

(12) SOLICITUD INTERNACIONAL PUBLICADA EN VIRTUD DEL TRATADO DE COOPERACIÓN
EN MATERIA DE PATENTES (PCT)

(19) Organización Mundial de la Propiedad
Intelectual
Oficina internacional



(43) Fecha de publicación internacional
5 de Julio de 2007 (05.07.2007)

PCT

(10) Número de Publicación Internacional
WO 2007/074201 A2

(51) Clasificación Internacional de Patentes: **Sin clasificar**

(21) Número de la solicitud internacional:
PCT/ES2006/070200

(22) Fecha de presentación internacional:
22 de Diciembre de 2006 (22.12.2006)

(25) Idioma de presentación: español

(26) Idioma de publicación: español

(30) Datos relativos a la prioridad:
P200503198
26 de Diciembre de 2005 (26.12.2005) ES

(71) Solicitantes (para todos los Estados designados salvo US): **CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS** [ES/ES]; C/ Serrano, 117, E-28006 Madrid (ES). **UNIVERSIDAD DE VALENCIA** [ES/ES]; Antigua Senda de Senent, 11, Ed. Alameda, E-46023 Valencia (ES). **GENERAL EQUIPMENT FOR MEDICAL IMAGING, SL** [ES/ES]; C/ Benjamin Franklin 12 (Edif. CEEI-mod. 16), Technological Park of Valencia, E-46980 Paterna (Valencia) (ES).

(72) Inventores; e

(75) Inventores/Solicitantes (para US solamente): **BENLLOCH BAVIERA, José Maria** [ES/ES]; INSTITUTO DE FISICA CORPUSCULAR, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Apartado 22085, E-46071 Valencia (ES). **SÁNCHEZ MARTÍNEZ, Filomeno** [ES/ES]; INSTITUTO DE FISICA CORPUSCULAR, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Apartado 22085, E-46071 Valencia (ES). **LERCHE, Christoph**

[DE/ES]; INSTITUTO DE FISICA CORPUSCULAR, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Apartado 22085, E-46071 Valencia (ES). **PAVÓN HERNÁNDEZ, Noriel** [CU/ES]; GENERAL EQUIPMENT FOR MEDICAL IMAGING, SL, C/ Benjamin Franklin 12 (Edif. CEEI-mod. 16), Technological Park of Valencia, E-46980 Paterna (Valencia) (ES). **MODIA LEIVA, Jesús** [CU/ES]; GENERAL EQUIPMENT FOR MEDICAL IMAGING, SL, C/ Benjamin Franklin 12 (Edif. CEEI-Mod. 16), Technological Park of Valencia, E-46980 Paterna (Valencia) (ES).

(81) Estados designados (a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección nacional admisible): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Estados designados (a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección regional admisible): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), euroasiática (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europea (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Continúa en la página siguiente]

(54) Title: STAND-ALONE MINI GAMMA CAMERA INCLUDING A LOCALISATION SYSTEM FOR INTRASURGICAL USE

(54) Título: MINI CÁMARA GAMMA AUTÓNOMA Y CON SISTEMA DE LOCALIZACIÓN, PARA USO INTRAQUIRÚRGICO

(57) Abstract: The invention relates to a portable mini gamma camera for intrasurgical use. The inventive camera is based on scintillation crystals and comprises a stand-alone device, i.e. all of the necessary systems have been integrated next to the sensor head and no other system is required. The camera can be hot-connected to any computer using different types of interface, such as to meet medical grade specifications. The camera can be self-powered, can save energy and enables software and firmware to be updated from the Internet and images to be formed in real time. Any gamma ray detector based on continuous scintillation crystals can be provided with a system for focusing the scintillation light emitted by the gamma ray in order to improve spatial resolution. The invention also relates to novel methods for locating radiation-emitting objects and for measuring physical variables, based on radioactive and laser emission pointers.

(57) Resumen: La presente invención consiste en una mini cámara gamma portátil para uso intra-quirúrgico. Está basada en cristales de centelleo y es autónoma: todos los sistemas necesarios han sido integrados junto a la cabeza sensora, sin necesidad de ningún otro sistema. Se puede conectar en caliente a cualquier ordenador mediante varios tipos de interfaz, cumpliendo con las características de grado médico. Posee capacidad de: "autoalimentación", "ahorro energético", actualización del software y firmware desde internet y formación de imágenes en Tiempo Real. Se introduce un sistema de focalización de la luz de centelleo emitida por el rayo gamma para mejorar la resolución espacial, en cualquier detector de rayos gamma basado en cristales de centelleo continuos. Se presentan nuevos métodos de localización de objetos emisores de radiación y medición de sus variables físicas, basados en punteros de emisión láser y radiactivos.

WO 2007/074201 A2



Publicada:

— *sin informe de búsqueda internacional, será publicada nuevamente cuando se reciba dicho informe*

Para códigos de dos letras y otras abreviaturas, véase la sección "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" que aparece al principio de cada número regular de la Gaceta del PCT.

TITULO**MINI CÁMARA GAMMA AUTÓNOMA Y CON SISTEMA DE LOCALIZACIÓN,
PARA USO INTRAQUIRÚRGICO****5 SECTOR DE LA TECNICA**

La presente invención pertenece al campo de la Física Médica Nuclear y al de la cirugía radio-guiada. Es un dispositivo que permite la obtención de imágenes *in vivo* de pequeños órganos humanos y animales mediante los radioisótopos que tradicionalmente se utilizan en medicina nuclear, con una
10 resolución elevada y en tiempo real. El dispositivo está destinado para estudios funcionales y detección y/o localización precisa de cáncer en órganos como la glándula tiroides, el riñón, la próstata, mamas y de ganglios del sistema linfático. Tiene aplicación en diagnóstico previo, intra-operatorio y postoperatorio.

15

ESTADO DE LA TÉCNICA

En las técnicas de diagnóstico que utiliza la medicina nuclear primero se introduce un radiofármaco en el paciente. Un radiofármaco es un compuesto químico que contiene isótopos emisores de radiación, habitualmente rayos
20 gamma. Una vez dicho compuesto se ha extendido de forma natural por el cuerpo del paciente se examina éste mediante una cámara de detección de rayos gamma, aportando información sobre la región donde se ha acumulado el radiofármaco en el organismo.

Las cámaras gamma se han venido mejorando desde su creación en el
25 año 1958 (H.O. Anger, Rev. Sci. Instrum. 29 (1958) 27); pero tradicionalmente han consistido en equipos de grandes dimensiones, con un peso de cientos de kilogramos y han estado asociados a complejos y voluminosos sistemas electrónicos. Grandes compañías transnacionales (GENERAL ELECTRIC, Siemens, etc.) se encargan de la producción, distribución e instalación de estos
30 equipos, en locales exclusivos de los hospitales.

La tecnología de detección utilizada por estas cámaras está basada fundamentalmente en cristales centelleantes y tubos fotomultiplicadores (PMT) no sensibles a la posición.

Hace relativamente poco tiempo han aparecido en el mercado las primeras cámaras gamma de reducidas dimensiones, como las producidas por las compañías Anzai Medical, TeraRecon, Intra Medical Imaging, EuroMedical Imaging, y Gamma Medica Imaging, también llamadas mini cámaras gamma.

5 El objetivo de las mini cámaras es cubrir una zona del diagnóstico donde pueden ofrecer una muy elevada calidad de imagen, respecto a las cámaras grandes, adicionando a ello la ventaja de ser equipos menos costosos y, en ocasiones, portátiles. A la vez, se vislumbran nuevos campos de aplicación para las mini cámaras, que están casi vedados para los grandes equipos, como

10 puede ser la utilización en intra-operatorio.

En algunas mini cámaras gamma se ha utilizado una nueva tecnología de detección basada en semiconductor de Teluro de Cadmio dopado con Zinc (CdZnTe) como por ejemplo, Anzai Medical o TeraRecon).

En los párrafos siguientes realizamos una breve descripción de las

15 patentes de mini cámaras gamma relacionadas con la presente invención.

La patente **US 2004/0262528**, cuyos autores son **R. Zaikin y M. Suzuki**, trata de una cámara gamma con un campo de visión reducido que incluye varios módulos. Utiliza una matriz de cristales y fotodiodos acoplados a los cristales. En la reivindicación 22, se hace referencia al uso de cristales

20 pixelados de CsI(Tl). La reivindicación 10 se refiere a que la fuente de alimentación de alta tensión de la cámara se proporciona a través de una tarjeta electrónica situada en el interfaz del ordenador (una tarjeta PCI en su caso). Observemos que el BUS PCI cuenta con decenas de líneas de datos y alimentación compartidas con la placa base del ordenador y está además en el

25 interior del ordenador; lo que implica abrir la CPU e insertar la tarjeta PCI con el ordenador apagado para que luego esté disponible para ofrecer alimentación de alto voltaje a la cámara, que no es además la única alimentación que necesita.

La patente **US2003/0081716 A1**, cuyo autor es **T. Tumer**, hace

30 referencia a la invención de una sonda portátil, manejable con una mano, y compacta con visualizador de imágenes LCD (conectado por cable o radio). La tecnología del detector está basada en semiconductores, más concretamente

basada en CdZnTe. Sin embargo, en la reivindicación 19 hace referencia a que el material detector también pueda ser seleccionado del siguiente grupo: HPGe, BGO, CdWO₄, CsF, NaI(Tl), CsI(Na), CsI(Tl), CdTe, CdZnTe, HgI₂, GaAs, PbI₂. Sin embargo, no hace ninguna alusión a si se trata de cristales
5 continuos o pixelados.

La patente **ES 2202846**, de **A. Soluri** y **R. Pani**, se refiere a una cámara gamma de centelleo plana con resolución espacial muy elevada, con estructura modular. Los fotomultiplicadores mencionados en la patente son del tipo sensible a posición con lectura mediante multihilos anódicos cruzados.

10 La patente, **ES 2206924**, de **A. Soluri**, se refiere a una mini cámara de reducidas dimensiones 30mmX30mm, con cristal pixelado y sistemas de amplificación y adquisición individuales para cada canal, los cuales son externos a la cabeza detectora. Sin embargo, en la reivindicación 13 hace referencia a cualquier tipo de fotomultiplicador sensible a posición.

15 Por otro lado, la patente **WO 00/19238** (**S. Majewski, A. Weisenberger, y R. Wojcik**) reivindica todo tipo de equipos de gammagrafía de pequeñas dimensiones constituidos por arreglos de detectores sensibles a la posición. Así mismo hace referencia a un equipo con reducidas dimensiones en su cabeza detectora, pero que requiere sistemas electrónicos modulares estándares para su operación (por ejemplo CAMAC o NIM).
20

Como vemos, las mini cámaras gamma centelleantes utilizan generalmente uno o unos pocos fotomultiplicadores sensibles a la posición, para lograr un equipo pequeño. Sin embargo, lo que reducen es la cabeza donde se ubica el detector (el cristal centelleante junto con el fotomultiplicador),
25 de manera que pueden llegar a ser más manejables que las cámaras grandes comerciales. Tanto las grandes cámaras como las mini cámaras mencionadas, requieren para su operación de un conjunto de sistemas electrónicos montados en voluminosos "racks" estándares, como CAMAC o NIM, o de las usuales tarjetas que se insertan en el ordenador. Incluso las más avanzadas cámaras o
30 mini cámaras gamma actuales requieren para su puesta en funcionamiento, que junto al equipo se ofrezca el sistema de cómputo u ordenador con la

electrónica incluida, ya sea una tarjeta en un ordenador estándar o un sistema de cómputo específicamente diseñado para la cámara.

Por lo tanto, no existen mini cámaras gamma basadas en cristales centelleantes autónomas, es decir, cuyo sistema de detección, electrónica y alimentación estén integrados en una única cabeza sensora de dimensiones reducidas, sin ninguna parte activa exterior a la cámara, como tarjetas PCI en el ordenador. Tampoco existen mini cámaras gamma que puedan enchufarse y desenchufarse sin necesidad de apagar el ordenador y que todos los voltajes necesarios para su operación, incluido el alto voltaje, sean generados en el interior de la cámara y no en alguna tarjeta u otro dispositivo conectado al ordenador.

La mayoría de dichas patentes se refieren a cristales pixelados. Alguna menciona marginalmente la posibilidad de utilizar cristales continuos de determinada composición química. Sin embargo, ninguna de dichas patentes explica como se resuelven los graves problemas de borde y compresión de la imagen que aparecen cuando la superficie de detección es pequeña con respecto a la anchura del cristal, en la dirección de entrada de los rayos gamma, como sucede por definición en el caso de las mini cámaras gamma.

Algunas de dichas patentes utilizan fotodiodos pero la mayoría utilizan fotomultiplicadores sensibles a la posición basados en multihilos. Por lo tanto no existen mini cámaras gamma basadas en fotomultiplicadores sensibles a la posición basados en ánodos del tipo pads y en particular en el del tipo FLAT panel, el cual no había sido inventado aún cuando se registraron dichas patentes.

Por otro lado, el grupo de investigación del Instituto de Física Corpuscular (IFIC) formado por los autores de la presente invención, ha desarrollado varios prototipos de mini cámaras gamma. La descripción del diseño y las características de funcionamiento de tales prototipos se publicaron en varios artículos de revistas científicas. Uno de dichos prototipos utilizaba fotomultiplicadores multihilos (tecnología diferente a la utilizada aquí) (Nucl. Instr. & Meth. A486(2002)186-190, Med. Phys. 31,6(2004) 1384-1397). Una primera versión del prototipo operaba con tarjetas insertadas en el ordenador y la otra podía comunicar los datos a través del puerto USB 1.0 de que disponía.

