

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-521694

(P2009-521694A)

(43) 公表日 平成21年6月4日(2009.6.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO 1 T 1/164 (2006.01)	GO 1 T 1/164 A	2 G 0 8 8
GO 1 T 1/161 (2006.01)	GO 1 T 1/161 C	
GO 1 T 1/202 (2006.01)	GO 1 T 1/161 B	
GO 1 T 1/20 (2006.01)	GO 1 T 1/202	
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	GO 1 T 1/20 G	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 37 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2008-547994 (P2008-547994)
 (86) (22) 出願日 平成18年12月22日 (2006.12.22)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年8月5日 (2008.8.5)
 (86) 国際出願番号 PCT/ES2006/070200
 (87) 国際公開番号 W02007/074201
 (87) 国際公開日 平成19年7月5日 (2007.7.5)
 (31) 優先権主張番号 P200503198
 (32) 優先日 平成17年12月26日 (2005.12.26)
 (33) 優先権主張国 スペイン (ES)

(71) 出願人 508157886
 コンセジョ スペリオール デ インベス
 ティガショネス シエンティフィカス
 スペイン国 マドリッド イー-2800
 6, 117, シー/セラノ
 (71) 出願人 508191950
 ユニバーシダード デ バレンシア
 スペイン国 バレンシア イー-4602
 3, エディフ アラメダ 11, アンチダ
 ア センダ デ セネント

最終頁に続く

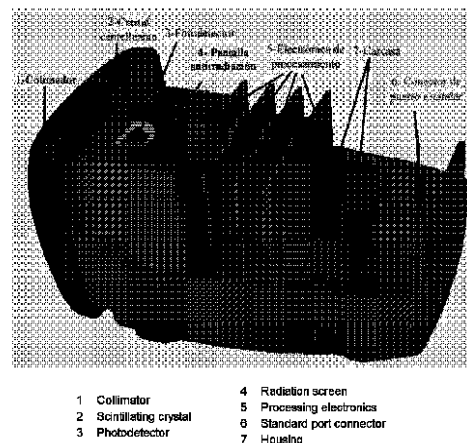
(54) 【発明の名称】 手術内使用のための位置特定システムを含む独立型ミニガンマカメラ

(57) 【要約】

【解決課題】 手術中使用のための携帯用ミニガンマカメラに関する。

【解決手段】 本発明のカメラは、シンチレーション結晶に基づき独立型装置を備え、全ての必要なシステムがセンサヘッドの隣に一体化されており、他のシステムを必要としない。カメラは、医療仕様に合致するように、インタフェースを使用していずれのコンピュータにもホットスワップされることができる。電源内蔵式であり、エネルギーを節約することができ、ソフトウェアおよびファームウェアをインターネットからアップデート可能にし、リアルタイムに画像を形成することを可能とする。連続シンチレーション結晶に基づいたガンマ線検出器には、空間解像度を改良するためにガンマ線によって放出されたシンチレーション光に焦点を当てるためのシステムを設けることができる。

【選択図】 なし



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

シンチレーション結晶技術に基づいたミニガンマカメラであって、本質的に、独立型装置であることを特徴としており、すなわち、すべての必要な物理的および電子的システムがセンサヘッドと共に一体化されており、他の追加電子システムを必要としない独立型機器のコンパクトな要素を形成し、ホットスワップ可能なインタフェースを使用していずれの標準コンピュータまたは互換装置にも接続されることができ、前記ミニガンマカメラの構造的要素は、下記、すなわち、交換可能なガンマ線コリメーションシステム、シンチレーション結晶および 1 つまたは複数の位置感度光検出器を備えるガンマ線検出器システム、抗放射線スクリーン、標準コンピュータインタフェースおよび電磁スクリーンを含む低エネルギー電子機器であるミニガンマカメラ。

10

【請求項 2】

医療グレードの電気安全性および電磁適合性の仕様に合致する請求項 1 に記載のミニガンマカメラ。

【請求項 3】

前記ホットスワップ可能なインタフェースは、下記、すなわち、a) フルスPEED (12 Mb/s) またはハイスPEED (480 Mb/s) ユニバーサルシリアルインタフェース、b) ワイヤレス USB、c) ブルートゥース、d) ファイファイの少なくとも 1 つでありうる請求項 1 または 2 に記載のミニガンマカメラ。

20

【請求項 4】

電源としてコンピュータの標準外部データインタフェースを使用することができるような、または、代替的に電池を使用することができ、本体電気または他の外部電源を使用する必要がないような電源内蔵式であることを特徴とする請求項 1 に記載のミニガンマカメラ。

【請求項 5】

ソフトウェアが各瞬間での機能的要件にしたがって電力消費の数レベルを規定することができるため、エネルギー節約モードに入ることができることを特徴とする請求項 1 に記載のミニガンマカメラ。

【請求項 6】

前記ソフトウェアはインターネットからアップデートすることができ、ファームウェア (ハードウェアコントローラ) は、前記カメラを開く必要なしに前記ソフトウェアから再充電することができ、これは、ファームウェアアップデートによって、前記ハードウェアを変え且つ / またはこれに他の特徴部を加えることを可能にする請求項 1、2 および 3 のいずれか 1 項に記載のミニガンマカメラ。

30

【請求項 7】

同一のハードウェアを使用し、放射線のエネルギーおよび活量だけの限定された情報を提供するように修正されるファームウェアおよびソフトウェアを使用し、これは、指向性放射線レベル検出器かまたは単にガンマプローブとみなされることができ、各相互作用からのエネルギーはデジタル化されるため、前記プローブは温度変化にあまり敏感ではないという利点を有するが、それは、前記ソフトウェアが数カウント後にエネルギーピークの位置を検出し有効事象ウィンドウの値を調整するからである請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載のミニガンマカメラ。

40

【請求項 8】

前記シンチレーション結晶は連続タイプであり、これはその外側表面に特別な処理を受けており、「補償アフィン変換」と呼ばれる特定のアルゴリズムを使用して、5%未満の検出区域において前記区域の約 80% までに不均一性を達成することを可能にするをさらに特徴とする請求項 1 に記載のミニガンマカメラ。

【請求項 9】

連続シンチレーション結晶に基づいたガンマ線検出器システムは、前記シンチレーション結晶の前面上に層を形成するシンチレーション光に焦点を当てるためのシステムを加え

50

ることによって改良されており、このようにして、光検出器に到達する光分布の幅を減少し、フォーカサーは、収束レンズまたはマイクロレンズシステムでありうる請求項 1 または 8 に記載のミニガンマカメラ。

【請求項 10】

前記改良された検出システムは、ガンマ線が入る方向に交互に位置決めされた、フォーカサーおよびシンチレータの数層から構成される請求項 1 または 9 に記載のミニガンマカメラ。

【請求項 11】

請求項 1 のもの等のミニガンマカメラにおいてだけではなく、PET または SPECT カメラ、または、一般にシンチレーション結晶に基づいたガンマカメラにおいても、請求項 9 または 10 に記載のガンマ線検出器システムの使用。

10

【請求項 12】

前記シンチレーション結晶の主要構成要素は、希土類に属する化学元素、たとえば、LnBr₃ または LnCl₃ であることを特徴とする請求項 1 または 8 に記載のミニガンマカメラ。

【請求項 13】

前記光検出器は、位置感度フラットパネル光電子増倍管タイプであることを特徴とする請求項 1、2、8 および 12 のいずれか 1 項に記載のミニガンマカメラ。

【請求項 14】

「確率的再構成」と呼ばれるシンチレーション画像形成アルゴリズムが使用され、これは、検出システムによって検出された衝撃の点、検出器システムの固有解像度、検出器の均一性、その形状寸法、および、使用される光学システムの形状寸法を考慮に入れて、可能な放射線放出領域の各点で放出点が発生している確率に分布の各検出されたガンマ線を割り当てることに基づき、割り当ては、主に、確率を前記点で均一性の値にしたがった直線衝突の方向に帰すことと、この変数および他の上述の変数を考慮に入れて、確率を近接に帰すことと、から構成される請求項 1 に記載のミニガンマカメラ。

20

【請求項 15】

従来の方法を使用して達成されたものに匹敵する品質の画像をリアルタイムで形成するために、相当低い数の検出されたガンマ線を使用する、請求項 14 に記載の「確率的再構成」アルゴリズム、および、請求項 1 に記載のものを含むがそれに限定されないガンマカメラの使用。

30

【請求項 16】

前記カメラが前記観察区域上を動くときに、放射線物体から、低活量物体からでさえ、リアルタイムガンマ線ビデオ (RTGV) 画像を達成するために、請求項 14 に記載の「確率的再構成」アルゴリズム、および、請求項 1 に記載のものを含むがそれに限定されないガンマカメラの使用。

【請求項 17】

請求項 1 に記載のものを含むがそれに限定されない少なくとも 2 つのミニガンマカメラに基づいた装置であって、立体映像を達成するために、同一の制御システムによって同時に機械的に相関され操作され、それによって、三次元でガンマ線放出物体を見ることを可能にする装置。

40

【請求項 18】

少なくとも 1 つの「透明なポインタ」(すなわち、観察されるべき放射線から区別することができる放射線を放出する) およびガンマ線検出システム(請求項 1 に記載のものを含むがそれに限定されない)の使用に基づいた放射線放出物体の物理的変数の「位置特定および測定の新しい方法」であって、前記ポインタおよび当該の源を同時に検出することができ、前記方法は、ガンマカメラによる前記ポインタの(三次元)自動空間位置特定(必ずしも前記ポインタのシンチグラフィ画像を呈する必要はない)、および、当該の源からの画像の獲得および表示から構成され、見掛け物理的変数、たとえば観察されている物体の見掛け活量は、前記ポインタによって示される当該領域の部分に決定され、前記物理

50

的変数および前記ポイントから得られたデータの前記値に基づいて（その位置、見掛け活量および見掛けサイズ等、公知の要因としてそのリアル活量またはリアルサイズを取る）、当該の領域の示された部分に、絶対活量値および他のパラメータを決定することが可能である方法。

【請求項 19】

少なくとも1つの「明るいポイント」（観察されるべき放射線から区別することができない放射線）と、ガンマ線検出システム（請求項1に記載のものを含むがそれに限定されない）であって、前記ポイントと当該の源との間を区別することはできない場合でさえ、それらを同時に検出することができるシステムと、請求項16に記載のもの等であるがそれに限定されない限定された持続性を備えた画像を生成する十分に速いメカニズムと、の使用に基づいた放射線放出物体用の「位置特定の改良された方法」であって、前記方法は、限定された持続性を備えた獲得のモードを使用することから構成され、そのため、前記ポイントは、現在の位置にあるときを除いて、その後ろに（明るい）跡を残さずにカメラの観察区域上に動くことができる方法。

10

【請求項 20】

少なくとも1つの「不透明ポイント」（放射しないか、または、観察されるべき放射線がそれを通して進むことを可能にしない）と、ガンマ線検出システム（請求項1に記載のものを含むがそれに限定されない）であって、当該の放射源を検出することができるシステムと、請求項16に記載のもの等であるがそれに限定されない限定された持続性を備えた画像を生成する十分に速いメカニズムと、の使用に基づいた放射線放出物体用の「位置特定の新しい方法」であって、前記方法は、限定された持続性を備えた獲得のモードを使用することから構成され、そのため、前記ポイントは、現在の位置にあるときを除いて、その後ろに（シャドウ）跡を残さずにカメラの観察区域上に動くことができ、このようにして、観察される瞬間に取得される画像に影響を与えるシャドウを限定する方法。

20

【請求項 21】

ヒトおよび動物のリンパ節、腫瘍および器官を突き止めるための、且つ、それらに関連した物理的変数を測定するための、請求項18、19または20に記載の方法、および、いずれかのガンマカメラの使用。

