

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 384 949**

51 Int. Cl.:

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 1/05 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **10707531 .9**

96 Fecha de presentación: **09.03.2010**

97 Número de publicación de la solicitud: **2323541**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **25.05.2011**

54 Título: **Endoscopio y dispositivo de captación de imagen**

30 Prioridad:
17.03.2009 DE 102009013761

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.07.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.07.2012

73 Titular/es:
**Fraunhofer-Gesellschaft zur Förderung der
angewandten Forschung e.V.
Hansastraße 27c
80686 München, DE**

72 Inventor/es:
**GUTIÉRREZ BORONAT, Javier;
JAHN, Jasper;
SCHNEIDER, Armin y
HOELLER, Kurt**

74 Agente/Representante:
Arizti Acha, Monica

ES 2 384 949 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

Endoscopio y dispositivo de captación de imagen.

La presente invención se refiere a un endoscopio y a un dispositivo de captación de imagen y en particular a un sistema de sensores de inercia integrado similar a un chip CCD para la corrección de la rotación de una imagen, en particular en la endoscopia flexible e inalámbrica.

Un sensor de inercia puede por ejemplo medir la rotación o aceleración que afecta al sensor (por ejemplo con respecto al campo gravitatorio). Los sensores de inercia son en la mayoría de los casos sensibles en relación a una de las tres direcciones espaciales o direcciones de rotación con respecto a una de las tres direcciones espaciales, de modo que a través de la descomposición de la aceleración de la tierra sobre las tres direcciones espaciales puede indicarse la orientación actual con respecto al centro de la tierra. Los sensores de inercia pueden estar fabricados por ejemplo en forma de sistemas microelectromecánicos (MEMS), de modo que la necesidad de espacio en comparación con los acelerómetros convencionales es claramente menor.

Los endoscopios sirven para detectar imágenes ópticas y presentan un extremo distal (=entrada óptica) y un extremo proximal. En los endoscopios flexibles, las orientaciones (=orientaciones espaciales) del extremo distal y del proximal son en su mayor parte independientes entre sí, mientras que en los endoscopios rígidos (laparoscopios) existe una relación fija entre las orientaciones de los dos extremos del endoscopio.

La cirugía endoscópica transluminal que usa los orificios naturales se ha convertido en uno de los mayores retos de los procedimientos quirúrgicos y tiene el potencial de desplazar a la cirugía mínimamente invasiva (MIS = *Minimally Invasive Surgery*). En la actualidad la cirugía mínimamente invasiva se realiza esencialmente por cirujanos usando laparoscopios rígidos, introduciéndose desde fuera los laparoscopios por ejemplo en la cavidad abdominal. Por otro lado, los gastroenterólogos usan videoendoscopios flexibles, para reconocer y eliminar por ejemplo lesiones en el tracto gastrointestinal (esófago, estómago, intestino, etc.). Pero la cirugía endoscópica transluminal también requiere endoscopios flexibles, para entrar en la cavidad abdominal e introducir instrumentos quirúrgicos y medios auxiliares, de modo que puedan realizarse intervenciones.

Los gastroenterólogos tienen práctica y han recibido formación para explorar cavidades huecas tales como por ejemplo el intestino, el estómago o el esófago, haciendo rotar, introduciendo o tirando de un videoendoscopio flexible y, concretamente, de manera independiente de la orientación, la rotación y el ángulo de inclinación de la punta del endoscopio y de la orientación de la imagen que se representa en el monitor. Por otro lado, lo más probable es que los cirujanos estén familiarizados con los endoscopios rígidos, en los que existe una relación fija entre la punta del endoscopio y el interior del cuerpo del paciente, ya que su posición no cambia durante la intervención.

Por tanto, para ayudar a los cirujanos en la interpretación y el reconocimiento de imágenes de videoendoscopios flexibles, es necesario corregir automáticamente la imagen y reorientarla con respecto a un eje principal definido de manera fija. El problema de las "imágenes rotadas" es aún más importante en los exámenes endoscópicos híbridos, ya que en este caso además de los endoscopios deben introducirse además microinstrumentos a través de la pared del estómago, de modo que por un lado se representa el espacio interno y por otro lado se realizan las tareas en el marco de intervenciones extremadamente complejas.

El problema que debe solucionarse puede reformularse también de la siguiente manera. En medicina se utilizan en la gastroenterología y en la cirugía mínimamente invasiva imágenes de vídeo para realizar exámenes de diagnóstico e intervenciones quirúrgicas. Para ello se encuentran disponibles endoscopios rígidos y flexibles así como cápsulas endoscópicas inalámbricas. Mientras que en el caso de los endoscopios rígidos (laparoscopios) el médico aún tiene una referencia directa con la mano de guiado con respecto a la orientación de la imagen, esto ya no se produce en el caso de los endoscopios flexibles y las cápsulas endoscópicas. La orientación dentro del cuerpo sin conocer la orientación del chip de la cámara requiere un conocimiento excelente de las estructuras anatómicas visibles y una capacidad de imaginación tridimensional excelente. Puesto que para ello son necesarias una experiencia y una práctica correspondientes, esta falta de información representa un obstáculo especial en las intervenciones interdisciplinarias, en las que por ejemplo un cirujano, que opera habitualmente con laparoscopios, debe emplear para determinados accesos transluminales un endoscopio flexible.

Durante una operación pueden obtenerse datos tridimensionales en tiempo real por ejemplo mediante las denominadas cámaras de tiempo de vuelo (*time-of-flight*), que no requieren ningún procesamiento posterior de datos, pudiendo generarse imágenes con una frecuencia de más de 30 Hz. Sin embargo, el cálculo en tiempo real de parámetros de adaptación representa todavía un reto.

Hasta la fecha la orientación de imágenes endoscópicas se realiza por medio de denominados dispositivos de seguimiento electromagnéticos. Sin embargo, para ello debe construirse un campo externo, que se vería alterado por la utilización de instrumentos metálicos. Esto tiene como consecuencia limitaciones correspondientes.

Una posibilidad adicional es la obtención de datos tridimensionales durante la operación por medio de procedimientos tales como forma a partir de la sombra (*shape-from-shading*), estructura a partir del movimiento (*structure-from-motion*), triangulación a partir de imágenes estereoscópicas, iluminación con luz estructurada o sensores de tiempo de vuelo. Los

datos tridimensionales así obtenidos se registran (o se adaptan) con tomógrafos computarizados preoperatorios o con conjuntos de datos de tomografía de resonancia magnética. Los parámetros de transformación correspondientes también pueden usarse para la corrección de la rotación. Sin embargo, el esfuerzo de cálculo para ello es tan grande, que actualmente no es posible en ningún caso una aplicación en tiempo real. En un futuro mediato, debido a las enormes cantidades de datos y condiciones previas que deben procesarse, tampoco será un escenario típico.

