

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 006 987**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/026 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **17.09.2021** **PCT/EP2021/075620**

87 Fecha y número de publicación internacional: **24.03.2022** **WO22058499**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.09.2021** **E 21773845 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.11.2024** **EP 4213705**

54 Título: **Obtención de imágenes de contraste de moteado láser con compensación de movimiento**

30 Prioridad:

18.09.2020 NL 2026505

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

19.03.2025

73 Titular/es:

LIMIS DEVELOPMENT B.V. (100.00%)

**Henri Dunantweg 2
8934 AD Leeuwarden, NL**

72 Inventor/es:

**DIJKSTRA, KLAAS;
CALON, JOOST, EMIEL, MARCEL;
VERMEULEN, AREND, JAN, WILHELMUS,
ABRAHAM y
BOERMA, EVERT, CHRISTIAAN**

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 3 006 987 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

Obtención de imágenes de contraste de moteado láser con compensación de movimiento

Campo de la invención

- 5 La divulgación se refiere a la obtención de imágenes de contraste de moteado láser con compensación de movimiento y, en particular, aunque no exclusivamente, a procedimientos y sistemas para la obtención de imágenes de contraste de moteado láser con compensación de movimiento, un módulo para la compensación de movimiento en sistemas y procedimientos de obtención de imágenes de contraste de moteado láser y un producto de programa informático que permite a un sistema informático realizar dichos procedimientos.

Antecedentes de la invención

- 10 La obtención de imágenes de contraste de moteado láser (LSCI) proporciona un procedimiento de imagen rápido, de campo completo e *in vivo* para determinar mapas de perfusión bidimensionales (2D) de tejido biológico vivo. La perfusión puede ser un indicador de la viabilidad del tejido y por lo tanto puede proporcionar información valiosa para el diagnóstico y la cirugía. Por ejemplo, durante una operación intestinal, la selección de un lugar de intervención con alta perfusión puede reducir las fugas anastomóticas.

- 15 La LSCI se basa en el principio de que la luz retrodispersada procedente de un tejido iluminado con luz láser coherente forma un patrón de interferencia aleatorio en el detector debido a las diferencias en las longitudes del camino óptico. El patrón de interferencia resultante se denomina patrón de moteado, y puede visualizarse en tiempo real utilizando una cámara digital. El movimiento de las partículas en el interior del tejido provoca fluctuaciones en este patrón de motas, lo que da lugar a una difuminación de las motas en aquellas partes de las imágenes en las que se produce perfusión.

- 20 Por ejemplo, esta borrosidad puede estar relacionada con el flujo sanguíneo si las fluctuaciones están causadas por el movimiento de los glóbulos rojos. De este modo, la perfusión sanguínea puede visualizarse en tejidos vivos de una forma relativamente sencilla. En el artículo de revisión de W. Heeman et al. se describen ejemplos de esquemas de imágenes de perfusión clínica de última generación realizados por LSCI de W. Heeman et al, 'Clinical applications of laser speckle contrast imaging: a review', J. Biomed. Opt. 24:8 (2019). La perfusión por otros fluidos corporales, por ejemplo, la perfusión linfática, puede visualizarse de forma similar.

- 25 Sin embargo, la LSCI es extremadamente sensible a cualquier tipo de movimiento. La borrosidad no sólo puede deberse al movimiento del flujo sanguíneo, sino también a cualquier otro tipo de movimiento, como el movimiento de los tejidos debido a la respiración, los latidos del corazón, la contracción muscular o el movimiento de la cámara, especialmente en las cámaras portátiles.

- 30 En muchas aplicaciones médicas, como el diagnóstico y la cirugía, se desea que el sistema LSCI sea capaz de generar imágenes de flujo sanguíneo precisas y de alta resolución, en particular imágenes de microcirculación, en tiempo real, en las que se reduzcan sustancialmente los artefactos de movimiento. Por lo tanto, durante el procesamiento de las imágenes de moteado sin procesar, se requieren medidas para minimizar los artefactos de movimiento, de modo que se puedan adquirir imágenes de perfusión precisas y de alta resolución. Esto puede mejorar la identificación de las áreas bien perfundidas y mal perfundidas, y aumentar así el diagnóstico y el resultado del tratamiento.

- 35 En el estado de la técnica se conocen varios esquemas para reducir los artefactos de movimiento en las imágenes de moteado. Por ejemplo, el documento WO2020/045015 A1 divulga un sistema de formación de imágenes de contraste de moteado láser que es capaz de capturar imágenes de moteado en el infrarrojo cercano e imágenes de luz blanca de un objetivo de formación de imágenes. Un esquema simple de detección de movimiento puede incluir el uso de un marcador de referencia en un objetivo de imagen, el seguimiento de un punto de característica en las imágenes de luz visible, o un cambio en una forma de moteado en una imagen de moteado para determinar un vector de movimiento global que indica una cantidad de movimiento de un objetivo de imagen entre dos imágenes posteriores. Las imágenes de contraste de moteado pueden generarse basándose en las imágenes de moteado y pueden corregirse para la cantidad de movimiento basándose en el vector de movimiento.

- 40 El movimiento será incluso más prominente en los sistemas LSCI de mano, en comparación con, por ejemplo, los sistemas soportados por trípode. Por ejemplo, Lertsakdadet et al, describieron en su artículo 'Correcting for motion artefact in handheld laser speckle images', Journal of biomedical optics 23(2), marzo de 2018 , un esquema de compensación de movimiento para la obtención de imágenes de moteado láser utilizando un marcador fiduciario que se fija al tejido que necesita ser fotografiado. El uso de un marcador no es posible en muchas aplicaciones.

- 45 De forma similar, P. Miao et al, describen en su artículo "High resolution cerebral blood flow imaging by registered laser speckle contrast analysis", IEEE transactions on bio-medical engineering 57(5): 1152-1157 , un procedimiento de producción de imágenes LSCI de alta resolución mediante el registro de imágenes de moteado sin procesar basado en el filtrado convolucional y un esquema de correlación e interpolación. Posteriormente, las imágenes registradas se analizan retrospectivamente mediante un análisis temporal del contraste de moteado láser. Sin embargo, este tipo de

registro de imágenes de moteado sin procesar requiere grandes recursos computacionales, por lo que no es adecuado para aplicaciones de imagen precisas en tiempo real.

El documento US 2019/046232 A1 describe un procedimiento para el registro de imágenes basado en marcadores para imágenes médicas.

- 5 El documento EP 1324051 A1 describe un aparato endoscópico para la obtención de imágenes por contraste de moteado láser.

Por lo tanto, de lo anterior se deduce que existe una necesidad en la técnica de esquemas mejorados de formación de imágenes de contraste de moteado láser con compensación de movimiento. En particular, existe una necesidad en la técnica de procedimientos y sistemas mejorados para la obtención de imágenes de contraste de moteado láser que permitan la realización de imágenes de perfusión en tiempo real, robustas, sin marcadores y de alta resolución, en particular imágenes de microcirculación, en las que se eliminen sustancialmente, o al menos se reduzcan, los artefactos de movimiento.

Sumario de la invención

15 Como podrá apreciar un experto en la materia, algunos aspectos de la presente invención pueden materializarse como un sistema, un procedimiento o un producto de programa informático. En consecuencia, aspectos de la presente invención pueden tomar la forma de una realización enteramente de hardware, una realización enteramente de software (incluyendo firmware, software residente, microcódigo, etc.) o una realización que combina aspectos de software y hardware que generalmente pueden ser referidos aquí como un "circuito", "módulo" o "sistema". Las funciones descritas en la presente divulgación pueden implementarse como un algoritmo ejecutado por el microprocesador de un ordenador. Además, algunos aspectos de la presente invención pueden adoptar la forma de un producto de programa informático incorporado en uno o más medios legibles por ordenador con código de programa legible por ordenador incorporado, por ejemplo, almacenado, en el mismo.

25 Puede utilizarse cualquier combinación de uno o más medios legibles por ordenador. El medio legible por ordenador puede ser un medio de señal legible por ordenador o un medio de almacenamiento legible por ordenador. Un medio de almacenamiento legible por ordenador puede ser, por ejemplo, pero no limitado a, un sistema, aparato o dispositivo electrónico, magnético, óptico, electromagnético, infrarrojo o semiconductor, o cualquier combinación adecuada de los anteriores. Ejemplos más específicos (una lista no exhaustiva) del medio de almacenamiento legible por ordenador incluirían los siguientes: una conexión eléctrica que tenga uno o más cables, un disquete de ordenador portátil, un disco duro, una memoria de acceso aleatorio (RAM), una memoria de sólo lectura (ROM), una memoria de sólo lectura programable borrrable (EPROM o memoria Flash), una fibra óptica, una memoria de sólo lectura de disco compacto portátil (CD-ROM), un dispositivo de almacenamiento óptico, un dispositivo de almacenamiento magnético, o cualquier combinación adecuada de los anteriores. En el contexto de este documento, un medio de almacenamiento legible por ordenador puede ser cualquier medio tangible que pueda contener o almacenar un programa para su uso por o en conexión con un sistema de ejecución de instrucciones, aparato o dispositivo.

35 Un medio de señal legible por ordenador puede incluir una señal de datos propagada con código de programa legible por ordenador incorporado en la misma, por ejemplo, en banda base o como parte de una onda portadora. Tal señal propagada puede tomar cualquiera de una variedad de formas, incluyendo, pero no limitado a, electromagnético, óptico, o cualquier combinación adecuada de los mismos. Un medio de señal legible por ordenador puede ser cualquier medio legible por ordenador que no sea un medio de almacenamiento legible por ordenador y que pueda comunicar, propagar o transportar un programa para su uso por o en conexión con un sistema, aparato o dispositivo de ejecución de instrucciones.

45 El código de programa incorporado en un medio legible por ordenador puede transmitirse utilizando cualquier medio apropiado, incluyendo pero no limitado a inalámbrico, alámbrico, fibra óptica, cable, RF, etc., o cualquier combinación adecuada de los anteriores. El código del programa informático para llevar a cabo las operaciones de los aspectos de la presente invención puede estar escrito en cualquier combinación de uno o más lenguajes de programación, incluyendo un lenguaje de programación funcional u orientado a objetos como Java(TM), Scala, C++, Python o similares y lenguajes de programación procedimentales convencionales, como el lenguaje de programación "C" o lenguajes de programación similares. El código del programa puede ejecutarse íntegramente en el ordenador del usuario, parcialmente en el ordenador del usuario, como un paquete de software autónomo, parcialmente en el ordenador del usuario y parcialmente en un ordenador remoto, o íntegramente en el ordenador remoto, servidor o servidor virtualizado. En este último caso, el ordenador remoto puede estar conectado al ordenador del usuario a través de cualquier tipo de red, incluida una red de área local (LAN) o una red de área extensa (WAN), o la conexión puede realizarse a un ordenador externo (por ejemplo, a través de Internet utilizando un proveedor de servicios de Internet).

55 A continuación se describen aspectos de la presente invención con referencia a ilustraciones de diagramas de flujo y/o diagramas de bloques de procedimientos, aparatos (sistemas) y productos de programas de ordenador según realizaciones de la invención. Se entenderá que cada bloque de las ilustraciones de diagrama de flujo y/o diagramas de bloques, y combinaciones de bloques en las ilustraciones de diagrama de flujo y/o diagramas de bloques, puede

implementarse mediante instrucciones de programa de ordenador. Estas instrucciones de programa de ordenador pueden proporcionarse a un procesador, en particular un microprocesador o unidad central de procesamiento (CPU), o unidad de procesamiento de gráficos (GPU), de un ordenador de propósito general, ordenador de propósito especial, u otro aparato de procesamiento de datos programable para producir una máquina, de tal manera que las instrucciones, que se ejecutan a través del procesador del ordenador, otro aparato de procesamiento de datos programable, u otros dispositivos crean medios para implementar las funciones/actos especificados en el diagrama de flujo y/o bloque o bloques del diagrama de flujo y/o bloques.

Estas instrucciones de programa de ordenador también pueden almacenarse en un medio legible por ordenador que pueda dirigir un ordenador, otro aparato de procesamiento de datos programable u otros dispositivos para que funcionen de una manera particular, de tal manera que las instrucciones almacenadas en el medio legible por ordenador produzcan un artículo de fabricación que incluya instrucciones que implementen la función/acción especificada en el diagrama de flujo y/o bloque o bloques del diagrama de bloques.

Las instrucciones del programa de ordenador también pueden cargarse en un ordenador, otro aparato programable de procesamiento de datos u otros dispositivos para hacer que se ejecuten una serie de pasos operativos en el ordenador, otro aparato programable u otros dispositivos para producir un proceso implementado por ordenador de tal manera que las instrucciones que se ejecutan en el ordenador u otro aparato programable proporcionen procesos para implementar las funciones/actos especificados en el diagrama de flujo y/o bloque o bloques del diagrama de bloques.

El diagrama de flujo y los diagramas de bloques de las figuras ilustran la arquitectura, funcionalidad y operación de posibles implementaciones de sistemas, procedimientos y productos de programas informáticos según diversas realizaciones de la presente invención. A este respecto, cada bloque en el diagrama de flujo o en los diagramas de bloques puede representar un módulo, segmento o porción de código, que comprende una o más instrucciones ejecutables para implementar la(s) función(es) lógica(s) especificada(s). También debe tenerse en cuenta que, en algunas implementaciones alternativas, las funciones indicadas en los bloques pueden ocurrir fuera del orden indicado en las figuras. Por ejemplo, dos bloques mostrados en sucesión pueden, de hecho, ejecutarse sustancialmente de forma concurrente, o los bloques pueden a veces ejecutarse en orden inverso, dependiendo de la funcionalidad implicada. También se observará que cada bloque de los diagramas de bloques y/o ilustraciones de diagramas de flujo, y combinaciones de bloques en los diagramas de bloques y/o ilustraciones de diagramas de flujo, pueden ser implementados por sistemas basados en hardware de propósito especial que realizan las funciones o actos especificados, o combinaciones de hardware de propósito especial e instrucciones de ordenador.

Es un objetivo de las realizaciones de esta divulgación reducir o eliminar al menos uno de los inconvenientes conocidos en la técnica anterior.

En un primer aspecto, la invención se refiere a un procedimiento de obtención de imágenes de contraste de moteado láser con compensación de movimiento. El procedimiento comprende exponer un área objetivo a una primera luz coherente de una primera longitud de onda, incluyendo el área objetivo tejido vivo, y capturar al menos una secuencia de imágenes. La al menos una secuencia de imágenes comprende primeras imágenes de moteado, siendo las primeras imágenes de moteado capturadas durante la exposición con la primera luz. El procedimiento comprende además determinar uno o más parámetros de transformación de un algoritmo de registro de imágenes para registrar las primeras imágenes de moteado entre sí. Los parámetros de transformación pueden basarse en una medida de similitud de los valores de píxel de al menos un grupo de píxeles en cada una de una pluralidad de imágenes de la al menos una secuencia de imágenes, seleccionándose las imágenes de la pluralidad de imágenes a partir de las primeras imágenes de moteado o asociándose con las primeras imágenes de moteado. El procedimiento comprende además determinar las primeras imágenes de contraste de moteado basándose en las primeras imágenes de moteado, determinar las imágenes de contraste de moteado registradas registrando las primeras imágenes de contraste de moteado basándose en uno o más parámetros de transformación y en el algoritmo de registro de imágenes, y calcular una media ponderada de las primeras imágenes de contraste de moteado registradas.

Así, una secuencia de imágenes de contraste de moteado puede ser registrada o alineada sin el uso de un marcador. La imagen combinada puede comprender información de una pluralidad de imágenes de contraste de moteado, por ejemplo, un promedio de píxeles, preferiblemente un promedio ponderado, o la imagen combinada puede ser una única imagen más fiable en, por ejemplo, una ventana móvil de imágenes, por ejemplo, la imagen con la transformación más pequeña (es decir, la más cercana a la transformación de identidad utilizando una métrica adecuada) en relación con la imagen posterior en una secuencia de imágenes.

De este modo, las imágenes son menos sensibles al ruido debido al movimiento. El movimiento puede ser causado, por ejemplo, por el movimiento de la cámara, en particular en sistemas portátiles, o por el movimiento del paciente, debido, por ejemplo, a contracciones musculares. Por lo tanto, las realizaciones de la presente divulgación pueden permitir o mejorar la obtención de imágenes de contraste de moteado en una amplia gama de aplicaciones, incluyendo, por ejemplo, la obtención de imágenes de perfusión de grandes tractos intestinales, que requieren el movimiento de la cámara a lo largo de toda la superficie que se va a visualizar, o la obtención de imágenes de perfusión de quemaduras de la piel, donde un paciente puede ser incapaz de permanecer inmóvil debido al dolor.

- Una ventaja del procedimiento es que puede ejecutarse (esencialmente) en tiempo real utilizando hardware generalmente disponible. En algunas realizaciones, puede haber un pequeño retraso basado, por ejemplo, en un número de fotogramas (por ejemplo, 20 fotogramas, o 20 fotogramas de calidad suficiente), una cantidad fija de tiempo (por ejemplo, 1 segundo), o un tiempo basado en propiedades fisiológicas (por ejemplo, el tiempo para uno o dos latidos del corazón o una o dos respiraciones). Este retraso no suele ser perjudicial para el uso clínico. Las propiedades fisiológicas pueden basarse en el análisis de imagen de las imágenes de moteado, las imágenes de contraste de moteado y/o las imágenes de la pluralidad de imágenes, en una constante predeterminada basada en el conocimiento de los fenómenos fisiológicos o pueden basarse en una entrada externa, por ejemplo, de un monitor de frecuencia cardíaca.
- 5 Otra ventaja del procedimiento es que no necesita que se coloque un marcador fiducial en el campo de visión. Esto es especialmente relevante para áreas donde la colocación de marcadores fiduciales no es deseable, por ejemplo, cuando se obtienen imágenes de órganos internos, tejido quemado o tejido cerebral, o para objetivos de imagen relativamente grandes que de otro modo requerirían una multitud de marcadores fiduciales o la sustitución repetida de un marcador.
- 10 Como el procedimiento corrige y/o compensa el movimiento del área objetivo en relación con la cámara, se pueden crear imágenes de perfusión más fiables. En algunos casos, las imágenes fiables pueden adquirirse más rápidamente o más fácilmente, por ejemplo cuando se obtiene una imagen de un objetivo con movimiento irregular, y donde un operador de otro modo tendría que esperar un período con poco movimiento para adquirir una imagen. Por ejemplo, la corrección de movimiento puede comprender la transformación de una o más imágenes basándose en el movimiento aparente detectado. La compensación del movimiento puede comprender la combinación de una pluralidad de imágenes, aumentando así la relación señal/ruido.
- 20 Al registrar las primeras imágenes de moteado o las primeras imágenes de contraste de moteado, la pluralidad de primeras imágenes de moteado de la secuencia de primeras imágenes de moteado puede utilizarse para determinar una imagen de contraste de moteado combinada con un contraste y/o resolución espacial aumentados, en comparación con las primeras imágenes de contraste de moteado por separado. El número de imágenes de moteado registradas que deben combinarse puede depender de los requisitos clínicos y/o de los parámetros de calidad de las primeras imágenes de moteado.
- 25 Las imágenes de contraste de moteado pueden calcularse basándose en las imágenes de moteado no registradas y, por tanto, no transformadas. Posteriormente, las imágenes de contraste de moteado pueden transformarse y combinarse. La transformación puede distorsionar el patrón de motas o partes del mismo, por ejemplo, las motas pueden agrandarse, encogerse o deformarse, especialmente en el caso de transformaciones más generales que meras traslaciones o rotaciones. Por lo tanto, el cálculo de las imágenes de contraste de moteado basado en las imágenes de moteado no transformadas puede evitar la introducción de ruido debido a la transformación en las imágenes de contraste de moteado.
- 30 Alternativamente, las imágenes de moteado pueden registrarse primero, y por tanto transformarse, y posteriormente puede calcularse una imagen de contraste de moteado. De este modo, puede calcularse un contraste de moteado temporal o espaciotemporal basado en dos o más imágenes de moteado registradas. El uso del contraste de moteado temporal o espaciotemporal puede conducir a una mayor resolución espacial. En esta realización, las imágenes se registran preferentemente con una precisión inferior al píxel.
- 35 Otra ventaja de esta realización es que sólo se necesita una única secuencia de imágenes: se puede utilizar la misma secuencia de imágenes para (determinar los parámetros de transformación para) el registro de imágenes, para determinar los pesos medios y para determinar una imagen combinada de contraste de moteado láser o una imagen de perfusión. Sin embargo, en otras realizaciones, puede utilizarse una segunda secuencia de imágenes para determinar los parámetros de transformación para el registro de imágenes, y para determinar los pesos de promediado.
- 40 En una realización, el procedimiento comprende además exponer el área objetivo a una segunda luz de una o más segundas longitudes de onda, preferiblemente luz coherente de una segunda longitud de onda o luz que comprende una pluralidad de segundas longitudes de onda del espectro visible, donde la exposición a la segunda luz se alterna con la exposición a la primera luz o es simultánea con la exposición a la primera luz. En esta realización, la al menos una secuencia de imágenes comprende una secuencia de segundas imágenes, capturándose las segundas imágenes durante la exposición con la segunda luz; y la pluralidad de imágenes se selecciona de la secuencia de segundas imágenes, asociándose cada una de las segundas imágenes con una primera imagen de moteado.
- 45 Así, en una realización, el procedimiento de obtención de imágenes de contraste de moteado láser comprende exponer alternativa o simultáneamente un área objetivo a una primera luz coherente de una primera longitud de onda y a una segunda luz de una o más segundas longitudes de onda, preferiblemente luz coherente de una segunda longitud de onda o luz que comprende una pluralidad de segundas longitudes de onda del espectro visible, el área objetivo preferiblemente incluyendo tejido vivo. El procedimiento puede comprender además la captura de una secuencia de primeras imágenes de moteado durante la exposición con la primera luz y una secuencia de segundas imágenes durante la exposición con la segunda luz, asociándose una imagen de moteado de la secuencia de primeras imágenes de moteado con una imagen de la secuencia de segundas imágenes. Uno o más parámetros de transformación de un
- 50

algoritmo de registro para registrar al menos una parte de la secuencia de primeras imágenes de moteado pueden determinarse basándose en una medida de similitud de valores de píxeles de grupos de píxeles en al menos una parte de la secuencia de segundas imágenes asociadas con las primeras imágenes de moteado. El procedimiento puede comprender además la determinación de las primeras imágenes de moteado registradas mediante el registro de al menos una parte de la secuencia de primeras imágenes de moteado basándose en uno o más parámetros de transformación y en el algoritmo de registro, y la determinación de una imagen de contraste de moteado combinada basándose en las primeras imágenes de moteado registradas. Alternativamente, el procedimiento puede comprender la determinación de las primeras imágenes de contraste de moteado basadas en la al menos parte de la secuencia de primeras imágenes de moteado, la determinación de las imágenes de contraste de moteado registradas mediante el registro de las primeras imágenes de contraste de moteado basadas en uno o más parámetros de transformación y el algoritmo de registro, y la determinación de una imagen de contraste de moteado combinada basada en las primeras imágenes de contraste de moteado registradas.

En la primera realización definida anteriormente, la primera luz y la segunda luz son la misma luz con la misma longitud de onda, y la secuencia de primeras imágenes de moteado y la secuencia de segundas imágenes son la misma secuencia de imágenes. Sin embargo, en una realización ventajosa, al menos una de las una o más segundas longitudes de onda es diferente de la primera longitud de onda y, en consecuencia, las segundas imágenes son diferentes de las primeras imágenes de moteado. Una primera imagen de moteado y una segunda imagen asociada también pueden ser partes diferentes de una única imagen. Las imágenes de la secuencia de imágenes pueden ser fotogramas de un flujo de vídeo o de una instantánea de varios fotogramas. En la presente divulgación, las segundas imágenes también pueden denominarse imágenes de corrección. Típicamente, al menos un grupo de píxeles en cada parte de la secuencia de segundas imágenes se utiliza para determinar uno o más parámetros de transformación.

Así, la primera longitud de onda y la captura de la secuencia de primeras imágenes de moteado pueden optimizarse para la obtención de imágenes de contraste de moteado (por ejemplo, un tiempo de exposición optimizado) en función de la cantidad que se vaya a medir; mientras que la una o más segundas longitudes de onda y la captura de la secuencia de segundas imágenes pueden optimizarse para obtener imágenes que puedan registrarse fácilmente y con precisión, por ejemplo, garantizando un alto contraste entre características anatómicas tales como vasos sanguíneos y tejido normal. Las combinaciones típicas pueden ser imágenes de moteado adquiridas con luz infrarroja y segundas imágenes adquiridas con luz blanca, o imágenes de moteado adquiridas con luz roja y segundas imágenes adquiridas con luz verde o azul, pero, por supuesto, también son posibles otras combinaciones.

En una realización, los grupos de píxeles pueden representar características predeterminadas en la pluralidad de imágenes, estando las características predeterminadas preferiblemente asociadas con objetos, preferiblemente estructuras anatómicas, en el área objetivo. Los grupos de píxeles pueden ser seleccionados por un algoritmo de detección de características.

Las características pueden ser características asociadas con objetos físicos en el área objetivo, por ejemplo, características relacionadas con vasos sanguíneos, en lugar de, por ejemplo, características de la imagen no directamente relacionadas con objetos, como partes de la imagen sobreexpuestas o motas. Las características predeterminadas pueden determinarse, por ejemplo, perteneciendo a una clase de características, como esquinas o regiones con grandes diferencias de intensidad. También pueden determinarse, por ejemplo, mediante una métrica de calidad, restricciones en la distancia mutua entre características, etcétera. En algunas realizaciones, la vecindad de una o más características determinadas puede utilizarse para determinar los vectores de desplazamiento y/o la transformación.

La determinación de un desplazamiento basado en un número relativamente pequeño de características, en comparación con el número total de píxeles, puede reducir sustancialmente los tiempos de cálculo, sin dejar de ofrecer resultados precisos. Este es especialmente el caso para movimientos relativamente simples, donde, por ejemplo, toda el área objetivo se desplaza debido al movimiento de una cámara.

En una realización, el procedimiento puede comprender además filtrar la pluralidad de imágenes con un filtro adaptado para aumentar la probabilidad de que un grupo de píxeles represente una característica correspondiente a una característica anatómica. Por ejemplo, un filtro puede determinar áreas sobreexpuestas y/o subexpuestas y/u otros artefactos de la imagen, y puede crear una máscara basada en estas áreas o artefactos. De este modo, se puede evitar la determinación de características relacionadas con estas áreas o artefactos.

En una realización, determinar parámetros de transformación basados en una similitud de valores de píxeles de grupos de píxeles puede comprender, para cada grupo de píxeles en una imagen de la pluralidad de imágenes, determinar una convolución o una correlación cruzada con al menos parte de una imagen diferente de la pluralidad de imágenes. El procedimiento también puede comprender la determinación de una expansión polinómica para modelar valores de píxeles en vecindades de píxeles en la pluralidad de imágenes, comparando coeficientes de expansión, y determinando vectores de desplazamiento basados en la comparación.

En una realización, la determinación de uno o más parámetros de transformación puede comprender la determinación de una pluralidad de grupos asociados de píxeles basados en la medida de similitud, cada grupo de píxeles perteneciente a una imagen diferente de la pluralidad de imágenes, la determinación de una pluralidad de vectores de

desplazamiento basados en posiciones de los grupos de píxeles relativos a las imágenes respectivas de la pluralidad de imágenes, los vectores de desplazamiento representando el movimiento del área objetivo relativo al sensor de imágenes, y la determinación de los parámetros de transformación basados en la pluralidad de vectores de desplazamiento.

- 5 Mediante la determinación de vectores de desplazamiento para una pluralidad de características, o pares de características correspondientes, pueden determinarse y corregirse movimientos arbitrarios de la cámara en relación con el objetivo de formación de imágenes. Los vectores de desplazamiento pueden utilizarse para determinar, por ejemplo, una transformación afin, una transformación proyectiva o una homografía, que pueden corregir, por ejemplo, la traslación, rotación, escalado y cizallamiento de una imagen basándose únicamente en los datos de la imagen. Así
10 pues, el procedimiento no requiere información sobre, por ejemplo, la distancia entre la cámara y el objetivo, el ángulo de incidencia, etc.

La determinación de los vectores de desplazamiento y/o la determinación de una o más transformaciones puede basarse en parámetros de flujo óptico, determinados utilizando un algoritmo de flujo óptico adecuado, por ejemplo, un algoritmo de flujo óptico denso o un algoritmo de flujo óptico disperso.

