

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 744 912**

51 Int. Cl.:

A61B 5/026 (2006.01)
A61B 5/1455 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
G01N 21/64 (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01)
G01N 21/47 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **16.12.2015 PCT/FR2015/053537**

87 Fecha y número de publicación internacional: **30.06.2016 WO16102819**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.12.2015 E 15821142 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.06.2019 EP 3236841**

54 Título: **Dispositivo de imagenología y procedimiento de imagenología**

30 Prioridad:

24.12.2014 FR 1463335

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

26.02.2020

73 Titular/es:

SORBONNE UNIVERSITE (20.0%)
21, rue de l'École de Médecine
75006 Paris, FR;
CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE (CNRS) (20.0%);
INSERM (INSTITUT NATIONAL DE LA SANTÉ ET
DE LA RECHERCHE MÉDICALE) (20.0%);
UNIVERSITÉ PARIS-SUD (20.0%) y
ASSISTANCE PUBLIQUE-HÔPITAUX DE PARIS
(APHP) (20.0%)

72 Inventor/es:

CHENEGROS, GUILLAUME;
BENOSMAN, RYAD;
LIBERT, NICOLAS;
DURENTEAU, JACQUES;
HARROIS, ANATOLE;
PICAUD, SERGE y
SAHEL, JOSÉ-ALAIN

74 Agente/Representante:

VEIGA SERRANO, Mikel

ES 2 744 912 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

Dispositivo de imagenología y procedimiento de imagenología

5 Sector de la técnica

La presente invención se refiere a dispositivos de imagenología y, más particularmente, a dispositivos de imagenología para el estudio de la microcirculación sanguínea.

10 Estado de la técnica

Se han desarrollado diferentes técnicas de imagenología vídeo-microscópica para la supervisión de la microcirculación y, más en general, para estudiar la circulación de los vasos sanguíneos con un diámetro del orden del μm . Estas técnicas permiten visualizar, por ejemplo, el desplazamiento de las células sanguíneas, y en particular el de los glóbulos rojos en los vasos sanguíneos, en particular los capilares sanguíneos.

La técnica OPS, para Orthogonal Polarization Spectral, utiliza un haz de luz incidente, polarizada linealmente en un plano, que se proyecta sobre el sujeto a través de un divisor de haz "beam splitter". El análisis se lleva a cabo en la luz reflejada cuya polarización se modifica de acuerdo con el grado de profundidad de penetración en los tejidos de la luz incidente antes de ser reflejada. Una gran parte de la luz reflejada proviene de la reflexión de las capas superiores de los tejidos observados, y conserva su polarización inicial, mientras que la luz incidente que penetra más profundamente en los tejidos observados, sufre más "dispersión" y pierde su polarización inicial. El dispositivo de análisis comprende una cámara frente al objetivo de la cual está dispuesto un polarizador ortogonal que bloquea la parte de luz reflejada que ha conservado su polarización, para generar una imagen de la luz reflejada sin filtrar por el polarizador.

La técnica SDF, para Sidestream Dark Field, utiliza una iluminación de campo oscuro (en inglés, "dark field"), proporcionada por una lente prismática circular dispuesta alrededor del objetivo de una cámara, para generar un halo de luz a su alrededor y más allá del punto focal del objetivo. La cámara se ubica normalmente por encima una zona central del halo luminoso para captar la luz retrodifundida. Este tipo de iluminación, que permite una mayor profundidad de observación e imagenología tridimensional de los tejidos visualizados, parece muy adecuado para el análisis de la microcirculación sanguínea.

Un ejemplo de dispositivo de imagenología de la microcirculación funcional que utiliza el principio de la microscopía de campo oscuro se describe en la solicitud internacional publicada con el número WO 2005/032361 A2. La solicitud CN 103 356 174 describe un dispositivo de imagenología médica para imagenología microscópica de dos fotones y el registro síncrono electrofisiológico.

Sin embargo, los dispositivos de imagenología de la microcirculación funcional existentes no permiten la observación de fenómenos rápidos tales como la circulación de los glóbulos rojos. Además, presentan limitaciones para la observación y el análisis en tiempo real de la microcirculación.

Por lo tanto, existe una necesidad de dispositivos de imagenología que no tengan las desventajas de los dispositivos convencionales analizados anteriormente. En particular, una primera necesidad es proporcionar dispositivos de imagenología que permitan la observación de fenómenos rápidos relacionados con la microcirculación sanguínea, tales como el desplazamiento de los glóbulos rojos. Otra necesidad es proporcionar dispositivos de imagenología que permitan un procesamiento en tiempo real de la información generada para analizar la microcirculación sanguínea.

50 Objeto de la invención

De acuerdo con un primer aspecto, se propone un dispositivo de imagenología que comprende al menos una fuente de luz dispuesta para generar una señal óptica, un soporte óptico acoplado a la fuente de luz y dispuesto para proyectar una señal de excitación luminosa de intensidad luminosa sustancialmente constante proveniente de la fuente de luz hacia un cuerpo a observar durante la utilización del dispositivo, y una primera cámara asíncrona acoplada al soporte óptico y configurada para generar una señal que comprende, para cada píxel de una primera matriz de píxeles, una secuencia de señal que representa eventos asíncronos que corresponden a variaciones de la luz retrodifundida por el cuerpo a observar para el píxel.

La utilización de una cámara asíncrona para la imagenología de fenómenos rápidos, en concreto biológicos, presenta muchas ventajas. Estas resultan en concreto del hecho de que la adquisición de vídeo no está controlada por un reloj, sino por los eventos que ocurren para cada píxel del sensor en la escena enfrente de la cual se coloca el sensor. Las cámaras convencionales lo están, por el contrario, por señales de control y sincronización generadas por el sensor a partir de una frecuencia de reloj, señales que no tienen conexión con la fuente de la información visual. Este modo de funcionamiento radicalmente diferente de las cámaras asíncronas permite alcanzar valores de resolución temporal mucho más altos que los de las cámaras convencionales, lo que permite la implementación de sistemas de imagenología que tienen altas resoluciones temporales y espaciales con suficiente sensibilidad para abrir un nuevo

campo de posibilidades en la observación y análisis de fenómenos biológicos rápidos tales como la microcirculación.

Además, los procedimientos de adquisición o de síntesis de una secuencia de imágenes por fotogramas tienen la desventaja de producir datos con una alta redundancia, debido a que cada fotograma representa una gran cantidad de píxeles de una imagen si es una imagen completa, y todos estos píxeles para los cuales la información no cambia de una imagen a otra generan redundancias en los datos que representan la secuencia de imágenes. Esta redundancia solo se puede suprimir parcialmente mediante una codificación de compresión de una señal de vídeo convencional. A la inversa, las señales asíncronas generadas por las cámaras asíncronas permiten obtener una representación muy compacta de los datos relacionados con una secuencia de imágenes, ya que estos datos, que representan eventos para un píxel (y no para todos los píxeles de una matriz o una gran cantidad de ellos), no son redundantes de una imagen a otra.

En una realización, el dispositivo de imagenología puede comprender una segunda cámara asíncrona acoplada al soporte óptico y configurada para generar una señal que comprende, para cada píxel de una segunda matriz de píxeles, una secuencia de señal que representa eventos asíncronos que corresponden a variaciones de la luz retrodifundida por el cuerpo a observar para el píxel, y en el que un primer filtro óptico está dispuesto para filtrar la luz retrodifundida captada por la primera cámara asíncrona.

La utilización de una segunda cámara asíncrona permite ciertos tipos de análisis, como el análisis espectral, que utiliza las propiedades de la luz retrodifundida adquirida para una misma observación para diferentes longitudes de onda.

Como variante, el primer filtro óptico se puede utilizar para filtrar la luz retrodifundida captada por la primera cámara asíncrona, y un segundo filtro óptico puede estar dispuesto, además, para filtrar la luz retrodifundida captada por la segunda cámara asíncrona. Esto permite seleccionar la luz en función de su longitud de onda para que cada cámara asíncrona reciba de forma sustancialmente simultánea la información proveniente del cuerpo estudiado.

En una realización, el dispositivo de imagenología puede comprender una tercera cámara asíncrona acoplada al soporte óptico y configurada para generar una señal que comprende, para cada píxel de una tercera matriz de píxeles, una secuencia de señal que representa eventos asíncronos que corresponden a variaciones de la luz retrodifundida por el cuerpo a observar para el píxel, y en el que un tercer filtro óptico está dispuesto para filtrar la luz retrodifundida captada por la tercera cámara asíncrona.

En una realización, la fuente de luz puede ser un diodo electroluminiscente, por ejemplo estimulado por una corriente continua, o bien una fuente láser.

En una realización, el dispositivo puede comprender una pluralidad de fuentes de luz dispuestas sobre el soporte óptico para generar señales de excitación luminosa de intensidades luminosas respectivas sustancialmente constantes. La intensidad luminosa puede ser diferente de una fuente luminosa a otra, y la realización en la que las fuentes de luz son de igual intensidad luminosa sustancialmente constante es un ejemplo no limitante de realización del dispositivo propuesto.