【請求項 22】

ヒトおよび動物のリンパ節、腫瘍および器官を突き止めるための、且つ、それらに関連した物理的変数を測定するための、請求項18、19または20に記載の方法、および、請求項1に記載のミニガンマカメラの使用。

30

【請求項 23】

ヒトおよび動物のリンパ節、腫瘍および器官を突き止めるための、且つ、それらに関連した物理的変数を測定するための、請求項18、19または20に記載の方法、および、SPECTおよび/またはPETガンマカメラの使用。

【請求項 24】

請求項1に記載のものを含むがそれに限定されない構造的および機能的な画像形成機器用の附属装置であって、光エミッタの使用を通して、前記エミッタから前記表面への距離が前記装置から前記表面へ走る軸に沿って変動しうる場合でさえ、表面上の固定位置で唯一の光形態を生成することを可能にし、前記軸は、前記光エミッタの空間位置に交差しないうという特異性を備えるが、光源の放出の特徴平面に整列配置されるかまたは一致するようにされることができる附属装置。

40

【請求項 25】

前記光エミッタは、レーザエミッタである請求項24に記載の装置。

【請求項 26】

その唯一の形態は、いずれの視角下の「X」またはクロス（+）である請求項24または25に記載の装置。

【請求項 27】

請求項26に記載のものを含むがそれに限定されない唯一の光形態を生成するための請

50

求項 2 4 または 2 5 に記載の装置であって、前記形態は、構造的または機能的な画像を受け取る装置、たとえば、X 線、ガンマ線、超音波、赤外線、紫外線に基づいた画像形成機器および一般に可視および不可視の電磁範囲を検出することに基づいた画像形成機器（に限定されないが）によって「観察」されている画像の特定の位置を身体に示す装置。

【請求項 2 8】

請求項 2 6 に記載のものを含むがそれに限定されない唯一の光形態を生成するための請求項 2 4 または 2 5 に記載の装置であって、前記形態は、請求項 1 に記載のものを含むがそれに限定されないミニガンマカメラによって「観察」されている画像の特定の位置を身体に示す装置。

【請求項 2 9】

請求項 2 4 または 2 5 に記載に記載されたもの等の装置であって、放出の角度の限定または精密な仕様、および、画像受取機の映像の焦点に対する光エミッタの特定の位置決めを加え、請求項 1、2 7 および 2 8 に開示されたもの等の構造的または機能的な画像受取装置の特徴的な視野を示す装置。

【請求項 3 0】

R I ガイド手術における放射性器官の診断、ナビゲーション、位置決め、位置特定および検出用のシステムであって、下記の装置、すなわち、請求項 1 に記載のもの等であるがそれに限定されないミニガンマカメラ、請求項 7 に記載のもの等であるがそれに限定されないガンマプローブ、請求項 1 8、1 9 および 2 0 に記載の放射線ポインタまたはマーカールとともに働くナビゲーションシステム、請求項 2 4 から 2 9 に記載の光ポインタに基づいた位置決めシステム、の組み合わせから構成されるシステム。

【請求項 3 1】

検出され突き止められ検査される器官は、リンパ節、甲状腺、副甲状腺、腎臓、結腸、胸部および他の器官であり、患者には、観察されるべき器官および機能に関する放射性医薬品の放射性用量が投与されている請求項 3 0 に記載のシステム。

【請求項 3 2】

方向プローブおよび / または放射性ポインタが腹腔鏡検査に使用され、一方、カメラは外部から器官の画像を形成する請求項 3 0 または 3 1 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、核医学物理学および R I ガイド手術 (r a d i o g u i d e d s u r g e r y) の分野に属する。これは、従来核医学で使用される放射性同位体を使用して、高解像度でリアルタイムに、ヒトおよび動物の小さな器官の画像を生体内で生成するのを可能にする装置に関する。装置は、甲状腺、腎臓、前立腺、胸部およびリンパ節等の器官の癌を、機能的に研究し、検出し、且つ / または、精密に位置特定するために設計されている。これは、予備診断、術中診断および術後診断に適用可能である。

【背景技術】

【0 0 0 2】

核医学で使用される診断手順において、患者にはまず、放射性医薬品が与えられる。放射性医薬品は、放射線、通常はガンマ線を放出する同位体を含む化合物である。ひとたび上記化合物が、自然に患者の身体中に広まると、後者は、ガンマ線検出カメラを使用して検査され、これは、放射性医薬品が蓄積した有機体の領域についての情報を提供する。

【0 0 0 3】

ガンマカメラは、1 9 5 8 年に最初に形成されて以来 (H . O . A n g e r , R e v . S c i . I n s t r u m . 2 9 (1 9 5 8) 2 7) 、改良されてきているが、従来、機器の大きな要素から構成され、重量は数百キログラムであり、嵩張る複雑な電子システムに接続されている。この機器は、特定の病院建物内で主要多国籍企業 (ゼネラルエレクトリック (G E N E R A L E L E C T R I C) 、シーメンス (S i e m e n s) 等) によって製造され、分配され、設置される。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

これらのカメラによって使用される検出技術は、主に、位置感知ではないシンチレーション結晶および光電子増倍管（PMT）に基づいている。

【 0 0 0 5 】

ミニガンマカメラとも呼ばれる最初の小型ガンマカメラは、比較的最近市場に出され、たとえば、安西メディカル（Anzai Medical）、テラリコン（Tera Recon）、イントラメディカルイメージング（Intra Medical Imaging）、ユーロメディカルイメージング（Euro Medical Imaging）およびガンマメディカルイメージング（Gamma Medical Imaging）によって製造されたもの等である。ミニカメラの目的は、あまり高価ではなく且つ携帯用機器であることが多くという利点に加えて、大型カメラよりもかなり高い品質の画像を提供することができる診断の部分のカバーすることである。一方、大型機器ではほとんど不可能である適用の新しい分野が、ミニカメラ用に発見されており、たとえば、手術中使用である。

10

【 0 0 0 6 】

いくつかのミニガンマカメラは、今や、亜鉛ドープされたテルル化カドミウム半導体（CdZnTe）、たとえば安西メディカルおよびテラリコン、に基づいた検出技術の新しいタイプを使用する。

【 0 0 0 7 】

下記のパラグラフにおいて、本発明に関連するミニガンマカメラをカバーする特許の簡単な説明を行う。

20

【 0 0 0 8 】

R. Zai kinおよびM. Suzukiによって発明された米国特許公開第2004/0262528号は、数モジュールを備える小さな視野を備えたガンマカメラに関する。これは、結晶アレイおよび結晶に連結されたフォトダイオードを使用する。請求項22は、ピクセル化CsI（TI）結晶の使用に言及する。請求項10は、カメラの高圧電源がコンピュータインタフェース上の電子カード（該当する場合は、PCIカード）によって提供されるという事実言及する。PCIバスが、多数のデータラインおよび電源をコンピュータのマザーボードと共有し、さらに、これは、コンピュータ内部であることを観察することができ、これは、コンピュータのスイッチを切ってCPUを開きPCIカードを挿入し、そのため、その後、高圧電源をカメラに提供するために利用可能であり、これは、必要とする唯一の電源ではないことを意味する。

30

【 0 0 0 9 】

T. Turnerによって発明された米国特許公開第2003/0081716A1号は、（ケーブルまたは無線によって接続された）LCDディスプレイを備えた手持ち式のコンパクトな携帯用プローブの発明に関する。この検出器に使用される技術は、半導体に基づいており、より具体的には、CdZnTeに基づいている。しかし、請求項19は、検出器材料がまた、下記の群、すなわち、HPGe、BGO、CdWO₄、CsF、NaI（TI）、CsI（Na）、CsI（TI）、CdTe、CdZnTe、HgI₂、GaAs、PbI₂から選択されることができるという事実言及する。しかし、これが連続結晶またはピクセル化結晶に関するかは述べていない。

40

【 0 0 1 0 】

A. SoluriおよびR. Paniによって発明されたスペイン特許第2202846号は、モジュール構造を備えた非常に高い空間解像度を備えた平らなシンチレーションガンマカメラに関する。この特許に述べられた光電子増倍管は、クロスワイヤアノード読み出しを備えた位置感度タイプである。

【 0 0 1 1 】

A. Soluriによって発明されたスペイン特許第2206924号は、30mm×30mmを測定するミニチュアカメラに関し、ピクセル化結晶および個別増幅を備え、各チャンネル用に獲得システムを備え、これは、検出器ヘッド外部にある。しかし、請求項13は、何らかの位置感度タイプの光電子増倍管に言及する。

50

【0012】

国際特許出願公開第WO00/19238号(S. Majewski、A. WeissenbergerおよびR. Wojcik)は、位置感度検出器の配列から構成されるすべてのタイプの小型シンチグラフィ機器を請求する。これはまた、小型検出器ヘッドを備えた機器にも関するが、これは、操作するために標準モジュール電子システム(たとえば、CAMACまたはNIM)を必要とする。

【0013】

見ることができるように、ミニシンチレーションガンマカメラは、一般に、1つまたは複数の位置感度光電子増倍管を使用して小型機器を達成する。しかし、大型の市販のカメラよりも扱いやすくするために減少されるのは、検出器(光電子増倍管と一緒に備えたシンチレーション結晶)が位置するヘッドである。操作のために、大型カメラおよび前述のミニカメラの両方は、嵩張った標準ラックに装着された1セットの電子システムたとえばCAMACまたはNIMか、または、コンピュータ内に挿入される通常のカードを必要とする。もっとも進んだカメラまたはミニガンマカメラでさえ操作するために、現在、これが標準コンピュータのカードであれカメラ用に特別に設計された計算システムであれ、電子機器が含まれた計算またはコンピュータシステムを機器に供給することが必要である。

【0014】

したがって、シンチレーション結晶に基づいた独立型ミニガンマカメラはなく、すなわち、カメラ外部に活性部分たとえばコンピュータのPCIカードなしで、検出、電子機器および電源システムが小型で単一のセンサヘッドに一体化されるものはない。同様に、コンピュータをオフにする必要なくプラグを差し込み且つ外すことができ、且つ、高圧を含む操作によって必要なすべての電圧を、カードまたはコンピュータに接続される他の装置上ではなく、カメラ内部で生成するミニガンマカメラはない。

【0015】

上記特許の大半は、ピクセル化結晶に関する。一定の化学組成の連続結晶を使用する可能性にわずかに触れているものもある。しかし、上記特許は、検出表面が結晶の幅に対して小さいときに、定義によってミニガンマカメラではそうであるが、ガンマ線が入る方向に、発生する、画像に影響を与える深刻なエッジおよび圧縮問題をどのように克服するかは説明していない。

【0016】

上記特許のいくつかは、フォトダイオードを使用するが、大半は、ワイヤ系位置感度光電子増倍管を使用する。したがって、パッドタイプアノードに基づいた位置感度光電子増倍管に基づいたミニガンマカメラはなく、特に、フラットパネルタイプアノードに基づいたものはないが、これは、上記特許が登録されたときにはまだ発明されていなかった。本発明の発明者らによって形成された、小体物理学協会(the Institute of Corpuscular Physics)(IFIC)のリサーチグループはまた、ミニガンマカメラのプロトタイプを数個開発した。これらのプロトタイプの設計および操作上の特徴は、科学刊行物に発表された数論文に記載された。上記プロトタイプの1つは、ワイヤ光電子増倍管を使用した(本願に使用された技術とは異なる)(Nucl. Instr. & Meth. A 486(2002)186-190、Med. Phys. 31、6(2004)1384-1397)。カードで操作されるプロトタイプの第1のバージョンがコンピュータ内に挿入され、他方がそのUSB 1.0ポートを経由してデータを送ることができた。