Posteriormente, se desarrollaron dos prototipos basados en fotomultiplicadores Flat Panel (M. Giménez, et al., Nucl. Instr. & Meth. A525 (2004) 298-302; Nucl. Instr. & Meth. A527(2004)92-96). Uno de ellos poseía un campo de visión de tamaño medio, y estaba formado por un arreglo de 4 PMTs; el otro estaba
5 constituido por un único PMT del tipo Flat Panel. Ambos tenían una carcasa metálica en forma de ortoedro y podían comunicar datos a través del puerto USB 1.0 y disponían de cristales continuos con tratamiento de pintura en las caras del cristal.

En todos los prototipos y publicaciones del IFIC mencionados existe el
10 problema de que en la práctica el ancho de banda limitado (1,2Mbps) del puerto USB utilizado (1.0) permite tan sólo alcanzar una tasa baja (máximo de 1100 cuentas por segundo) de adquisición de sucesos respecto a la normal de uso en medicina nuclear aunque el detector físico era capaz de adquirir datos a mayor velocidad. Un objeto de la presente invención es una mini cámara
15 gamma que puede operar con el puerto USB 1.1, USB 2.0 y alcanzar un ancho de banda de hasta 480Mbps, lo que significa que puede comunicarse hasta 400 veces más rápido, lo cual le habilita para la adquisición a las tasas elevadas necesarias para obtener una alta sensibilidad.

Por otro lado, todos estos prototipos del IFIC presentaban el problema
20 de que no eran aptos para uso médico, por lo que su aplicación práctica en humanos tanto para diagnóstico como en intra-operatorio resulta inviable. Esto se debe a las estrictas condiciones de bio-compatibilidad, seguridad eléctrica y compatibilidad electromagnética, que las normativas, tanto Europeas como Americanas, imponen para el equipamiento médico.

Por último, la técnica de pintura empleada para el tratamiento de las
25 superficies de los cristales utilizada, en tales prototipos y publicaciones del IFIC, era prácticamente inoperante, por cuanto se introducían múltiples defectos en los bordes e in-homogeneidades en todo el área sensible, que daban una muy corta vida útil a los sistemas sensores así creados y generaban
30 pérdidas de uniformidad inaceptables por las normas médicas.

No se conoce ninguna mini cámara gamma de ninguna de las tecnologías actuales, que teniendo como sistema de cómputo un ordenador estándar, tenga la capacidad de ser enchufada y desenchufada del ordenador

sin interrupción de su funcionamiento ni estado de encendido y que pueda comenzar a utilizarse inmediatamente sin la adición de otros sistemas electrónicos intermediarios.

5 Tampoco existen cámaras o mini cámaras gamma que produzcan imágenes de vídeo gamma en tiempo real, o imágenes estáticas en unos pocos segundos, con las bajas dosis de radiación permitidas en medicina nuclear.

Entre las dificultades que encuentra el uso intra-quirúrgico de las mini cámaras gamma se encuentra la visualización de regiones de baja actividad (como los ganglios) cercanas a puntos de elevada actividad (como los puntos de inyección peri-tumorales). Una solución usualmente aplicada por los médicos nucleares consiste en fijar una pantalla anti-radiación (“material opaco” a los rayos gamma) entre el tumor y la cámara (corrientemente un trozo de plomo). Esto permite que el efecto deslumbrador del tumor se elimine y se puedan apreciar los puntos de baja actividad al redistribuirse la intensidad de la imagen sólo entre los valores de baja actividad, entre los que aparecen ganglios que antes eran invisibles. Luego veremos como esta idea puede ampliarse para un fin diferente, con la adición de herramientas informáticas, que permiten crear un nuevo método de localización espacial de regiones observables de la imagen de gammagrafía; lo cual constituye precisamente otra de las dificultades a resolver.

Como acabamos de esbozar en el párrafo anterior; otro de los problemas que presentan las mini cámaras gamma es el de la localización de los objetos que aparecen en las imágenes captadas por las mismas en el cuerpo del paciente, es decir, la correspondencia entre imagen y organismo.

25 Para solucionar parcialmente este problema, los médicos utilizan a veces un objeto radiante que puede situarse libremente en la zona de observación de la cámara mientras su imagen es directamente visualizada por la misma junto a la de la zona radiante de interés. A esta herramienta nosotros la denominaremos “puntero brillante”. El más usual es un lápiz de Cobalto 57, aunque en ocasiones se utiliza una jeringa con Tecnecio 99m. El método de localización que utiliza un puntero brillante presenta el inconveniente de que 30 deja un rastro estático del puntero a su paso por la zona de la imagen. Así

mismo la afectación de la imagen es elevada ya que quedan trazas del puntero por todos los puntos por donde haya pasado.

En este trabajo denominaremos "punteros radiactivos", ya sea que emitan o inhiban las radiaciones, a los sistemas de localización y/o navegación
5 los cuales involucran directamente a la radiación en su modo de operación. Estos permitirán crear un punto singular en la imagen gammagráfica que se corresponda con el señalado por una herramienta usada como puntero.

El puntero de cobalto 57 antes descrito como "puntero brillante", pertenece a esta clase de punteros radiactivos, pero no es el único. En la
10 presente invención mostraremos dos nuevos tipos y una mejora en la utilización del ya conocido puntero brillante.

Definiremos como "puntero opaco" aquel que a su paso por la zona de observación inhiba la formación de la imagen que se formaría normalmente en su ausencia, creando una sombra en la imagen. Así mismo definiremos como
15 "puntero transparente" aquel que no afecte la formación normal de la imagen por el hecho de estar o no estar presente, pero que permita al sistema detector conocer la posición instantánea que posee el puntero en relación con la imagen de gammagrafía que se está formando.

El método recogido en una patente de invención previa del grupo de
20 investigación del IFIC (J.M. Benlloch, F. Sánchez, et al. "Navegador Funcional", P200202220 y PCT ES03-00497) basado en un localizador de infrarrojos o de radiofrecuencias, es del tipo transparente, aunque difiere completamente ya que requiere (y esto es un inconveniente) dos sistemas de detección basados además en tecnologías diferentes. En nuestro caso
25 presentaremos un método de localización con puntero transparente, en el cual se utiliza la misma tecnología de detección (radiación gamma) y el mismo detector, tanto para captar la imagen de interés, como para establecer la ubicación espacial del puntero. La nueva invención que presentamos tiene otro
30 valor añadido que consiste en la posibilidad de obtener información de variables físicas referentes a la fuente de interés en la posición física marcada por el puntero transparente.

De la misma forma, la patente **US 2004/0075058**, de **I. Blevis, L. Tsukerman, Y. Hefetz**, se refiere más que a una cámara gamma al sistema de localización de la misma mediante emisores de radio. También la patente **US 6,723,988**, de **N. Wainer y Zichron-Yaakov**, se refieren a la utilización de Mini
5 cámaras gamma para un equipo de navegación.

Una mini cámara gamma para uso intra-quirúrgico debe ser ligera, portátil y autónoma con uno o ningún cable y debe ser capaz de formar las imágenes en tiempo real.

Es de amplio conocimiento la existencia de múltiples sistemas de
10 punteros basados en LASER. Pueden encontrarse generadores de punto, línea, así como las más diversas formas geométricas.

En todos los casos conocidos en los que se genera una forma luminosa singular sobre una superficie determinada, a causa de la intersección con esa superficie, de la luz LASER emitida; dicha forma luminosa tiene la característica
15 de depender en su posición y en su forma, de la distancia hasta el emisor o los emisores LASER, a la que se encuentra la superficie interceptada por la luz; así como de la posición angular de la superficie; o en caso contrario el emisor o emisores LASER, deben estar simétricamente dispuestos respecto al eje axial en el que se realice el desplazamiento de acercamiento o alejamiento entre
20 emisores LASER y la superficie donde se intercepta su luz.

Ejemplo de esta último puede ser un emisor LASER de punto que se acerca o aleja de una superficie donde genera un punto, siguiendo como eje de movimiento la propia línea que sigue su luz. Este es un caso en que la figura generada mantiene su posición en la superficie y su forma de punto, pero que
25 está simétricamente situada respecto al eje del movimiento, y además encima de dicho eje, figuras 1a y 1b.

Como ejemplos de cambio de posición o forma al mover la posición entre superficie y emisor hay muchos casos:

1. Un emisor LASER de punto igual al mencionado arriba, pero que
30 se acerca o aleja de una superficie donde genera un punto, siguiendo como eje de movimiento una línea que forme cierto

ángulo diferente de cero con la propia línea que sigue su luz. Este es un caso en que la figura generada sigue siendo un punto, pero su posición en la superficie cambia con la distancia entre emisor y superficie, figuras 2a y 2b.

- 5 2. Un emisor LASER de un único transductor, que genere cualquier figura diferente de un punto, genera una figura cuya dimensión varía con la distancia entre emisor y superficie y generalmente también varía con el ángulo en que se sitúe esa superficie respecto del emisor.

10

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

Descripción breve

El objeto de la presente invención es una novedosa mini cámara gamma portátil para uso intra-quirúrgico y un sistema de localización de objetos emissores de rayos gamma.

15

La mini cámara gamma se basa en cristales de centelleo y está caracterizada esencialmente por ser autónoma, es decir, en la que todos los sistemas necesarios han sido integrados junto a la cabeza sensora, formando un equipo compacto y autónomo, sin necesidad de ningún otro sistema electrónico, y que se puede conectar a cualquier ordenador estándar o dispositivo compatible mediante cualquier interfaz serie universal de velocidad total o alta velocidad, WirelessUSB, BlueTooth o Firewire, figura 3. Al mismo tiempo, este equipo cumple con las características de seguridad eléctrica y compatibilidad electromagnética de grado médico.

20

En esta invención se presenta además un tratamiento especial de las superficies del cristal, en el caso de que el cristal de centelleo de la mini cámara gamma sea del tipo continuo, y un método que permite utilizar casi toda el área del mismo sin el grave inconveniente de la compresión de imagen y efectos de borde que presenta la utilización de cristales continuos. Se introduce además la innovación de utilizar cristales de centelleo basados en tierras raras.

25

30

Se introduce además, un sistema de focalización de la luz de centelleo emitida por el rayo gamma para mejorar la resolución espacial, en cualquier

detector de rayos gamma basado en cristales de centelleo continuos, al disminuir la anchura de la distribución de luz que llega al foto-detector.

Otras características innovadoras de la mini cámara gamma objeto de nuestra invención son: capacidad de "autoalimentación" desde el puerto del ordenador, modos de "ahorro energético", capacidad de actualización del software y firmware desde internet, sin necesidad de manipulación sobre la cámara y capacidad de formación de imágenes de Vídeo de rayos Gamma en Tiempo Real (RTGV), incluso para dosis administradas de baja actividad, gracias a un nuevo algoritmo de "reconstrucción probabilística".

Uno de los problemas que presentan las cámaras gamma es el de la localización de los objetos que aparecen en las imágenes captadas por las mismas en el cuerpo del paciente, es decir, la correspondencia entre imagen y organismo. Este problema se resuelve, en la presente invención, desarrollando un método de localización mediante el uso de uno o más punteros radiactivos, en el cual se utiliza la misma cámara gamma tanto para captar la imagen de interés, como para establecer la ubicación espacial de cada puntero. La nueva invención que presentamos tiene otro valor añadido que consiste en la posibilidad de obtener información de variables físicas referentes a la fuente de interés en la posición física marcada por el puntero transparente. Así mismo se introduce un nuevo sistema de puntero luminoso basado en LASER, que permite indicar sobre el área de observación un punto específico de la imagen de gammagrafía.

El conjunto de la mini cámara gamma y los sistemas de localización desarrollados constituyen un nuevo sistema de navegación quirúrgica mediante imágenes obtenidas en tiempo real.

Descripción detallada

Una mini cámara gamma basada en tecnología de cristales de centelleo y caracterizada esencialmente por ser autónoma, es decir, en la que todos los sistemas físicos y electrónicos necesarios han sido integrados junto a la cabeza sensora, formando un equipo compacto y autónomo, sin necesidad de ningún otro sistema electrónico adicional, y que se puede conectar a cualquier

ordenador estándar o dispositivo compatible mediante interfaz conectable en caliente.

Los elementos estructurales de la mini cámara gamma son los siguientes, figura 4:

- 5 1. Sistema intercambiable de colimación de rayos gamma basado en tungsteno, plomo u otro material de iguales características frente a la radiación.
2. Cristal centelleante.
3. Fotodetector (o fotodetectores) sensibles a la posición.
- 10 4. Pantalla anti-radiación de plomo, tungsteno u otro material de iguales características frente a la radiación..
5. Electrónica de bajo consumo con procesamiento analógico, digital y fuentes de voltaje e interfaz estándar de conexión a ordenadores.
6. Conector salida a la interfaz.
- 15 7. Carcasa con pantalla electromagnética.

El colimador 1, de uno (tipo "pin-hole") o varios agujeros (tipo multi "pin-hole" o de agujeros paralelos, convergentes o divergentes) o de estructura de máscara codificada, permite el paso de los rayos gamma, solamente por los
20 agujeros establecidos para la correcta formación de la imagen.

El cristal centelleante 2, transduce la energía depositada por un rayo gamma incidente en la generación de un elevado número de fotones de luz visible, que pueden ser detectados por el fotodetector 3.