La utilización de un sistema de sensores de inercia en la endoscopia ya se describió en el documento US 7211042 B2, empleando el procedimiento descrito en el mismo un laparoscopio. Sin embargo, dado que el problema de la ausencia de orientación en la laparoscopia rígida es claramente menor que en la endoscopia flexible, la corrección de la rotación de la imagen tiene una importancia menor. Por ejemplo, en el caso de los endoscopios rígidos, la detección de las direcciones de rotación puede tener lugar mediante sensores de inercia fuera del cuerpo, de modo que no se plantea en absoluto o apenas la cuestión de la transmisión de las señales de sensor. Por otro lado, en el caso de los endoscopios flexibles, la orientación del extremo distal del endoscopio es en general totalmente independiente de la orientación del extremo proximal y, cuando se realiza o debe realizarse la detección de imagen en el extremo distal, se plantea el problema descrito anteriormente de cómo puede corregirse o establecerse la orientación.

El documento US2008/0159653 A1 describe un endoscopio según el preámbulo de la reivindicación 1, un dispositivo de captación de imagen según el preámbulo de la reivindicación 11 y un procedimiento según el preámbulo de la reivindicación 14. El documento US2005/0020883 A1 da a conocer un endoscopio y un procedimiento con los que, por medio de sensores de inercia, se detecta la basculación de un sensor de imagen para posibilitar una corrección de imagen con respecto a la orientación del extremo distal.

Partiendo de este estado de la técnica, la presente invención se basa en el objetivo de proporcionar un endoscopio que permita una detección de imagen en el extremo distal y posibilite al mismo tiempo, independientemente de la orientación del extremo proximal, una corrección de imagen con respecto a la orientación del extremo distal. Se pretende proporcionar además un dispositivo de captación de imagen que posibilita transmitir de la manera más eficaz posible datos, que describen la orientación del sensor de imagen en el extremo distal, al extremo proximal.

Este objetivo se soluciona mediante un endoscopio según la reivindicación 1, un dispositivo de captación de imagen según la reivindicación 11 y un procedimiento para captar una imagen según la reivindicación 14.

La idea principal de la presente invención consiste en proporcionar un endoscopio, en el que un sensor de imagen y un sensor de inercia están dispuestos en un extremo distal del endoscopio, detectando el sensor de inercia una basculación del sensor de imagen con respecto al campo gravitatorio y emitiendo una señal de basculación como medida de la basculación. El sensor de inercia mide para ello por ejemplo una aceleración o una rotación con respecto al campo de gravedad del campo gravitatorio, de modo que cada rotación (=basculación) con respecto a uno de los tres ejes espaciales puede detectarse. La invención se refiere también a un procedimiento para transmitir la señal de basculación. A este respecto la señal de basculación y los datos de imagen se combinan para dar un flujo de datos ampliado, sustituyéndose una parte de los datos de imagen por la señal de basculación.

Ejemplos de realización proporcionan por consiguiente un endoscopio con un sensor de imagen y un sensor de inercia en el extremo distal del mismo, estando configurado el sensor de inercia para detectar una basculación del sensor de imagen con respecto al campo gravitatorio. Ejemplos de realización adicionales comprenden un dispositivo de captación de imagen con un sensor de imagen digital para generar datos de imagen, un sensor de inercia para detectar una basculación con respecto al campo gravitatorio, para obtener una señal de basculación. El dispositivo de captación de imagen presenta además medios de control para combinar la señal de basculación y los datos de imagen para dar un flujo de datos ampliado sustituyendo partes de los datos de imagen por la señal de basculación. Ejemplos de realización comprenden asimismo una cápsula endoscópica con un dispositivo de captación de imagen de este tipo y un procedimiento para transmitir imágenes endoscópicas. Ejemplos de realización comprenden también un procedimiento para captar una imagen. El procedimiento comprende las etapas de generar datos de imagen mediante un sensor de imagen, detectar una basculación con respecto al campo gravitatorio mediante un sensor de inercia y proporcionar una señal de basculación y la etapa de combinar la señal de basculación con los datos de imagen para dar un flujo de datos ampliado sustituyendo partes de los datos de imagen por la señal de basculación.

Una etapa importante para solucionar los problemas descritos al principio es la colocación del sensor de inercia en la proximidad inmediata del sensor de imagen (aún mejor una integración en el mismo chip y concretamente en el extremo distal del endoscopio). Por consiguiente no es necesaria una transmisión óptica de la imagen (de manera opcional puede emplearse un sistema óptico únicamente para enfocar la imagen en el sensor de imagen). La transmisión de la imagen puede tener lugar por ejemplo de manera meramente electrónica en forma de un flujo de datos digital.

La integración de sensores de inercia cerca del sensor de imagen es una condición previa para su utilización en la endoscopia capsular y flexible. Las líneas necesarias adicionalmente para transmitir la señal de sensor de inercia (señal de basculación) sólo pueden integrarse de manera difícil en el espacio extremadamente limitado de los endoscopios flexibles y un transmisor inalámbrico adicional no tendría cabida tampoco en la cápsula o punta de endoscopia. Por tanto los ejemplos de realización de la presente invención emplean para la transmisión de los datos de sensor de inercia el flujo de datos de imagen e integran la señal de basculación en el mismo. De este modo se hace posible el alojamiento deseado del sensor de inercia cerca del sensor de imagen. Esta realización considera la disponibilidad de espacio

limitada, ya que además de la transmisión de imagen también son necesarios canales de trabajo para intervenciones invasivas, en el caso de endoscopios flexibles. Si bien de manera provisional podría emplearse un canal de trabajo, sin embargo este canal de trabajo estaría entonces completamente bloqueado. De todas maneras, en la cápsula ni siquiera es posible una transmisión por cable.