【0017】

その後、フラットパネル光電子増倍管に基づいて2つのプロトタイプが開発された(M. Gimenezら、Nucl. Instr. & Meth. A 525(2004)298-302、Nucl. Instr. & Meth. A 527(2004)92-96)。それらの1つは、中程度の視野を有し、4PMTの配列から構成された。他方は、単一のフラットパネルタイプPMTから構成された。両方とも、矩形角柱金属ケーシングを有し、USB 1.0ポートを経由してデータを送ることができた。結晶の両側が塗料で処理され

10

20

30

40

50

た連続結晶を有した。

【0018】

すべてのIFICの前述のプロトタイプおよび刊行物で、実際面では、物理的検出器がより速いスピードでデータを獲得することができるにもかかわらず、使用されるUSBポート(1.0)の限定されたブロードバンド(1.2Mbps)のみが、核医学で 사용되는通常の速度に対して、低い速度の事象獲得(1秒当たり最大1100カウント)に到達するのを可能にするという問題がある。本発明の1つの目的は、USB1.1、USB2.0ポートを使用して動作することができ、且つ、480Mbpsまでのブロードバンド接続に到達することができ、400倍まで速く通信することを可能にするミニガンマカメラであり、これは、高感度を達成するために必要な高速でデータを獲得することができることを意味する。

10

【0019】

さらに、IFICによって開発されたこれらすべてのプロトタイプは、医療使用には適切ではなく、診断および手術中使用の両方で、ヒトに実際に適用するのは実行不可能であるという問題を呈した。これは、医療機器を規定する欧州および米国の規制によって課せられる厳しい生体適合性、電気安全性、および、電磁適合性条件のためである。

【0020】

最後に、IFICのプロトタイプおよび刊行物に使用される結晶の表面を処理するために使用される塗布技術は、実際には、実行不可能であり、それは、縁に多くの欠陥があり、感知区域中にわたって不均一性があり、これは、そのように形成されたセンサシステムに非常に短い耐用年数を与え、医学標準にしたがって受け入れられない均一性の欠落を生じた。

20

【0021】

計算システムとして標準コンピュータを有し、且つ、コンピュータの操作の邪魔をせずまたはコンピュータをオフにする必要なくコンピュータにプラグを差し込み且つ外すことができ、且つ、仲介電子システムを加える必要なく即座に使用されるように開始することができる、何らかの現在の技術を使用する公知のミニガンマカメラはない。

【0022】

同様に、核医学で許可される低容量の放射線を使用して、リアルタイムガンマ動画像を生成するか、または、数秒で静止画像を生成する公知のカメラまたはミニガンマカメラはない。

30

【0023】

ミニガンマカメラの手術中使用に見出された困難は、高活量点(たとえば腫瘍周辺注入部位)に近い低活量領域(たとえばリンパ節)を見ることを含む。核医師によって普通に適用される1つの解決法は、腫瘍とカメラ(通常、鉛の要素)との間に抗放射線スクリーン(ガンマ線に「不透明である材料」)を制定することから構成される。これは、腫瘍からのグレアを排除することができ、そのため低活量点を見ることができ、それは、画像の強度が低活量値の間のみに再分布されるからであり、これは、先には見えなかったリンパ節を含む。この概念を、ITツールを加えることによって異なる目的のためにどのように拡張することができるか、は下記に見られ、シンチグラフィ画像の観察可能な領域の空間位置特定のための新しい方法を形成することを可能にし、それはまさに、克服すべき別の困難である。

40

【0024】

ちょうど先のパラグラフに述べられたように、ミニガンマカメラによって呈された別の問題は、患者の身体で取得する画像に現れる物体を突き止めること、すなわち、画像と有機体との間の対応である。

【0025】

この問題を部分的に解決するために、医師は、カメラの観察区域に自由に位置することができる放射線物体を使用し、一方、その画像は、当該の放射区域のものと一緒にカメラによって直接見られる。このツールを「明るいポインタ」と称する。もっとも普通のタイ

50

ブは、コバルト 57 ペンマーカーであるが、テクネチウム - 99m を備えた注射器が時折使用される。明るいポインタを使用する位置特定方法は、ポインタが画像の区域を通り過ぎるときに、静電気跡を後に残すという不利点を呈する。ポインタは、それがいたすべての点で跡を残すため、画像はまた、大きく影響を受ける。

【0026】

放射線が操作のモードに直接係わる位置特定および / またはナビゲーションシステムは、放射線を放出するにしろ抑制するにしろ、本願では「放射性ポインタ」と称される。これは、ポインタとして使用されるツールによって示された点に対応する特定の点をシンチグラフィ画像上に形成するのを可能にする。

【0027】

「明るいポインタ」として上述されたコバルト 57 ポインタは、このタイプの放射性ポインタに属するが、唯一のものではない。本発明では、2 つの新しいタイプおよび公知の明るいポインタの使用における改良を示す。

【0028】

通常それがなければ形成するであろう画像の形成を抑制するポインタは、観察区域を通り過ぎ、画像にシャドーを形成し、「不透明なポインタ」として定義される。同様に、その存在または不在のため画像の通常の形成に影響を与えないが、検出システムが、特定の瞬間に形成されているシンチグラフィ画像に対するポインタの位置を知ることを可能にするポインタは、「透明なポインタ」として定義される。

【0029】

IFIC リサーチグループの初期の発明の特許 (J. M. Benlloch、F. Sanchez ら著、「機能的ナビゲータ (Functional Navigator)」、P200202220 および国際特許出願第 E503-00497 号) の 1 つに開示された方法は、赤外線または高周波ローカライザに基づいて、透明タイプであるが、これは 2 つの検出システムを必要とし (これは不利点である)、これがさらに異なる技術に基づいているという点で完全に異なる。この場合、我々は、当該の画像をキャプチャするため且つポインタの空間的な場所を制定するための両方で、同一の検出技術 (ガンマ放射線) および同一の検出器を使用する透明なポインタを使用する位置特定方法を呈する。本願に呈された新しい発明は、透明なポインタによってマークされた物理的位置における当該の源に関する物理的変数についての情報を得る可能性を提供するという、さらなる付加価値を有する。

【0030】

同様に、I. Blevins、L. Tsukerman および Y. Hefetz によって発明された米国特許出願公開第 2004/0075058 号は、無線エミッタを使用するガンマカメラの位置特定システムに関する。N. Wainer および Zichron-Yaakov によって発明された米国特許第 6723988 号はまた、ナビゲーション機器用のミニガンマカメラの使用に関する。

【0031】

手術中使用のためのミニガンマカメラは、1 つケーブルを備えた、またはケーブルを備えない、軽い、携帯用の、独立型の装置でなければならず、リアルタイムで画像を形成することができなければならない。

【0032】

レーザ系ポインタを備えた多くの広く知られたシステムがある。これらは、点、線および広い範囲の幾何学的形態を生成することができる。

【0033】

放出されたレーザ光とこの表面との交差のため一定の表面に単一の光形態が生成されるすべての公知の場合において、上記光形態は、この位置および形状が、単数または複数のレーザエミッタからの光によって遮られた表面の距離に依存し、且つ、表面の角位置にも依存することの特徴とし、そうでなければ、単数または複数のレーザエミッタは、光が遮られる表面に向けてまたはこれから離れてレーザエミッタが動く軸に対して対称的に位置

10

20

30

40

50

決めされなければならない。

【 0 0 3 4 】

この例は、点を生成する表面に向けてまたはこれから離れて動くレーザポイントエミッタでありえ、運動の軸はその光と同一のラインに従う。これは、生成された図が表面にその位置およびその点形態を維持するが、これは、運動の軸に対して且つ上記軸上でも対称的に位置する場合である。図 1 a および 1 b 参照。

【 0 0 3 5 】

表面とエミッタとの間の位置が動くときに位置または形態が変化する多くの場合の例がある。

【 0 0 3 6 】

1. 上述のもののようなレーザポイントエミッタであるが、点を生成する表面に向けてまたはこれから離れて動き、運動の軸は、その光が従ったラインとゼロ以外の一定の角度を形成するラインに従う。これは、生成された図が依然として点であるが、表面上のその位置が、エミッタと表面との間の距離とともに変わる場合である。図 2 a および 2 b 参照。

【 0 0 3 7 】

2. 単一のトランスデューサを備えたレーザであって、点以外のいずれかの図を生成し、エミッタと表面との間の距離とともに変動する寸法の図を生成し、一般に、この表面がエミッタに対して位置する角度とともに変動する。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 3 8 】

本発明の目的は、手術中使用のための新規携帯用ミニガンマカメラおよびガンマ線放出物体用の位置特定システムである。

【 0 0 3 9 】

ミニガンマカメラは、シンチレーション結晶に基づいており、本質的に、独立型装置であることに特徴づけられており、すなわち、すべての必要なシステムがセンサヘッドと共に一体化されており、機器のコンパクトな独立型の要素を形成し、他の電子システムを必要とせず、いずれかのフルスピードまたはハイスピードのユニバーサルシリアルインタフェース、ワイヤレス USB、ブルートゥースまたはファイヤワイヤによって、いずれかの標準コンピュータまたは互換装置に接続されることができる。図 3 参照。同時に、この機器は、電気安全性および電磁適合性に関する医療グレード仕様に合致する。

【 0 0 4 0 】

本発明はまた、ミニガンマカメラのシンチレーション結晶が連続タイプである場合に、結晶の表面用の特別な処理を呈し、連続結晶の使用で発生する画像圧縮およびエッジ効果の深刻な不利点なしでほぼ区域全体を使用することを可能にする方法を呈する。これはまた、希土類系シンチレーション結晶を使用することの技術革新も導入する。

【 0 0 4 1 】

光検出器に到達する光分布の幅が減少されるため、連続シンチレーション結晶に基づいたガンマ線検出器にはまた、空間解像度を改良するためにガンマ線によって放出されたシンチレーション光に焦点を当てるためのシステムを設けることができる。

【 0 0 4 2 】

本発明の目的であるミニガンマカメラの他の革新的特徴は、新しい「確率的再構成」アルゴリズムのおかげで、低活量用に投与される用量でさえ、コンピュータのポートからの電源内蔵式でありえ、エネルギーを節約することができ、カメラを妨害する必要なくソフトウェアおよびファームウェアをインターネットからアップデートすることを可能にし、リアルタイムガンマ線ビデオ (Real Time Gamma-ray Video) (RTGV) 画像を形成することができることである。

【 0 0 4 3 】

ガンマカメラによって呈される問題の 1 つは、患者の身体においてキャプチャする画像

10

20

30

40

50

に現れる物体を突き止めることであり、すなわち、画像と有機体との間の対応である。本発明では、この問題は、当該の画像をキャプチャするために且つ各ポイントの空間的場所を制定するための両方に同一のガンマカメラを使用して、1つまたはそれ以上の放射性ポイントを使用する位置特定の方法を開発することによって、解決される。本願に呈された新しい発明は、透明ポイントによってマークされた物理的位置における当該の源に関する物理的変数についての情報を得る可能性を提供するという、さらなる付加価値を有する。これはまた、新しいレーザ系光ポイントシステムを導入し、これは、観察区域上のシンチグラフィ画像の特定の点を示すことを可能にする。

【0044】

開発されてきたミニガンマカメラおよび位置特定システムは、リアルタイム画像形成を使用して、新しい手術ナビゲーションシステムを構成する。

【課題を解決するための手段】

【0045】

ミニガンマカメラは、シンチレーション結晶技術に基づいており、本質的に独立型装置であることに特徴づけられ、すなわち、すべての必要な物理的電子的システムがセンサヘッドと共に一体化されており、他の追加電子システムを必要とせずに独立型機器のコンパクトな要素を形成し、ホットスワップ可能なインタフェースを使用して標準コンピュータまたは互換性のある装置に接続することができる。