- 15 En una realización, la determinación de una imagen de contraste de moteado combinada puede comprender además el cálculo de un promedio de las primeras imágenes de moteado registradas, respectivamente de las primeras imágenes de contraste de moteado registradas, siendo el promedio preferiblemente un promedio ponderado, estando el peso de una imagen preferiblemente basado en los parámetros de transformación o basado en una magnitud relativa del contraste de moteado. Alternativamente, la combinación de imágenes de moteado o imágenes de contraste de
20 moteado puede comprender el filtrado de al menos una parte de las primeras imágenes de moteado, respectivamente de las primeras imágenes de contraste de moteado, con, por ejemplo, un filtro de mediana o un filtro de mínimo o máximo, etcétera. Las ponderaciones para el promedio ponderado pueden basarse, por ejemplo, en una cantidad derivada del contraste de moteado o derivada de los vectores de desplazamiento.

- 25 En una realización, el cálculo de una imagen de contraste de moteado láser combinada puede comprender el cálculo de una media, preferiblemente una media ponderada, de la secuencia registrada de imágenes de moteado.

- En una realización, el procedimiento puede comprender además, para cada primera imagen de moteado o cada primera imagen de contraste de moteado asociada con una imagen de la pluralidad de imágenes, determinar un tamaño de transformación asociado con la respectiva primera imagen de moteado o primera imagen de contraste de moteado basado en la pluralidad de vectores de desplazamiento, preferiblemente basado en las longitudes de la
30 pluralidad de vectores de desplazamiento, y/o en parámetros que definen la transformación determinada. La media ponderada puede determinarse utilizando ponderaciones basadas en el tamaño de transformación determinado asociado con la primera imagen de contraste de moteado respectiva, preferiblemente la ponderación está inversamente correlacionada con el tamaño de transformación determinado.

- 35 Un peso basado en el tamaño o cantidad de desplazamiento, o en el tamaño o cantidad de transformación puede determinarse rápidamente para cada imagen, independientemente de otras imágenes. El tamaño de la transformación puede basarse, por ejemplo, en la norma de una matriz que represente la transformación, o en la norma de una matriz que represente una diferencia entre la transformación y la transformación de identidad. El tamaño de la transformación también puede basarse, por ejemplo, en una medida estadísticamente representativa de los vectores de desplazamiento, como la media, la mediana, el percentil n-ésimo o la longitud máxima del vector de desplazamiento.
40 Las imágenes con una gran cantidad de desplazamiento son generalmente más ruidosas, y por lo tanto se les puede asignar un peso menor, aumentando así la calidad de la imagen combinada.

- En una realización, el procedimiento puede comprender además determinar, para cada primera imagen de contraste de moteado, una cantidad normalizada de contraste de moteado o una cantidad de cambio en el contraste de moteado en relación con una o más imágenes anteriores y/o posteriores en la secuencia de primeras imágenes de contraste
45 de moteado. La media ponderada puede determinarse utilizando ponderaciones basadas en la cantidad normalizada determinada de contraste de moteado o en el cambio determinado en el contraste de moteado asociado con la primera imagen de contraste de moteado respectiva. Alternativa o adicionalmente, las ponderaciones pueden determinarse basándose en una cantidad normalizada de contraste de moteado o en una cantidad de cambio en el contraste de moteado para las segundas imágenes de contraste de moteado.

- 50 Las ponderaciones basadas en diferencias o cambios en el contraste de moteado, especialmente cambios repentinos, pueden ser indicativas de la calidad de la imagen. Típicamente, el contraste de moteado, y por lo tanto estas ponderaciones, puede verse afectado por diversos factores en todo el sistema, por ejemplo, el movimiento de la cámara en relación con el área objetivo, el movimiento de las fibras u otros factores que influyen en la longitud del camino óptico o las condiciones de iluminación fluctuantes. Por lo tanto, utilizando ponderaciones basadas en el
55 contraste de moteado, puede obtenerse una imagen combinada de mayor calidad. Normalmente, el contraste de moteado se determina en unidades arbitrarias, por lo que las ponderaciones pueden determinarse analizando una secuencia de imágenes de moteado. Dado que el contraste de moteado está inversamente correlacionado con la perfusión, también podrían utilizarse unidades de perfusión basadas en el contraste de moteado.

En una realización, el algoritmo puede aplicarse a una región de interés predefinida en un campo de visión de una cámara. Dicha región de interés puede ser determinada por un usuario, o puede estar predeterminada. Por ejemplo, el borde exterior de las imágenes puede ser ignorado y/u ocultado a la vista, por ejemplo, para evitar que un borde transformado de la imagen sea visible. Aplicar el algoritmo, o parte del algoritmo, sólo a una parte de una imagen puede ser más rápido. La región de interés puede transformarse basándose en las transformaciones determinadas. En otra realización, el algoritmo puede aplicarse a toda la imagen.

En una realización, la pluralidad de imágenes puede ser la secuencia de primeras imágenes de moteado. En tal realización, la primera longitud de onda es preferiblemente una longitud de onda en la parte verde o azul del espectro electromagnético. De esta manera, se puede lograr un equilibrio entre una buena señal de moteado y una buena distinción visual (es decir, un alto contraste de las características anatómicas, que debe diferenciarse de un alto contraste de moteado), lo cual es ventajoso para determinar las características. Por lo tanto, no se requiere ningún paso de preprocesamiento para aumentar el contraste de la imagen de moteado.

Alternativamente, puede utilizarse una primera longitud de onda en la parte roja del espectro electromagnético, preferiblemente en el intervalo 600-700 nm, más preferiblemente en el intervalo 620-660 nm, o en la parte infrarroja del espectro electromagnético, preferiblemente en el intervalo 700-1200 nm. Dependiendo del tipo de tejido y de los parámetros de formación de imágenes, como el tiempo de exposición, la distinción visual puede ser suficiente para determinar adecuadamente las características. Dado que la luz roja y la luz infrarroja se reflejan principalmente en los glóbulos rojos, estas longitudes de onda dan lugar a motas con una intensidad relativamente alta y, por lo tanto, son muy adecuadas para la obtención de imágenes de contraste de motas del flujo sanguíneo.

Como en estas realizaciones, las primeras imágenes de moteado y las imágenes de la pluralidad de imágenes son las mismas imágenes, las imágenes pueden ser adquiridas con un sistema relativamente simple, requiriendo sólo una única fuente de luz y una única cámara.

En una realización, la luz de la al menos segunda longitud de onda puede ser luz de al menos una segunda longitud de onda diferente de la primera longitud de onda, preferiblemente luz coherente de una segunda longitud de onda predeterminada, preferiblemente en la parte verde o azul del espectro electromagnético, preferiblemente en el intervalo 380-590 nm, más preferiblemente en el intervalo 470-570 nm, incluso más preferiblemente en el intervalo 520-560 nm. La luz azul o, especialmente, la verde, puede dar lugar a un alto contraste o distinción visual, ya que se absorbe en los vasos sanguíneos mucho más fuertemente que en el tejido normal. Así pues, para determinar los parámetros de transformación pueden utilizarse características, como bordes o esquinas, relacionadas con los vasos sanguíneos,

Como las primeras imágenes de moteado son intrínsecamente ruidosas (en lo que respecta a la obtención de imágenes de características anatómicas), puede ser preferible utilizar segundas imágenes basadas en una longitud de onda diferente para determinar los vectores de desplazamiento. De este modo, las primeras imágenes de moteado pueden adquirirse basándose en la luz seleccionada para optimizar la señal de contraste de moteado, mientras que las segundas imágenes pueden adquirirse basándose en la luz seleccionada para optimizar la distinción visual. Este sistema es especialmente ventajoso para obtener imágenes de tejidos en los que la perfusión sanguínea es relativamente profunda, por ejemplo, la piel. En tales tejidos, la mayor parte de la luz verde o azul no penetra lo suficientemente profundo como para interactuar con las células sanguíneas, lo que da como resultado una imagen relativamente libre de ruido.

En una realización, la primera longitud de onda es preferiblemente una longitud de onda en la parte roja del espectro electromagnético, preferiblemente en el intervalo 600-700 nm, más preferiblemente en el intervalo 620-660 nm, o en la parte infrarroja del espectro electromagnético, preferiblemente en el intervalo 700-1200 nm. La luz roja y la luz infrarroja se reflejan principalmente en los glóbulos rojos, por lo que son muy adecuadas para la obtención de imágenes de contraste de moteado del flujo sanguíneo. La luz infrarroja tiene una mayor profundidad de penetración que la luz roja. La luz roja puede ser más fácil de integrar en los sistemas existentes, utilizando, por ejemplo, un canal rojo de una cámara RGB para adquirir una imagen de moteado.

Preferiblemente, la primera longitud de onda se selecciona para ser dispersada o reflejada por el fluido de interés; por ejemplo, la luz roja o casi infrarroja puede utilizarse para obtener imágenes de la sangre en los vasos sanguíneos. Preferiblemente, la primera longitud de onda puede seleccionarse en función de la profundidad de penetración requerida. La luz con una profundidad de penetración relativamente alta puede permitir que la luz dispersada por el fluido corporal de interés se detecte con una relación señal/ruido suficiente, incluso a cierta profundidad en el tejido visualizado.

Preferiblemente, la segunda longitud de onda se selecciona para proporcionar una imagen con una alta distinción visual que resulta en características consistentes en la superficie del tejido en la imagen. Por ejemplo, la luz verde puede utilizarse para obtener imágenes de vasos sanguíneos en órganos internos, ya que la luz verde suele ser absorbida mucho más fuertemente por la sangre que por los tejidos. La luz de la segunda longitud de onda puede ser luz coherente o incoherente. Las segundas imágenes también pueden basarse en una multitud de longitudes de onda, por ejemplo, puede utilizarse luz blanca. La luz de la segunda longitud de onda puede ser generada, por ejemplo, por una segunda fuente de luz coherente. Alternativamente, la luz de la primera longitud de onda y la luz de la segunda

longitud de onda pueden ser generadas por una única fuente de luz coherente configurada para generar luz coherente en una pluralidad de longitudes de onda.

En una realización, la secuencia de segundas imágenes puede ser una secuencia de segundas imágenes de moteado y el procedimiento puede comprender además determinar segundas imágenes de contraste de moteado basadas en la secuencia de segundas imágenes de moteado y ajustar o corregir las primeras imágenes de contraste de moteado basadas en cambios en la magnitud de contraste de moteado en la secuencia de segundas imágenes de contraste de moteado.

La corrección coherente multispectral, también llamada corrección láser dual, puede eliminar o reducir el ruido en las primeras imágenes de contraste de moteado ajustando el contraste de moteado determinado en las primeras imágenes de moteado basándose en un cambio en el contraste de moteado determinado en la secuencia de segundas imágenes. El ajuste puede basarse en una correlación predeterminada entre el contraste de moteado de las primeras imágenes de contraste de moteado y el contraste de moteado de las segundas imágenes de contraste de moteado.

La corrección coherente multispectral puede combinarse ventajosamente con el registro de imágenes utilizando segundas imágenes, utilizando las segundas imágenes basadas en la segunda longitud de onda tanto para la corrección coherente multispectral como para el registro de imágenes. En tal realización, la segunda longitud de onda tiene preferiblemente una profundidad de penetración relativamente pequeña. De este modo, la segunda imagen puede contener información relativa principalmente a la superficie del área objetivo. Esto es especialmente cierto para los tejidos con poca perfusión cerca de la superficie, como la piel, el tejido cicatricial y algunos tipos de tumores.

En una realización, el procedimiento puede comprender además dividir cada imagen en la al menos parte de la secuencia de primeras imágenes de moteado, respectivamente primeras imágenes de contraste de moteado, y cada imagen en la pluralidad de imágenes en una pluralidad de regiones, preferiblemente regiones disjuntas. Preferiblemente, las regiones de la imagen de la pluralidad de imágenes corresponden a las regiones de la primera imagen de moteado asociada, respectivamente, la primera imagen de contraste de moteado. La determinación de los parámetros de transformación puede comprender la determinación de los parámetros de transformación para cada región, y la determinación de una secuencia de primeras imágenes de moteado registradas, respectivamente primeras imágenes de contraste de moteado, puede comprender el registro de cada región de la primera imagen de moteado, respectivamente primera imagen de contraste de moteado, basándose en la transformación basada en la región correspondiente en la imagen de la pluralidad de imágenes.

Las regiones pueden determinarse basándose, por ejemplo, en la geometría de la imagen, por ejemplo, una cuadrícula de regiones rectangulares o triangulares, o basándose en propiedades de la imagen, por ejemplo, la intensidad luminosa o grupos de píxeles que parecen pertenecer a una estructura anatómica.

De este modo, pueden corregirse los movimientos locales en parte de la imagen, lo que conduce a una imagen combinada de mayor calidad. Los movimientos locales son causados típicamente por el movimiento en el objetivo, por ejemplo, debido al movimiento de la persona, la respiración, los latidos del corazón o la contracción muscular, como el movimiento peristáltico en la parte inferior del abdomen. Las regiones pueden ser tan pequeñas como un solo píxel. Si se utiliza una media ponderada para combinar dos o más imágenes, se pueden asignar pesos a cada región por separado y/o a la imagen en su conjunto. La combinación de imágenes también puede basarse en regiones o realizarse imagen por imagen.

En una realización, el área objetivo puede comprender un órgano perfundido, preferiblemente perfundido por un fluido corporal, más preferiblemente perfundido por sangre y/o fluido linfático, y/o puede comprender uno o más vasos sanguíneos y/o vasos linfáticos. El procedimiento puede comprender además calcular una intensidad de perfusión, preferiblemente una intensidad de perfusión sanguínea o una intensidad de perfusión linfática, basándose en la imagen de moteado combinada.

El procedimiento puede incluir además el posprocesamiento de las imágenes, por ejemplo, umbralización, falsa coloración, superposición sobre otras imágenes, por ejemplo, imágenes de luz blanca, y/o visualización de la imagen combinada o un derivado de la misma.

En un segundo aspecto, la invención se relaciona además con un módulo de hardware para un dispositivo de formación de imágenes, preferiblemente un dispositivo de formación de imágenes médicas, que comprende una primera fuente de luz una primera fuente de luz para exponer un área objetivo a una primera luz coherente de una primera longitud de onda, el área objetivo preferiblemente incluye tejido vivo. El módulo de hardware puede comprender además un sistema de sensor de imágenes con uno o más sensores de imágenes para capturar al menos una secuencia de imágenes, la al menos una secuencia de imágenes que comprende primeras imágenes de moteado, las primeras imágenes de moteado que se capturan durante la exposición con la primera luz. El módulo de hardware puede comprender además un medio de almacenamiento legible por ordenador que tiene un código de programa legible por ordenador incorporado en el mismo, y un procesador, preferiblemente un microprocesador, más preferiblemente una unidad de procesamiento de gráficos, acoplado al medio de almacenamiento legible por ordenador, en el que, en respuesta a la ejecución del código de programa legible por ordenador, el procesador está configurado para: determinar uno o más parámetros de transformación de un algoritmo de registro de imágenes para registrar las

- primeras imágenes de moteado entre sí, basándose los parámetros de transformación en una medida de similitud de los valores de píxel de al menos un grupo de píxeles en cada una de una pluralidad de imágenes, seleccionándose las imágenes de la pluralidad de imágenes a partir de las primeras imágenes de moteado láser o asociándose con las primeras imágenes de moteado, definiendo los parámetros de transformación preferentemente uno de: una homografía, una transformación proyectiva, o una transformación afín; y determinar primeras imágenes de contraste de moteado basándose en las primeras imágenes de moteado, determinar imágenes de contraste de moteado registradas registrando las primeras imágenes de contraste de moteado basándose en uno o más parámetros de transformación y en el algoritmo de registro de imágenes, y calcular una media ponderada de las primeras imágenes de contraste de moteado registradas.
- En una realización, el módulo de hardware puede comprender una segunda fuente de luz para iluminar, simultánea o alternativamente con la primera fuente de luz, el área objetivo con luz de al menos una segunda longitud de onda, diferente de la primera longitud de onda. El al menos un sensor de imágenes puede estar configurado para capturar una secuencia de segundas imágenes, capturándose las segundas imágenes durante la exposición con la segunda luz. La pluralidad de imágenes puede seleccionarse a partir de la secuencia de segundas imágenes, estando cada una de las segundas imágenes asociada a una primera imagen de moteado.
- El sistema de sensor de imágenes puede comprender un primer sensor de imágenes para capturar la secuencia de primeras imágenes, y un segundo sensor de imágenes para capturar la secuencia de segundas imágenes, o un único sensor de imágenes para capturar tanto la secuencia de primeras imágenes como la secuencia de segundas imágenes.
- En una realización, el módulo de hardware puede comprender además una pantalla para mostrar la imagen de moteado combinada y/o un derivado de la misma, preferiblemente una imagen de intensidad de perfusión. Alternativa o adicionalmente, el módulo de hardware puede comprender una salida de vídeo para emitir la imagen de moteado combinada y/o la derivada de la misma.
- El sistema de sensores de imágenes puede comprender un primer sensor de imágenes para capturar imágenes de la primera longitud de onda y un segundo sensor de imágenes para capturar imágenes de al menos la segunda longitud de onda. El primer sensor de imágenes y el segundo sensor de imágenes pueden ser el mismo sensor de imágenes, diferentes partes de un único sensor de imágenes, por ejemplo, los canales rojo y verde de una cámara RGB, o diferentes sensores de imágenes. El módulo puede comprender además ópticas para guiar la luz de la primera fuente de luz y de la segunda fuente de luz opcional a un área objetivo y/o para guiar la luz del área objetivo a los sensores de imágenes primero y segundo.
- La invención se relaciona además con un dispositivo de formación de imágenes médicas, preferiblemente un endoscopio, un laparoscopio, un robot quirúrgico, un dispositivo portátil de formación de imágenes de contraste de moteado láser o un sistema quirúrgico abierto de formación de imágenes de contraste de moteado láser que comprende dicho módulo de hardware.
- En otro aspecto, la invención se refiere a un módulo de cálculo para un sistema de formación de imágenes de moteado láser, que comprende un medio de almacenamiento legible por ordenador que tiene al menos parte de un programa incorporado en el mismo, y un procesador, preferiblemente un microprocesador, más preferiblemente una unidad de procesamiento de gráficos, acoplado al medio de almacenamiento legible por ordenador, en el que en respuesta a la ejecución del código de almacenamiento legible por ordenador, el procesador está configurado para realizar operaciones ejecutables. Las operaciones ejecutables pueden comprender:
- recibir al menos una secuencia de imágenes, comprendiendo la al menos una secuencia de imágenes primeras imágenes de moteado, habiendo sido capturadas las primeras imágenes de moteado durante la exposición de un área objetivo a una primera luz coherente de una primera longitud de onda, incluyendo el área objetivo tejido vivo; determinar uno o más parámetros de transformación de un algoritmo de registro de imágenes para registrar las primeras imágenes de moteado entre sí, basándose los parámetros de transformación en una medida de similitud de los valores de píxel de al menos un grupo de píxeles en cada una de una pluralidad de imágenes de la al menos una secuencia de imágenes, seleccionándose las imágenes de la pluralidad de imágenes a partir de las primeras imágenes de moteado o asociándose con las primeras imágenes de moteado, definiendo preferentemente los parámetros de transformación uno de los siguientes elementos: una homografía, una transformación proyectiva o una transformación afín; y determinar las primeras imágenes de contraste de moteado basándose en las primeras imágenes de moteado, determinar las imágenes de contraste de moteado registradas registrando las primeras imágenes de contraste de moteado basándose en uno o más parámetros de transformación y en el algoritmo de registro de imágenes, y calcular una media ponderada de las primeras imágenes de contraste de moteado registradas.
- Un módulo de cálculo de este tipo puede, por ejemplo, añadirse a un dispositivo de formación de imágenes médicas existente o nuevo, como un laparoscopio o un endoscopio, con el fin de mejorar la formación de imágenes de contraste de moteado láser, en particular la formación de imágenes de perfusión. En una realización, los pasos del procedimiento descritos en la presente divulgación pueden ser ejecutados por un procesador en un dispositivo para acoplar luz coherente en un sistema endoscópico. Dicho dispositivo puede acoplarse entre una fuente de luz y un procesador de vídeo de un sistema endoscópico, y un endoscopio, por ejemplo un laparoscopio, del sistema endoscópico. De este

modo, el dispositivo de acoplamiento puede añadir capacidades de formación de imágenes de moteado láser a un sistema endoscópico. Dicho dispositivo de acoplamiento se ha descrito con más detalle en la solicitud de patente holandesa NL 2026240 .

En una realización, la al menos una secuencia de imágenes comprende una secuencia de segundas imágenes, las segundas imágenes se capturan durante la exposición con una segunda luz, la segunda luz tiene una o más segundas longitudes de onda, preferiblemente la segunda luz es luz coherente de una segunda longitud de onda o la segunda luz comprende una pluralidad de segundas longitudes de onda del espectro visible, en la que la exposición a la segunda luz se alterna con la exposición a la primera luz o es simultánea con la exposición a la primera luz. La pluralidad de imágenes puede seleccionarse a partir de la secuencia de segundas imágenes, estando cada una de las segundas imágenes asociada a una primera imagen de moteado.

La invención también puede referirse a un programa de ordenador o conjunto de programas de ordenador que comprenda al menos una porción de código de software o un producto de programa de ordenador que almacene al menos una porción de código de software, estando configurada la porción de código de software, cuando se ejecuta en un sistema informático, para ejecutar cualquiera de los pasos del procedimiento descritos anteriormente.

La invención puede referirse además a un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador que almacena al menos una porción de código de software, la porción de código de software, cuando es ejecutada o procesada por un ordenador, está configurada para realizar cualquiera de los pasos del procedimiento descritos anteriormente.

La invención se ilustrará además con referencia a los dibujos adjuntos, que mostrarán esquemáticamente realizaciones según la invención. Se entenderá que la invención no se limita en modo alguno a estas realizaciones específicas.

Breve descripción de los dibujos

La siguiente descripción de las figuras de realizaciones específicas de la invención es de naturaleza meramente ejemplar y no pretende limitar las presentes enseñanzas, su aplicación o usos.

La Fig. 1A representa esquemáticamente un sistema para la obtención de imágenes de contraste de moteado láser con compensación de movimiento según una realización de la invención y **las Fig. 1B-D** representa diagramas de flujo para la obtención de imágenes de contraste de moteado láser según realizaciones de la invención;

Las Fig. 2A-C muestran una imagen de moteado sin procesar, una imagen de contraste de moteado láser basada en la imagen de moteado sin procesar y una imagen de perfusión basada en la imagen de contraste de moteado láser;

Las Fig. 3A y 3B muestran diagramas de flujo para la obtención de imágenes de contraste de moteado láser según las realizaciones de la invención;

Las Fig. 4A y 4B muestran diagramas de flujo para la obtención de imágenes de contraste de moteado láser según realizaciones de la invención;

La Fig. 5 representa un procedimiento para determinar una transformación según una realización de la invención;

Las Fig. 6A-D muestran procedimientos para determinar una transformación según una realización de la invención;

Las Fig. 7A y 7B muestran diagramas de flujo para la obtención de imágenes de contraste de moteado láser combinando más de dos imágenes de moteado sin procesar según una realización de la invención;

La Fig. 8 representa un diagrama de flujo para calcular una imagen de contraste de moteado láser corregido según una realización de la invención;

La Fig. 9 representa esquemáticamente la determinación de la imagen de contraste de moteado de compensación de movimiento basada en una media ponderada, según una realización de la invención; y

La Fig. 10 es un diagrama de bloques que ilustra un sistema de procesamiento de datos ejemplar que puede utilizarse para ejecutar los procedimientos y productos de software descritos en la presente solicitud.

Descripción detallada

Las imágenes de contraste de moteado láser pueden basarse en el contraste espacial, el contraste temporal o una combinación de ambos. En general, el uso de contraste espacial conduce a una alta resolución temporal pero a una resolución espacial relativamente baja. Además, las imágenes individuales pueden sufrir, por ejemplo, pérdidas de calidad debidas al movimiento o a artefactos de iluminación, lo que da como resultado una calidad de imagen que puede variar de una imagen a otra. Por otra parte, el uso de un contraste temporal se asocia a una resolución espacial relativamente alta y a una resolución temporal relativamente baja. Sin embargo, la calidad del contraste temporal puede verse muy afectada por el movimiento del objetivo con respecto a la cámara, lo que puede dar lugar a una combinación incorrecta de píxeles. Los procedimientos mixtos pueden compartir algunas ventajas e inconvenientes de ambos procedimientos.

En la presente divulgación, las imágenes de moteado también pueden denominarse imágenes de moteado sin procesar para diferenciar mejor entre imágenes de moteado (sin procesar) e imágenes de contraste de moteado. El término "imagen de moteado sin procesar" puede así referirse a una imagen que representa un patrón de moteado,

con píxeles que tienen valores de píxeles que representan una intensidad de luz. Las imágenes de moteado sin procesar pueden ser imágenes sin procesar o imágenes (pre)procesadas. El término "imagen de contraste de moteado" puede utilizarse para referirse a una imagen de moteado procesada con píxeles que tienen valores de píxel que representan una magnitud de contraste de moteado, típicamente una desviación estándar relativa sobre una vecindad predefinida del píxel.

La Fig. 1A muestra esquemáticamente un sistema **100** para la obtención de imágenes de contraste de moteado láser con compensación de movimiento según una realización de la invención. El sistema puede comprender una primera fuente de luz **104** para generar luz coherente, por ejemplo, luz láser, de una primera longitud de onda para iluminar un área objetivo **102**. El objetivo es preferiblemente tejido vivo, por ejemplo, tejido vivo. El objetivo es preferiblemente tejido vivo, por ejemplo, piel, intestino o tejido cerebral. La primera longitud de onda puede seleccionarse para interactuar con un fluido corporal que pueda moverse a través del objetivo, por ejemplo sangre o fluido linfático. La primera longitud de onda puede situarse en la parte roja o (casi) infrarroja del espectro electromagnético, por ejemplo, en el intervalo 600-700 nm, preferiblemente en el intervalo 620-660 nm, o en el intervalo 700-1200 nm. La primera longitud de onda puede seleccionarse en función del fluido corporal de interés y/o del tejido del que se obtengan imágenes. La primera longitud de onda también puede seleccionarse en función de las propiedades de un sensor de formación de imágenes. Dependiendo, entre otras cosas, del tiempo de exposición, el tamaño del área de la imagen, el tamaño del moteado y la resolución de la imagen, pueden obtenerse imágenes de diferentes cantidades de interés, por ejemplo, el flujo en vasos sanguíneos individuales grandes o pequeños, o la perfusión microvascular de un área objetivo.

En una realización, el sistema puede comprender además una segunda fuente de luz **106** para generar luz de al menos una segunda longitud de onda, que comprende preferentemente luz de la parte verde del espectro electromagnético, para iluminar el área objetivo **102**. La al menos segunda longitud de onda puede seleccionarse para crear imágenes con una alta distinción visual, es decir, un alto contraste de las características anatómicas. La al menos segunda longitud de onda puede seleccionarse para comprender una longitud de onda que cree imágenes con una alta distinción visual, es decir, un alto contraste de las características anatómicas. La segunda longitud de onda puede seleccionarse en función del tejido del área objetivo. En general, la luz de la al menos segunda longitud de onda puede ser luz coherente o luz incoherente, y puede ser monocromática, por ejemplo, luz de imagen de banda estrecha azul o verde, o luz policromática, por ejemplo, luz blanca. En otras realizaciones, sólo se utiliza la primera fuente de luz. En la realización representada en **la Fig. 1C**, la luz de al menos la segunda longitud de onda es luz coherente monocromática. La segunda longitud de onda puede ser generada, por ejemplo, por una segunda fuente de luz coherente. Alternativamente, la luz de la primera longitud de onda y la luz de la segunda longitud de onda pueden ser generadas por una única fuente de luz coherente configurada para generar luz coherente en una pluralidad de longitudes de onda.

El sistema puede comprender además uno o más sensores de imágenes **108** para capturar imágenes asociadas con la luz de la primera longitud de onda y, cuando proceda, imágenes asociadas con la luz de la al menos segunda longitud de onda, habiendo interactuado la luz de la primera y de la al menos segunda longitud de onda con el objetivo en el área objetivo. En otra realización, el sistema puede comprender una pluralidad de cámaras, por ejemplo una primera cámara para adquirir las primeras imágenes de moteado sin procesar asociadas a la primera longitud de onda y una segunda cámara para adquirir las imágenes de corrección asociadas a la segunda longitud de onda. El sistema puede comprender además ópticas adicionales, por ejemplo, fibras ópticas, lentes o divisores de haz, para guiar la luz desde la una o más fuentes de luz hasta el área objetivo y desde el área objetivo hasta el uno o más sensores de imágenes.

