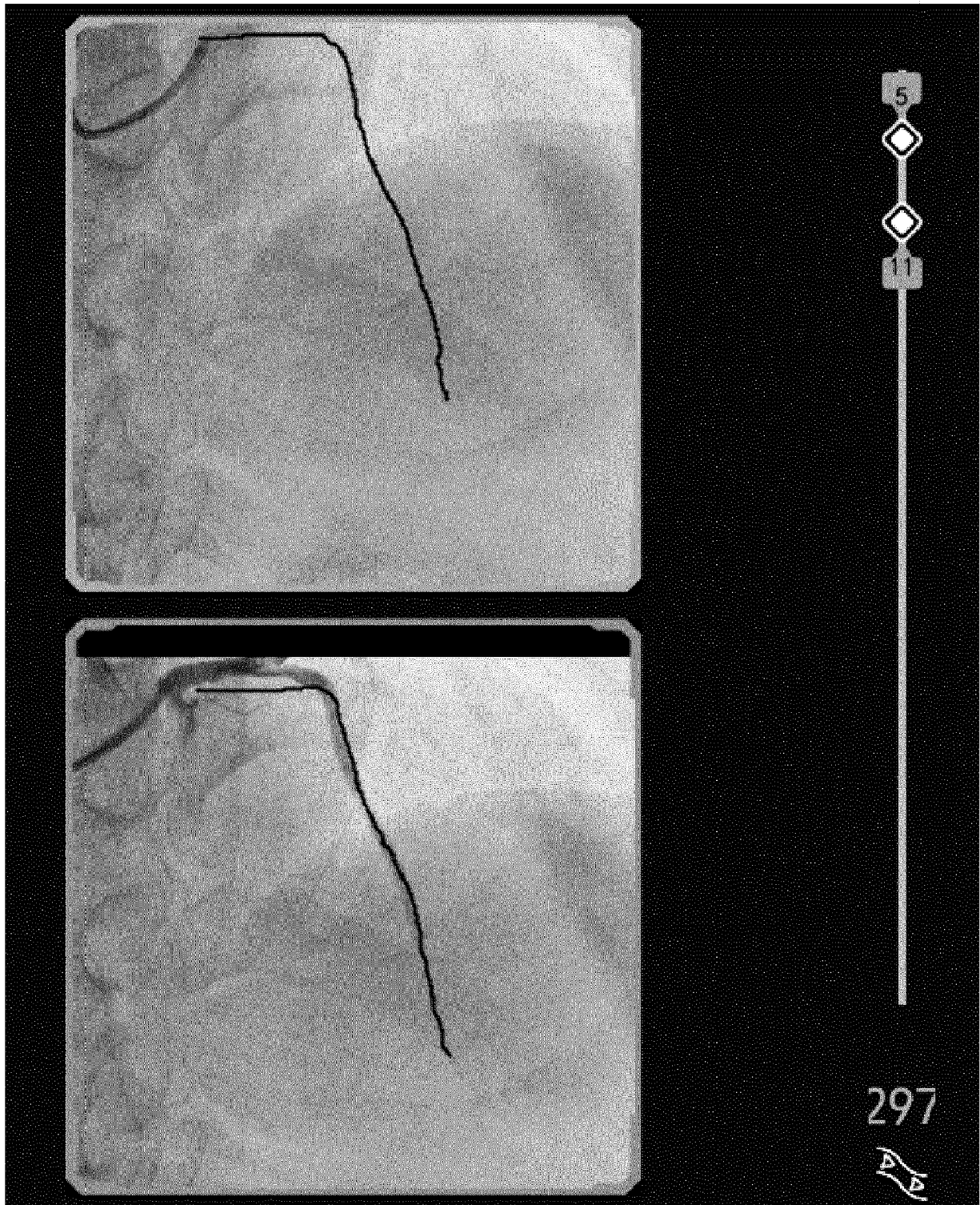


FIGURA 16

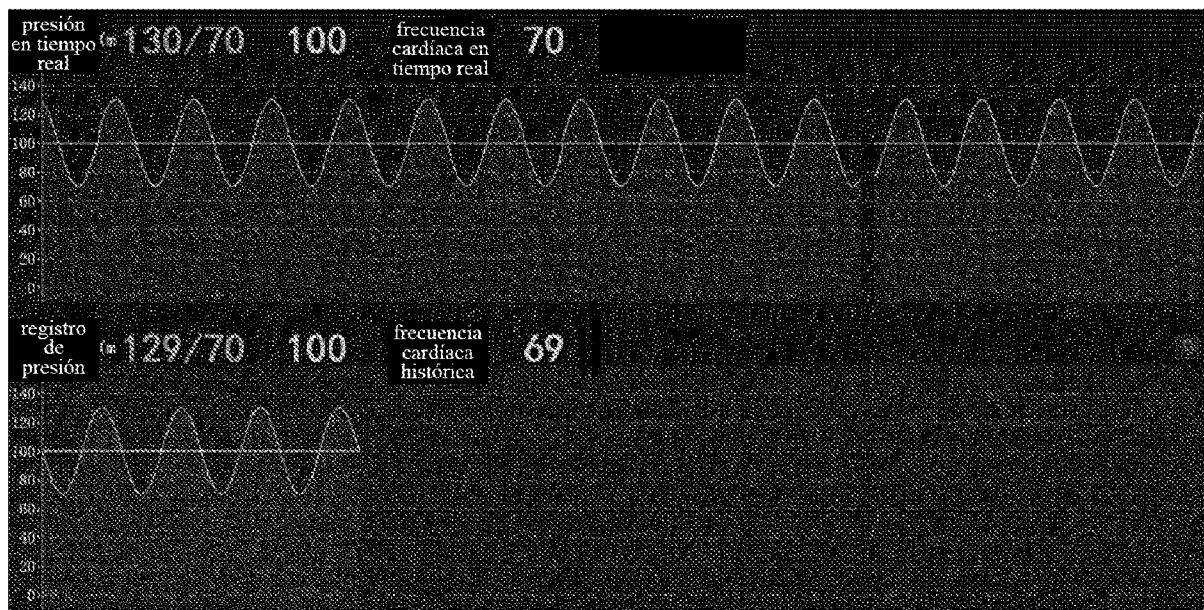


FIGURA 17

