

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 569 411**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/11 (2006.01)

G01R 33/28 (2006.01)

G01R 33/565 (2006.01)

A61B 6/04 (2006.01)

G06T 7/00 (2006.01)

G06K 9/32 (2006.01)

G06K 17/00 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.05.2007 E 07777148 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.01.2016 EP 2023812**

54 Título: **Sistema de seguimiento de movimiento para imágenes adaptativas en tiempo real y espectroscopia**

30 Prioridad:

19.05.2006 US 802216 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
10.05.2016

73 Titular/es:

**THE QUEEN'S MEDICAL CENTER (25.0%)
1301 Punchbowl Street
Honolulu HI 96813, US;
THE UNIVERSITY OF HAWAII (25.0%);
THE MEDICAL COLLEGE OF WISCONSIN, INC.
(25.0%) y
UWM RESEARCH FOUNDATION, INC. (25.0%)**

72 Inventor/es:

**ERNST, THOMAS MICHAEL;
ARMSTRONG, BRIAN STEWART RANDALL y
PRIETO, THOMAS EDMUND**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 569 411 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

Sistema de seguimiento de movimiento para imágenes adaptativas en tiempo real y espectroscopia

Esta solicitud reivindica prioridad a la solicitud de patente provisional US 60/802.216 presentada el 19 de mayo de 2006.

5 Campo técnico.

La presente invención se refiere en general al campo de las imágenes médicas, y más en concreto a un sistema para la corrección de defectos en imágenes médicas que son causados por el movimiento de un paciente durante escáneres de la larga duración in vivo (en el cuerpo vivo), tales como resonancias magnéticas.

Técnica anterior

10 Las técnicas de imágenes “tomográficas” crean imágenes de múltiples cortes de un objeto. Las múltiples imágenes tomográficas pueden ser alineadas y montadas a continuación usando un ordenador para proporcionar una vista tridimensional. Algunas técnicas de imágenes tomográficas de uso general incluyen imágenes por resonancia magnética (IRM) y técnicas de espectroscopia por resonancia magnética (ERM), que son ideales para la evaluación de la estructura, la fisiología, la química y la función del cerebro humano y otros órganos, in vivo. Debido a que el
15 objeto de interés es a menudo fotografiado en muchos cortes y etapas de escaneo con el fin de construir una vista tridimensional completa, los escáneres son de larga duración, por lo general duran varios minutos. Para aumentar la resolución (el detalle) de una imagen tomográfica, se deben utilizar más cortes y más etapas de escaneo, lo que aumenta aún más la duración de un escáner. La resonancia magnética y otras técnicas de imágenes de larga duración (incluidas las técnicas tomográficas), conocidas ahora o inventadas en el futuro (a partir de ahora denominadas en conjunto “RM” o “IRM”), también pueden ofrecer una resolución espacial y temporal relativamente
20 alta, no son invasivas y sí repetibles, y se pueden realizar en niños y bebés.

Además de la RM, otros tipos de escáneres requieren múltiples exposiciones repetidas, separadas en el tiempo, de un objeto entero (no cortes) (tal como un órgano), tales como angiogramas, en el que se inyecta un tinte en un vaso sanguíneo y después se capturan imágenes separadas en el tiempo para determinar cómo y por dónde se extiende el tinte. Estos tipos de escáneres que detectan movimiento en el interior de un paciente u otro objeto con el tiempo (“sistemas de angiografía digital”) también pueden tener una larga duración, y ser objeto del problema del paciente o del movimiento del objeto.

Muchas técnicas de imágenes tomográficas se basan en la detección de cambios de pequeño porcentaje en un tipo particular de señal, lo que hace que estas técnicas sean aún más sensibles a los movimientos. En imágenes por resonancia magnética funcional, por ejemplo, los cambios en las propiedades de la sangre en áreas del cerebro activadas mientras que los sujetos están realizando tareas provoca pequeños cambios de señal (del orden de un pequeño porcentaje) que pueden ser detectados mediante RM. Sin embargo, estos pequeños cambios de señal pueden quedar ocultos fácilmente por cambios de señal de tamaño similar o incluso mayor que se producen durante los movimientos involuntarios de sujetos.

35 Debido a que las técnicas tomográficas requieren que se capturen tantas imágenes (debido a que son necesarios muchos cortes y muchas etapas de escaneo), el escáner tiene una larga duración, por lo que el movimiento del sujeto es un problema importante para la adquisición de datos precisos. En consecuencia, los sujetos comúnmente están obligados a permanecer prácticamente inmóviles durante períodos de tiempo prolongados. Existen requisitos similares para otras técnicas de imágenes modernas, tales como Tomografía por Emisión de Positrones (PET),
40 Tomografía Computerizada de Emisión Monofotónica (TCEM) y “Tomografía Computerizada” (TC). Estos requisitos estrictos no pueden ser satisfechos por muchos sujetos de grupos especiales, tales como niños y bebés, pacientes muy enfermos, sujetos que se mueven tal vez debido a la ansiedad o el consumo de drogas, o pacientes con trastornos del movimiento, lo que da como resultado datos con artefactos de movimiento. Del mismo modo, es sumamente difícil realizar escáneres en animales despiertos.

45 El problema básico es que puede tardar varios minutos en completarse un escáner, y el paciente u otro objeto que está siendo escaneado no puede permanecer inmóvil durante varios minutos. Además, el espacio para un paciente u otro objeto que está siendo escaneado (el “volumen de escaneo”) en una máquina de RM es muy limitado - hay muy poco espacio en una máquina de RM una vez que un paciente ha sido colocado en el interior para un escáner.

50 Se han desarrollado varias técnicas en las últimas décadas para reducir la sensibilidad de las imágenes con respecto al movimiento del paciente o de otro objeto que se esté escaneando.

Las primeras técnicas utilizaban secuencias de escaneo especialmente diseñadas (“compensación de flujo / movimiento de primer orden”) para minimizar los efectos del movimiento. Si bien estos enfoques son particularmente útiles para la reducción de artefactos (o errores de imagen) debidos a los movimientos de la sangre que circula, de la

deglución o de los ojos, proporcionan poca mejora durante los movimientos de los órganos completos, tales como los movimientos de la cabeza.

5 Los artículos titulados “Self-navigated spiral fMRI: interleaved versus single-shot” de Glover GH, et al, en *Magnetic Resonance in Medicine* 39: 361-368 (1998), y “PROPELLER MRI: clinical testing of a novel technique for quantification and compensation of head motion” de Forbes K, et al, de la *Revista Magnetic Resonance Imaging* 14(3): 215-222 (2001) describen cómo los esquemas de muestreo mejorados para los datos de IRM pueden reducir la sensibilidad al movimiento. Estas técnicas pueden reducir la sensibilidad al movimiento de los escáneres de IRM en ciertas condiciones, aunque no pueden eliminar los errores de movimiento en todas las condiciones o para movimientos muy rápidos.

10 Con ciertas técnicas modernas de imagen ultrarrápida “de un solo disparo” (tales como “imagen ecoplanar”), toda la cabeza (u otro órgano de interés) se escanea continuamente cada pocos segundos (en el transcurso de minutos), por ejemplo, para “IRM funcional”. Esto hace que sea posible determinar la “postura”, que se define como la postura y la rotación, de la cabeza en cada instante con respecto a la postura inicial, utilizando un registro de imágenes (alineación de imágenes). Una vez se conoce la postura para un instante dado (con respecto a la imagen inicial), la
15 imagen del escáner para ese instante puede ser realineada con la imagen inicial. Por ejemplo, el artículo titulado “Processing strategies for time-course data sets in functional MRI of the human brain” de Bandettini PA, et al, en *Magnetic Resonance Medicine* 30: 161-173 (1993) describe cómo se puede utilizar la realineación de volúmenes de IRM (que consisten en múltiples cortes) para corregir el movimiento de la cabeza en series de tiempo de IRM funcional. Sin embargo, estos métodos son inherentemente lentos debido a que utilizan IRM, es decir, corrigen los
20 movimientos sólo cada pocos segundos, y no son capaces de corregir el movimiento en ciertas direcciones (perpendiculares a los planos de escaneo, es decir, hacia o en dirección opuesta a los planos en los que se capturan las imágenes).

Si bien todas estas técnicas reducen la sensibilidad al movimiento del sujeto, varios problemas permanecen. Un problema importante se refiere a la manera en la que adquieren datos los métodos típicos de imagen tomográfica.
25 En concreto, los datos de cada sección transversal (corte) se adquieren mediante el movimiento paso a paso a lo largo de “líneas” en un espacio matemático (“espacio k”). La etapa de adquisición de datos se repite típicamente cientos de veces, hasta que todas las líneas en el espacio k se han llenado. Para todos los métodos descritos anteriormente, incluso aunque se reduzca la sensibilidad al movimiento para cada adquisición individual (que define una línea en el espacio k), estos métodos generalmente no representan variaciones en la postura de la cabeza entre
30 las diferentes líneas del espacio k. En segundo lugar, los métodos toleran mal los movimientos rápidos dentro de las etapas de adquisición individuales. Por último, una de las cuestiones más importantes es que ninguna de estas técnicas se puede aplicar universalmente en todos los métodos de escaneo diferentes (secuencias de impulsos - el orden y la manera en los que se capturan imágenes de los cortes) utilizados en IRM o en otras técnicas de escaneo por tomografía.

35 Uno de los enfoques más prometedores para la corrección de movimiento es rastrear la postura de la cabeza, el cerebro u otro órgano de interés (u otro objeto) en tiempo real, durante un escáner, y utilizar esta información de la postura para compensar el movimiento detectado en la adquisición de datos para subsiguientes cortes dentro del mismo escáner. Esto se conoce como imágenes adaptativas, porque la imagen se adapta durante el escáner para compensar el movimiento detectado.

40 Un aspecto importante de las imágenes adaptativas es la precisión (o “resolución”) del sistema de seguimiento de movimiento. Debido a la alta resolución necesaria para las imágenes médicas, el sistema de seguimiento de movimiento también debe tener una alta resolución, ya que la información del sistema de seguimiento de movimiento se utilizará para alinear las imágenes de cada corte. Si la resolución del sistema de seguimiento de movimiento es lo suficientemente alta, cada una de las imágenes escaneadas se puede alinear con precisión (registrar) pese al
45 movimiento de un paciente.

Un artículo titulado “Prospective multiaxial motion correction for fMRI” de Ward HA, et al, en *Magnetic Resonance in Medicine* 43:459-469 (2000) describe el uso de señales “Navegador” para estimar la postura de la cabeza y para corregir dinámicamente el movimiento de la cabeza.

50 Un artículo titulado “Spherical navigator echoes for full 3D rigid body motion measurement in MRI” de Welch EB, et al, en *Magnetic Resonance in Medicine* 47:32-41 (2002) describe el uso de un navegador basado en RM para la corrección de movimiento adaptativo en IRM.

De manera similar, un artículo titulado “Endovascular interventional magnetic resonance imaging” de Bartels LW, et al, en *Physics in Medicine and Biology* 48(14): R37-R64 (2003), y otro artículo titulado “Real-time, Interactive MRI for cardiovascular interventions” de McVeigh ER, et al, en *Academic Radiology* 12(9): 1121 -1127 (2005) describen el
55 uso de bobinas pequeñas de radiofrecuencia (RF) para el seguimiento de catéteres durante IRM intervencionista.

Si bien estas “técnicas TRM adaptativas” basadas en RM proporcionan buenos resultados en muchas situaciones, intrínsecamente interfieren con las adquisiciones de RM, funcionan sólo para un número limitado de secuencias de RM y se limitan a medir la posición o postura sólo unas pocas veces por en segundo.

5 Con el fin de superar estas deficiencias, los últimos enfoques en la corrección de movimiento en tiempo real (“sobre la marcha”) utilizan técnicas ópticas para rastrear el movimiento del sujeto, en lugar de los métodos basados en RM. La información de la postura del sistema de seguimiento se envía al escáner y es utilizada por el escáner para compensar el movimiento en tiempo real. Los sistemas ópticos son muy adecuados en tecnologías de seguimiento alternativas, ya que proporcionan una detección sin contacto precisa con un objetivo pasivo y no magnético. En particular, los sistemas de estereovisión (SV) se han utilizado para el seguimiento de movimiento para imágenes médicas.

10 Los sistemas de estereovisión emplean un objetivo con 3 o más referencias visibles, y al menos 2 cámaras de seguimiento. Mediante la detección de las referencias en las imágenes capturadas por las cámaras y comparando sus posiciones medidas y formas con la forma conocida del objetivo, se pueden determinar la posición y la orientación del objetivo. Los sistemas SV ofrecen características importantes, incluidas la precisión submilimétrica cuando se calibran por completo, y tasas de actualización limitadas sólo por la cámara y el hardware informático.

15 Sin embargo, los sistemas SV tienen tres limitaciones para imágenes RM adaptativas: (1) la precisión de la medición disminuye a medida que la distancia entre las cámaras se hace más pequeña, (2) la precisión de la medición de la orientación disminuye a medida que el objetivo se hace más pequeño; y (3) los sistemas SV tienen una alta sensibilidad a los errores en la calibración interna, es decir, pequeños errores en la posición o la rotación relativa de las cámaras pueden causar grandes errores en la postura del objetivo medido. Por tanto, los sistemas SV requieren una recalibración periódica. Sin embargo, tiene que realizarse una calibración precisa manualmente, utilizando una herramienta de calibración u objetivo especializado, requiere mucho tiempo y no se puede hacer mientras que los pacientes están siendo escaneados.

