

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 385 085**

51 Int. Cl.:
G06T 11/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **03078243 .7**
96 Fecha de presentación: **14.10.2003**
97 Número de publicación de la solicitud: **1524011**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **20.04.2005**

54 Título: **Método y aparato para determinar la posición de un instrumento quirúrgico con respecto a un volumen objetivo dentro de un cuerpo animal**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
18.07.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
18.07.2012

73 Titular/es:
**NUCLETRON B.V.
WAARDGELDER 1
3905 TH VEENENDAAL, NL**

72 Inventor/es:
**Van der Lugt, Wilco;
Schuurman, Jeroen;
Henning, Johan;
Kwa, Stefan y
Kindlein, Johann**

74 Agente/Representante:
Molinero Zofio, Félix

ES 2 385 085 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Método y aparato para determinar la posición de un instrumento quirúrgico con respecto a un volumen objetivo dentro de un cuerpo animal

5 [0001] La presente invención se refiere a un método para determinar la posición de un instrumento quirúrgico con respecto a un volumen objetivo dentro de un cuerpo animal según un preplan de braquiterapia.

10 [0002] En el campo médico, el uso de técnicas de imagen es común para ver los órganos internos de un sujeto. Por ejemplo, en el diagnóstico del cáncer de próstata, un técnico en diagnóstico utiliza ultrasonido transrectal (TRUS) para identificar si las lesiones están presentes así como para determinar la ubicación, tamaño y extensión de las lesiones, de estar presentes. El equipamiento convencional de diagnóstico mediante imagen basado en el principio del ultrasonido típicamente comprende una sonda de ultrasonido para transmitir las señales de las ondas de ultrasonido al sujeto y recibir las señales reflejadas de las ondas de ultrasonido de éste. Las señales de las ondas de ultrasonido reflejadas recibidas por la sonda de ultrasonido se procesan formando una imagen bidimensional del volumen objetivo bajo examen.

15 [0003] Una realización típica de una sonda de ultrasonido es una sonda intracavidad de ultrasonido empleada fundamentalmente en los campos de ginecología y obstetricia con el propósito de examinar órganos intrapélvicos, tales como la vagina, el útero y los ovarios en mujeres.

20 [0004] Otra aplicación en la cual se utilizan sondas ultrasonido intracavidad se relacionan con el tratamiento de cáncer de próstata mediante la implantación de semillas radioactivas a través de una aguja hueca, cuya aguja se inserta dentro del cuerpo cerca de o en la glándula de la próstata. Un ejemplo de un dispositivo para efectuar terapia de radiación en un cuerpo animal mediante la implantación de semillas radioactivas a través de un número de agujas insertadas en el cuerpo animal se expone por ejemplo en la Patente Europea, Solicitud No. EP-A1-1 070 519. Antes de la implantación de las semillas radioactivas, en ese dispositivo se insertan una o más agujas en el cuerpo animal, en donde la locación exacta de (la punta de) la aguja se monitorea utilizando imágenes obtenidas con una sonda intracavidad de ultrasonido, cuya sonda se inserta dentro del recto del paciente. La inserción de las agujas hacia su profundidad (locación) deseada preplanificada se controla utilizando la información obtenida de dichas imágenes. Otra técnica de formación de imagen se basa en el principio de imagen mediante resonancia magnética (MRI).

30 [0005] Las técnicas anteriores de formación de imagen generan cortes de imágenes bidimensionales del volumen objetivo del cuerpo del paciente. Son necesarios múltiples cortes de imagen 2D espaciados entre sí en una dirección longitudinal para obtener una vista general de los órganos internos (el volumen objetivo) del cuerpo del paciente a examinar. Existen diversas propuestas para combinar estos múltiples cortes de imagen 2D y transformarlos en una imagen tridimensional que resulta en una vista tridimensional 3D del volumen objetivo respecto al cual se está formando la imagen.

35 [0006] Una técnica de conversión 2D a 3D basada en por ejemplo formación de imagen mediante ultrasonido según el preámbulo anterior se expone en la Solicitud de Patente de los EE. UU. A-5 454 371.

[0007] La solicitud internacional publicada No. WO 02/062 224 expone la formación de imagen intraoperativa en donde se adquieren en tiempo real dos cortes de imagen a través de un volumen preoperativo de imagen según la posición de un instrumento quirúrgico, a saber una aguja de biopsia, y que se muestra al cirujano.

40 [0008] Es un objeto de la presente invención proporcionar un método mejorado y aparato utilizando una técnica más sofisticada de formación de imagen para utilizarla en combinación con un preplan (por ejemplo un plan de tratamiento).

[0009] Según la invención el método se proporciona según la reivindicación 1.

45 [0010] Con estas características se realiza una técnica mejorada de formación de imagen, en donde el técnico en diagnóstico es capaz de controlar el medio de formación de imagen con respecto al volumen objetivo del cuerpo animal a examinar/ver. La imagen tridimensional así obtenida a partir de las imágenes bidimensionales sirve como un espacio imaginario de trabajo para el técnico en diagnóstico. A través de la manipulación dentro de dicho espacio de trabajo imaginario 3D mostrado al técnico en diagnóstico, este último puede manipular con facilidad el medio de formación de imagen con respecto al cuerpo del paciente para obtener una imagen bidimensional en tiempo real o cercana a tiempo real de la región de interés del volumen objetivo.

[0011] Dicha región de interés del volumen objetivo tiene que ser seleccionada dentro de la imagen imaginaria de 3D y basándose en dicha selección el método según la presente invención enfoca automáticamente el medio de formación de imagen sobre dicha región de interés del volumen objetivo.

55 [0012] Con esta técnica de formación de imagen según la presente invención el técnico en diagnóstico es capaz de rastrear fácilmente la presencia y posición de un instrumento quirúrgico con relación a dicho volumen objetivo por ejemplo con el propósito de tratamiento. Mas en particular con esta técnica de formación de imagen el técnico en diagnóstico es capaz de monitorear el curso del movimiento de dicho instrumento

quirúrgico con relación a dicho volumen objetivo por ejemplo durante la inserción o navegación de dicho instrumento quirúrgico a través del cuerpo animal.

[0013] En una mejora posterior del método según la presente invención el método se caracteriza además por los pasos de

5 comparar dicha posición real determinada con una posición preplanificada deseada de dicho instrumento quirúrgico con respecto a dicho volumen objetivo, y

corregir dicha posición real determinada de dicho instrumento en vista de dicha posición preplanificada deseada con respecto a un volumen objetivo.

10 [0014] Por tanto aquí el técnico en diagnóstico es capaz de corregir de una manera sofisticada en tiempo real el curso del movimiento de dicho instrumento quirúrgico con respecto a dicho volumen objetivo. Especialmente cuando se opera la técnica de formación de imagen según la presente invención en combinación con un cierto preplan (por ejemplo un plan de tratamiento de radiación preplanificado para tratar cáncer de próstata con fuentes radioactivas) el método puede ser ventajosamente caracterizado además por el paso de

15 monitorear dicho paso de corrección hasta que la posición real de dicho instrumento quirúrgico se corresponda con dicha posición preplanificada deseada.