Cuando el objetivo se ilumina con luz coherente, puede formarse un patrón de moteado láser mediante autointerferencia. Las imágenes pueden ser recibidas y procesadas por una unidad de procesamiento **110**. Los ejemplos se describirán en más detalle con referencia a la **Fig. 1B-D**. La unidad de procesamiento puede emitir imágenes procesadas esencialmente en tiempo real, por ejemplo, a una pantalla o a un ordenador **112**. La unidad de procesamiento puede ser una unidad independiente. La unidad de procesamiento puede ser una unidad independiente o formar parte del ordenador. Las imágenes procesadas pueden visualizarse en la pantalla o en el ordenador.

En una realización, puede utilizarse un endoscopio o laparoscopio para guiar la luz al área objetivo y adquirir imágenes. Una o más fuentes de luz, uno o más sensores de imágenes, la unidad de procesamiento y la pantalla pueden, por ejemplo, formar parte de un sistema endoscópico.

La Fig. 1B-D muestra un diagrama de flujo para la obtención de imágenes de contraste de moteado láser con compensación de movimiento según una realización de la invención. Las alternativas que se mencionan con respecto a una de estas realizaciones también se pueden aplicar a las otras realizaciones, a menos que tal combinación resulte en una descripción contradictoria.

La Fig. 1B representa un diagrama de flujo para la formación de imágenes de contraste de moteado láser con compensación de movimiento según una realización de la invención. En esta realización, sólo se utiliza luz coherente de la primera longitud de onda generada por la primera fuente de luz **104**, que puede ser, por ejemplo, luz verde o, preferiblemente, roja. El uno o más sensores de imágenes **108** es un único sensor de imágenes, típicamente un sensor de imágenes monocromático optimizado o al menos adecuado para la longitud de onda utilizada. Como se indicó

anteriormente y se mostrará en los ejemplos de **la Fig. 1C y 1D** a continuación, otras realizaciones pueden utilizar configuraciones diferentes.

En un primer paso **120**, se obtiene una secuencia de imágenes de moteado sin procesar, por ejemplo, capturadas o recibidas de una fuente externa. Estas imágenes de moteado se utilizarán también como imágenes de corrección. Basándose en cada primera imagen de moteado sin procesar, puede calcularse una primera imagen de contraste de moteado **126**. El contraste de moteado puede determinarse de cualquier forma adecuada, por ejemplo, mediante una convolución con un núcleo de convolución predeterminado, o determinando la desviación estándar relativa de las intensidades de los valores de los píxeles en una ventana deslizante. Como el contraste de moteado está correlacionado con la perfusión, los pesos de la unidad de perfusión pueden determinarse basándose en los valores de contraste de moteado de las primeras imágenes de contraste de moteado.

En una realización de longitud de onda única, las imágenes de moteado sin procesar o las imágenes de contraste de moteado pueden utilizarse como imágenes de corrección. En cada imagen de corrección, las posiciones de las características predeterminadas del objeto pueden ser determinadas **130**. Basándose en las posiciones de las características predeterminadas del objeto en dos o más imágenes de corrección, pueden determinarse vectores de desplazamiento que identifiquen el movimiento del área objetivo, por ejemplo utilizando un algoritmo de flujo óptico. Esto se describirá con más detalle en las **Fig. 5 y 6**. Puede utilizarse un algoritmo de flujo óptico (disperso) para determinar vectores de desplazamiento basados en características seleccionadas. Otras realizaciones pueden utilizar, por ejemplo, un algoritmo de flujo óptico denso; en ese caso, no es necesario determinar las características.

Basándose en los vectores de desplazamiento, pueden determinarse transformaciones para registrar imágenes en la segunda secuencia de imágenes. Preferiblemente, las transformaciones se seleccionan de la clase de homografías, de la clase de transformaciones proyectivas, o de la clase de transformaciones afines. Opcionalmente, los pesos de flujo óptico pueden determinarse basándose en los vectores de desplazamiento o en los parámetros que definen la transformación.

Las transformaciones determinadas pueden entonces ser usadas para registrar, o alinear geométricamente, las imágenes de contraste de moteado entre sí, resultando en primeras imágenes de contraste de moteado registradas. En una realización alternativa, las imágenes de moteado sin procesar pueden ser registradas antes de computar el contraste de moteado. Sin embargo, como el registro de la imagen puede afectar a los valores de los píxeles y, por tanto, al contraste, esta forma de realización es menos preferida.

Posteriormente, las primeras imágenes de contraste de moteado registradas pueden combinarse **136**, por ejemplo, utilizando un filtro temporal. El filtro temporal puede comprender promediar una pluralidad de primeras imágenes de contraste de moteado. El promedio puede ser un promedio ponderado, con los pesos basados en los pesos del flujo óptico y/o basados en los pesos de la unidad de perfusión. En una realización alternativa, las imágenes de moteado sin procesar registradas pueden combinarse utilizando el filtro temporal, y una imagen de contraste de moteado puede determinarse basándose en la imagen de moteado combinada. Esto da como resultado imágenes de contraste de moteado compensada.

Después, las primeras imágenes sin procesar combinadas de moteado pueden ser post-procesadas, por ejemplo, convertidas a valores de perfusión, umbralizadas para indicar áreas con alta o baja perfusión, superpuestas en una imagen de luz blanca del área objetivo, etcétera. El post-procesamiento puede ser realizado, por ejemplo, por la unidad de procesamiento **110** o el ordenador **112**. **La Fig. 1C** muestra un diagrama de flujo para la obtención de imágenes de contraste de moteado láser compensado según una realización de la invención. En la realización representada, la luz de la primera longitud de onda generada por la primera fuente de luz **104** es luz roja, y la luz de al menos la segunda longitud de onda generada por la segunda fuente de luz **106** es luz verde coherente. El uno o más sensores de imágenes **108** son un único sensor que comprende canales rojo, verde y azul. La primera longitud de onda y la segunda longitud de onda se seleccionan para minimizar la diafonía. La señal en el canal rojo causada por la luz verde es sustancialmente menor que la señal causada por la luz roja; y la señal en el canal verde causada por la luz roja es sustancialmente menor que la señal causada por la luz verde. Como se indicó anteriormente, otras realizaciones pueden utilizar configuraciones diferentes.

En un primer paso **140**, se recibe una secuencia de imágenes RGB. Una primera secuencia de primeras imágenes de moteado sin procesar puede extraerse **142** del canal rojo de la secuencia de la imagen RGB, y una segunda secuencia de imágenes de corrección puede extraerse **144** del canal verde de la imagen RGB. La secuencia de imágenes de corrección puede ser una segunda secuencia de segundas imágenes de moteado sin procesar. Cada primera imagen de moteado sin procesar puede asociarse con la imagen de corrección extraída de la misma imagen RGB. En otras realizaciones, las primeras imágenes de moteado sin procesar y las imágenes de corrección pueden ser adquiridas por diferentes cámaras, por diferentes sensores de una cámara multisensor (por ejemplo, una cámara 3CCD), por otros canales (de color) de una única cámara (por ejemplo, una cámara YUV) o, si el objetivo se ilumina alternativamente con luz de primera longitud de onda y luz de al menos segunda longitud de onda, las imágenes pueden ser adquiridas alternativamente por una única cámara monocroma.

Basándose en cada primera imagen de moteado sin procesar, una primera imagen de contraste de moteado puede ser calculada **146**. Opcionalmente, basándose en cada segunda imagen de moteado sin procesar, una segunda

imagen de contraste de moteado puede ser calculada **148**. Opcionalmente, basándose en cada segunda imagen de moteado sin procesar, puede calcularse una segunda imagen de contraste de moteado **148**. El contraste de moteado puede determinarse de cualquier forma adecuada, por ejemplo, mediante una convolución con un núcleo de convolución predeterminado, o determinando la desviación estándar relativa de las intensidades de los valores de los píxeles en una ventana deslizante. Como el contraste de moteado está correlacionado con la perfusión, los pesos de la unidad de perfusión pueden determinarse basándose en los valores de contraste de moteado de las primeras imágenes de contraste de moteado. La segunda imagen de contraste de moteado puede utilizarse opcionalmente para corregir **152** la primera imagen de contraste de moteado, como se describirá con más detalle en referencia a la **Fig. 8**. En ese caso, la imagen de contraste de moteado corregida es la imagen de contraste de moteado corregida. En ese caso, los valores de contraste de moteado corregidos pueden utilizarse para determinar los pesos de las unidades de perfusión.

En cada imagen de corrección (es decir, en esta realización, en cada segunda imagen de moteado sin procesar), se pueden determinar **150** las posiciones de las características predeterminadas del objeto. Basándose en las posiciones de las características predeterminadas del objeto en dos o más imágenes de corrección, se pueden determinar los vectores de desplazamiento que identifican el movimiento del área objetivo, por ejemplo utilizando un algoritmo de flujo óptico. Esto se describirá con más detalle en las **Fig. 5 y 6**. Puede utilizarse un algoritmo de flujo óptico (disperso) para determinar vectores de desplazamiento basados en características seleccionadas. Otras realizaciones pueden utilizar, por ejemplo, un algoritmo de flujo óptico denso; en ese caso, no es necesario determinar las características.

Basándose en los vectores de desplazamiento, pueden determinarse transformaciones para registrar imágenes en la segunda secuencia de imágenes. Preferiblemente, las transformaciones se seleccionan de la clase de homografías, de la clase de transformaciones proyectivas, o de la clase de transformaciones afines. Opcionalmente, los pesos de flujo óptico pueden determinarse basándose en los vectores de desplazamiento o en los parámetros que definen la transformación.

Las transformaciones determinadas pueden entonces ser usadas para registrar **154**, o alinear geométricamente, las primeras imágenes de contraste de moteado asociadas con las imágenes de corrección.

Posteriormente, las primeras imágenes de contraste de moteado registradas pueden combinarse **156**, por ejemplo, utilizando un filtro temporal. El filtro temporal puede comprender el promediado de una pluralidad de primeras imágenes de contraste de moteado. El promedio puede ser un promedio ponderado, con los pesos basados en los pesos del flujo óptico y/o basados en los pesos de la unidad de perfusión.

En un paso final **158**, las primeras imágenes de moteado sin procesar combinadas pueden ser post-procesadas, por ejemplo convertidas a valores de perfusión, umbralizadas para indicar áreas con alta o baja perfusión, superpuestas en una imagen de luz blanca del área objetivo, etcétera. El posprocesamiento puede ser realizado, por ejemplo, por la unidad de procesamiento **110** o el ordenador **112**.

La **Fig. 1D** representa un diagrama de flujo para la formación de imágenes de contraste de moteado láser con compensación de movimiento según una realización de la invención. En la realización representada, la luz de la primera longitud de onda generada por la primera fuente de luz **104** es luz infrarroja, pero también son posibles otros colores como rojo, verde o azul. La luz de al menos la segunda longitud de onda generada por la segunda fuente de luz **106** es luz blanca (incoherente). Una ventaja de utilizar luz infrarroja y luz blanca es que ambas pueden utilizarse simultáneamente sin afectarse sustancialmente entre sí.

Tal como se representa, el uno o más sensores de imágenes **108** son dos sensores de imágenes en dos cámaras, una cámara de infrarrojos y una cámara en color. Esto puede ser práctico si la imagen de moteado láser se añade a un sistema que ya comprende una cámara en color, por ejemplo en un entorno de cirugía abierta. Además, disponer de sensores de imágenes dedicados puede permitir la optimización por separado de los parámetros de hardware y/o equipo, como el tiempo de exposición. Como se ha indicado anteriormente, otras realizaciones pueden utilizar configuraciones diferentes. Por ejemplo, en algunas realizaciones, puede utilizarse una sola cámara para capturar tanto las imágenes infrarrojas como las imágenes en color (luz blanca). Una ventaja de utilizar una sola cámara es que las imágenes infrarrojas y las imágenes en color se alinean y asocian automáticamente entre sí.

En un primer paso **160**, la cámara infrarroja captura una primera secuencia de primeras imágenes. Esta primera secuencia puede ser almacenada por el procesador de imágenes como una secuencia de imágenes de moteado sin procesar. En un segundo paso **161**, la cámara en color captura una segunda secuencia de segundas imágenes. Esta segunda secuencia puede almacenarse **164** como una secuencia de imágenes de corrección. Cada imagen especular sin procesar puede asociarse a una o más imágenes de corrección. Preferiblemente, cada imagen de moteado sin procesar se asocia al menos con la imagen de corrección que se capturó más próxima en el tiempo, preferiblemente simultánea, a la imagen de moteado sin procesar. Preferiblemente, las frecuencias de imagen de las cámaras primera y segunda se eligen de forma que permitan una asociación directa, por ejemplo, seleccionando una frecuencia de imagen como múltiplo entero de la otra frecuencia de imagen.

Basándose en cada imagen de moteado sin procesar, puede calcularse una imagen de contraste de moteado **166**. El contraste de moteado puede determinarse de cualquier forma adecuada, por ejemplo, mediante una convolución con

un núcleo de convolución predeterminado, o determinando la desviación estándar relativa de las intensidades de valor de píxel en una ventana deslizante. Como el contraste de moteado está correlacionado con la perfusión, los pesos de la unidad de perfusión pueden determinarse basándose en los valores de contraste de moteado de las primeras imágenes de contraste de moteado.

5 En cada imagen de corrección (es decir, en esta realización, en cada imagen de luz blanca), las posiciones de las características predeterminadas del objeto pueden determinarse **170**. Basándose en las posiciones de las características predeterminadas del objeto en dos o más imágenes de corrección, pueden determinarse vectores de desplazamiento que identifiquen el movimiento del área objetivo. Basado en las posiciones de las características predeterminadas del objeto en dos o más imágenes de corrección, los vectores de desplazamiento que identifican el movimiento del área objetivo pueden ser determinados, por ejemplo usando un algoritmo de flujo óptico. Esto se describirá con más detalle en las **Figs. 5 y 6**. Puede utilizarse un algoritmo de flujo óptico (disperso) para determinar vectores de desplazamiento basados en características seleccionadas. Otras realizaciones pueden utilizar, por ejemplo, un algoritmo de flujo óptico denso; en ese caso, no es necesario determinar las características.

10 Basándose en los vectores de desplazamiento, pueden determinarse transformaciones para registrar imágenes en la secuencia de imágenes de corrección. Preferiblemente, las transformaciones se seleccionan de la clase de homografías, de la clase de transformaciones proyectivas, o de la clase de transformaciones afines. Opcionalmente, los pesos de flujo óptico pueden determinarse basándose en los vectores de desplazamiento o en los parámetros que definen la transformación.

15 Las transformaciones determinadas pueden entonces utilizarse para registrar **174**, o alinear geométricamente, las primeras imágenes de contraste de moteado asociadas con las imágenes de corrección. Dado que, en esta realización, se utilizan dos cámaras, las dos cámaras no comparten un campo de visión y un marco de referencia. En consecuencia, el registro de las imágenes de contraste de moteado basado en los parámetros de transformación determinados utilizando las imágenes de corrección puede comprender la aplicación de una transformación a los parámetros de transformación para tener en cuenta este cambio en el marco de referencia. Si las cámaras están situadas en una posición fija entre sí, esta transformación puede estar predeterminada. De lo contrario, la transformación puede determinarse basándose, por ejemplo, en el procesamiento de imágenes de calibración o marcadores. Los marcadores pueden ser naturales o artificiales.

20 Posteriormente, las primeras imágenes de contraste de moteado registradas pueden combinarse **176**, por ejemplo, utilizando un filtro temporal. El filtro temporal puede comprender promediar una pluralidad de primeras imágenes de contraste de moteado. El promedio puede ser un promedio ponderado, con los pesos basados en los pesos de flujo óptico y/o basados en pesos de unidad de perfusión.

25 En un paso final **178**, las primeras imágenes de moteado sin procesar combinadas pueden ser post-procesadas, por ejemplo convertidas a valores de perfusión, umbralizadas para indicar áreas con alta o baja perfusión, superpuestas en una imagen de luz blanca del área objetivo, etcétera. El posprocesamiento puede ser realizado, por ejemplo, por la unidad de procesamiento **110** o el ordenador **112**.

30 En una realización, los pasos del procedimiento descritos en esta divulgación pueden ser ejecutados por un procesador en un dispositivo para acoplar luz coherente en un sistema endoscópico. Dicho dispositivo puede acoplarse entre una fuente de luz y un procesador de vídeo de un sistema endoscópico, y un endoscopio, por ejemplo un laparoscopio, del sistema endoscópico. De este modo, el dispositivo de acoplamiento puede añadir capacidades de formación de imágenes de moteado láser a un sistema endoscópico. Dicho dispositivo de acoplamiento se ha descrito con más detalle en la solicitud de patente holandesa NL 2026240 .

35 En una realización alternativa, los pasos del procedimiento descritos en esta divulgación pueden aplicarse en un entorno quirúrgico abierto, posiblemente en combinación con un sistema de imágenes preexistente.

40 **La Fig. 2A** representa imágenes de moteado sin procesar, e imágenes de contraste de moteado láser basadas en las imágenes de moteado sin procesar, de un objetivo con baja perfusión y un objetivo con alta perfusión. Las imágenes **202 y 204** son imágenes de moteado sin procesar de la punta de un dedo humano, incluyendo el lecho ungueal. Cuando se obtuvo la imagen **202**, el flujo sanguíneo a través del dedo estaba restringido, resultando en una baja perfusión sanguínea del dedo (isquemia artificial). Cuando se obtuvo la imagen **204**, el flujo sanguíneo no estaba restringido, por lo que la perfusión sanguínea era mucho mayor que en la situación anterior. Para un observador humano, es difícil ver las diferencias en el patrón de moteado asociadas con la diferencia en la perfusión. También se muestra una parte ampliada **210** de la imagen **204**, que muestra la estructura de moteado con más detalle.

45 Las imágenes **206 y 208** son imágenes de contraste de moteado basadas en las imágenes **202 y 204**, respectivamente. Un color claro representa un contraste bajo y, por tanto, una perfusión alta, mientras que un color oscuro representa un contraste alto y, por tanto, una perfusión baja. En estas imágenes, la diferencia en la perfusión es inmediatamente clara, especialmente en el lecho ungueal, donde el flujo sanguíneo se produce relativamente cerca de la superficie.

50 **La Fig. 2B** representa una serie de imágenes de contraste de moteado láser de un objetivo de baja perfusión que muestra movimiento, antes de la corrección de movimiento y después de la corrección de movimiento según una realización de la invención. Las imágenes **220-1-5** son imágenes de contraste de moteado de la punta de un dedo

humano, incluyendo un lecho ungueal. Durante la adquisición de las imágenes **220₂₋₄**, el dedo se movió, provocando una pérdida de contraste debido al movimiento del dedo. Si un usuario está interesado en el flujo sanguíneo, el bajo contraste de moteado en las imágenes **220₂₋₄**, representado por un color claro, puede considerarse un artefacto de movimiento. Las imágenes **222₁₋₅** se basan en las mismas imágenes de moteado brutas que las imágenes **220₁₋₅**, respectivamente, pero han sido corregidas por un algoritmo de corrección del movimiento según una realización de la invención.

La Fig. **2C** representa imágenes de contraste de moteado de una serie de imágenes de contraste de moteado y un gráfico que representa un nivel de perfusión basado en la serie de imágenes de contraste de moteado. El gráfico **230** representa una medición de perfusión de un lecho ungueal, mostrando una primera curva **232** que representa la perfusión determinada basada en mediciones no corregidas, y una segunda curva **234** que representa la perfusión determinada basada en mediciones corregidas con un algoritmo de corrección de movimiento como se describe en esta divulgación. Alrededor de la marca de tiempo de 10 segundos, se restringe artificialmente el flujo sanguíneo al dedo, y unos 30 segundos después, se elimina la restricción. En particular, entre los 23 y los 38 segundos, la medición de la perfusión no corregida muestra una serie de artefactos de movimiento, en los que la perfusión parece aumentar y disminuir bruscamente.

La figura muestra además tres imágenes ejemplares de contraste de moteado antes (imágenes **236₁₋₃**) y después (imágenes **238₁₋₃**) del procesamiento con un algoritmo de corrección y compensación de movimiento basado en una sola longitud de onda. En estas imágenes, un color claro representa un contraste de moteado bajo y, por tanto, una perfusión alta, mientras que un color oscuro representa un contraste de moteado alto y, por tanto, una perfusión baja. Las tres imágenes sin corregir aparecen más o menos iguales, lo que dificulta que un usuario reconozca un momento (o, en otras aplicaciones, una región) con perfusión baja o alta. Por el contrario, las imágenes con corrección de movimiento muestran una clara diferencia entre la imagen (central) adquirida durante la restricción del flujo sanguíneo y las demás imágenes con flujo sanguíneo sin restricciones, lo que permite al usuario seleccionar un momento o lugar con una perfusión alta.

Además, las estructuras anatómicas como los bordes del dedo y el lecho ungueal pueden reconocerse más fácilmente en la imagen compensada por movimiento, mientras que los detalles pueden ser difíciles de reconocer en las imágenes no corregidas debido a su naturaleza granulada. Esto facilita aún más la interpretación de las imágenes por parte del usuario.

La Fig. **3A** representa un diagrama de flujo para la formación de imágenes de contraste de moteado láser según una realización de la invención. En un primer paso **302**, puede obtenerse una primera imagen de moteado sin procesar en un primer instante de tiempo $t = t_1$. Una fuente de luz puede iluminar un área objetivo con luz coherente de una longitud de onda predeterminada y un sensor de imágenes puede capturar una primera imagen de moteado sin procesar basada en la longitud de onda predeterminada. Basándose en la primera imagen de moteado sin procesar, puede calcularse una primera imagen de contraste de moteado láser **304**. Una imagen de contraste de moteado láser puede determinarse, por ejemplo, determinando una desviación estándar relativa de los valores de píxel en una ventana deslizante, por ejemplo, una ventana 3×3, una ventana 5×5, o una ventana 7×7. Generalmente, puede seleccionarse una ventana $(2n + 1) \times (2n + 1)$ para un número natural n, dependiendo del tamaño del moteado. Alternativamente, puede utilizarse una convolución con un núcleo, donde el tamaño del núcleo puede seleccionarse en función del tamaño del moteado. Se puede determinar una desviación estándar relativa calculando la desviación estándar de los valores de intensidad de píxel en un área dividida por el valor medio de intensidad de píxel en el área. Alternativamente, los valores de contraste de moteado láser pueden determinarse de cualquier otra forma adecuada.

En un siguiente paso **308**, un procesador puede determinar una primera pluralidad de primeras características en la primera imagen de moteado sin procesar. Alternativamente, la primera pluralidad de primeras características puede determinarse en la primera imagen de contraste de moteado. Preferentemente, se utiliza la imagen con las características anatómicas más claramente definidas; puede depender de los parámetros de formación de imágenes, como la longitud de onda y el tiempo de exposición, que las características anatómicas tengan una mayor distinción visual en la imagen de moteado sin procesar o en la imagen de contraste de moteado. En la parte restante de la descripción de la Fig. **3A**, el término "imagen de moteado" puede referirse a una imagen de moteado sin procesar o a una imagen de contraste de moteado. Los pasos relativos a la detección de características se describirán más detalladamente a continuación con referencia a las Fig. **5-6**.

Los pasos **312-318** son análogos a los pasos **302-308**, respectivamente, ejecutados en un segundo instante de tiempo $t = t_2$. Así, puede obtenerse una segunda imagen de moteado sin procesar **312** en el segundo instante de tiempo $t = t_2$. La fuente de luz puede iluminar el área objetivo con luz coherente de la longitud de onda predeterminada y el sensor de imágenes puede capturar una segunda imagen de moteado sin procesar basada en la longitud de onda predeterminada. Basándose en la segunda imagen de moteado sin procesar, puede calcularse una segunda imagen de contraste de moteado láser **314**.

En un siguiente paso **318**, el procesador puede determinar una segunda pluralidad de segundas características en la segunda imagen de moteado. Al menos una parte de la segunda pluralidad de segundas características debe corresponder a al menos una parte de la primera pluralidad de primeras características. Típicamente, la segunda imagen de moteado es similar a la primera imagen de moteado, ya que en una aplicación típica, el área objetivo no

cambiará mucho entre $t = t_1$ y $t = t_2$. Por lo tanto, cuando se utiliza un algoritmo determinista para detectar características, la mayoría de las características detectadas en la segunda imagen de moteado corresponderán generalmente a características detectadas en la primera imagen de moteado, en el sentido de que las características detectadas en las imágenes representan las mismas, o prácticamente las mismas, características anatómicas en el objetivo fotografiado. Así, una pluralidad de segundas características puede asociarse con una pluralidad de primeras características.

En un siguiente paso **320**, el procesador puede determinar una pluralidad de vectores de desplazamiento basándose en las primeras características y las correspondientes segundas características, un vector de desplazamiento que describe el desplazamiento de una característica con respecto a una imagen. Por ejemplo, el procesador puede determinar pares de características que comprenden una primera característica y una segunda característica, determinar una primera posición de la primera característica relativa a la primera imagen de moteado, determinar una segunda posición de la segunda característica relativa a la segunda imagen de moteado, y determinar una diferencia entre la primera y la segunda posiciones. Típicamente, los pares de características correspondientes pueden ser pares de una primera característica y una segunda característica asociada que representan la misma característica anatómica.

En el siguiente paso **322**, el procesador puede determinar una transformación, por ejemplo una transformación afín o una homografía más general, para registrar las características correspondientes entre sí, basándose en la pluralidad de vectores de desplazamiento. La transformación puede encontrarse, por ejemplo, seleccionando de una clase de transformaciones una transformación que minimice una distancia entre pares de características correspondientes. Basándose en la transformación, el procesador puede registrar o alinear **324** la primera imagen de contraste de moteado láser y la segunda imagen de contraste de moteado láser entre sí, transformando la primera y/o la segunda imagen de contraste de moteado láser. Típicamente, la imagen más antigua puede ser transformada para ser registrada con la imagen más reciente.

En otras realizaciones, los pasos **308** y **318** pueden omitirse, y los vectores de desplazamiento pueden determinarse basándose en la primera y segunda imágenes de moteado. Por ejemplo, se puede utilizar un algoritmo de flujo óptico denso, como un algoritmo Pyramid Lucas-Kanade o un algoritmo Farneback para determinar los vectores de desplazamiento. Este tipo de algoritmos suele realizar una convolución de una vecindad de píxeles de la primera imagen de moteado con una parte o la totalidad de la segunda imagen de moteado, haciendo coincidir así una vecindad para cada píxel en la primera imagen de moteado con una vecindad en la segunda imagen de moteado. Dichos procedimientos también pueden comprender la determinación de una expansión polinómica para modelar valores de píxel en vecindades de píxel en la primera y segunda imágenes de moteado, comparando coeficientes de expansión, y determinando vectores de desplazamiento basados en la comparación.

De este modo, los vectores de desplazamiento pueden determinarse para, por ejemplo, píxeles individuales o grupos de píxeles, basándose en los valores de píxeles en grupos de píxeles en las imágenes de moteado.

En algunas realizaciones, el paso **320** puede omitirse, y una transformación puede determinarse basándose en valores de píxeles de grupos de píxeles en la primera imagen de moteado y valores de píxeles de grupos de píxeles asociados en la segunda imagen de moteado, por ejemplo usando una red neuronal entrenada que recibe una primera imagen y una segunda imagen como entrada y proporciona como salida una transformación para registrar la primera imagen con la segunda imagen o, alternativamente, la segunda imagen con la primera imagen.

A continuación, el procesador puede calcular **326** una imagen de contraste de moteado láser combinada, por ejemplo, promediada, basada en las imágenes de contraste de moteado láser primera y segunda registradas. El cálculo de una imagen combinada puede comprender el cálculo de una media ponderada, estando las ponderaciones preferiblemente basadas en una cantidad normalizada de contraste de moteado, en un cambio relativo en el contraste de moteado, en los vectores de desplazamiento determinados, y/o en parámetros asociados con la transformación determinada. El cálculo de una imagen combinada puede comprender además la aplicación de uno o más filtros, por ejemplo, un filtro de mediana o un filtro de valores atípicos.

En otras realizaciones, los pasos pueden realizarse en un orden diferente. Por ejemplo, las imágenes de contraste de moteado láser pueden calcularse después de haber registrado las imágenes de moteado sin procesar. De este modo, pueden calcularse imágenes de contraste de moteado temporales o espaciotemporales. Sin embargo, si la transformación es más general que la traslación y la rotación (por ejemplo, comprende escalado o cizallamiento), la transformación puede distorsionar el patrón de moteado y, por lo tanto, introducir una fuente de ruido. En algunas realizaciones, puede calcularse una única imagen de moteado láser sin procesar con contraste basándose en las imágenes de moteado sin procesar combinadas, por ejemplo, promediadas. En este caso, las imágenes se registran preferiblemente con una precisión inferior al píxel.