Además, las fuentes de luz podrán estar dispuestas sobre el soporte óptico para formar un anillo luminoso.

En una realización, la o las cámaras asíncronas pueden estar dispuestas sobre el soporte situadas por encima de una zona no iluminada por la/las fuentes de luz.

De acuerdo con otro aspecto, se propone un sistema de imagenología de la microcirculación que comprende un dispositivo de acuerdo con las diferentes realizaciones descritas en el presente documento.

De acuerdo con otro aspecto, se propone un procedimiento de imagenología que comprende: generar una señal óptica de intensidad luminosa sustancialmente constante; proyectar una señal de excitación luminosa proveniente de la señal óptica hacia un cuerpo a observar; y generar una señal que comprende, para cada píxel de una primera matriz de píxeles, una secuencia de señal que representa eventos asíncronos que corresponden a variaciones de la luz retrodifundida por el cuerpo a observar para el píxel.

Descripción de las figuras

Otras particularidades y ventajas de la presente invención aparecerán en la siguiente descripción de realizaciones no limitantes, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 es un esquema sinóptico de un dispositivo de imagenología de acuerdo con una realización del dispositivo propuesto;

La figura 2 es un esquema sinóptico de una cámara asíncrona de un dispositivo de imagenología de acuerdo con una realización del dispositivo propuesto;

La figura 3a es un diagrama que muestra un ejemplo de perfil de intensidad luminosa a nivel de un píxel de un sensor asíncrono;

La figura 3b muestra un ejemplo de señal suministrada por el sensor asíncrono en respuesta al perfil de intensidad de la figura 3a;

La figura 3c ilustra la reconstrucción del perfil de intensidad a partir de la señal de la figura 3b;

5 Las figuras 4a-4b son diagramas análogos a los de las figuras 3a y 3b que ilustran un modo de adquisición luminosa utilizable en otro ejemplo de realización del procedimiento;

La figura 5 es un esquema sinóptico de un dispositivo de imagenología de acuerdo con una realización del dispositivo propuesto;

La figura 6 es un esquema sinóptico de una parte de dispositivo de imagenología de acuerdo con una realización del dispositivo propuesto;

10 La figura 7a es un esquema sinóptico de un dispositivo de imagenología de acuerdo con una realización del dispositivo propuesto;

La figura 7b es un esquema sinóptico de partes del dispositivo de imagenología de la figura 7a;

La figura 8 es un esquema sinóptico de un dispositivo de imagenología de múltiples cámaras de acuerdo con una realización del dispositivo propuesto;

15 Las figuras 9a y 9b son esquemas sinópticos de partes de dispositivos de imagenología de múltiples cámaras de acuerdo con diferentes realizaciones del dispositivo propuesto;

La figura 10 es un diagrama que ilustra el procedimiento de imagenología propuesto de acuerdo con una realización.

20 Descripción detallada de la invención

En la descripción detallada a continuación realizaciones de la invención, se presentan numerosos detalles específicos para aportar una comprensión más completa. No obstante, el experto en la materia puede darse cuenta de que se pueden poner en práctica realizaciones sin estos detalles específicos. En otros casos, características bien conocidas no se describen en detalle para evitar complicar inútilmente la descripción.

Por "cuerpo", se entiende en el presente documento un tejido humano o animal, en el marco, por ejemplo, de la utilización del dispositivo propuesto para la imagenología de la microcirculación, o cualquier objeto que se desee observar utilizando el dispositivo de imagenología propuesto o el procedimiento de imagenología propuesto.

30 La invención se describirá a continuación en el marco no limitante de una información asíncrona que representa, para un píxel de una matriz de píxeles, eventos que corresponden a variaciones de luz para el píxel. Los dispositivos y sistemas propuestos no están, sin embargo, limitados a esta realización particular, pudiendo los eventos que conciernen al píxel de acuerdo con la realización, corresponder a variaciones de luz para el píxel, a la detección de una forma de interés o a la detección de una figura básica, y de forma más general a cualquier tipo de información asíncrona para el píxel.

40 La figura 1 muestra un diagrama de un sistema de imagenología de acuerdo con una realización. El sistema de imagenología (1) ilustrado comprende una fuente luminosa (2) dispuesta para emitir una señal óptica (3). La fuente luminosa (2) está acoplada a un soporte óptico (4) dispuesto para proyectar una señal óptica de excitación de intensidad luminosa sustancialmente constante (5) proveniente de la señal (3) emitida por la fuente en dirección al cuerpo (6) a analizar durante la utilización del sistema (1).

45 El soporte óptico (4) está dispuesto, además, para recibir la luz retrodifundida (7) por el cuerpo (6) a analizar. En una realización, la luz retrodifundida puede experimentar diferentes procesamientos en función del tipo de procesamientos efectuados posteriormente a la imagenología (procesamientos OPF, procesamientos SDF, etc.). El soporte óptico (4) está, además, acoplado ópticamente con un sensor de visión asíncrona (8), de manera que el sensor de visión asíncrona (8) pueda reaccionar a eventos portados por la señal de luz retrodifundida (7). El sensor de visión asíncrona (8) está dotado de una interfaz (9) de salida de una señal asíncrona, en la que se pueden efectuar diferentes procesamientos para la aplicación prevista.

La fuente luminosa (2) puede ser, por ejemplo, de tipo diodo electroluminiscente alimentada de forma continua por una fuente eléctrica, una fuente láser, o bien una fuente luminosa incoherente.

55 En una realización, un sistema de focalización (no representado en la figura) está situado en el soporte óptico (4) entre la fuente luminosa (2) y el cuerpo (6) a analizar para focalizar la señal óptica de excitación (5) proyectada sobre este último. La distancia focal del sistema de focalización, que puede comprender por ejemplo una lente, se elegirá en la práctica en función de la resolución de análisis deseada y de la fuente luminosa utilizada.

60 La señal óptica de excitación (5) es absorbida en parte por el cuerpo (6) a analizar, que retrodifunde luz en forma de una señal de luz retrodifundida (7). El soporte óptico (4) está dispuesto para recibir esta señal de luz retrodifundida (7), y transportarla después de eventuales procesamientos ópticos hacia el sensor de visión asíncrona (8).

La figura 2 ilustra esquemáticamente una cámara asíncrona de acuerdo con una realización del sistema de imagenología.

La cámara asíncrona (10) es capaz de generar una señal que porte información asíncrona que representa, para cada píxel de una matriz de píxeles, eventos que corresponden, respectivamente, a variaciones de luz captadas por la cámara. De acuerdo con la aplicación prevista, la cámara asíncrona (10) podrá estar acoplada de manera operativa a un subsistema de visualización y/o a un subsistema de procesamiento y de análisis, comprendiendo cada subsistema una interfaz de entrada configurada para recibir una señal que porta información asíncrona.

La señal que porta información asíncrona que transita por la interfaz de acoplamiento entre los subsistemas puede tener diferentes formas, o formatos, correspondientes a diferentes realizaciones del sistema. La interfaz de salida de la cámara asíncrona (10) puede estar prevista, por otro lado, de acuerdo con diferentes formatos estándar, tales como, por ejemplo, el formato USB. El sistema propuesto no está limitado a un formato particular de información asíncrona, de vector de esta información (por ejemplo, una señal asíncrona que porta información representativa de un flujo de eventos), o un formato específico de interfaz de salida de la cámara asíncrona (10).

En una realización, la señal asíncrona generada en la salida de la cámara asíncrona (10) porta información representativa de eventos temporales que corresponden a variaciones de luz captadas por la cámara (10).

Con referencia a la figura 2, la cámara asíncrona (10) que comprende un dispositivo de adquisición de la luz (11) que comprende un sensor de visión asíncrona basado en eventos (13) colocado enfrente de una escena a observar y que recibe el flujo luminoso de la escena a través de una óptica de adquisición (12). La óptica de adquisición (12) podrá comprender una lente, cuyas características (en concreto la distancia focal y el diámetro) se eligen adaptadas a las características del sensor (13). El sensor (13) puede constar de un grupo de elementos fotosensibles organizados en una matriz de píxeles, de modo que cada píxel de la matriz corresponde a un elemento fotosensible del sensor. Para cada píxel de la matriz, el dispositivo (11) genera una secuencia de señal asíncrona basada en un evento a partir de las variaciones de luz percibidas por el píxel en la escena que aparece en el campo de visión del dispositivo (11). Que cada píxel corresponda a un elemento fotosensible, produce de este modo eventos temporales que corresponden respectivamente a variaciones de luz.

El sensor (13) no produce, por lo tanto, fotogramas de vídeo constituidas por la matriz de píxeles que corresponden a los elementos fotosensibles del sensor a una frecuencia de muestreo predeterminada. Reacciona para cada píxel de la matriz a eventos que corresponden a variaciones de luz para el píxel. A la inversa, no produce información para un píxel si no se produce ningún evento para este píxel. No efectúa en particular captura sistemática de intensidad luminosa de los píxeles de la matriz. De este modo, los eventos a los cuales reacciona son asíncronos, y no dependen de una frecuencia de adquisición de fotogramas de vídeo. La cámara (10) es, de este modo, asíncrona en concreto ya que no necesita referencia temporal que define un ritmo de adquisición de informaciones de nivel luminoso percibido por los píxeles de la matriz. Cada píxel envía sus informaciones de manera asíncrona con respecto a los otros píxeles de la matriz. Esto permite disminuir significativamente, si bien no suprimir, las redundancias creadas por la adquisición de fotogramas de vídeo a un ritmo determinado que no tiene en cuenta la ausencia de cambio de la información portada por un píxel de un fotograma a otro.