[0015] El técnico en diagnóstico se apoya además para ejecutar dicho método de formación de imagen según la presente invención en una combinación con por ejemplo un preplan ya que el método se caracteriza además por los pasos de

20 proyectar según dicho preplan durante el paso iii) de la reivindicación 1 un instrumento quirúrgico imaginario dentro de dicha imagen tridimensional que se muestra, y

proyectar dentro de dicha imagen tridimensional la posición real de dicho instrumento quirúrgico como se determina en el paso vii) de la reivindicación 1.

25 [0016] Esto proporciona un sencillo control mediante retroalimentación pero ventajoso en el espacio imaginario tridimensional del técnico en diagnóstico ya que éste último con esto está informado visualmente de manera continua acerca de la posición exacta del instrumento quirúrgico con respecto al volumen objetivo en relación con la posición esperada o deseada según preplan.

[0017] Es más, el método según la presente invención incluye el paso de almacenamiento de la fecha de la imagen obtenida con los pasos i), ii) y/o v) de la reivindicación 1 utilizando métodos de almacenamiento.

30 [0018] El aparato según la presente invención está provisto de acuerdo con la reivindicación 6.

[0019] Cuando se utiliza el aparato según la presente invención se permite el control del medio de formación de imagen con respecto al volumen objetivo del cuerpo animal a examinar/ver. En lugar de controlar directamente el medio de formación de imagen con respecto al volumen objetivo por ejemplo mediante manipulación directa del medio de formación de imagen en una orientación específica con respecto al volumen objetivo, tal manipulación se realiza ahora de manera remota. La imagen tridimensional obtenida a partir de las imágenes bidimensionales sirve como un espacio imaginario de trabajo para el técnico en diagnóstico.

35 [0020] Mediante la manipulación dentro de dicho espacio imaginario tridimensional de trabajo que se muestra, el técnico en diagnóstico es capaz de orientar, redirigir al igual que operar el medio de formación de imagen con respecto al cuerpo del paciente de manera remota para obtener una imagen bidimensional en tiempo real o cercana a tiempo real de la región de interés del volumen objetivo.

40 [0021] Ya no es necesaria la operación directa del medio de formación de imagen y con esto es posible un rastreo fácil de la presencia y/o posición de un instrumento quirúrgico con relación a dicho volumen objetivo por ejemplo con propósitos de tratamiento. Más en particular con esta técnica de formación de imagen el técnico en diagnóstico es capaz de monitorear el curso del movimiento de dicho instrumento quirúrgico con relación a dicho volumen objetivo por ejemplo durante la inserción o navegación de dicho instrumento quirúrgico a través del cuerpo animal.

45 En una realización mejorada del aparato según la presente invención para permitir de una manera sofisticada en tiempo real la corrección del curso del movimiento de dicho instrumento quirúrgico con relación a dicho volumen objetivo, están presentes medios de comparación para comparar dicha posición real determinada de dicho instrumento quirúrgico con una posición deseada de dicho instrumento quirúrgico como está preplanificado y también están presentes medios de corrección para corregir dicha posición real determinada en vista de dicha posición preplaneada deseada reposicionando dicho instrumento quirúrgico con relación a dicho volumen objetivo. Estas características son especialmente apropiadas cuando se implementa el aparato según la presente invención en combinación con un cierto preplan (por ejemplo un plan de tratamiento de radiación preplanificado para tratar cáncer de próstata con fuentes radioactivas).

55

[0022] Más en particular se obtiene una operación mejorada del aparato según la presente invención al estar presentes medios de desplazamiento para desplazar dicho medio de formación de imagen con respecto a dicho volumen objetivo basado en dicho medio de control.

5 [0023] Especialmente dichos medios de desplazamiento son capaces de desplazar dicho medio de formación de imagen en una dirección longitudinal y/o rotatoria resultando en un control ventajoso del medio de formación de imagen con respecto al preplan.

[0024] Como medios apropiados pueden utilizarse con el aparato según la presente invención medios de formación de imagen mediante ultrasonido, por ejemplo una sonda rectal de formación de imagen mediante ultrasonido o medios de formación de imagen magnéticos nucleares.

10 [0025] Cuando se utiliza la formación de imagen mediante resonancia magnética los medios de control del aparato según la presente invención están dispuestos para energizar las bobinas de gradiente apropiadas del medio magnético nuclear de formación de imagen. Esto permite un control mejorado del medio de formación de imagen en dependencia de la región de interés a la que se aplica la formación de imagen seleccionada por el técnico en diagnóstico en el espacio tridimensional imaginario de trabajo.

15 [0026] Más en particular dicho medio de selección comprende un puntero de exposición, un puntero tipo ratón o un dispositivo de entrada, como un teclado.

20 [0027] Pueden utilizarse diversos instrumentos quirúrgicos cuando se opera el aparato según la presente invención. Por ejemplo, dicho instrumento quirúrgico puede ser al menos una aguja de implante y/o al menos una fuente emisora de radiación, por ejemplo una semilla radioactiva de braquiterapia o fuente HDR que se inserta a través de una aguja de implante. Con estos tipos de instrumentos quirúrgicos el aparato (y método) según la presente invención es muy apropiado para uso en tratamientos de braquiterapia (e. g. tratamiento de cáncer de próstata).

[0028] La presente invención se describirá ahora en combinación con un dibujo, cuyo dibujo muestra en:

25 La Figura 1 muestra en una forma muy esquemática un dispositivo conocido de tratamiento de radiación utilizando medios de formación de imagen;

La Figura 2 es un diagrama de bloques que representa una primera realización del método según la presente invención;

La Figura 3 es un diagrama de bloques que representa una segunda realización del método según la presente invención;

30 La Figura 4 es una realización más detallada de un aparato según la presente invención;

La Figura 5 es una realización aún más detallada de un aparato según la presente invención.

35 [0029] La Figura 1 muestra de manera muy esquemática diversos elementos de un dispositivo conocido de tratamiento mediante radiación que utiliza un montaje de cuña para implantar una o más fuentes emisoras de energía, e. g. semillas radioactivas hacia una locación deseada dentro de un cuerpo animal, por ejemplo dentro de una glándula de próstata utilizando medios de formación de imagen mediante ultrasonido.

40 [0030] El dispositivo conocido mostrado en la Figura 1 opera como sigue. Un paciente 1 está bajo anestesia raquídea o general y yace sobre la mesa de operaciones 2 en posición de litotomía. La sonda de formación de imagen (ultrasonido) 7 se introduce dentro del recto y la sonda se conecta vía una línea de señal 7a con una pantalla de imagen bien conocida, donde puede verse una imagen del interior del paciente en particular de la próstata. El montaje de cuña 5 se sujeta al dispositivo de conducción 4, asegurando por tanto la correlación de la geometría de imagen de ultrasonido y el montaje de cuña 5. Subsiguientemente agujas adicionales 10 se introducen en el cuerpo y en la próstata bajo la guía del ultrasonido una por una.

45 [0031] Al mover la sonda de imagen con el medio de conducción 4 longitudinalmente dentro del recto se controla la profundidad de cada aguja 10. Después que todas las agujas 10 han sido colocadas, sus posiciones con relación a la próstata 11 se determinan en al menos una de varias maneras conocidas. En una manera conocida el módulo de planificación de terapia 12a determina como han de colocarse las agujas 10 en la glándula de la próstata y cuantos medios de emisión de radiación deben colocarse en que orden en cada una de las agujas 10. La información con respecto a la colocación deseada de las semillas radioactivas en las agujas 10 se utiliza para controlar la unidad de carga de semillas 8.