20 Además, los sistemas de estereovisión logran su mejor precisión cuando la distancia de separación entre las cámaras es comparable con la distancia entre las cámaras y el objetivo. Sin embargo, esta separación ideal no es posible en un escáner RM porque la abertura hacia el volumen de escaneo (el volumen que puede ser escaneado por el escáner) es relativamente estrecha, lo que hace imposible separar las cámaras de manera suficiente y ver todavía el volumen de escaneo. Además, el seguimiento con cámaras SV funciona de manera óptima con objetivos de seguimiento más grandes; sin embargo, el espacio en la RM u otro entorno del escáner es muy limitado.

25 Como se señaló anteriormente, pequeños errores en la calibración interna de los sistemas SV pueden producir grandes errores de medición. Por ejemplo, un artículo titulado “Prospective Real- Time Slice-by-Slice 3D Motion Correction for EPI Using an External Optical Motion Tracking System” de Zaitsev, MC et al, ISMRM 12, Kyoto (2004)” probó el uso de un sistema SV para IRM funcional adaptativa. El sistema fue capaz de proporcionar una precisión de 0,4 mm cuando estaba idealmente calibrado. Sin embargo, el estudio contiene información que muestra que un pequeño cambio de grado de 1 / 100 en las alineaciones de la cámara puede producir un error de 2,0 mm en la medición de la posición y los coautores del estudio comunicaron en privado a los presentes inventores que el mantenimiento de la calibración era demasiado difícil. Incluso con una tecnología extremadamente cuidadosa y estricta del módulo de cámara de un sistema SV, se puede observar una deriva de medición del orden de 1 mm, mientras que el seguidor de movimiento SV se calienta, y se recomiendan períodos de calentamiento de 1 a 1,5 horas para evitar la deriva. Tremblay M, Tarn F, Graham SJ. Retrospective Coregistration of Functional Magnetic Resonance Imaging Data Using External Monitoring. Magnetic Resonance in Medicine 2005; 53:141-149.

30 La técnica anterior no tiene medios para realizar un seguimiento o corregir estos cambios lentos mientras que el sistema de imágenes médicas está en servicio capturando imágenes de los pacientes. El error que se acumula en el registro conjunto, debido a la pérdida de calibración de la cámara, es un grave problema para la compensación de movimiento en imágenes médicas que utiliza un sistema de seguimiento externo.

35 Como resultado de ello, un sistema de seguimiento SV requiere recalibración frecuente para determinar con precisión su posición con respecto al sistema de imágenes. El procedimiento de calibración consiste en escanear una herramienta o muestra de calibración especializada (“fantasma”) en múltiples posiciones manualmente ajustadas, tanto con el sistema de imágenes médicas como con el sistema SV. Un artículo titulado “Closed- form solution of absolute orientation using unit quaternions” de Horn, BKP, J. Opt. Soc. Am. 1987; 4:629-642” describe el método de “orientación absoluta” utilizado comúnmente. Sin embargo, ya que el tiempo en un sistema de imágenes médicas es limitado y caro, retirar a los pacientes y realizar recalibraciones repetidas con una herramienta de calibración especializada es prohibitivamente caro.

40 Por otra parte, Zaitsev et al utilizaron un marcador reflectante relativamente grande, con un tamaño de aproximadamente 10 cm (4 pulgadas), que se colocó en la cabeza de los sujetos durante el escáner mediante una barra de bocado. Aunque una barra de bocado puede ser tolerada por voluntarios sanos y colaboradores, es una solución poco práctica para pacientes enfermos o dementes, o niños pequeños.

Por tanto, si bien los sistemas de estereovisión son capaces de rastrear el movimiento del sujeto para su uso con técnicas de imágenes adaptativa cuando las condiciones son ideales, el uso de sistemas SV para escáneres clínicos de rutina demuestra ser poco práctico debido a procedimientos de recalibración engorrosos, inestabilidades en función del tiempo y un tamaño y una fijación de marcadores de seguimiento incómodos (es decir, un marcador grande requiere el uso de una barra de bocado).

El seguimiento de movimiento se puede mejorar utilizando un medio de predicción para predecir el movimiento, que incluye (sin limitación) métodos de filtro y de predicción de movimiento. Para imágenes RM adaptativas, el controlador de escáner requiere valores de postura del sujeto en el instante exacto y son aplicados ajustes al escaneo (Información del Tiempo de Escaneo). La determinación de la postura del sujeto en base a mediciones recientes es un problema de estimación. El estimador más simple toma la medición más reciente como la postura real. Este estimador simple se ha utilizado con frecuencia, por ejemplo, en un artículo titulado "Prospective Real-Time Slice-by-Slice 3D Motion Correction for EPI Using an External Optical Motion Tracking System" de Zaitsev, M. C, et al, ISMRM 12, Kyoto (2004).

Sin embargo, este estimador simple descuida tres tipos de información que puede mejorar la precisión de la estimación de la postura del sujeto: (1) mediciones antes de la medición más reciente pueden añadir información (reducir la covarianza de la estimación) si esas mediciones anteriores muestran una velocidad de movimiento del sujeto; (2) se puede utilizar un modelo biomecánico, en combinación con las estadísticas de medición, para restringir el movimiento estimado (el cuerpo del sujeto sólo se mueve de ciertas maneras); y (3) la información sobre el desfase entre la medición de la postura y el tiempo de los escáneres por RM. Mediante el uso de estas fuentes de información adicionales, se mejora la precisión de seguimiento de movimiento y por tanto de las imágenes adaptativas.

El filtrado de Kalman extendido, que es esencialmente un filtrado sustancialmente basado en un modelo con estimación simultánea de las señales y sus estadísticas, es estadísticamente óptimo en determinados casos y es la estructura más eficaz para incorporar información de los tipos (1), (2) y (3). El filtrado de Kalman tiene una larga historia de uso en aplicaciones aeroespaciales, tales como seguimiento de objetivos, orientación de aeronaves y vuelo en formación de naves espaciales, por ejemplo en el documento de patente US 5.886.257 "Autonomous Local Vertical Determination Apparatus and Methods for a Ballistic Body", que enseña el uso del filtrado de Kalman aplicado a señales inerciales. El filtrado de Kalman también se ha demostrado previamente para el seguimiento de movimiento de la cabeza, por ejemplo, en "Predictive Head Movement Tracking Using a Kalman Filter", IEEE Trans, on Systems, Man, and Cybernetics Part B: Cybernetics 1997; 27:326-331, de Kiruluta A, Eizenman M, and Pasupathy S. El filtrado de Kalman también se describe en el documento de patente US 6.484.131 titulado "Localization and Tracking System".

Naturalmente, las personas expertas en la técnica son conscientes de que el medio de predicción puede aplicarse en hardware, software, o por otros medios, y de que existen procesos y algoritmos equivalentes para llevar a cabo la función de predicción del filtrado de movimiento y del medio de predicción descrito anteriormente.

Los documentos de patente US 5.936.722, 5.936.723 y 6.384.908 de Brian S. R. Armstrong y Karl B. Schmidt, et al describen "Retroreflectores de Rejilla" o RGR, que permiten mediciones de posición precisas y rápidas con una sola cámara y un único marcador de orientación relativamente pequeño y ligero. El RGR permite la determinación visual de la orientación con respecto a los seis grados de libertad (las tres direcciones lineales de izquierda y derecha, arriba y abajo, y hacia delante y hacia atrás, además de las tres direcciones de rotación de alabeo (rotación alrededor de un eje horizontal que apunta hacia adelante), cabeceo (rotación alrededor de un eje horizontal que apunta de lado a lado) y guiñada (rotación alrededor de un eje vertical que apunta hacia arriba y hacia abajo)) mediante la visualización de un único marcador. La postura (posición y rotación) es la orientación con respecto a los seis grados de libertad. Como se usa en este documento, un marcador de orientación de objeto es cualquier marcador, tal como un marcador RGR, desde el que se pueden determinar al menos tres grados de libertad mediante la visualización o de otro modo la detección remota del marcador.

El documento WO2003/003796 A1 describe un método y un sistema para la activación fisiológica, tal como la activación de un haz de radiación durante un tratamiento médico. La señal de activación puede sincronizarse con el movimiento del cuerpo del paciente, de modo que el escáner no funciona mientras el paciente está en movimiento. Las reivindicaciones se caracterizan a partir de este documento.

El documento EP1524626 describe un sistema de seguimiento basado en una imagen óptica, similar a los descritos anteriormente, que determina la posición y la orientación de objetos tales como materiales biológicos o dispositivos médicos dentro de o sobre la superficie de un cuerpo humano sometido a Imagen por Resonancia Magnética (IRM).

Descripción de la invención.

De acuerdo con la presente invención, se proporciona un sistema de seguimiento de movimiento para seguir el movimiento de un objeto en un volumen de escaneo de un escáner por resonancia magnética, como se expone en la reivindicación 1.

También de acuerdo con la presente invención, se proporciona un método para el seguimiento de movimiento de un objeto en un volumen de escaneo de un escáner por resonancia magnética, como en la reivindicación 14.

Otras características de la invención se entenderán a partir de las reivindicaciones dependientes y de la descripción del presente documento.

5 En el plano conceptual, se describe un sistema de seguimiento de movimiento de un objeto en el volumen de escaneo de un escáner, que comprende: un marcador de orientación de objeto conectado al objeto; un detector que detecta repetidamente posturas del marcador de orientación de objeto; un ordenador de seguimiento de movimiento que analiza las posturas del marcador de orientación de objeto para determinar el movimiento del objeto entre las
10 detecciones repetidas y enviar información de seguimiento al escáner para ajustar dinámicamente las imágenes a fin de compensar el movimiento del objeto.

Más en concreto, el sistema puede comprender: un marcador de orientación de objeto conectado al objeto; una cámara que graba imágenes repetidas; un espejo en una posición fija con respecto al escáner colocado de modo que la cámara graba imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación en el espejo; un ordenador de
15 seguimiento de movimiento que analiza las imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto para determinar el movimiento del objeto entre las imágenes repetidas y enviar datos de seguimiento al escáner para ajustar dinámicamente las imágenes a fin de compensar el movimiento de dicho objeto.

Otro aspecto de la presente descripción es un proceso para compensar el movimiento de un paciente en el volumen de escaneo de un escáner que tiene un sistema de seguimiento de movimiento, sin una herramienta de calibración especializada, incluso aunque el sistema de seguimiento de movimiento esté fuera de alineación con el escáner, en
20 el que el sistema está dispuesto para: grabar el movimiento del paciente tanto en imágenes del paciente capturadas por el escáner como en el sistema de seguimiento de movimiento, por lo que el movimiento del paciente se registra simultáneamente en el sistema de coordenadas del escáner y en el sistema de coordenadas del sistema de seguimiento de movimiento; actualizar continuamente la transformación de coordenadas de medición desde el sistema de coordenadas del sistema de seguimiento de movimiento hasta el sistema de coordenadas del escáner
25 para compensar la deriva y otros errores de calibración; y transformar un movimiento de paciente registrado en el sistema de coordenadas del sistema de seguimiento de movimiento en un movimiento de paciente en el sistema de coordenadas del escáner utilizando la transformación de coordenadas de medición actualizada.

Una realización general de la descripción en el presente documento comprende un marcador de orientación de objeto conectado a un objeto; una cámara que ve directamente el marcador de orientación de objeto; un primer
30 espejo en una posición fija con respecto al escáner colocado de modo que la cámara puede ver una imagen reflejada del marcador de orientación de objeto en el primer espejo, de manera que la cámara graba al mismo tiempo imágenes directas repetidas e imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto; y un ordenador de seguimiento de movimiento que analiza tanto las imágenes directas repetidas como las imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto para determinar el movimiento del objeto entre las
35 imágenes repetidas y enviar información de seguimiento al escáner a fin de ajustar dinámicamente las imágenes para compensar el movimiento de dicho objeto; por lo que los espejos y la cámara pueden ser calibrados internamente mediante el análisis de las imágenes directas repetidas y las imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto.

Una realización preferida de la presente descripción comprende: una cámara que graba imágenes repetidas; un
40 marcador de orientación de objeto conectado al objeto; un primer espejo en una posición fija con respecto al escáner colocado de manera que la cámara puede ver el marcador de orientación de objeto en el primer espejo; un segundo espejo en una posición fija con respecto al primer espejo colocado de modo que la cámara puede ver imágenes reflejadas del marcador de orientación de objeto en el segundo espejo al mismo tiempo que imágenes reflejadas del
45 marcador de orientación de objeto en el primer espejo; un ordenador de seguimiento de movimiento que analiza imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto en el primer espejo e imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto en el segundo espejo para determinar el movimiento del objeto entre las imágenes repetidas y enviar información de seguimiento al escáner para ajustar dinámicamente imágenes a fin de compensar el movimiento de dicho objeto.

Otra realización preferida comprende: una cámara que graba imágenes repetidas; un marcador de orientación de
50 objeto conectado al objeto; un primer espejo en una posición fija con respecto al escáner colocado de manera que la cámara puede ver el marcador de orientación de objeto en el primer espejo; un marcador de orientación de espejo en una posición fija con respecto al primer espejo colocado de modo que la cámara puede ver una imagen directa del marcador de orientación de espejo al mismo tiempo que una imagen reflejada en el primer espejo del marcador de orientación de objeto; un ordenador de seguimiento de movimiento que analiza imágenes reflejadas repetidas del
55 marcador de orientación de objeto en el primer espejo e imágenes reflejadas repetidas directas del marcador de orientación de espejo para determinar el movimiento del objeto entre las imágenes repetidas y enviar información de seguimiento al escáner para ajustar dinámicamente las imágenes a fin de compensar el movimiento de dicho objeto.