A la inversa, una cámara convencional será regida por un conjunto de señales de sincronización temporal y de control independientes de la fuente de la información visual, como por ejemplo una señal de reloj de adquisición de píxeles (que opera normalmente a un ritmo de varios MHz), cuyo ritmo definirá una frecuencia a la cual se efectuará la adquisición de un conjunto de píxeles de la matriz. La resolución temporal, que corresponde al intervalo de tiempo mínimo durante el cual la cámara puede detectar un cambio, será, por lo tanto, mucho más pequeño para una cámara convencional (por ejemplo de tipo CCD o CMOS) (del orden de ms) que la de una cámara asíncrona (del orden del μ s).

Una unidad de procesamiento (14) procesa la información proveniente del sensor (13) y representativa de eventos producidos de manera asíncrona por los diferentes píxeles, para generar una señal asíncrona (15) que porta esta información.

En una realización, el sensor (13) detecta independientemente para cada píxel los cambios relativos, e inicia de manera asíncrona e individual para el píxel una medida de valor de exposición o de nivel de gris cuando - e inmediatamente después - un cambio de luminosidad de una amplitud predeterminada se produce en el campo de visión del píxel.

De una manera general, el sensor (13) genera secuencias respectivas de señal asíncrona que representan eventos relativos a los píxeles de la matriz. En una realización particular, cada secuencia de señal asíncrona indica, o señala, eventos relativos a un píxel, independientemente de las otras secuencias de señales. Puede comprender, por ejemplo, datos que identifican eventos con sus características respectivas.

En una realización, la unidad de procesamiento (14) comprende un procesador acoplado de manera operativa a una memoria. La memoria puede contener instrucciones de software que, cuando son ejecutadas por el procesador de la unidad de procesamiento de datos llevan a esta unidad a procesar las señales recibidas del sensor y generar la información asíncrona que representa para cada píxel eventos que corresponden a variaciones de luz que conciernen al píxel, y transmitir la información asíncrona en una interfaz de salida. La unidad de procesamiento puede ser un

componente que implementa un procesador o una unidad de cálculo para la generación de la información asíncrona de acuerdo con los diferentes procedimientos descritos y el control del sensor de visión asíncrona del dispositivo (11) en la cámara asíncrona (10).

- 5 Además, la unidad de procesamiento, y en particular su procesador y/o sus medios de memoria pueden implementarse, por separado o conjuntamente, en forma de software, como se ha descrito anteriormente, en forma de hardware, como un circuito integrado específico de aplicación (ASIC), o en forma de una combinación de elementos de hardware y de software, como por ejemplo uno o varios programas informáticos destinados a ser cargados y ejecutados, respectivamente, en uno o varios componentes de tipo FPGA (Field Programmable Gate Array). Se
10 pueden implementar, por separado o conjuntamente, en forma de un circuito electrónico, o bien en uno o varios componentes electrónicos (en inglés, chip o chipset).

Un ejemplo de principio de adquisición por sensor asíncrono se ilustra mediante las figuras 3a - 3c. De acuerdo con este ejemplo, la información consiste en una sucesión de instantes, indicadas t_k ($k = 0, 1, 2, \dots$) en los cuales se alcanza un umbral de activación Q. El sensor (13) está, por lo tanto, dotado de un detector de variaciones que, para cada píxel, mide y registra la intensidad luminosa del píxel cuando esta intensidad ha variado más allá de un umbral Q.
15

La figura 3a muestra un ejemplo de perfil de intensidad luminosa P1 vista por un píxel de la matriz del sensor de visión asíncrona. Cada vez que esta intensidad aumenta en una cantidad igual al umbral de activación Q en comparación con la que había en el instante t_k , un nuevo evento se identifica y se emite una línea positiva (nivel +1 en la figura 3b) que corresponde al instante de superación del umbral diferencial Q, indicado t_{k+1} . De forma simétrica, cada vez que la intensidad del píxel disminuye en la cantidad Q en comparación con la que había en el instante t_k , un nuevo evento es identificado y se emite una línea negativa (nivel -1 en la figura 3b) que corresponde al instante de superación del umbral diferencial Q, indicado t_{k+1} . La secuencia de señal asíncrona para el píxel consiste entonces en una sucesión de impulsos o líneas, positivas o negativas, situadas en el tiempo en instantes t_k que dependen del perfil luminoso para el píxel. Estas líneas pueden estar representadas matemáticamente por picos de Dirac positivos o negativos y caracterizadas, cada una, por un instante de emisión t_k y un bit de signo. La información correspondiente a un evento para un píxel, puede comprender una primera información relativa a un instante de aparición del evento, y una segunda información relativa a una característica luminosa para el píxel en este instante.
20
25
30

La forma de la información asíncrona para un píxel puede ser diferente de una sucesión de picos de Dirac, pudiendo los eventos representados tener una anchura temporal o una amplitud o una forma de onda cualquiera.

La señal de salida de la cámara asíncrona (10) corresponde a lo que se llama una representación dirección-evento (AER, "address-event representation"): a cada píxel le corresponde una secuencia de señal basada en el evento ("event based").
35

La figura 3c muestra el perfil de intensidad P2 que se puede reconstruir como una aproximación del perfil P1 por integración en el tiempo de la señal asíncrona de la figura 3b.
40

El umbral de activación Q puede ser fijo, como en el caso de las figuras 3a - 3c, o adaptativo en función de la intensidad luminosa, como en el caso de las figuras 4a y 4b. Por ejemplo, el umbral $\pm Q$ se puede comparar con las variaciones del logaritmo de la intensidad luminosa para la generación de un evento ± 1 .

45 La clase de sensores fotosensibles asíncronos que generan eventos a partir de las variaciones de intensidad luminosa se designa mediante el acrónimo DVS, para "Dynamique Vision Sensor" (sensor de visión dinámica).

A modo de ejemplo, el sensor de visión asíncrona (13) puede ser un sensor DVS del tipo descrito en "A 128x128 120 dB 15 μ s Latency Asynchronous Temporal Contrast Vision Sensor", P. Lichtsteiner, et al., IEEE Journal of Solid-State Circuits, Vol. 43, No. 2, febrero de 2008, págs. 566-576, o en la solicitud de patente US 2008/0135731 A1.
50

Otra generación de sensores fotosensibles asíncronos permite generar información asíncrona que indica eventos así como una característica asociada, por ejemplo un nivel de gris.

55 El artículo de Posch, C., Matolin, D., y Wohlgenannt, R. (2011) titulado "A 143 db dynamic range frame-free pwm image sensor with lossless pixel-level video compression and time-domain cds", y publicado en el IEEE Journal of Solid-State Circuits, 46, páginas 259 -275. doi:10.1109/JSSC.2010.2085952, proporciona una descripción de ejemplos de eventos codificados por niveles de gris.

60 La información asíncrona para cada píxel consiste, también en ese caso, en una sucesión de impulsos o líneas situadas en el tiempo en los instantes t_k que dependen del perfil luminoso para el píxel. Cada evento puede corresponder, por ejemplo, a dos impulsos sucesivos, el primero que indica el instante del evento y el segundo que permite determinar un nivel de gris para el píxel en función de la diferencia temporal entre los dos impulsos. La información que corresponde a un evento para un píxel comprende, de este modo, una primera información relativa a un instante de aparición del evento, y una segunda información relativa a una característica luminosa (nivel de gris) para el píxel en este instante.
65

Por ejemplo, la detección de un evento para un píxel dado podrá traducirse en la generalización por el sensor (13) de un primer impulso firmado que identifica el evento (por ejemplo evento positivo para una iluminación del píxel creciente, y evento negativo para una iluminación del píxel decreciente), y un segundo impulso para caracterizar la cantidad de luz detectada: si la variación de luz es lenta, la diferencia entre los dos impulsos será grande, lo que se traducirá en una pequeña cantidad de luz, y, por lo tanto, un nivel de gris oscuro. Habrá habido suficiente variación de luz para desencadenar la detección de un evento, pero poca luz durante esta variación. A la inversa, si la variación de luz es rápida, la diferencia entre los dos impulsos será pequeña, lo que se traducirá en una cantidad significativa de luz, y por lo tanto un nivel de gris bajo.

El tren de impulsos generado por el sensor (13) podrá ser transmitido a la unidad de procesamiento (14), que generará tomando como base informaciones de eventos para el píxel, como por ejemplo informaciones de diferencia temporal con el evento anterior para el píxel, de nivel de gris asociado al evento para el píxel, de posición (por ejemplo en forma de coordenadas (x,y) en la matriz de píxeles) del píxel para el cual se ha detectado el evento, y de sentido de la variación de luz detectada para el píxel (creciente o decreciente).