【0046】

ミニガンマカメラの構造的要素は、下記の通りである。図4参照。

【0047】

1. タングステン、鉛または同一の抗放射線特性の別の材料に基づいた交換可能なガンマ線コリメーションシステム。

【0048】

2. シンチレーション結晶。

【0049】

3. (単数または複数の)位置感度光検出器。

【0050】

4. 鉛、タングステン、同一の抗放射線特性の別の材料から作られた抗放射線スクリーン。

【0051】

5. アナログまたはデジタルの処理および電源を備えた低消費電力電子機器および標準コンピュータ接続インタフェース。

【0052】

6. インタフェース出力コネクタ。

【0053】

7. 電磁スクリーンを備えたケーシング。

【0054】

コリメータ1は、1つの穴(単一ピンホールタイプ)または数個の穴(複数ピンホールタイプまたはパラレルホール、収束または分岐タイプのコリメータ)またはコード化マスク構造物を備え、ガンマ線が、画像の正確な形成のために制定された穴のみを通して進むことを可能にする。

【0055】

シンチレーション結晶2は、ガンマ線からエネルギーを変換し、多数の可視光フォトンを生じ、これらは、光検出器3によって検出することができる。

【0056】

光検出器3は、シンチレーション結晶から光を受け取り、これを、電子処理セクションに送られる電気インパルスに変換する。光検出器は、1200Vまでの高圧電源を使用し、これは、検出器ヘッドの内部電子セクションの一部を形成するソースプレート上に生成される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

抗放射線スクリーン 4 は、鉛または類似の抗放射線特性の別の材料から作られ、コリメータ 1 の区域を除いて、カメラの側部、後部および前部表面を覆う。このようにして、ガンマ線は、カメラの感知区域に到達することができないが、単一ピンホールコリメータの場合には、明らかにこの目的のためにコリメータ 1 に設けられた穴を通るのを除き、または、複数ピンホール、パラレルホール、分岐、収束またはコード化マスクコリメータの場合には、多くの穴を通るのを除く。

【 0 0 5 8 】

処理電子機器 5 は、光検出器 3 から出力信号を受け取る。この処理システムは、下記の部品から構成される。すなわち、

1 . すべての個別アノード信号から光分布の重心の位置特定のために光検出器のアノードから電子信号の数を最小限に減少するインターアノードネットワーク。

【 0 0 5 9 】

2 . 各信号の電荷にしたがって適切な振幅を増幅し、フィルタリングし且つ得るためのアナログ信号処理システム。

【 0 0 6 0 】

3 . アナログ信号をデジタル化し、デジタルフィルタリングを行い、制定された通信インタフェースを経由してコンピュータへ結果を送るデジタル処理システム。これはまた、すべての装置の機能を制御する。

【 0 0 6 1 】

4 . 単一 5 V サプライから機器によって必要とされる異なる電圧を生成するための電源システム。

【 0 0 6 2 】

コネクタ 6 は、機器の通信の唯一の必須手段である。上記コネクタは、両方向にデータを送り、ケーブルによって接続されたインタフェースの場合には、これはまた、コンピュータからミニカメラへ電力を供給する。

【 0 0 6 3 】

ケーシング 7 は、光が装置に入らずシンチレーション結晶 2 に到達しないことを確実にし、したがって、得られるべきシンチグラフィ画像にノイズが影響を与えるのを防止する。ケーシングはまた、すべての種類の外部ノイズおよび内部放出に対する電磁スクリーンとして作用し、それによって、適切な医療グレードの電磁適合性を確実にする。

【 0 0 6 4 】

すべての必要な電子、アナログ、デジタル、ファームウェアおよび電源システムがセンサヘッド内に一体化されたため、ひときわ内蔵型で携帯型のコンパクトなミニガンマカメラを達成することができる。装置がコンピュータへ送信するデジタル情報は、シンチグラフィ画像を直接得ることができることを意味する。カメラおよびコンピュータの連続ワイヤレス操作のために、本体に接続された外部 5 V 電源を使用する必要がある。これは、ワイヤレスインタフェースの使用で電池電力によって操作することができ、これは、いずれの種類のケーブル接続もなしにする。

【 0 0 6 5 】

独立型装置として作動する他の公知のガンマカメラはない。しかし、この特徴は、ケーブルの数を最小限に減少し（使用されるインタフェースに依存して、1 本かまたはゼロ）、手術室のケーブルは外科医にとっては大きな障害物であるため、手術中使用には非常に重要である。

【 0 0 6 6 】

本発明の特定の目的は、前述の特徴のミニガンマカメラであり、これは、医療グレード電気安全性および電磁適合性の仕様に合致する。

【 0 0 6 7 】

提案された発明は、その発明者らによって形成されたりサーチグループによる先の刊行物（たとえば、N u c l . I n s t r . & M e t h . A 4 8 6 (2 0 0 2) 1 8 6 - 1 9

10

20

30

40

50

0、Med. Phys. 31、6 (2004) 1384 - 1397、Nucl. Instr. & Meth. A 525 (2004) 298 - 302、Nucl. Instr. & Meth. A 527 (2004) 92 - 96 参照)とは異なり、外科環境における医療グレード電気安全規制に合致するように特に設計されたケーシングを使用する。さらに、上記刊行物に記載されたような、アルミニウムの厚い層によって提供される保護がない環境で作動する電子回路が形成された。

【0068】

本発明の特定の目的は、前述の特徴のミニガンマカメラであり、これはまた、ホットスワップ可能なインタフェースが、下記： a) フルスPEED (12 Mb/s) またはハイスPEED (480 Mb/s) ユニバーサルシリアルインタフェース、 b) ワイヤレスUSB、 c) ブルートゥース、 d) ファイヤワイヤ、の少なくとも1つであることを特徴とする。

10

【0069】

本発明の一部として、先行技術に記載されたアカデミックプロトタイプのものよりも400倍まで速いUSB通信インタフェースが開発されている。上記インタフェースは、USB 1.1 (12 Mb/s) およびUSB 2.0 (480 Mb/s) を使用して通信することができ、これは、データ獲得スピード限界が、これから長い間、物理的になることを意味する。これはまた、このシステムを、開発されている新しい非常に高い感度のコリメータシステムで操作することを準備する。他の現代の通信ポートたとえばワイヤレスUSB、ブルートゥースおよびファイヤワイヤを使用する通信インタフェースもまた開発されており、これらは、他のシンチグラフ機器には報告されておらず、これは、標準計算システムとの相互接続に関して、大きな多様性を提供し、また、それらをより携帯的にし、使用するのをより容易にする。これらの進展はまた、スイッチを切ったり何らかの余分な措置を取ったりする必要なくコンピュータに接続し且つ接続を切ることができるシステムに導いた。

20

【0070】

本発明の特定の目的は、上述のもの等のミニガンマカメラであり、電源内蔵式の特徴を備えるが、それは、電源としてコンピュータの標準外部データインタフェースを使用することができるか、または、代替的に電池を使用することができ、本体電気または他の外部電源を使用する必要がないからである。

30

【0071】

これは、本発明の目的であるミニガンマカメラが、使用されるポートによって提供される出力よりも少ない電力を消費するという事実のおかげで可能である。機器はまた、直接5V 500mA サプライを使用する外部電源を有してもよい(必須ではない)。

【0072】

本発明の特定の目的は、上述のもの等のミニガンマカメラであり、エネルギー節約モードに入ることができる特徴を備えるが、それは、ソフトウェアが各瞬間に機能要件にしたがって電力消費の数レベルを規定することができるからである。

【0073】

電源制御の一部として、ミニカメラは、「スリープ」モードに入ることができ、そのときには、「ウェイクアップ」能力を失うことなく、ほんの2マイクロアンペアしか消費せず、ソフトウェアがそうするように自動命令する場合には別の状態に変わる。次のエネルギー状態は23mAを消費し、カメラとコンピュータとの間の2方向データ通信を可能にし、データ獲得状態の識別および予備制定等の機能を備える。320mAを消費する別のレベルで、装置は、バックグラウンドノイズレベル獲得を生成することができ、機能チェックを行い、このシステムを調整してノイズを中和することができる。150mAを消費する別のレベルで、システムは、センサシステムの最適温度を維持することができ、そのため、獲得を迅速に開始することができる。

40

【0074】

最後に、470mAの消費で且つすべてのシステムをスイッチオンにして、機器は、そ

50

の目的にしたがって、いずれの操作も行うことができる。

【 0 0 7 5 】

これらの特徴を適切に使用することによって、機器は、コンピュータからプラグを抜く必要がなく、エネルギーを節約しながら機器の耐用年数を延ばす。機器をオフにするために機械的なボタンは必要ではない。

【 0 0 7 6 】

本発明の特定の目的は、上述のもの等のミニガンマカメラであり、ソフトウェアはインターネットからアップデートすることができ、ファームウェア（ハードウェアコントローラ）は、カメラを開く必要なしでソフトウェアから再充電することができ、これは、ファームウェアアップデートによって、ハードウェアを変え且つ／またはこれに他の特徴を加えることを可能にすることを意味する。

10

【 0 0 7 7 】

この排他的な特徴は、製造業者が、登録したクライアントが自由に入手することができるダウンロード可能なアップデートを提供することによって、世界中のどこでも販売されたミニカメラに新しい進展および改良を含むことを可能にする。

【 0 0 7 8 】

一定の現代の家庭用電子装置では、このようにアップデートされるソフトウェアを使用して動作することが普通である。そのハードウェアを含む機器を開ける必要なくハードウェアを制御するファームウェアをアップデートすることが可能であることはあまり普通ではない。この特徴が実装された公知のガンマカメラはない。

20

【 0 0 7 9 】

本発明の目的であるミニガンマカメラのデジタルシステムの操作は、マイクロコントローラに基づいており、シンチグラフィ画像形成に必要なものに対する追加である1セットの施設を備えたハードウェア設計を呈する。これらの余分な特徴部の使用は、現在のシンチグラフィソフトウェアでは展開されておらず、マイクロコントローラ（ファームウェア）で動作するプログラムには含まれていない。請求することは、我々の機器は、これらの特徴部がひとたび展開されればこれらを使用することができるということである。これは、単に、コンピュータ化された手段によって、対応するアップデートを送ることによって行われてもよく、現在形成されたシステムは、コンピュータソフトウェアおよびミニガンマカメラのマイクロコントローラのファームウェアの両方をアップデートすることができる。

30

【 0 0 8 0 】

これらのハードウェアのアップデートは、当然ながら、形成された特徴部に限定されており、元々のハードウェア設計には使用されない。しかし、現在使用されているシンチグラフィ画像形成ファームウェアは、同一の開始データおよびおそらく未使用の特徴部のいくつかの特徴に基づいて、必要に応じて何度でも実際に無制限にアップグレードされてもよい。

【 0 0 8 1 】

たとえば、コンピュータアップデートを使用して、システムに、ガンマカメラとは別に、機器の下記の要素のいずれかに変換する可能性を加えることができる。すなわち、

40

- 1．放射線レベル検出器、
 - 2．マルチチャネル分光計、
 - 3．可動ウィンドウを備えたシングルチャネル分光計、
 - 4．甲状腺カウント取得システム、
- である。

【 0 0 8 2 】

本発明の特定の目的は、前述の特徴のミニガンマカメラであり、シンチレーション結晶が連続型であるという追加特徴を備え、これは、その外側表面の特別な処理を受け、「補償アフィン変換」と呼ばれる特定のアルゴリズムを使用して、5%未満の検出区域において上記区域の約80%までに不均一性を達成することを可能にし、有用区域を感知区域の

50

50%へ制限するエッジ効果として知られる古い制限を克服する。

【0083】

いくつかの特許(A. SoluriおよびR. Paniによって発明されたスペイン特許第2202846号、A. Soluriによって発明されたスペイン特許第2206924号を参照のこと)には、ミニガンマカメラに連続結晶を使用する可能性がわずかに記載されているが、上記特許は、実施形態のすべての例にしたがって、ピクセル化結晶に基づいている。