50 [0032] Las Figuras 2 y 3 exponen un diagrama de bloques que representa una primera y segunda realización del método según la presente invención. En la figura con número de referencia 20 se representan medios de formación de imagen, los cuales en la Figura 2 consisten en medios de formación de imagen basados en formación de imagen mediante resonancia magnética. El medio MRI representado con número de referencia 20 en la Figura 2 comprende generalmente una fuente de potencia para energizar las bobinas de gradiente 21 G_x , G_y , G_z . Las bobinas de gradiente están representadas en la Figura 2 con número de referencia 21 (G_x , G_y , G_z).

55

5 [0033] Cuando se energizan de manera independiente, las tres bobinas de gradiente 21 producen un campo magnético linealmente variable en cualquier dirección, donde el gradiente neto es igual a $(G_x^2 + G_y^2 + G_z^2)$ con un diseño apropiado, las bobinas de gradiente 21 G_x , G_y , G_z crean un campo magnético, que varía linealmente en fuerza versus distancia sobre un campo predefinido de vista. Cuando se superpone sobre un campo magnético homogéneo B_0 que no se muestra en las figuras los campos positivos añaden a B_0 y los campos de gradiente negativo reducen B_0 .

10 [0034] El gradiente resultante es lineal, dependiente de la posición y hace que los protones alteren su frecuencia precesional correspondiente a su posición a lo largo del gradiente aplicado en una forma conocida y predecible. Cualquier dirección del gradiente es posible mediante sobre imposición de los tres campos. El MRI implica las excitaciones RF en la frecuencia Larmor de los protones combinados con los gradientes del campo magnético para localizar la señal proveniente de cada elemento individual de volumen después de la excitación.

[0035] Los medios de formación de imagen MR 20 están conectados a una unidad central de procesamiento CPU 22 que tiene el propósito de operar los medios de formación de imagen 20.

15 [0036] La unidad central de procesamiento 22 interactúa con los medios de transformación 23, cuyos medios incluyen un digitalizador y unidades de procesamiento de imagen para digitalizar y posteriormente procesar las imágenes bidimensionales generadas por dicho medio de formación de imagen 20.

20 [0037] A este fin los medios de transformación 23 puede incluir medios de almacenamiento (por ejemplo memoria física) para almacenar las imágenes bidimensionales obtenidas del medio de formación de imagen 20 como información 2D. Los medios de transformación 23 capturan y digitalizan la información bidimensional y transfieren la información bidimensional a un sistema de computación 24 con propósitos de planificación y visualización. También en el sistema de computación 24 dicha información de imagen bidimensional se transforma en una imagen tridimensional del volumen objetivo al cual se le está formando la imagen.

25 [0038] Dicho sistema de computación 24 puede incluir software de planificación para preplanificar por ejemplo un tratamiento radioactivo del volumen objetivo al cual se le está formando la imagen mediante medios de formación de imagen 20.

30 [0039] Como se explicará en mayor detalle con referencia a la Figura 4 el método según la presente invención se caracteriza además porque dentro de dicha imagen tridimensional que se visualiza en dicho sistema de computación 24 se debe elegir una locación objetivo imaginaria específica utilizando medios apropiados de selección. Para dicha selección en dicho sistema de computación 24 la unidad central de procesamiento 22 está provista de señales de control desde dicho sistema de computación 24, cuya CPU 22 a su vez controla el medio de formación de imagen MR 20 para obtener una imagen bidimensional en cuya imagen se obtiene la locación objetivo dentro del volumen objetivo que se corresponde con la locación objetivo imaginaria seleccionada dentro de dicha imagen tridimensional.

35 [0040] En la Figura 3 el método según la presente invención se describe utilizando una sonda de ultrasonido 20 que tiene un transductor de ultrasonido 21 el cual puede estar compuesto por múltiples elementos transductores de ultrasonido 21_n . La sonda de ultrasonido 20 está provista de medios de conducción (no se muestran) para desplazar el elemento transductor 21 en dirección longitudinal o en dirección rotatoria con relación al volumen objetivo al cual se le forma la imagen.

40 [0041] Las señales de las ondas de ultrasonido emitidas por el elemento transductor 21 hacia el volumen objetivo a examinar están orientadas en un campo de interacción física que intersecta como un corte el volumen objetivo al cual se le forma la imagen. Dentro de dicho campo de interacción las señales de ondas de ultrasonido pueden transmitirse, absorberse o reflejarse en dependencia de la composición del tejido.

45 [0042] Las señales reflejadas de las ondas de ultrasonido se reciben por el elemento transductor 21 y se alimentan a una unidad de procesamiento de ultrasonido (medios de transformación) 23 para generar una imagen bidimensional correspondiente al campo de interacción física (corte de imagen) del volumen objetivo. Al rotar el elemento transductor 21 se obtienen múltiples cortes de imágenes bidimensionales separados entre sí.

50 [0043] Al igual que en la Figura 2, también en la Figura 3 la unidad 24 transforma estos cortes de imágenes bidimensionales a una imagen tridimensional, la cual se utiliza por dicho sistema de computación 24 con propósitos de planificación y visualización.

55 [0044] Al seleccionar una locación objetivo imaginaria dentro de dicha imagen tridimensional mostrada por dicho sistema de computación 24 se generan y alimentan señales de control a los medios de control de la sonda de ultrasonido 20. Basado en dichas señales de control el elemento transductor 21 se desplaza en orientación longitudinal o rotatoria en relación con el volumen objetivo de manera que el campo de interacción física de las señales de ondas de ultrasonido que se propagan hacia el volumen objetivo se corresponda con la locación objetivo imaginaria seleccionada dentro de dicha imagen tridimensional.

[0045] Por tanto se obtiene una imagen bidimensional de dicha locación objetivo específica dentro del volumen objetivo que se corresponde con la locación objetivo imaginaria seleccionada dentro de dicha imagen tridimensional.

5 [0046] En la Figura 4 se expone una realización más detallada de un aparato que implementa el método según la presente invención. Para un entendimiento apropiado las partes similares se describen con idénticos números de referencia.

10 [0047] En la Figura 4 el número de referencia 30 ilustra esquemáticamente un cuerpo animal (un paciente) mientras que el número de referencia 31 ilustra el volumen objetivo bajo examen, por ejemplo un órgano interno contenido en dicho cuerpo animal 30. Con referencia a la Figura 1 dicho órgano 31 puede ser la próstata de un hombre 30, cuyo hombre tiene que someterse a sesión de tratamiento de terapia radioactiva mediante la implantación – utilizando múltiples agujas de implante 28_n – de una o más fuentes de emisión de energía, por ejemplo semillas radioactivas, a través de dichas agujas de implante 28_n en locaciones deseadas dentro de la próstata 31.

15 [0048] Para llevar a cabo la técnica de formación de imagen tal como se utiliza con el método y aparato según la presente invención se utilizan medios de resonancia magnética de formación de imagen 20 (MRI). Como ya se describió en la Figura 2 cada medio MRI comprende múltiples bobinas de gradiente 21 (G_x , G_y , G_z) cuyas bobinas pueden energizarse o activarse separadamente en dependencia de la adquisición de imagen a realizar.