El fotodetector 3, recibe la luz del cristal centelleante y la transduce en
25 impulsos de carga eléctrica que pasan a la sección de procesamiento electrónico. El fotodetector utiliza alimentación de alto voltaje de hasta 1200 Volts que le es generado en una placa de fuentes que forma parte de la sección electrónica interna de la cabeza detectora.

La pantalla antirradiación 4, de plomo u otro material de similares
30 características frente a las radiaciones, cubre la superficie lateral, trasera y frontal de la cámara, excepto en la zona del colimador 1. De esta forma los rayos gamma no pueden alcanzar la zona sensible de la cámara, a no ser por el agujero previsto expresamente para ese fin en el colimador 1, para el caso

del colimador "pin-hole", o los múltiples agujeros en caso de colimadores multi "pin-hole", de agujeros paralelos, divergentes, convergentes o de máscaras codificadas.

La electrónica de procesamiento 5, recibe las señales de salida del
5 fotodetector 3. La misma consta de las siguientes partes:

1. Red interanódica que reduce a una cantidad mínima el número de señales electrónicas procedentes de los ánodos del fotodetector para la localización del centroide de la distribución de luz, a partir de todas las señales anódicas individuales.
- 10 2. Sistema de procesamiento analógico de las señales para amplificar, filtrar y obtener una amplitud adecuada en función de la carga en cada señal.
3. Sistema de procesamiento digital para digitalizar las señales analógicas, realizar un filtrado digital y enviar los resultados al ordenador por la
15 interfaz de comunicación establecido. Adicionalmente realiza el control de todas las funciones del dispositivo.
4. Sistema de fuentes para la generación de los diferentes voltajes necesarios en el equipo, a partir de una fuente única de 5 volts.

20 El conector 6, es la única vía de comunicación imprescindible del equipo. A través de dicho conector viajan siempre los datos en ambos sentidos y en el caso de las interfaces conectadas por cable, fluye la energía de alimentación del ordenador a La Mini Cámara.

La carcasa 7, garantiza que no entre luz al interior del dispositivo y
25 pueda llegar hasta el cristal centelleante 2, evitando así que se introduzcan ruidos en la imagen de gammagrafía a obtener. Así mismo la carcasa cumple una función de pantalla electromagnética frente a todo tipo de ruidos externos y emisiones internas, para una adecuada compatibilidad electromagnética de grado médico.

30 Debido a que todos los sistemas electrónicos necesarios, analógicos, digitales, *firmware* y fuentes de voltaje, han sido integrados junto a la cabeza sensora se obtiene una mini cámara gamma compacta, con un inigualado nivel de autonomía y portabilidad. La información digital, que el dispositivo transmite

al ordenador, permite obtener directamente la imagen de gammagrafía. La posibilidad de operación sin cables entre la cámara y el ordenador requiere, para una operación continuada, de la utilización de alimentación externa desde una fuente de 5Volts conectada a la línea eléctrica. También se ha preparado
5 la operación con baterías, ligado al uso de interfaces inalámbricas, que libera de todo tipo de conexión por cable.

No se conoce la existencia de ninguna cámara gamma con la propiedad de ser autónoma. Sin embargo, dicha propiedad es muy importante para el uso intra-quirúrgico ya que reduce el número de cables al mínimo (uno o ninguno
10 según el interfaz utilizado) y cualquier cable dentro del quirófano resulta un obstáculo importante para el cirujano.

Un objeto particular de la presente invención es una mini cámara gamma de las características descritas anteriormente, y que cumple con las
15 características de seguridad eléctrica y compatibilidad electromagnética de grado médico.

En la invención que presentamos, y a diferencia de las publicaciones anteriores del grupo de investigación formado por los autores de la misma (ver por ejemplo, Nucl. Instr. & Meth. A486(2002)186-190, Med. Phys. 31,6(2004)
20 1384-1397, Nucl. Instr. & Meth. A525(2004)298-302, Nucl. Instr. & Meth. A527(2004)92-96), se utiliza una carcasa que ha sido diseñada especialmente para cumplir las normativas de seguridad eléctrica de grado médico en un entorno quirúrgico; a la vez que los circuitos electrónicos han sido creados para operar en un entorno sin la protección que puede brindar una gruesa capa de
25 aluminio como la descrita en esas publicaciones.

Un objeto particular de la presente invención es una mini cámara gamma de las características descritas anteriormente, y además con la característica de que la interfaz en caliente puede ser al menos uno de los siguientes: a) Interfaz serie universal de velocidad total (12Mb/s) o alta velocidad (480Mb/s);
30 b) WirelessUSB; c) BlueTooth; d) Firewire.

En la presente invención se ha desarrollado un interfaz de comunicaciones USB hasta 400 veces más rápido que el presente en los prototipos académicos citados en el estado de la técnica. Dicho interfaz puede

comunicarse en modos USB 1.1 (12Mb/s) y USB 2.0 (480Mb/s), lo cual permite que las limitaciones de velocidad de adquisición queden del lado de la física, por mucho tiempo. Así mismo prepara a este sistema para operar con nuevos sistemas de colimadores de muy alta sensibilidad que están en desarrollo.

5 También se han desarrollado las interfaces de comunicación por medio de los restantes modernos puertos de comunicaciones WirelessUSB, BlueTooth y FireWire, las cuales no han sido reportadas en ningún otro equipo de gammagrafía y permiten una elevada versatilidad de interconexión con sistemas estándares de cómputo y una portabilidad y facilidad de uso
10 añadidas. De estos avances ha resultado así mismo un sistema que puede conectarse y desconectarse al ordenador sin necesidad de apagarlo, ni tomar ninguna medida extra.

Un objeto particular de la presente invención es una mini cámara gamma como la descrita anteriormente, con la característica conocida como
15 “autoalimentación” (*selfpowered*), ya que puede utilizar la propia interfaz de datos estándar y externa del ordenador como fuente de energía, o alternativamente una batería, y no requiere la utilización de la red eléctrica u otra alimentación externa.

Esto es posible porque la mini cámara gamma objeto de la presente
20 invención consume una potencia eléctrica inferior a las capacidades que ofrecen los puertos utilizados. Adicionalmente el equipo puede alimentarse externamente (sin que sea imprescindible) a partir de una fuente directa de 5 volts y 500 miliamperes.

Un objeto particular de la presente invención es una mini cámara gamma
25 como la descrita anteriormente, con la característica de “paso a modos de ahorro energético” (*Power Down*), ya que el software puede definir varios niveles de consumo según las necesidades funcionales de cada momento.

Como parte del control de alimentación de energía, la Mini Cámara puede pasar al modo “dormida” en el cual el consumo es de apenas 2 micro-
30 amperes, sin perder la capacidad de “despertar” y cambiar a otro estado ante una orden automática del software. El siguiente estado energético consume 23mA y permite la comunicación bi-direccional de datos entre la cámara y el ordenador, con funciones como la identificación y preestablecimiento de

condiciones de adquisición. En otro nivel de consumo de 320mA, el dispositivo puede generar la adquisición del nivel de ruido ambiental, hacer chequeos de funcionalidad y ajustar sus sistemas para contrarrestar el ruido. En otro nivel de 150mA el sistema puede mantener el estado óptimo de temperatura del sistema sensor, para el inicio rápido de una adquisición.

Finalmente con un consumo de 470mA y todos los sistemas encendidos el equipo puede realizar cualquier operación según su finalidad.

El uso adecuado de estas habilidades permite que el equipo no tenga que ser desenchufado del ordenador, a la vez que se ahorra energía y alarga la vida útil del mismo. No hacen falta botones mecánicos para apagar el equipo.

Un objeto particular de la presente invención es una mini cámara gamma como la descrita anteriormente, en la que el software puede actualizarse desde internet y el *firmware* (controlador del hardware), se puede recargar desde el software, sin abrir la cámara; lo que implica que mediante actualizaciones del *firmware*, se puede mutar el *hardware* y/o añadirle otros comportamientos.

Esta exclusiva característica permite que el fabricante pueda incluir nuevos avances y mejoras a las mini cámaras comercializadas en cualquier parte del mundo, mediante un soporte de actualización en internet, al cual accederían los clientes registrados.

Es usual que algunos dispositivos modernos de electrónica de consumo, los cuales utilizan algún *software* en su funcionamiento, puedan actualizarse por estos medios. Menos usual es que pueda actualizarse el *firmware* controlador del *hardware*, sin abrir el equipo contenedor de ese *hardware*. No se conoce de ninguna cámara gamma donde esta característica esté implementada.

La operación del sistema digital de la mini cámara gamma objeto de la presente invención está basada en un microcontrolador y presenta un diseño *hardware* con un conjunto de capacidades adicionales con respecto a las necesarias para la realización de una gammagrafía. La utilización de esas capacidades extras, aún no ha sido desarrollada en el *software* de gammagrafía actual; ni están incluidas en el programa que funciona en el

microcontrolador (*firmware*). Lo que reivindicamos es que nuestro equipo podrá utilizar esas capacidades cuando sean desarrolladas. Para ello basta con remitir por medios informáticos, la actualización correspondiente y el sistema actualmente creado, podrá actualizar tanto el software del ordenador, como el

5 *firmware* del microcontrolador de la mini cámara gamma.

Estas actualizaciones del hardware están, por supuesto, limitadas a las capacidades creadas y no utilizadas en el diseño *hardware* original. Si embargo, el propio *firmware* de realización de gammagrafía que actualmente se utiliza, puede ser mejorado cuantas veces se considere y prácticamente de

10 forma ilimitada, basado en los mismos datos de partida y tal vez alguna característica de las no utilizadas.

Ponemos como ejemplo que mediante actualizaciones informáticas, se puede añadir al sistema la capacidad de convertirse en cualquiera de los siguientes equipos, diferentes de una cámara gamma:

- 15
1. Detector de nivel de radiaciones.
 2. Espectrómetro multicanal.
 3. Espectrómetro monocanal de ventana desplazable.
 4. Sistema de captación de cuentas en tiroides.

20 Un objeto particular de la presente invención es una mini cámara gamma de las características descritas anteriormente, y junto con la característica de que el cristal centelleante es del tipo continuo, al que se ha realizado un tratamiento especial de sus superficies externas, y se ha utilizado un algoritmo específico denominado "transformación afín compensada" que permiten

25 obtener una homogeneidad en el área de detección inferior al 5% hasta un entorno del 80% de dicha área, superando antiguas limitaciones conocidas como efectos de borde que limitan el área útil al 50% del área sensible.

Aunque en algunas patentes (ver **ES 2202846**, de **A. Soluri** y **R. Pani**; **ES 2206924**, de **A. Soluri**) se comenta marginalmente la posibilidad de utilizar

30 cristales continuos en mini cámaras gamma, dichas patentes están basadas, y así lo demuestran todos los ejemplos de realización, en cristales con píxeles.

Sin embargo, ninguna de dichas patentes explica como resuelven los graves problemas de borde y compresión de la imagen que aparecen cuando la superficie de detección es pequeña con respecto a la anchura del cristal en la dirección de entrada de los rayos gamma, como sucede por definición en el caso de las mini cámaras gamma. Dichos problemas tienen un efecto despreciable en el caso de las cámaras gamma de grandes dimensiones, que son las que tradicionalmente se han venido utilizando, y por ello los autores de dichas patentes obvian dichos problemas. Sin embargo, como demuestran las publicaciones del grupo de investigación formado por los autores de la presente invención (Nucl. Instr. and Meth. A486(2002)186-190, Med. Phys. 31,6(2004) 1384-1397, Nucl. Instr. and Meth. A525(2004)298-302, Nucl. Instr. and Meth. A527(2004)92-96) dichos problemas son importantes y reducen sustancialmente el campo de detección útil de las mismas si se precisa, como así lo exigen las normativas (Performance Measurements of Scintillation Cameras, NEMA Standards Publication no. NU 1, National Electrical Manufacturers Association, Washington D.C. 1994), que la superficie de detección sea uniforme. Es por ello que, aunque el uso de cristales continuos se cita en alguna patente, no se ha inventado un método que permita utilizarlos en la práctica para cámaras de pequeño campo de visión sin que generen efectos de borde y desuniformidades más allá de las permitidas por las normativas, como por ejemplo la NEMA arriba citadas. Por esta razón no se utiliza en la práctica.

En la presente invención se introduce un tratamiento especial de las superficies del cristal y un algoritmo que permiten alcanzar grandes campos de visión útil relativos (se utiliza casi toda el área del cristal), inalcanzables por los actuales sistemas de cristal continuo, lo que constituye la principal razón por la cual esta técnica no se utiliza actualmente en mini cámaras gamma fuera del entorno académico.

Por otro lado, el uso de cristales continuos con un tratamiento de superficie adecuado permite obtener una mayor cantidad de luz en el dispositivo fotosensible que los cristales en forma de matriz con píxeles, lo que implica una mejora en la resolución en energía del detector de rayos gamma.