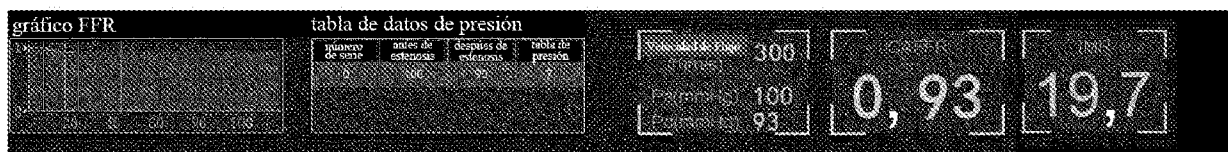


FIGURA 18

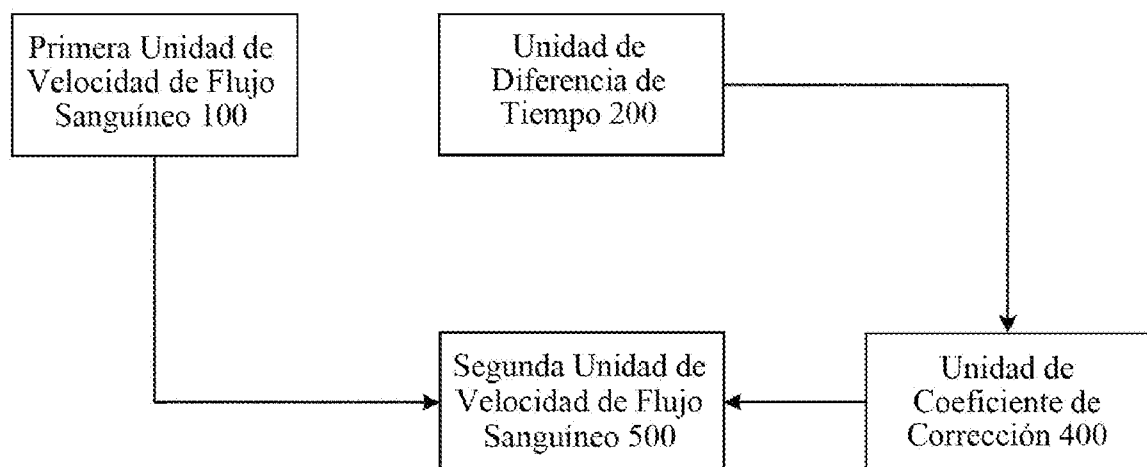


FIGURA 19