- 5 En ejemplos de realización adicionales se integran como sensor de imagen por ejemplo chips CCD (CCD = *charge-coupled device*) con un sistema óptico correspondiente directamente en la punta del endoscopio. Desde allí se transmite la señal al extremo de endoscopio de manera digital, donde puede recibirse entonces de manera digital. Para evitar dicha línea adicional para el sensor de MEMS (sensor de inercia), debe asociarse según la invención la señal de MEMS (señal de basculación) con la señal de vídeo digital y transmitirse a través de la misma línea.
- 10 Según ejemplos de realización, la imagen se codifica en tres canales de color como señal RGB con 8 bits por canal. El sensor de imagen puede comprender por ejemplo una cámara CCD con un chip CCD de $m \times n$ píxeles (m = número de columnas, n = número de filas). La señal de basculación puede codificarse igualmente con 8 bits por basculación (para cada una de las tres direcciones espaciales = ejes de MEMS). Los ejemplos de realización emplean para combinar la señal de basculación con el flujo de datos por ejemplo las tres siguientes posibilidades:
- 15 1. En lugar de los datos de imagen para un píxel (por ejemplo 3 bytes en el caso de una codificación de 8 bits de los tres canales de color RGB) en una de las esquinas de chip (por ejemplo el píxel en la primera fila y la primera columna), se codifican y se transmiten los tres valores de basculación para los ejes de MEMS x , y y z . Para ello se sustituyen datos que codifican un píxel en la imagen. Por ejemplo el controlador CCD recibe en lugar de las cargas del píxel que debe sustituirse, y además de las cargas de todos los demás $m \times n - 1$ píxeles RGB, las tres tensiones para los tres ejes de un sensor de MEMS analógico y a continuación las convierte de analógico a digital. Esto puede tener lugar por ejemplo
- 20 junto con las cargas de los píxeles restantes. Para ello puede ser necesario realizar, por ejemplo a través de una red de resistencias, una adaptación de las cargas/tensiones al dominio de valores de las cargas CCD. Entonces se transmite de nuevo una imagen completa, sin embargo durante la visualización debe extraerse la información de MEMS e interpolarse de nuevo los píxeles seleccionados.
- 25 2. Alternativamente, el método descrito en el punto 1 puede modificarse en el sentido de que también se lea una señal de MEMS de 3 bytes digital por el controlador/codificador CCD y se codifique y transmita en lugar del píxel RGB correspondiente. A este respecto se digitaliza en primer lugar la señal de basculación y no se alimenta de manera analógica al controlador CCD como en el punto 1.
- 30 3. La variante del punto 2 puede mejorarse adicionalmente en el sentido de que la lectura de los valores de MEMS digitales se realiza sustituyendo sólo determinados bits de cada canal ($r/g/b$). Por ejemplo pueden sustituirse los denominados bits menos significativos de 256 píxeles en una señal de basculación de 8 bits. Para las tres señales de basculación serían necesarios entonces por ejemplo 3×256 píxeles. Estos datos pueden codificarse por ejemplo en píxeles en la zona de borde de la imagen y transmitirse (por ejemplo pueden emplearse para ello píxeles en la primera fila o también en la primera columna).
- 35 Por consiguiente la transmisión de la señal de sensor de inercia digital puede tener lugar, en vez de a través de líneas separadas, tal como se describió, mediante la incorporación en la señal del sensor de imagen. La incorporación en el flujo de datos ya existente significa, para una aplicación en el campo de la endoscopia flexible y de la endoscopia capsular inalámbrica, una enorme simplificación de la aplicabilidad, ya que se emplean recursos existentes de manera eficaz.
- 40 Además, por consiguiente, sensores de inercia triaxiales basados en MEMS para la estabilización de imagen también pueden integrarse, debido a su tamaño constructivo reducido, en aplicaciones críticas desde el punto de vista del espacio en la endoscopia flexible o la endoscopia capsular en la proximidad inmediata del sensor de imagen. A través del porcentaje de la fuerza de gravedad medido en los tres ejes puede deducirse la orientación del sensor de imagen con respecto al centro de la tierra. La imagen captada o el flujo de vídeo captado puede hacerse rotar de vuelta de
- 45 nuevo de manera digital ese ángulo de rotación, lo que posibilita un horizonte estable así como una coincidencia de las inclinaciones u orientaciones reales y visualizadas de los objetos y movimientos captados. Por consiguiente es posible obtener una imagen estable en la pantalla, incluso cuando se mueve el endoscopio (por ejemplo se hace rotar o se desliza). Opcionalmente puede visualizarse conjuntamente en paralelo también la imagen original, para tener al mismo tiempo un control adicional por seguridad.
- 50 Además de la gastroenterología médica y la endoscopia mínimamente invasiva así como su combinación, tal como por ejemplo la denominada cirugía endoscópica transluminal por orificios naturales (NOTES, *Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery*) también es concebible una aplicación en el campo industrial para la garantía de calidad. Las aplicaciones industriales comprenden por ejemplo estudios para canales o cavidades ocultas, que no pueden verse mediante otros medios.
- 55 Una ventaja adicional de los ejemplos de realización consiste finalmente en que mediante la integración del sensor de inercia en un chip CCD puede conseguirse una miniaturización adicional. Por consiguiente, los ejemplos de realización también pueden utilizarse para el reconocimiento de la orientación o la estabilización de imagen de cámaras digitales.

Los ejemplos de realización de la presente invención se explican más detalladamente a continuación haciendo referencia a los dibujos adjuntos. Muestran:

- 5 la figura 1 una representación esquemática de una punta de endoscopio según ejemplos de realización de la presente invención;
- la figura 2 una representación esquemática de un endoscopio flexible con las diferentes orientaciones de la punta de endoscopio; y
- la figura 3 un diagrama de bloques para la corrección de la rotación con un algoritmo según ejemplos de realización.

10 Con respecto a la descripción siguiente debe tenerse en cuenta que en los diferentes ejemplos de realización los elementos funcionales iguales o con el mismo efecto presentan números de referencia iguales y por consiguiente la descripción de estos elementos funcionales en los diferentes ejemplos de realización es intercambiable entre los mismos.

15 La figura 1 muestra por ejemplo un extremo 105 distal de un endoscopio 100 flexible con un sensor 110 de imagen, tres sensores 120a, 120b y 120c de inercia, que están dispuestos en el extremo distal del endoscopio 100 junto con medios 130 de control. El endoscopio 100 detecta imágenes ópticas en una dirección 111 de visión hacia la que está dirigido el extremo 105 distal. Los tres sensores 120 de inercia forman por ejemplo un sistema ortogonal, de modo que pueden detectarse rotaciones con respecto a las tres direcciones espaciales diferentes. Los sensores 120 de inercia generan las señales de basculación correspondientes, que se retransmiten a través de líneas 125 de señal a los medios 130 de control. El sensor 110 de imagen genera a partir de un objeto (no mostrado) en la dirección 111 de visión datos de imagen que se retransmiten a través de una línea 15 de señal a los medios 130 de control. La unidad 130 de control combina los datos de imagen del sensor 110 de imagen con los datos de los sensores 120 de inercia para dar un flujo de datos ampliado, que se retransmite a través de una línea 135 de transmisión (eléctrica) al extremo proximal (no mostrado en la figura).

25 Opcionalmente el extremo 105 distal del endoscopio 100 puede presentar medios de iluminación (no mostrados en la figura 1), para iluminar el objeto. El sensor 110 de imagen puede presentar por ejemplo un chip CCD y la detección de las imágenes puede tener lugar por ejemplo empleando el esquema de color RGB. El chip CCD está configurado para detectar la imagen como disposición de píxeles de imagen, asociando el chip CCD a cada píxel una cantidad de carga, que es proporcional a la cantidad de luz irradiada sobre los píxeles de imagen. Para detectar imágenes a color, los chips CCD presentan células que presentan diferentes sensibilidades con respecto a las componentes de color individuales (por ejemplo rojo, verde y azul). Con ello se detectan para cada píxel por ejemplo tres señales de componente (canales), cuya superposición reproduce el punto de color. A este respecto la profundidad de color puede ascender por ejemplo a 8 bits por canal, de modo que cada uno de los píxeles se codifica mediante 3 bytes. El chip CCD puede presentar por ejemplo una resolución de m columnas y n filas, de modo que el número de píxeles viene dado por m x n.