La Fig. 3B representa un diagrama de flujo para la formación de imágenes de contraste de moteado láser según una realización de la invención. En un primer paso **332**, puede obtenerse una primera imagen de moteado sin procesar en un primer instante de tiempo $t = t_1$. Una primera fuente de luz puede iluminar un área objetivo con luz coherente de una primera longitud de onda y un primer sensor de imágenes puede capturar una primera imagen de moteado sin procesar basada en la primera longitud de onda. Basándose en la primera imagen de moteado sin procesar, puede

calcularse una primera imagen de contraste de moteado láser **334** . Una imagen de contraste de moteado láser puede determinarse como se describió anteriormente con referencia al paso **304**.

En el siguiente paso **336**, puede obtenerse una primera imagen de corrección asociada con la primera imagen de moteado en un primer momento $t = t_1$. La primera imagen de corrección puede comprender píxeles con valores de píxel y coordenadas de píxel, identificando las coordenadas de píxel la posición del píxel en la imagen. La primera imagen de corrección se obtiene preferentemente de forma simultánea con la primera imagen especular sin procesar, pero en una realización alternativa, la primera imagen de corrección puede obtenerse, por ejemplo, antes o después de la primera imagen especular sin procesar.

Una segunda fuente de luz puede iluminar el área objetivo con luz de al menos una segunda longitud de onda, diferente de la primera longitud de onda y un segundo sensor de imágenes puede capturar una primera imagen de corrección basada en la al menos segunda longitud de onda. La segunda fuente de luz puede utilizar luz coherente o luz incoherente. La segunda fuente de luz puede generar luz monocromática o policromática, por ejemplo, luz blanca. El segundo sensor de imágenes puede ser el mismo sensor que el primer sensor de imágenes, o un sensor diferente.

En la realización descrita anteriormente con referencia a la **Fig. 3A**, la segunda longitud de onda es la misma que la primera longitud de onda, y la primera imagen de corrección es la misma imagen que la primera imagen de moteado sin procesar.

En un siguiente paso **338**, un procesador puede determinar una primera pluralidad de primeras características en la primera imagen de corrección. Los pasos relativos a la detección de características se describirán con más detalle con referencia a la **Fig. 5-6**.

Los pasos **342-348** son análogos a los pasos **332-338**, respectivamente, ejecutados en una segunda instancia de tiempo $t = t_2$. Así, una segunda imagen de moteado sin procesar puede ser obtenida **342** en la segunda instancia de tiempo $t = t_2$. La primera fuente de luz puede iluminar el área objetivo con luz coherente de la primera longitud de onda y el primer sensor de imágenes puede capturar una segunda imagen de moteado sin procesar basada en la primera longitud de onda. Basándose en la segunda imagen de moteado sin procesar, puede calcularse una segunda imagen de contraste de moteado láser **344**.

En un siguiente paso **346**, puede obtenerse una segunda imagen de corrección asociada con la segunda imagen de moteado sin procesar en el segundo instante de tiempo $t = t_2$. La segunda fuente de luz puede iluminar el área objetivo con luz de la al menos segunda longitud de onda y el segundo sensor de imágenes puede capturar una segunda imagen de corrección basada en la al menos segunda longitud de onda.

En un siguiente paso **348**, el procesador puede determinar una segunda pluralidad de segundas características en la segunda imagen de corrección. Al menos una parte de la segunda pluralidad de segundas características debe corresponder a al menos una parte de la primera pluralidad de primeras características. Típicamente, la segunda imagen de corrección es similar a la primera imagen de corrección, ya que en una aplicación típica, el área del objetivo no cambiará mucho entre $t = t_1$ y $t = t_2$. Por lo tanto, cuando se utiliza un algoritmo determinista para detectar características, la mayoría de las características detectadas en la segunda imagen de corrección corresponderán generalmente a características detectadas en la primera imagen de corrección, en el sentido de que las características detectadas en las imágenes representan las mismas, o prácticamente las mismas, características anatómicas en el objetivo fotografiado. Así, una pluralidad de segundas características puede asociarse a una pluralidad de primeras características.

En un siguiente paso **350**, el procesador puede determinar una pluralidad de vectores de desplazamiento basados en las primeras características y las correspondientes segundas características, un vector de desplazamiento que describe el desplazamiento de una característica relativa a una imagen. Por ejemplo, el procesador puede determinar pares de características que comprenden una primera característica y una segunda característica, determinar una primera posición de la primera característica relativa a la primera imagen de corrección, determinar una segunda posición de la segunda característica relativa a la segunda imagen de corrección, y determinar una diferencia entre la primera y segunda posiciones. Típicamente, los pares de características correspondientes pueden ser pares de una primera característica y una segunda característica asociada que representan la misma característica anatómica.

En el siguiente paso **352**, el procesador puede determinar una transformación, por ejemplo una transformación afín o una homografía más general, para registrar las características correspondientes entre sí, basándose en la pluralidad de vectores de desplazamiento. La transformación puede encontrarse, por ejemplo, seleccionando de una clase de transformaciones una transformación que minimice una distancia entre pares de características correspondientes. Basándose en la transformación, el procesador puede registrar o alinear **354** la primera imagen de contraste de moteado láser y la segunda imagen de contraste de moteado láser entre sí, transformando la primera y/o la segunda imagen de contraste de moteado láser. Típicamente, la imagen más antigua puede ser transformada para ser registrada con la imagen más reciente. En realizaciones con más de un sensor de imágenes, los parámetros de transformación determinados basándose en las imágenes de corrección pueden ajustarse para tener en cuenta las diferencias entre los campos de visión de más de un sensor de imágenes.

En otras realizaciones, los pasos **338** y **348** pueden ser omitidos, y los vectores de desplazamiento pueden ser determinados basados en la primera y segunda imágenes de corrección. Por ejemplo, puede utilizarse un algoritmo de flujo óptico denso, como un algoritmo Pyramid Lucas-Kanade o un algoritmo Farneback para determinar los vectores de desplazamiento. Este tipo de algoritmos suele realizar una convolución de una vecindad de píxeles de la primera imagen de corrección con una parte o la totalidad de la segunda imagen de corrección, haciendo coincidir así una vecindad para cada píxel en la primera imagen de corrección con una vecindad en la segunda imagen de corrección. Tales procedimientos también pueden comprender la determinación de una expansión polinómica para modelar los valores de píxel en las vecindades de píxel en la primera y segunda imágenes de corrección, comparando los coeficientes de expansión, y determinando vectores de desplazamiento basados en la comparación.

De este modo, los vectores de desplazamiento pueden determinarse para, por ejemplo, píxeles individuales o grupos de píxeles, basándose en los valores de píxeles en grupos de píxeles en la primera imagen de corrección y grupos de píxeles asociados en la segunda imagen de corrección.

En algunas realizaciones, el paso **350** puede omitirse, y una transformación puede determinarse basándose en valores de píxeles de grupos de píxeles en la primera imagen de corrección y valores de píxeles de grupos de píxeles asociados en la segunda imagen de corrección, por ejemplo usando una red neuronal entrenada que recibe una primera imagen y una segunda imagen como entrada y proporciona como salida una transformación para registrar la primera imagen con la segunda imagen o alternativamente, la segunda imagen con la primera imagen.

A continuación, el procesador puede calcular **356** una imagen de contraste de moteado láser combinada, por ejemplo, promediada, basada en las imágenes de contraste de moteado láser primera y segunda registradas, como se ha descrito anteriormente con referencia al paso **326**.

En otras realizaciones, los pasos pueden realizarse en un orden diferente. Por ejemplo, las imágenes de contraste de moteado láser pueden calcularse después de haber registrado las imágenes de moteado sin procesar. De este modo, pueden calcularse imágenes de contraste de moteado temporales o espaciotemporales. Sin embargo, si la transformación es más general que la traslación y la rotación (por ejemplo, comprende escalado o cizallamiento), la transformación puede distorsionar el patrón de moteado y, por lo tanto, introducir una fuente de ruido. Esto es particularmente cierto en las realizaciones con más de una cámara. En algunas realizaciones, puede calcularse una única imagen de moteado láser sin procesar con contraste basándose en las imágenes de moteado sin procesar combinadas, por ejemplo, promediadas. En este caso, las imágenes se registran preferiblemente con una precisión inferior al píxel.

La Fig. 4A representa un diagrama de flujo para un procedimiento de formación de imágenes de contraste de moteado compensada según una realización de la invención. En un primer paso **402**, el procedimiento puede comprender exponer un área objetivo a luz coherente de una longitud de onda predeterminada, incluyendo el área objetivo tejido vivo. Preferiblemente, el área objetivo comprende tejido vivo, por ejemplo, piel, quemaduras u órganos internos como intestinos o tejido cerebral. Preferiblemente, el tejido vivo está perfundido y/o comprende vasos sanguíneos y/o vasos linfáticos. La longitud de onda predeterminada puede ser una longitud de onda en el espectro visible, por ejemplo en la parte roja, verde o azul del espectro visible, o la longitud de onda predeterminada puede ser una longitud de onda en la parte infrarroja del espectro, preferiblemente en la parte infrarroja cercana.

En un siguiente paso **404**, el procedimiento puede comprender la captura, por ejemplo mediante un sensor de imágenes, de al menos una secuencia de imágenes, la al menos una secuencia de imágenes que comprende imágenes de moteado (sin procesar), siendo las imágenes de moteado (sin procesar) capturadas durante la exposición con la primera luz.

Cada imagen de moteado sin procesar puede comprender píxeles, estando los píxeles definidos por coordenadas de píxel y teniendo valores de píxel. Las coordenadas de píxel pueden definir la posición del píxel relativa a la imagen, y están típicamente asociadas con un elemento sensor del sensor de imágenes. El valor del píxel puede representar una intensidad luminosa.

El sensor de imágenes puede comprender un sensor de imágenes 2D, por ejemplo un CCD, por ejemplo una cámara monocroma o una cámara en color. Las imágenes de la secuencia de imágenes pueden ser fotogramas de un flujo de vídeo o de una instantánea de varios fotogramas.

En un siguiente paso **406**, el procedimiento puede comprender además determinar uno o más parámetros de transformación de un algoritmo de registro de imágenes para registrar las imágenes de moteado entre sí. Los parámetros de transformación pueden basarse en una medida de similitud de valores de píxel de grupos de píxeles en una pluralidad de imágenes de la al menos una secuencia de imágenes, seleccionándose las imágenes de la pluralidad de imágenes a partir de las imágenes de moteado. Alternativamente, las imágenes de la pluralidad de imágenes pueden comprender otras imágenes distintas de las imágenes de moteado sin procesar, que están asociadas con las imágenes de moteado sin procesar. Los parámetros de transformación definen preferiblemente una o más transformaciones del grupo de homografías, transformaciones proyectivas o transformaciones afines.

La determinación de los parámetros de transformación basados en grupos de píxeles se describe con más detalle a continuación con referencia al paso **416**, entendiéndose que en esta realización, las imágenes de moteado (sin procesar) se utilizan como imágenes de corrección.

- 5 El procedimiento puede comprender además determinar una imagen de contraste de moteado láser combinada basada en la al menos parte de la secuencia de primeras imágenes de moteado y el uno o más parámetros de transformación determinados, usando el paso **408** o el paso **410**.

- 10 En un paso **408**, el procedimiento puede comprender además determinar imágenes de moteado registradas registrando las imágenes de moteado basadas en uno o más parámetros de transformación y el algoritmo de registro de imágenes, y determinar una imagen de contraste de moteado combinada basada en las imágenes de moteado registradas. En una realización de este tipo, el algoritmo puede registrar primero la secuencia de imágenes de moteado sin procesar utilizando la transformación determinada, luego calcular una secuencia de imágenes de contraste de moteado, y luego combinar las imágenes de contraste de moteado registradas.

- 15 En un paso alternativo **410**, el procedimiento puede comprender además determinar imágenes de contraste de moteado basadas en las imágenes de moteado, determinar imágenes de contraste de moteado registradas registrando las imágenes de contraste de moteado basadas en uno o más parámetros de transformación y el algoritmo de registro de imágenes, y determinar una imagen de contraste de moteado combinada basada en las imágenes de contraste de moteado registradas. En otras palabras, el algoritmo puede calcular primero una secuencia de imágenes de contraste de moteado, luego registrar las imágenes de contraste de moteado utilizando la transformación determinada, y luego combinar las imágenes de contraste de moteado registradas.

- 20 Otras alternativas se discuten a continuación con referencia a los pasos **418** y **420**.

- 25 **La Fig. 4B** representa un diagrama de flujo para un procedimiento de formación de imágenes de contraste de moteado compensada según una realización de la invención. En un primer paso **412**, el procedimiento puede comprender exponer alternativa o simultáneamente un área objetivo a una primera luz coherente de una primera longitud de onda y a una segunda luz de una o más segundas longitudes de onda, preferiblemente al menos en parte diferentes de la primera longitud de onda. La segunda luz puede ser, por ejemplo, luz coherente de una segunda longitud de onda, luz de banda estrecha o luz que comprenda una pluralidad de segundas longitudes de onda del espectro visible, por ejemplo, luz blanca. Preferiblemente, el área objetivo comprende tejido vivo, por ejemplo, piel, quemaduras u órganos internos como intestinos o tejido cerebral. Preferiblemente, el tejido vivo está perfundido y/o comprende vasos sanguíneos y/o vasos linfáticos.

- 30 En un siguiente paso **414**, el procedimiento puede comprender la captura, por ejemplo mediante un sistema de sensores de imágenes con uno o más sensores de imágenes con una relación fija entre sí, de una secuencia de primeras imágenes de moteado (sin procesar) durante la exposición con la primera luz, y una secuencia de segundas imágenes (de corrección) durante la exposición con la segunda luz. Una imagen de moteado de la secuencia de primeras imágenes de moteado puede asociarse con una imagen de la secuencia de segundas imágenes.

- 35 En el caso de exposición y adquisición simultáneas, cada segunda imagen puede asociarse con la primera imagen de moteado adquirida simultáneamente. En una realización en la que las segundas imágenes son las mismas imágenes que las primeras imágenes de moteado, cada imagen puede considerarse asociada a sí misma, y la imagen puede denominarse primera imagen de moteado o segunda imagen, dependiendo de su función en el algoritmo (por ejemplo, determinar parámetros de transformación o proporcionar información de perfusión).

- 40 En el caso de adquisición alternante, una primera imagen de moteado puede asociarse con, por ejemplo, la segunda imagen adquirida inmediatamente antes o después de la primera imagen de moteado, o ambas. Cuando las primeras imágenes de moteado se adquieren a una velocidad mayor que las segundas imágenes, varias primeras imágenes de moteado pueden asociarse con una única segunda imagen.

- 45 Así, una secuencia de primeras imágenes de moteado sin procesar del área objetivo y una secuencia de imágenes de corrección del área objetivo pueden ser adquiridas, cada imagen de corrección siendo asociada con una o más primeras imágenes de moteado sin procesar. Cada imagen de corrección puede comprender píxeles, definidos por coordenadas de píxel y con valores de píxel. Las coordenadas de píxel pueden definir la posición del píxel en relación con la imagen, y se asocian típicamente con un elemento sensor del sensor de imágenes. El valor del píxel puede representar una intensidad luminosa.

- 50 El sistema de sensores de imágenes puede comprender uno o más sensores de imágenes 2D, por ejemplo CCD. Las primeras imágenes de moteado sin procesar y las imágenes de corrección pueden ser adquiridas usando uno o más sensores de imágenes, por ejemplo usando cámaras en escala de grises o cámaras en color (RGB). Las imágenes de la secuencia de imágenes pueden ser, por ejemplo, fotogramas de un flujo de vídeo o instantáneas de varios fotogramas.

- 55 En un siguiente paso **416**, el procedimiento puede comprender además determinar uno o más parámetros de transformación de un algoritmo de registro para registrar al menos una parte de la secuencia de primeras imágenes de moteado basándose en una medida de similitud de valores de píxel de grupos de píxeles en al menos una parte

de la secuencia de segundas imágenes asociadas con las primeras imágenes de moteado. Los parámetros de transformación definen preferiblemente una o más transformaciones fuera del grupo de homografías, transformaciones proyectivas o transformaciones afines.

La determinación de los parámetros de transformación puede comprender la selección de una primera imagen de corrección de la al menos parte de la secuencia de imágenes de corrección y la determinación de una pluralidad de primeros grupos de píxeles en la primera imagen de corrección. La primera imagen de corrección puede ser una imagen de corrección de referencia. En una realización, la primera imagen de corrección puede ser la primera imagen, por ejemplo, cuando se genera una única imagen de salida basada en la entrada de un usuario. En otra realización, la primera imagen de corrección puede ser la imagen de corrección más reciente, por ejemplo, cuando se genera un flujo continuo de imágenes de salida.

Un primer grupo de píxeles puede estar asociado con una característica en la primera imagen de corrección, por ejemplo, un borde o una esquina. Preferiblemente, una característica se asocia con una característica física o anatómica, por ejemplo, un vaso sanguíneo, o más en particular, una esquina aguda o una bifurcación en un vaso sanguíneo. Las características de la imagen no relacionadas con características físicas, como partes de la imagen sobreexpuestas o bordes de motas, pueden mostrar una gran variación entre fotogramas y, por lo tanto, pueden ser menos útiles para registrar imágenes. Las características pueden ser características predeterminadas, por ejemplo, características pertenecientes a una clase de características, como esquinas o regiones con grandes diferencias de intensidad. Las características pueden determinarse además mediante, por ejemplo, una métrica de calidad, restricciones en las distancias mutuas entre características, etcétera.

Alternativamente, un grupo de píxeles puede asociarse con una región de la primera imagen de corrección, por ejemplo, una vecindad de un conjunto predeterminado de píxeles, por ejemplo, cada píxel de la imagen, o una selección de píxeles distribuidos equitativamente por la imagen.

La determinación de los parámetros de transformación puede comprender además la selección de una o más segundas imágenes de corrección, diferentes de la primera imagen de corrección. Para cada una de las una o más segundas imágenes de corrección seleccionadas, puede determinarse una pluralidad de segundos grupos de píxeles. Los segundos grupos de píxeles pueden asociarse a una característica de la segunda imagen de corrección. Si se utiliza el registro (de imágenes) basado en características, por ejemplo, utilizando un algoritmo de flujo óptico disperso, preferiblemente se utiliza el mismo algoritmo para determinar los primeros grupos de píxeles y los segundos grupos de píxeles.

Si los primeros grupos de píxeles se determinan basándose en coordenadas de píxeles, los segundos grupos de píxeles pueden determinarse mediante convolución o correlación cruzada de un primer grupo de píxeles con la segunda imagen de corrección y, por ejemplo, seleccionando el grupo de píxeles más similar al primer grupo de píxeles, basándose en una métrica de similitud adecuada. La convolución puede restringirse en el espacio, por ejemplo, buscando únicamente un segundo grupo de píxeles coincidente cercano a la posición del primer grupo de píxeles. Alternativa o adicionalmente, los segundos grupos de píxeles pueden restringirse para conservar la orientación mutua de los primeros grupos de píxeles, por ejemplo, para evitar combinaciones anatómicamente imposibles.

Los segundos grupos de píxeles pueden entonces asociarse con los primeros grupos de píxeles basándose en, al menos, una similitud en los valores de píxel. En una realización en la que los segundos grupos de píxeles se determinan por coincidencia o convolución con los primeros grupos de píxeles, dicha asociación puede realizarse como parte de la determinación de los segundos grupos de píxeles. Si se utiliza el registro basado en características, un segundo grupo de píxeles puede asociarse con un primer grupo de píxeles basándose en la similitud de la característica asociada con el segundo grupo de píxeles y la característica asociada con el primer grupo de píxeles.

Una transformación para registrar la segunda imagen de corrección y la primera imagen de corrección, y por lo tanto para registrar las primeras imágenes de moteado asociadas o las primeras imágenes de contraste de moteado derivadas, puede determinarse basándose en las coordenadas de píxel de los píxeles en los primeros y segundos grupos de píxeles asociados. La determinación de una transformación puede comprender la determinación de un movimiento tridimensional del sistema de sensores de imágenes en relación con el área objetivo, o puede basarse en los efectos que este movimiento tridimensional tendría en las imágenes adquiridas.

Como paso intermedio, pueden determinarse vectores de desplazamiento, basados en posiciones del primer y segundo grupo de píxeles asociados, por ejemplo, basados en posiciones de características en la primera y segunda imágenes de corrección. Los vectores de desplazamiento pueden representar el movimiento del área objetivo en relación con el sensor de imágenes o el dispositivo de captura de imágenes. En algunas realizaciones, la vecindad de una o más características determinadas del objeto puede utilizarse para determinar los vectores de desplazamiento y/o la transformación.

La determinación de los vectores de desplazamiento y/o la determinación de la transformación puede basarse en parámetros de flujo óptico, determinados utilizando cualquier algoritmo de flujo óptico disperso o denso adecuado. La determinación de los vectores de desplazamiento puede comprender la determinación de pares de características correspondientes o coincidentes, determinándose una característica de un par de características en una imagen de

corrección asociada a un primer caso temporal, determinándose la otra característica del par de características en la imagen de corrección posterior de la secuencia de imágenes de corrección. asociada a un caso temporal posterior.

Los procedimientos para determinar los parámetros de transformación y, opcionalmente, las características, se discuten más detalladamente a continuación con referencia a las **Fig. 5 y 6**.

- 5 El procedimiento puede comprender además determinar una imagen de contraste de moteado láser combinada basada en la al menos parte de la secuencia de primeras imágenes de moteado y el uno o más parámetros de transformación determinados, utilizando el paso **418** o el paso **420**.

10 En un paso **418**, el procedimiento puede comprender además determinar primeras imágenes de moteado registradas registrando la al menos parte de la secuencia de primeras imágenes de moteado basadas en uno o más parámetros de transformación y el algoritmo de registro, y determinar una imagen de contraste de moteado combinada basada en las primeras imágenes de moteado registradas. En una realización de este tipo, el algoritmo puede registrar primero la secuencia de imágenes de moteado sin procesar utilizando la transformación determinada, luego calcular una secuencia de imágenes de contraste de moteado, y luego combinar las imágenes de contraste de moteado registradas.

15 En un paso alternativo **420**, el procedimiento puede comprender además determinar primeras imágenes de contraste de moteado basadas en al menos parte de la secuencia de primeras imágenes de contraste de moteado, determinar imágenes de contraste de moteado registradas registrando las primeras imágenes de contraste de moteado basadas en uno o más parámetros de transformación y el algoritmo de registro, y determinar una imagen de contraste de moteado combinada basada en las primeras imágenes de contraste de moteado registradas. En otras palabras, el algoritmo puede calcular primero una secuencia de imágenes de contraste de moteado, luego registrar las imágenes de contraste de moteado utilizando la transformación determinada, y luego combinar las imágenes de contraste de moteado registradas.

20 En otra alternativa, la determinación de una imagen de contraste de moteado láser combinada puede comprender la determinación de una secuencia de primeras imágenes de moteado sin procesar registradas basadas en las primeras imágenes de moteado sin procesar y la transformación determinada, la determinación de una imagen de contraste de moteado combinada basada en dos o más primeras imágenes de moteado sin procesar registradas de la secuencia de primeras imágenes de moteado sin procesar registradas, y la determinación de una imagen de contraste de moteado combinada basada en la imagen de moteado sin procesar combinada. En una realización de este tipo, el algoritmo puede registrar primero la secuencia de imágenes de moteado sin procesar utilizando la transformación determinada, luego combinar las imágenes de contraste de moteado registradas, y luego calcular una imagen de contraste de moteado.

25 En una alternativa aún mayor, la combinación y el cálculo de un contraste de moteado pueden ser un único paso, por ejemplo, calculando un contraste de moteado temporal o espaciotemporal basado en la secuencia de primeras imágenes de moteado sin procesar registradas.

30 La combinación de imágenes de moteado sin procesar o imágenes de contraste de moteado puede incluir promediado, promediado ponderado, filtrado con, por ejemplo, un filtro de mediana, etcétera. Las ponderaciones para el promedio ponderado pueden basarse, por ejemplo, en una cantidad derivada del contraste de moteado, derivada de los parámetros de transformación o derivada de los vectores de desplazamiento. Los procedimientos de combinación de imágenes de moteado sin procesar o imágenes de contraste de moteado se discuten en más detalle a continuación con referencia a la **Fig. 9**.

35 **La Fig. 5** representa un procedimiento para determinar una transformación según una realización de la invención. Una primera pluralidad de primeras características **506**₁₋₃ puede determinarse en una primera imagen de corrección **502**, adquirida en un primer instante de tiempo $t = t_1$. Cada una de la pluralidad de primeras características puede asociarse con un grupo de píxeles en la primera imagen de corrección. Preferiblemente, las primeras características se refieren a estructuras anatómicas, por ejemplo, vasos sanguíneos **504**₁₋₂, u otras características estables que se puede suponer que no se mueven entre fotogramas posteriores. Por lo tanto, la primera imagen de corrección se obtiene preferiblemente utilizando luz que haga claramente visibles dichas estructuras anatómicas. Por ejemplo, puede utilizarse luz verde, que es fuertemente absorbida por los vasos sanguíneos, pero no por la mayoría de los demás tejidos. Por lo tanto, los vasos sanguíneos pueden aparecer como estructuras oscuras en un entorno luminoso, lo que resulta en un alto distintivo visual. Sin embargo, en otras realizaciones se puede utilizar luz de otra u otras longitudes de onda, por ejemplo, luz azul o luz blanca.

40 Las características **506**₁₋₃ pueden determinarse utilizando cualquier algoritmo de detección de características adecuado, por ejemplo un detector de características basado en un detector Harris o un detector Shi-Tomasi, como goodFeaturesToTrack de la biblioteca OpenCV. Otros ejemplos de detectores y descriptores de características adecuados incluyen Speeded-Up Robust Features (SURF), Features from Accelerated Segment Test (FAST), Binary Robust Independent Elementary Features (BRIEF), y combinaciones de los mismos como ORB. Se han implementado varios algoritmos adecuados en bibliotecas de procesamiento de imágenes generalmente disponibles, como OpenCV. Preferiblemente, dependiendo de la aplicación, el algoritmo debe ser lo suficientemente rápido como para permitir el procesamiento de imágenes en tiempo real.

Típicamente, las esquinas agudas (por ejemplo, las características 506_{1,3}) y las bifurcaciones (por ejemplo, la característica 506₂) son buenas características. Preferiblemente, se utiliza un algoritmo de detección de características determinista, es decir, un algoritmo de detección de características que detecta características idénticas en imágenes idénticas. Preferiblemente, las características deben estar distribuidas por una gran parte del área de la imagen. Una buena distribución de los puntos característicos en la imagen puede obtenerse exigiendo una distancia mínima entre los puntos característicos seleccionados. En algunas realizaciones, por ejemplo, basadas en implementaciones de BRIEF u ORB, se puede asignar a las características un descriptor que identifique sus propiedades, facilitando la distinción y la correspondencia de características.

El número mínimo de puntos de características depende del tipo de transformación; por ejemplo, una transformación afín tiene seis grados de libertad, mientras que una homografía tiene ocho grados de libertad. Así, la primera pluralidad de primeras características puede comprender al menos 5 características, preferiblemente al menos 25, más preferiblemente al menos 250, incluso más preferiblemente al menos 1000. El número de características puede depender de la cantidad de píxeles de la imagen, utilizándose un número mayor de características para imágenes con más píxeles. Normalmente, un mayor número de características puede dar lugar a una transformación más precisa, ya que los errores aleatorios se pueden promediar.

Sin embargo, hay varias razones por las que el número de características puede ser limitado. Por ejemplo, puede haber sólo un número limitado de características que satisfagan indicadores de calidad predeterminados, por ejemplo, la magnitud de un contraste local o la nitidez de una esquina. Además, el tiempo de cálculo aumenta con el número de características y, por lo tanto, el número de características puede limitarse para permitir el registro de imágenes en tiempo real, por ejemplo, para una transmisión de vídeo de 50 fps, el algoritmo completo debería tardar preferiblemente menos de 20 ms por fotograma.

Una segunda pluralidad de segundas características 516_{1,3} asociadas con segundos grupos de píxeles pueden determinarse en una segunda imagen de corrección 512, adquirida en un segundo momento $t = t_2$. Preferiblemente, el campo de visión de la segunda imagen de corrección se solapa sustancialmente, preferiblemente más de la mitad, con el campo de visión de la primera imagen de corrección. Preferiblemente, las segundas características se refieren a las mismas estructuras anatómicas, por ejemplo vasos sanguíneos 514_{1,2} que las primeras características. Preferiblemente, se utiliza el mismo algoritmo de detección de características para detectar características tanto en la primera como en la segunda imagen de corrección.