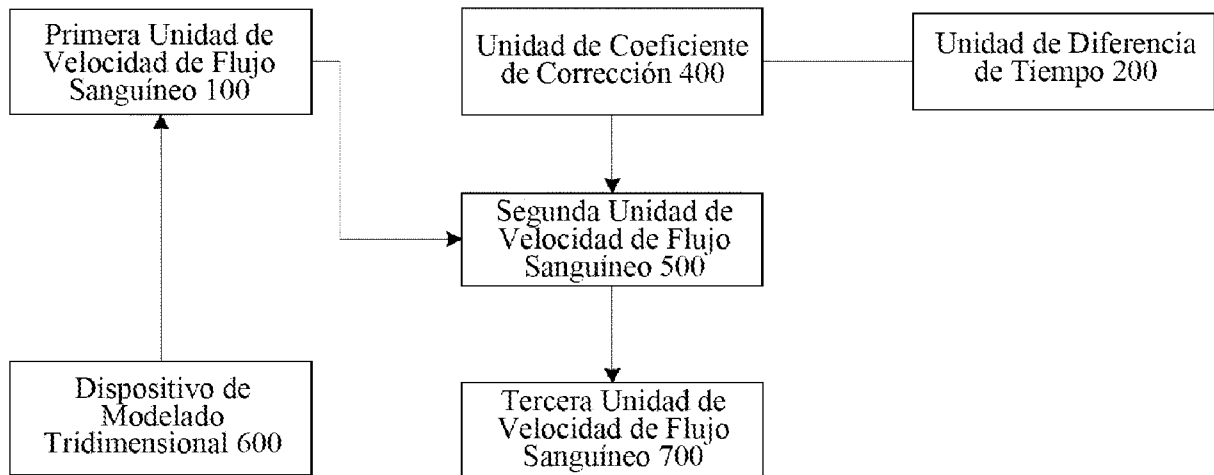


FIGURA 20

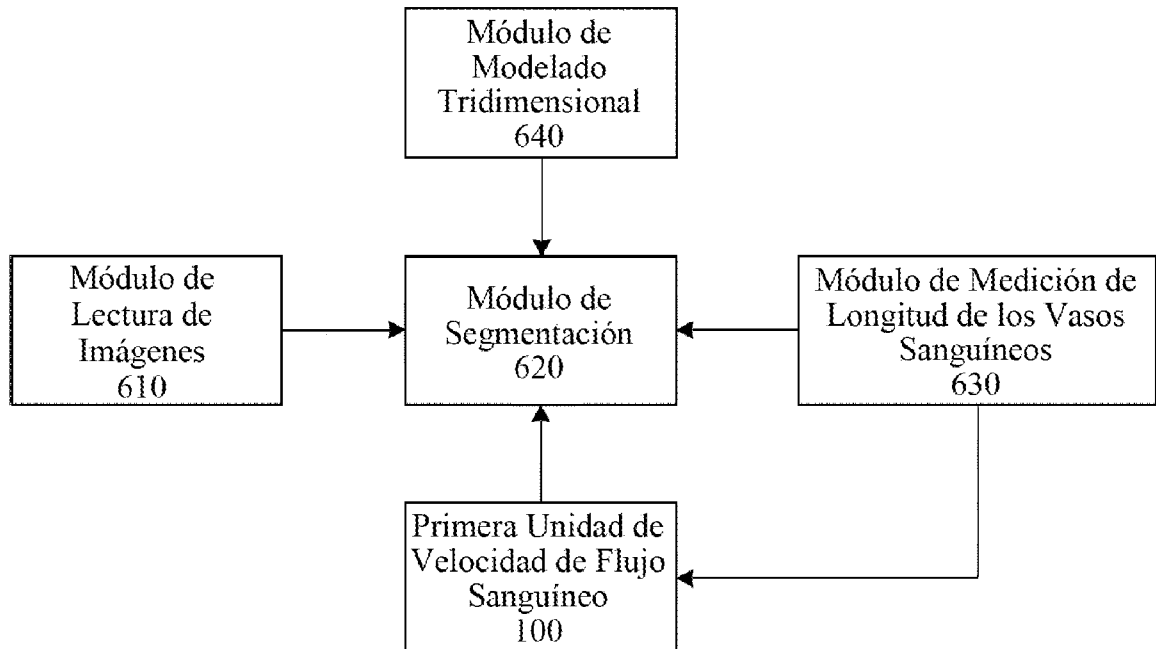


FIGURA 21