35 La figura 2 muestra el endoscopio 100 flexible con el sensor 110 de imagen en el extremo 105 distal y una unidad 200 de evaluación de imagen en el extremo proximal, de modo que entre el extremo 105 distal y el extremo proximal tiene lugar una transmisión digital de datos de imagen a lo largo de la línea 135 de transmisión, ya que la conversión óptica de la imagen en información de imagen digital se realiza ya en el extremo 105 distal.

40 Para describir la orientación de un endoscopio con respecto al campo gravitatorio, se emplea en general un sistema de navegación endoscópico cartesiano con los ejes x, y y z como sistema de referencia. La dirección 111 de visión de la punta 105 de endoscopio corresponde a este respecto a la dirección x, en perpendicular a la misma dirigida hacia el fondo (en la dirección de la aceleración de la gravedad) está la dirección z y orientado en perpendicular a ambas en paralelo al plano de imagen horizontal (por ejemplo dirigido hacia la derecha) está el eje y. Las rotaciones con respecto a estos ejes se denominan tal como sigue: el ángulo de balanceo Φ describe rotaciones con respecto a la dirección x, el ángulo de inclinación θ describe rotaciones con respecto a la dirección y y las rotaciones con respecto a la dirección z se describen mediante el ángulo de deflexión Ψ . La aceleración gravitatoria se considera un vector independiente externo, que es paralelo al eje z (de modo que g es la componente z).

50 Si no se realiza ninguna corrección de imagen en caso de rotaciones, la imagen endoscópica rota de manera análoga a las rotaciones del endoscopio. Dado que no existe ninguna información angular explícita, únicamente puede emplearse para dicha orientación de la imagen la influencia de la gravedad con respecto a cada uno de los ejes. Mediante las rotaciones se modifica la dirección desde la que actúa el campo gravitatorio. Para mantener la orientación espacial puede parametrizarse esta modificación mediante los parámetros de rotación Φ , θ y Ψ en un sistema de medición inercial (IMU=*Inertial Measurement Unit*, unidad de medición inercial) tal como sigue (la fuerza gravitacional g se considera paralela a la dirección z):

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\Phi) & \sin(\Phi) \\ 0 & -\sin(\Phi) & \cos(\Phi) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos(\theta) & 0 & -\sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$\begin{pmatrix} \cos(\Psi) & \sin(\Psi) & 0 \\ -\sin(\Psi) & \cos(\Psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\sin(\theta)g \\ \sin(\Phi)\cos(\theta)g \\ \cos(\Phi)\cos(\theta)g \end{pmatrix}$$

representando $F_{x,y,z}$ las aceleraciones medidas. Usando la función arctan con dos argumentos puede evitarse la ambigüedad de $\pm n$ y se obtienen para el ángulo de balanceo Φ y el ángulo de inclinación θ los valores:

$$\Phi = \arctan 2(F_y, F_z) \quad (2)$$

$$\theta = \arcsen\left(\frac{-F_x}{g}\right) \quad (3)$$

suponiendo que $F_x \neq \pm g$. Sin embargo, con ayuda de la aceleración gravitatoria sólo pueden determinarse dos grados de libertad, de modo que el ángulo de deflexión Ψ no se determina mediante este procedimiento. Para $F_x = \pm g$ (es decir $\theta = \pm \pi/2$ o $\cos\theta = 0$ y por consiguiente $F_y = F_z = 0$) se deduce también que el ángulo de balanceo Φ queda indeterminado.

En la unidad 200 de evaluación pueden ejecutarse diferentes correcciones/algoritmos, describiéndose a continuación en concreto un ejemplo de realización. Alternativamente estas correcciones/algoritmos también pueden ejecutarse por la unidad 130 de control.

Para evitar influencias de movimiento negativas únicamente se tienen en cuenta para ello en primer lugar correcciones, cuando la superposición de la aceleración con respecto a la fuerza gravitacional está por debajo de un valor umbral predeterminado $\Delta F_{\text{máx.abs.}}$:

$$\left| \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} - g \right| < \Delta F_{\text{máx.abs.}} \quad (4)$$

La figura 3 muestra un diagrama de bloques para la corrección de la rotación de una imagen obtenida mediante un endoscopio 100. La imagen 310 endoscópica se convierte a este respecto en primer lugar en una señal 320 de vídeo, que puede comprender componentes, tal como por ejemplo rojo, verde y azul (una denominada imagen RGB). La imagen de vídeo puede ponerse entonces a disposición en primer lugar como imagen 330 de referencia. Al mismo tiempo puede extraerse por medio de una elección 340 de imagen (un denominado *frame grabber*) una imagen individual a partir de la señal 320 de vídeo, que entonces se orienta o se rota de nuevo dentro de una unidad 200 de evaluación de imagen. Con ello se pretende conseguir un horizonte estable, de modo que las rotaciones de la punta 105 de endoscopio no roten nada o apenas la imagen. A continuación se emite una imagen 230 rotada, que por ejemplo el médico puede comparar con la imagen 330 de referencia original (que no se ha corregido ni rotado).

Para realizar la rotación pueden emplearse por ejemplo como sensores 120 de inercia sensores de inercia de MEMS, por ejemplo un primer sensor 120a de inercia de MEMS para rotaciones con respecto al eje z, un segundo sensor 120b de inercia de MEMS para rotaciones con respecto al eje y y un tercer sensor 120c de inercia de MEMS para rotaciones con respecto al eje x. Los sensores 120 de inercia detectan a este respecto las rotaciones con respecto al respectivo eje y emiten los valores angulares correspondientes (valores de basculación), pudiendo retransmitirse los valores angulares emitidos a una interfaz 150. La interfaz puede formar por ejemplo parte de los medios (130) de control y por ejemplo comprender una denominada interfaz 2-Wire I²C, que a su vez combina los valores angulares de los sensores 120 de inercia y los transmite a un convertidor 160 (por ejemplo un convertidor I²C-USB). La señal convertida del convertidor 160 puede entonces retransmitirse a una unidad 200 de evaluación de imagen, donde se modifica por ejemplo en primer

lugar por un convertidor 210 de tasa de muestreo. La unidad de evaluación de imagen puede formar por ejemplo parte de los medios 130 de control, pero también puede estar separada espacialmente del mismo.