Estas informaciones de eventos para cada píxel se multiplexarán para generar una señal de salida (15) de la cámara asíncrona (10).

A modo de ejemplo, la cámara asíncrona (10) podrá incorporar, en una realización, un sensor de visión asíncrona basada en eventos (13) de nueva generación, que se designa algunas veces con el acrónimo ATIS, para "Asynchronous, Time-Based Image Sensor". La cámara asíncrona y el sensor ATIS que incorpora podrán, por ejemplo, ser de tipo de la descrita en el artículo de C. Posch et al., titulado "An Asynchronous Time-based Image Sensor" (IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2008, páginas 2130-2133), o bien del tipo de la descrita en el artículo de C. Posch et al., titulado "A QVGA 143 dB dynamic range frame-free PWM image sensor with lossless pixel-level video compression and time-domain CDS" (46(1): 259275, 2011).

Otro ejemplo de sensor de visión ATIS utilizable en el sistema de imagenología propuesto se describe en el artículo de T. Delbruck, P. Lichsteiner, y C. Posch, titulado "A 128x128 120 dB 15 μ s latency asynchronous temporal contrast vision sensor" (IEEE Journal of Solid-State Circuits, Vol. 43, NO. 2, Feb. 2008, p. 566 - 576). Este sensor CMOS, que dispone de una matriz de 128 x 128 píxeles, permite alcanzar una dinámica superior a 120 dB para una resolución temporal de 15 μ s.

Para una cámara asíncrona, la resolución temporal podrá, por lo tanto, estar definida por la diferencia temporal mínima entre dos impulsos que podrá generar la cámara en función de las variaciones de intensidad luminosa para un píxel. Los ejemplos mencionados anteriormente indican que, para una cámara ATIS, la resolución temporal alcanzada puede ser del orden del μ s, es decir una ganancia significativa con respecto a las cámaras convencionales (que funcionan con un reloj de fotograma o un reloj de píxel).

Esta ganancia significativa de resolución temporal es aprovechada para la implementación de los sistemas de imagenología propuestas que pueden ofrecer prestaciones sin igual para la observación y el análisis de fenómenos dinámicos. Este es el caso, por ejemplo, en el campo de la observación y del análisis de la microcirculación sanguínea, donde el empleo de cámaras asíncronas en un sistema de imagenología puede permitir la medida de parámetros fisiológicos de células sanguíneas (y, en particular, de glóbulos rojos - en inglés, RBC para Red Blood Cells) tales como la velocidad, la trayectoria y la cantidad de luz reenviada a diferentes longitudes de onda.

Asimismo, el rendimiento en dinámica que se puede obtener con un sensor del tipo DVS o ATIS es ampliamente superior al que se puede alcanzar con una cámara de vídeo convencional que tiene una frecuencia de muestreo realista. Por ejemplo, un sensor de este tipo permite alcanzar resoluciones temporales del orden del microsegundo con una gama de luminancia superior a 120 dB, lo que es muy superior a una cámara estándar CMOS/CCD que posee normalmente una gama de luminancia de 60-70 dB.

La figura 5 muestra un esquema de sistema de imagenología que utiliza el principio de la microscopía de campo oscuro de acuerdo con una realización. El sistema de imagenología (100) ilustrado comprende un soporte óptico (104) que puede estar dispuesto en un cilindro hueco. En uno de los extremos del cilindro del soporte óptico (104) están montados uno o varios diodos electroluminiscentes (102a - 102d) dispuestos en la sección del cilindro para formar un anillo de iluminación del cuerpo (106) a analizar proyectando una pluralidad de señales ópticas de intensidades luminosas respectivas sustancialmente constantes.

Estos diodos LED (102a - 102d) que forman un conjunto de fuentes luminosas podrían ser reemplazados o completados por diodos láser en otra realización. Las fuentes con LED presentan la ventaja de permitir la generación de una señal óptica de amplio espectro, propiedad útil, por ejemplo, para efectuar un análisis de velocidad de las células sanguíneas en una aplicación de análisis de microcirculación. La señal emitida por una fuente láser será más estrecha espectralmente.

Estas fuentes luminosas están dispuestas, de este modo, sobre el soporte óptico (104) para proyectar, cada una, una

señal óptica de excitación (105a - 105d) en dirección del cuerpo (106) a analizar durante la utilización del sistema (101).

5 En una realización, se pueden efectuar procesamientos ópticos sobre las señales emitidas por las fuentes luminosas (por ejemplo focalización, amplificación etc.) de modo que la señal de excitación proyectada sobre el cuerpo a observar provenga indirectamente de las fuentes luminosas.

10 El soporte óptico (104) está dispuesto, además, para recibir la luz retrodifundida (107) por el cuerpo (106) a analizar en el interior del cilindro hueco, formando este tubo interior una zona oscura en la que la luz retrodifundida (107) es enviada hacia la cámara asíncrona (108). La cámara asíncrona (108) está situada en el extremo opuesto del cilindro hueco que forma el soporte óptico (104), de aquel en el que están dispuestas las fuentes luminosas (102a - 102d), de modo que la luz retrodifundida atraviese su óptica de adquisición (108a) e ilumine su sensor de visión durante la utilización del sistema (101). La cámara (108) está dotada, además, de una interfaz (109) de salida de una señal de imagenología en la que se pueden efectuar diferentes procesamientos para la aplicación prevista.

15 Esta configuración del soporte óptico (104) permite crear un anillo luminoso que ilumina los tejidos a analizar en el caso de una aplicación de análisis de microcirculación en campo oscuro, así como una zona oscura en la que la luz retrodifundida es enviada, permitiendo de este modo un mejor contraste cuando el sistema está situado en las inmediaciones del cuerpo a analizar, minimizando el deslumbramiento asociado a la retrodifusión de las capas superiores del cuerpo estudiado.

20 En efecto, el dispositivo permite proyectar una gran cantidad de luz por medio del anillo luminoso al tiempo que solamente se analizan las partes del cuerpo estudiado que no están directamente iluminadas, esto por medio del análisis de la luz retrodifundida proveniente de la zona central del anillo de iluminación.

25 En una realización, las fuentes de luz (102a - 102d) están dispuestas para emitir, respectivamente, luz roja, verde y/o infrarroja, en función de los post-procesamientos efectuados. Se podrán, por ejemplo, configurar las fuentes de luz para que una primera fuente emita luz roja, una segunda fuente emita luz verde, y una tercera fuente emita luz infrarroja. Las fuentes de luz podrán, por lo tanto, estar configuradas para emitir, juntas durante la utilización del dispositivo, señales luminosas a diferentes longitudes de onda respectivas. En efecto, se observa que la cantidad de luz absorbida por los tejidos en el caso del análisis de la microcirculación depende de la longitud de onda emitida. Por ejemplo, se podrá utilizar una iluminación con luz roja y con luz infrarroja para analizar la oxigenación de la sangre.

30 Aunque la figura 5 ilustra un esquema de dispositivo de imagenología que funciona de acuerdo con el principio de la microscopía de campo oscuro, el dispositivo propuesto no está limitado a una tecnología de imagenología específica, y podría implementar, en otras realizaciones, cualquier tipo de tecnologías de imagenología, como por ejemplo la tecnología de imagenología con análisis de polarización (OPS).

35 En una realización ilustrada en la figura 6, el dispositivo de imagenología propuesto comprenderá al menos 6 fuentes luminosas, de las cuales 2 fuentes de luz roja (200a, 200b), 2 fuentes de luz verde (201a, 201b), y 2 fuentes de luz infrarroja (202a, 202b), por ejemplo montada en el extremo (203) de un cilindro hueco de un soporte óptico (204) del dispositivo.

40 La figura 7a muestra una variante del dispositivo de la figura 5, en la que una o varias fuentes de luz (302), están acopladas al soporte óptico (304) del dispositivo por medio de fibras ópticas (302a). El soporte óptico está conformado en un cilindro hueco, en uno de los extremos del cual está montada por acoplamiento mecánico una cámara asíncrona (308). La señal generada por la cámara asíncrona (308) se produce en una interfaz de salida (309) de la cámara (308), por ejemplo de tipo conexión USB.

45 La figura 7b es una vista esquemática parcial del dispositivo (301) de la figura 7a, y muestra un sensor de visión ATIS (308b) y la óptica de adquisición (308a) de la cámara ATIS (308) colocada en el foco principal de esta óptica de adquisición (308a), para, por ejemplo, obtener imágenes de una célula sanguínea de un cuerpo observado (306) en un bloque de 3 x 3 píxeles.