Las primeras y segundas características determinadas pueden comprender información de posición relativa a la primera y segunda imágenes de corrección, respectivamente. Basándose en la primera pluralidad de primeras características 506_{1,3} y la segunda pluralidad de segundas características 516_{1,3}, puede determinarse una pluralidad de vectores de desplazamiento 524_{1,2}, un vector de desplazamiento que describe el desplazamiento de una característica con respecto a una imagen. En un paso intermedio, pueden determinarse pares de características correspondientes, por ejemplo, la característica 506 puede asociarse con la característica 516₁, la característica 506₂ puede asociarse con la característica 516₂, y la característica 506₃ puede asociarse con la característica 516₃. Los pares de características correspondientes pueden determinarse, por ejemplo, en función de parámetros de características como el contraste local o la nitidez de una esquina, o en función de las distancias entre las características de la primera y la segunda imágenes de corrección. En algunas realizaciones, no todas las características de la primera imagen de corrección pueden emparejarse con características de la segunda imagen de corrección. En algunas realizaciones, la determinación de los vectores de desplazamiento 524_{1,3} y la determinación de los pares de características correspondientes pueden realizarse en un único paso.

Por ejemplo, si se impone una distancia mínima entre características y se asume que el desplazamiento es menor que la distancia mínima, un algoritmo que minimiza la distancia entre nubes de puntos formadas por, respectivamente, la primera y segunda características, puede implícitamente determinar pares de características correspondientes y vectores de desplazamiento para cada par de características correspondientes. En una realización típica, el desplazamiento típico entre fotogramas es de sólo unos pocos píxeles. En una realización, la pluralidad de vectores de desplazamiento puede filtrarse para excluir posibles valores atípicos, por ejemplo, vectores de desplazamiento que se desvían más de una cantidad predeterminada de vectores de desplazamiento procedentes de características cercanas.

En otras realizaciones, los vectores de desplazamiento pueden determinarse basándose en grupos asociados de píxeles, basándose en los valores de píxel en la primera y segunda imágenes de corrección. Como se explicó anteriormente con referencia a la Fig. 3, en tales realizaciones puede omitirse la detección de características. En su lugar, los vectores de desplazamiento pueden determinarse utilizando, por ejemplo, un algoritmo de flujo óptico denso, como un algoritmo Pyramid Lucas-Kanade o un algoritmo Farneback. En principio, puede utilizarse cualquier procedimiento para determinar los vectores de desplazamiento basándose en los valores de píxel de los grupos de píxeles correspondientes.

Basado en la pluralidad de vectores de desplazamiento 524_{1,3}, una transformación puede ser determinada. En una realización, la transformación puede definirse por un vector de desplazamiento medio o mediano, o por otro vector de desplazamiento que sea estadísticamente representativo de la pluralidad de vectores de desplazamiento. En otra realización, la transformación puede ser una transformación afín, una transformación proyectiva o una homografía que

combine, por ejemplo, transformaciones de traslación, rotación, escalado y cizallamiento. Preferiblemente, la transformación representa características de la primera imagen de corrección en las características correspondientes de la segunda imagen de corrección. A continuación, la transformación puede aplicarse a la primera imagen de moteado sin procesar para registrar la primera imagen de moteado sin procesar con la segunda imagen de moteado sin procesar.

En una realización, la primera y segunda imágenes de corrección pueden ser preprocesadas antes de determinar las características. Por ejemplo, las regiones sobreexpuestas y/o subexpuestas pueden ser identificadas basándose en los valores de píxel. Posteriormente, estas regiones pueden ser enmascaradas, por lo que no se pueden detectar características en esas regiones. La máscara puede ser ligeramente mayor que la región sobreexpuesta o subexpuesta, por ejemplo, haciendo crecer la región identificada con un número predeterminado de píxeles. El enmascaramiento de las regiones sobreexpuestas y/o subexpuestas puede mejorar la calidad de las características, ya que evita, por ejemplo, las características asociadas a un borde o esquina de una región sobreexpuesta.

La Fig. 6A muestra un ejemplo de determinación de una transformación según una realización de la invención, donde la transformación determinada es una traslación. Como se explicó con referencia a la **Fig. 5**, una primera pluralidad de primeras características **602**₁₋₃ puede determinarse en una primera imagen de corrección adquirida a $t = t_1$, y una segunda pluralidad de segundas características **604**₁₋₃ puede determinarse en una segunda imagen de corrección adquirida a $t = t_2$. Basándose en pares de características correspondientes, puede determinarse una pluralidad de vectores de desplazamiento **606**₁₋₃. En aras de la claridad, sólo se muestran las características y los vectores de desplazamiento, y no las estructuras (anatómicas).

En una situación típica, los vectores de desplazamiento determinados **606**₁₋₃ no serán todos exactamente iguales. En el ejemplo representado, el vector de desplazamiento **606**₁ es ligeramente más corto que la media, mientras que el vector de desplazamiento **606**₃ es ligeramente mayor que la media. De forma similar, las direcciones del vector de desplazamiento muestran alguna variación. Basado en los vectores de desplazamiento, un vector de desplazamiento promedio **608** puede ser determinado. Una traslación puede ser definida por un único vector. Por ejemplo, todos los píxeles de la primera imagen de moteado sin procesar adquirida en $t = t_1$ pueden desplazarse con una cantidad igual al vector de desplazamiento medio. En principio, la traslación puede determinarse basándose en un único vector de desplazamiento. Sin embargo, al determinar una pluralidad de vectores de desplazamiento, se puede mejorar la precisión de la transformación.

En una realización, una similitud entre el vector de desplazamiento promedio **608** y los vectores de desplazamiento determinados **606**₁₋₃ puede ser computada, por ejemplo basada en la variación de los vectores de desplazamiento. De este modo, puede obtenerse una indicación de lo bien que la transformación compensa el desplazamiento detectado de pares individuales de características. Alternativamente, puede determinarse la distancia media entre las características de la primera imagen de corrección tras la transformación y las características correspondientes de la segunda imagen de corrección.

La Fig. 6B muestra un ejemplo de determinación de una transformación según una realización de la invención, donde la transformación determinada es una transformación afín. Similar a la **Fig. 6A**, una primera pluralidad de primeras características **612**₁₋₃, una segunda pluralidad de segundas características **614**₁₋₃, y una pluralidad de vectores de desplazamiento **616**₁₋₃ pueden ser determinados. En este ejemplo, sin embargo, el vector de desplazamiento promedio **618**, que tiene casi cero longitud, no es representativo para los vectores de desplazamiento determinados, que son típicamente más largos, y apuntan en diferentes direcciones.

Por lo tanto, para compensar este tipo de movimiento, se necesita una transformación más general, por ejemplo una transformación afín. Las transformaciones afines incluyen traslaciones, rotaciones, reflejos, escalas y transformaciones de cizallamiento, y combinaciones de las mismas. Es posible excluir selectivamente transformaciones restringiendo los valores de los parámetros de transformación. Por ejemplo, el reflejo puede ser excluido como una posible transformación, ya que el reflejo no es físicamente posible.

En general, una transformación afín puede ser calculada usando una matriz de transformación con seis grados de libertad como se describe en la ecuación (1), actuando sobre un punto representado en coordenadas homogéneas. Restringiendo los valores potenciales de la matriz de transformación afín, la transformación afín puede limitarse únicamente a operaciones predefinidas. Por ejemplo, puede obtenerse una matriz de transformación más específica limitada a, por ejemplo, matrices de rotación, que puede ser más adecuada para determinadas aplicaciones.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & t_x \\ a_{21} & a_{22} & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \leftrightarrow p' = A p \quad (1)$$

Aquí, A es una matriz de transformación que transforma un punto p con coordenadas x e y , típicamente en coordenadas de píxel, en un punto transformado p' con coordenadas x' e y' . La matriz A comprende seis parámetros libres, de los cuales t_x y t_y definen una traslación, mientras que la submatriz $\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix}$ puede definir reflexiones,

rotaciones, escalados y/o cizallamientos. En este caso, un tamaño de transformación puede basarse, por ejemplo, en una norma de la matriz de transformación A , o en la norma de la matriz $A - I$, donde I es la matriz de identidad.

Para resolver la ecuación (1), se pueden utilizar al menos tres vectores de desplazamiento para proporcionar un sistema resoluble de seis ecuaciones y seis incógnitas. Tal sistema lineal puede ser resuelto de una manera determinista como es conocido en la técnica. En una realización típica, pueden determinarse muchos vectores de desplazamiento, cada uno de los cuales puede contener un pequeño error. Por lo tanto, un enfoque más robusto puede ser utilizar múltiples vectores de desplazamiento y utilizar un algoritmo de ajuste apropiado, por ejemplo, ajuste de mínimos cuadrados como se muestra en la ecuación (2).

$$[A] = \arg(\min_A (\sum_i \|p'_i - A p_i\|^2)) \quad (2)$$

La fiabilidad de la transformación determinada puede determinarse de nuevo como se explicó anteriormente con referencia a la Fig. 6A.

La Fig. 6C muestra un ejemplo de determinación de una transformación según una realización de la invención, donde la transformación determinada es una transformación proyectiva. Las transformaciones proyectivas incluyen y son más generales que las transformaciones afines. Las transformaciones proyectivas incluyen, por ejemplo, transformaciones de sesgo. Pueden ser necesarias para compensar, por ejemplo, un cambio de ángulo entre la cámara y el área objetivo.

Similar a la Fig. 6A y 6B, una primera pluralidad de primeras características 622_{1-3} , una segunda pluralidad de segundas características 624_{1-3} , y una pluralidad de vectores de desplazamiento 626_{1-3} pueden ser determinados. En este ejemplo, la traslación en el lado izquierdo de la imagen es mucho menor que en el lado derecho de la imagen. Por lo tanto, aplicar una traslación media transformaría los píxeles de la izquierda demasiado, y los píxeles de la derecha no lo suficiente. Este tipo de desplazamiento puede corregirse mediante una transformación proyectiva. Se conocen varios procedimientos para determinar una transformación proyectiva basada en cuatro o más vectores de desplazamiento.

En general, una transformación proyectiva puede calcularse utilizando una matriz proyectiva como la representada en la ecuación (3) utilizando coordenadas no homogéneas (x_1, y_1, z_1) y (x_2, y_2, z_2) .

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} & h_{13} \\ h_{21} & h_{22} & h_{23} \\ h_{31} & h_{32} & h_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Las coordenadas no homogéneas (x_1, y_1, z_1) pueden relacionarse con las coordenadas de píxel (x, y) de una característica mediante $x_1 = x$, $y_1 = y$, y $z_1 = 1$, mientras que las coordenadas de píxel transformadas (x', y') pueden obtenerse a partir de las coordenadas no homogéneas mediante $x' = x_2/z_2$, e $y' = y_2/z_2$. En algunas realizaciones, los vectores de desplazamiento pueden determinarse mediante $(x' - x, y' - y)$. En otras realizaciones, los vectores de desplazamiento no se construyen explícitamente.

Por lo tanto, la ecuación (3) puede reescribirse como dos ecuaciones independientes como se muestra en la ecuación (4).

$$\begin{aligned} x'(h_{31}x + h_{32}y + h_{33}) &= h_{11}x + h_{12}y + h_{13} \\ y'(h_{31}x + h_{32}y + h_{33}) &= h_{21}x + h_{22}y + h_{23} \end{aligned} \quad (4)$$

Resolviendo para H , la ecuación (4) puede reescribirse como ecuación (5):

$$\begin{aligned} v_x h &= 0 \\ v_y h &= 0 \end{aligned} \quad (5)$$

donde

$$\begin{aligned} h &= (h_{11}, h_{12}, h_{13}, h_{21}, h_{22}, h_{23}, h_{31}, h_{32}, h_{33})^T \\ v_x &= (-x, -y, -1, 0, 0, 0, x'x, x'y, x') \\ v_y &= (0, 0, 0, -x, -y, -1, x', y, x') \end{aligned} \quad (6)$$

Utilizando un conjunto de N puntos característicos, se puede establecer un sistema de ecuaciones como se muestra en la ecuación (7):

$$Vh = 0 \quad (7)$$

donde

$$V = (v_{x1}, v_{y1}, v_{x2}, v_{y2}, \dots, v_{xN}, v_{yN})^T \quad (8)$$

Dado que por definición la matriz H es homogénea y puede ser escalada por cualquier constante, la matriz de transformación proyectiva contiene ocho grados de libertad. Por lo tanto, la ecuación (7) puede resolverse utilizando sólo cuatro conjuntos de coordenadas proporcionadas por cuatro características. La matriz de transformación proyectiva H puede normalizarse utilizando, por ejemplo, la ecuación (9)

$$h_{33} = 1 \quad (9)$$

o la ecuación (10):

$$h_{11}^2 + h_{12}^2 + h_{13}^2 + h_{21}^2 + h_{22}^2 + h_{23}^2 + h_{31}^2 + h_{32}^2 + h_{33}^2 = 0 \quad (10)$$

La ecuación (7) puede resolverse de forma determinista utilizando al menos cuatro puntos, pero utilizando más puntos puede obtenerse un resultado más robusto, de forma similar a lo explicado anteriormente con respecto a la transformación afín. En el caso de transformaciones proyectivas u homografías, esto puede hacerse utilizando la descomposición de valor singular (SVD). En algunas realizaciones, el paso de determinar los vectores de desplazamiento o pares de puntos se combina con el paso de determinación de la homografía para encontrar la transformación proyectiva más precisa, esto se puede hacer con algoritmos como RANSAC.

En una realización, un algoritmo puede calcular primero una transformación relativamente simple, por ejemplo una traslación. El algoritmo puede entonces determinar si la transformación calculada reproduce los vectores de desplazamiento determinados con suficiente precisión. Si no es así, el algoritmo puede intentar una transformación más general, por ejemplo, una transformación afín, y repetir el mismo procedimiento. Esto puede reducir el tiempo de cálculo requerido si las transformaciones son suficientes en un número suficientemente grande de casos. En una realización diferente, el algoritmo puede calcular siempre una transformación general, por ejemplo, siempre una homografía general. Esto puede dar como resultado un registro más preciso de las imágenes de moteado sin procesar o de las imágenes de contraste de moteado.

La Fig. 6D muestra un ejemplo de determinación de una pluralidad de transformaciones según una realización de la invención. Cada imagen de corrección **650** en la serie de imágenes de corrección puede dividirse en una pluralidad de regiones **652_{1-n}**, preferiblemente una pluralidad de regiones disjuntas que cubren conjuntamente toda la imagen, por ejemplo una rejilla rectangular. Posteriormente, puede determinarse una transformación **654₁**, **654₂**, ..., **654_n** para cada región **654₁**, **654₂**, ..., **654_n**, respectivamente, preferiblemente de la misma manera que se explicó anteriormente con referencia a la Fig. 6A-C para toda la imagen. Posteriormente, cada región puede transformarse utilizando la transformación determinada para esa región. Alternativamente, las transformaciones determinadas pueden asignarse, por ejemplo, a un píxel central de la región, y los píxeles restantes se transforman de acuerdo con un esquema de interpolación, basado en la transformación de la región que comprende el píxel y las transformaciones de las regiones vecinas.

En una realización, cada región puede ser un único píxel. En tal realización, la transformación puede determinarse basándose en el valor del píxel y basándose en los valores de píxel de los píxeles en una región que rodea al píxel.

Las **Figs. 7A y 7B** muestran diagramas de flujo para imágenes de contraste de moteado láser combinando más de dos imágenes de moteado sin procesar de acuerdo con una realización de la invención. En un primer instante de tiempo $t = t_1$, puede obtenerse una primera imagen de moteado sin procesar **702₁** basada en luz de una primera longitud de onda, y puede utilizarse para calcular una primera imagen de contraste de moteado láser **704₁**. Puede obtenerse una primera imagen de corrección **706₁** basada en luz de al menos una segunda longitud de onda, y asociada con la primera imagen de moteado sin procesar, y puede detectarse una primera pluralidad de primeras características **708₁** en la primera imagen de corrección. Los elementos **702 -708₁** pueden adquirirse realizando el paso **710₁**, que puede ser similar a los pasos **302-308** descritos con referencia a la **Fig. 3**. En algunas realizaciones, la primera imagen de corrección y la primera imagen de moteado sin procesar pueden ser la misma imagen.

En un segundo instante de tiempo $t = t_2$, el paso **710₁** puede repetirse como el paso **710₂**, dando como resultado una segunda imagen de moteado sin procesar **702₂** basada en luz de la primera longitud de onda, una segunda imagen de contraste de moteado láser **704₂**, una segunda imagen de corrección **706₂** basada en luz de al menos la segunda longitud de onda, y una pluralidad de segundas características **708₂**. Basándose en la pluralidad de primeras características **708₁** y en la pluralidad de segundas características **708₂**, puede calcularse una pluralidad de primeros vectores de desplazamiento **712₁**. Basándose en la pluralidad de primeros vectores de desplazamiento, puede determinarse una primera transformación **714₁**, que puede utilizarse para transformar la primera imagen de contraste de moteado láser **704₁** para registrar la primera imagen de contraste de moteado láser con la segunda imagen de contraste de moteado láser **704₂**, dando como resultado una primera imagen de contraste de moteado láser registrada **718₁**. Como se discutió anteriormente, en algunas realizaciones, una transformación puede determinarse sin detectar explícitamente características y/o vectores de desplazamiento.

Opcionalmente, los primeros pesos **716₁** pueden determinarse basándose en la pluralidad de primeros vectores de desplazamiento **712₁**. Un peso puede estar correlacionado, preferiblemente inversamente correlacionado, con una longitud de un vector de desplazamiento representativo, por ejemplo, un vector de desplazamiento máximo, medio o mediano, o con, por ejemplo, una longitud media o mediana de la pluralidad de primeros vectores de desplazamiento.

En una realización en la que la imagen se divide en una pluralidad de regiones y se determina una transformación para cada región, como se explicó anteriormente con referencia a la **Fig. 6D**, se puede determinar un peso para cada región basado en parámetros de transformación asociados con esa región o se puede determinar un peso único para toda la imagen, por ejemplo, basado en un parámetro representativo, por ejemplo, el desplazamiento mayor, promedio o mediana. La determinación de una media ponderada se trata con más detalle a continuación con referencia a la **Fig. 9**.

La primera imagen registrada de contraste de moteado láser **718₁** puede entonces combinarse con la segunda imagen de contraste de moteado láser **704₂**, resultando en una primera imagen combinada de contraste de moteado láser **720₁**. La imagen combinada de contraste de moteado láser puede ser, por ejemplo, un promedio o máximo por píxel de la primera imagen registrada de contraste de moteado láser **718₁** y la segunda imagen de contraste de moteado láser **704₂**. Opcionalmente, las primeras ponderaciones **716₁** y/o las segundas ponderaciones **716₂** pueden utilizarse para determinar una media ponderada.

En una tercera instancia de tiempo $t = t_3$, el paso **710₁** puede repetirse como el paso **710₃**, dando como resultado una tercera imagen de moteado sin procesar **702₃** basada en luz de la primera longitud de onda, una tercera imagen de contraste de moteado láser **704₃**, una tercera imagen de corrección **706₃** basada en luz de al menos la segunda longitud de onda, y una pluralidad de segundas características **708₃**. Basándose en la pluralidad de segundas características **708₂** y en la pluralidad de terceras características **708₃**, puede calcularse una pluralidad de segundos vectores de desplazamiento **712₂**. Basado en la pluralidad de segundos vectores de desplazamiento, una segunda transformación **714₂** puede ser determinada. La segunda transformación puede utilizarse para transformar la primera imagen combinada de contraste de moteado láser **720₁** para registrar la primera imagen combinada de contraste de moteado láser con la tercera imagen de contraste de moteado láser **704₃**, dando como resultado una primera imagen combinada de contraste de moteado láser registrada **722₁**. La primera imagen de contraste de moteado láser registrada **718₁** puede combinarse entonces con la segunda imagen de contraste de moteado láser **704₂**, dando como resultado una primera imagen de contraste de moteado láser combinada **720₁**.

La primera imagen combinada de contraste de moteado láser **720₁** registrada puede entonces combinarse con la tercera imagen de contraste de moteado láser **704₃**, resultando en una segunda imagen combinada de contraste de moteado láser **720₂**. Así, la segunda imagen combinada de contraste de moteado láser puede comprender información de la primera imagen de contraste de moteado láser **704₁**, la segunda imagen de contraste de moteado láser **704₂**, y la tercera imagen de contraste de moteado láser **704₃**. Repitiendo estos pasos, la imagen *enésima* puede incluir información de todas las imágenes $n-1$ anteriores. Preferiblemente, la ponderación puede ser sesgada para dar a las imágenes recientes un peso mayor que a las imágenes más antiguas. Este procedimiento es especialmente útil para la transmisión de vídeo, donde cada fotograma capturado se procesa y emite con un retraso mínimo. Otra ventaja de este procedimiento es que, entre dos fotogramas posteriores, se puede suponer que el movimiento es relativamente pequeño, lo que puede acelerar el procesamiento y permitir el uso de una gama más amplia de algoritmos, ya que algunos pueden funcionar peor con movimientos grandes. En general, los algoritmos basados en características pueden ser más fiables para desplazamientos relativamente grandes.

La **Fig. 7B** representa un diagrama de flujo para un procedimiento alternativo de formación de imágenes de contraste de moteado láser que combina más de dos imágenes de moteado sin procesar según una realización de la invención. En esta realización, un número predeterminado de imágenes se combina en una única imagen combinada. Los pasos **752-760_{1-n-1-n}** relativos a la adquisición de imágenes, cálculo de imágenes de contraste de moteado, y determinación de características, pueden ser los mismos que los pasos **702_{1-n}-710_{1-n}**, explicados anteriormente con referencia a la **Fig. 7A**.

Sin embargo, a diferencia del procedimiento representado en la **Fig. 7A**, todos los vectores de desplazamiento **762_{1,2}** se determinan en relación con una única imagen de referencia, por ejemplo, la primera o la última imagen de la secuencia de n imágenes. En el ejemplo representado, las imágenes se registran con la imagen *enésima*. Así, aplicando las transformaciones **764_{1,2}** a la primera y segunda imágenes de contraste de moteado, respectivamente, la primera y segunda imágenes de contraste de moteado se registran con la imagen de contraste de moteado *enésima*. En consecuencia, los pesos **766_{1,2}** también se determinan en función de un parámetro de transformación, por ejemplo, el desplazamiento medio, en relación con la imagen *enésima*. En un paso final, todas las n imágenes de contraste de moteado registradas pueden combinarse en una única imagen de contraste de moteado **770** combinada.

El procedimiento representado en la **Fig. 7B** puede dar como resultado una imagen combinada con una calidad de imagen superior a la del procedimiento representado en la **Fig. 7A**, pero a costa de un mayor retardo entre la captura y la visualización de la imagen. Por lo tanto, este procedimiento es especialmente ventajoso para la grabación de instantáneas.

En una realización, el procedimiento representado en la **Fig. 7B** puede aplicarse a un grupo deslizante de imágenes, por ejemplo, las últimas n imágenes de una secuencia de vídeo. Para mantener el retardo de tiempo bajo, en este

caso, n preferiblemente no debe ser demasiado grande, por ejemplo, n puede ser alrededor de 5-20 cuando la velocidad de fotogramas es, por ejemplo, 50-60 fps. Por supuesto, el número de fotogramas que pueden procesarse también depende del hardware y del algoritmo, por lo que cantidades mayores de fotogramas pueden ser factibles. Así, se pueden combinar algunas de las ventajas de ambos procedimientos. Una ventaja de utilizar un número relativamente pequeño de fotogramas es que se pueden captar fenómenos dinámicos, como el efecto de los latidos del corazón. Una ventaja de un mayor número de fotogramas es que estos efectos transitorios pueden filtrarse, especialmente cuando el número de fotogramas se selecciona para cubrir un múltiplo entero de latidos y/o ciclos respiratorios.

La Fig. 8 representa un diagrama de flujo para calcular una imagen de contraste de moteado láser corregido según una realización de la invención. En general, uno puede estar interesado en el movimiento relativo de uno o más objetos en el área objetivo en relación con uno o más objetos en el área objetivo; por ejemplo, el movimiento de un fluido corporal o glóbulos rojos en relación con un tejido. En tal caso, el ruido en una señal derivada del objeto en movimiento (señal deseada) puede ser compensado por una señal derivada de un objeto de referencia (señal de referencia). El principio subyacente es que la señal deseada puede comprender un primer componente basado en el movimiento de la cantidad de interés en relación con el objeto de referencia, y un segundo componente basado en el movimiento de toda el área objetivo en relación con la cámara. La señal de referencia puede comprender sólo, o principalmente, un componente basado en el movimiento de toda el área objetivo con respecto a la cámara. Por lo tanto, la señal de referencia puede correlacionarse con el segundo componente de la señal deseada. Esta correlación puede utilizarse para corregir o compensar la señal deseada. Por ejemplo, puede añadirse a la señal deseada un término de corrección basado en la intensidad de la señal de referencia.

En la realización representada en la Fig. 8, un área objetivo se ilumina con luz coherente de una primera longitud de onda 802, por ejemplo, luz roja o infrarroja, y se ilumina con luz coherente de una segunda longitud de onda 812, por ejemplo, luz verde o azul. Preferiblemente, la luz de la primera longitud de onda se dispersa principalmente por el objeto o fluido de interés, por ejemplo, la sangre. Preferiblemente, la luz de la segunda longitud de onda es mayoritariamente dispersada por la superficie del área objetivo y/o mayoritariamente absorbida por el objeto o fluido de interés. Preferiblemente, la segunda longitud de onda se selecciona de forma que la reflexión de la segunda longitud de onda por la sangre sea al menos un 25%, al menos un 50% o al menos un 75% menor que la reflexión por el tejido. Preferiblemente, el área objetivo se ilumina con luz de primera y segunda longitud de onda simultáneamente.

La luz dispersada de la primera longitud de onda puede dar lugar a una primera imagen de moteado sin procesar, que puede ser capturada 804 por un primer sensor de imágenes. La luz dispersada de la segunda imagen de moteado sin procesar puede ser capturada 814 por un segundo sensor de imágenes, preferiblemente diferente del primer sensor de imágenes. La primera imagen de moteado sin procesar puede denominarse imagen de moteado sin procesar de señal deseada, mientras que la segunda imagen de moteado sin procesar puede denominarse imagen de señal de referencia o imagen de señal de corrección.

Basándose en la primera imagen de moteado sin procesar, se puede calcular una primera imagen de contraste de moteado 806. Basándose en la segunda imagen de moteado sin procesar, se puede calcular una segunda imagen de contraste de moteado 806. Preferiblemente, el contraste de moteado se calcula de la misma manera para la primera y la segunda imagen de moteado sin procesar. El contraste de moteado puede calcularse, por ejemplo, de la manera que se ha explicado anteriormente con referencia a la Fig. 1 y al paso 304 de la Fig. 3A.

En el siguiente paso 808, una imagen de contraste de moteado corregida puede ser calculada basándose en la primera y segunda imágenes de contraste de moteado. El cálculo de una imagen de contraste de moteado corregida puede comprender, por ejemplo, la adición de un término de corrección o la multiplicación por un factor de corrección. Un término de corrección o un factor de corrección pueden basarse en una cantidad determinada de contraste de moteado en la imagen de contraste de moteado en comparación con una cantidad de referencia de contraste de moteado. La cantidad de referencia de contraste de moteado puede, por ejemplo, estar predeterminada, o puede determinarse dinámicamente basándose, por ejemplo, en la cantidad de contraste de moteado en un número de segundas imágenes de contraste precedentes, o basándose en una imagen de contraste de moteado con muy poco movimiento determinada, por ejemplo, por el algoritmo de corrección de movimiento como se ha descrito anteriormente.

La imagen de contraste de moteado corregida puede entonces ser almacenada 810 para procesamiento posterior, por ejemplo, reregistro o realineamiento y promedio temporal como se explicó con referencia a la Fig. 3A y B. La segunda imagen de moteado sin procesar y/o la segunda imagen de contraste de moteado también pueden ser almacenadas 818 para procesamiento posterior, por ejemplo, para determinar vectores de desplazamiento en una pluralidad de segundas imágenes de moteado sin procesar para volver a registrar o realinear una pluralidad de imágenes de contraste de moteado corregidas capturadas simultáneamente. En una realización, los pasos 802-818 pueden reemplazar los pasos 332-336 de la Fig. 3B.

Por lo tanto, es una ventaja de los procedimientos de la presente divulgación que la imagen de segunda longitud de onda pueda utilizarse tanto para la corrección coherente multispectral (o "corrección láser dual"), como se explica con referencia a la Fig. 8, como para el registro de imágenes de contraste de moteado como se explica con referencia a la Fig. 3A y B.

La Fig. 9 representa esquemáticamente la determinación de la imagen de contraste de moteado de compensación de movimiento basada en una media ponderada, según una realización de la invención. Para cada imagen de corrección **902**_{1-N}, puede determinarse un tamaño de transformación basado en parámetros que definen la transformación determinada, y/o en la pluralidad de vectores de desplazamiento. Por ejemplo, el tamaño de la transformación puede basarse en las longitudes de la pluralidad de vectores de desplazamiento o en una representación estadística, por ejemplo, una media **904**_{1-N} de los mismos, o en una norma matricial de una matriz que represente la transformación.