20 [0049] El método y aparato según la presente invención se basan en la técnica de formación de imagen para obtener una imagen tridimensional de un volumen objetivo específico 31 dentro de un cuerpo animal 30 generando una pluralidad de cortes de imágenes bidimensionales 31_{2D} con una operación apropiada del medio de formación de imagen 20.

25 [0050] Para obtener múltiples cortes de imágenes bidimensionales 31_{2D} las bobinas 21 de gradiente (G_x , G_y , G_z) se controlan de manera que se cree un campo de interacción física que intersecta o corta el volumen objetivo 31 que se corresponde con un corte de imagen.

30 [0051] El campo magnético y RF creado por dicho medio de formación de imagen mediante resonancia magnética interactúa con el tejido del volumen objetivo 31 en dicho campo de interacción física. La interacción entre el campo magnético generado por las bobinas de gradiente 21 (G_x , G_y , G_z) se recolecta mediante una bobina receptora 25 del medio de formación de imagen mediante resonancia magnética 20 resultando en una imagen bidimensional que se corresponde con la representación visual del volumen objetivo 31 dentro de dicho corte (campo de interacción física).

35 [0052] Una pluralidad de cortes de imágenes bidimensionales 31_{2D} se recolecta y almacena en medios apropiados de almacenaje en una unidad de procesamiento 33. La pluralidad de cortes de imágenes bidimensionales 31_{2D} se transforma mediante el sistema de computación 24 utilizando medios apropiados de transformación en una imagen tridimensional del volumen objetivo 31. La imagen tridimensional se almacena dentro del sistema de computación 24 y se muestra en un monitor 24a (número de referencia 31_{3D}).

[0053] Esta técnica de transformación para generar una imagen tridimensional a partir de una pluralidad de cortes de imágenes bidimensionales es conocida en la técnica.

40 [0054] Según la presente invención se pretende manipular el medio de formación de imagen 20 seleccionando una locación objetivo imaginaria específica 37 dentro de la imagen tridimensional 31_{2D} que se muestra en el monitor 24a. La locación objetivo que se selecciona está ilustrada en la Figura 4 con un círculo 37. La selección de dicha locación objetivo imaginaria específica 37 puede llevarse a cabo utilizando un medio específico de selección como por ejemplo un puntero tipo ratón, un puntero de exposición (por ejemplo una pluma lumínica) u otro dispositivo de entrada apropiado tal como un teclado de computadora.

45 [0055] La selección de la locación objetivo imaginaria específica o región 37 dispara o activa los medios de control 22 (unidad central de procesamiento) para controlar el medio de formación de imagen 20. En la Figura 4, debido a la selección de la región objetivo específica 37 dentro de la imagen tridimensional imaginaria 31_{3D} los medios de formación de imagen mediante resonancia magnética 20 se controlan/activan de manera que las bobinas de gradiente 21 (G_x , G_y , G_z) se activen de manera que, esa una imagen bidimensional $31_{3D}'$ de dicha región objetivo imaginaria 37 tal como se selecciona se obtenga vía medios de transformación 23 donde se forme la imagen y digitalice dicho único corte de imagen bidimensional con propósitos posteriores de exposición.

55 [0056] Esta imagen bidimensional digitalizada $31_{3D}'$ se muestra ante el usuario (técnico en diagnóstico) utilizando medios de exposición 34. Dichos medios de exposición 34 pueden constituir un dispositivo separado como parte del medio de transformación 23, pero también pueden implementarse en el monitor 24b del sistema de computación 24. En el último caso el monitor 24b se divide en varias sub ventanas, en donde cada sub ventana se utiliza para mostrar la imagen tridimensional 31_{3D} o la imagen bidimensional única $31_{3D}'$ de la región objetivo específica 37 tal como se selecciona en dicha imagen tridimensional 31_{3D} respectivamente.

5 [0057] De manera similar es posible implementar el método y aparato en combinación con medios de formación de imagen mediante ultrasonido como se ilustra en la Figura 5. En esta Figura 5 el corte de imagen mediante ultrasonido se produce utilizando los elementos transductores 21_n de la sonda de ultrasonido 20. Dicha sonda 20 –al igual que en la Figura 1- se inserta dentro del recto de un paciente masculino 30 para formar la imagen mediante ultrasonido de los órganos internos y más en particular la glándula de la próstata 31.

10 [0058] Las señales de ondas de ultrasonido 26 se transmiten mediante elementos del transductor 21_n (del transductor de ultrasonido 21) hacia la glándula de la próstata 31 (volumen objetivo) y las ondas de ultrasonidos reflejadas se reciben de allí. Las señales de las ondas de ultrasonido reflejadas recibidas por la sonda de ultrasonido 20 se procesan por la unidad de procesamiento de ultrasonido (medios de transformación) 23 y se forma una imagen bidimensional del volumen objetivo bajo examen. Al rotar la sonda de ultrasonido 20 (el transductor de ultrasonido 21) con respecto al volumen objetivo se obtienen y procesan subsiguientes cortes de imagen bidimensional 31_{2D} mediante la unidad de procesamiento de ultrasonido (medios de transformación) 23.

15 [0059] Los medios de transformación 23 capturan y digitalizan la información de la imagen bidimensional y transfieren la información 2D a un sistema de computación 24 con propósitos de planificación y visualización. También en el sistema de computación 24 se transforma dicha pluralidad de cortes de imagen bidimensional 31_{2D} a una imagen tridimensional 31_{3D} del volumen objetivo 31 al que se le está formando la imagen. Dicho sistema de computación 24 puede incluir software de planificación para preplanificar por ejemplo un tratamiento radioactivo a un volumen objetivo 31 al que se le está formando la imagen mediante medios de formación de imagen 20.

20

25 [0060] De manera similar a la realización de la Figura 4 la sonda de formación de imagen mediante ultrasonido 20 puede manipularse seleccionando una locación objetivo imaginaria específica 37 dentro de la imagen tridimensional 31_{3D} que se muestra en el monitor 24a. La locación objetivo que se selecciona se ilustra en la Figura 5 con un círculo 37.

30 [0061] Debido a la selección de la locación objetivo imaginaria específica o región 37 la sonda de ultrasonido 20 se controla mediante sistema de computación 24. El transductor de ultrasonido 21 puede desplazarse de manera longitudinal y rotatoria con respecto al volumen objetivo 31 para crear un campo de interacción física a través del volumen objetivo 31 correspondiendo a la locación objetivo imaginaria seleccionada 37. La reorientación del transductor de ultrasonido 21 con respecto al volumen objetivo genera una imagen bidimensional $31_{2D}'$ de dicha región imaginaria objetivo 37 como se seleccionó. Dicha imagen bidimensional única $31_{2D}'$ se captura y digitaliza mediante medios de transformación 23 para propósitos posteriores de exposición.

35 [0062] Esta imagen bidimensional digitalizada $31_{2D}'$ se muestra al usuario (técnico en diagnóstico) utilizando medios de exposición 34. Dichos medios de exposición 34 pueden constituir un dispositivo de exposición separado como parte del medio de transformación 23, pero también pueden implementarse en el monitor 24b del sistema de computación 24. En el último caso el monitor 24b se divide en varias sub ventanas, en donde cada sub ventana se utiliza para mostrar la imagen tridimensional 31_{3D} o la imagen bidimensional única $31_{2D}'$ de la región objetivo específica 37 como se seleccionó en dicha imagen tridimensional 31_{3D} respectivamente.