A continuación describimos el tratamiento de superficie que se realiza para minimizar los efectos de borde. La superficie por la cual penetran los rayos gamma en el cristal se ha pulido de forma burda, se ha pintado con una pintura blanca reflectante seca y además se ha depositado una capa epoxy blanca reflectante sobre ésta. Alternativamente, en esta superficie se puede realizar un pulido fino al que se adhiere una capa auto-reflectante. La capa auto-reflectante tiene la propiedad de que las partículas de luz emitidas por el cristal y que inciden en dicha capa son reflejadas en la misma dirección de incidencia de la luz emitida en el cristal pero cambiando el sentido. En la superficie del cristal en contacto con el fotodetector se realiza un pulido también de forma burda. Finalmente, en las pequeñas superficies laterales se realiza un pulido de forma burda, se pinta con pintura negra absorbente seca y además se deposita una capa epoxy negra absorbente. La diferencia entre éste tratamiento y el descrito en las publicaciones anteriores del grupo de investigación al que pertenecen los autores de la invención (ver por ejemplo, "PORTABLE MINI GAMMA-CAMERA FOR MEDICAL APPLICATIONS", E. Porras, B. Escat, J.M. Benloch, D. Kadi-Hanifi, S. López, N. Pavón, J. A. Ruiz, F. Sánchez, A. Sebastià, Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A 486, 2002, 186-190; "DESIGN AND TESTS OF A PORTABLE MINI GAMMA CAMERA", de F. Sánchez, J. M. Benloch , B. Escat, N. Pavón, E. Porras, D. Kadi-Hanifi, J.A. Ruiz, F.J. Mora, A. Sebastià, Medical Physics 31, 6, Junio 2004, 1384-1397) resulta sustancial para la reducción de los efectos de borde y mejora de la uniformidad.

En el artículo de D.P. Mc Elroy, S.C. Huang and E.J. Hoffman, "The Use of Retro-Reflective Tape for Improving Spatial Resolution of Scintillation Detectors" (IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol 49 (1) (2002) 165-171) se utilizan láminas retroreflectoras para mejorar las características de resolución espacial intrínseca de un cristal continuo en cámaras gamma. Sin embargo, el uso de una capa retrorreflectora no se ha implementado nunca en mini cámaras gamma.

A pesar de dicho tratamiento óptimo de la superficie del cristal es necesario aplicar un algoritmo específico, que denominamos "transformación

afín compensada”, para minimizar los efectos de borde y de compresión de la imagen y obtener una superficie de detección uniforme de tamaño máximo.

El algoritmo descompone en primer lugar la superficie de la imagen detectada (comprimida) en polígonos (por ejemplo, triángulos) de área pequeña
5 y realiza una transformación afín de forma que cada polígono se expande conservando su forma. El factor de expansión depende, entre otros factores, de las características particulares del cristal y fotodetector utilizados y de la situación del polígono respecto del centro de la superficie de detección, siendo mayor en general para polígonos situados en los límites de la misma que en el
10 centro. Se utiliza una tabla LUT (Look Up Table) para realizar localmente y de forma rápida y eficiente las correcciones en posición y energía. Por otro lado, los rayos gamma que han sido detectados en un polígono dado se redistribuyen en los polígonos expandidos por un método de Monte Carlo que tiene en cuenta la probabilidad de que el rayo gamma detectado hubiera
15 incidido en realidad en otro polígono circundante. De esta forma se optimiza la uniformidad en la mayor área posible de detección.

En las publicaciones anteriores del grupo de investigación formado por los autores de la presente invención (ver por ejemplo, “A FLAT-PANEL-BASED MINI GAMMA CAMERA FOR LYMPH NODES STUDIES”, de M.M. Fernández,
20 J.M. Benlloch, J. Cerdá, B. Escat, E.N. Giménez, M. Giménez, Ch.W. Lerche, J. Martínez, N. Pavón, F. Sánchez, A. Sebastià, Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A 527, 2004, 92–96) se utiliza un método de descompresión de la imagen detectada basado en funciones de dos variables con múltiples monomios. Dicho método presenta el problema fundamental de
25 que no puede utilizarse en tiempo real debido a su lentitud por el gran número de operaciones algebraicas que precisa. Por otro lado, carece de la posibilidad de adaptarse de forma óptima a las características locales de la superficie de detección que pueden variar sustancialmente, por ejemplo, en función de los
“pads” anódicos iluminados (en el caso de que el detector sea un foto-
30 multiplicador FLAT PANEL sensible a posición).

Un objeto adicional de la presente invención es un detector de rayos gamma basado en cristales de centelleo continuos mejorado mediante un sistema de focalización de la luz de centelleo emitida por el rayo gamma de

forma que se disminuye la anchura de la distribución de luz que llega al foto-detector, figuras 5a y 5b.

La resolución espacial de un detector de rayos gamma basado en cristales de centelleo continuos depende de la anchura de la distribución de luz emitida por el rayo gamma en el cristal y que llega a la superficie del foto-detector: cuanto mayor es la anchura de la distribución más difícil es separar dos puntos entre sí y por tanto menor es la resolución. Por otro lado, cuanto mayor es la anchura de la distribución de luz, mayores son los efectos de borde que aparecen al utilizar cristales de centelleo continuos, aumentando el factor de compresión de la imagen.

Por ello, dicha mejora introducida en la presente invención, resulta especialmente importante en el caso de detectores de rayos gamma con cristales de centelleo de gran grosor, en la dirección perpendicular a la superficie del foto-detector, respecto a la dicha superficie. Dichos detectores presentan la dificultad de que la mayor parte de las interacciones se producen cerca de la superficie de entrada de los rayos gamma en el cristal y, por tanto, generan distribuciones muy anchas de luz en la superficie del foto-detector.

El mencionado sistema de focalización de la luz de centelleo emitida por el rayo gamma puede implementarse mediante la adición al mismo de una o más capas material óptico que actúan como lentes de focalización. En particular, el uso de capas de lentes o micro-lentes convergentes de distancia focal similar a la dimensión del cristal en la dirección perpendicular a la superficie del foto-detector, disminuye la anchura de la distribución de luz que llega a la misma. Para lograr una mayor reducción en la anchura de la distribución de la luz, el cristal continuo puede segmentarse en dos o más capas a lo largo de la dirección perpendicular a la superficie de foto-detección, adicionando entre cada dos de dichas capas una capa de micro-lentes convergentes.

Un objeto particular de la presente invención, que es consecuencia de lo explicado anteriormente, es un detector de rayos gamma que consiste en varias capas (en la dirección de entrada de los rayos gamma) de cristales de centelleo continuos, y finalmente foto-detectores, y al que se han adicionado

entre cada dos de dichas capas una capa de lentes o micro-lentes convergentes.

Dicha invención resulta útil en cualquier sistema de detección de rayos gamma basado en cristales de centelleo, por ejemplo en cámaras de tomografía por emisión de positrones (P.E.T.), SPECT y cámaras gamma en general.

Un objeto particular de la presente invención es la utilización de un detector de rayos gamma según las reivindicaciones 8 o 9 en una mini cámara gamma como la de la reivindicación 1, o una cámara PET, o una cámara SPECT, o en una cámara gamma basada en cristales de centelleo en general.

Un objeto particular de la presente invención es una mini cámara gamma como la descrita anteriormente, con la característica de que el componente principal del cristal centelleante es un elemento químico perteneciente a la clase de las tierras raras, como el LnBr_3 o el LnCl_3 .

Los cristales del tipo en el que el componente principal es un elemento químico perteneciente a la clase de tierras raras proporcionan a la mini cámara una mejora sustancial en la funcionalidad. Ello se debe a que dichos cristales centelleantes permiten obtener una resolución en la energía de los rayos gamma detectados comparable a la de los detectores basados en la tecnología de semiconductores. Esta característica es crítica para poder distinguir entre diferentes isótopos radiactivos al poder separar las energías correspondientes. Este poder de separación permite no sólo reducir el ruido de fondo, al reducirse el tamaño de la ventana de energías, sino también aplicar más eficientemente el método de localización que describimos más tarde en esta patente.

Además, cristales del tipo en el que el componente principal es un elemento químico perteneciente a la clase de tierras raras producen una mayor cantidad de luz de centelleo, con el consiguiente aumento en la estadística de detección de fotones, lo que implica una mejora de la resolución espacial de la cámara gamma.

Por otro lado, estos cristales actualmente no pueden crecerse con un tamaño muy grande por lo que sólo se pueden utilizar en cámaras gamma de tamaño reducido. Además, hasta el momento tampoco se ha desarrollado el

método de fabricación para obtener matrices de píxeles a partir de dichos cristales. Por ello, su utilización en la mini cámara gamma mediante cristales continuos en la que se han resuelto los problemas de borde representa una aplicación óptima de los mismos.

5 Un objeto particular de la presente invención es una mini cámara gamma como la descrita anteriormente, con la característica de que el foto-detector es del tipo foto-multiplicador FLAT PANEL sensible a posición.

Dicho tipo de foto-multiplicador tiene la propiedad esencial de que su diseño está sustancialmente mejorado para evitar áreas muertas en los bordes
10 del dispositivo, facilitando la unión modular de varios fotomultiplicadores FLAT PANEL. Además, no presenta apenas efectos de borde lo que lo hace especialmente adecuado para el uso en mini cámaras gamma y aún más cuando, como en la invención presente, se utilizan cristales continuos. En algunas patentes (**ES 2202846**, de **A. Soluri** y **R. Pani**; **ES 2206924**, de **A.**
15 **Soluri**; **WO 00/19238**, de **S. Majewski**, **A. Weisenberger**, y **R. Wojcik**) se describe la utilización fotomultiplicadores sensibles a la posición, éstos son del tipo en el que los ánodos son multi-hilos cruzados. Los fotomultiplicadores FLAT PANEL no poseen ánodos multi-hilos sino del tipo multi-pads. En la
20 cualquier tipo de fotomultiplicador sensible a la posición, sin embargo, los fotomultiplicadores tipo FLAT PANEL no aparecieron hasta el año 2002, por lo que no podían ser objeto de su patente (que es del año 1998).

Un objeto adicional de la presente invención es un algoritmo de creación de la imagen gammagráfica denominado "reconstrucción probabilística",
25 basado en la asignación para cada rayo gamma detectado de una distribución de la probabilidad de que el punto de emisión haya sucedido en cada punto de la región posible de emisión de la radiación, teniendo en cuenta el punto de impacto detectado por el sistema de detección, la resolución intrínseca del sistema detector, la uniformidad del detector, la geometría del mismo y la
30 geometría del sistema óptico utilizado.

La asignación consiste principalmente en atribuir una probabilidad a la dirección de impacto lineal según el valor de la uniformidad en dicho punto y en

atribuir una probabilidad a su vecindad, teniendo en cuenta ésta y las otras variables mencionadas.

Actualmente se utilizan diversos filtros en la imagen que proporcionan un suavizado de la misma que tienen por objetivo minimizar el efecto de una falta de estadística suficiente en determinadas regiones. Dichos filtros se aplican tan sólo cuando la imagen final ya ha sido obtenida. Mediante el algoritmo de “reconstrucción probabilística” que reivindicamos, se realiza dicho suavizado en tiempo real, suceso a suceso, y de forma automática, acelerando la formación de la imagen definitiva, figuras 6a, 6b, 6c y 6d.

La “reconstrucción probabilística” representa un avance que permite obtener imágenes estáticas de emisión de rayos gamma de calidad comparable a la obtenida mediante métodos convencionales, pero utilizando un número sustancialmente inferior de rayos gamma detectados. Por lo tanto, este avance permite la obtención de imágenes en un tiempo muy inferior. Ello en la práctica representa, con las dosis de radio-fármacos administradas actualmente, la obtención de imágenes en tiempo real. Alternativamente, podría representar una reducción de la dosis administrada para la obtención de una imagen de igual calidad.

Por lo tanto, un objeto particular de la presente invención es la utilización del algoritmo de “reconstrucción probabilística” descrito anteriormente, y una cámara gamma, como la descrita anteriormente, pero no limitada a ésta, para la formación de una imagen en tiempo real de calidad comparable a la obtenida mediante métodos convencionales, pero utilizando un número sustancialmente inferior de rayos gamma detectados.

La “reconstrucción probabilística” representa un avance que permite no solo obtener imágenes estáticas de emisión de rayos gamma, de calidad comparable a la obtenida mediante métodos convencionales, pero utilizando un número sustancialmente inferior de rayos gamma detectados, sino también formar imágenes de Vídeo de rayos Gamma en Tiempo Real (RTGV), a partir de objetos radiantes, incluso de baja actividad, mientras la cámara se desliza sobre la zona de observación. Esta capacidad no requiere el incremento de la dosis habitual a inyectar al paciente, por cuanto la mini cámara gamma utiliza la misma información que recibiría cualquier cámara convencional. La diferencia

está en la forma de procesar la información y la facilidad de movimiento de nuestra cámara portátil.

Por lo tanto, un objeto particular de la presente invención es la utilización del algoritmo de "reconstrucción probabilística" descrito anteriormente, y una
5 cámara gamma, como la mini cámara gamma descrita anteriormente, pero no limitada a ésta, para la obtención de imágenes de Vídeo de rayos Gamma en Tiempo Real (RTGV), a partir de objetos radiantes, incluso de baja actividad, mientras la cámara se desplaza sobre la zona de observación.

Un objeto adicional de la presente invención es un dispositivo basado en
10 al menos dos mini cámaras gamma de las características anteriores, mecánicamente correlacionadas y operadas simultáneamente por un mismo sistema de control, para la lograr visión estereoscópica; obteniendo la capacidad de visualizar objetos emisores de rayos gamma en tres dimensiones.

No se trata de técnicas de tomografía por emisión simple o dual de
15 fotones, ni de visión estereoscópica por triangulación (como se menciona en la patente PCT/ESO3/00497 "Navegador Funcional", cuyos autores principales lo son también de la presente invención), sino de una auténtica visión estereoscópica, basada en imágenes tomadas por dos sensores con
20 perspectivas visuales sólo ligeramente diferentes y procesadas por un sistema capaz de reconocer y comparar patrones de imagen. La utilidad de este dispositivo sería principalmente para uso intra-operatorio, en la localización tridimensional de regiones malignas profundas.