Aún otra realización preferida comprende: una cámara que graba imágenes repetidas; un marcador de orientación de objeto conectado al objeto; un primer espejo en una posición fija con respecto al escáner colocado de manera que la cámara puede ver el marcador de orientación de objeto en el primer espejo; un segundo espejo en una posición fija con respecto al primer espejo colocado de manera que la cámara puede ver imágenes reflejadas del marcador de orientación de objeto en el segundo espejo al mismo tiempo que imágenes reflejadas del marcador de orientación de objeto en el primer espejo; un marcador de orientación de espejo en una posición fija con respecto al primer espejo colocado de modo que la cámara puede ver imágenes directas del marcador de orientación de espejo al mismo tiempo que imágenes reflejadas del marcador de orientación de objeto tanto en el primer espejo como en el segundo espejo; un ordenador de seguimiento de movimiento que analiza imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto en el primer espejo, imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto en el segundo espejo e imágenes directas repetidas del marcador de orientación de espejo, para determinar el movimiento del objeto entre las imágenes reflejadas repetidas y enviar información de seguimiento al escáner para ajustar dinámicamente las imágenes a fin de compensar el movimiento de dicho objeto.

Otra característica es que los espejos y la cámara se pueden calibrar internamente mediante el análisis de las imágenes directas repetidas y las imágenes reflejadas repetidas.

Opcionalmente, el movimiento del paciente puede ser grabado por el escáner mediante escaneos del objeto y mediante imágenes repetidas del marcador de orientación de objeto, por lo que tal movimiento del paciente es grabado en sistemas de coordenadas del escáner y del detector y los espejos, por lo que el movimiento del paciente registrado en el sistema de coordenadas del detector y los espejos se puede transformar en movimiento del paciente en el sistema de coordenadas del escáner.

Otra característica opcional incluye un medio de predicción para predecir una orientación del objeto en momentos en los que el escáner va a capturar imágenes, incluidos el filtrado y la predicción de movimiento.

Naturalmente, el escáner se puede seleccionar del grupo que consiste en escáneres RM, escáneres PET, escáneres SPECT, escáneres TC y sistemas de angiografía digital.

De manera operativa, el marcador de orientación de objeto indica una postura en al menos 3 grados de libertad, aunque preferiblemente el marcador de orientación de objeto indica una postura en 5 grados de libertad, y de forma óptima en 6 grados de libertad.

De preferencia, el marcador de orientación de objeto es un RGR.

En términos generales se describe: un sistema de imágenes adaptativas; un sistema de seguimiento de movimiento; y un sistema de filtrado y de predicción de movimiento; en el que el sistema de seguimiento de movimiento proporciona información de seguimiento al sistema de imágenes adaptativas para ajustar dinámicamente las imágenes a fin de compensar el movimiento de dicho objeto; y en el que el sistema de filtrado y de predicción de movimiento proporciona una postura prevista del objeto cuando el sistema de imágenes captura imágenes.

En resumen, y en términos generales, se describe un sistema para la corrección automática en tiempo real del movimiento de un sujeto durante escáneres de larga duración, que incluye (aunque no se limita a) imágenes "tomográficas" (o transversales), en concreto escáneres IRM. La presente invención es un sistema de seguimiento de movimiento que es compatible con IRM, altamente preciso, sólido, se autocalibra, tiene una resolución de tiempo potencial en el orden de milisegundos, y puede integrarse con cualquier técnica RM existente. El sistema RM adaptativo tiene 3 componentes principales, como se muestra en la figura 1: (1) un sistema de seguimiento basado en RGR, (2) una interfaz entre el sistema de seguimiento y el escáner RM, y (3) el escáner RM proporciona secuencias de escaneo que permiten el ajuste dinámico de parámetros de escaneo geométricos (tales como lugares y orientaciones de cortes). El sistema basado en cámaras cuenta con Retroreflectores de parrilla, o RGR, que permiten mediciones de posturas precisas y rápidas con una sola cámara y un único marcador relativamente pequeño (con un tamaño de aproximadamente 1 cm). Las actualizaciones de las posturas procedentes del sistema de seguimiento son enviadas al escáner IRM a través de la interfaz. Los métodos de imagen tomográfica facilitan la reproducción de imágenes de múltiples secciones transversales ("cortes") del cuerpo, estando cada corte definido por una posición y una rotación en el espacio. Las secuencias de escaneos RM leen de forma continua la información de la postura del sistema de seguimiento, y los emplazamientos y rotaciones de los cortes se actualizan dinámicamente, de tal manera que los planos o volúmenes de imagen rastrean las posturas del objeto (tal como un órgano) al que está conectado el objetivo. Esto da lugar a imágenes que están prácticamente libres de artefactos de movimiento. Movimientos muy rápidos con velocidades de 100 mm / seg. o mayores pueden ser corregidos, lo que representa una mejora aproximada de entre 10 y 100 veces con respecto a las técnicas actuales.

Un componente importante es el Retroreflector de Rejilla (RGR), una nueva herramienta que hace que sea posible determinar con precisión los 3 lugares y las 3 rotaciones ("6 grados de libertad" o "postura") de un objetivo a partir de una sola imagen. Un objetivo RGR se ilustra en la figura 13. Se construye mediante la aplicación de material gráfico en la parte delantera y trasera de un sustrato transparente, tal como una placa de vidrio o de plástico. El material gráfico incluye una referencia StarBurst, que se muestra en el centro de la figura. 13, y referencias circulares.

También se incluyen unas rejillas frontal y posterior para producir una serie de patrones de bandas (“patrones de Moiré”), que se muestran como franjas claras y oscuras en la figura. 13.

5 Los patrones de Moiré del objetivo RGR están diseñados para que sean muy sensibles a cambios en la orientación. Como resultado de ello, el sistema RGR es capaz de determinar con precisión los 6 grados de libertad (3 traslaciones y 3 rotaciones) en una única imagen de la cámara. Naturalmente, se puede utilizar un RGR para extraer menos de 6 grados de libertad.

10 En el contexto de las imágenes adaptativas para corregir el movimiento de un sujeto, el seguimiento de movimiento RGR aborda las deficiencias de la estereovisión mediante: (1) la incorporación de una sola cámara, eliminando así el requisito de una separación significativa entre cámaras, (2) la interpretación de patrones de Moiré de manera que se pueda conseguir una alta precisión incluso aunque el marcador de orientación de objeto (también denominado objetivo o etiqueta) sea pequeño, y (3) la provisión de información redundante para su uso en la detección y la corrección de deriva y otros errores de calibración mediante calibración interna.

15 Si se desea, otras innovaciones (descritas a continuación) permiten 3) el seguimiento de movimiento simultáneo y la determinación de la calibración interna, 4) el uso de dos o más “trayectorias visuales” para evitar pérdidas de visión durante grandes movimientos, 5) un aumento de 10 veces en la precisión de seguimiento en comparación con la estereovisión, y 6) una calibración automática continua (o “autoajustable”) del sistema con el fin de eliminar el efecto de deriva y otros errores de calibración, tales como los debidos a los cambios de temperatura, vibración, etc.

20 Una innovación es el uso de un espejo para detectar un marcador de orientación de objeto. Un espejo deberá incluir cualquier dispositivo para permitir que un marcador de orientación de objeto sea visto a lo largo de una línea indirecta de visión, incluyendo, sin limitación, un prisma, un divisor de haz, un espejo medio plateado, fibra óptica, y una pequeña cámara.

25 Otra innovación es la incorporación de filtrado y predicción de movimiento para mejorar el rendimiento de un medio de detección de movimiento de calidad limitada. Filtrado de movimiento se refiere al uso de información acerca de las posiciones anteriores de un objeto para deducir su movimiento y así mejorar la precisión en la determinación de posturas (con respecto a métodos que contemplan solamente la posición más reciente y hacen caso omiso de las posiciones anteriores).

Breve descripción de los dibujos.

La figura 1 es una vista en alzado lateral conceptual de un sistema de seguimiento de movimiento basado en RGR en tiempo real de imágenes RM adaptativas y espectroscopia.

30 La figura 2 es un organigrama de etapas para imágenes RM adaptativas en una realización alternativa, que incorpora detección de movimiento basado en RGR para imágenes RM adaptativas.

La figura 3 es un organigrama de etapas para imágenes RM adaptativas basadas en RGR en la realización preferida, que incorpora imágenes RM adaptativas basadas en RGR y filtrado y predicción de movimiento opcional.

35 La figura 4 es un organigrama de etapas para imágenes RM adaptativas en una realización alternativa, que incorpora detección de movimiento mediante cualquier medio adecuado tal como análisis de escáner RM y filtrado y predicción de movimiento opcional.

La figura 5 es un organigrama de etapas para imágenes RM adaptativas en una realización alternativa en la que el filtrado de movimiento se realiza por separado.

40 La figura 6 es una vista en alzado lateral del diseño físico de una realización preferida de la configuración RGR-IRM adaptativa.

La figura 7 es una vista en planta superior de la realización de la figura 6.

La figura 8 es una vista en alzado posterior de la realización de la figura 6.

La figura 9 es una vista de la cámara, que muestra los espejos y los marcadores de orientación de objeto en la cámara de la realización de la figura 6, y que muestra también la colocación de RGR opcionales en los espejos.

45 La figura 10 es un diagrama conceptual que ilustra que el movimiento del sujeto se puede determinar tanto en los sistemas de coordenadas del sistema de seguimiento de movimiento como en la máquina RM.

La figura 11 es un organigrama conceptual que ilustra un sistema para el ajuste continuo (“autoajuste”) de la transformación de registro conjunto entre un sistema de Seguimiento de Movimiento y un sistema de Imágenes Médicas.

La figura 12 es un organigrama de las etapas de autoajuste para el ajuste automático y continuo de la Transformación de Registro Conjunto entre un sistema de Seguimiento de Movimiento y un sistema de Imágenes Médicas.

La figura 13 es un dibujo de un objetivo RGR.

5 Mejores modos de llevar a cabo la invención.

Las figuras 1 y 2 ilustran los elementos esenciales de las realizaciones actualmente preferidas de un sistema de seguimiento de movimiento para la formación de imágenes adaptativas en tiempo real y espectroscopia. Los mejores modos se ilustran a modo de ejemplo con el uso de un paciente en un escáner RM y un marcador de orientación de objeto RGR, aunque naturalmente, otros objetos pueden ser escaneados además de pacientes, otros escáneres pueden ser utilizados además de los escáneres RM, y otros marcadores de orientación pueden ser utilizados además los RGR.

Como se muestra en la figura 1, se reproduce la imagen de un paciente P en un volumen de escaneo V dentro de un imán de escáner RM 20. Una etiqueta u objetivo RGR 30 se conecta al paciente P cerca del órgano de interés que se va a escanear (por ejemplo, la cabeza). Un detector, tal como una cámara 40 (la "cámara RGR") fuera del imán de escáner 20 observa el objetivo RGR 30, ya sea directamente u opcionalmente a través de uno o más espejos que están en la pared del diámetro interior del escáner o en alguna otra ubicación conveniente (no mostrada). Como también se muestra en la figura 2, la Cámara RGR 40 está conectada al Ordenador de Procesamiento RGR 50. El Ordenador de Procesamiento RGR 50 realiza varias funciones, incluido el análisis de imágenes 60 del RGR para producir Información de Movimiento RGR. Además, un reloj de precisión en el Ordenador de Procesamiento RGR 50 produce Información de Sincronización relacionada con la Información de Movimiento RGR para proporcionar Información de Movimiento y de sincronización 70.

Un Ordenador de Control de Escáner y de Procesamiento 100 está conectado al Scáner RM 120 y también al Ordenador de Procesamiento RGR 50. La Información de Movimiento y de Sincronización RGR 70 se pasa del Ordenador de Procesamiento RGR 50 al Ordenador de Control de Escáner y de Procesamiento 100. En una realización, la Información de Sincronización relacionada con el escáner RM (Información de Sincronización de Escáner) es producida por el Ordenador de Control de Escáner y de Procesamiento 100 y se pasa al Ordenador de Procesamiento RGR 50 con una solicitud de Información de Movimiento RGR. El Ordenador de Procesamiento RGR 50 utiliza la Información de Sincronización de Escáner en combinación con la Información de Movimiento RGR y la Información de Sincronización RGR para producir Información de Movimiento en instantes de tiempo determinados por el Ordenador de Control de Escáner y de Procesamiento 100. Tanto el escáner como el sistema de seguimiento de movimiento tienen desfases inherentes entre la adquisición de una imagen y la realización de la imagen, debido a retrasos de cálculo y a otros factores. El desfase del sistema de seguimiento de movimiento en la adquisición de imágenes puede estar en el orden de milisegundos, pero el desfase del escáner en la adquisición de imágenes puede estar en el orden de segundos a minutos.

35 El Ordenador de Control de Escáner y de Procesamiento 100 utiliza Información de Movimiento RGR procedente del Ordenador de procesamiento RGR 50 y hace cálculos para adaptar la Secuencia de Impulsos RM (la secuencia de impulsos utilizada para adquirir imágenes tomográficas) a la información de movimiento. Los parámetros de Secuencia de Impulsos RM Adaptados se usan para accionar el Escáner RM 120.