40 [0063] De esta manera con el método y aparato según la presente invención es posible controlar el medio de formación de imagen 20 (MRI o ultrasonido) en una manera remota seleccionando una dirección de la imagen en la imagen tridimensional del volumen objetivo 31 dentro del cuerpo animal 30. Un usuario puede controlar el medio de formación de imagen tridimensional 20 desde el monitor 24a utilizando el sistema de computación 24 y el medio de control. 22.

45 [0064] Esta técnica de formación de imagen es beneficiosa por ejemplo para aplicaciones médicas que utilicen un preplan, por ejemplo un tratamiento preplanificado de terapia y más en particular para uso con el tratamiento de braquiterapia de cáncer de próstata utilizando el dispositivo tal como se ilustra en la Figura 1.

50 [0065] Para un tratamiento de cáncer de próstata utilizando múltiples agujas de implante 28_n a insertar dentro de una próstata 31 de una persona masculina 30 la locación/profundidad deseada de las múltiples agujas de implante 28_n se preplanifica de acuerdo a una terapia con el tratamiento deseado utilizando software conocido de planificación de tratamiento contenido por ejemplo en el sistema de computación 24. Las agujas de implante 28_n se consideran como instrumento quirúrgico, y se muestran como instrumentos quirúrgicos imaginarios $28_n'$ y se proyectan en dicha imagen tridimensional 31_{3D} de la glándula de la próstata 31.

55 [0066] De igual manera es posible proyectar un marco 24b de líneas verticales y horizontales sobre dicha imagen tridimensional 31_{3D} , cuyo marco 24b puede corresponderse con la abertura u orientación de la rejilla en el montaje de cuña 5 como se ilustra en la Figura 1. Al seleccionar una posición específica de la rejilla dentro del marco 24b se selecciona una aguja específica de implante 28_1 (por ejemplo la aguja de implante ilustrada con el número de referencia 29) y su inserción a través del cuerpo animal 30 hacia su profundidad deseada preplanificada dentro de la próstata 31 puede monitorearse con la imagen bidimensional única $31_{2D}'$

ES 2 385 085 T3

[0067] La selección de la posición de la rejilla dentro del marco 24b correspondiente con la aguja de implante específica 24 conduce a un medio de control remoto de formación de imagen 20 vía medios de control 22 resultando en una imagen bidimensional 21_{2b} ilustrando el corte de la imagen que intersecta dicha posición de la rejilla.

5 [0068] Al igual que en esta técnica de formación de imagen en la cual la inserción de la aguja específica de implante 29 puede monitorearse en tiempo real es posible controlar vía la línea de control 35 el medio de inserción de la aguja 36 hasta que dicha aguja de implante 29 llegue a su profundidad deseada preplanificada con relación a la glándula de la próstata 31.

10 [0069] Pueden insertarse subsiguientes fuentes emisoras, por ejemplo semillas radioactivas, a través de dicha aguja de implante 29 para llevar a cabo el tratamiento de terapia radioactiva como se preplanificó utilizando software de planificación contenido en el sistema de computación 24.

REIVINDICACIONES

- 5 **1.** Método para determinar la posición de un instrumento quirúrgico (28n) con respecto a un volumen objetivo dentro de un cuerpo animal según un preplan de braquiterapia indicando al menos una locación/profundidad del instrumento quirúrgico (28n'), comprendiendo el método los pasos de:
- 10 i) obtener una pluralidad de imágenes bidimensionales (31_{2D}) de dicho volumen objetivo utilizando medios de formación de imagen (20, 21n), estando dichas imágenes bidimensionales espaciadas entre sí en una dirección longitudinal, y estando representada cada imagen 2D por un corte de datos de imagen I (x,y,z);
- 15 ii) reconstruir a partir de dicha pluralidad de cortes de datos de imagen I (x,y,z) una imagen tridimensional (31_{3D}) de dicho volumen objetivo utilizando medios de transformación (23), dicha imagen en 3D representada por un conjunto volumétrico de datos de imagen V (x,y,z);
- 20 iii) mostrar dicha imagen tridimensional (31_{3D}) de dicho volumen objetivo a un usuario utilizando medios de exposición, comprendiendo el método además los pasos de:
- 25 iv) generar el preplan comprendiendo un instrumento quirúrgico imaginario (28n') utilizando la imagen tridimensional (31_{3D}), seleccionar según dicho preplan al menos una locación objetivo imaginaria específica (37) que comprende dicho instrumento quirúrgico imaginario (28n') dentro de dicha imagen tridimensional que se muestra mediante dicho medio de exposición utilizando medios de selección;
- v) controlar automáticamente dichos medios de formación de imagen (20, 21n) con respecto a dicho volumen objetivo para obtener en tiempo real una única imagen bidimensional (31_{2D'}) representada por el corte de datos de imagen I (x,y,z) de una locación objetivo específica dentro de dicho volumen objetivo correspondiendo a dicha locación objetivo imaginaria específica (37) seleccionada dentro de dicha imagen tridimensional (31_{3D});
- vi) mostrar dicha imagen bidimensional en tiempo real (31_{2D'}) de dicha locación objetivo específica al usuario utilizando medios de exposición; y
- vii) determinar la posición actual de dicho instrumento quirúrgico (28n) dentro de dicha locación objetivo específica utilizando dicha imagen bidimensional en tiempo real (31_{2D'}) de dicha locación objetivo específica mostrada.
- 30 **2.** Método según la reivindicación 1, que comprende además los pasos de (viii) comparar dicha posición real determinada de dicho instrumento quirúrgico con una posición deseada preplanificada de dicho instrumento quirúrgico con respecto a dicho volumen objetivo y ix) corregir dicha posición real determinada de dicho instrumento quirúrgico en vista de dicha posición preplanificada deseada reposicionando dicho instrumento quirúrgico con respecto a un volumen objetivo.
- 35 **3.** Método según la reivindicación 1 o 2, que comprende además el paso de:
- x) monitorear dicho paso de corrección ix) hasta que la posición real de dicho instrumento quirúrgico se corresponda con dicha posición preplanificada deseada.
- 4.** Método según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende además los pasos de
- 40 xi) proyectar según dicho preplan durante el paso iii) un instrumento quirúrgico imaginario dentro de dicha imagen tridimensional que se muestra, y xii) proyectar dentro de dicha imagen tridimensional la posición real de dicho instrumento quirúrgico como se determina en el paso vii).
- 5.** Método según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende además el paso de
- xiii) almacenar los datos de la imagen obtenidos en los pasos i), ii) y/o v) utilizando medios de almacenamiento.
- 45 **6.** Aparato para determinar la posición de un instrumento quirúrgico (28n) con respecto a un volumen objetivo dentro de un cuerpo animal según un preplan indicando al menos una locación/profundidad del instrumento quirúrgico (28n), que comprende:
- 50 medios de formación de imagen para obtener una pluralidad de imágenes bidimensionales (31_{2D}) de dicho volumen objetivo utilizando medios de formación de imagen (20, 21n), estando espaciadas dichas imágenes bidimensionales entre sí en una dirección longitudinal, y estando representada cada imagen 2D por un corte de datos de imagen I (x,y,z) espaciados entre sí en una dirección longitudinal;

medios de transformación (23) para reconstruir a partir de dicha pluralidad de cortes de datos de imagen I (x,y,z) una imagen tridimensional (31_{3D}) de dicho volumen objetivo utilizando medios de transformación (23), representada dicha imagen 3D por un conjunto volumétrico de datos de imagen V (x,y,z);