Una posibilidad de localización diferente a la descrita en el estado de la
25 técnica es la que denominamos localización con "puntero transparente", en la cual la imagen del objeto radiante de interés no se ve afectada por la presencia del puntero o sistema de localización.

Un objeto adicional de la presente invención es un "método nuevo de localización y medición" de variables físicas de objetos emisores de radiación
30 basado en la utilización de dos elementos que enumeramos a continuación:

1. Al menos un "puntero transparente" (es decir, que emite radiación distinguible de la que se desea observar).

2. Un sistema de detección de rayos gamma (incluido el del objeto de la presente invención pero no limitado a éste), capaz de detectar simultáneamente el puntero y dichas fuentes de interés, figuras 7a y 7b.

5 El método consiste en la localización espacial automática (tridimensional) del puntero por la cámara gamma (sin presentar necesariamente la imagen gammagráfica del puntero) y en la adquisición y presentación de la imagen proveniente de la fuente de interés. En la porción de la región de interés señalada por el puntero se pueden determinar las variables
10 físicas aparentes, como por ejemplo la actividad aparente. A partir de dichos valores de las variables físicas y de los datos obtenidos del puntero, pueden determinarse los valores absolutos de las mismas en la vecindad señalada de la región de interés.

El puntero puede ser una fuente de actividad conocida en cuyo caso la
15 posición del mismo se determina en el espacio tridimensional. Esto se debe a que no sólo se detecta el punto de impacto en el plano de detección de la mini cámara gamma, sino que también se estima la distancia respecto a dicho punto a partir de la actividad aparente del mismo, puesto que su actividad absoluta es conocida. También se puede determinar la distancia del puntero respecto a la
20 cámara a partir de las dimensiones conocidas del puntero y del colimador y de la medida del tamaño aparente de la imagen formada por el puntero.

Una manera de distinguir el puntero del resto del área radiactiva es mediante el filtrado de energía, siempre que el puntero tenga una energía de emisión suficientemente alejada de la energía del radiofármaco utilizado.

25 Un objeto adicional de la presente invención es un "método de localización mejorado" de objetos emisores de radiación basado en la utilización de tres elementos que enumeramos a continuación:

1. Al menos un "puntero brillante" (radiación no distinguible de la que se desea observar).
- 30 2. Un sistema de detección de rayos gamma (incluida la cámara objeto de la presente invención, pero no limitado a ésta), capaz de

detectar simultáneamente al puntero y a dichas fuentes de interés, aunque no pueda distinguir entre éstos.

3. Un mecanismo suficientemente rápido de generación de imágenes de persistencia limitada.

5 El método consiste en la utilización de un modo de adquisición con persistencia limitada de manera que el puntero pueda desplazarse por la zona de observación de la cámara, sin dejar un rastro (brillante) de su paso, excepto en la posición instantánea que posee, reduciendo así la afectación que el método tradicional produce en la imagen adquirida.

10 Para una adecuada validez práctica, es imprescindible contar con una cámara de elevada sensibilidad o en su defecto con una cámara que, como la descrita en la presente invención, permita la obtención de imágenes con suficiente rapidez. La formación de imágenes de Vídeo de rayos Gamma en Tiempo Real (RTGV), según el “algoritmo de reconstrucción probabilística”,
15 hace posible el uso de estos punteros brillantes para localizar diversos puntos emisores situando el puntero brillante cerca de la fuente a localizar.

Otra variante que se puede aplicar utilizando este tipo de puntero es la de adquirir una imagen estática durante el tiempo necesario para su correcta formación; tras lo cual el sistema pasa a un modo especial de adquisición en el
20 cual se espera que sólo aparezca el puntero brillante como objeto extra en los datos de imagen. El equipo puede restar internamente y en cada momento los datos de imagen nuevos de los originales, de manera que sólo queden los correspondientes al puntero. Estos datos permiten establecer y mostrar la posición exacta del puntero respecto a la imagen original de gammagrafía que
25 se seguiría mostrado en todo momento sin sufrir alteración a causa del puntero.

Después de la explicación del uso de pantallas anti-radiación para virtualmente borrar de la imagen gammagráfica a un objeto brillante, tal como hemos descrito en el estado de la técnica, y de comprender el uso de un puntero de cobalto 57 (puntero brillante) en función de localizador, como se
30 describió anteriormente; recordemos el concepto de “puntero opaco” como objeto capaz de inhibir el paso de la radiación, y que puede situarse libremente en la zona de observación de la cámara, mientras se visualiza la imagen del

objeto radiante de interés. La imagen prevista en ausencia del puntero opaco difiere de la obtenida al estar presente el puntero, como consecuencia del no paso de los rayos a través del mismo. Con una herramienta como ésta, se puede, no sólo apantallar una región de elevada actividad con fines de mejorar
5 la visualización del resto de la imagen, según vimos antes; sino también y de forma independiente, conocer la situación espacial de regiones observables de la imagen gammagráfica, por medio de la “sombra” creada en la imagen por el “puntero opaco”. No se conoce que un “material opaco a los rayos gamma” fuera utilizado expresamente como localizador de puntos o regiones de
10 emisión en una imagen gammagráfica.

Un objeto adicional de la presente invención es un “método de localización nuevo” de objetos emisores de radiación basado en la utilización de los elementos que enumeramos a continuación:

1. Al menos un “puntero opaco” (no radia, ni permite el paso a través de
15 éste de la radiación que se desea observar);
2. Un sistema de detección de rayos gamma (incluido el del objeto de la presente invención pero no limitado a éste), capaz de detectar las fuentes radiantes de interés;
3. Un mecanismo suficientemente rápido de generación de imágenes de
20 persistencia limitada como el de generación de Video Gamma en Tiempo Real, pero sin limitarse a este.

El método consiste en la utilización de un modo de adquisición con persistencia limitada, figuras 8a, 8b y 8c, de manera que el puntero pueda desplazarse por la zona de observación de la cámara sin dejar un rastro
25 (sombra) de su paso, excepto en la posición instantánea que posee, limitando así la sombra de afectación en la imagen adquirida al momento mismo de observación.

Para una adecuada validez práctica, es imprescindible contar con una cámara de elevada sensibilidad o en su defecto con una cámara que, como la
30 descrita en la presente invención, permita la obtención de imágenes con suficiente rapidez. La formación de imágenes de Vídeo de rayos Gamma en

Tiempo Real (RTGV), según el "algoritmo de reconstrucción probabilística", hace posible el uso de estos punteros opacos para localizar diversos puntos emisores por su desaparición en la imagen, cuando se sitúa el puntero opaco entre la fuente a localizar y la cámara.

5 De igual forma que el puntero brillante, el puntero opaco puede usarse en un modo especial para establecer su posición por la diferencia de imágenes antes y después de su entrada en acción. El principio es el mismo, excepto que en este caso el signo de la imagen resultante de la resta es negativo, no obstante en ambos casos el valor modular de las cuentas adquiridas (que es
10 positivo) nos permite obtener la posición instantánea del puntero opaco.

Los punteros opacos, brillantes y/o transparentes pueden ser utilizados con diversos sistemas basados en rayos gamma, como cámaras gamma, mini cámaras gamma, cámaras gamma SPECT y cámaras PET para la localización de ganglios, tumores y órganos en seres humanos y animales, y medida de
15 variables físicas asociadas a los mismos.

De una manera inversa a como funcionan los punteros radiactivos, se puede crear un punto singular en el cuerpo observado, que se corresponda con una posición establecida en la imagen gammagráfica observada (Como puede ser el centro de la imagen). En este caso hemos inventado un nuevo sistema
20 basado en punteros LASER que cumple esta función de una manera diferente a cualquier sistema de puntero LASER conocido.

Un objeto adicional de la presente invención es un dispositivo que a través de la utilización de emisores de luz, permite generar una forma luminosa singular de posición fija sobre una superficie, aunque la distancia de los
25 emisores a la superficie pueda variar a lo largo de un eje que va del dispositivo a la superficie, con la particularidad de dicho eje no se cruza con la posición espacial de los emisores de luz, pero que se puede alinear o hacer coincidir con los planos característicos de emisión de las fuentes de luz.

Un caso particular de nuestra invención consiste en un sistema que
30 utiliza emisores LASER situados asimétricamente respecto al eje de movimiento entre la superficie y el sistema emisor, el cual es capaz de crear una forma luminosa singular al interceptar la superficie; con la característica de

que la forma geométrica de la luz generada y su posición no dependen de la distancia entre el sistema emisor y la superficie iluminada, a partir de cierta distancia mínima.

Una utilidad inmediata que tiene esta invención es la posibilidad de
5 marcar un punto singular que indique el eje axial de observación de un dispositivo como una cámara gamma (sin limitarse a este), sin necesidad de situar emisores de luz encima y frente al citado eje; lo cual afectaría la funcionalidad misma del equipo al entorpecer la entrada de los rayos que van a ser detectados. Estos pueden situarse en posiciones que rodean dicho eje y a
10 una distancia apreciable si fuese necesario. Figura 9.

La base de la invención es una construcción geométrica que describimos a continuación:

Si se toman dos emisores LASER de los comúnmente llamados emisores de línea, esto es, que generan líneas rectas sobre una superficie
15 plana. Estos realmente generan porciones de planos en el espacio tridimensional. Las intersecciones de planos diferentes en el espacio crean líneas rectas en el espacio. Así mismo las intersecciones de porciones de planos en el espacio, generan segmentos de rectas o semi-rectas en el espacio. Los emisores de luz LASER son ideales para un dispositivo como
20 este, pero no son los únicos capaces de funcionar.

Si los emisores de línea que hemos mencionado se sitúan de manera que sus planos de emisión sean diferentes, pero que ambos intercepten al eje axial de movimiento por el que se desplazan relativamente el sistema de emisores y la superficie que intercepta la luz de ambos emisores; entonces la
25 intersección de las porciones de planos de luz emitida generan una semi-recta de luz situada exactamente sobre la línea recta que sigue al eje de movimiento mencionado y por ello la luz de ambas emisiones, se cruzará siempre en un mismo punto (en la misma posición) sobre la superficie que intercepta a las emisiones luminosas, aunque la superficie se desplace sobre ese eje respecto
30 al sistema de emisores.

Si definimos que nuestra forma singular es la generación de un cruce de líneas luminosas, entonces en el sistema descrito arriba tenemos un ejemplo

de generación de una forma singular que mantiene su posición sobre una superficie, aunque ésta se desplace respecto al sistema emisor siguiendo un eje recto, el cual no coincida con la posición en que están situados los emisores de luz, ni tampoco están situados simétricamente respecto al eje de movimiento. La forma singular más simple de generar es una equis (X), pero no es tampoco la única que puede utilizarse.

El sistema de puntero luminoso que acabamos de describir tiene un extenso campo de aplicaciones más allá de las cámaras gamma y que incluye otros dispositivos de imagen estructurales y funcionales.

Si adicionalmente a lo descrito antes, los emisores de línea se sitúan en una posición transversal que coincida con el foco de una cámara de colimadores divergentes o pin-hole, y el ángulo de emisión de luz de cada emisor de luz, se ajusta en función del ángulo de visión del dispositivo; entonces los límites externos de los rayos de luz cruzados pueden proporcionar información sobre el campo de visión del dispositivo.

DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

- Figura 1: Un puntero LASER de punto (bolígrafo) se sostiene con una mano mientras ilumina un punto específico sobre una pantalla situada a la izquierda de la fotografía. Los incisos 1a) y 1b) difieren en la distancia a que se encuentran el emisor y la pantalla ya que el emisor fue desplazado siguiendo la misma línea de emisión. Como resultado el punto luminoso no se mueve de su posición en la pantalla izquierda.
- Figura 2: El mismo puntero LASER de punto de la figura 1, se sostiene con una mano mientras ilumina un punto específico sobre una pantalla situada a la izquierda de la fotografía, con la particularidad de que la dirección de emisión del LASER forma un ángulo apreciable con respecto al eje horizontal que une al emisor y la pantalla. Los incisos 2a) y 2b) difieren en la distancia a que se encuentran el emisor y la pantalla ya que el emisor fue desplazado siguiendo el eje horizontal. Como resultado el punto luminoso sobre la pantalla izquierda del inciso 2a) se encuentra verticalmente más arriba que el punto luminoso del inciso 2b).

- Figura 3: Mini Cámara Gamma autónoma, ligera y compacta, que puede conectarse a cualquier ordenador por puerto de comunicaciones estándar. El dispositivo mostrado es suficiente para realizar gammagrafías sin requerir ningún sistema adicional.
- 5 • Figura 4: Esquema isométrico de La Mini Cámara Gamma.
- Figuras 5 a) Distribución de Luz en cristal continuo sin focalización.
- Figuras 5 b) Distribución de Luz en cristal continuo con sistema de focalización.
- Figura 6a) Imagen planar generada según el método estándar con 600
10 sucesos en una gammagrafía de tiroides.
- Figura 6b) Imagen generada por reconstrucción automática usando los mismos 600 sucesos de la figura 6a).
- Figura 6c) Imagen planar generada según el método estándar con 3000 sucesos en una gammagrafía de tiroides.
- 15 • Figura 6d) Imagen generada por reconstrucción automática usando los mismos 3000 sucesos de la figura 6c).
- Figura 7a) Imagen de dos fuentes radiactivas, más la indicación automática de la posición del puntero transparente encima de la fuente situada a la derecha.
- 20 • Figura 7b) Imagen de dos fuentes radiactivas, más la indicación automática de la posición del puntero transparente debajo de la fuente situada a la derecha.
- Figura 8a) La cámara es sostenida con la mano derecha. El sistema se ajusta para obtener imágenes de video en tiempo real (persistencia limitada) de las dos fuentes emisoras. El “puntero opaco” se sostiene con la
25 mano izquierda sin ser utilizado aún. El ordenador presenta la imagen adquirida en la ventana de adquisición del software situada a la izquierda de su pantalla.
- Figura 8b) Con el mismo ajuste al sistema que el de la figura 8a), ahora el
30 “puntero opaco” se coloca en el trayecto de la fuente derecha a la cámara,

inhibiendo la formación de su imagen, lo cual se puede apreciar en la ventana de adquisición del ordenador.