La figura 3 proporciona un organigrama de las etapas de la realización preferida de imágenes RM adaptativas basadas en RGR y espectroscopia usando filtrado y predicción de movimiento opcional. Se utilizan elementos del sistema de Cámara RGR, de Iluminación RGR y de Objetivo RGR para obtener Imágenes de Seguimiento de Movimiento RGR. Las Imágenes RGR se pasan al Ordenador de Procesamiento RGR donde se analizan, lo que produce Información de Sincronización RGR de Movimiento RGR. Esta información se pasa opcionalmente a una rutina de Filtrado y Predicción de Movimiento, que también recibe Información de Sincronización de Escáner en forma de valores de tiempo de instantes futuros en los que el Ordenador de Procesamiento y Control de Escáner aplicará Información de Movimiento. El elemento de Filtrado y Predicción de Movimiento analiza una pluralidad de Informaciones de Sincronización y Movimiento RGR recientes, así como información de Sincronización de Escáner para producir Información de Movimiento Ajustado, que es la mejor estimación de la postura del sujeto en un tiempo en el futuro indicado en la Información de Sincronización de Escáner. La Información de Movimiento Ajustado correspondiente a la Información de Sincronización de Escáner se pasa al elemento de Generación de Secuencia de Impulsos RM y de Control de Escáner.

El elemento de Generación de Secuencia de Impulsos RM y de Control de Escáner recibe Información de Movimiento Ajustado y genera parámetros de Secuencia de Impulsos Adaptados, que se ejecutan en el Escáner RM, realizando así imágenes RM adaptativas basadas en RGR y espectroscopia.

55 Básicamente, la información de seguimiento de movimiento se utiliza para predecir el cambio de postura del paciente debido al movimiento, y la postura predicha es enviada al escáner, que luego ajusta dinámicamente la postura de cada plano o volumen de escaneo para compensar el movimiento del paciente.

Si comparamos el organigrama de la figura 2 con el organigrama de la figura 3, en la realización preferida, las rutinas de “Filtrado y Predicción de Movimiento” se ejecutan en el Ordenador de Procesamiento RGR 50, y no hay ningún ordenador independiente para los cálculos de filtrado y predicción de movimiento opcionales, que son relativamente de menor importancia desde el punto de vista de las tareas del ordenador. En realizaciones alternativas, las rutinas de Filtrado y Predicción de Movimiento se podrían ejecutar en un ordenador independiente (hardware o software), o en el Ordenador de Procesamiento y Control de Escáner.

La figura 4 ilustra una realización alternativa de la invención. En esta realización, se utiliza cualquier medio adecuado de detección de movimiento y de sincronización, incluido, aunque no limitado a, detección de movimiento por análisis de imagen, como se conoce en la técnica anterior, tales como sistemas de estereovisión comercialmente disponibles. La innovación en esta realización es el empleo de un elemento de Filtrado y Predicción de Movimiento para analizar una pluralidad de Información de Movimiento y Sincronización RGR reciente, así como información de Sincronización de Escáner para producir Información de Movimiento Ajustado, que es la mejor estimación de la postura del sujeto en el tiempo indicado en la Información de Sincronización de Escáner. La Información de Movimiento Ajustado se pasa al elemento de Generación de Secuencia de Impulsos RM y de Control de Escáner.

El elemento de Generación de Secuencia de Impulsos RM y de Control de Escáner recibe Información de movimiento Ajustado y genera Parámetros de Secuencia de Impulsos Adaptados, que son enviados al Escáner RM y ejecutados, realizando así imágenes RM adaptativas basadas en RGR y espectroscopia.

En la figura 5 se ilustra aún otra realización. En esta realización alternativa, los cálculos de Filtrado de Movimiento son ejecutados por un ordenador del sistema de Seguimiento de Movimiento, y la información de Sincronización y de Estado de Filtrado de Movimiento es transferida al Ordenador de Procesamiento y Control de Escáner. La parte de Predicción del algoritmo de Filtrado y Predicción de Movimiento utiliza la información de Sincronización y de Estado de Filtrado de Movimiento, así como la Información de Sincronización de Escáner que está dentro del Ordenador de Procesamiento y Control de Escáner, para predecir la postura del sujeto en el tiempo indicado en la Información de Sincronización de Escáner.

Las figuras 6 a 8 muestran varias vistas de la realización actualmente preferida del sistema de imágenes RM adaptativas basadas en RGR y espectroscopia. Cada vista ilustra la relación del volumen de escaneo V (en este caso, el diámetro interior de un imán de Escáner RM), el detector (en este caso, una cámara 40) y el marcador de orientación de objeto 30 (preferiblemente una etiqueta, un objetivo o un marcador RGR). La cámara 40 está preferentemente fuera y detrás del imán de escáner 20. También se ve en las figuras espejos opcionales M1 y M2, cada uno con o sin un RGR opcional individual, que se utilizan para permitir que la cámara 40 sea colocada fuera de una línea directa de visión con el marcador de orientación de objeto 30, para evitar el bloqueo y por otras razones. Teniendo en cuenta las aberturas que están normalmente disponibles en la bobina que rodea la cabeza del sujeto durante las imágenes RM, el punto de vista de la posición superior ofrece una precisión de medición superior. La figura 6 también muestra la posición del origen O del sistema de coordenadas de las imágenes médicas.

En una realización preferida de la invención, si el paciente requiere un escáner del cerebro o la cabeza, se conecta un objetivo RGR 30 (la “etiqueta RGR móvil”) en el lado de la nariz del paciente. Este lugar en particular tiene la ventaja de ser relativamente inmóvil durante los movimientos de la cabeza. Sin embargo, una persona con conocimientos en la técnica reconocerá que la etiqueta móvil RGR también se puede conectar a otras partes del cuerpo.

En una realización preferida de la invención, se utiliza un solo espejo para observar el objetivo RGR móvil desde la cámara.

En otra realización preferida de la invención, un marcador de orientación de espejo (un “marcador fijo”), preferiblemente una etiqueta RGR, está montado en el único espejo. Esta etiqueta RGR de espejo se puede ver directamente desde la cámara, y se analiza de forma continua, además del RGR móvil en el órgano de interés. El análisis de la postura del espejo RGR hace que sea posible asegurar la “calibración interna” del sistema de seguimiento RGR, es decir, se conoce con precisión asegurar la posición relativa de la cámara y el espejo.

Aún en otra realización de la invención, se utilizan dos o más espejos para observar el RGR móvil desde la cámara. Los espejos están dispuestos de tal manera que la imagen reflejada del RGR móvil es visible para la cámara en todos ellos. Tener dos o más espejos hace que sea posible observar el RGR móvil en el paciente y determinar la postura del paciente, incluso aunque una de las vistas esté obstruida.

En otra realización preferida de la invención, una sola cámara observa el RGR móvil sobre el sujeto directamente así como indirectamente, creando dos líneas de visión. La cámara apunta hacia un espejo semitransparente (o prisma) que divide la trayectoria óptica en dos. La trayectoria óptica no reflectante directa apunta hacia el RGR móvil, lo que permite una línea de visión directa. La trayectoria óptica reflectante conduce hacia un segundo espejo o prisma (totalmente reflectante), y es redirigida hacia el RGR. Uno o ambos de los dos espejos o prismas pueden estar provistos de RGR, para permitir una calibración interna. Esta configuración permite el montaje de la cámara en el

interior del diámetro interno del escáner IRM, y ofrece las mismas ventajas que el sistema RGR fijo / de dos espejos descrito en este documento.

5 Aún en otra realización de la invención, una sola cámara apunta directamente hacia el RGR móvil. Sin embargo, la mitad del campo de visión de la cámara está obstruido por un espejo o prisma. La trayectoria óptica reflejada conduce hacia un segundo espejo o prisma, que redirige la trayectoria óptica hacia el RGR. Uno o ambos de los dos espejos o prismas pueden estar provistos de RGR, para permitir la calibración interna. Esta configuración permite el montaje de la cámara en el interior del diámetro interior del escáner IRM, y ofrece las mismas ventajas que el sistema RGR fijo de dos espejos descrito en este documento.

10 En otra realización preferida de la invención, unos marcadores de orientación de espejo adicionales, preferiblemente etiquetas RGR fijas, están montados en cada uno de dos o más espejos, o en soportes que sujetan uno o más de los espejos. Los espejos y las etiquetas RGR fijas están dispuestos de tal manera que la etiqueta RGR móvil y todas las etiquetas RGR fijas son visibles desde la cámara. Todas las etiquetas RGR fijas, así como la etiqueta RGR móvil en los pacientes, se analizan de forma continua. Sería de esperar que la precisión de las mediciones ópticas sufriera si introdujesen más elementos ópticos en el sistema de medición a causa de la necesidad de mantener más elementos alineados. Sin embargo, mediante el análisis de toda la información de todos los RGR simultáneamente, esta realización particular de la invención da como resultado una mejora drástica e inesperada en la precisión del sistema de seguimiento, de manera que la precisión de seguimiento es de manera inesperada aproximadamente 10 veces mayor que la de un sistema de estereovisión convencional

20 En otra realización de este sistema de imágenes RM adaptativas basadas en RGR y espectroscopia, la cámara de seguimiento está instalada en el interior del imán RM y observa el objetivo RGR móvil, ya sea directamente o a través de uno o más espejos (cada uno con o sin su RGR fijo propio). En este caso, la cámara debe estar protegida para evitar interferencias con el sistema de medición RM.

25 La figura 9 ejemplifica una vista de la cámara RGR que sería típica en la realización preferida con dos espejos M1 y M2. Opcionalmente, unos marcadores de orientación de espejo 200A y 200B se pueden conectar a los espejos M1 y M2. La cámara RGR está dispuesta para producir una imagen de los espejos, y los espejos están dispuestos de modo que la etiqueta RGR móvil se refleja en ambos de los espejos y dos imágenes reflejadas de la etiqueta RGR móvil 30R1 y 30R2 son visibles para la cámara. Dos (o más) espejos se utilizan para obtener múltiples vistas del objetivo RGR en una sola imagen. Opcionalmente, los marcadores de orientación de espejo 200A y 200B también pueden ser vistos directamente por la cámara.

30 Aunque el uso de dos o más espejos, cada uno con su espejo fijo asociado opcional RGR, puede parecer más engorroso y propenso a errores que una configuración de un solo espejo, proporciona varias ventajas importantes e inesperadas. En primer lugar, las múltiples vistas del objetivo RGR móvil ofrecen múltiples líneas de visión. Una de las ventajas de obtener múltiples vistas del objetivo RGR es que por lo menos una vista permanecerá clara y disponible para el seguimiento de movimiento, incluso aunque otra vista quede oculta. Una vista puede quedar oculta, por ejemplo, debido a una parte de la bobina para cabeza que rodea la cabeza del sujeto durante un escáner RM funcional. Una segunda ventaja de obtener múltiples vistas del objetivo RGR móvil es una mejora inesperada y drástica en la precisión del sistema de seguimiento de movimiento, de manera que el sistema de dos espejos es aproximadamente 10 veces más preciso que un sistema de seguimiento de visión estereoscópico. Por tanto, un sistema multi-RGR multiespejo proporciona ventajas sustanciales que no se pueden reproducir con otros sistemas de seguimiento de movimiento típicos, tales como un sistema de estereovisión.

45 Aún otra realización preferida de la invención implica una combinación de cualquiera de las realizaciones del sistema de seguimiento basado en RGR descrito anteriormente, con un sistema que hace que sea posible calibrar de forma automática y continuamente el sistema de seguimiento RGR ("autoajustable"), con el fin de eliminar el efecto de deriva y otros errores de calibración en el sistema de cámara. Como se señaló anteriormente, ya que la precisión requerida de registro conjunto (entre el sistema de imágenes médicas y el sistema de seguimiento) es muy alta (del orden de 0,1 mm y 0,1 grados para Imágenes Médicas) y ya que los elementos de los sistemas de medición de la técnica anterior pueden estar muy separados entre sí (por ejemplo, varios metros para imágenes por Resonancia Magnética), la deriva térmica, la vibración y otros fenómenos pueden hacer que la alineación ("registro conjunto") entre el sistema de coordenadas del sistema de seguimiento de movimiento c y el sistema de coordenadas del sistema de escaneo M cambie en función del tiempo. La técnica anterior no tiene medios para realizar un seguimiento o corregir estos cambios lentos, mientras que el sistema de imágenes médicas está en servicio, los pacientes están siendo fotografiados. El error que se acumula en el registro conjunto es un problema grave para la compensación de movimiento en imágenes médicas cuando se utiliza un sistema de seguimiento de movimiento externo. El tiempo en un sistema de imágenes médicas es limitado y caro, y retirar a los pacientes y realizar una recalibración periódica con una herramienta u objetivo de calibración especializado es prohibitivo desde el punto de vista económico.

La figura 10 ilustra los sistemas de coordenadas de un sistema para Imágenes Médicas adaptativas en tiempo real. El sistema comprende un Sistema de Seguimiento de Movimiento (de preferencia un seguimiento de movimiento en tiempo real), tal como el sistema de seguimiento RGR, que produce mediciones puntuales de la postura del sujeto

dentro de un sistema de coordenadas de seguimiento de movimiento 'c'. Al mismo tiempo, el sujeto es fotografiado por un sistema de Imágenes Médicas, tal como un Escáner RM, que opera dentro de un sistema de coordenadas de imágenes médicas 'M'. Las imágenes médicas mejoradas son obtenidas si (en tiempo real) hay disponible Información de Movimiento para el sistema de Imágenes Médicas, aunque la Información de Movimiento debe convertirse (o transformarse) con precisión del sistema de seguimiento de movimiento en tiempo real (sistema de coordenadas 'c') al sistema de coordenadas "M" del sistema de Imágenes Médicas. El sistema de seguimiento de movimiento se considera "calibrado" con respecto al sistema RM si se conoce la transformación matemática que lleva de un sistema de coordenadas al otro sistema de coordenadas. Sin embargo, la calibración (o alineación) de los dos sistemas de coordenadas se puede perder, introduciendo errores, debido a la deriva en función del tiempo provocada por varios factores, incluidos el calor y la vibración.