5 El convertidor 210 de tasa de muestreo puede realizar por ejemplo la adaptación descrita a continuación de la tasa de muestreo de los sensores 120 de inercia a la frecuencia de tasa de muestreo de imagen. En concreto puede emplearse el siguiente algoritmo. En primer lugar se consulta mediante una medición inicial una matriz de calibración de 3x3 previa, que tiene en cuenta orientaciones erróneas y errores de escala. Los valores de basculación pueden obtenerse mediante un muestreo en el tiempo con una tasa de muestreo que se encuentra claramente por encima de la tasa de repetición de imagen (*frame rate*). Por tanto en el contexto de un muestreo descendente pueden eliminarse valores extremos en la etapa siguiente. El muestreo descendente puede tener lugar por ejemplo mediante un promediado, en el que los valores de sensor F_{xi} , F_{yi} y F_{zi} ($i=1, \dots, 1$) dentro de una trama de imagen se multiplican por factores de ponderación w_i (con un peso máximo de $1/w_0$):

$$w_i = \frac{1}{\sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2 - g}}$$

15 y a continuación se suman. Después se normaliza la suma así obtenida mediante la suma de todos los factores de ponderación w_i , de modo que como resultado del promediado se obtienen los siguientes valores de basculación (promediados):

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \sum_{i=1}^n \left(\begin{pmatrix} F_{xi} \\ F_{yi} \\ F_{zi} \end{pmatrix} \cdot w_i \right) \cdot \sum_{i=1}^n (w_i)^{-1}$$

20 Para evitar un denominado *bouncing* o *jittering* en el resultado de la corrección angular se utiliza un filtrado adicional. Por ejemplo, los valores $F_{x,y,z}$ obtenidos pueden filtrarse en un filtro 220 de Hann. El filtro de Hann presenta a este respecto a su vez un primer filtro 220a de Hann para un filtrado de la primera señal F_z del primer sensor 120a de inercia, un segundo filtro 220b de Hann para un filtrado de la segunda señal de inercia F_y del segundo sensor 120b de inercia y un tercer filtro 220c de Hann para un filtrado de una tercera señal de basculación F_z del tercer sensor 120c de inercia.

25 Además los procesadores 222 de umbral usan un valor umbral de variación mínimo $\Delta F_{ax \text{ min.}}$, para suprimir una rápida oscilación de las señales de basculación. Mientras las aceleraciones superpuestas, que se han calculado mediante la ecuación (4), se encuentren por debajo del valor límite $\Delta F_{m\acute{a}x. abs.}$, el ángulo de balanceo Φ y el ángulo de inclinación θ pueden calcularse mediante las ecuaciones (2) y (3). En caso contrario, quedan congelados de momento, sin que se supere de nuevo $\Delta F_{m\acute{a}x. abs.}$. Este tratamiento de valor umbral puede realizarse de nuevo por cada componente. En concreto, en un primer procesador 222a de valor umbral se procesan únicamente variaciones o modificaciones en la primera señal de basculación F_z , que se encuentran por encima del valor umbral, de modo que puede suprimirse un ruido. De manera similar se filtra la segunda señal de basculación F_y del segundo sensor 120b de inercia tras la transmisión y la conversión de la tasa de muestro 210 en un segundo filtro 220b de Hann y a continuación se introduce mediante lectura en un segundo procesador 222b de valor umbral. Finalmente también se suministra la tercera señal de basculación F_x del tercer sensor 120c de inercia tras la transmisión de la conversión de la tasa de muestreo a un tercer filtro 220c de Hann y tras el filtrado se suministra a un tercer procesador 222c de valor umbral.

35 Los procesadores 222 de valor umbral emiten las señales de salida a medios 225 de cálculo angular, que están configurados para calcular a partir de las señales de basculación (tras la conversión de la tasa de muestreo, el filtrado de Hann y la comparación con el valor umbral) los valores angulares a partir de las señales de basculación $F_{x,y,z}$ (por ejemplo utilizando las ecuaciones (2) y (3)). Los valores angulares calculados se ponen a este respecto, por un lado, a disposición de una interfaz 250 externa y, por otro lado, se utilizan para rotar de manera correspondiente en una rotación de imagen digital 240 la imagen seleccionada o la secuencia de imágenes, de modo que la imagen 230 rotada también se emite. La imagen rotada puede visualizarse en una pantalla (no mostrada).

40 Si los valores marginales $\Delta F_{ax \text{ min.}}$ y $\Delta F_{m\acute{a}x. abs.}$ se seleccionan de manera adecuada, el resultado será continuo y fiable, ya que casi todos los movimientos solapados dentro de una operación convencional o de una intervención convencional no llevan a variaciones angulares discontinuas o bruscas. Estos valores marginales también pueden adaptarse opcionalmente de manera individual. Las dos imágenes, tanto la imagen de referencia como la imagen rotada, pueden visualizarse, de modo que se garantiza una medida elevada de seguridad.

La rotación de imagen también puede describirse alternativamente como sigue. Los datos, medidos mediante los sensores 120 de inercia, se dirigen como señales digitales por ejemplo a través de una denominada interfaz 2-Wire I²C a lo largo del endoscopio flexible (es decir desde el extremo distal con el sensor de imagen y el sensor de inercia hasta

el extremo proximal). En el extremo proximal se convierten entonces los datos para su procesamiento posterior con un adaptador (por ejemplo adaptador I²C a USB). La señal de vídeo endoscópica puede leerse a su vez utilizando un aparato de captación de vídeo USB externo con una resolución adecuada, de modo que se proporciona una calidad convencional para el cirujano.

5 La rotación de la imagen puede realizarse por ejemplo por medio de dos etapas.

1. Se leen los datos de aceleración (señal de basculación) y puede realizarse el cálculo angular según las ecuaciones indicadas anteriormente con respecto a los tres ejes.

2. Se selecciona una imagen mediante el *frame grabber* y a continuación se rota por medio de los valores angulares calculados.

10 En exámenes clínicos, se realizó durante experimentos con animales la exploración mediante un instrumento rígido híbrido empleando el procedimiento NOTES con un acceso en forma de S definido con y sin rotación de imagen. Los medios 120 de medición inercial endoscópicos se fijaron en la punta de endoscopio de un endoscopio 100 flexible y, durante el estudio, se representó la señal de vídeo analógica original (no rotada) en un monitor.

15 Por ejemplo, para la realización técnica pueden emplearse los siguientes datos. La basculación o rotación con respecto a cada uno de los ejes, que se detecta por el sensor de inercia, puede cuantificarse por ejemplo de manera uniforme mediante 8 bits y concretamente en una región entre $\pm 2,3$ g. Esto significa una precisión de cuantificación de 0,018 g por etapa o 110 etapas para la región seleccionada de \pm g. Esto es lo suficientemente alto para alcanzar una precisión suficiente, incluso para movimientos relativamente débiles o ligeros. Esto es posible porque el ángulo de balanceo Φ se obtiene por ejemplo mediante valores trigonométricos inversos de dos basculaciones ortogonales (F_y , F_z).