- Figura 8c) Con el mismo ajuste al sistema que el de la figura 8a), ahora el “puntero opaco” se coloca en el trayecto de la fuente izquierda a la cámara, inhibiendo la formación de su imagen, lo cual se puede apreciar en la ventana de adquisición del ordenador.
- Figura 9: Fotografía de un puntero LASER fundamentado en lo descrito en la presente invención y acoplado a una cámara gamma como la descrita también en esta invención. Puede apreciarse que el cruce de las emisiones LASER apunta al centro del campo de visión de la Cámara. Esta característica es válida con independencia de la distancia a la que esté el sistema de la superficie “observada” por la cámara.

EJEMPLOS DE REALIZACIÓN

15 **Ejemplo 1: Realización de una Mini Cámara Gamma autónoma y compacta con sistema de localización para uso intra-quirúrgico.**

La Mini Cámara Gamma que mostramos (figuras 3 y 4), consta solamente de la cabeza sensora, un cable USB y un ordenador estándar. Tiene forma ergonómica irregular con dimensiones enmarcadas en un ortoedro de 70 mm de altura, 90mm de ancho y 140 mm de longitud. Su peso es algo menor de 1 kg, incluyendo el colimador. Sus pequeñas dimensiones, ergonomía y bajo peso, aseguran la movilidad del sistema y la posibilidad de manipulación con una mano. Esta Mini Cámara Gamma se utiliza para visualizar órganos pequeños como el ganglio centinela en intra-operatorio con una resolución de posición inferior a los 2mm.

Esta Mini Cámara Gamma portátil puede “ver” un rango de energías desde 15 keV hasta 250 keV, aunque su diseño se ha optimizado para la zona de 50keV a 200 keV, región donde se encuentran las fuentes radiactivas más ampliamente utilizadas en las exploraciones médicas, (como el 99m-Tc que emite rayos gamma de 140 KeV). Esta cámara tiene un único tubo fotomultiplicador sensible a posición de tipo multi-ánodo acoplado a un cristal centelleador de CsI(Na), se le pueden acoplar fácilmente distintos colimadores e incluye un sistema electrónico completo con la fuente de alto voltaje del

fotomultiplicador y procesamiento analógico y digital de las señales, de manera que no se requiere ninguna tarjeta insertable en el ordenador, ni ningún otro circuito electrónico adicional. El equipo puede enchufarse en caliente es decir con el ordenador encendido y no requiere cable de alimentación eléctrica adicional; solamente el cable USB.

El consumo eléctrico a plena carga es de 470mA desde 5Volts. Consume menos de 100mA en el arranque y cuenta con un sistema de encendido gradual y paso a modos de bajo consumo (23mA) y suspensión (10 μ A), para una compatibilidad total con la especificación USB.

10 En la figura 9 se muestra la unión de la Mini Cámara objeto de esta invención con un sistema de localización LASER según se describe también en esta invención. El mismo genera una forma de "X" en la posición central del campo de visión de la mini cámara. Esto permite al cirujano localizar "puntos calientes" como ganglios centinela, los cuales serán marcados con dicha "X" cuando su
15 imagen aparezca en el centro de la gammagrafía realizada.

Ejemplo 2: Utilización de una Mini Cámara Gamma autónoma y compacta con sistema de navegación gamma para uso intra-quirúrgico.

En las figuras 7 y 8 se muestra la utilización de la mini cámara gamma objeto de la presente invención utilizada con sistemas de navegación radiactivos.

20 En las figuras 7a y 7b mostramos dos capturas de imagen de la mini gamma cámara, con los momentos en que un puntero de ¹²⁵I se encontraba por arriba y por debajo de una, entre dos fuentes de cobalto que se utilizaban como fantomas de ganglios centinela.

En las figuras 8a, 8b y 8c mostramos tres fotos de la mini gamma cámara y el
25 ordenador asociado a ésta, con los tres momentos en que un puntero opaco (de pantalla de plomo) se encontraba a) ausente, b) sobre la fuente derecha y c) sobre la fuente izquierda, a la vez que el ordenador muestra el efecto de sombra que deja el citado puntero en la imagen gammagráfica, evidenciando la
30 utilidad del método para localización de "puntos calientes", como pueden ser los ganglios centinela.

REIVINDICACIONES

1. Una mini cámara gamma basada en tecnología de cristales de centelleo y caracterizada esencialmente por ser autónoma, es decir, en la que todos los sistemas físicos y electrónicos necesarios han sido integrados
5 junto a la cabeza sensora, formando un equipo compacto y autónomo, sin necesidad de ningún otro sistema electrónico adicional, y que se puede conectar a cualquier ordenador estándar o dispositivo compatible mediante interfaz conectable en caliente. Los elementos estructurales de la mini cámara gamma son los siguientes: sistema intercambiable de
10 colimación de rayos gamma; sistema detector de rayos gamma compuesto de cristal centelleante y uno o varios fotodetectores sensibles a la posición; pantalla antirradiación, electrónica de bajo consumo que incluye interfaz estándar a un ordenador y pantalla electromagnética.
2. Una mini cámara gamma de acuerdo con la reivindicación 1, y que
15 cumple con las características de seguridad eléctrica y compatibilidad electromagnética de grado médico.
3. Una mini cámara gamma de acuerdo con las reivindicaciones 1 y 2, en la que la interfaz en caliente puede ser al menos uno de los siguientes:
20 a) Interfaz serie universal de velocidad total (12Mb/s) o alta velocidad (480Mb/s); b) WirelessUSB; c) BlueTooth; d) Firewire.
4. Una mini cámara gamma de acuerdo con la reivindicación 1, con la característica conocida como "autoalimentación" (*selfpowered*), ya que
25 puede utilizar la propia interfaz de datos estándar y externa del ordenador como fuente de energía, o alternativamente una batería, y no requiere la utilización de la red eléctrica u otra alimentación externa.
5. Una mini cámara gamma de acuerdo con la reivindicación 1, con la característica de "paso a modos de ahorro energético" (*Power Down*), ya que el software puede definir varios niveles de consumo según las
necesidades funcionales de cada momento.
- 30 6. Una minicámara gamma según las reivindicaciones 1, 2 y 3, en la que el software puede actualizarse desde internet y el *firmware* (controlador del hardware), se puede recargar desde el software, sin abrir la cámara; lo

que implica que mediante actualizaciones del *firmware*, se puede mutar el *hardware* y/o añadirle otros comportamientos.

7. Una cámara gamma según las reivindicaciones 1 a la 6, que utilizando el mismo hardware; haga uso de un firmware y softwares modificados para ofrecer información limitada a tan solo la energía y actividad de la radiación, pudiendo considerarse un detector direccional de nivel de radiación o simplemente SONDA GAMMA. Dicha sonda tendría la ventaja de que, al digitalizar la energía de cada interacción, sería muy poco sensible a variaciones con la temperatura, pues el software detecta la posición del pico de energía después de unas pocas cuentas y ajusta el valor de la ventana de sucesos válidos.
8. Una mini cámara gamma según la reivindicación 1, que cuenta además con la característica de que el cristal centelleante es del tipo continuo, al que se ha realizado un tratamiento especial de sus superficies externas, y se ha utilizado un algoritmo específico denominado "transformación afín compensada" que permiten obtener una inhomogeneidad en el área de detección inferior al 5% hasta un entorno del 80% de dicha área.
9. Una mini cámara gamma según las reivindicaciones 1 y 8 en la que el sistema de detección de rayos gamma basado en cristales de centelleo continuos se ha mejorado mediante la adición de un sistema de focalización de la luz de centelleo que forma una capa sobre la cara frontal del centelleante, de forma que se disminuye la anchura de la distribución de luz que llega al foto-detector. Los focalizadores pueden estar formados por sistemas de lentes o micro-lentes convergentes.
10. Una mini cámara gamma según la reivindicación 1 y 9 en la que el sistema de detección mejorado consta de varias capas de focalizadores y centelleadores, dispuestas alternativamente en la dirección de entrada de los rayos gamma.
11. La utilización de un sistema detector de rayos gamma según las reivindicaciones 9 y 10, no solo en una mini cámara gamma como la de la reivindicación 1, sino también en una cámara PET, o una cámara SPECT, o en una cámara gamma basada en cristales de centelleo en general.

12. Una mini cámara gamma de acuerdo con las reivindicaciones 1 y 8, con la característica de que el componente principal del cristal centelleante es un elemento químico perteneciente a la clase de las tierras raras, como el LnBr_3 o el LnCl_3 .
- 5 13. Una mini cámara gamma de acuerdo con las reivindicaciones 1, 2, 8 y 12, con la característica de que el fotodetector es del tipo fotomultiplicador FLAT PANEL sensible a posición.
14. Una mini cámara gamma de acuerdo con la reivindicación 1 en la que se utiliza un algoritmo de creación de la imagen gammagráfica denominado
10 "reconstrucción probabilística", basado en la asignación para cada rayo gamma detectado de una distribución de la probabilidad de que el punto de emisión haya sucedido en cada punto de la región posible de emisión de la radiación, teniendo en cuenta el punto de impacto detectado por el sistema de detección, la resolución intrínseca del sistema detector, la
15 uniformidad del detector, la geometría del mismo y la geometría del sistema óptico utilizado. La asignación consiste principalmente en atribuir una probabilidad a la dirección de impacto lineal según el valor de la uniformidad en dicho punto y en atribuir una probabilidad a su vecindad, teniendo en cuenta ésta y las otras variables mencionadas.
- 20 15. La utilización del algoritmo de "reconstrucción probabilística" según la reivindicación 14, y una cámara gamma, incluida la de la reivindicación 1, pero no limitada a ésta, para la formación de una imagen en tiempo real de calidad comparable a la obtenida mediante métodos convencionales, pero utilizando un número sustancialmente inferior de
25 rayos gamma detectados.
16. La utilización del algoritmo de "reconstrucción probabilística" de la reivindicación 14, y una cámara gamma, incluida la de la reivindicación 1, pero no limitada a ésta, para la obtención de imágenes de Vídeo de rayos Gamma en Tiempo Real (RTGV), a partir de objetos radiantes,
30 incluso de baja actividad, mientras la cámara se desplaza sobre la zona de observación.
17. Un dispositivo basado en al menos dos mini cámaras gamma, incluida la de la reivindicación 1, pero no limitada a ésta, mecánicamente

correlacionadas y operadas simultáneamente por un mismo sistema de control, para la lograr visión estereoscópica; obteniendo la capacidad de visualizar objetos emisores de rayos gamma en tres dimensiones.

- 5 18. Un “método nuevo de localización y medición” de variables físicas de objetos emisores de radiación basado en la utilización de al menos un “puntero transparente” (es decir, que emite radiación distinguible de la que se desea observar) y un sistema de detección de rayos gamma (incluido el de la reivindicación 1 pero no limitado a éste), capaz de detectar simultáneamente el puntero y dichas fuentes de interés. El
- 10 método consiste en la localización espacial automática (tridimensional) del puntero por la cámara gamma (sin presentar necesariamente la imagen gammagráfica del puntero) y en la adquisición y presentación de la imagen proveniente de la fuente de interés. En la porción de la región de interés señalada por el puntero se determinan las variables físicas
- 15 aparentes como, por ejemplo, la actividad aparente del objeto a observar. A partir de dichos valores de las variables físicas y de los datos obtenidos del puntero (como su posición, actividad aparente y dimensión aparente, dando por conocida su actividad real o su dimensión real), pueden determinarse los valores absolutos de actividad
- 20 y otros parámetros en la vecindad señalada de la región de interés.
- 25 19. Un “método de localización mejorado” de objetos emisores de radiación basado en la utilización de al menos un “puntero brillante” (radiación no distinguible de la que se desea observar), un sistema de detección de rayos gamma (incluido el de la reivindicación 1 pero no limitado a éste), capaz de detectar simultáneamente al puntero y a dichas fuentes de interés aunque no pueda distinguir entre éstos y un mecanismo
- 30 suficientemente rápido de generación de imágenes de persistencia limitada como el de la reivindicación 16, pero no limitado a este. El método consiste en la utilización de un modo de adquisición con persistencia limitada de manera que el puntero pueda desplazarse por la zona de observación de la cámara, sin dejar un rastro (brillante) de su paso, excepto en la posición instantánea que posee.