La Información de Movimiento se transforma del sistema de coordenadas 'c' al sistema de coordenadas 'M' debido a una "matriz de transformación de coordenadas", o "transformación de registro conjunto T_{c4-M} ". La "matriz de transformación de coordenadas" convierte o transforma la información de movimiento de un sistema de coordenadas a otro, por ejemplo, del sistema de coordenadas c de seguimiento de movimiento al sistema de coordenadas M de imágenes médicas. La pérdida de calibración debido a la deriva, así como otros errores de calibración, darán lugar a un cambio en función del tiempo de la matriz de transformación de coordenadas, que a su vez dará lugar a errores en la información de seguimiento.

El documento de patente US 6.044.308, que se incorpora aquí como referencia, describe el método $AX = XB$ de transformaciones de coordenadas. Esta patente enseña el uso del método $AX = XB$ para determinar la transformación de un sistema de coordenadas de herramienta a un sistema de coordenadas de robot, donde la herramienta se desplaza con el efector final del robot.

La transformación de registro conjunto T_{c4-M} varía lentamente en función del tiempo (es decir, a lo largo de muchas horas o días) debido a los cambios de temperatura, vibraciones y otros efectos. Esta variación introduce errores en la Información de Movimiento en tiempo real Transformada para Imágenes Médicas adaptativas en tiempo real.

La figura 11 ilustra los elementos de una realización del sistema de autoajuste para la determinación automática y continua de la transformación de registro conjunto entre un sistema de Seguimiento de Movimiento y un sistema de Imágenes Médicas. Un paciente P es fotografiado dentro de un sistema de Imágenes Médicas que comprende un dispositivo de imágenes médicas 220 y un elemento de Imágenes Médicas y de Control y Procesamiento 240. Al mismo tiempo, un sistema de Seguimiento de Movimiento que comprende un detector de seguimiento de movimiento 250, y un elemento de procesamiento de seguimiento de movimiento, tal como cualquier realización del sistema de seguimiento RGR, realizan mediciones de movimiento en tiempo real. Utilizando la transformación de registro conjunto T_{c4-M} , la Información de Movimiento en tiempo real se transforma del sistema de coordenadas del sistema de Seguimiento de Movimiento al sistema de coordenadas del sistema de Imágenes Médicas.

Al mismo tiempo que los procesos descritos anteriormente, una Información de Movimiento de Imágenes Médicas Retardada 260 y una Información de Movimiento de Seguimiento de Movimiento Retardada 270 se suministran al Elemento de Autoajuste de Registro Conjunto 280. Esta información se retrasa porque la Información de Movimiento de Imágenes Médicas sólo está disponible de forma retardada y por lo general con mucha menos frecuencia que la información del sistema de seguimiento. Por ejemplo, secuencias de imágenes IRM ultra rápidas, tales como las imágenes ecoplanares (EPI), hacen que sea posible escanear toda la cabeza, u otros órganos de interés, cada pocos segundos. A partir de cada uno de estos conjuntos de datos volumétricos, es posible determinar la posición y la rotación de la cabeza, con una resolución de tiempo de unos pocos segundos. Alternativamente, unas imágenes de navegador pueden proporcionar información de posición unas cuantas veces cada segundo. Los desplazamientos del sujeto son registrados desde ambas fuentes de Información de Movimiento, es decir, desde el sistema de seguimiento de movimiento RGR, así como desde un escáner IRM, por ejemplo, registro de volúmenes EPI o de imágenes de navegador. Al comparar estos desplazamientos medidos, el Elemento de Autoajuste de Registro Conjunto ajusta la matriz de transformación de coordenadas T_{c4-M} para compensar los cambios en el registro conjunto del sistema de Seguimiento de Movimiento y el sistema de Imágenes Médicas. El valor actualizado 290 de la matriz de transformación de coordenadas T_{c4-M} es generado y suministrado de manera repetida al Sistema de Seguimiento de Movimiento para su uso en la transformación de la Información de Movimiento en tiempo real a las coordenadas del sistema de Imágenes Médicas 300.

En la realización preferida del sistema de autoajuste, cada uno de los tres elementos de procesamiento se aplica como software informático que se ejecuta en un ordenador independiente. Los expertos en la técnica de sistemas de informáticos en tiempo real verán que son posibles otras configuraciones, tales como que todos los elementos de procesamiento se ejecutan en un solo ordenador, o dos o más ordenadores que funcionan coordinados para realizar uno de los elementos de procesamiento.

Con el ajuste automático y continuo de la transformación de registro conjunto, la Información de Movimiento en tiempo real producida por el Sistema de Seguimiento de Movimiento se transforma con precisión en coordenadas del sistema de Imágenes Médica, para que pueda ser utilizada por el sistema de Imágenes Médicas para Imágenes Médicas adaptativas en tiempo real, incluso en presencia de deriva inevitable y de otros errores de calibración

derivados de variaciones en el tiempo de la posición y orientación relativas de los sistemas de coordenadas del Seguimiento de Movimiento y las Imágenes Médicas.

La figura 12 proporciona un organigrama de las etapas para el autoajuste del registro conjunto automático y continuo de un sistema de Seguimiento de Movimiento (por ejemplo, cualquier realización del sistema de seguimiento RGR descrito anteriormente), con un sistema de Imágenes Médicas. El sistema de Imágenes Médicas obtiene Imágenes Médicas. Éstas son analizadas mediante un procesamiento posterior usando métodos de la técnica anterior para producir Información de Movimiento de Imágenes Médicas Retardada en forma de desplazamiento medido del sujeto fotografiado (por ejemplo, la cabeza del pacientes, tk1 y tk2. Este desplazamiento se mide en el sistema de coordenadas del sistema de Imágenes Médicas.

Al mismo tiempo, el sistema de Seguimiento de Movimiento se utiliza para obtener Información de Movimiento en tiempo real, que puede ser transformada en el sistema de coordenadas del sistema de Imágenes Médicas para proporcionar Imágenes Médicas adaptativas en tiempo real. La Información de Movimiento de Seguimiento de Movimiento también se almacena en una memoria intermedia. Los valores anteriores de la Información de Movimiento de Seguimiento de Movimiento procedentes de la memoria intermedia se usan para determinar un segundo desplazamiento del sujeto que se está evaluando a medida que es detectado por el sistema de Seguimiento de Movimiento, entre los dos tiempos anteriormente mencionados, tk1 y tk2. Este segundo desplazamiento se mide en el sistema de coordenadas del sistema de Seguimiento de Movimiento.

El desplazamiento determinado por un procesamiento posterior de las Imágenes Médicas y el desplazamiento determinado a partir de la Información de Movimiento de Seguimiento de Movimiento con memoria intermedia se pasan a la rutina de registro basada en un enfoque etiquetado como "metodología $A X = X B$ ", que es conocida en la técnica anterior. Véase, por ejemplo, Park, F.C. and B.J. Martin, "Robot Sensor Calibration: Solving $A X = X B$ on the Euclidean Group", IEEE Transactions on Robotics and Automation, 1994, 10(5): p. 717-721; Angeles, J., G. Soucy, and F.P. Ferrie, "The online solution of the hand-eye problem", IEEE Transactions on Robotics and Automation, 2000, 16(6): p. 720-731; Chou JCK, Kamel M., "Finding the Position and Orientation of a Sensor on a Robot Manipulator Using Quaternions", The International Journal of Robotics Research 1991; 10:240-254; Shiu YC, Ahmad S., "Calibration of Wrist-Mounted Robotic Sensors by Solving Homogeneous Transform Equations of the Form $A X = X B$ ", IEEE Transactions on Robotics and Automation 1989; 5:16-29; Tsai RY, Lenz RK, "A New Technique for fully autonomous and efficient 3D robotics hand/eye calibration", IEEE Journal of Robotics and Automation 1989; 3:345-358; Wang CC, "Extrinsic Calibration of a Vision Sensor Mounted on a Robot", IEEE Transactions on Robotics and Automation 1992; 8:161-175, todos los cuales se incorporan aquí como referencia.

Con el uso de este método, se actualiza el registro conjunto T_{c4-M} .

Por tanto, mediante la actualización continua de la información de registro conjunto, se corrigen derivas graduales e inevitables y otros errores de calibración en la alineación del sistema de Seguimiento de Movimiento y se consigue una compensación adaptativa precisa para el movimiento del sujeto incluso en presencia de deriva y de otros errores de calibración en el equipo.

Las personas con conocimientos en la técnica reconocerán que la técnica de autoajuste descrita en la presente publicación también puede utilizar información de movimiento de múltiples (más de 2) momentos, por ejemplo en forma de filtrado, que por lo general aumentará la precisión del proceso de autoajuste.

Las personas con conocimientos en la técnica reconocerán que las técnicas descritas en esta publicación también se pueden aplicar a técnicas de imágenes médicas distintas de IRM, tales como PET, SPECT, CT, o escáner angiográfico.

La realización óptima del sistema de compensación de movimiento adaptativo basado en RGR incluye (1) el sistema RGR mostrado en las figuras 6 a 9, (2) dos o más espejos de observación, cada uno opcionalmente con su propio RGR fijo, y (3) el sistema de autoajuste.

Aunque la presente invención ha sido descrita con respecto a los mejores modos de llevar a cabo la invención actualmente preferidos descritos en este documento, se debe entender que hay otras realizaciones, que una persona normalmente experta en la técnica a la que se refiere esta invención entendería fácilmente, dentro del campo de aplicación de esta invención. Por ejemplo, la presente invención no estará limitada por software, métodos de escaneo específicos, tejidos objetivo u objetos. Como ejemplo adicional, en lugar de utilizar una cámara u otro dispositivo de imágenes ópticas para determinar la postura de un objeto, se pueden utilizar detectores de postura alternativos, incluidos detectores no aptos para la adquisición de imágenes y detectores no ópticos, tales como detectores magnéticos o detectores de luz polarizada. Por consiguiente, no se deben suponer o deducir limitaciones en esta invención excepto las establecidas específicamente y explícitamente en las reivindicaciones adjuntas.

Aplicabilidad industrial.

Esta invención se puede utilizar siempre que se desee para compensar el movimiento de un sujeto, especialmente mientras se está realizando un escáner de larga duración.

REIVINDICACIONES

1. Sistema de seguimiento de movimiento para seguir el movimiento de un objeto ('P') en un volumen de escaneo ('V') de un escáner por Resonancia Magnética (120), comprendiendo el sistema:
- un marcador de orientación de objeto (30) conectado al objeto (P); y
- 5 un detector (40) que detecta de manera repetida posturas del marcador de orientación de objeto (30), caracterizado por que:
- el marcador de orientación de objeto (30), tal como un Retroreflector de rejilla, está configurado para indicar una postura en seis grados de libertad,
- el detector (40) comprende una cámara que está instalada dentro de una parte de imán (20) del escáner (120);
- 10 un ordenador de seguimiento de movimiento (50) está dispuesto para analizar posturas del marcador de orientación de objeto (30) a medida que son detectadas por el detector (40) para determinar el movimiento del objeto (P) entre las repetidas detecciones; y
- el ordenador de seguimiento de movimiento (50) está dispuesto para enviar información de seguimiento al escáner (120) para obtener imágenes mientras ajusta dinámicamente las imágenes para compensar el movimiento del objeto (P).
- 15
2. Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además un medio de predicción para predecir una orientación del objeto (P) en momentos en los que el escáner (120) va a capturar imágenes.
3. Sistema de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en el que dicho marcador de orientación de objeto (30) indica una postura en tres direcciones lineales de izquierda a derecha, de arriba a abajo y de delante hacia atrás y tres direcciones de rotación de alabeo, cabeceo y guiñada.
- 20
4. Sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicho marcador de orientación de objeto (30) indica una postura utilizando patrones de Moiré.
5. Sistema de acuerdo con la reivindicación 4, en el que el marcador de orientación de objeto (30) es un Retroreflector de rejilla.
- 25
6. Sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la cámara (40) graba imágenes repetidas del marcador de orientación de objeto (30) y la postura del marcador de orientación de objeto (30) se determina a partir de cada imagen.
7. Sistema de acuerdo con la reivindicación 6, que comprende además un espejo (M1) en una posición fija con respecto al escáner (120) y colocado de manera que la cámara (40) graba imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto (30) en el espejo (M1).
- 30
8. Sistema de acuerdo con la reivindicación 7, en el que el ordenador de seguimiento de movimiento (50) analiza las imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto (30) para determinar el movimiento del objeto (P) entre las imágenes repetidas y para enviar información de seguimiento al escáner (100, 120) a fin de ajustar dinámicamente las imágenes para compensar el movimiento de dicho objeto.
- 35
9. Sistema de acuerdo con la reivindicación 6, que comprende además:
- un primer espejo (M1) en una posición fija con respecto al escáner (120) y colocado de modo que la cámara (40) puede ver el marcador de orientación de objeto (30) en el primer espejo (M1); y
- un segundo espejo (M2) en una posición fija con respecto al primer espejo (M1) y colocado de modo que la cámara (40) puede ver imágenes reflejadas del marcador de orientación de objeto (30) en el segundo espejo (M2) al mismo tiempo que imágenes reflejadas del marcador de orientación de objeto (30) en el primer espejo (M1).
- 40
10. Sistema de acuerdo con la reivindicación 9, en el que el ordenador de seguimiento de movimiento (50) está dispuesto para analizar imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto (30) en el primer espejo (M1) e imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto (30) en el segundo espejo (M2) para determinar el movimiento del objeto (P) entre las imágenes repetidas y para enviar información de seguimiento al escáner (100, 120) a fin de ajustar dinámicamente las imágenes para compensar el movimiento de dicho objeto (P).
- 45