La imagen de contraste de moteado combinada **906** puede ser una media ponderada de las imágenes de contraste de moteado en la secuencia de imágenes de contraste de moteado registradas, siendo cada imagen ponderada con un parámetro de peso w' .

- 10 El parámetro de peso w' puede determinarse basándose en los vectores de desplazamiento $\|p'_i - p_i\|$ con un desplazamiento alto correspondiente a un peso pequeño y viceversa, por ejemplo, como se define en la ecuación (11):

$$w' = \frac{1}{P} \sum_{i=1}^P \frac{1}{\|p'_i - p_i\|} \quad (11)$$

- 15 Aquí, los vectores de desplazamiento pueden ser definidos por un total de P puntos p_i' que son definidos por las coordenadas (x_i', y_i') en una imagen de referencia y puntos p_i que son definidos por las coordenadas (x_i, y_i) en la imagen que va a ser transformada para ser registrada a la imagen de referencia.

El parámetro de peso w' también puede determinarse basándose en un parámetro de flujo óptico denso o disperso que defina el flujo óptico entre una primera imagen, típicamente una imagen de referencia, y una segunda imagen. Por ejemplo, un peso puede estar inversamente correlacionado con el flujo óptico medio sobre todos los píxeles de la imagen o en una región de interés de la imagen, por ejemplo, como se define en la ecuación (12):

$$w' = \frac{1}{W \cdot H} \sum_{i,j} \frac{1}{\|v_{ij}'\|} \quad (12)$$

- 20 Aquí, v_{ij}' es el flujo óptico de un píxel (i, j) que comprende un componente x y un componente y del flujo óptico, y W y H son respectivamente la anchura y la altura en píxeles de la imagen de referencia o de la región de interés de referencia.

- 25 Alternativamente, se puede determinar un parámetro de peso para cada píxel, por ejemplo, basado en el flujo óptico por píxel como se define en la ecuación (13):

$$w'_{ij} = \frac{1}{\|v_{ij}'\|} \quad (13)$$

En lugar de determinar un parámetro de peso para cada píxel o para la imagen como un todo, un parámetro de peso también puede ser determinado para regiones predefinidas de la imagen como una malla rectangular o triangular. Por ejemplo, un parámetro de peso puede basarse en el flujo óptico medio en una región predefinida correspondiente.

- 30 El parámetro de peso también puede determinarse basándose en los valores de contraste de moteado s_{ij}' , siendo preferiblemente el parámetro de peso proporcional a la magnitud de contraste de moteado, por ejemplo, como se define en la ecuación (14):

$$w' = \frac{1}{W \cdot H} \sum_{i,j} \|s_{ij}'\| \quad (14)$$

- 35 Aquí, s_{ij}' es el contraste de moteado de la imagen de referencia y W y H son respectivamente la anchura y la altura en píxeles de la imagen de referencia o de la región de interés de referencia. Una ventaja de utilizar el contraste de moteado es que cualquier ruido que se produzca en una ventana temporal pequeña en el contraste de moteado desdibujaría el contraste de moteado. Dicho ruido podría deberse al movimiento de, por ejemplo, el objeto de las imágenes o la cámara, o a otras fuentes como conexiones de fibra sueltas. Una ventaja de utilizar ponderaciones basadas en vectores de desplazamiento o flujo óptico es que pueden tener una mayor resolución temporal para la LSCI, mientras que una ponderación basada en el contraste de moteado puede quedarse atrás, especialmente cuando la perfusión aumenta.

Alternativamente, el parámetro de peso puede determinarse basándose en un contraste de moteado por píxel.

$$w'_{ij} = \left\| \frac{1}{s_{ij}'} \right\| \quad (15)$$

Alternativamente, el parámetro de peso puede determinarse basándose en el contraste de moteado medio en regiones predefinidas tales como una rejilla cuadrada o una malla triangular. Los parámetros de peso también pueden determinarse para regiones determinadas dinámicamente, donde las regiones pueden, por ejemplo, determinarse basándose en el movimiento detectado.

- 5 En una realización, pueden combinarse varias de estas ponderaciones. Por ejemplo, los pesos podrían normalizarse y sumarse, multiplicarse o compararse, seleccionando, por ejemplo, el peso más bajo. Alternativamente, un primer peso, por ejemplo basado en valores de contraste de moteado, puede ser usado para filtrar imágenes que no cumplen un estándar de calidad predefinido, por ejemplo imágenes que tienen una reducción en la magnitud de contraste excediendo un umbral predeterminado recibiendo un peso de 0 y todas las otras imágenes recibiendo un peso de 1.
- 10 Subsecuentemente, un peso basado en flujo óptico o desplazamiento puede ser usado para determinar un promedio ponderado de las imágenes que no han sido filtradas.

Se puede determinar una media ponderada utilizando un único factor de ponderación por imagen utilizando una memoria intermedia de N imágenes Img_k y una memoria intermedia de N factores de ponderación correspondientes w_k , con $k = 1, 2, \dots, N$. Para cada nueva imagen que se adquiere, se pueden realizar los siguientes pasos:

- 15 1) añadir la nueva imagen a la memoria intermedia como Img_{N+1} , que puede seleccionarse como imagen de referencia;
- 2) eliminar un primer factor de ponderación w_1 y una primera imagen Img_1 de la memoria intermedia;
- 3) aplicar una transformación geométrica a las demás imágenes $\text{Img}_2, \text{Img}_3, \dots, \text{Img}_N$ de la memoria intermedia para registrarlas en la imagen de referencia Img_{N+1} . Si las imágenes se han registrado previamente a, por ejemplo, una imagen de referencia anterior, se puede aplicar la misma transformación a todas las imágenes Img_{2-N} . Si se almacenan imágenes no registradas en la memoria intermedia, puede determinarse una transformación para cada imagen de la memoria intermedia y aplicarse a cada una de ellas por separado;
- 20 4) calcular un factor de ponderación w_{N+1} como se ha descrito anteriormente y añadirlo al búfer;
- 5) normalización de los factores de ponderación w_2 a w_{N+1} , por ejemplo, según la ecuación (16):

$$w_k' = \frac{w_k}{\sum_{i=2}^{N+1} (w_i + \beta_1)} \quad (16)$$

o según la ecuación (17):

$$w_k' = \frac{w_k}{\sum_{i=2}^{N+1} (w_i - w_{\min} + \beta_2)} \quad (17)$$

Aquí, β_1 es una constante que puede ser positiva o negativa, $w_{\min}$ se define como el peso mínimo en el buffer y β_2 es una constante que debe ser mayor que cero. Para evitar pesos negativos y divisiones por cero, cualquier peso que sea negativo o cero puede fijarse en un número positivo pequeño. La ventaja de utilizar la segunda normalización con $w_{\min}$ incluido es aumentar la influencia del factor de peso. Aumentar β_1 o β_2 disminuirá la influencia del factor de ponderación y hará que el algoritmo se comporte más como un algoritmo de promediación, mientras que disminuir β_1 o β_2 aumentará la influencia del factor de ponderación. Estas constantes pueden predeterminarse en función de la aplicación.

- 35 6) calcular una imagen combinada de alta calidad Img_{N+1}' calculando una media ponderada, utilizando los pesos calculados previamente, por ejemplo, como se define en la ecuación (18):

$$\text{Img}_{N+1}'(i, j) = \sum_{k=2}^{N+1} w_k' \cdot \text{Img}_k(i, j) \quad (18)$$

Aquí, i y j se utilizan para indexar los píxeles de las imágenes.

En una realización alternativa, la memoria intermedia de imágenes puede comprender únicamente la imagen combinada. En tal realización, una media ponderada puede ser determinada usando un buffer de N factores de peso w_k , con $k = 1, 2, \dots, N$ correspondiente a las N imágenes más recientes, y una imagen combinada Img_N' basada en las N imágenes más recientes. Para cada nueva imagen Img_{N+1} se pueden seguir los siguientes pasos:

- 1) añadir la nueva imagen a la memoria intermedia como Img_{N+1} , que puede seleccionarse como imagen de referencia;
- 45 2) eliminar un primer factor de ponderación w_1 de la memoria intermedia;
- 3) aplicar una transformación geométrica a la imagen almacenada Img_N' para registrarla en la imagen de referencia Img_{N+1} .

- 4) calcular un factor de ponderación w_{N+1} como se ha descrito anteriormente y añadirlo al búfer;
- 5) normalizar los factores de ponderación w_2 a w_{N+1} , por ejemplo, según la ecuación (16) o (17);
- 6) calcular una imagen combinada de alta calidad Img_{N+1} calculando una media ponderada de la imagen almacenada Img'_N y la imagen de referencia Img_{N+1} , por ejemplo, como se define en la ecuación (19):

$$\text{Img}'_{N+1}(i, j) = (1 - w_{N+1}) \cdot \text{Img}_N(i, j) + w_{N+1} \cdot \text{Img}_{N+1}(i, j) \quad (19)$$

donde i y j se utilizan para indexar los píxeles de las imágenes; y

- 7) eliminar Img_N de la memoria intermedia y añadir Img_{N+1} a la memoria intermedia.

La ventaja de este algoritmo es que es mucho más rápido de calcular ya que sólo hay que aplicar una transformación geométrica y la cantidad de pasos de procesamiento es menor. El tamaño del buffer donde se almacenan los factores de peso determina cómo de grande es la influencia de las imágenes históricas comparada con la influencia de la nueva imagen. Cuando el búfer es pequeño, la nueva imagen estará más presente en la imagen final, mientras que si el búfer es grande, la nueva imagen estará menos presente, mientras que las imágenes con un factor de peso alto estarán más presentes.

Como se explicó anteriormente, los pesos pueden ser determinados para una imagen como un todo, para cada píxel en una imagen, o para regiones predeterminadas o dinámicamente determinadas en una imagen. Del mismo modo, una única transformación puede ser aplicada a cada imagen como un todo, cada píxel puede ser transformado individualmente, o la transformación puede ser determinada para una aplicada a regiones predeterminadas o dinámicamente determinadas. Así, los pesos pueden definirse como escalares, como matrices, o en un formato diferente.

Una ventaja de un algoritmo que utiliza transformaciones geométricas basadas, por ejemplo, en mallas rectangulares o triangulares, y que utiliza pesos determinados por segmento de malla, es que dicho algoritmo puede ser más robusto frente a errores de registro, a la vez que sigue siendo capaz de corregir localmente ruidos tales como el movimiento local.

Un peso basado en la cantidad de desplazamiento o cantidad de transformación puede ser determinado rápidamente para cada imagen, independientemente de otras imágenes. Las imágenes con una gran cantidad de desplazamiento son generalmente más ruidosas, y por lo tanto se les puede asignar un peso menor, aumentando así la calidad de la imagen combinada.

Alternativa o adicionalmente, una cantidad normalizada de contraste de moteado o una cantidad de cambio en el contraste de moteado relativo a una o más imágenes previas y/o posteriores en la secuencia de primeras imágenes de contraste de moteado puede determinarse para cada primera imagen de moteado sin procesar. En ese caso, la media ponderada puede determinarse utilizando ponderaciones basadas en la cantidad normalizada determinada de contraste de moteado o en el cambio determinado en el contraste de moteado asociado con la primera imagen de contraste de moteado respectiva.

Las ponderaciones basadas en diferencias o cambios en el contraste de moteado, especialmente cambios repentinos, pueden ser indicativas de la calidad de la imagen. Típicamente, el contraste de moteado, y por tanto estas ponderaciones, puede verse afectado por diversos factores en todo el sistema, por ejemplo, el movimiento de la cámara en relación con el área objetivo, el movimiento de las fibras u otros factores que influyan en la longitud del camino óptico, conexiones sueltas o condiciones de iluminación fluctuantes. Por lo tanto, utilizando ponderaciones basadas en el contraste de moteado, puede obtenerse una imagen combinada de mayor calidad. Normalmente, el contraste de moteado se determina en unidades relativas, por lo que las ponderaciones pueden determinarse analizando una secuencia de imágenes de moteado sin procesar. Dado que el contraste de moteado está inversamente correlacionado con la perfusión, también podrían utilizarse unidades de perfusión basadas en el contraste de moteado.

Preferiblemente, las imágenes pueden normalizarse de tal manera que la relación entre el contraste de moteado y el peso sea lineal con una constante. En ese caso, la corrección basada en el contraste de moteado podría ser más en tiempo real, porque cada imagen podría normalizarse directamente y sin referencia a una ventana temporal de imágenes. Como alternativa, podría utilizarse un promedio incremental.

La Fig. 10 es un diagrama de bloques que ilustra sistemas de procesamiento de datos ejemplares descritos en esta divulgación. El sistema de procesamiento de datos **1000** puede incluir al menos un procesador **1002** acoplado a elementos de memoria **1004** a través de un bus de sistema **1006**. Como tal, el sistema de procesamiento de datos puede almacenar código de programa dentro de los elementos de memoria **1004**. Además, el procesador **1002** puede ejecutar el código de programa al que se accede desde los elementos de memoria **1004** a través del bus de sistema **1006**. En un aspecto, el sistema de procesamiento de datos puede implementarse como un ordenador que es adecuado para almacenar y/o ejecutar código de programa. Sin embargo, debe apreciarse que el sistema de procesamiento de datos **1000** puede implementarse en forma de cualquier sistema que incluya un procesador y una memoria que sea capaz de realizar las funciones descritas en esta memoria descriptiva.

Los elementos de memoria **1004** pueden incluir uno o más dispositivos de memoria física tales como, por ejemplo, memoria local **1008** y uno o más dispositivos de almacenamiento masivo **1010**. La memoria local puede referirse a la memoria de acceso aleatorio u otro(s) dispositivo(s) de memoria no persistente(s) generalmente utilizado(s) durante la ejecución real del código de programa. Un dispositivo de almacenamiento masivo puede implementarse como un disco duro u otro dispositivo de almacenamiento de datos persistente. El sistema de procesamiento **1000** también puede incluir una o más memorias caché (no mostradas) que proporcionan almacenamiento temporal de al menos parte del código de programa con el fin de reducir el número de veces que el código de programa debe ser recuperado del dispositivo de almacenamiento masivo **1010** durante la ejecución.

Los dispositivos de entrada/salida (E/S) representados como dispositivo clave **1012** y dispositivo de salida **1014** opcionalmente pueden ser acoplados al sistema de procesamiento de datos. Ejemplos de dispositivos de teclado pueden incluir, pero no se limitan a, por ejemplo, un teclado, un dispositivo señalador como un ratón, o similares. Ejemplos de dispositivo de salida pueden incluir, pero no se limitan a, por ejemplo, un monitor o pantalla, altavoces, o similares. El dispositivo clave y/o el dispositivo de salida pueden acoplarse al sistema de procesamiento de datos directamente o a través de controladores de E/S intermedios. Un adaptador de red **1016** también puede estar acoplado al sistema de procesamiento de datos para permitir que se acople a otros sistemas, sistemas informáticos, dispositivos de red remotos y/o dispositivos de almacenamiento remotos a través de redes privadas o públicas intervinientes. El adaptador de red puede comprender un receptor de datos para recibir datos que son transmitidos por dichos sistemas, dispositivos y/o redes a dichos datos y un transmisor de datos para transmitir datos a dichos sistemas, dispositivos y/o redes. Los módems de operación, los módems de operación por cable y las tarjetas Ethernet son ejemplos de diferentes tipos de adaptador de red que pueden utilizarse con el sistema de procesamiento de datos **1000**.

Como se muestra en la **FIG. 10**, los elementos de memoria **1004** pueden almacenar una aplicación **1018**. Debe apreciarse que el sistema de procesamiento de datos **1000** puede ejecutar además un sistema operativo (no mostrado) que puede facilitar la ejecución de la aplicación. La aplicación, implementada en forma de código de programa ejecutable, puede ser ejecutada por el sistema de procesamiento de datos **1000**, por ejemplo, por el procesador **1002**. En respuesta a la ejecución de la aplicación, el sistema de procesamiento de datos puede configurarse para realizar una o más operaciones que se describirán en detalle en el presente documento.

En un aspecto, por ejemplo, el sistema de procesamiento de datos **1000** puede representar un sistema de procesamiento de datos cliente. En ese caso, la aplicación **1018** puede representar una aplicación cliente que, cuando se ejecuta, configura el sistema de procesamiento de datos **1000** para realizar las diversas funciones descritas en el presente documento con referencia a un "cliente". Ejemplos de un cliente pueden incluir, pero no se limitan a, un ordenador personal, un ordenador portátil, un teléfono móvil, o similares.

En otro aspecto, el sistema de procesamiento de datos puede representar un servidor. Por ejemplo, el sistema de procesamiento de datos puede representar un servidor (HTTP) en cuyo caso la aplicación **1018**, cuando se ejecuta, puede configurar el sistema de procesamiento de datos para realizar operaciones de servidor (HTTP). En otro aspecto, el sistema de procesamiento de datos puede representar un módulo, unidad o función como se menciona en esta memoria descriptiva.

La terminología utilizada en el presente documento tiene por objeto describir únicamente realizaciones particulares y no pretende ser limitativa de la invención. Tal como se utilizan en el presente documento, las formas singulares "un", "una", "el" y "la" pretenden incluir también las formas plurales, a menos que el contexto indique claramente lo contrario. Se entenderá además que los términos "comprende" y/o "que comprende", cuando se usan en esta memoria descriptiva, especifican la presencia de características, números enteros, pasos, operaciones, elementos y/o componentes declarados, pero no excluyen la presencia o adición de una o más características, números enteros, pasos, operaciones, elementos, componentes y/o grupos de los mismos.

La invención se define mediante las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento de obtención de imágenes de contraste de moteado láser con compensación de movimiento, que comprende:

exponer (402) un área objetivo a una primera luz coherente de una primera longitud de onda, incluyendo el área objetivo tejido vivo;
capturar (404) al menos una secuencia de imágenes, comprendiendo la al menos una secuencia de imágenes primeras imágenes de moteado, siendo las primeras imágenes de moteado capturadas durante la exposición con la primera luz;
determinar (406) uno o más parámetros de transformación de un algoritmo de registro de imágenes para registrar las primeras imágenes de moteado entre sí, basándose los parámetros de transformación en una medida de similitud de los valores de píxel de al menos un grupo de píxeles en cada una de una pluralidad de imágenes de la al menos una secuencia de imágenes, seleccionándose las imágenes de la pluralidad de imágenes a partir de las primeras imágenes de moteado o asociándose con las primeras imágenes de moteado; determinar las primeras imágenes de contraste de moteado basándose en las primeras imágenes de moteado;
determinar (408) imágenes de contraste de moteado registradas mediante el registro de las primeras imágenes de contraste de moteado en base a uno o más parámetros de transformación y en el algoritmo de registro de imágenes; y
calcular una media ponderada de las primeras imágenes de contraste de moteado registradas.

2. El procedimiento según la reivindicación 1, que comprende además:

exponer el área objetivo a una segunda luz de una o más segundas longitudes de onda, preferiblemente luz coherente de una segunda longitud de onda o luz que comprende una pluralidad de segundas longitudes de onda del espectro visible, en el que la exposición a la segunda luz se alterna con la exposición a la primera luz o es simultánea con la exposición a la primera luz;
en el que la al menos una secuencia de imágenes comprende una secuencia de segundas imágenes, capturándose las segundas imágenes durante la exposición con la segunda luz; y
en el que la pluralidad de imágenes se selecciona a partir de la secuencia de segundas imágenes, estando cada una de las segundas imágenes asociada a una primera imagen de moteado.

3. El procedimiento según la reivindicación 2, en el que la luz de la al menos segunda longitud de onda es luz coherente de una segunda longitud de onda predeterminada, preferiblemente en la parte verde o azul del espectro electromagnético, preferiblemente en el intervalo 380-590 nm, más preferiblemente en el intervalo 470-570 nm, aún más preferiblemente en el intervalo 520-560 nm, y en el que la secuencia de segundas imágenes es una secuencia de segundas imágenes de moteado;
comprendiendo además el procedimiento:

determinar segundas imágenes de contraste de moteado en base a la secuencia de segundas imágenes de moteado; y
ajustar las primeras imágenes de contraste de moteado basándose en los cambios en la magnitud del contraste de moteado en la secuencia de segundas imágenes de contraste de moteado.

4. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la primera longitud de onda es una longitud de onda en la parte roja del espectro electromagnético, preferiblemente en el intervalo 600-700 nm, más preferiblemente en el intervalo 620-660 nm, o en la parte infrarroja del espectro electromagnético, preferiblemente en el intervalo 700-1200 nm.

5. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el peso de una imagen se basa en los parámetros de transformación o en una magnitud relativa del contraste de moteado.

6. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que los grupos de píxeles representan características predeterminadas en la pluralidad de imágenes, estando las características predeterminadas preferiblemente asociadas con objetos, preferiblemente estructuras anatómicas, en el área objetivo.

7. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la determinación de uno o más parámetros de transformación comprende:

determinar una pluralidad de grupos de píxeles asociados basándose en la medida de similitud, perteneciendo cada grupo de píxeles a una imagen diferente de la pluralidad de imágenes,
determinar una pluralidad de vectores de desplazamiento en base a las posiciones de los grupos de píxeles en relación con las respectivas imágenes de la pluralidad de imágenes, representando los vectores de desplazamiento el movimiento del área objetivo en relación con el sensor de imágenes; y
determinar los parámetros de transformación basándose en la pluralidad de vectores de desplazamiento.

8. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende además:

- dividir cada imagen de las primeras imágenes de moteado, respectivamente primeras imágenes de contraste de moteado, y cada imagen de la pluralidad de imágenes en una pluralidad de regiones, preferiblemente regiones disjuntas; y en el que
- la determinación de los parámetros de transformación comprende la determinación de los parámetros de transformación para cada región; y
- determinar una secuencia de primeras imágenes de moteado registradas, respectivamente primeras imágenes de contraste de moteado, comprende registrar cada región de la primera imagen de moteado, respectivamente primera imagen de contraste de moteado, basándose en la transformación basada en la región correspondiente en la segunda imagen.
9. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el área objetivo comprende un órgano perfundido, preferiblemente perfundido por un fluido corporal, más preferiblemente perfundido por sangre y/o fluido linfático, y/o comprende uno o más vasos sanguíneos y/o vasos linfáticos, comprendiendo además el procedimiento:
- calcular una intensidad de perfusión, preferiblemente una intensidad de perfusión sanguínea o una intensidad de perfusión linfática, basándose en la imagen de moteado combinada.
10. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además la visualización de la imagen combinada de contraste de moteado o un derivado de la misma.
11. Un módulo de hardware para un dispositivo de formación de imágenes, preferentemente un dispositivo de formación de imágenes médicas, que comprende:
- una primera fuente de luz (104) para exponer un área objetivo (102) a una primera luz coherente de una primera longitud de onda, incluyendo el área objetivo (102) tejido vivo;
- al menos un sistema de sensor de imágenes (108) para capturar al menos una secuencia de imágenes, comprendiendo la al menos una secuencia de imágenes primeras imágenes de moteado, siendo las primeras imágenes de moteado capturadas durante la exposición con la primera luz;
- un medio de almacenamiento legible por ordenador que tiene incorporado un código de programa legible por ordenador, y un procesador, preferiblemente un microprocesador, más preferiblemente una unidad de procesamiento de gráficos, acoplado al medio de almacenamiento legible por ordenador, en el que, en respuesta a la ejecución del código de programa legible por ordenador, el procesador está configurado para:
- determinar uno o más parámetros de transformación de un algoritmo de registro de imágenes para registrar las primeras imágenes de moteado entre sí, basándose los parámetros de transformación en una medida de similitud de los valores de píxel de al menos un grupo de píxeles en cada una de una pluralidad de imágenes, seleccionándose las imágenes de la pluralidad de imágenes a partir de las primeras imágenes de moteado láser o asociándose con las primeras imágenes de moteado;
- determinar las primeras imágenes de contraste de moteado en base a las primeras imágenes de moteado
- determinar imágenes de contraste de moteado registradas registrando las primeras imágenes de contraste de moteado basándose en uno o más parámetros de transformación y en el algoritmo de registro de imágenes; y
- calcular una media ponderada de las primeras imágenes de contraste de moteado registradas.
12. El módulo de hardware según la reivindicación 11, que comprende además:
- una segunda fuente de luz (104) para iluminar, simultánea o alternativamente con la primera fuente de luz, el área objetivo (102) con luz de al menos una segunda longitud de onda, diferente de la primera longitud de onda; en el que el al menos un sensor de imágenes (108) está configurado además para capturar una secuencia de segundas imágenes, capturándose las segundas imágenes durante la exposición con la segunda luz; y
- en el que la pluralidad de imágenes se selecciona a partir de la secuencia de segundas imágenes, estando cada una de las segundas imágenes asociada a una primera imagen de moteado.
13. El módulo de hardware según la reivindicación 11 o 12, que comprende además:
- una pantalla para visualizar la imagen de moteado combinada y/o un derivado de la misma, preferiblemente una imagen de intensidad de perfusión.
14. Un dispositivo de formación de imágenes médicas (100) que comprende un módulo de hardware según cualquiera de las reivindicaciones 11-13, siendo el dispositivo preferentemente uno de los siguientes:
- endoscopio, laparoscopio, robot quirúrgico, dispositivo portátil de formación de imágenes por contraste de moteado láser o sistema quirúrgico abierto de formación de imágenes por contraste de moteado láser.
15. Un módulo de cálculo (110) para un sistema de formación de imágenes de moteado láser, que comprende un medio de almacenamiento legible por ordenador que tiene al menos una parte de un programa incorporado en el mismo, y un procesador, preferiblemente un microprocesador, más preferiblemente una unidad de procesamiento de gráficos, acoplado al medio de almacenamiento legible por ordenador, en el que en respuesta a la ejecución del código de almacenamiento legible por ordenador, el procesador está configurado para realizar operaciones ejecutables, comprendiendo las operaciones ejecutables:

recibir al menos una secuencia de imágenes, comprendiendo la al menos una secuencia de imágenes primeras imágenes de moteado, primeras imágenes de moteado que han sido capturadas durante la exposición de un área objetivo a una primera luz coherente de una primera longitud de onda, incluyendo el área objetivo tejido vivo;

determinar uno o más parámetros de transformación de un algoritmo de registro de imágenes para registrar las primeras imágenes de moteado entre sí, basándose los parámetros de transformación en una medida de similitud de los valores de píxel de al menos un grupo de píxeles en cada una de una pluralidad de imágenes de la al menos una secuencia de imágenes, seleccionándose las imágenes de la pluralidad de imágenes a partir de las primeras imágenes de moteado o asociándose con las primeras imágenes de moteado;

determinar las primeras imágenes de contraste de moteado en base a las primeras imágenes de moteado; determinar imágenes de contraste de moteado registradas registrando las primeras imágenes de contraste de moteado basándose en uno o más parámetros de transformación y en el algoritmo de registro de imágenes; y calcular una media ponderada de las primeras imágenes de contraste de moteado registradas.

16. El módulo de cálculo (110) según la reivindicación 15,

en el que la al menos una secuencia de imágenes comprende una secuencia de segundas imágenes, capturándose las segundas imágenes durante la exposición con segunda luz, teniendo la segunda luz una o más segundas longitudes de onda, siendo preferentemente la segunda luz coherente de una segunda longitud de onda o comprendiendo la segunda luz una pluralidad de segundas longitudes de onda del espectro visible, en el que la exposición a la segunda luz se alterna con la exposición a la primera luz o es simultánea con la exposición a la primera luz; y

en el que la pluralidad de imágenes se selecciona a partir de la secuencia de segundas imágenes, estando cada una de las segundas imágenes asociada a una primera imagen de moteado.

17. Un programa de ordenador o conjunto de programas de ordenador que comprende al menos una porción de código de software o un producto de programa de ordenador que almacena al menos una porción de código de software, estando configurada la porción de código de software, cuando se ejecuta en un sistema informático, para ejecutar el procedimiento de formación de imágenes de contraste de moteado láser con compensación de movimiento que comprende: determinar (406) uno o más parámetros de transformación de un algoritmo de registro de imágenes para registrar primeras imágenes de moteado entre sí, basándose los parámetros de transformación en una medida de similitud de valores de píxeles de al menos un grupo de píxeles en cada una de una pluralidad de imágenes de al menos una secuencia de imágenes, seleccionándose las imágenes de la pluralidad de imágenes a partir de las primeras imágenes de moteado o asociándose con las primeras imágenes de moteado; determinar las primeras imágenes de contraste de moteado basándose en las primeras imágenes de moteado; determinar (408) imágenes de contraste de moteado registradas registrando las primeras imágenes de contraste de moteado basándose en uno o más parámetros de transformación y en el algoritmo de registro de imágenes; y calcular una media ponderada de las primeras imágenes de contraste de moteado registradas.