50 La figura 7b muestra, además, la estructura interna del soporte óptico (304) en la que están dispuestas una o varias guías de luz acopladas a conexiones de entrada de fibra óptica o, de acuerdo con la realización, uno o varios conductos conformados para introducir en ellos un extremo de fibra óptica (303), para llevar la luz incidente proveniente de la o de las fuentes de luz (302). El soporte óptico (304) está acoplado, de este modo, ópticamente a la fuente de luz (302) y dispuesto para proyectar una señal de excitación luminosa de intensidad luminosa sustancialmente constante (305) (luz incidente I_i) proveniente de la fuente de luz (302) hacia un cuerpo (306) a observar durante la utilización del dispositivo (300). La luz retrodifundida I e I_0 (307) es enviada por la parte interior del cilindro del soporte óptico (304) hacia el sensor ATIS (308b).

55 Aunque las figuras 7a y 7b ilustran un dispositivo de imagenología funcional de acuerdo con el principio de la microscopía de campo oscuro, el dispositivo propuesto no está limitado a una tecnología de imagenología específica, y podría implementar en otras realizaciones cualquier tipo de tecnología de imagenología, como por ejemplo la

tecnología de imagenología con análisis de polarización (OPS).

La figura 8 muestra una realización en la que el dispositivo de imagenología comprende una pluralidad de cámaras ATIS. Las cámaras ATIS del dispositivo están dispuestas espacialmente para captar sustancialmente la misma señal de luz retrodifundida por el cuerpo a observar para el píxel.

La figura 8 es un esquema que ilustra el dispositivo de imagenología (401) que funciona de acuerdo con el principio de la microscopía de campo oscuro. El sistema de imagenología (401) ilustrado comprende un soporte óptico (404) dispuesto en un cilindro hueco. En uno de los extremos del cilindro del soporte óptico (404) están montadas una o varias fuentes de luz (402a - 402d), por ejemplo diodos electroluminiscentes y/o diodos láser, dispuestos en la sección del cilindro para formar un anillo de iluminación del cuerpo (406) a analizar, proyectando una pluralidad de señales de excitación luminosa de intensidad sustancialmente constante. Estas fuentes luminosas (402a - 402d) están, de este modo, dispuestas sobre el soporte óptico (404) para proyectar, cada una, una señal óptica de excitación (405a - 405d) en dirección del cuerpo (406) a analizar durante la utilización del sistema (401). En una realización, se pueden efectuar procesamientos ópticos sobre las señales emitidas por las fuentes luminosas (por ejemplo focalización, amplificación etc.) de modo que las señales de excitación proyectadas sobre el cuerpo a observar provengan, respectivamente, indirectamente de las fuentes luminosas (402a - 402d).

El soporte óptico (404) está dispuesto, además, para recibir la luz retrodifundida (407) por el cuerpo (406) a analizar en el interior del cilindro hueco, formando este tubo interior una zona oscura en la que la luz retrodifundida (407) es enviada hacia el bloque de sensores asíncronos (408) durante la utilización del dispositivo. En la realización ilustrada, el bloque de sensores asíncronos (408) está situado en el extremo opuesto del cilindro hueco que forma el soporte óptico (404) de aquel en el que están dispuestas las fuentes luminosas (402a - 402d), de modo que la luz retrodifundida (407) atraviese una óptica de adquisición (408a) e ilumine los sensores de visión del bloque de sensores asíncronos (408) durante la utilización del sistema (401). Los sensores asíncronos del bloque (408) pueden, por lo tanto, utilizar una misma óptica de adquisición (408a) en una realización. Esta realización no es, sin embargo, limitante, y cada cámara asíncrona del dispositivo puede tener su propia óptica de adquisición al tiempo que está dispuesta para captar eventos asíncronos que corresponden a variaciones de la luz retrodifundida (407) por el cuerpo a observar (406) para cada píxel de su sensor de visión.

Las cámaras asíncronas están, además, dotadas, cada una, de una interfaz de salida (no representada en la figura) de una señal de imagenología, en la que se pueden efectuar diferentes procesamientos para la aplicación prevista.

Aunque la figura 8 ilustra un esquema de dispositivo de imagenología de múltiples cámaras que funcionan de acuerdo con el principio de la microscopía de campo oscuro, el dispositivo propuesto no está limitado a una tecnología de imagenología específica, y podría implementarse, en otras realizaciones, cualquier tipo de tecnologías de imagenología, como por ejemplo la tecnología OPS.

Las figuras 9a y 9b ilustran un ejemplo de realización de bloques de dos y tres sensores asíncronos, respectivamente.

Con referencia a la figura 9a, la luz retrodifundida (508a) por el cuerpo a observar atraviesa una óptica de adquisición (501) de cámara asíncrona del dispositivo de imagenología propuesto y produce un haz luminoso (508b), que en parte atraviesa y en parte se refleja en un espejo dicróico (506) dispuesto para escindir el haz luminoso (508b) proveniente de la óptica de adquisición (501) en dos haces. La parte del haz luminoso (508b) no reflejada por el espejo dicróico (506) es procesada por un bloque de procesamiento óptico (504), por ejemplo para efectuar un filtrado óptico del haz luminoso (508b), que genera en la salida un haz luminoso (508c) que ilumina un primer sensor de visión asíncrona (502). La parte (508d) del haz luminoso (508b) reflejada por el espejo dicróico (506) se refleja en un espejo (507) dispuesto para redirigir el haz luminoso (508d) proveniente de la óptica de adquisición (501) y del espejo dicróico (506) hacia un segundo conjunto de bloque de procesamiento óptico (505) y sensor de visión asíncrona (503). El haz reflejado (508d) es tratado, de este modo, por un bloque de procesamiento óptico (505), por ejemplo para efectuar un filtrado óptico del haz luminoso (508d), que genera en la salida un haz luminoso (508e) que ilumina un segundo sensor de visión asíncrona (503).

Estos conjuntos de bloque de procesamiento óptico y sensor de visión asíncrona permiten seleccionar determinadas características de la señal que ilumina cada sensor de visión asíncrona, al tiempo que garantiza que cada señal proviene de la luz retrodifundida por el cuerpo a observar, de modo que cada sensor observa sustancialmente la misma escena. De este modo, cada evento detectado por las cámaras asíncronas corresponde a un mismo cuerpo. Por ejemplo, en el marco de una aplicación de observación y de análisis de la microcirculación, cada evento detectado relativamente a una misma célula sanguínea en un instante dado lo será por cada uno de los sensores asíncronos del dispositivo de imagenología. El dispositivo de imagenología propuesto en la realización de múltiples cámaras asíncronas está dispuesto, de este modo, para capturar informaciones en el mismo píxel (suponiendo una correspondencia entre los píxeles de las matrices de los diferentes sensores de visión asíncrona) y en un mismo instante dado, lo que permite no disminuir la resolución espacial de la observación (como con un filtro de Bayer por ejemplo) al tiempo que conserva la resolución temporal elevada obtenida con cámaras asíncronas.

Por ejemplo, los bloques de procesamiento óptico de la figura 9a pueden comprender un filtro óptico para dejar pasar

solamente la luz roja para uno, y la luz infrarroja para el otro, para adquirir datos de imagenología que permiten determinar una tasa de oxigenación de células sanguíneas en una aplicación de análisis de la microcirculación.

5 De manera más general, se podrá utilizar la realización de múltiples cámaras del dispositivo de imagenología propuesto para análisis espectrales de la luz retrodifundida por el cuerpo a analizar, utilizando para cada cámara, filtros ópticos que operan en una banda de frecuencia a analizar.

10 Con referencia a la figura 9b, el bloque de sensores de visión asíncronas puede comprender tres conjuntos de procesamiento óptico y sensor asíncrono. La luz retrodifundida (608a) atraviesa una óptica de adquisición (601) que genera un haz (608b) en parte reflejado por un primer espejo dicróico (606). La parte de haz (608b) no reflejada por el primer espejo dicróico (606) atraviesa un primer bloque de procesamiento óptico (604) que genera en la salida un haz (608c) que ilumina un primer sensor de visión asíncrona (602).

15 La parte (608d) de haz (608b) reflejada por el primer espejo dicróico (606) es, a su vez, en parte reflejada en un segundo espejo dicróico (607) para ser redirigida hacia un segundo bloque de procesamiento óptico (605) que genera en la salida un haz (608e) que ilumina un segundo sensor de visión asíncrona (603).

20 La parte (608f) de haz (608d) no reflejada por el segundo espejo dicróico (607) es reflejada en un tercer espejo (611) para ser redirigida hacia un tercer bloque de procesamiento óptico (610) que genera en la salida un haz (608 g) que ilumina un tercer sensor de visión asíncrona (609).

Esta realización del dispositivo de imagenología con tres cámaras asíncronas permite efectuar post-procedimientos que necesitan una captura en paralelo de imagenología del cuerpo a analizar.

25 Con referencia a las figuras 9a y 9b, los espejos dicróicos ilustrados se proporcionan a modo de ejemplo de componente óptico que permite dividir un haz incidente en dos haces. Por otra parte, la disposición de dichos componentes ópticos podrá variar en función de la configuración espacial de los sensores de visión asíncronas o de las cámaras asíncronas.