11. Sistema de acuerdo con la reivindicación 9, que comprende además un marcador de orientación de espejo (200A) en una posición fija con respecto al primer espejo (M1) y colocado de modo que la cámara (40) puede ver imágenes directas del marcador de orientación de espejo (200A) al mismo tiempo que imágenes reflejadas del marcador de orientación de objeto (30) tanto en el primer espejo (M1) como en el segundo espejo (M2).
- 5 12. Sistema de acuerdo con la reivindicación 11, en el que el ordenador de seguimiento de movimiento (50) está dispuesto para analizar imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto (30) en el primer espejo (M1), imágenes reflejadas repetidas del marcador de orientación de objeto (30) en el segundo espejo (M2) e imágenes directas repetidas del marcador de orientación de espejo (200A), para determinar el movimiento del objeto (P) entre las imágenes repetidas y para enviar información de seguimiento al escáner (100, 120) a fin de ajustar dinámicamente las imágenes para compensar el movimiento de dicho objeto (P).
- 10 13. Sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, para compensar el movimiento de un paciente en el volumen de escaneo (V) del escáner (120), sin una herramienta de calibración especializada, incluso aunque el sistema de seguimiento de movimiento (30, 40, 50) esté fuera de alineación con el escáner (120), en el que el sistema está dispuesto para:
- 15 grabar el movimiento del paciente tanto en imágenes del paciente (P) capturadas por el escáner (120) como en el sistema de seguimiento de movimiento (30, 40, 50), por lo que el movimiento del paciente se registra simultáneamente en un sistema de coordenadas del escáner (120) y en un sistema de coordenadas del sistema de seguimiento de movimiento (30, 40, 50);
- 20 actualizar continuamente la transformación de coordenadas de medición desde el sistema de coordenadas del sistema de seguimiento de movimiento (30, 40, 50) hasta el sistema de coordenadas del escáner (120) para compensar la deriva y otros errores de calibración; y
- transformar de manera continua un movimiento de paciente registrado en el sistema de coordenadas del sistema de seguimiento de movimiento (30, 40, 50) en un movimiento de paciente en el sistema de coordenadas del escáner (120) utilizando la transformación de coordenadas de medición actualizada.
- 25 14. Método de seguimiento de movimiento de un objeto ('P') en un volumen de escaneo ('V') de un escáner (120), tal como un escáner por Resonancia Magnética, comprendiendo el método:
- conectar un marcador de orientación de objeto (30) al objeto (P); y
- detectar de manera repetida posturas del marcador de orientación de objeto (30) con un detector (40) mientras que dicho objeto (P) está siendo escaneado;
- 30 caracterizado por que:
- en la etapa de colocación, el marcador de orientación de objeto (30), tal como un Retroreflector de rejilla, está configurado para indicar una postura en seis grados de libertad,
- en la etapa de detección, el detector (40) está instalado dentro de un imán (20) del escáner (120); y
- en el que el método comprende además:
- 35 analizar las posturas del marcador de orientación de objeto (30) a medida que son detectadas por el detector (40) para determinar el movimiento del objeto (P) entre las detecciones repetidas; y
- enviar información de seguimiento al escáner (120) para obtener imágenes mientras ajusta dinámicamente las imágenes para compensar el movimiento del objeto (P).
- 40 15. Método de acuerdo con la reivindicación 14, en el que la etapa de detección comprende observar el marcador de orientación de objeto (30) sobre el objeto (P) directa o indirectamente a través de uno o más espejos (M1, M2), creando al menos dos líneas de visión..
16. Método de acuerdo con la reivindicación 14, que comprende además la predicción de la orientación del objeto (P) en momentos en los que el escáner (120) captura imágenes.