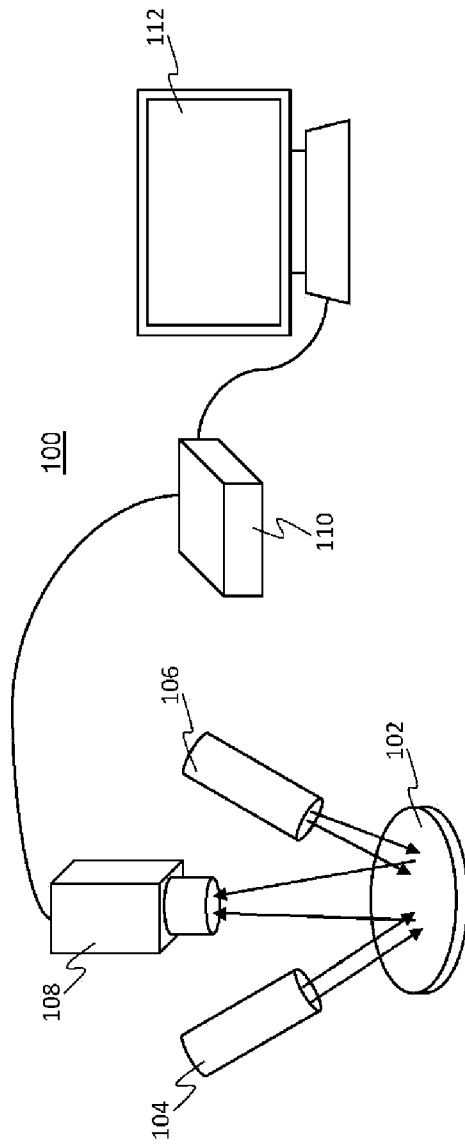


FIG. 1A

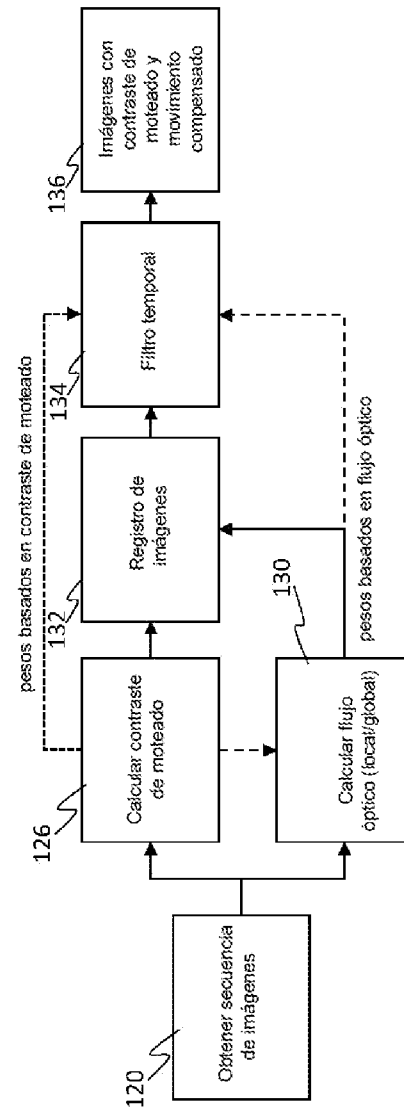


FIG. 1B

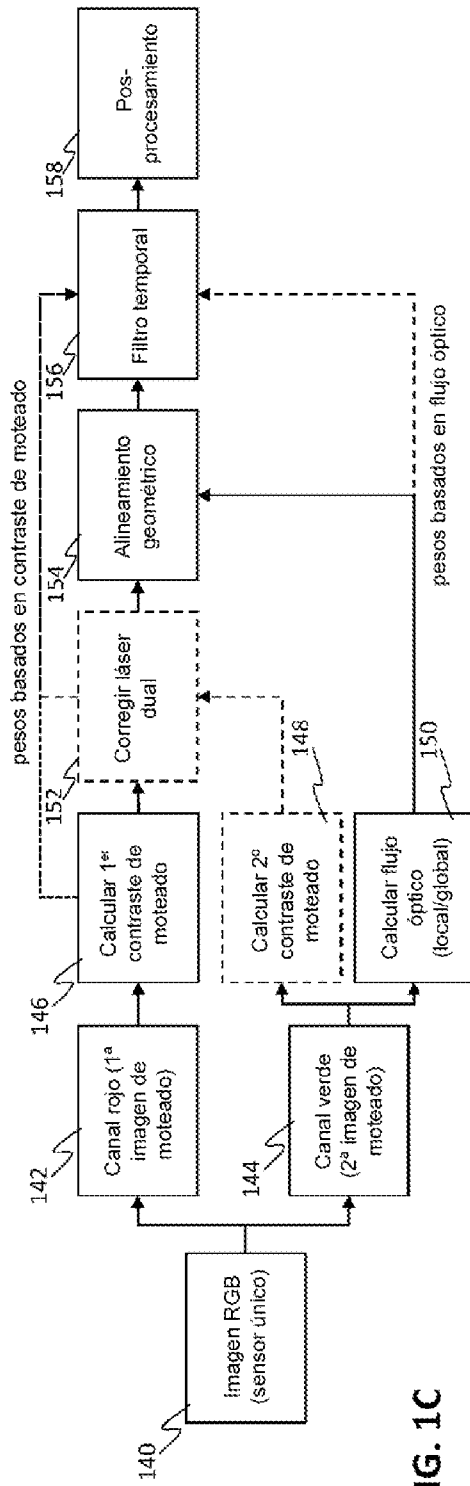


FIG. 1C

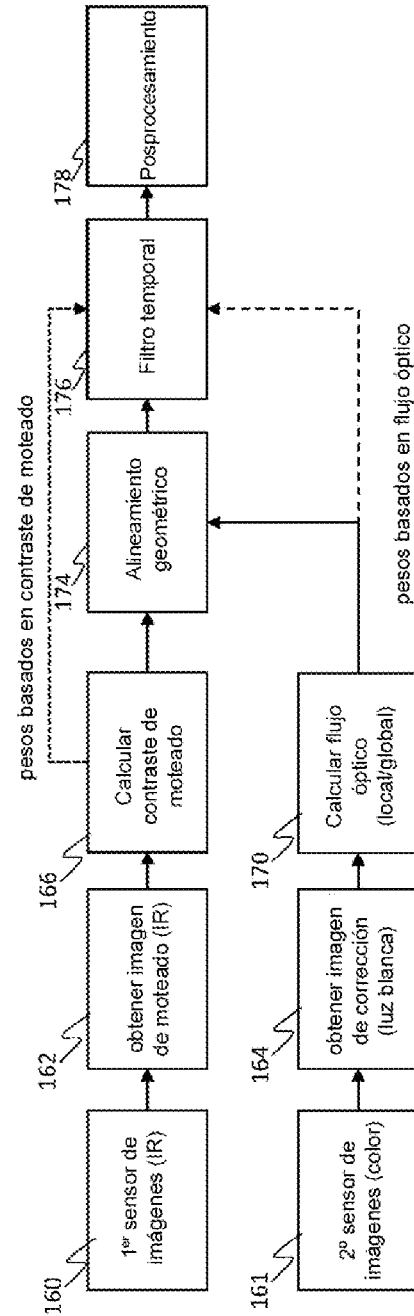


FIG. 1D

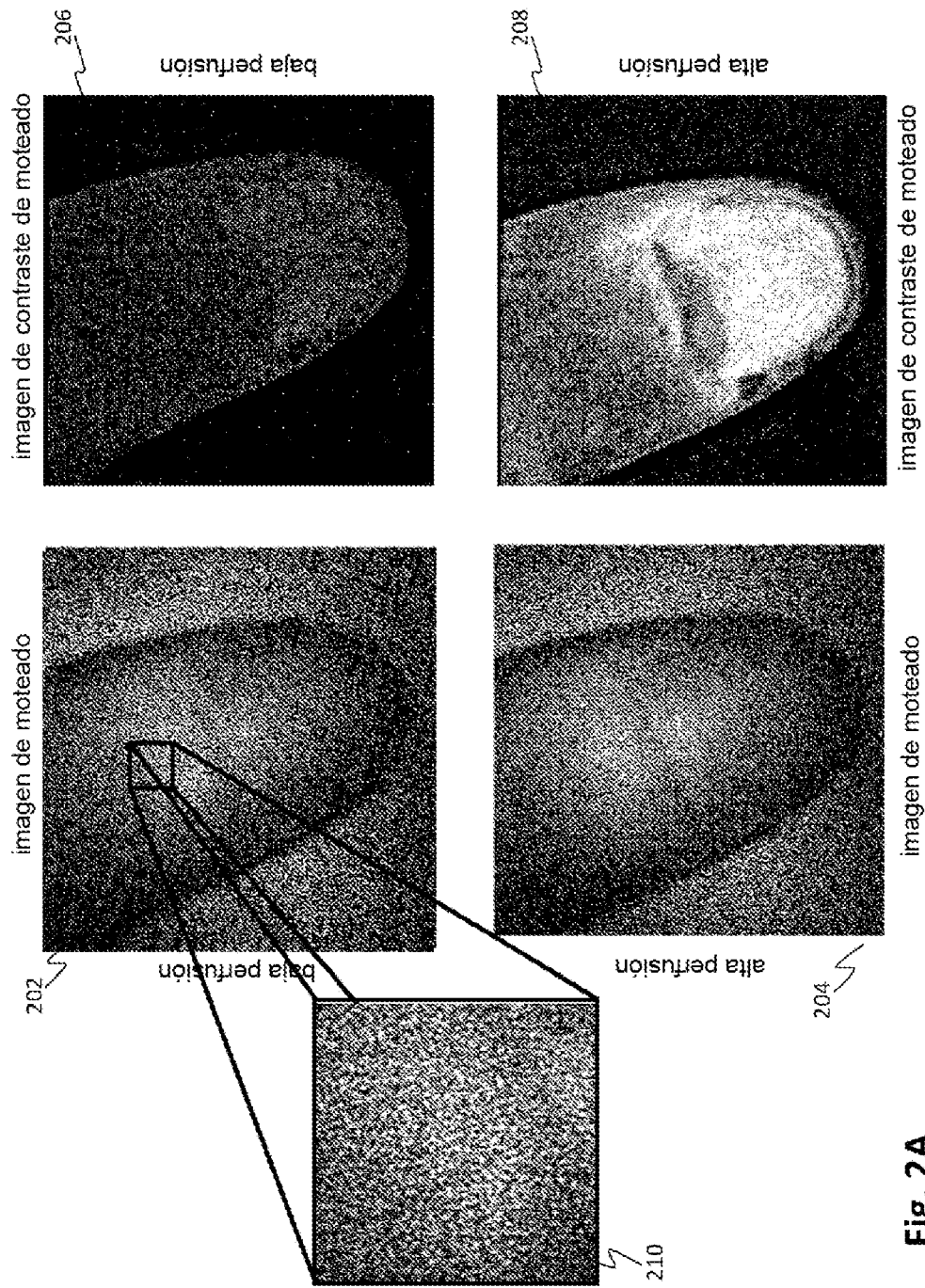


Fig. 2A

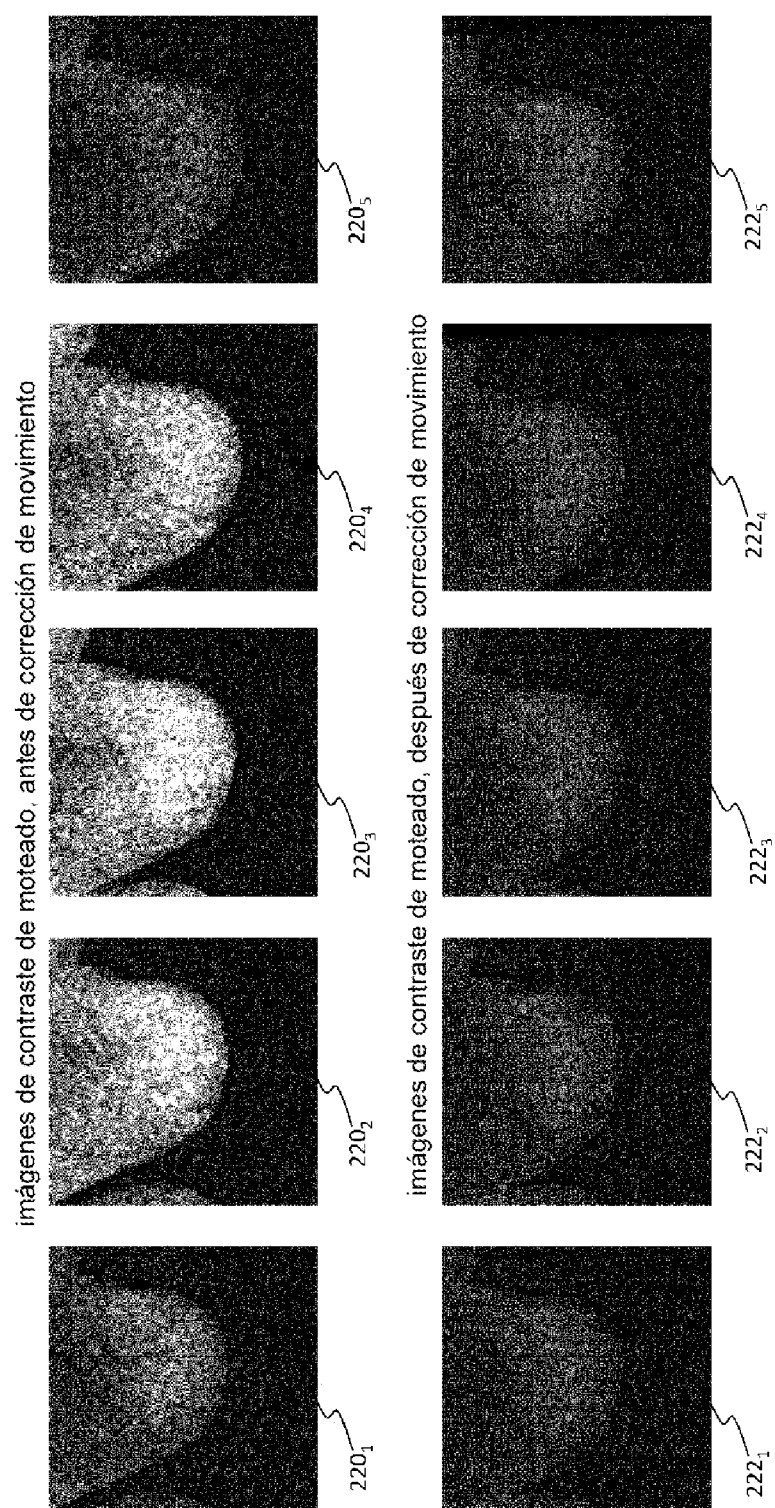
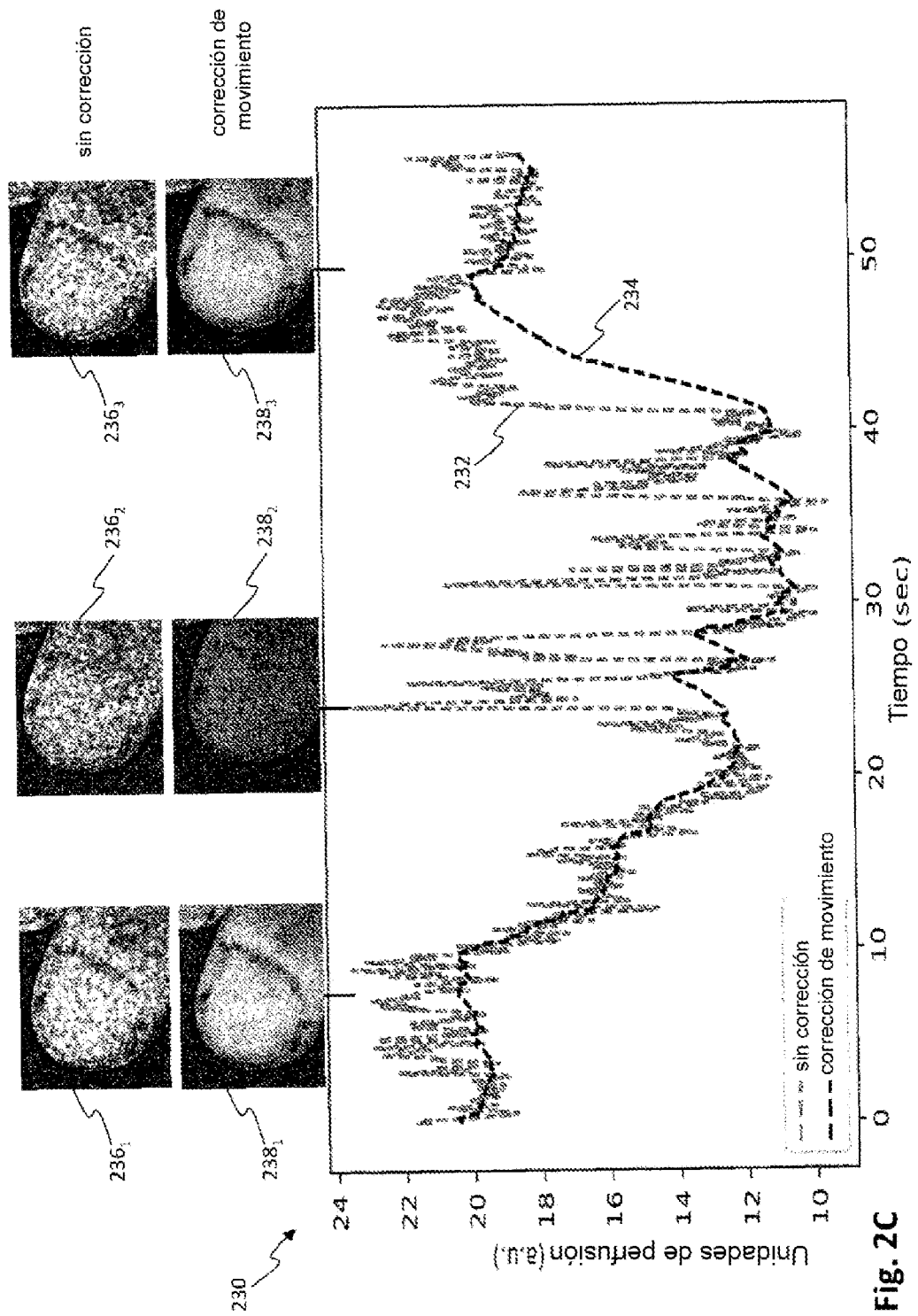