30 En otra realización, el dispositivo de imagenología propuesto puede incorporar cuatro cámaras. Tres fuentes de luz (roja, verde e infrarroja) iluminan la muestra de manera indirecta con una estructura, por ejemplo, anular. La luz retrodifundida por la muestra a analizar es entonces captada por un sistema óptico situado por encima de una zona oscura para un dispositivo que funciona en el principio de la microscopía de campo oscuro. La luz se distribuye a continuación en función de su longitud de onda en las 4 cámaras, por ejemplo por medio de filtros dispuestos en el trayecto de la luz antes de alcanzar el sensor de cada cámara: una cámara asíncrona para el rojo, una cámara asíncrona para el infrarrojo, una cámara asíncrona para el verde, y una cámara convencional con alta resolución espacial (por ejemplo 4 M píxeles para una resolución temporal de 300 fotografías por segundo) para el verde también.

40 La figura 10 ilustra el procedimiento de imagenología (701) propuesto de acuerdo con una realización. En esta realización, se genera (702) una señal óptica de la cual se extrae una señal de excitación luminosa de intensidad luminosa sustancialmente constante. La señal de excitación luminosa puede provenir directamente de la señal óptica, o indirectamente, después de determinados procesamientos (focalización, procesamiento frecuencial, procesamiento de polarización, etc.). La señal de excitación luminosa es proyectada (703) sobre el cuerpo a observar, para captar la luz retrodifundida por este cuerpo. La utilización de al menos un sensor asíncrono permite generar (704) una señal que comprende, para cada píxel de la matriz de píxeles del sensor, una secuencia de señal que representa eventos asíncronos que corresponden a variaciones de la luz retrodifundida por el cuerpo a observar para el píxel.

50 Aunque descritos a través de determinado número de ejemplos de realización detallados, el procedimiento de control de activación y el equipo para la implementación del procedimiento comprenden diferentes variantes, modificaciones y perfeccionamientos que le resultan evidentes al experto en la materia, entendiéndose que estas diferentes variantes, modificaciones y perfeccionamientos forman parte del alcance de la invención, tal como se define mediante las reivindicaciones siguientes.

55 Además, diferentes aspectos y características descritos anteriormente pueden implementarse conjuntamente, o por separado, o bien sustituirse entre sí, y el conjunto de las diferentes combinaciones y subcombinaciones de los aspectos y características forman parte del alcance de la invención. Además, puede ser que determinados sistemas y equipos descritos anteriormente no incorporen la totalidad de los módulos y funciones descritos para las realizaciones preferidas.

60 Las informaciones y señales descritas en el presente documento pueden representarse de acuerdo con una multitud de tecnologías y de técnicas. Por ejemplo, las instrucciones, mensajes, datos, comandos, informaciones, señales, bits y símbolos pueden representarse mediante tensiones, intensidades, ondas electromagnéticas o una combinación de estas últimas.

65 En función de la realización elegida, determinados actos, acciones, eventos o funciones de cada uno de los métodos descritos en el presente documento pueden efectuarse o producirse de acuerdo con un orden diferente de aquel en el

que se han descrito, se pueden añadir, fusionar o bien no efectuarse o no producirse, según el caso. Además, en determinadas realizaciones, determinados actos, acciones o eventos se efectúan o se producen de forma concurrente y no de forma sucesiva.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de imagenología (1, 101, 401) que comprende:

- 5 ○ al menos una fuente de luz (2, 102a - 102d, 402a - 402d) dispuesta para generar una señal óptica (3),

caracterizado por que contiene además:

- 10 ○ un soporte óptico (4, 104, 404) acoplado a la fuente de luz (2, 102a - 102d, 402a - 402d) y dispuesto para proyectar una señal de excitación luminosa (5, 105a - 105d, 405a - 405d) de intensidad luminosa sustancialmente constante proveniente de la fuente de luz (2, 102a - 102d, 402a - 402d) hacia un cuerpo (6, 106, 406) a observar durante la utilización del dispositivo (1, 101, 401); y
- 15 ○ una primera cámara asíncrona (8, 108, 602) acoplada al soporte óptico (4, 104, 404) y configurada para generar una señal que comprende, para cada píxel de una primera matriz de píxeles, una secuencia de señal que representa eventos asíncronos que corresponden a variaciones de la luz retrodifundida (7, 107, 407, 608b) por el cuerpo (6, 106, 406) a observar para el píxel.

2. Dispositivo (1, 101, 401) de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende una segunda cámara asíncrona (603) acoplada al soporte óptico (4, 104, 404) y configurada para generar una señal que comprende, para cada píxel de una segunda matriz de píxeles, una secuencia de señal que representa eventos asíncronos que corresponden a variaciones de la luz retrodifundida (7, 107, 407, 608b) por el cuerpo (6, 106, 406) a observar para el píxel, y en el que un primer filtro óptico está dispuesto para filtrar la luz retrodifundida (7, 107, 407, 608b) captada por la primera cámara asíncrona (8, 108, 602).

3. Dispositivo (1, 101, 401) de acuerdo con la reivindicación 2, en el que un segundo filtro óptico está dispuesto para filtrar la luz retrodifundida (7, 107, 407, 608b) captada por la segunda cámara asíncrona (603).

4. Dispositivo (1, 101, 401) de acuerdo con la reivindicación 3, que comprende una tercera cámara asíncrona (609) acoplada al soporte óptico (4, 104, 404) y configurada para generar una señal que comprende, para cada píxel de una tercera matriz de píxeles, una secuencia de señal que representa eventos asíncronos que corresponden a variaciones de la luz retrodifundida (7, 107, 407, 608b) por el cuerpo (6, 106, 406) a observar para el píxel, y en el que un tercer filtro óptico está dispuesto para filtrar la luz retrodifundida (7, 107, 407, 608b) captada por la tercera cámara asíncrona (609).

5. Dispositivo (1, 101, 401) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la fuente de luz (2, 102a - 102d, 402a - 402d) es un diodo electroluminiscente o una fuente láser.

6. Dispositivo (1, 101, 401) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende una pluralidad de fuentes de luz (2, 102a - 102d, 402a - 402d) dispuestas sobre el soporte óptico (4, 104, 404) para generar señales de excitación luminosa de intensidades luminosas respectivas sustancialmente constantes.

7. Dispositivo (1, 101, 401) de acuerdo con la reivindicación 6, en el que las fuentes de luz (2, 102a - 102d, 402a - 402d) están, además, dispuestas sobre el soporte óptico (4, 104, 404) para formar un anillo luminoso.

8. Dispositivo (1, 101, 401) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la cámara asíncrona (8, 108, 602) está dispuesta sobre el soporte óptico (4, 104, 404) situada por encima de una zona no iluminada por la fuente de luz (2, 102a - 102d, 402a - 402d).

9. Sistema de imagenología de la microcirculación que comprende un dispositivo (1, 101, 401) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8.

10. Procedimiento de imagenología (701), que comprende:

- generar (702) una señal óptica (3);

caracterizado por que comprende además:

- proyectar (703) una señal de excitación luminosa (5, 105a - 105d, 405a - 405d) de intensidad luminosa sustancialmente constante proveniente de la señal óptica (3) hacia un cuerpo (6, 106, 406) a observar; y
- generar (704) una señal que comprende, para cada píxel de una primera matriz de píxeles, una secuencia de señal que representa eventos asíncronos que corresponden a variaciones de la luz retrodifundida (7, 107, 407, 608b) por el cuerpo (6, 106, 406) a observar para el píxel.