5

medios de almacenamiento para almacenar dicha pluralidad de cortes de datos de imagen I (x,y,z) y dicho conjunto volumétrico de datos de imagen V (x,y,z);

medios de exposición (24a) para mostrar dicha imagen tridimensional (31_{3D}) de dicho volumen objetivo a un usuario utilizando medios de exposición, además caracterizado por:

un sistema de computación (24) para generar el preplan utilizando la imagen 3D (31_{3D}), comprendiendo dicho preplan un instrumento quirúrgico imaginario (28n');

10

medios de selección para seleccionar según dicho preplan al menos una locación objetivo imaginaria específica (37) que comprende dicho instrumento quirúrgico imaginario (28n') dentro de dicha imagen tridimensional (31_{3D}) que se muestra mediante dichos medios de exposición;

15

medios de control (22) para controlar automáticamente dichos medios de formación de imagen (20, 21n) con respecto a dicho volumen objetivo (11) para obtener en tiempo real una única imagen bidimensional (31_{2D}') representada por el corte de datos de imagen I (x,y,z) de una locación objetivo específica dentro de dicho volumen objetivo correspondiente a dicha locación objetivo imaginaria específica (37) seleccionada dentro de dicha imagen tridimensional; y

20

medios para determinar la posición real de dicho instrumento quirúrgico (28n) dentro de dicha locación objetivo específica utilizando dicha imagen bidimensional en tiempo real (31_{2D}') de dicha locación objetivo específica.

7. Aparato según la reivindicación 6, además caracterizado por

- medios de comparación para comparar dicha posición real determinada de dicho instrumento quirúrgico con una posición deseada de dicho instrumento quirúrgico tal como se preplanificó y

25

- medios de corrección para corregir dicha posición real determinada en vista de dicha posición preplanificada deseada reposicionando dicho instrumento quirúrgico con respecto a un volumen objetivo.

8. Aparato según la reivindicación 6 o 7, además caracterizado por medios de desplazamiento (22) para desplazar dichos medios de formación de imagen (20) con respecto a dicho volumen objetivo (11) basándose en dichos medios de control.

30

9. Aparato según la reivindicación 8, caracterizado porque dichos medios de desplazamiento (22) son capaces de desplazar dichos medios de formación de imagen (20) en una dirección longitudinal y/o rotatoria.

10. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 6-9, caracterizado porque dichos medios de formación de imagen son medios de formación de imagen mediante ultrasonido, por ejemplo una sonda rectal de formación de imagen mediante ultrasonido.

35

11. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 6 o 7, caracterizado porque dichos medios de formación de imagen son medios de formación de imagen magnéticos nucleares.

12. Aparato según la reivindicación 11, caracterizado porque dichos medios de control están dispuestos para energizar las bobinas de gradiente apropiadas de los medios de formación de imagen magnéticos nucleares.

40

13. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 6-12 caracterizado porque dichos medios de selección comprenden un puntero de exposición, un puntero de ratón o un dispositivo de entrada, como un teclado.

14. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 6-13, caracterizado porque dicho instrumento quirúrgico es al menos una aguja de implante.

45

15. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 6-13, caracterizado porque dicho instrumento quirúrgico se considera al menos una fuente emisora de radiación, por ejemplo una semilla radioactiva de braquiterapia o fuente HDR.