20. Un "método de localización nuevo" de objetos emisores de radiación basado en la utilización de al menos un "puntero opaco" (no radia, ni permite el paso a través de éste de la radiación que se desea observar); un sistema de detección de rayos gamma (incluido el de la reivindicación 1 pero no limitado a éste), capaz de detectar las fuentes radiantes de interés y un mecanismo suficientemente rápido de generación de imágenes de persistencia limitada como el de la reivindicación 16, pero no limitado a este. El método consiste en la utilización de un modo de adquisición con persistencia limitada de manera que el puntero pueda desplazarse por la zona de observación de la cámara sin dejar un rastro (sombra) de su paso, excepto en la posición instantánea que posee, limitando así la sombra de afectación en la imagen adquirida al momento mismo de observación.
21. La utilización del método según las reivindicaciones 18, 19 y/o 20, y una cámara gamma cualquiera para la localización de ganglios, tumores y órganos en seres humanos y animales, y medida de variables físicas asociadas a los mismos.
22. La utilización del método según las reivindicaciones 18, 19 y/o 20, y una mini cámara gamma según la reivindicación 1 para la localización de ganglios, tumores y órganos en seres humanos y animales, y medida de variables físicas asociadas a los mismos.
23. La utilización del método según las reivindicaciones 18, 19 y/o 20, y una cámara gamma SPECT y/o PET; para la localización de ganglios, tumores y órganos en seres humanos y animales, y medida de variables físicas asociadas a los mismos.
24. Un dispositivo accesorio para equipos de imagen estructural y funcional, incluido el de la reivindicación 1, pero no limitado a este; que a través de la utilización de emisores de luz, permite generar una forma luminosa singular de posición fija sobre una superficie, aunque la distancia de los emisores a la superficie pueda variar a lo largo de un eje que va del dispositivo a la superficie, con la particularidad de dicho eje no se cruza con la posición espacial de los emisores de luz, pero que se puede

alinearse o hacer coincidir con los planos característicos de emisión de las fuentes de luz.

25. Un dispositivo según la reivindicación 24 en que los emisores de luz son emisores LASER.
- 5 26. Un dispositivo según las reivindicaciones 24 y 25 cuya forma singular es una equis (X) o una cruz (+) bajo cualquier ángulo de visión.
- 10 27. Un dispositivo según las reivindicaciones 24 y 25 para generar una forma luminosa singular, incluidas las de la reivindicación 26, pero sin limitarse a éstas y que dicha forma indica sobre un cuerpo, una posición específica de la imagen que está siendo "observada" por un dispositivo receptor de imagen estructural o funcional cualquiera, como pueden ser (sin limitarse a estos) equipos de imagen basados en rayos-X, rayos Gamma, ultrasónicos, infrarrojos, ultravioletas y en general con base de detección de gama electromagnética visible e invisible.
- 15 28. Un dispositivo según las reivindicaciones 24 y 25 para generar una forma luminosa singular, incluida la de la reivindicación 26, pero sin limitarse a ésta y que dicha forma indica sobre un cuerpo, una posición específica de la imagen que está siendo "observada" por una mini cámara gamma, incluida la de la reivindicación 1, pero sin limitarse a esta.
- 20 29. Un dispositivo como el de las reivindicaciones 24 y 25 con la adición de una limitación o especificación precisa de ángulos de emisión y un posicionamiento determinado de los emisores de luz respecto al foco de visión de los receptores de imagen, para indicar la característica de campo de visión de dispositivos receptores de imágenes estructurales o
- 25 funcionales como los descritos en las reivindicaciones 1, 27 y 28.
30. Un sistema de diagnóstico, navegación, posicionamiento, localización y detección de órganos radiactivos, en cirugía radio-guiada; que consta de una combinación de los siguientes dispositivos: Minicámara gamma como la de la reivindicación 1, sin limitarse a esta. Una sonda gamma como la de la reivindicación 7, sin limitarse a esta. Un sistema de navegación que funciona con punteros o marcadores radiactivos según
- 30

las reivindicaciones 18, 19 y 20. Un sistema de posicionamiento basado en punteros luminosos según las reivindicaciones 24 a 29.

- 5 31. Un sistema según la reivindicación 30 en el que los órganos a detectar, localizar y reconocer son ganglios linfáticos, tiroides, paratiroides, riñón, colon, mama y otros y en los que al paciente se le ha suministrado una dosis radiactiva de un radiofármaco afín al órgano y la función que se quiere observar.
- 10 32. Un sistema según la reivindicación 30 y 31 en el que la sonda direccional y/o los punteros radioactivos se utilizan en laparoscopia, mientras que la cámara forma una imagen de los órganos desde el exterior.

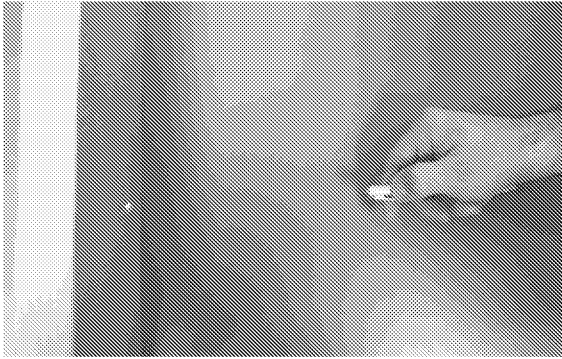


Figura 1a).



Figura 1b).

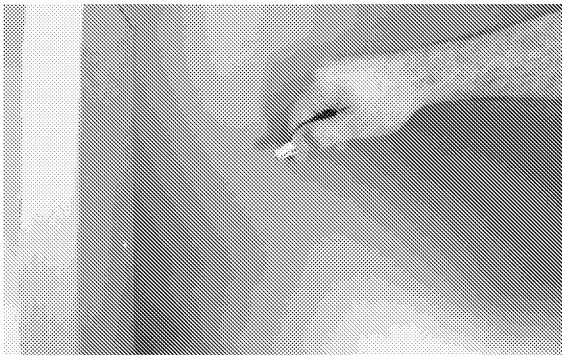


Figura 2a).

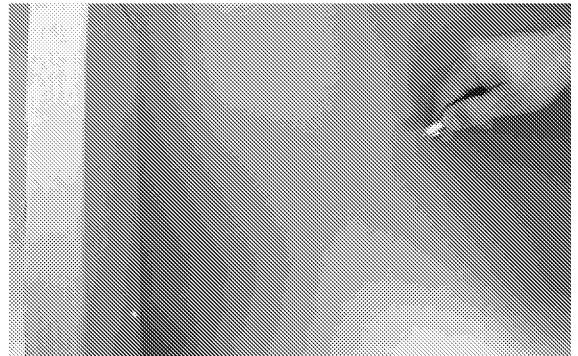


Figura 2b).

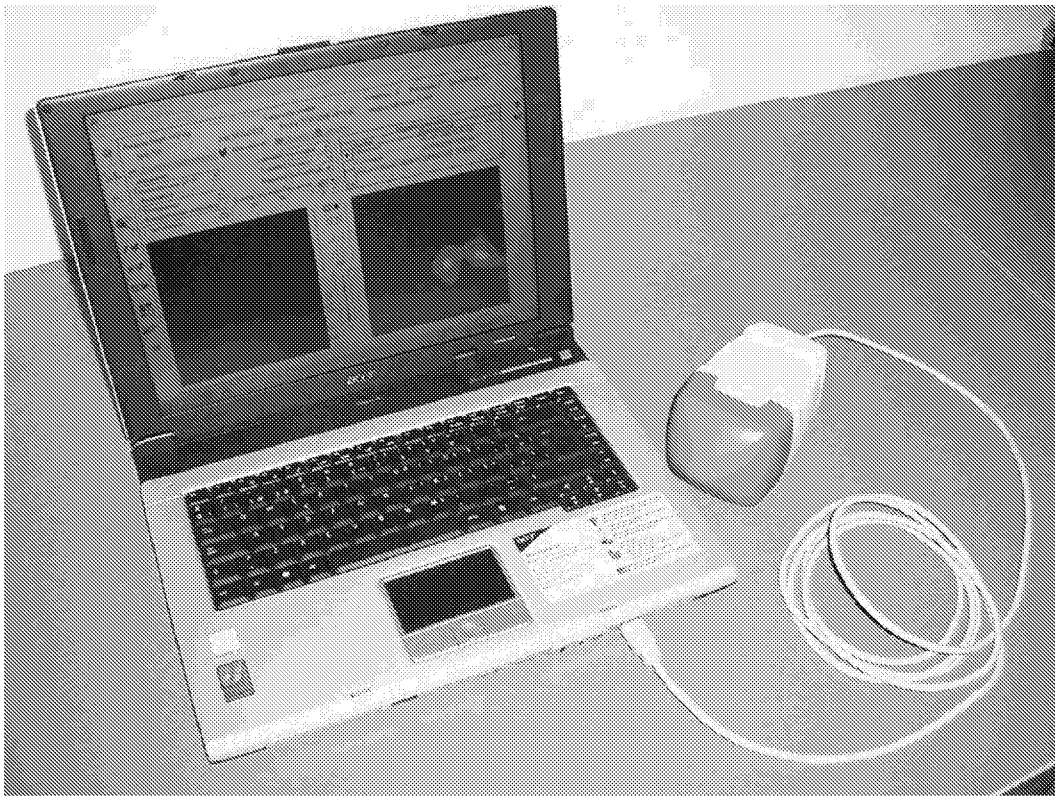


Figura 3

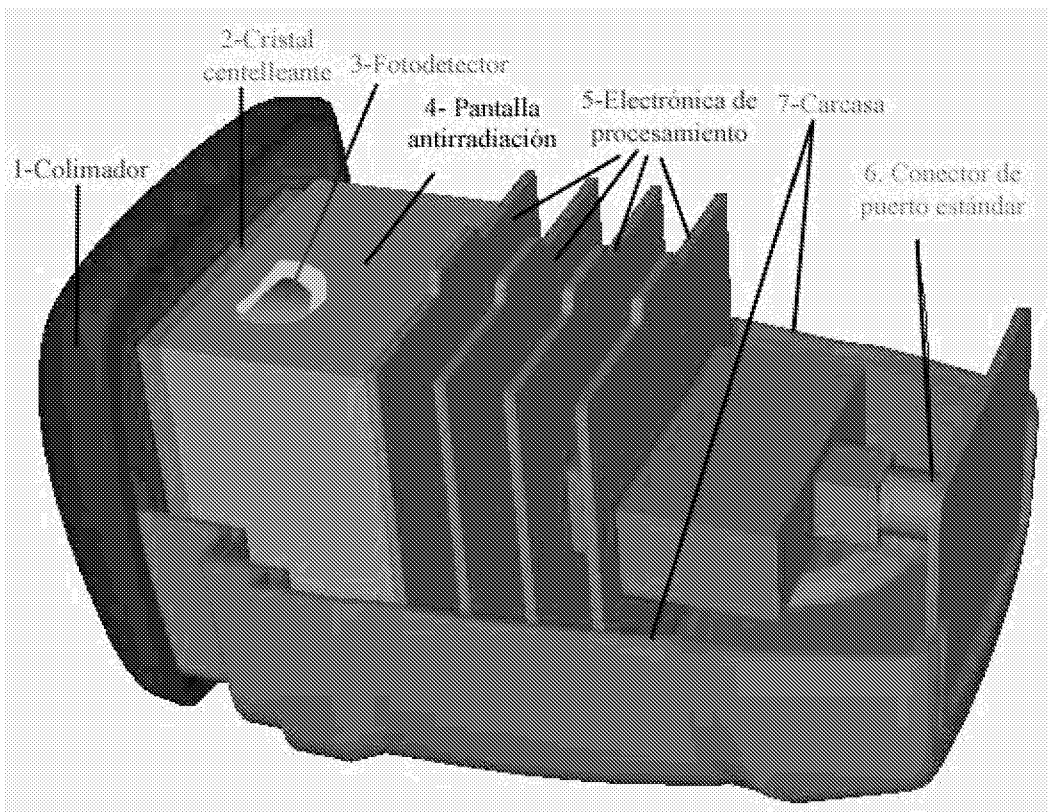
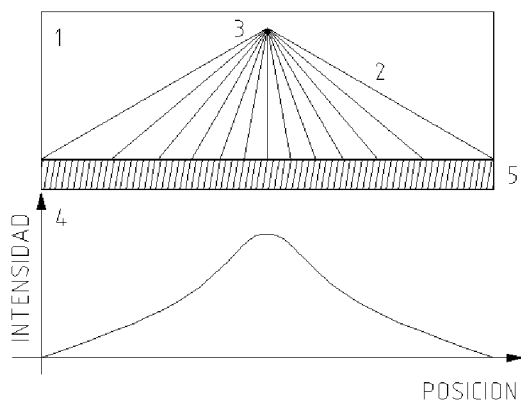
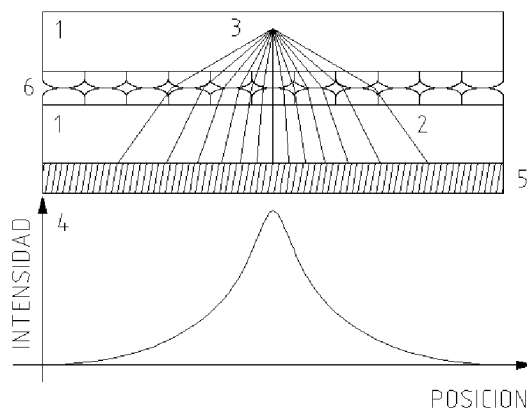


Figura 4



Figuras 5 a)



Figuras 5 b).