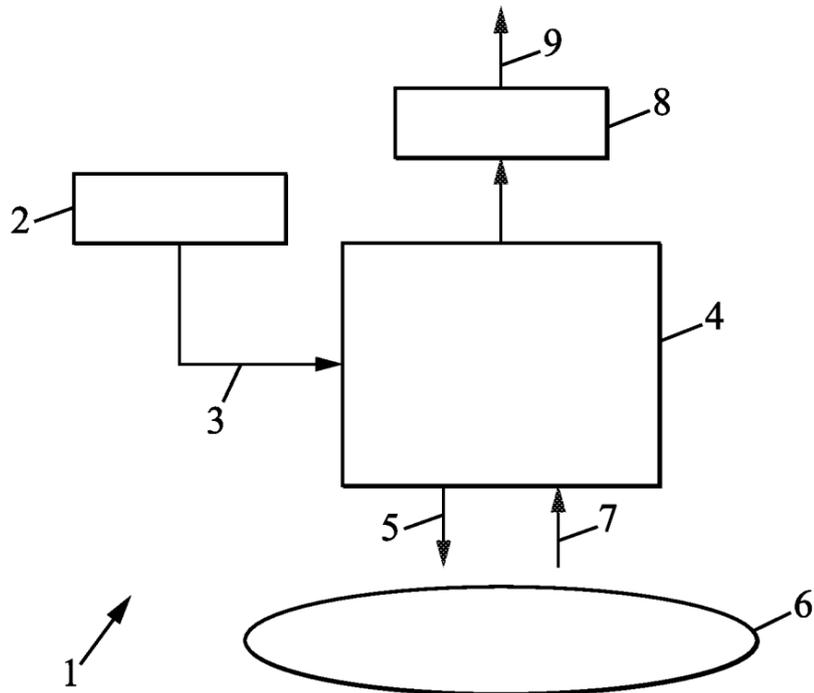


FIG. 1

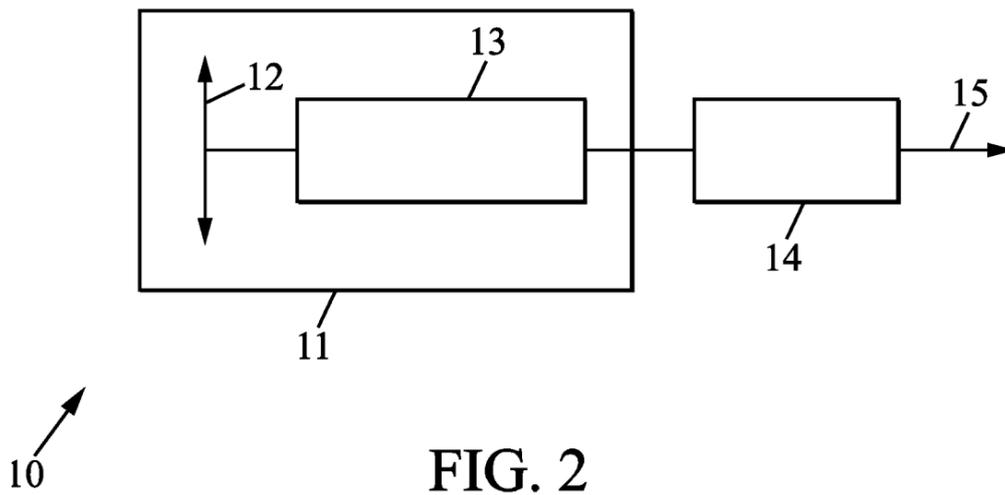


FIG. 2

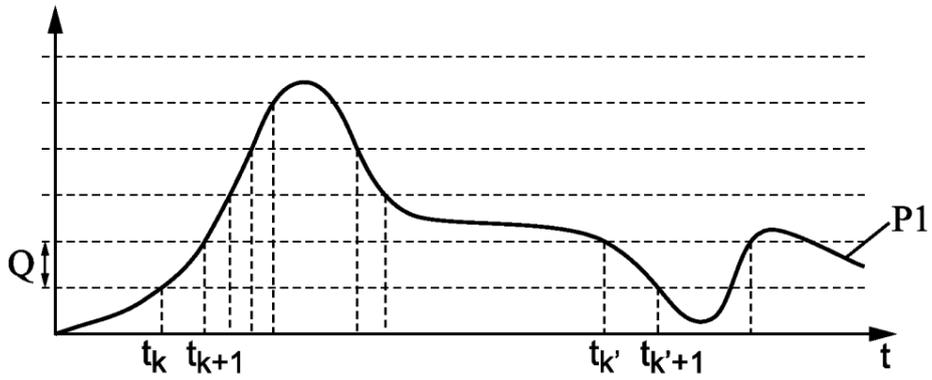


FIG. 3a

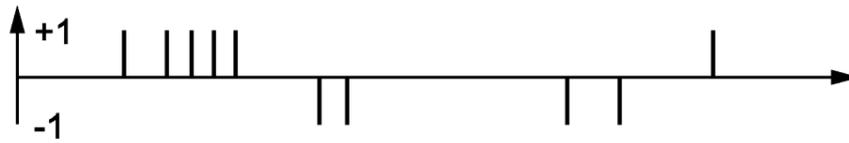


FIG. 3b

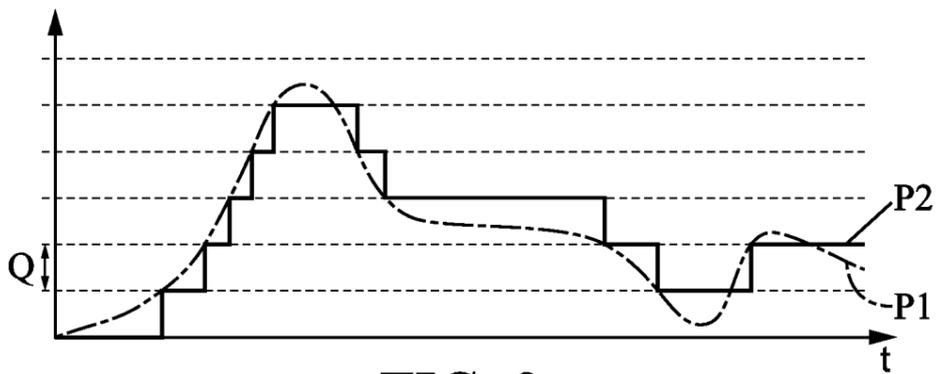


FIG. 3c

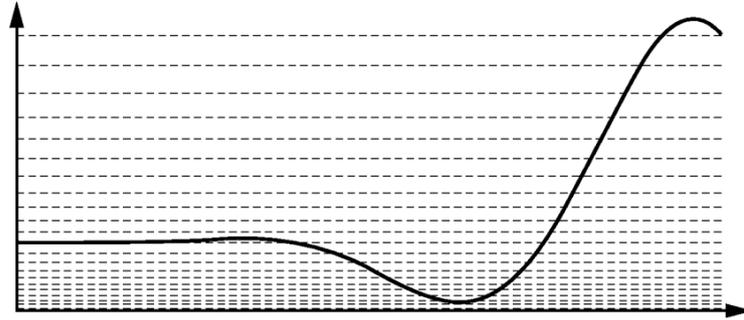


FIG. 4a

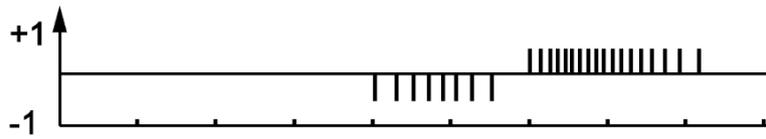
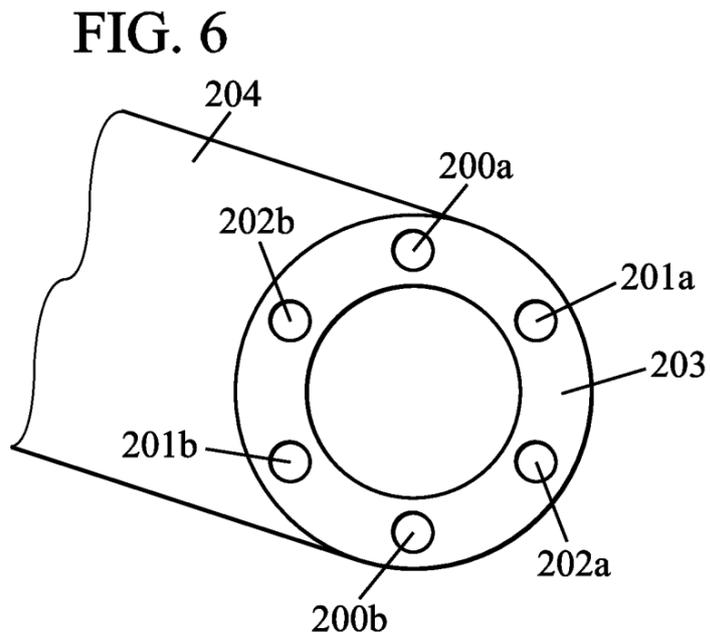
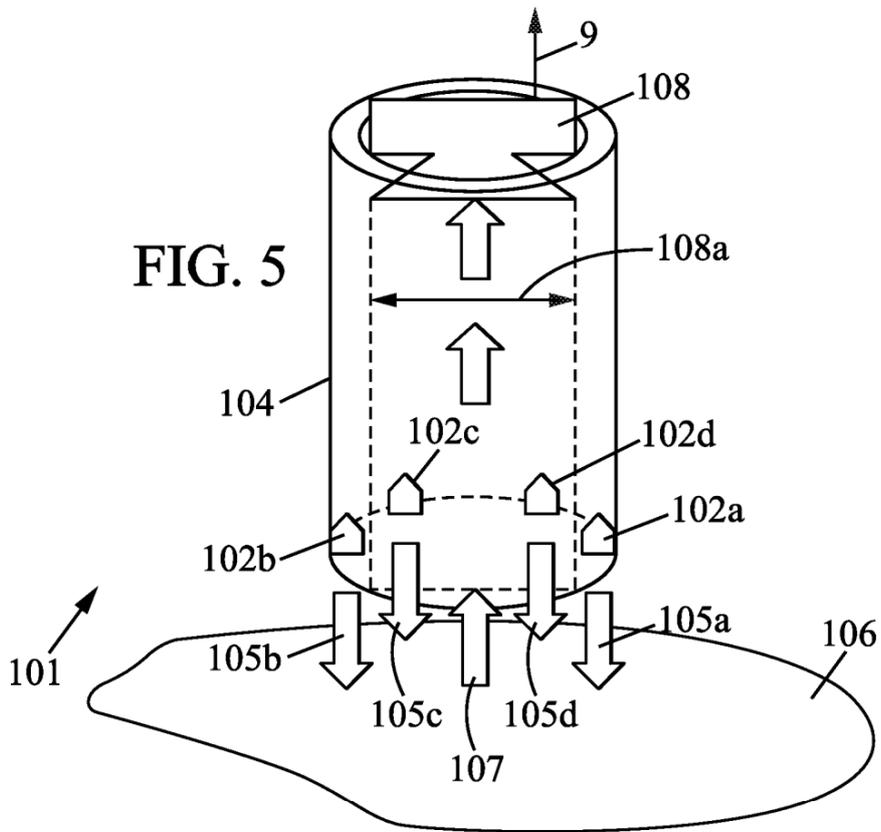