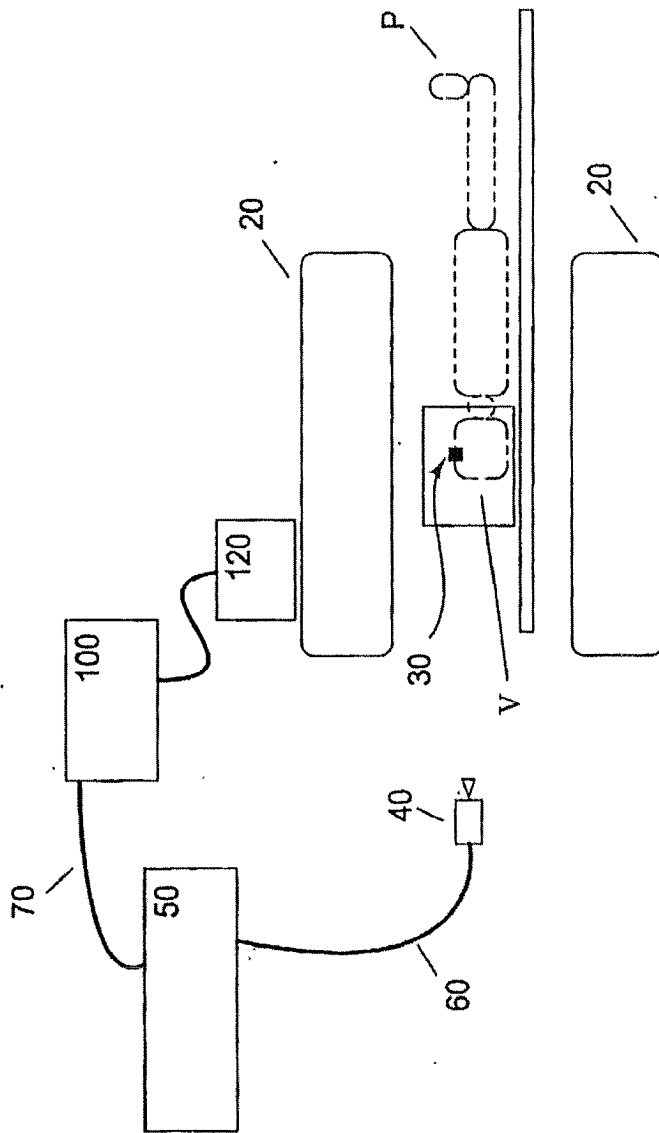


Fig. 1

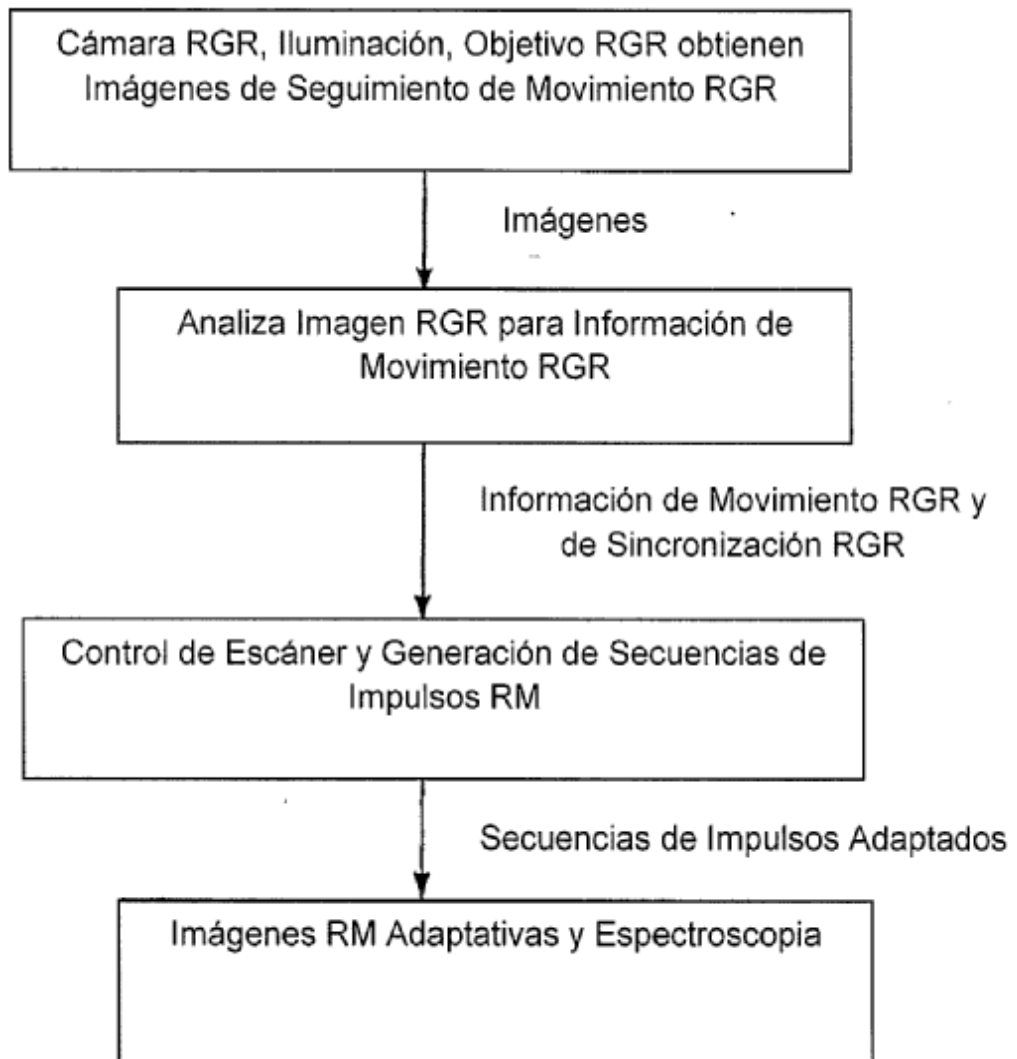


Fig. 2

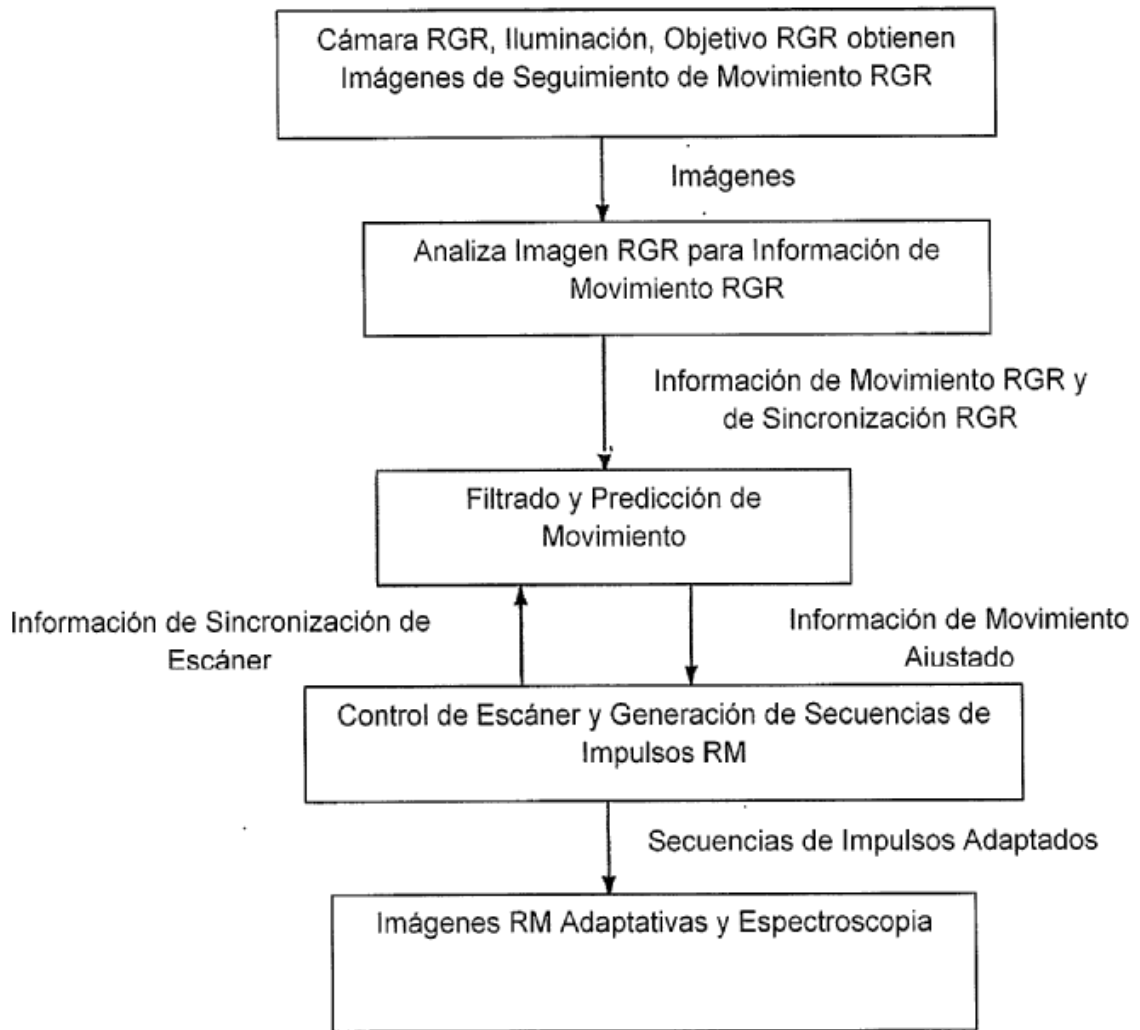


Fig. 3

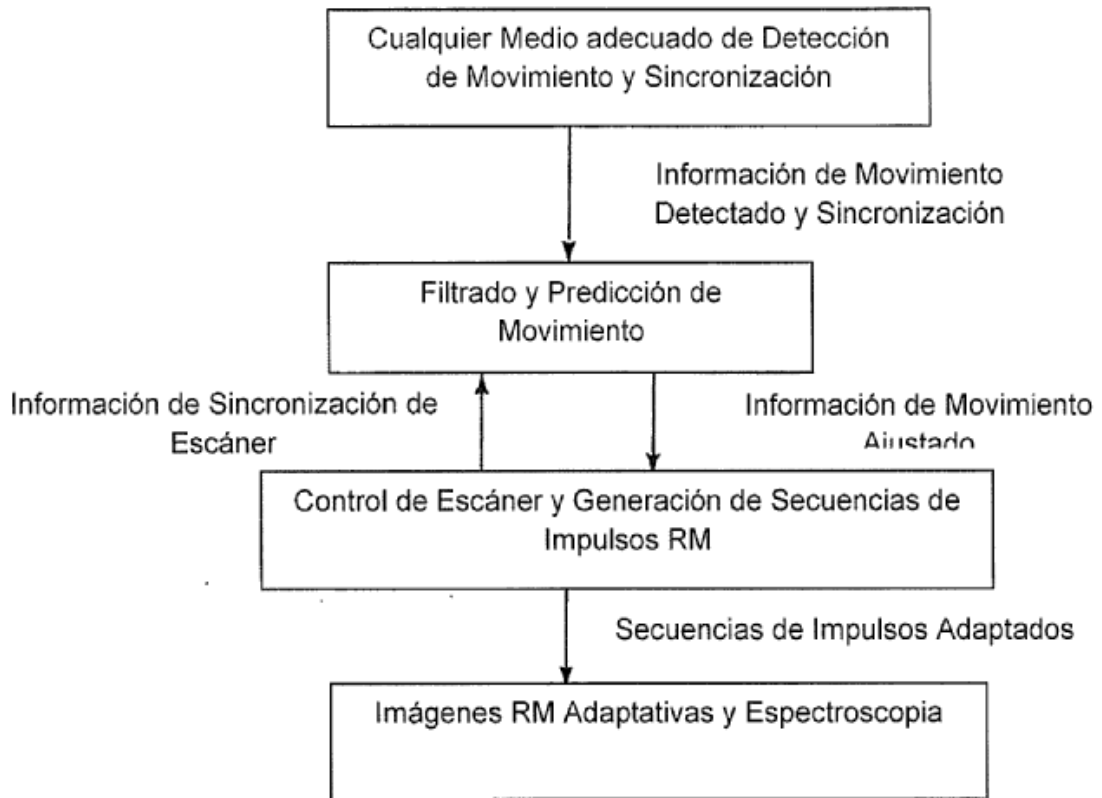


Fig. 4

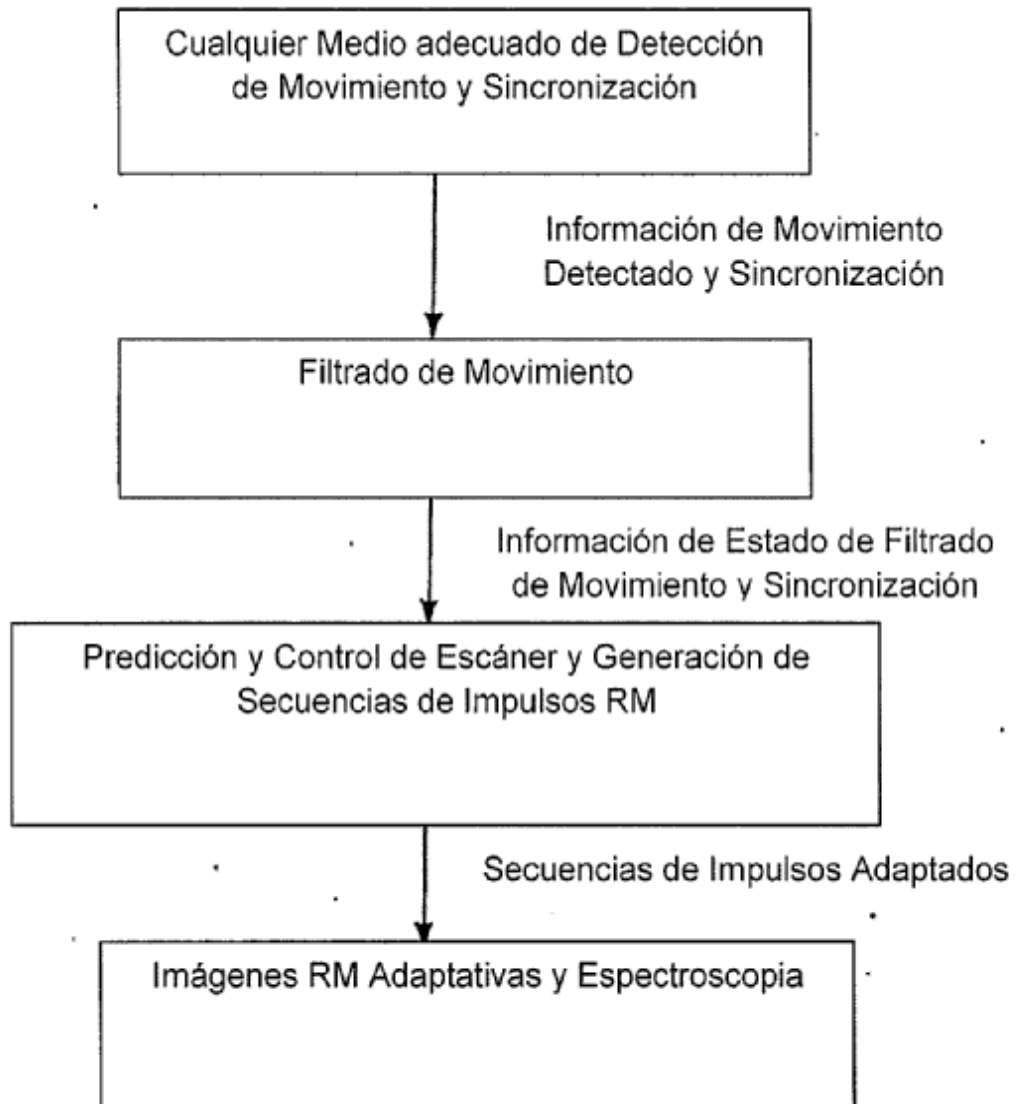


Fig. 5

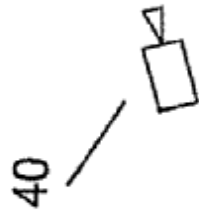
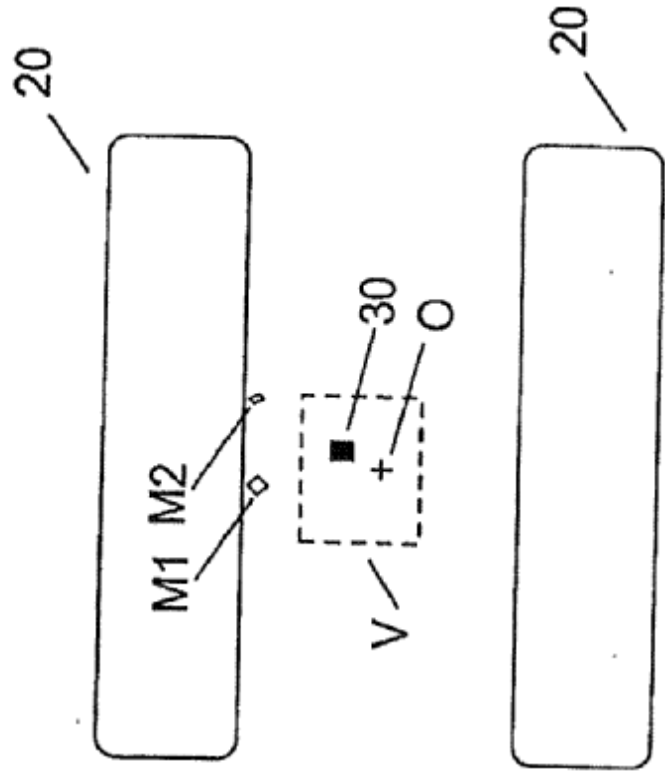