【0084】

しかし、上記の特許はいずれも、明らかに、ミニガンマカメラの場合と同様、ガンマ線が入る方向に、結晶の幅に対して検出表面が小さいときに発生する、画像に影響を与える深刻なエッジおよび圧縮の問題をどのように克服するかは説明していない。上記問題は、従来使用されている大型ガンマカメラの場合には影響は些細であり、したがって、上記特許の著者らはそのような問題を見落としている。しかし、本発明の著者らによって形成されたりサーチグループによる刊行物(Nucl. Instr. and Meth. A 486(2002)186-190、Med. Phys. 31、6(2004)1384-1397、Nucl. Instr. and Meth. A 525(2004)298-302、Nucl. Instr. and Meth. A 527(2004)92-96)に示されるように、規則によって必要のように(シンチレーションカメラの性能測定、NEMA標準刊行物第NU1号、アメリカ電気製造業者協会、ワシントンD.C. 1994(Performance Measurements of Scintillation Cameras, NEMA Standards Publication no. NU1, National Electrical Manufacturers Association, Washington D.C. 1994))検出表面が均一であるべき場合には、上記問題は重要であり、カメラの検出の有用な領域を実質的に減少させる。したがって、連続結晶の使用がいくつかの特許に引用されているが、エッジ効果を生成せずに且つ規則たとえば上述のNEMA標準によって許可されたものを超える均一性の欠如なしで、小視野のカメラに実際に使用されるための方法は発明されていない。この理由のため、それらは実際には使用されていない。

【0085】

本発明は、結晶の表面の特別な処理および比較的大きな有用視野を達成する(結晶のほぼ全体区域を使用する)ことを可能にするアルゴリズムを導入し、これは、現在の連続結晶システムによって達成することができず、これが、本技術が学界外のミニガンマカメラに現在使用されていない主な理由である。

【0086】

さらに、適切な表面処理を備えた連続結晶の使用は、ピクセルアレイの形態の結晶よりも、感光性装置により大きな量の光を達成することを可能にし、これは、結果として、ガンマ線検出器の改良されたエネルギー分解能をもたらす。

【0087】

エッジ効果を最小限にするために加えられる表面処理は、下記に記載される。ガンマ線が結晶内に浸透するのに経由する表面は、粗く磨かれ、乾燥した反射白色ペンキで塗られ、反射白色エポキシ層がその上に塗布されている。あるいは、この表面は、細かく磨かれ、自己反射層が塗布されることができる。自己反射層は、結晶によって放出された光の粒子が、上記層上に落ち、結晶に落ちる放出された光と同一の角度であるが他方の方向に反射するという特性を有する。光検出器に接触する結晶の表面もまた、粗く磨かれる。最後に、小さい側部表面が粗く磨かれ、乾燥した吸収性黒色ペンキで塗られ、また吸収性黒色エポキシ層が塗布される。この処理と、本発明の著者らが属するサーチグループによる先の刊行物に記載されたもの(たとえば、E. Porras、B. Escat、J. M. Benlloch、D. Kadi-Hanifi、S. Lopez、N. Pavon、J. A. Ruiz、F. Sanchez、A. Sebastia著「医療用途のための携帯用ミニガンマカメラ(Portable Mini Gamma-Camera for M

edical Applications)」、物理研究における核計測および方法 A 486 (Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A 486)、2002 年、186 - 190; F. Sanchez、J. M. Benlloch、B. Escat、N. Pavon、E. Porras、D. Kadi-Hanifi、J. A. Ruiz、F. J. Mora、A. Sebastia 著「携帯用ミニガンマカメラの設計およびテスト (Design and Tests of A Portable Mini Gamma-Camera)」、医学物理学 31、6 (Medical Physics 31, 6)、2004 年 6 月、1384 - 1397 を参照) との間の差は、エッジ効果の減少および均一性の改良の点で、相当のものである。

10

【0088】

D. P. McElroy、S. C. Huang および E. J. Hoffman 著の論文、「シンチレーション検出器の空間分解能を改良するための再帰性反射テープの使用 (The Use of Retro-Reflective Tape for Improving Spatial Resolution of Scintillation Detectors)」(IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol 49 (1) (2002) 165 - 171) において、再帰性反射ストリップを使用して、ガンマカメラの連続結晶の固有空間分解能特性を改良する。しかし、再帰性反射層の使用は、ミニガンマカメラでは、まったく実施されていない。

20

【0089】

結晶の表面の上記最適処理にもかかわらず、特定のアルゴリズムを加える必要があり、これは「補償アフィン変換」と呼ばれ、画像圧縮およびエッジ効果を最小限にし、最大可能なサイズの均一検出表面を達成する。

【0090】

アルゴリズムは、まず、検出 (圧縮) された画像の表面を分解して小さな面積を備えた多角形 (たとえば三角形) にし、各多角形が膨張しその形状を維持するように、アフィン変換が行われる。膨張係数は、とりわけ、使用される結晶および光検出器の特定の特徴、および、検出表面の中心に対する多角形の状況に依存し、これは一般に、境界に位置する多角形の方が中心にあるものより大きい。ルックアップテーブル (LUT) を使用して、位置およびエネルギーの迅速で効率的な局所補正を行う。さらに、所与の多角形で検出されたガンマ線は、検出されたガンマ線が実際に別の隣接する多角形内に落ちた可能性を考慮に入れるモンテカルロ法を使用して膨張した多角形内に再分布される。均一性は、したがって、最大可能な検出区域で最適化される。

30

【0091】

本発明の著者らによって形成されたリサーチグループによる先の刊行物 (たとえば、M. M. Fernandez、J. M. Benlloch、J. Cerda、B. Escat、E. N. Gimenez、Ch. W. Lerche、J. Martinez、N. Pavon、F. Sanchez、A. Sebastia 著、「リンパ節研究のためのフラットパネル系ミニガンマカメラ (A Flat-Panel-Based Mini Gamma Camera for Lymph Nodes Studies)」、物理研究における核計測および方法 A 527 (Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A 527)、2004 年、92 - 96 を参照) において、検出された画像に復元方法を使用し、これは、単項式倍数を備えた 2 つの変数の関数に基づく。上記方法の基本的な問題は、これが伴う多数の代数的演算のため遅いことによりリアルタイムでは使用することができないことである。これはまた、たとえば、照明されたアノードパッドにしたがって (検出器が位置感度フラットパネル光電子増倍管である場合)、相当変動しうる検出表面の局所特徴に適切に適合される可能性に欠けている。

40

【0092】

本発明のさらなる目的は、ガンマ線によって放出されたシンチレーション光に焦点を合

50

わせるためのシステムによって改良された連続シンチレーション結晶に基づいたガンマ線検出器であり、したがって、光検出器に到達する光分布の幅を減少する。図5aおよび5b参照。

【0093】

連続シンチレーション結晶に基づいたガンマ線検出器の空間分解能は、ガンマ線によって結晶に放出され光検出器の表面に到達する光分布の幅に依存し、分布の幅が大きければ大きいほど、2つの点を互いから分離するのがより困難になり、したがって、分解能がより低くなる。さらに、光分布の幅が大きければ大きいほど、連続シンチレーション結晶の使用で発生するエッジ効果が大きくなり、画像の圧縮因子を増大する。

【0094】

本発明に導入される上記改良は、したがって、光検出器の表面に垂直な方向に、上記表面に対して、厚いシンチレーション結晶を備えたガンマ線検出器の場合に、特に重要である。上記検出器は、大半の相互作用がガンマ線が結晶に入る表面近くで発生し、したがって、光検出器の表面に非常に広い光分布を生成するという困難を呈する。

【0095】

ガンマ線によって放出されたシンチレーション光に焦点を合わせるための上記システムは、それに対するレンズとして作用する光学材料の1つまたは複数の層を加えることによって実施することができる。特に、光検出器の表面に垂直な方向で結晶の寸法に対する類似焦点距離を備えた収束レンズまたはマイクロレンズの層を使用することは、それに到達する光分布の幅を減少させる。光分布の幅のより大きな減少を達成するために、連続結晶を、光検出表面に垂直な方向に沿って2つまたはそれ以上の層にセグメント化することができ、上記層の2つごとの間に収束マイクロレンズの層を加える。

【0096】

本発明の特定の目的は、上記の結果であり、連続シンチレーション結晶の数層（ガンマ線が入る方向に）から構成されるガンマ線検出器であり、最終的に光検出器であり、収束レンズまたはマイクロレンズの層が上記層の2つごとの間に加えられている。

【0097】

上記発明は、シンチレーション結晶に基づいたいずれかのガンマ線検出システム、たとえば、ポジトロン放出断層撮影法（PET）カメラ、SPECTおよび一般にガンマカメラに有用である。

【0098】

本発明の特定の目的は、請求項1に記載のもの等のミニガンマカメラに、または、PETまたはSPECTに、または、一般にシンチレーション結晶に基づいたガンマカメラに、請求項8または9に記載のガンマ線検出器を使用することである。

【0099】

本発明の特定の目的は、上述のもの等のミニガンマカメラであり、シンチレーション結晶の主要構成要素は、希土類に属する化学元素、たとえばLnBr₃またはLnCl₃等であるという特徴を備える。

【0100】

主要構成要素が希土類に属する化学元素であるタイプの結晶は、ミニカメラの機能を大いに改良する。これは、上記シンチレーション結晶が、半導体技術に基づいた検出器のものに匹敵する検出されたガンマ線のエネルギー分解能を達成することを可能にするからである。この特徴は、対応するエネルギーを分離することができるため、異なる放射性同位体を区別するために、重大である。エネルギーを分離するこの能力は、エネルギーウインドウのサイズが減少されるため、バックグラウンドノイズを減少するのを可能にするだけでなく、下記により効率的に記載される位置特定方法を適用することも可能にする。

【0101】

さらに、主要構成要素が希土類に属する化学元素であるタイプの結晶は、大量のシンチレーション光を生成し、結果として、光子検出統計値が増加し、これは、ガンマカメラの空間分解能を改良する。現在、これらの結晶は、非常に大きいサイズに成長することはで

10

20

30

40

50

きず、これは、小型ガンマカメラで使用するだけでありということの意味する。さらに、上記結晶からピクセルアレイを生成する製造方法は、まだ開発されていない。エッジ問題が解決された連続結晶を備えたミニガンマカメラに使用することは、したがって、その最適な適用を表す。

【0102】

本発明の特定の目的は、上述のもの等のミニガンマカメラであり、光検出器が位置感度フラットパネル光電子増倍管タイプであるという特徴を備える。

【0103】

上記タイプの光電子増倍管の本質的な特性の1つは、その設計が、装置の縁に死角を回避するためにより改良されており、したがって、数フラットパネル光電子増倍管のモジュール接続を容易にする。さらに、これは、エッジ効果をほとんど呈さず、そのため、ミニガンマカメラに使用されるのに特に適切であり、本発明の場合そうであるように連続結晶が使用されるときには、より適切である。いくつかの特許(A. SoluriおよびR. Paniによって発明されたスペイン特許第2202846号、A. Soluriによって発明されたスペイン特許第2206924号、S. Majewski、A. WeisenbergerおよびR. Wojcikによって発明された国際特許出願公開第WO00/19238号)には、クロスワイヤアノードを使用するタイプの、位置感度光電子増倍管の使用が開示されている。フラットパネル光電子増倍管は、ワイヤアノードではなく、マルチパッドアノードを有する。A. Soluriによって発明されたスペイン特許第2206924号には、何らかのタイプの位置感度光電子増倍管を使用する可能性が記載されているが、フラットパネル光電子増倍管は、2002年まで現れず、これは、上記特許(1998年のものである)の目的になることはできなかったことを意味する。