FIG. 4b



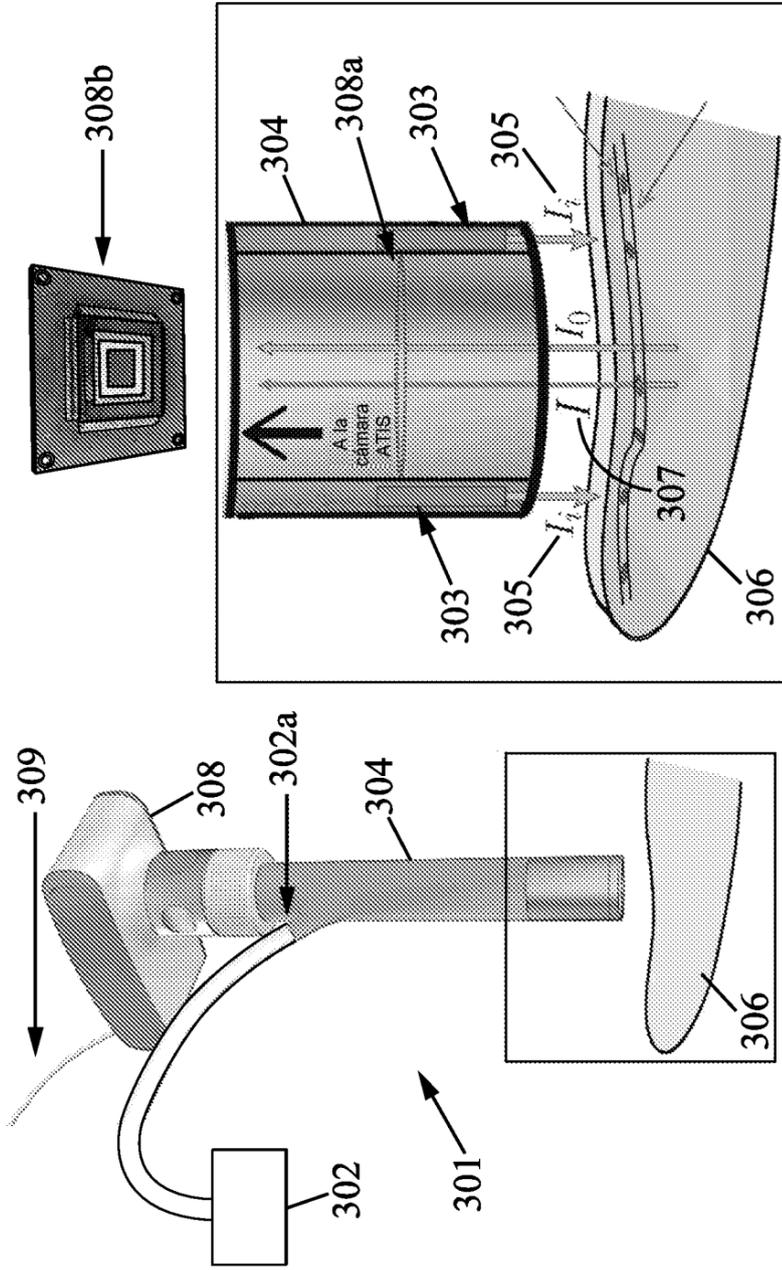


FIG. 7b

FIG. 7a

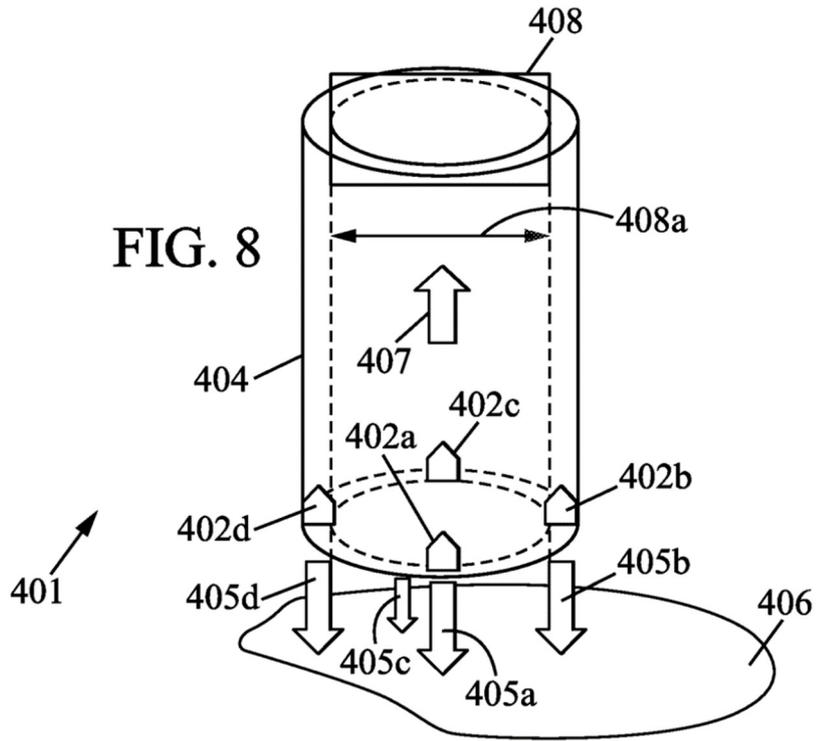


FIG. 9a

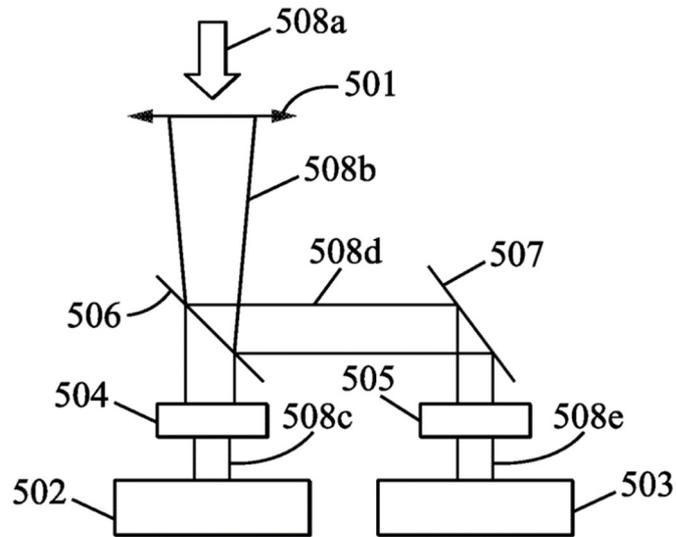


FIG. 9b

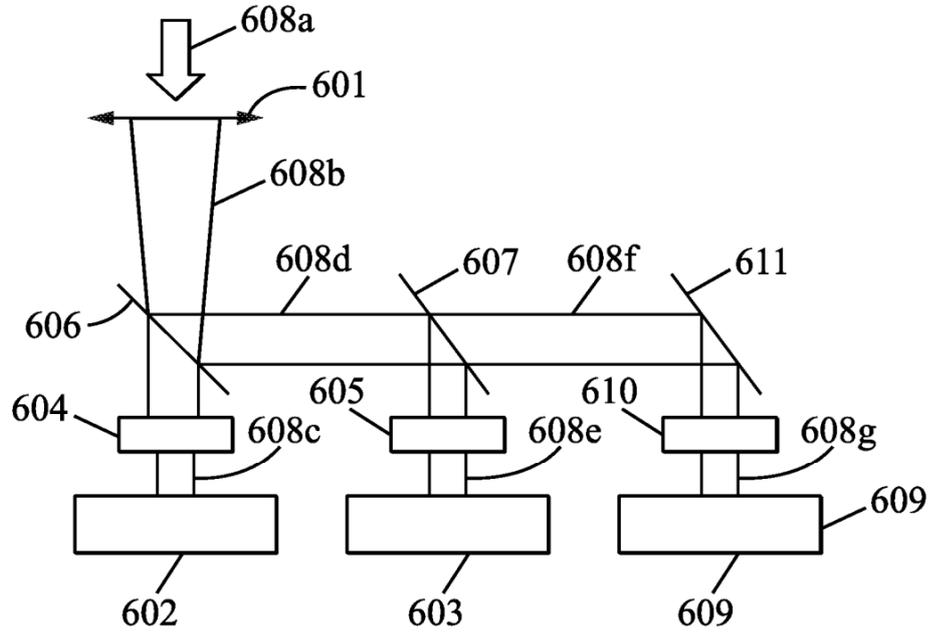


FIG. 10