Fig. 2B



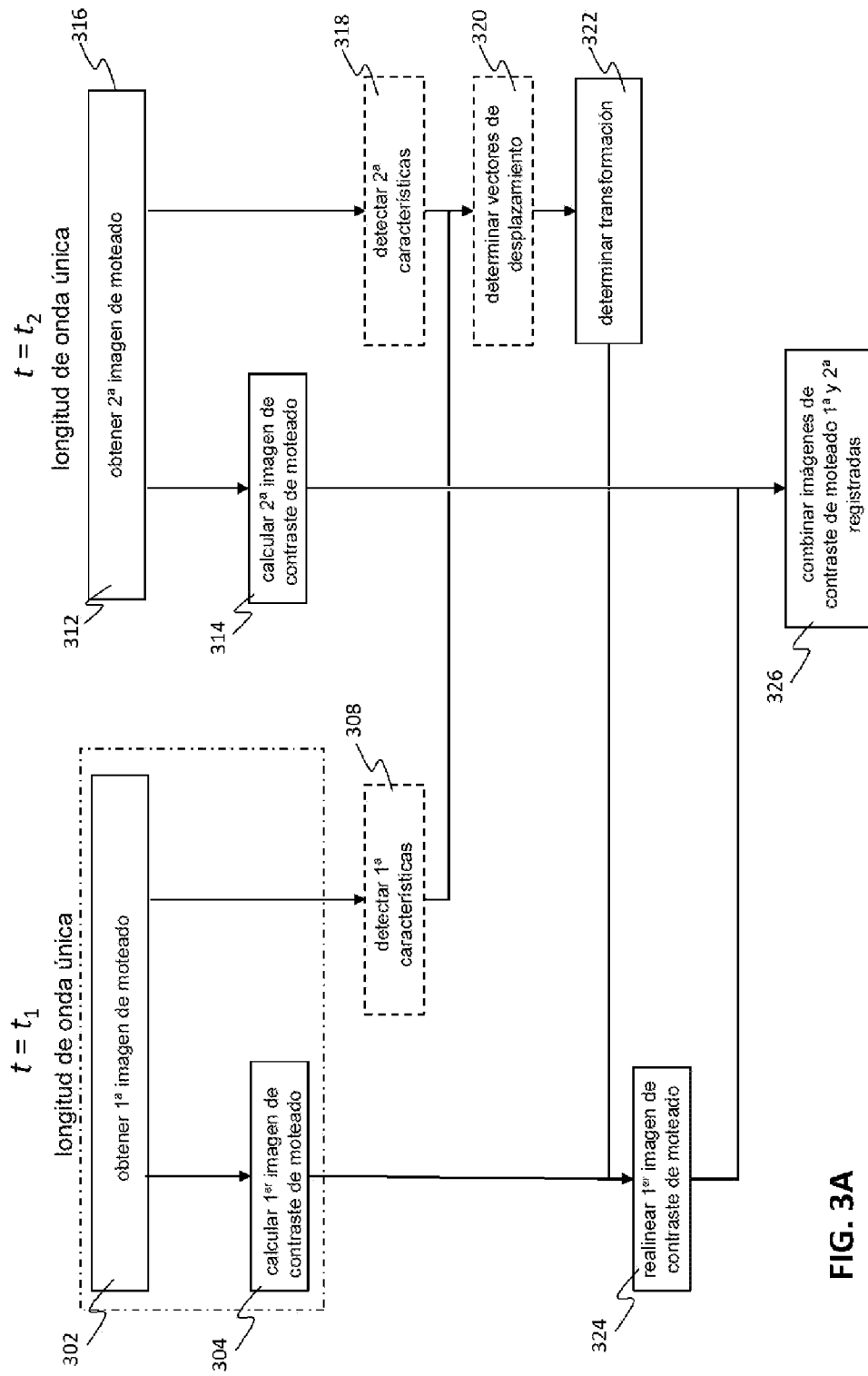


FIG. 3A

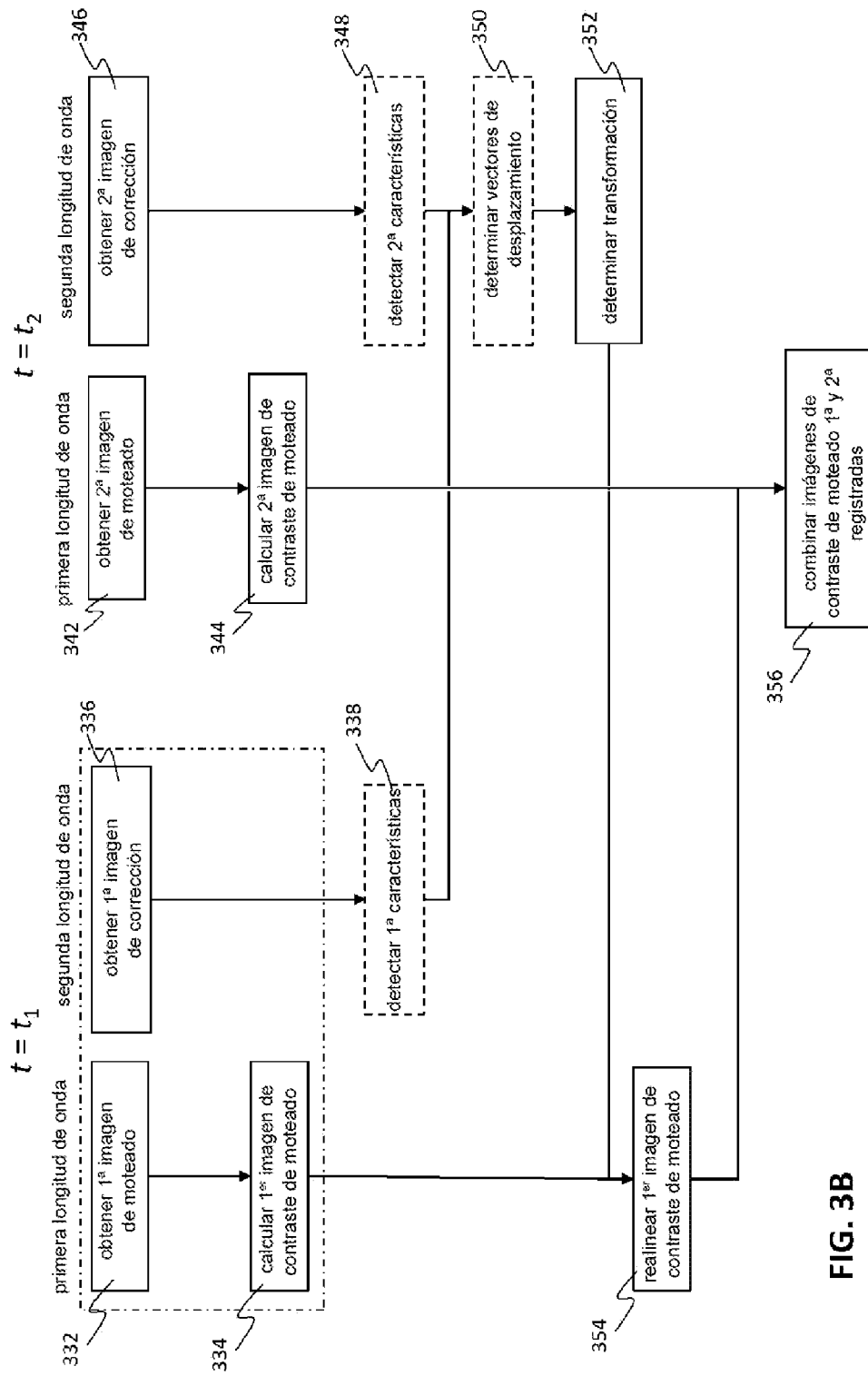


FIG. 3B

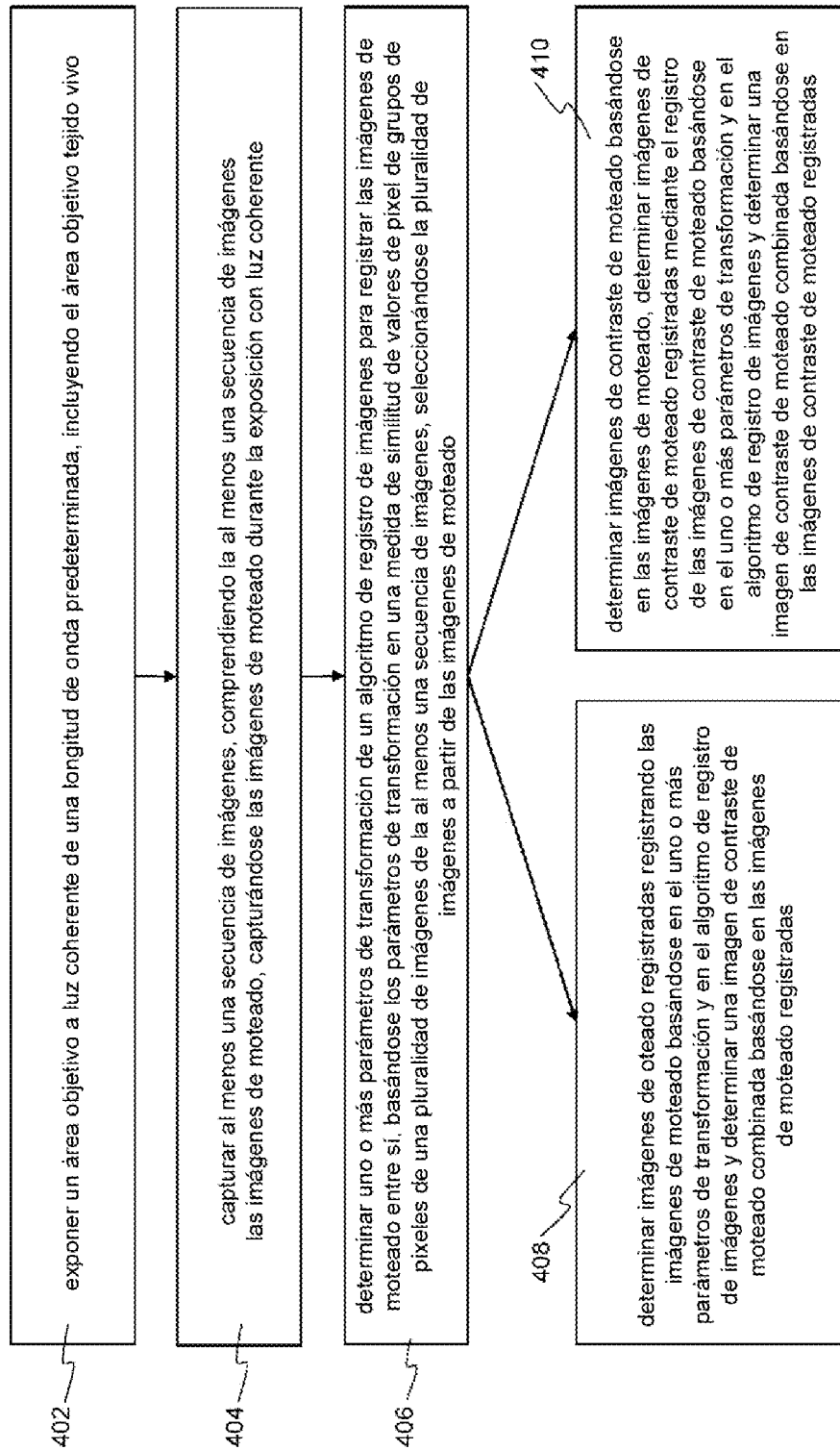


FIG. 4A

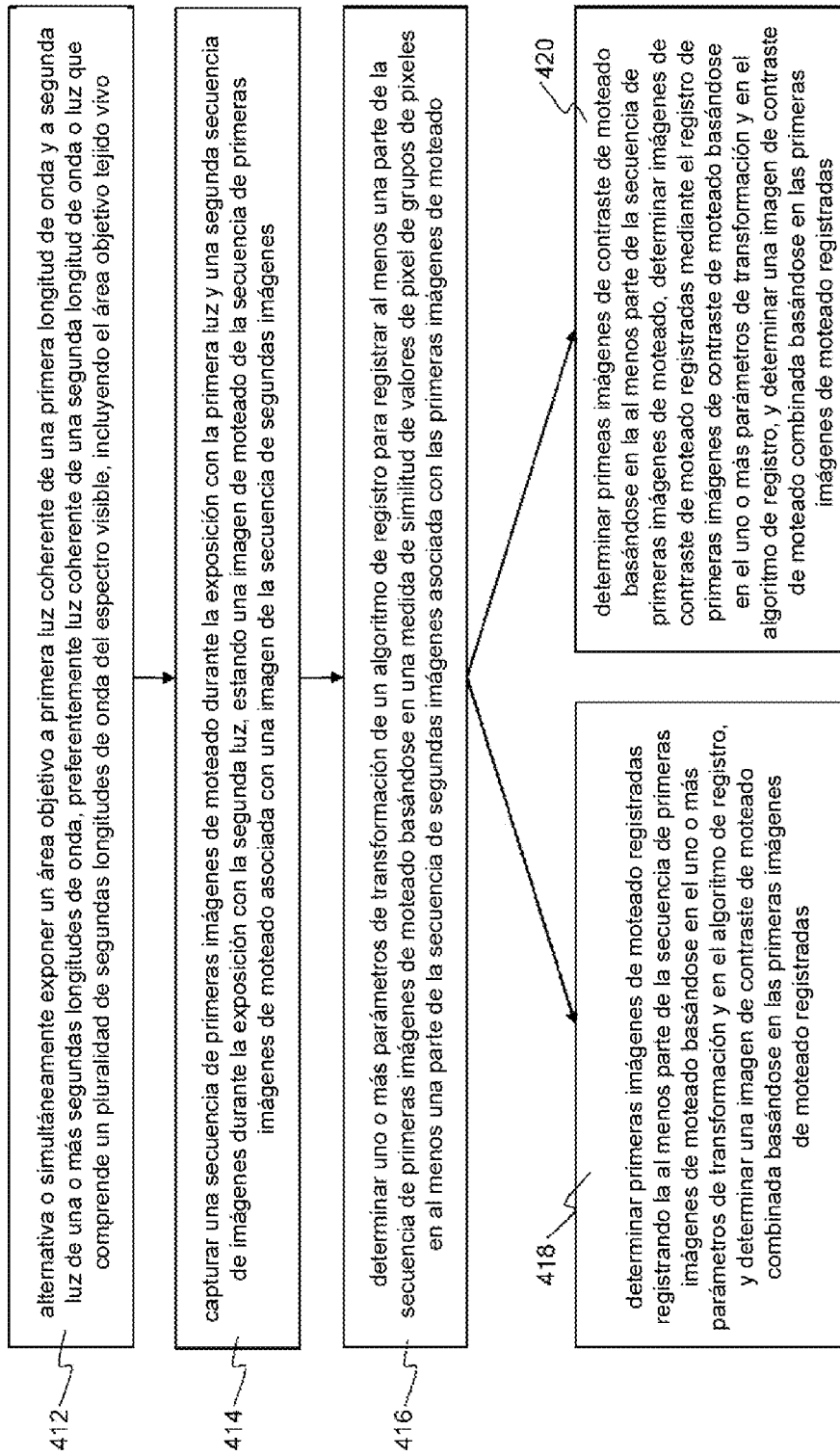


FIG. 4B

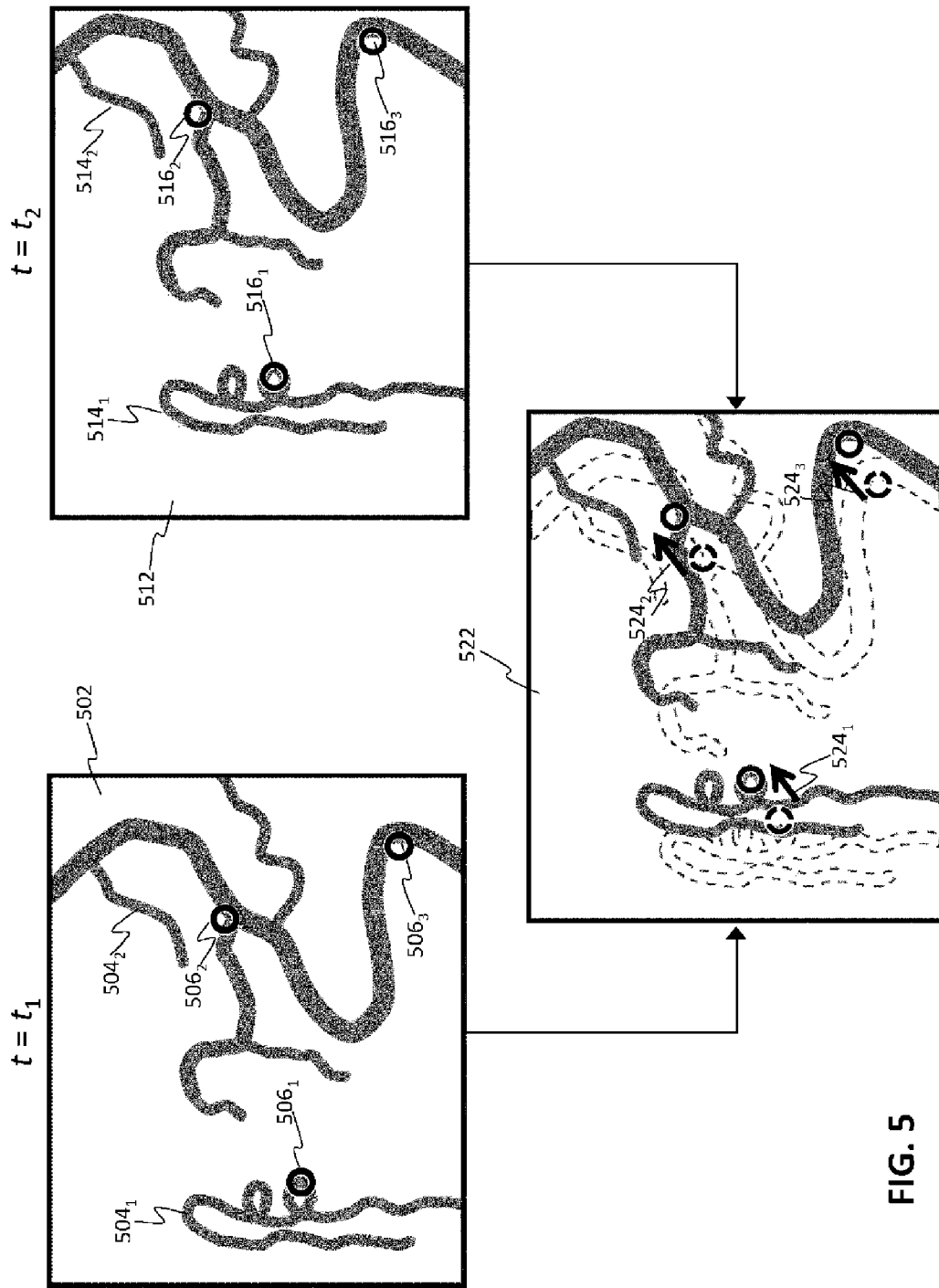


FIG. 5

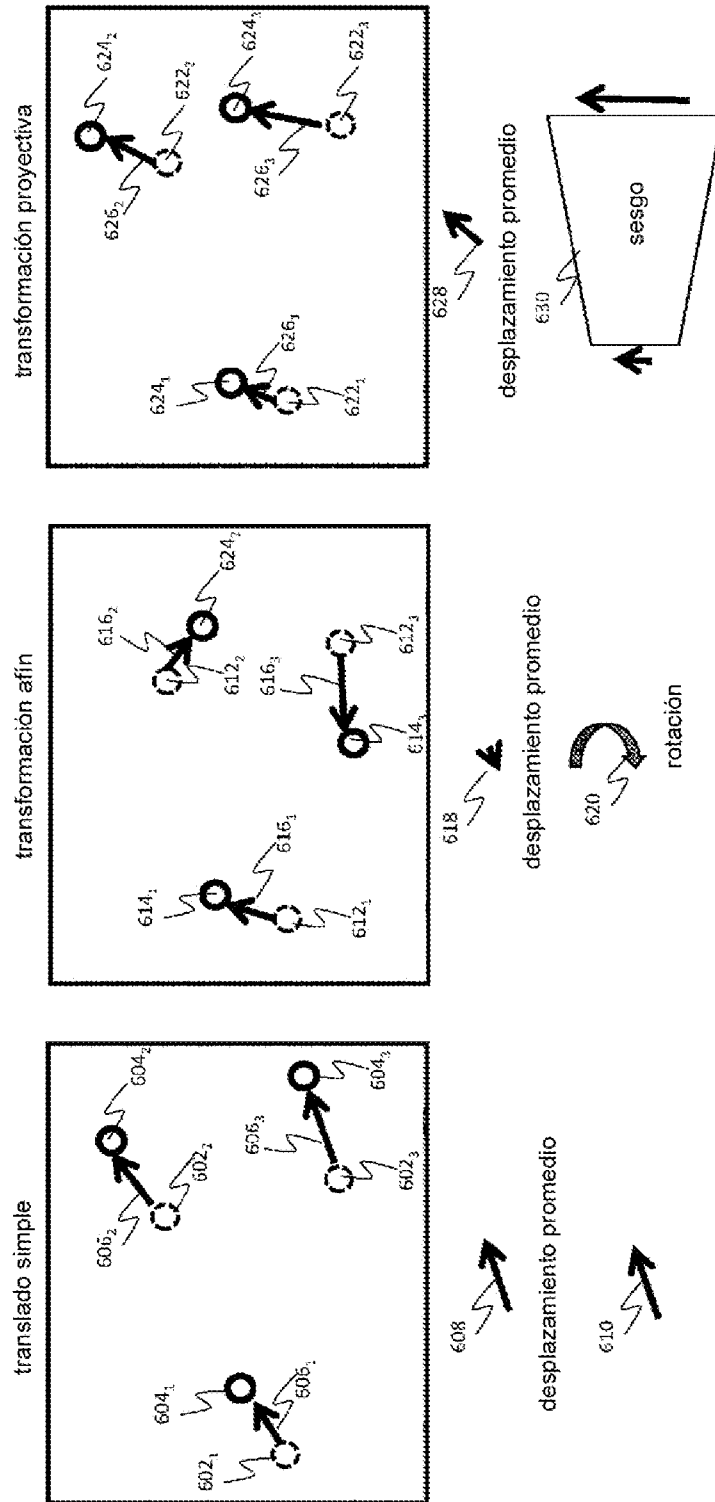


FIG. 6A

FIG. 6B

FIG. 6C

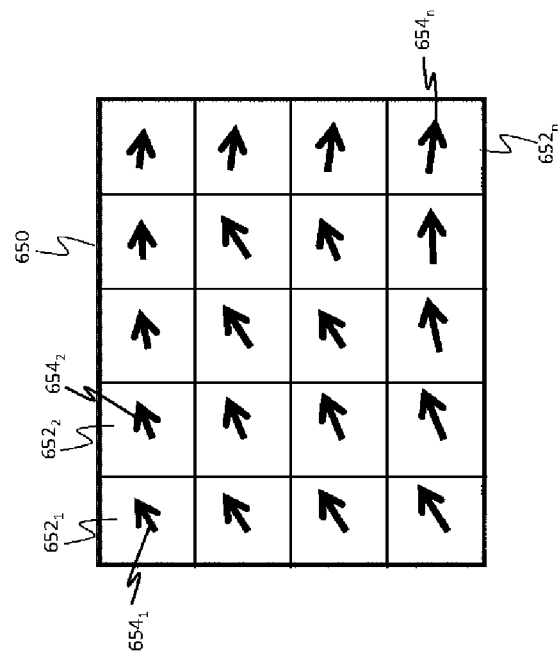


FIG. 6D

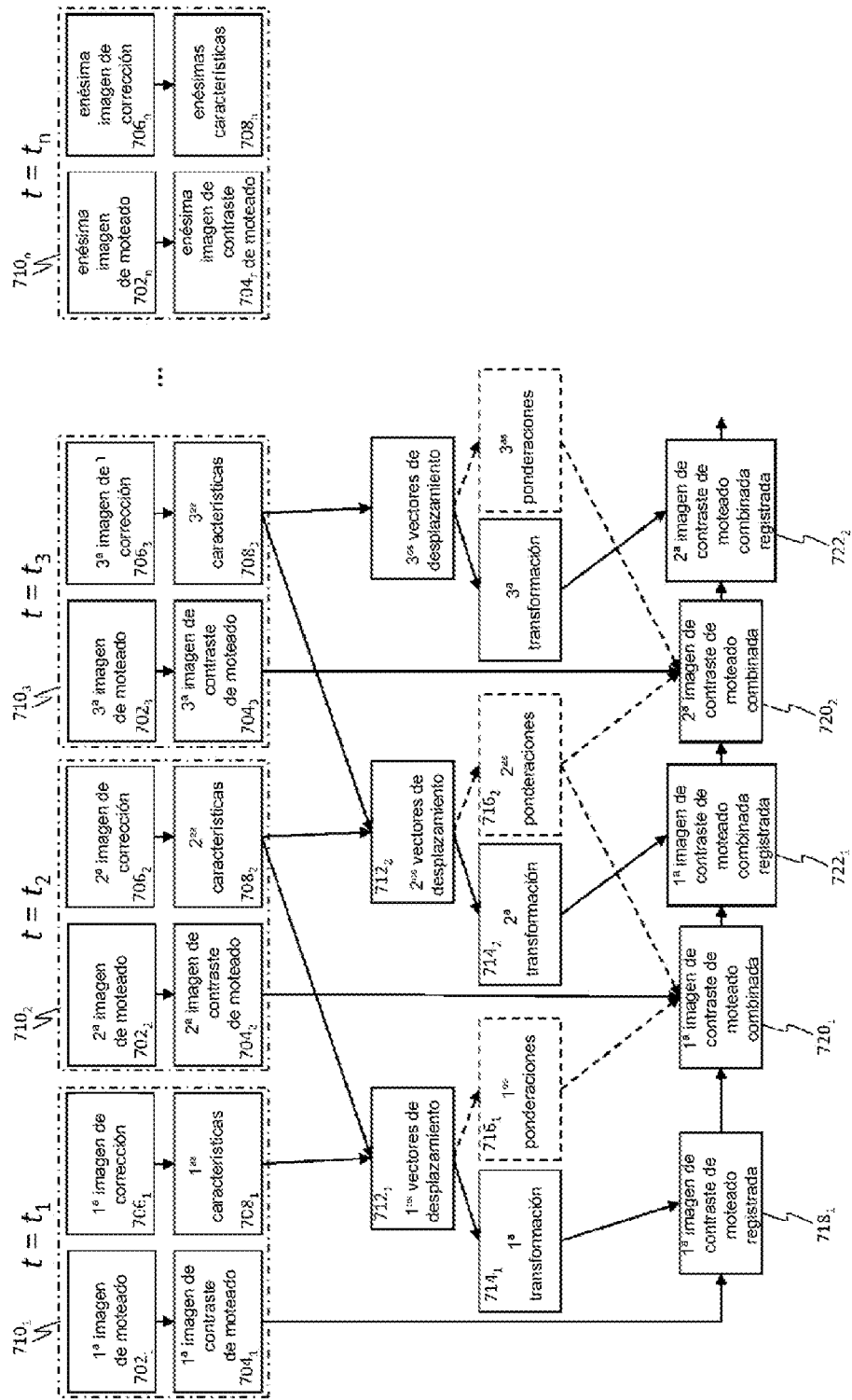


FIG. 7A

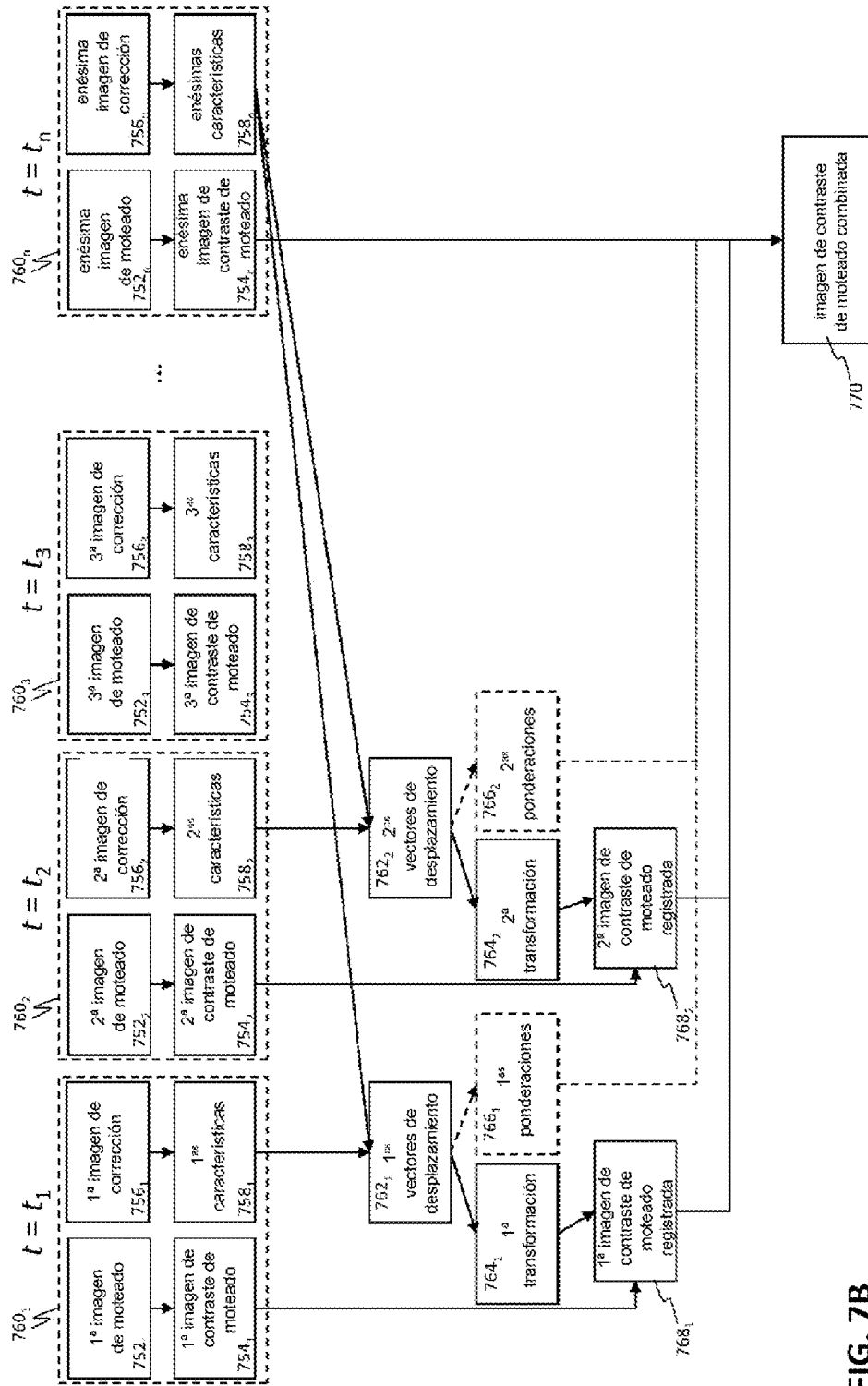


FIG. 7B

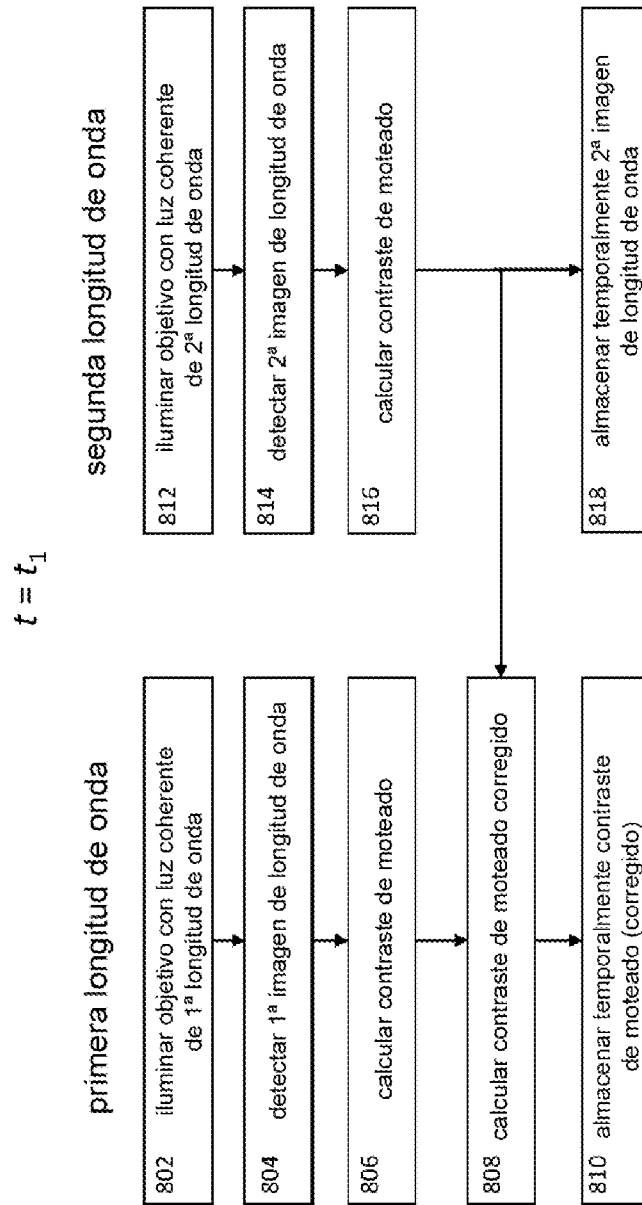


FIG. 8

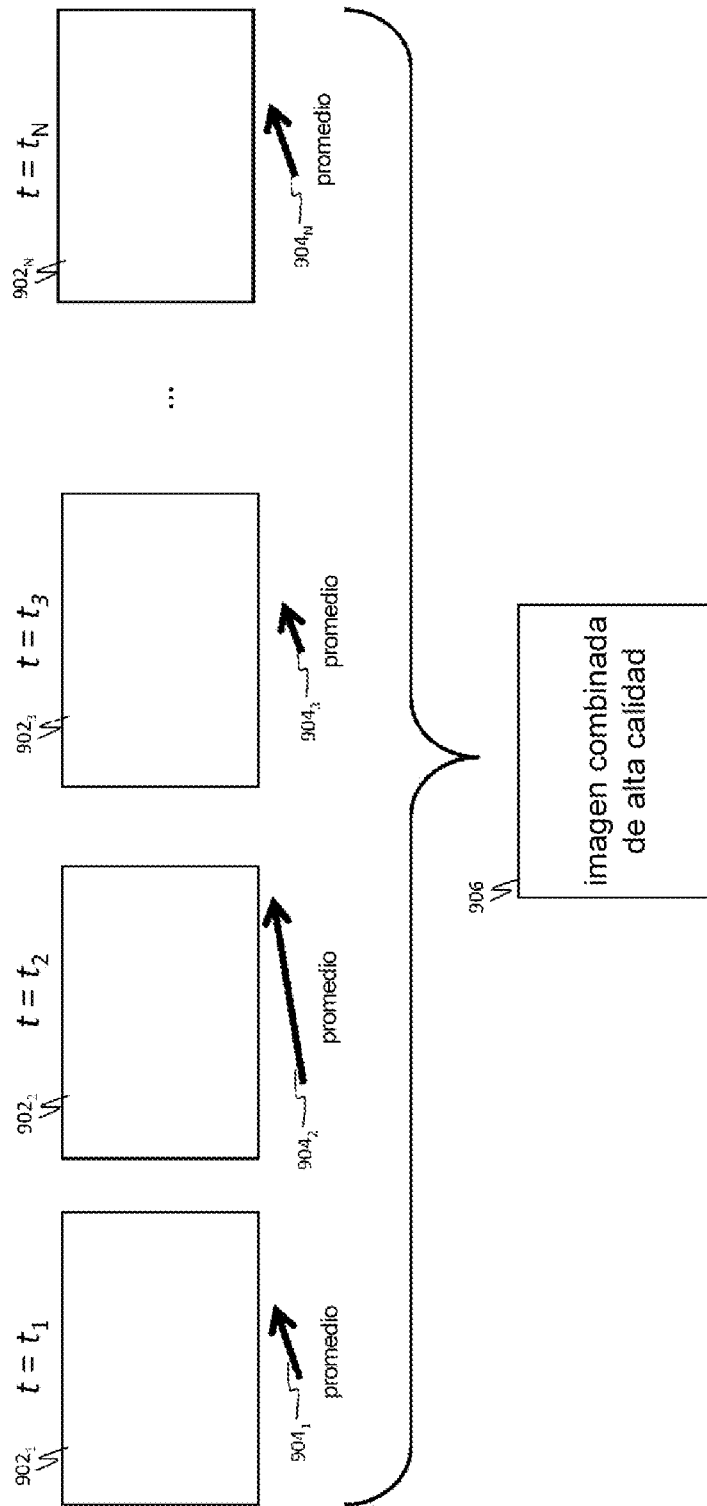


FIG. 9

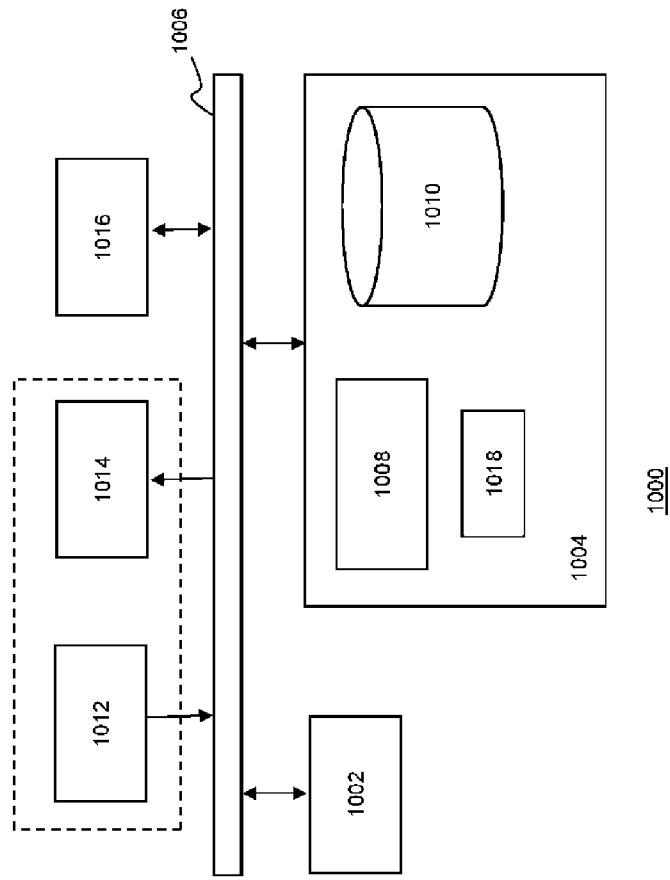


FIG. 10