20 Perturbaciones individuales, especialmente fuertes, de los valores de MEMS se suprimen a este respecto mediante factores de ponderación w_i pequeños. Sólo aparecen aceleraciones durante los breves momentos en los que se efectúa un cambio de movimiento de la velocidad o de la dirección. Para los casos en los que aparecen aceleraciones con el mismo orden de magnitud que la aceleración gravitacional, $\Delta F_{m\acute{a}x. abs}$ puede seleccionarse lo bastante pequeña para suprimir cálculos y congelar los valores angulares durante breves periodos. Mediante la elección de un tiempo de retardo más largo (*delay line*) para el filtro de Hann de compensación y mediante la elección de un valor umbral mínimo más alto $\Delta F_{ax min.}$, pueden retardarse las correcciones mediante fracciones de segundo, de modo que incluso movimientos rápidos parecen relativamente estables.

25 Con ayuda de la imagen rotada, representada adicionalmente, es posible realizar todas las tareas en menos tiempo. Los movimientos del instrumento híbrido se representaron con la orientación correcta en la visualización de la imagen rotada, mientras que en la imagen original podía verse un movimiento en una dirección diferente. En particular la exploración en un intervalo angular de entre 30 y 150° y entre 210 y 330° era extremadamente difícil mediante una imagen sin corrección de rotación (también como consecuencia del efecto FULCROM). En todos los casos los cirujanos que utilizan un instrumento híbrido pueden observar, utilizando los ejemplos de realización, buenos resultados. Son posibles otras mejoras de imagen en particular cuando el retardo de la rotación realizada se selecciona pequeño y la calidad de imagen se selecciona lo más alta posible por el *frame grabber* USB aplicado.

30 Los ejemplos de realización de la presente invención pueden resumirse por tanto como sigue. Una corrección o reorientación automática de una imagen obtenida mediante un endoscopio en tiempo real ayuda al observador en la interpretación de la imagen rotada, que se obtiene a partir de un videoscopio flexible. Esto afecta en particular a médicos que están familiarizados con una corrección natural de imágenes endoscópicas con respecto a un sistema de coordenadas cartesiano orientado a un paciente durante la operación. Por otro lado, los gastroenterólogos están familiarizados con la observación de estructuras lumbales con sistemas de coordenadas basados en endoscopio y pueden orientarse incluso cuando se rota la imagen representada. Ventajosamente, para sistemas NOTES también pueden emplearse sistemas de 2 monitores, para ayudar a los especialistas de ambas ramas de especialidad (cirujanos y gastroenterólogos) de manera óptima durante su intervención.

35 Por consiguiente, los ejemplos de realización solucionan el problema sin resolver de la inexistencia de un horizonte estable en la cirugía endoscópica (en particular para endoscopios flexibles). Con el procedimiento descrito se realiza una corrección de rotación de imagen por medio de pequeños sensores de inercia de MEMS triaxiales, que están colocados en la punta de endoscopio. La corrección de la dirección de rotación realizada puede emplearse en particular para cirugía endoscópica no rígida, como por ejemplo NOTES. A este respecto se mide la dirección, desde la que actúa la fuerza gravitacional, en cada uno de los tres ejes de aceleración ortogonales y, tras un calibrado inicial y un filtrado de los tres valores medidos, se determinan directamente ángulos de rotación. Esto puede realizarse con un muestreo con una tasa de muestreo que se sitúa por encima de la frecuencia de repetición de vídeo de 30 Hz, situándose la precisión en aproximadamente 1°. La corrección de la dirección de rotación de la imagen puede realizarse en tiempo real mediante rotación digital de la señal de vídeo endoscópica analógica. La mejora y la utilización se investigaron mediante experimentación con animales. La coordinación de los diferentes instrumentos y la estimación del comportamiento del tejido con respecto a movimientos y deformaciones asociadas con la fuerza gravitacional se valoró con un horizonte estable en imágenes endoscópicas como esencialmente intuitiva.

5 El efecto de los ejemplos de realización consiste por consiguiente en que un sensor 120 de inercia puede colocarse directamente junto a o en el sensor 110 de imagen. Esto ofrece la ventaja de que, con ello, también pueden medirse y corregirse orientaciones en aplicaciones cuyas limitaciones de espacio no lo permitían hasta ahora. Por consiguiente, en ejemplos de realización se coloca ventajosamente el sensor de inercia en la proximidad inmediata del sensor de imagen; por tanto en el caso del endoscopio en su punta y en el caso de la cápsula en su totalidad. La señal del sensor de inercia (señal de basculación) se transmite en ejemplos de realización junto con la señal del sensor de imagen, ya sea por cable en el endoscopio flexible o también de manera inalámbrica en la cápsula endoscópica.

10 Los ejemplos de realización de la presente invención no se utilizan sin embargo sólo en cirugía o con fines terapéuticos, sino que también pueden utilizarse del mismo modo en aplicaciones industriales. Así, puede utilizarse por ejemplo, para el examen de tuberías o sistemas de tuberías u otros espacios huecos no accesibles a simple vista, un endoscopio flexible, siendo también importante en estas aplicaciones definir o adaptar un horizonte en la observación de las imágenes correspondientes. Tales campos de uso técnicos comprenden por ejemplo la seguridad de construcciones para la comprobación de aislamientos de edificios antiguos por ejemplo, pero también la protección de monumentos, ya que los grandes monumentos a menudo pueden ser huecos y pueden examinarse mediante endoscopia en procesos eventualmente corrosivos. Otras aplicaciones se encuentran en la industria del automóvil, utilizándose los endoscopios principalmente para examinar el sellado de espacios huecos y motores, por ejemplo en caso de estudios de desgaste. También se utilizan endoscopios en la industria naval para examinar motores o en instalaciones industriales, como por ejemplo centrales eléctricas, cordones de soldadura de tuberías y similares. En el ámbito sanitario, los endoscopios encuentran aplicación por ejemplo en el examen de conductos defectuosos o también en aviación para el examen de turbinas. Especialmente en aviación se utiliza la endoscopia cada vez más para el mantenimiento por ejemplo de propulsores de avión, pudiendo realizarse también con ayuda de un canal de trabajo y de microherramientas pequeñas reparaciones en palas de propulsor. Se ha establecido así por ejemplo en este ámbito el término boroscopia. En particular también en estas aplicaciones técnicas se utilizan por regla general endoscopios flexibles, ya que un telescopio rígido puede introducirse en muy pocos casos en espacios huecos con muchos recovecos. Tal como ya se ha comentado, el endoscopio flexible puede presentar además canales de trabajo, mediante los que pueden utilizarse herramientas de trabajo flexibles. Las herramientas de trabajo flexibles comprenden por ejemplo herramientas de agarre o de corte por ejemplo para la obtención de muestras de tejido, cánulas para la inyección o también electrodos de alambre para la aplicación de una corriente eléctrica.