【0104】

本発明の追加目的は、「確率的再構成」と呼ばれるシンチグラフィ画像形成アルゴリズムであり、これは、検出システムによって検出された衝撃の点、検出器システムの固有の分解能、検出器の均一性、その形状寸法、および、使用される光学システムの形状寸法を考慮に入れて、可能な放射線放出領域の各点で放出点が発生しているという確率を、分布の各検出されたガンマ線に割り当てることに基づいている。

【0105】

割り当ては、主に、確率を上記点で均一性の値にしたがった直線衝突の方向に帰することと、この変数および他の上述の変数を考慮に入れて、確率を近接に帰することと、から構成される。

【0106】

現在、異なるフィルタを使用して画像をソフトにしているが、この目的は、一定の領域で十分な統計値の欠如の影響を最小限にすることである。上記フィルタは、ひとたび最終画像が既に得られたときのみ加えられる。本願に請求される「確率的再構成」アルゴリズムを使用して、上記ソフト化は、リアルタイムで、事象ごとに、自動的に行われ、したがって、最終画像の形成を加速する。図6a、6b、6cおよび6d参照。

【0107】

「確率的再構成」は、従来の方法を使用して達成されたものに匹敵する品質の静止ガンマ線放出画像を達成するのを可能にするが、相当低い数の検出されたガンマ線を使用する開発である。この開発は、したがって、かなり短い時間で画像を達成するのを可能にする。実際、現在投与されている放射性医薬品の用量で、画像をリアルタイムで達成することができることをこれは意味する。あるいは、同一品質の画像を達成するために投与される用量の減少を意味する。

【0108】

したがって、本発明の特定の目的は、従来の方法を使用して達成されたものに匹敵する品質の画像をリアルタイムで形成するために、相当低い数の検出されたガンマ線を使用する、前述の「確率的再構成」アルゴリズムの使用、および、上述のもの等であるがそれに限定されないガンマカメラの使用である。

【 0 1 0 9 】

「確率的再構成」は、相当低い数の検出されたガンマ線を使用して、従来の方法を使用して達成されたものに匹敵する品質の静止ガンマ線放出画像を達成するだけでなく、カメラが観察区域上を動くときに、放射線物体から、低い活量の物体からでさえ、リアルタイムガンマ線ビデオ（RTGV）画像を形成することも可能にする。これは、患者に注入されるべき通常の用量の増加を必要とせず、それは、ミニガンマカメラが、従来のカメラが受け取るであろうものと同じの情報を使用するからである。差は、情報が処理される方法、および、この携帯用カメラを動かすことができる容易さ、にある。

【 0 1 1 0 】

したがって、本発明の特定の目的は、カメラが観察区域上を動くときに、放射線物体から、低い活量の物体からでさえ、リアルタイムガンマ線ビデオ（RTGV）画像を達成するための、前述の「確率的再構成」アルゴリズムの使用、および上述のミニガンマカメラ等であるがそれに限定されないガンマカメラの使用である。

【 0 1 1 1 】

本発明のさらなる目的は、前述の特徴の少なくとも2つのミニガンマカメラに基づいた装置であり、これは、立体映像を達成するために、同一の制御システムによって同時に機械的に相関され操作され、それによって、三次元でガンマ線放出物体を見るのを可能にする。これは、シングルまたはデュアル光子放出断層撮影または三角測量による立体映像の技術（主著者が本発明の発明者でもある国際特許出願第PCT/ES03/00497号、「機能的ナビゲータ」によって記載されたように）ではなく、むしろ、画像パターンを認識し比較することができるシステムによって処理されるわずかに異なるだけの視角視野を備えた2つのセンサによって取られた画像に基づいた真正の立体映像である。この装置の使用は、主に、深い悪性領域の三次元位置特定における手術中使用のためである。

【 0 1 1 2 】

先行技術に開示されたもの以外で位置特定の1つの可能性は、「透明ポインタ」位置特定と呼ぶものであり、当該の放射線物体の画像は、ポインタまたは位置特定システムによって影響を受けない。

【 0 1 1 3 】

本発明のさらなる目的は、下記に挙げられる2つの要素の使用に基づいた放射線放出物体の物理的変数の「位置特定および測定の新方法」である。すなわち、

1. 少なくとも1つの「透明ポインタ」（すなわち、観察されるべき放射線から区別することができる放射線を放出する）

2. ガンマ線検出システム（本発明の目的のものを含むがそれに限定されない）、これは、ポインタと当該の上記源とを同時に検出することができる。図7aおよび7b参照。方法は、ガンマカメラによるポインタの（三次元）自動空間位置特定（必ずしもポインタのシンチグラフィ画像を呈する必要はない）、および、当該の源からの画像の獲得および表示、から構成される。見掛け物理的変数、たとえば見掛け活量を、ポインタによって示される当該領域の部分に決定することができる。物理的変数の上記値およびポインタから得られたデータに基づいて、当該の領域の示された部分に絶対値を決定することが可能である。

【 0 1 1 4 】

ポインタは、活量の公知の源でありえ、その場合、その位置は、三次元空間で決定される。これは、ミニガンマカメラの検出平面上の衝撃の点が検出されるだけでなく、絶対活量が公知であるため、上記点に対する距離がその見掛け活量に基づいて推定されるからである。ポインタおよびコリメータの公知の寸法に基づいて且つポインタによって形成された画像の見掛けのサイズを測定することによって、カメラに対するポインタの距離を決定することも可能である。

【 0 1 1 5 】

ポインタを放射線区域の残りから区別する1つの方法は、ポインタによって放出されるエネルギーが、使用される放射性医薬のエネルギーから十分に遠いという条件で、エネルギー

ィルタリングによるものである。

【0116】

本発明のさらなる目的は、下記に挙げられる3つの要素の使用に基づいた放射線放出物体用の「位置特定の改良された方法」である。すなわち、

1. 少なくとも1つの「明るいポイント」（観察されるべき放射線から区別することができない放射線）。

【0117】

2. ガンマ線検出システム（本発明の目的であるカメラを含むがそれに限定されない）、これは、ポイントと当該の上記源とを同時に検出することができるが、それらの間を区別することはできない。

【0118】

3. 限定された持続性を備えた画像を生成する十分に速いメカニズム。

【0119】

方法は、限定された持続性を備えた獲得のモードを使用することから構成され、そのため、ポイントは、現在の位置にあるときを除いて、その後ろに（明るい）跡を残さずにカメラの観察区域上に動くことができ、このようにして、従来の方法が取得される画像に有する影響を減少させる。

【0120】

これを実際に有効にするために、高感度カメラ、または、そうでなければ、本願に記載されたもの等の十分に迅速に画像を達成することができるカメラを使用することが必須である。リアルタイムガンマ線ビデオ（RTGV）画像の形成は、「確率的再構成アルゴリズム」にしたがって、これらの明るいポイントを使用して、突き止めるべき源近くに明るいポイントを位置づけることによって、異なる放射線放出点を突き止めることを可能にする。

【0121】

このタイプのポイントを使用して応用されることが出来る別の変形例は、正しく形成するために必要な時間の間に静止画像を獲得し、その後、システムが特定の獲得モードに入り、その中で画像データの特別な物体として明るいポイントのみが現れるまで待つことである。機器は、各モーメントで元々の画像データから新しい画像データを内部的に引くことができ、そのため、ポイントに対応するもののみが残る。これらのデータは、元々のシンチグラフィ画像に対するポイントの正確な位置を制定し示すことを可能にし、これは、ポイントによって変えられることなく、依然として常に示されている。

【0122】

先行技術セクションに記載されたように、シンチグラフィ画像から明るい物体を実際に削除するために抗放射線スクリーンを使用することと、上述のように、ローカライズとして作用するコバルト57ポイント（明るいポイント）を使用することと、を説明してきたが、次に、放射線が通過するのを停止することができ、且つ、当該の放射線物体の画像が見られるときにカメラの観察区域に自由に位置することができる物体として「不透明ポイント」の概念に戻る。不透明ポイントなしで見られる画像は、ポイントで得られたものとは異なるが、それは、光線が、それを通して進むことができないからである。このようなツールで、上記に説明されたように、画像の残りの視覚化を改良するために、高活量領域を隠すことを可能にするだけでなく、無関係に、「不透明ポイント」によって画像に形成された「シャドウ」のおかげで、シンチグラフィ画像の観察可能領域の空間的状况を見ることが可能にする。「ガンマ線に対して不透明な材料」が、シンチグラフィ画像の放射線放出点または領域用のローカライズとして特に使用されることは知られていない。

【0123】

本発明のさらなる目的は、下記に挙げられる要素の使用に基づいた放射線放出物体用の「位置特定の新しい方法」である。

【0124】

1. 少なくとも1つの「不透明ポイント」（放射しないか、または、観察されるべき放

10

20

30

40

50

射線がそれを通して進むことを可能にしない)。

【0125】

2. ガンマ線検出システム(本発明の目的のものを含むがそれに限定されない)、当該の放射源を検出することができる。

【0126】

3. 限定された持続性を備えた画像を生成する十分に速いメカニズム、リアルタイムガンマ線ビデオ画像を生成するものに使用されるもの等であるが、それに限定されない。

【0127】

方法は、限定された持続性を備えた獲得のモードを使用することから構成され、図8a、8bおよび8c参照、そのため、ポインタは、現在の位置にあるときを除いて、その後ろに(シャドー)跡を残さずにカメラの観察区域上を動かことができ、このようにして、観察される瞬間に取得される画像に影響を与えるシャドーを限定する。

10

【0128】

これを実際に有効にするために、高感度カメラ、または、そうでなければ、本願に記載されたもの等の十分に迅速に画像を達成することができるカメラを使用することが必須である。リアルタイムガンマ線ビデオ(RTG V)画像の形成は、「確率的再構成アルゴリズム」にしたがって、これらの不透明ポインタを使用して、突き止めるべき源とカメラとの間に不透明ポインタが位置するときに画像を消失させることによって、異なる放射線放出点を突き止めることを可能にする。

20

【0129】

明るいポインタと同様に、不透明ポインタを特別モードに使用して、実行に移す前および後の画像の差に基づいて、その位置を制定することができる。原理は同一であるが、この場合、減算から生じる画像の符号は負である。しかし、両方の場合、得られるカウントのモジュール値(正である)が、不透明ポインタの現在の位置を見出すのを可能にする。

【0130】

不透明、明るいおよび/または透明ポインタは、ヒトおよび動物のリンパ節、腫瘍および器官を突き止めるために、且つ、それらの関連した物理的変数を測定するために、様々なガンマ線系システム、たとえば、ガンマカメラ、ミニガンマカメラ、SPECTガンマカメラおよびPETカメラとともに使用することができる。

30

【0131】

放射性ポインタがいかに働くかとは逆に、観察されている身体に特定の点を形成することが可能であり、これは観察されているシンチグラフィ画像上に制定された位置に対応する(たとえば画像の中心)。この場合、いずれの公知のレーザポインタシステムに対しても異なるやり方でこの目的を達成するレーザポインタに基づいて、新しいシステムを発明した。

【0132】

本発明のさらなる目的は、光エミッタの使用を通して、エミッタから表面への距離が装置から表面へ走る軸に沿って変動する場合でさえ、表面上の固定位置で唯一の光形態を生成するのを可能にする装置であり、上記軸は、光エミッタの空間位置に交差しないという特異性を備えるが、光源の放出の特徴平面に整列配置されるかまたは一致するようにされることができる。

40

【0133】

本発明の特定の場合は、表面とエミッタシステムとの間の運動の軸に対して非対称に位置するレーザエミッタを使用するシステムから構成され、これは、表面を遮るときに唯一の光形態を形成することができ、生成される光の幾何学的形態およびその位置は、一定の最小距離から、エミッタシステムと照明された表面との間の距離に依存しないという特徴を備える。