Fig. 6

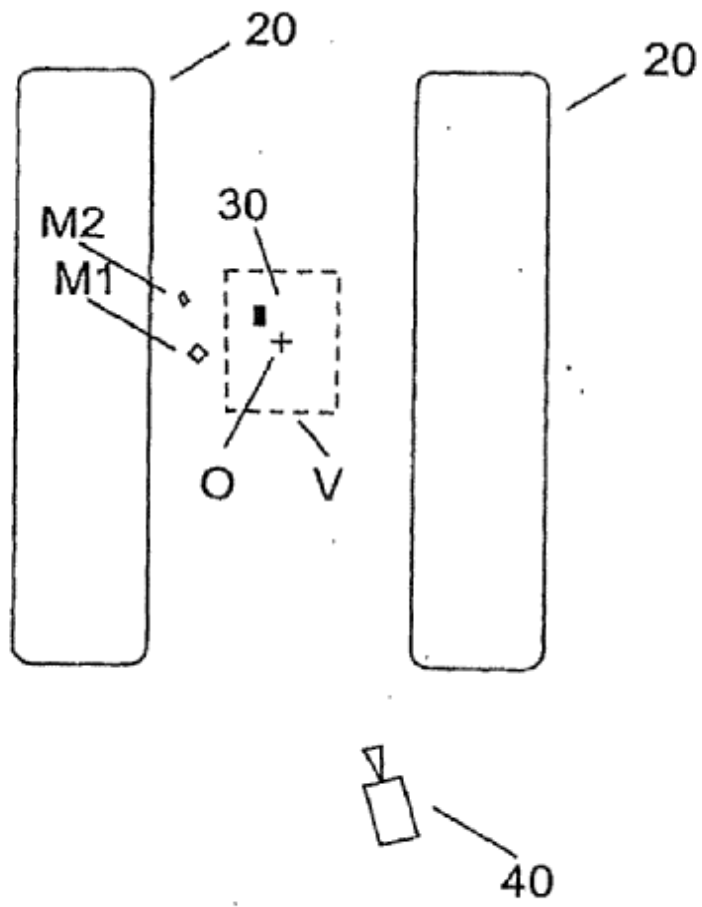


Fig. 7

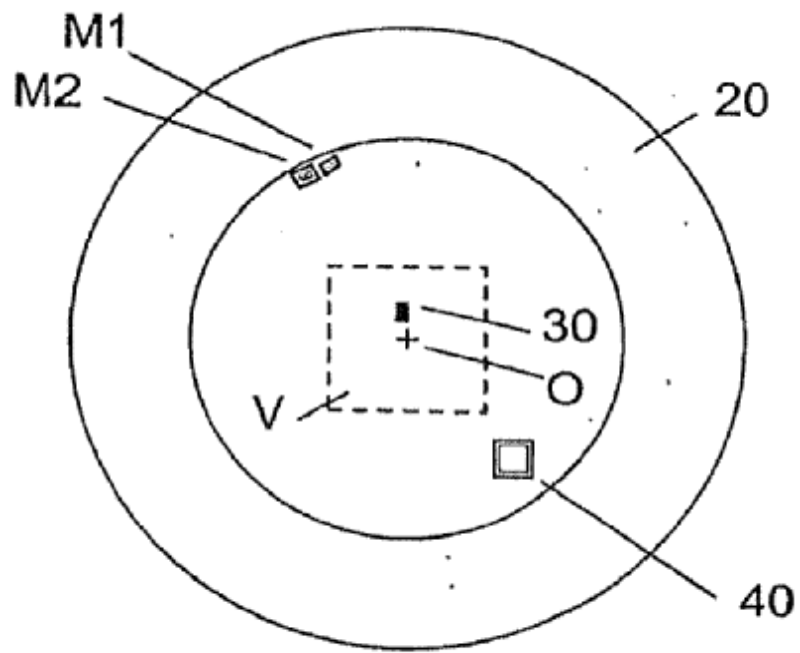


Fig. 8

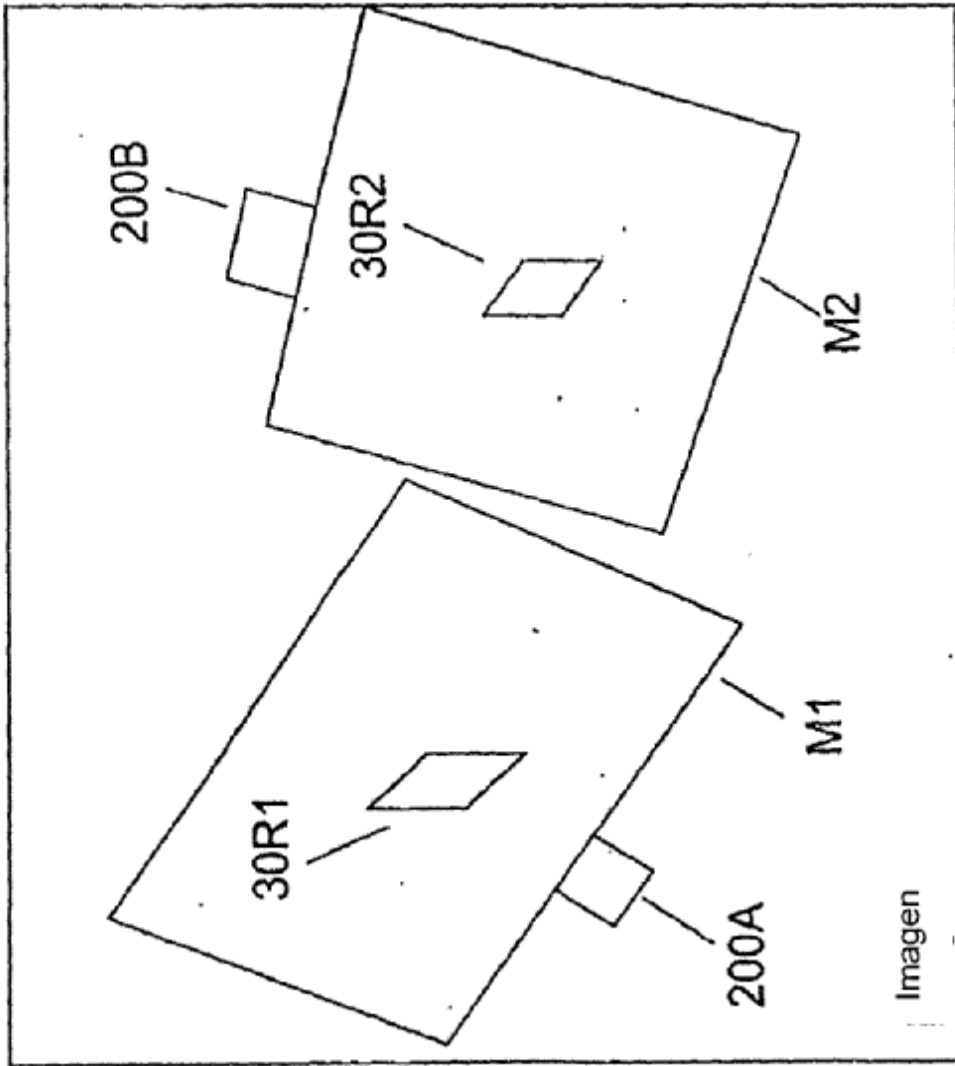


Fig. 9

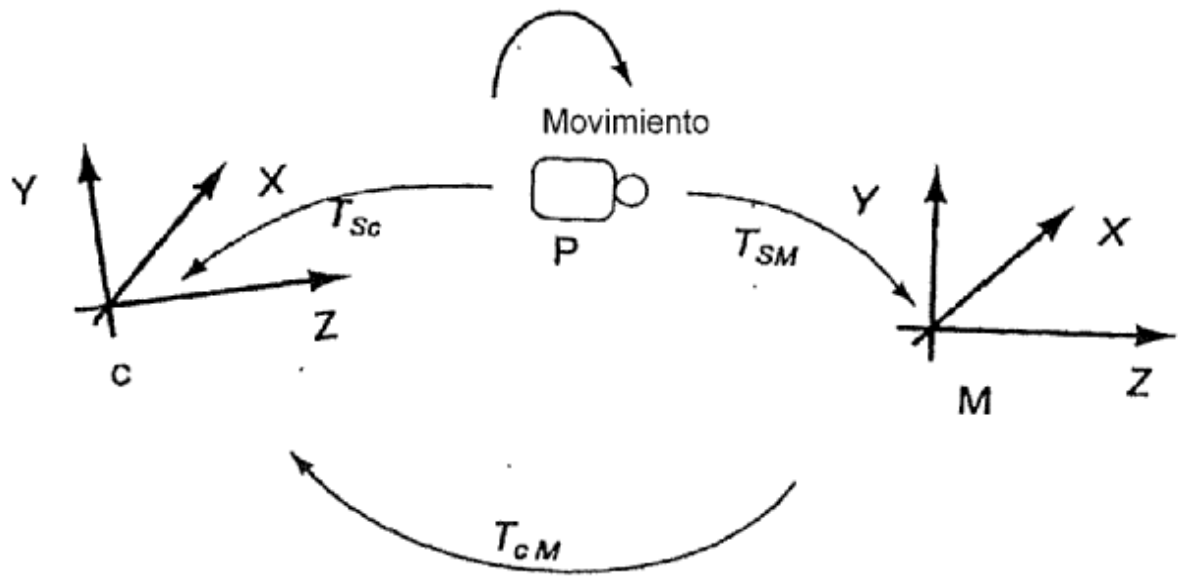


Fig. 10

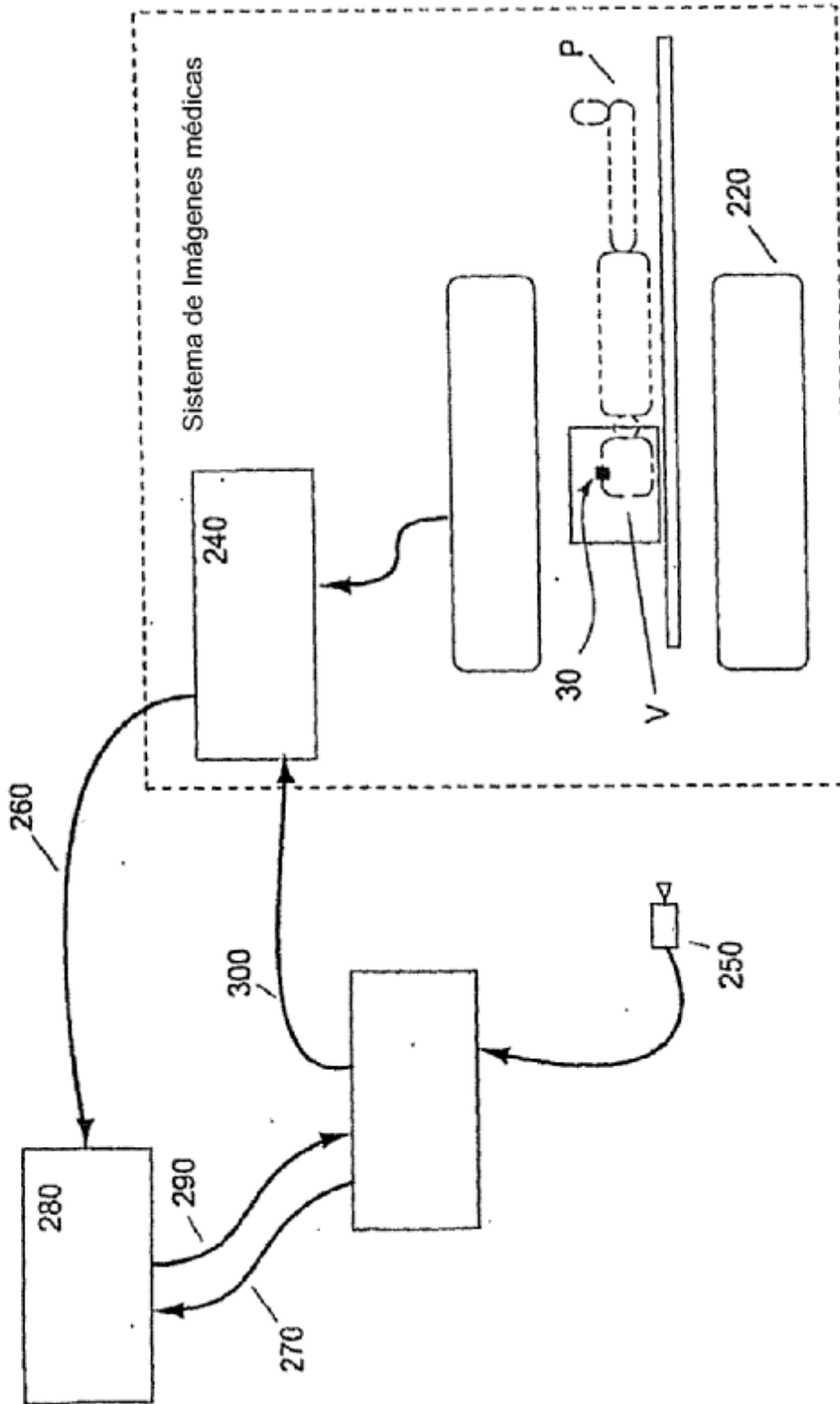


Fig. 11

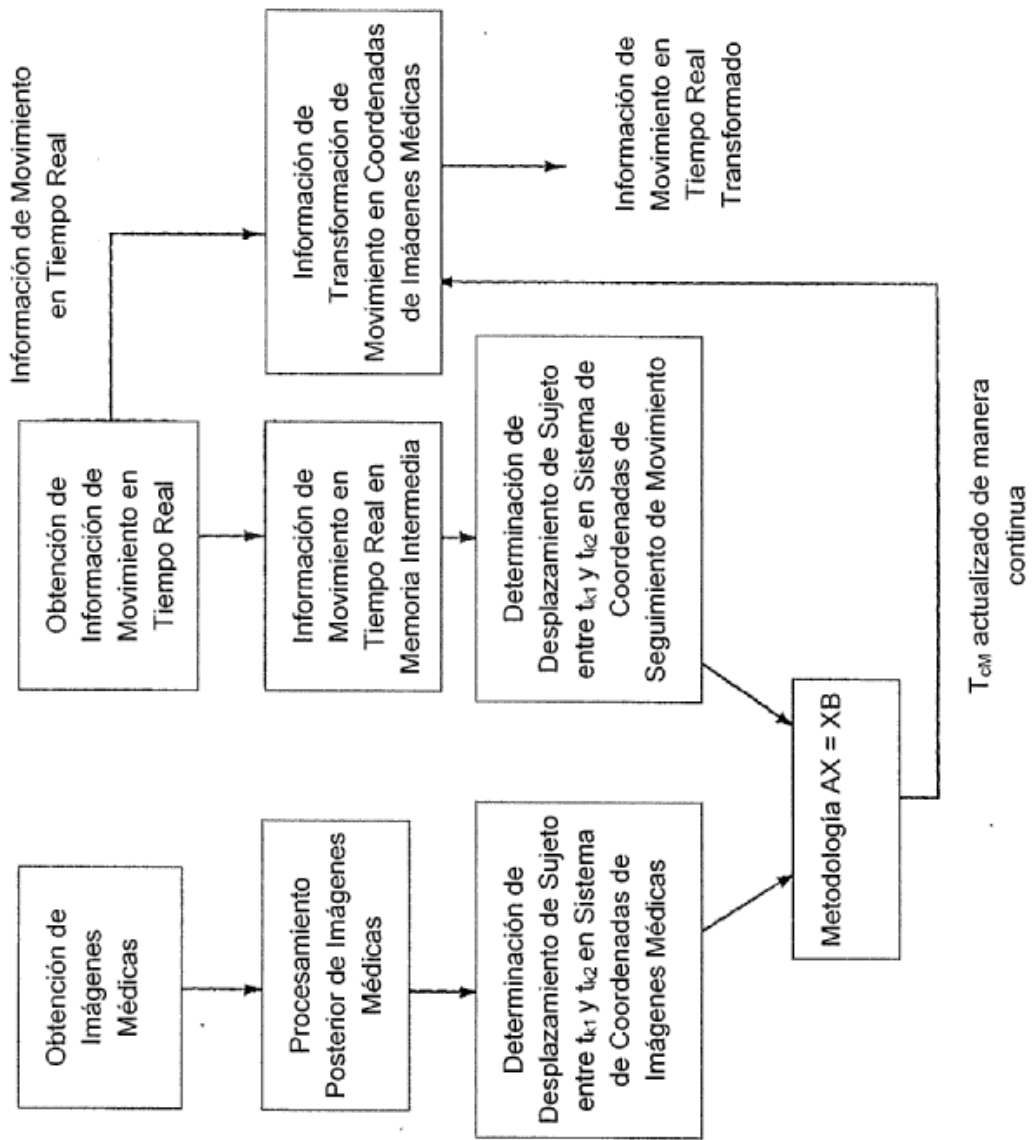


Fig. 12

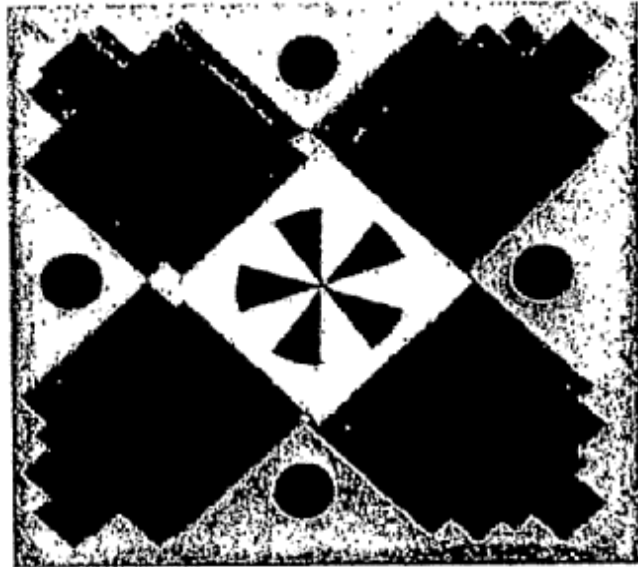


Fig. 13