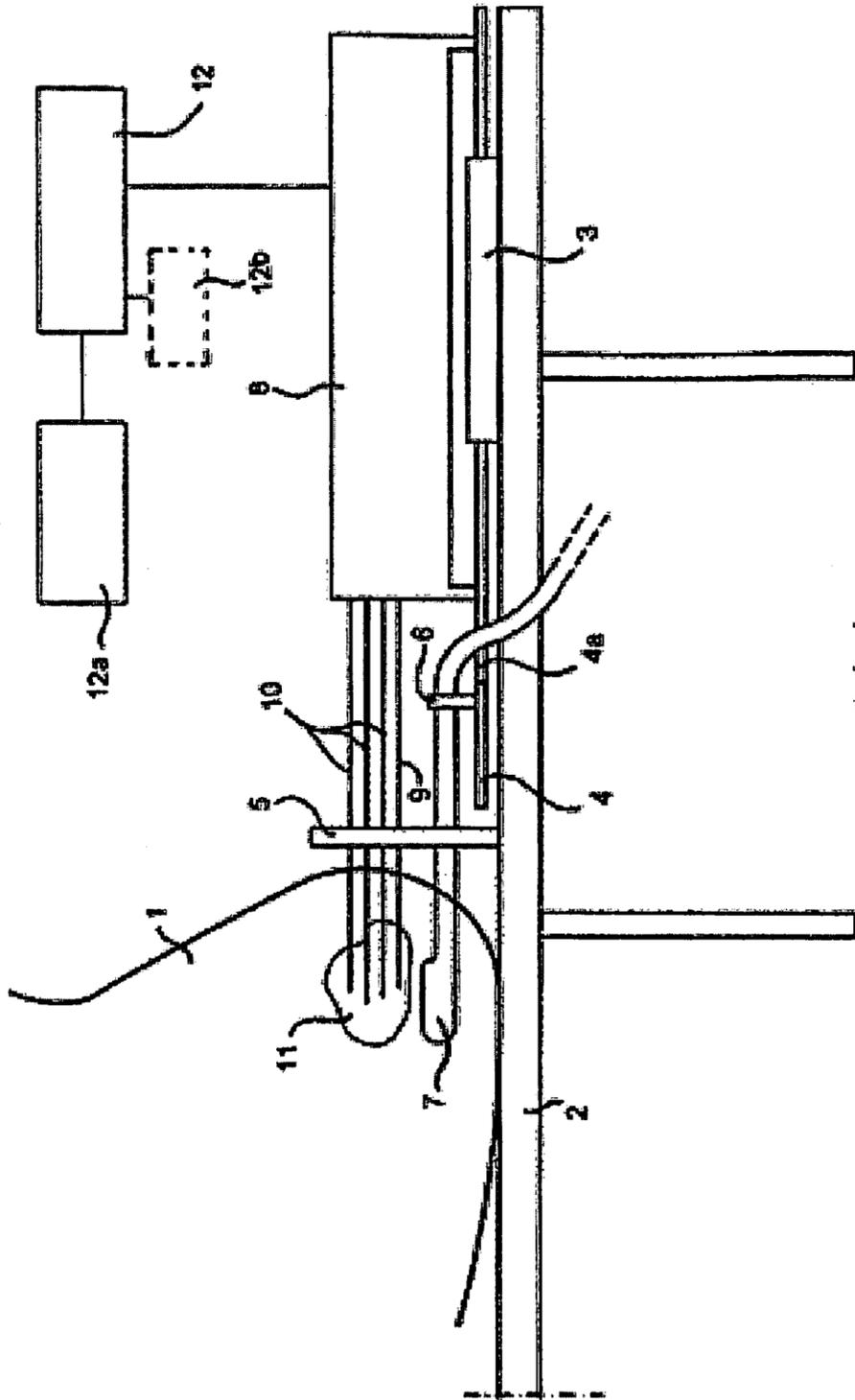


FIG. 1

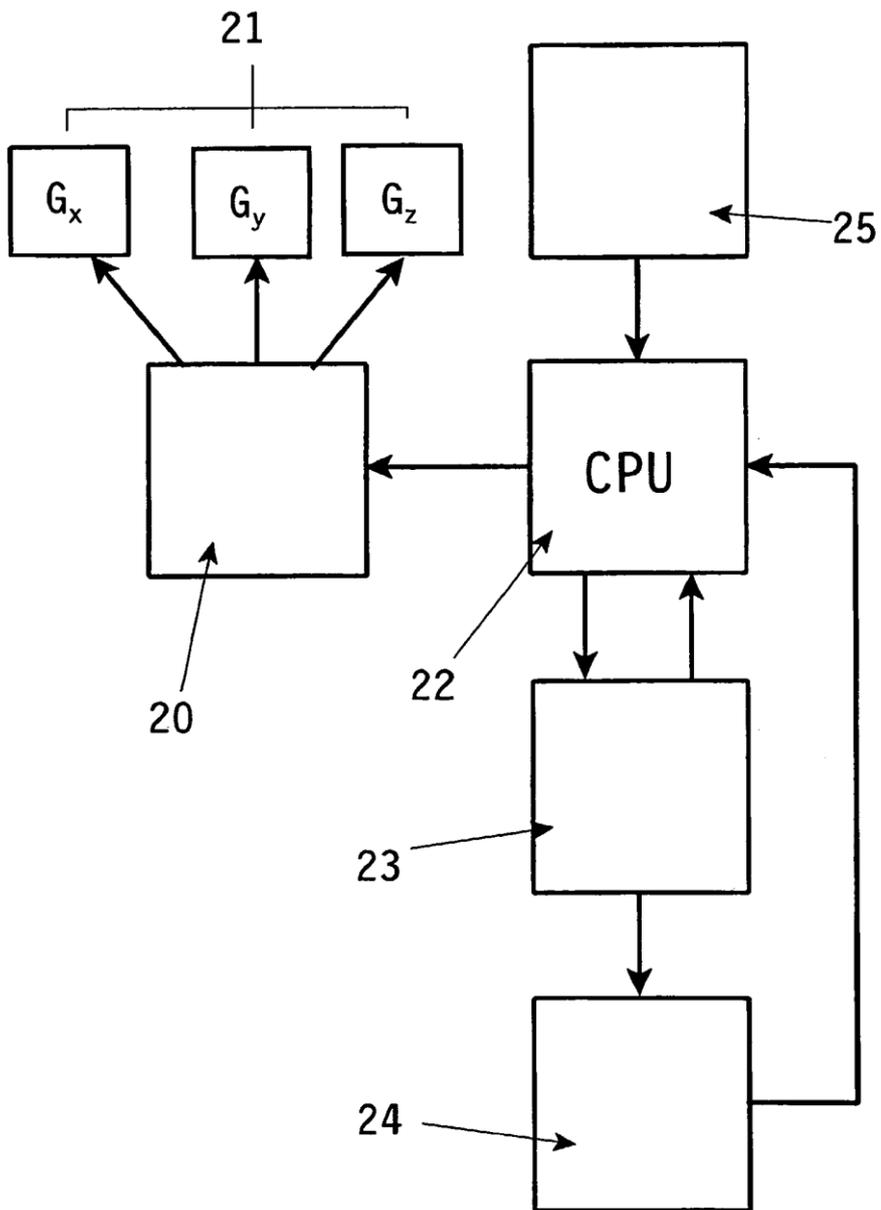


Fig. 2

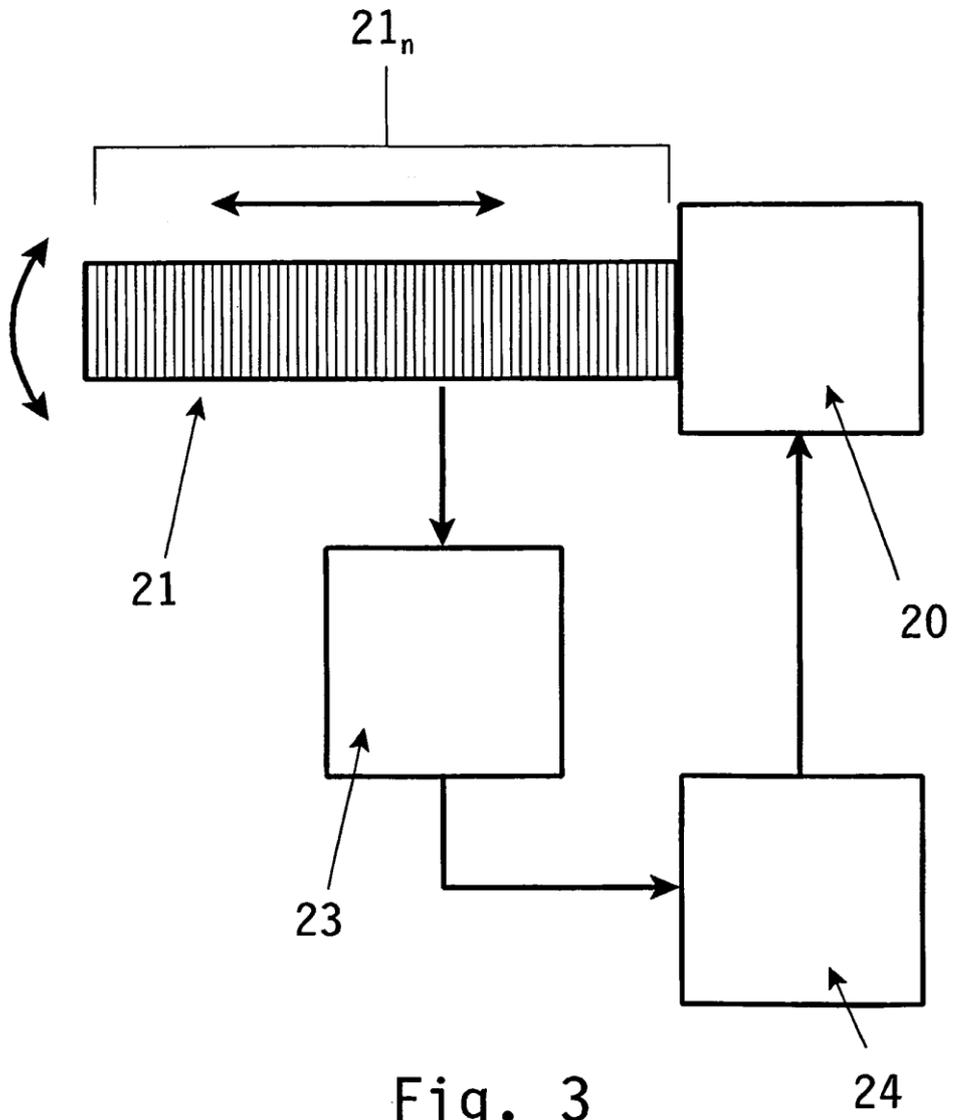