【0134】

本発明の1つの即時使用は、ガンマカメラ(それに限定されない)等の装置の観察の軸を示す唯一の点をマークする可能性であり、光エミッタを上記軸上に且つその反対側に位

50

置づけることを必要とせず、これは、検出されようとしている光線が入るのを妨害することによって機器の機能に影響を与えるものである。これらは、上記軸を囲繞する位置に且つ必要に応じてかなりの距離で位置することができる。図 9 参照。

【 0 1 3 5 】

本発明の基礎は、下記に記載される幾何学的構造である。

【 0 1 3 6 】

一般にラインエミッタと呼ばれる、すなわち、平らな表面に直線を生成するタイプの 2 つのレーザエミッタを取る場合、これらは、実際、三次元空間に平面の部分生成する。空間の異なる平面の交差点は、空間に直線を形成する。空間の平面の部分の交差はまた、空間に直線または半直線のセグメントを生成する。レーザ光エミッタが、このような装置の理想であるが、機能できる唯一のタイプではない。

10

【 0 1 3 7 】

上述のラインエミッタが、その放出の平面が異なるように位置するが、それらが両方とも、エミッタシステムおよび両方のエミッタの光を遮る表面が相対的に動く運動の軸を遮る場合には、表面がたとえエミッタシステムに対する軸上を動いても、放出された光の平面の部分の交差は、上述の運動の軸が従った直線上に正確に位置する光の半直線を生成し、したがって、両方の放出の光は常に、光放出を遮る表面上の同一の点（同一の位置）で交差する。

【 0 1 3 8 】

我々の唯一の形態が、光の線が交差する点の生成である場合には、直線軸に従うエミッタシステムに対して動く場合でさえ、上述のシステムは、表面にその位置を維持する唯一の形態の生成の例であり、これは、光エミッタが位置する位置に一致せず、それらは、運動の軸に対して対称的に位置していない。生成のもっとも簡単な唯一の形態は、クロス（X）であるが、これは、使用することができる唯一の形態ではない。

20

【 0 1 3 9 】

今述べた光ポインタシステムは、ガンマカメラを超える広い分野の適用を有し、他の構造および機能的画像装置を含む。

【 0 1 4 0 】

上記に加えて、ラインエミッタが、分岐コリメータまたはピンホールコリメータのカメラの焦点に一致する横断位置に位置し、且つ、各光エミッタの光放出の角度が、装置の視角にしたがって調整される場合には、交差した光ビームの外部限界が、装置の視野についての情報を提供することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 1 4 1 】

【実施例 1】

【 0 1 4 2 】

手術内使用のための位置特定システムを備えたコンパクトな独立型ミニガンマカメラの実施形態

示されているミニガンマカメラ（図 3 および 4）は、センサヘッドと、USB ケーブルと、標準コンピュータと、からのみ構成される。これは、不規則な人間工学的な矩形角柱形状を有し、下記寸法、すなわち、高さ 70 mm、幅 90 mm および長さ 140 mm を備える。重量はちょうど 1 kg 未満であり、コリメータを含む。システムの小さな寸法、人間工学的形状および軽い重量が、これを携帯用の手持ち式装置にする。このミニガンマカメラを使用して、小さな器官たとえばセンチネルリンパ節を、手術中の状況で、2 mm 未満の位置解像度で見える。

40

【 0 1 4 3 】

この携帯用ミニガンマカメラは、15 keV から 250 keV のエネルギー範囲を「見る」ことができるが、この設計は、50 keV から 200 keV の領域用に最適化されており、医療用画像形成でもっとも広く使用される放射線源が見出される（たとえば、Tc-99m であり、これは、140 keV ガンマ線を放出する）。このカメラは、CsI (N

50

a) シンチレーション結晶に連結されたマルチアノードタイプの単一の位置感度光電子増倍管を有する。様々なコリメータが容易にこれに連結されることができ、これは、光電子増倍管の高圧電源およびデジタル信号処理を備えた完全電子システムを含み、したがって、コンピュータ内に挿入すべきいずれのカードも必要とせず、または、他の追加電子回路を必要としない。機器は、ホットスワップでありえ、すなわち、コンピュータをスイッチオンにして、追加電源ケーブルを必要とせず、USBケーブルのみである。

【0144】

最大電気消費は、5V470mAである。開始時には100mA未満を消費し、段階的開始システムを備え、USB仕様との完全互換性のために、低エネルギーモード(23mA)および一時停止(10μA)に入る可能性を備える。

10

【0145】

図9は、本発明の目的であるミニカメラが、これも本願に開示されるレーザ位置特定システムにどのように接続されるかを示す。これは、ミニカメラの視野の中心位置に「X」形状を生成する。これによって、外科医が、「ホットスポット」たとえばセンチネルリンパ節等を突き止めるのを可能にし、それは、その画像がシンチグラフィ画像の中心に現れるときに、上記「X」でマークされる。

【実施例2】

【0146】

手術内使用のためのガンナビゲーションシステムを備えたコンパクトな独立型ミニガンマカメラの使用

20

図7および8は、放射線ナビゲーションシステムとともに使用されている本発明の目的であるミニガンマカメラを示す。

【0147】

図7aおよび7bは、センチネルリンパ節ファントムとして使用された2つのコバルト源の一方より上にまたは下に、¹²⁵Iポイントが位置決めされた瞬間に、ミニガンマカメラによって取得された2つの画像を示す。

【0148】

図8a、8bおよび8cは、ミニカメラガンマおよびそれに接続されたコンピュータの3枚の写真を示し、不透明ポイント(リードスクリーン)が、a)ない、b)右側の源上に位置決めされた、および、c)左側の源上に位置決めされた、ときの3つの瞬間であり、一方、コンピュータは、上記ポイントによってシンチグラフィ画像に残されたシャドー効果を示し、センチネルリンパ節等の「ホットスポット」を突き止めるために方法をどのように使用することができるかを示す。

30

【図面の簡単な説明】

【0149】

【図1】レーザポイント(ペン)が、写真の左部に位置するスクリーン上の特定の点を照らすときに、片手で保持される。図1a)および1b)は、エミッタが放出の同一線に従って動いたため、エミッタおよびスクリーンの距離の点で異なる。結果として、左部でスクリーン上の光の点の位置は、動かない。

【図2】図1に示されたものと同一のレーザポイントが、写真の左部に位置するスクリーン上の特定の点を照らすときに、片手で保持され、レーザの放出の方向が、エミッタおよびスクリーンに結合する水平軸に対してかなりの角度を形成するという特異性を備える。図2a)および2b)は、エミッタが水平軸に従って動いたため、エミッタおよびスクリーンの距離の点で異なる。結果として、図2aの左部でスクリーン上の光の点は、図2bの光の点よりも垂直に高い。

40

【図3】標準通信ポートによっていずれのコンピュータに接続されることもできる、軽く、コンパクトな、独立型ミニガンマカメラである。ここに示された装置は、いずれの追加システムも必要とせずにシンチグラフィを行うのに十分である。

【図4】ミニガンマカメラの等測図である。

【図5a】焦点システムがない連続結晶における光分布である。

50

【図 5 b】焦点システムを備えた連続結晶における光分布である。

【図 6 a】6 0 0 事象を備えた標準方法にしたがって甲状腺シンチグラフィに生成された平面画像である。

【図 6 b】図 6 a と同一の 6 0 0 事象を使用して自動再構成によって生成された画像である。

【図 6 c】3 0 0 0 事象を備えた標準方法にしたがって甲状腺シンチグラフィに生成された平面画像である。

【図 6 d】図 6 c と同一の 3 0 0 0 事象を使用して自動再構成によって生成された画像である。

【図 7 a】2 つの放射線源の画像、プラス、右部に位置する源より上にある透明ポインタの位置の自動表示である。

【図 7 b】2 つの放射線源の画像、プラス、右部に位置する源より下にある透明ポインタの位置の自動表示である。

【図 8 a】カメラが右手で保持される。システムは、放出の 2 つの源のリアルタイムビデオ画像（限定された持続性）を達成するために調整される。「不透明ポインタ」は、左手で保持されるが、まだ使用されていない。コンピュータは、スクリーンの左部に位置するソフトウェアの獲得ウインドウに獲得された画像を表示する。

【図 8 b】図 8 a) と同一のシステム設定を使用して、「不透明ポインタ」は、今、右側の源とカメラとの間に置かれ、コンピュータの獲得ウインドウに見ることができるように、画像を形成するのを防止する。

【図 8 c】図 8 a) と同一のシステム設定を使用して、「不透明ポインタ」は、今、左側の源とカメラとの間に置かれ、コンピュータの獲得ウインドウに見ることができるように、画像を形成するのを防止する。

【図 9】本願に開示されたものに基づき、これもまた本願に開示されたもの等のガンマカメラに連結されたレーザポインタの写真である。レーザ放出の交差がカメラの視野の中心を示すのを見ることができる。この特徴は、システムがカメラによって「観察」された表面からの距離とは無関係に有効である。

10

20

【 図 1 a 】

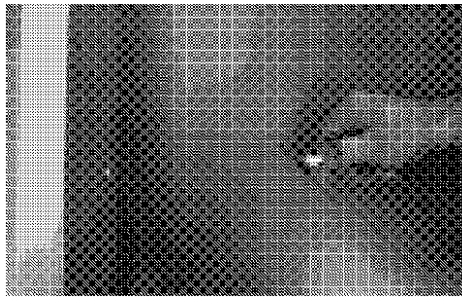


Figura 1a).

【 図 2 a 】

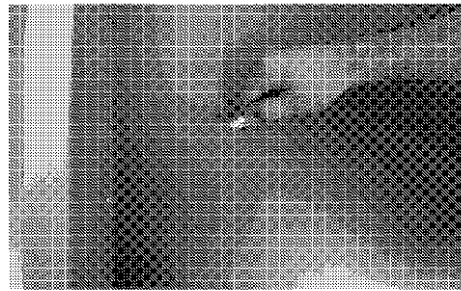


Figura 2a).

【 図 1 b 】

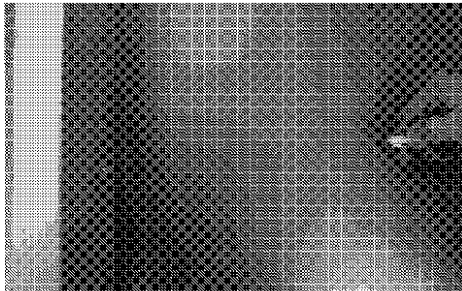


Figura 1b).

【 図 2 b 】

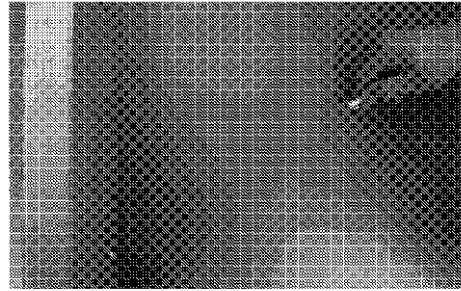


Figura 2b).