15

20

25

REIVINDICACIONES

- 5 1. Endoscopio (100) con un sensor (110) de imagen y un sensor (120) de inercia en el extremo (105) distal del mismo, estando configurado el sensor (120) de inercia para detectar una basculación del sensor (110) de imagen, presentando el endoscopio además medios (130) de control, estando configurado el sensor (110) de imagen comprendiendo una disposición de píxeles de imagen, para generar datos de imagen, y estando configurado el sensor (120) de inercia, para generar una señal de basculación que representa la basculación, caracterizado porque los medios (130) de control están configurados para combinar la señal de basculación con los datos de imagen sustituyendo una parte de los datos de imagen por la señal de basculación para dar una señal de combinación.
- 10 2. Endoscopio (100) según la reivindicación 1, que presenta medios para transmitir la señal de combinación desde los medios (130) de control a un extremo proximal del endoscopio (100).
- 15 3. Endoscopio (100) según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que los medios (130) de control están configurados para sustituir en los datos de imagen un valor de píxel de un píxel por la señal de basculación.
- 20 4. Endoscopio (100) según la reivindicación 3, en el que los medios (130) de control están configurados de tal manera que el píxel es un píxel de borde de la disposición de píxeles.
- 25 5. Endoscopio (100) según una de las reivindicaciones 1 a 4, en el que el sensor (110) de imagen presenta un convertidor analógico-digital, que está configurado para digitalizar valores de píxel de los píxeles de la disposición de píxeles, estando configurados el sensor (120) de inercia y los medios (130) de control de tal manera que la señal de basculación se emite en forma analógica desde el sensor (120) de inercia y se digitaliza en lugar de un valor de píxel de un píxel de la disposición de píxeles mediante el convertidor analógico-digital del sensor (110) de imagen.
- 30 6. Endoscopio (100) según una de las reivindicaciones 1 a 4, en el que los medios (130) de control y el sensor (120) de inercia presentan en cada caso un convertidor analógico-digital propio, para digitalizar los datos de imagen y la señal de basculación, y en el que los medios (130) de control están configurados además para sustituir bits de los datos de imagen digitales por bits de la señal de basculación digital.
- 35 7. Endoscopio (100) según la reivindicación 6, en el que la unidad (130) de control está configurada para sustituir una parte de orden inferior de los bits de un píxel por bits de la señal de basculación digital e incluir una parte de orden superior de los bits de los píxeles en la señal de combinación.
- 40 8. Endoscopio (100) según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el sensor (110) de imagen está configurado para detectar una imagen a color con tres componentes de color y en el que el sensor (120) de inercia presenta un primer sensor de inercia (120a), un segundo sensor de inercia (120b) y un tercer sensor de inercia (120c), estando configurados los sensores (120a, 120b, 120c) de inercia primero, segundo y tercero de tal manera que cada uno de los mismos detecta una señal de basculación diferente para rotaciones con respecto a ejes de rotación espaciales diferentes.
- 45 9. Endoscopio (100) según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el endoscopio (100) es un endoscopio flexible.
- 50 10. Endoscopio (100) según una de las reivindicaciones 1 a 9, en el que el sensor (110) de imagen y el sensor (120) de inercia están integrados en un chip común.
11. Dispositivo de captación de imagen con:
un sensor (110) de imagen para generar datos de imagen;
un sensor (120) de inercia para detectar una basculación del dispositivo de captación de imagen, para obtener una señal de basculación; y caracterizado porque el dispositivo de captación de imagen
contiene medios (130) de control para combinar la señal de basculación y los datos de imagen para dar una señal de combinación sustituyendo partes de los datos de imagen por la señal de basculación.
12. Dispositivo de captación de imagen según la reivindicación 11, siendo el dispositivo de captación de imagen alargado y presentando un primer y un segundo extremo, estando dispuestos el sensor (110) de imagen, el sensor (120) de inercia y la unidad (130) de control en un primer extremo, y estando configurados los medios (130) de control para transmitir la señal de combinación a través de una línea (135) de transmisión eléctrica o de manera inalámbrica al segundo extremo.
13. Dispositivo de captación de imagen según la reivindicación 11 o la reivindicación 11, en el que el sensor (120) de inercia está configurado para muestrear en el tiempo la basculación, para obtener una secuencia de valores de basculación, y en el que los medios (130) de control presentan un filtro y/o una unidad

de valor umbral, estando configurado el filtro para realizar un suavizado de la secuencia temporal de valores de basculación, y en el que la unidad de valor umbral está configurada para eliminar de la secuencia temporal de valores de basculación valores que se encuentran por debajo de un valor umbral predeterminado.

14. Procedimiento para captar una imagen, con las siguientes etapas:

5

generar datos de imagen mediante un sensor (110) de imagen;

detectar una basculación del sensor de imagen mediante un sensor (120) de inercia y proporcionar una señal de basculación; y caracterizado por

combinar la señal de basculación con los datos de imagen para dar un flujo de datos ampliado sustituyendo partes de los datos de imagen por la señal de basculación.