Fig. 3

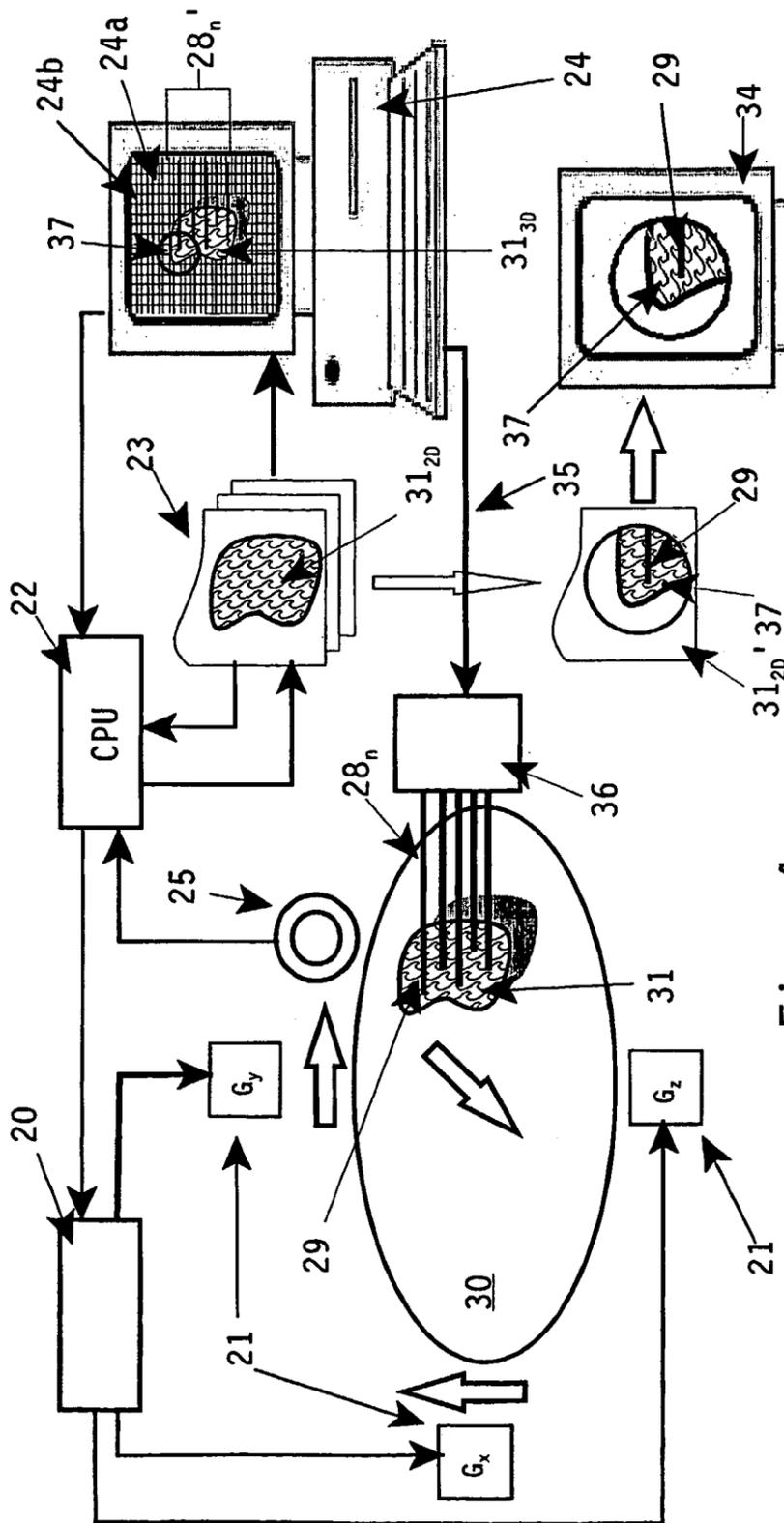


Fig. 4

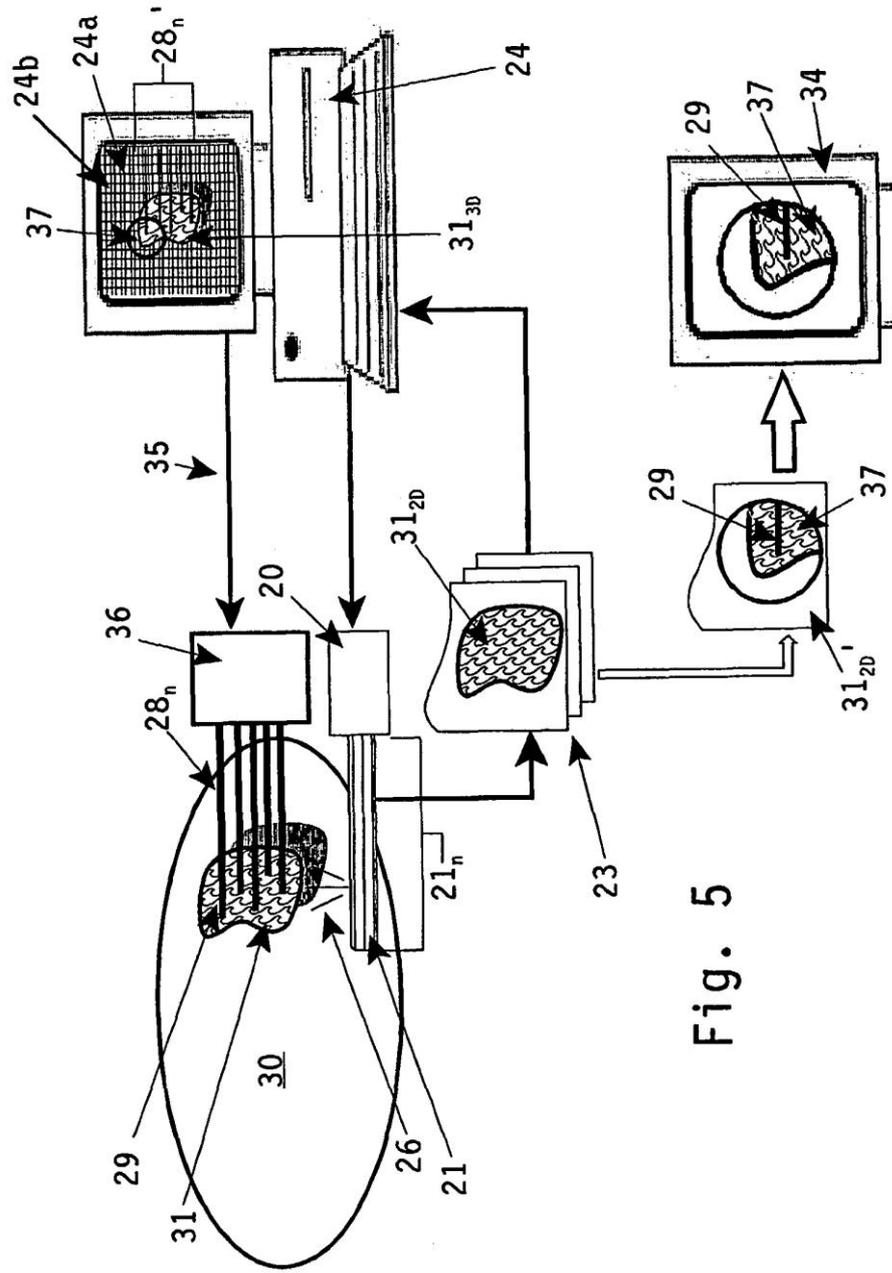


Fig. 5