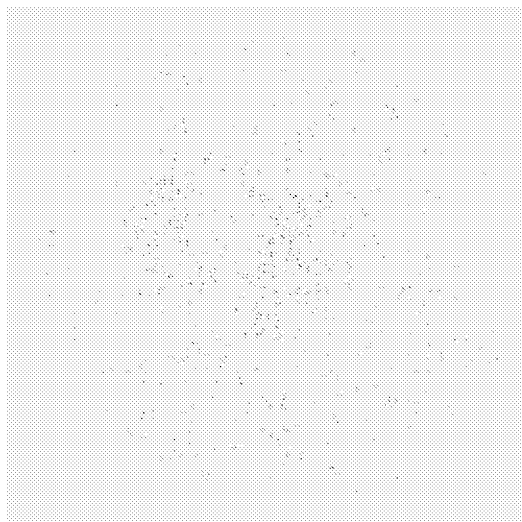


Figura 6a).

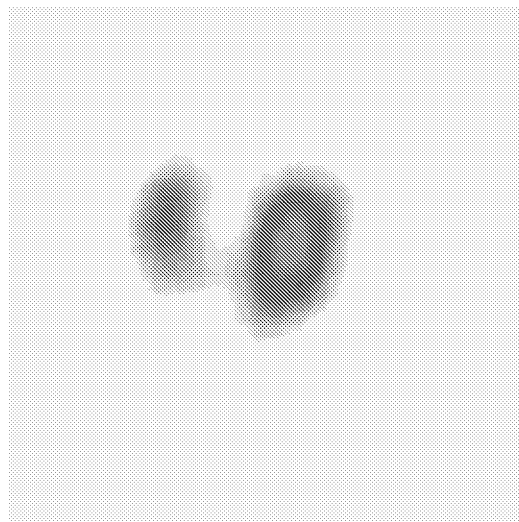


Figura 6b).



Figura 6c).

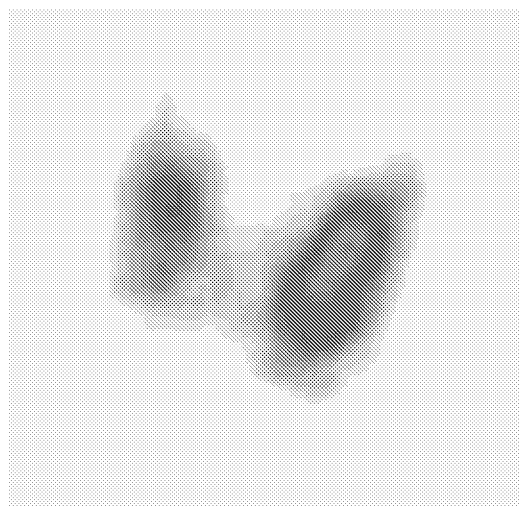


Figura 6d).

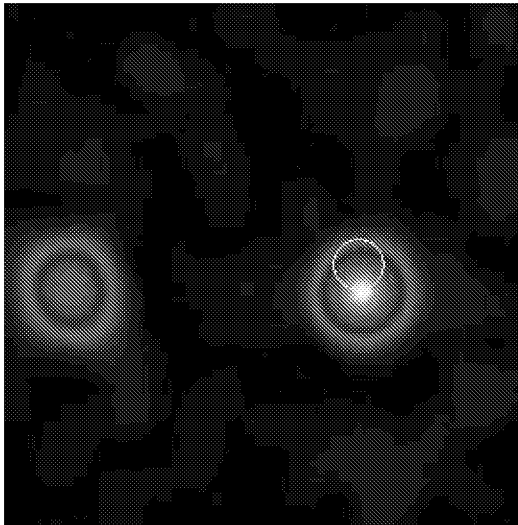


Figura 7a).

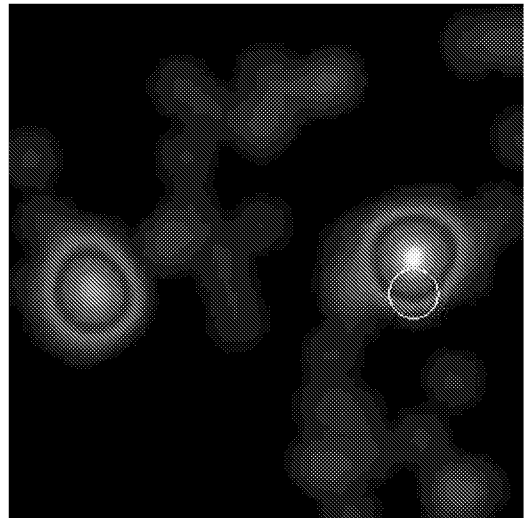


Figura 7b).



Figura 8a).

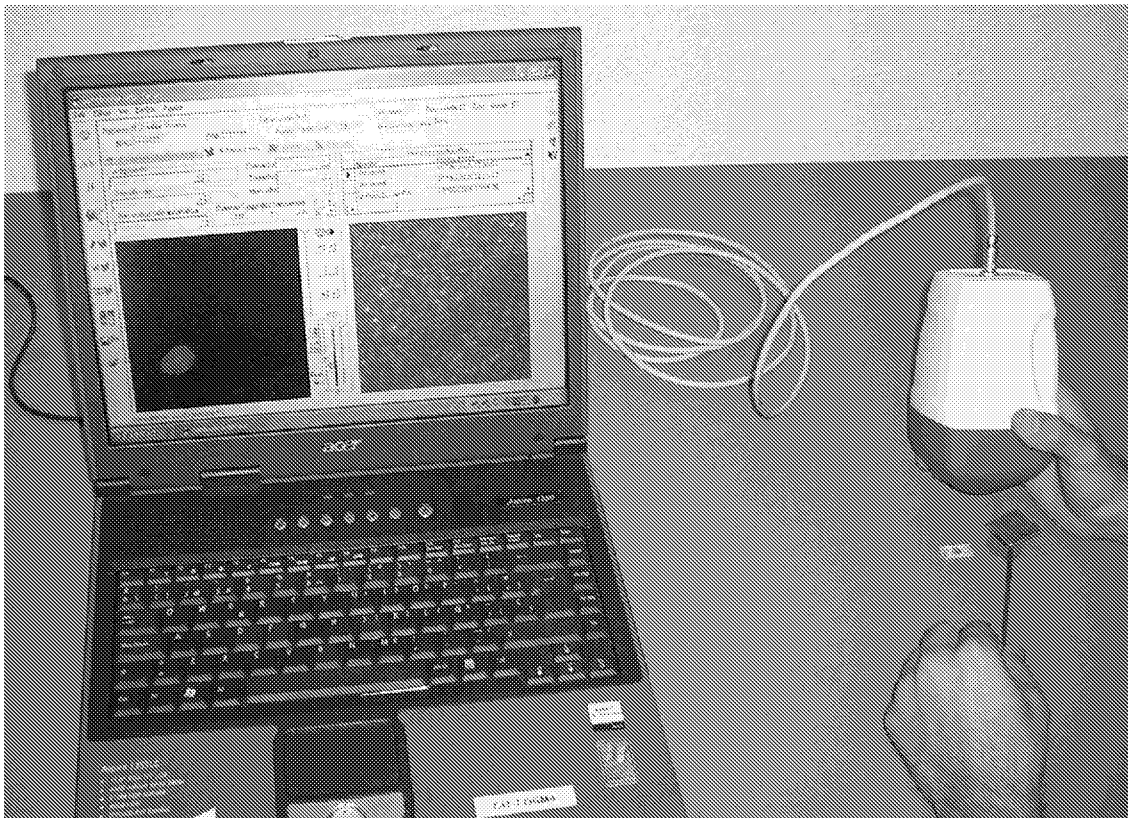


Figura 8b).

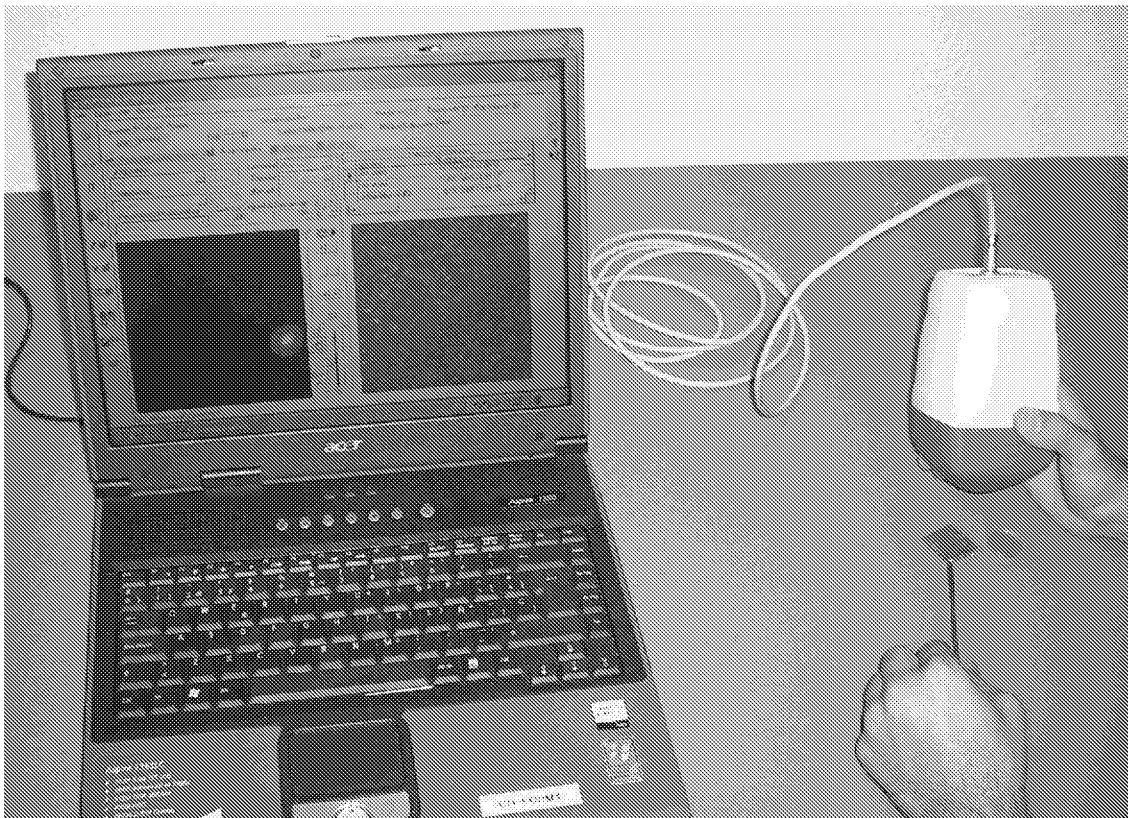


Figura 8c).

6/6

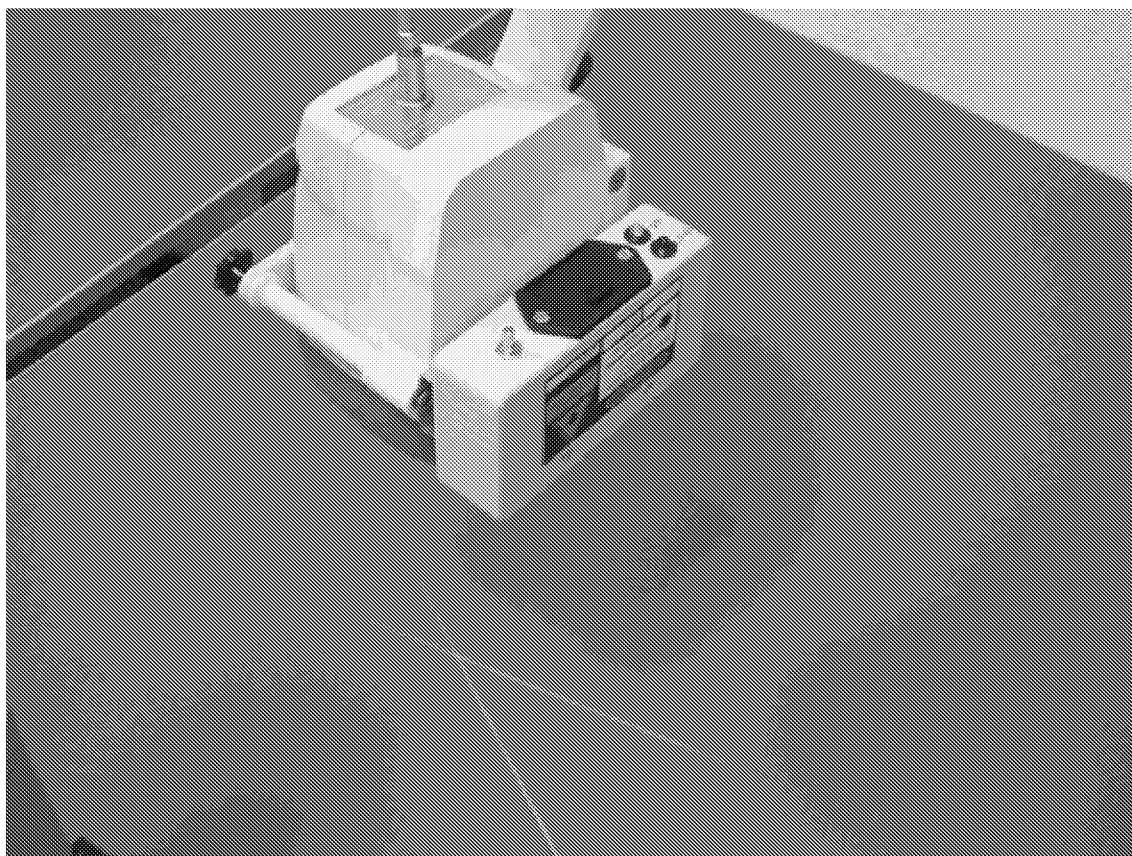


Figura 9.