10

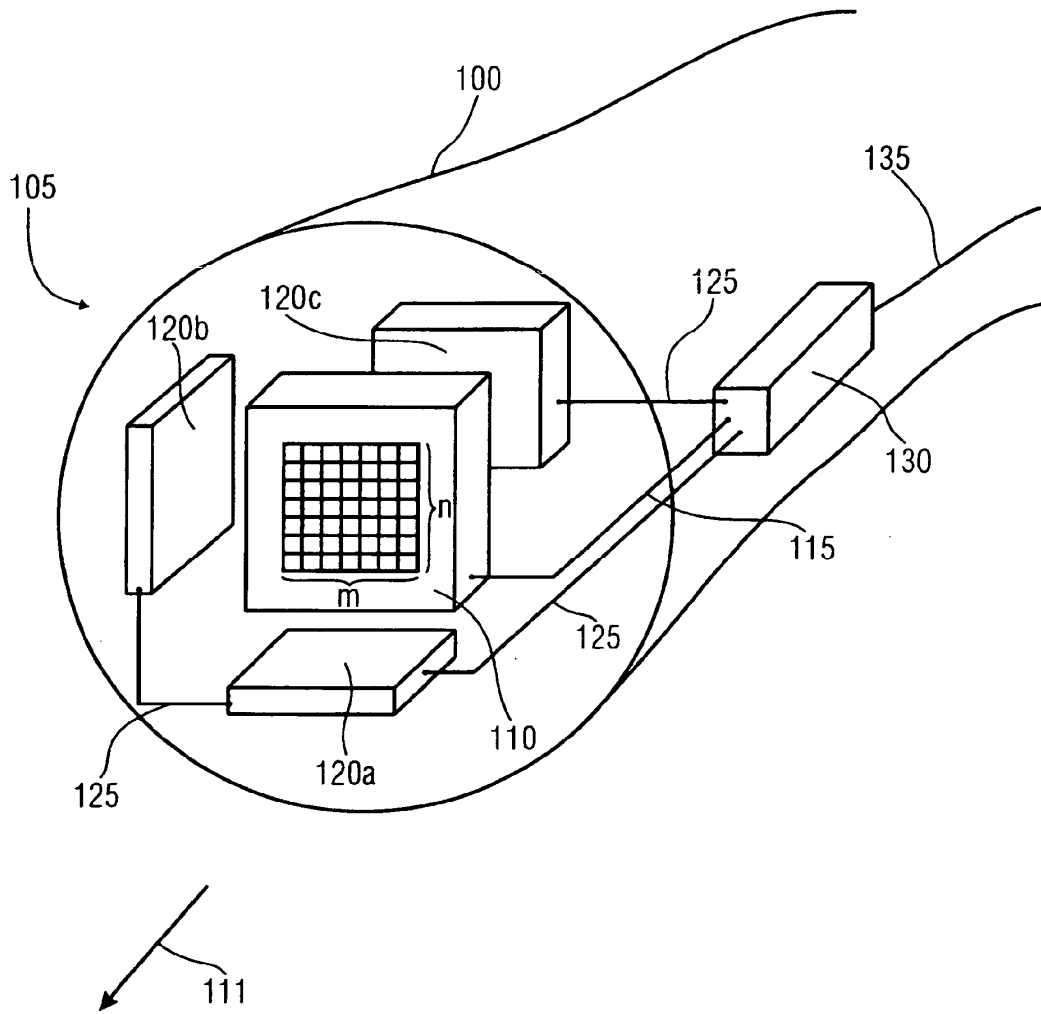


FIG 1

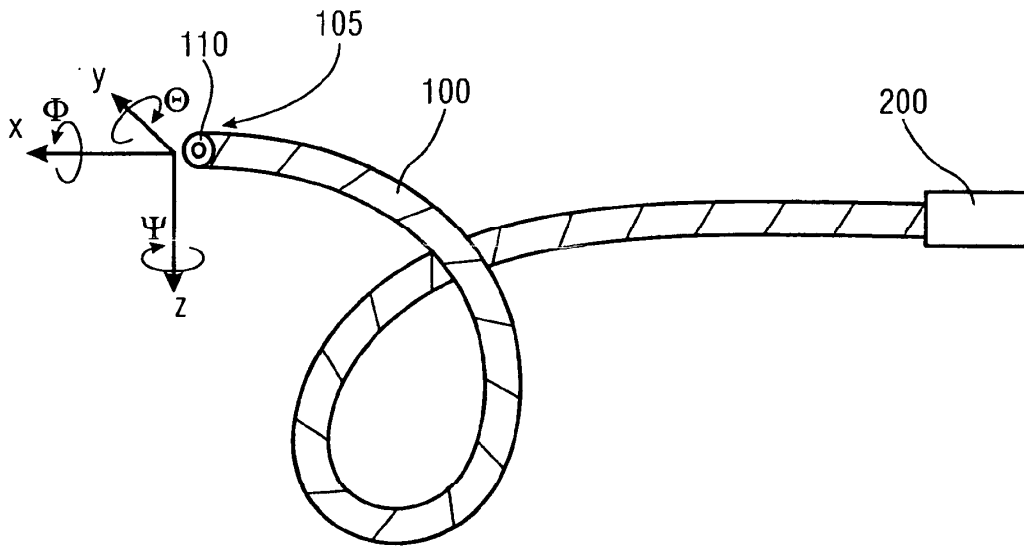


FIG 2

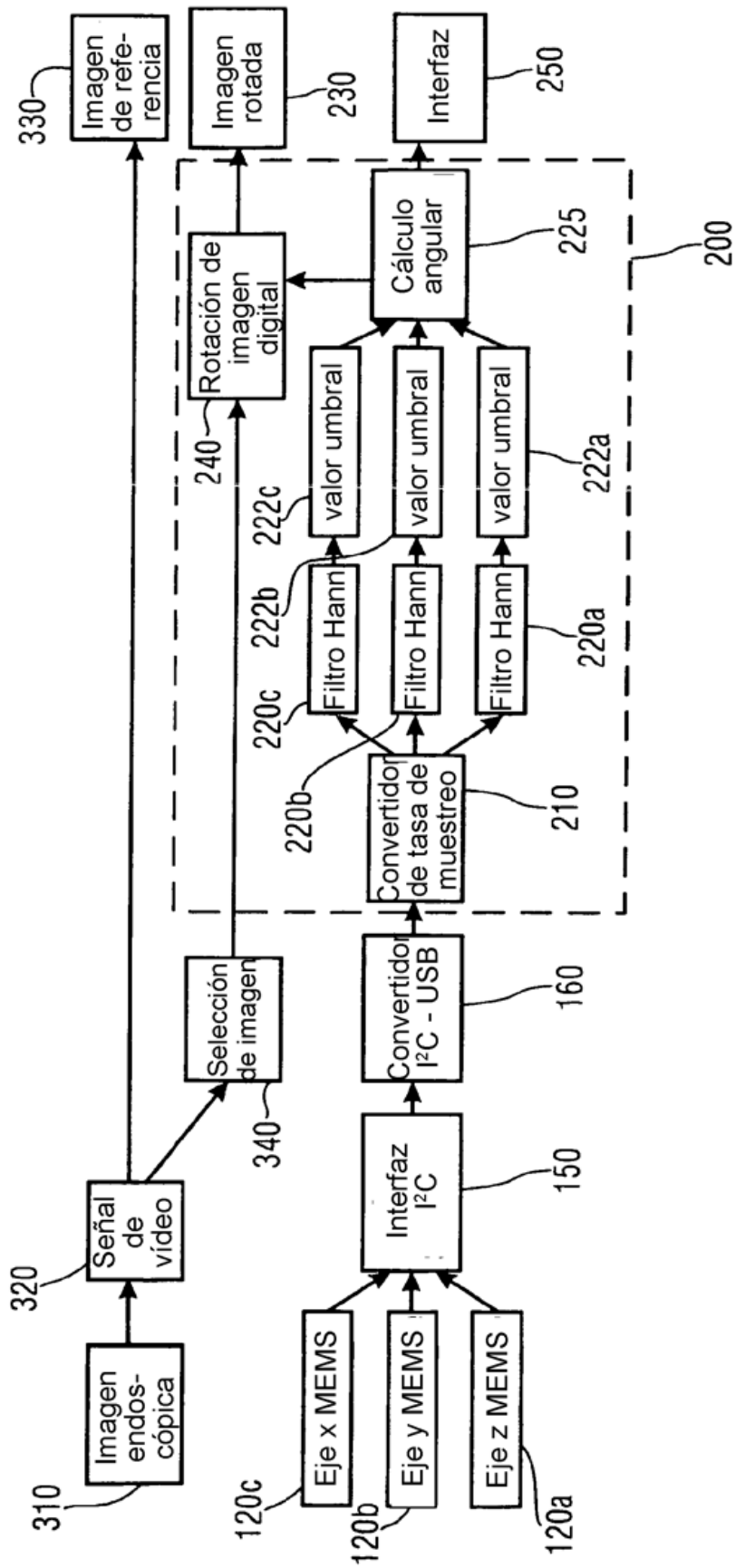


FIG 3