【 図 3 】

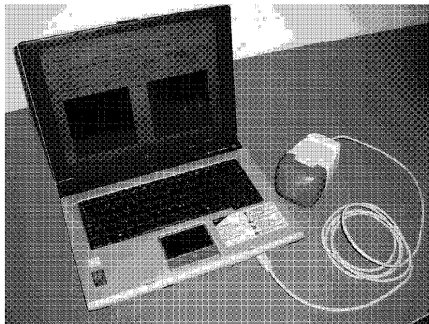
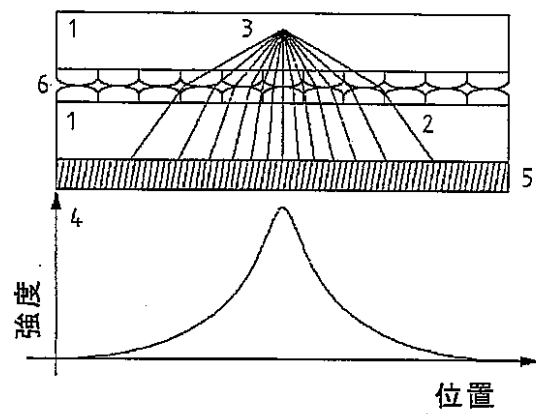
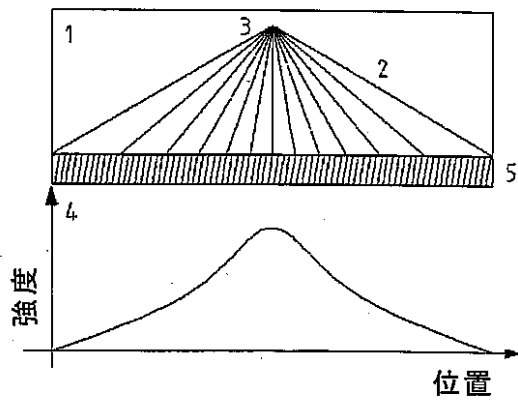


Figura 3

【 図 5 b 】



【 図 5 a 】



【 図 6 a 】

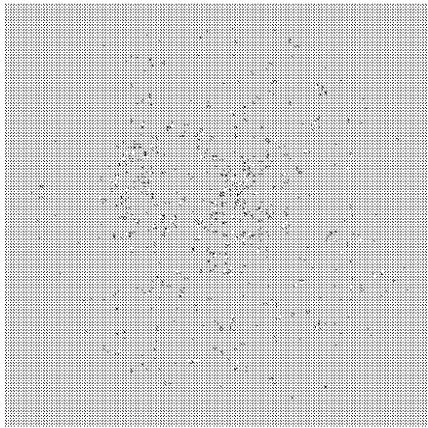


Figura 6a).

【 図 6 b 】

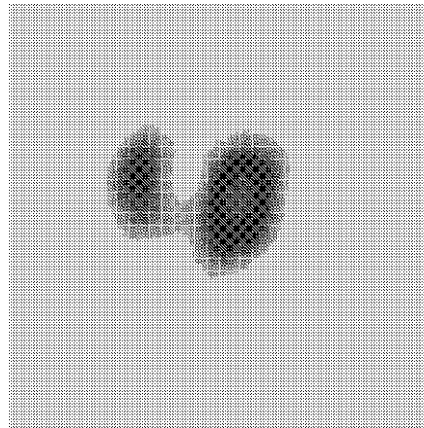


Figura 6b).

【 図 6 c 】

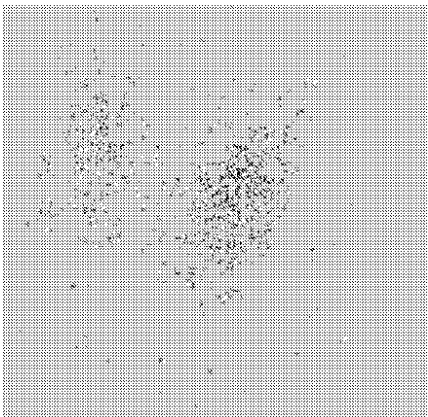


Figura 6c).

【 図 6 d 】

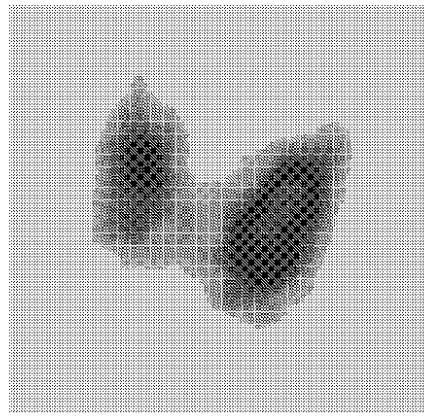


Figura 6d).

【図 7 a】

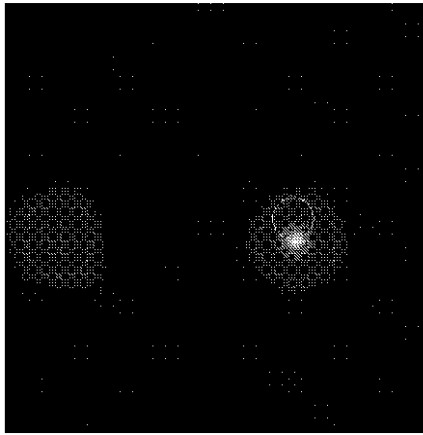


Figura 7a).

【図 7 b】

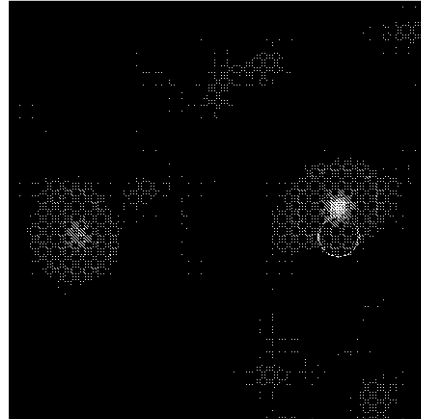


Figura 7b).

【図 8 a】



Figura 8a).

【図 8 c】

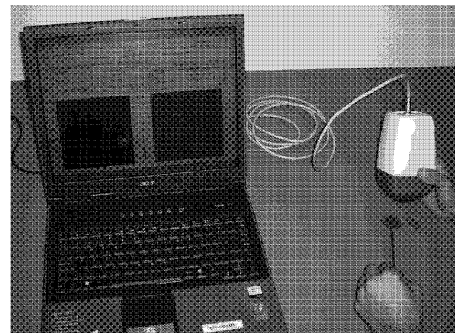


Figura 8c).

【図 8 b】

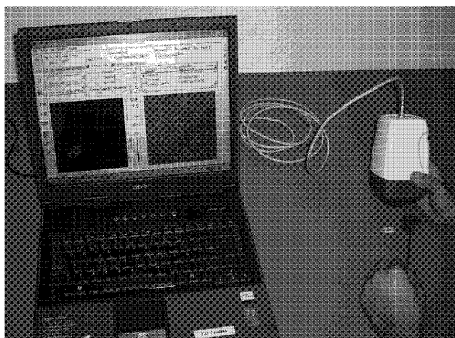


Figura 8b).

【図 9】

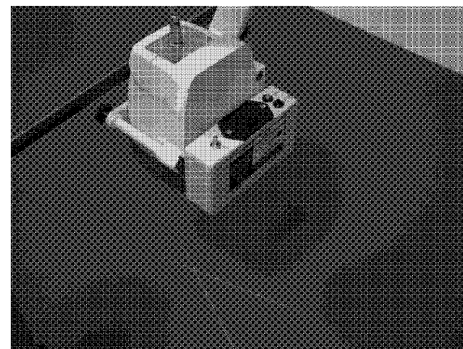
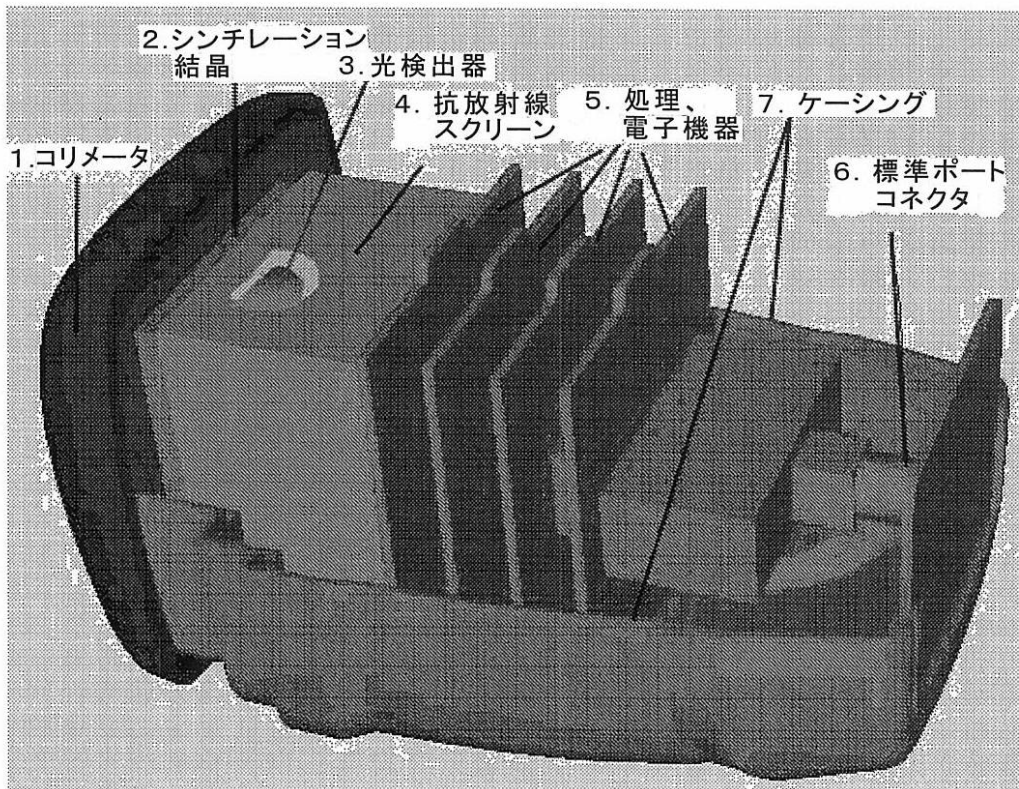


Figura 9.

【 図 4 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/ES 2006/070200

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

see extra sheet

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01T, A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CIBEPAT, EPODOC, WPI, PAJ

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, X	WO 2006/117475 A1 (CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE et al.) 09.11.2006, abstract; page 2, line 26 - page 3, line 25;	1-7, 12
A	page 4, line 5 - page 5, line 15; page 6, line 15 - page 10, line 11; page 11, line 13 - page 16, line 30; figures 1, 2a and 5.	8, 11-16
X	WO 00/13041 A1 (DIGIRAD CORPORATION) 09.03.2000, abstract; page 2, line 6 - page 3, line 7;	1-7
A	page 7, line 2 - page 9, line 6; page 11, line 8 - page 14, line 22; page 20, line 19 - page 21, line 19; page 22, line 19 - page 25, line 22; page 38, line 13 - page 48, line 16; figures 1-3c.	12, 14-16

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance.

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure use, exhibition, or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T"

later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X"

document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y"

document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&"

document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

01.October.2007 (01.10.2007)

Date of mailing of the international search report

(03/10/2007)

Name and mailing address of the ISA/
O.E.P.M.

Paseo de la Castellana, 75 28071 Madrid, España.

Facsimile No. 34 91 3495304

Authorized officer

O. González Peñalba

Telephone No. +34 91 349 54 75

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2007)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/ES 2006/070200

C (continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of documents, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5773829 A (IWANCZYK, J. et al.) 30.06.1998, the whole document.	1-7
A		21-23, 30- -32
X	WO 00/19238 A1 (SOUTHEASTERN UNIVERSITIES RESEARCH ASSOCIATION, INC.) 06.04.2000, the whole document.	1-7
A		12, 14-16
A	US 5841141 A (GULLBERG, G. et al.) 24.11.1998, the whole document.	1-11, 14- -20, 23
A	US 5565864 A (GULLBERG, G. et al.) 15.10.1996, the whole document.	1-12, 14- -16, 18-20, 23
A	WO 91/00048 A2 (KAPLAN, H.) 10.01.1991.	
A	EP 0519445 A1 (TOSHIBA KABUSHIKI KAISHA) 23.12.1992.	
A	EP 0412734 A2 (TOSHIBA KABUSHIKI KAISHA) 13.02.1991.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/ ES 2006/070200

Patent document cited in the search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2006117475 A	09.11.2006	FR 2885226 A	03.11.2006
WO 0013041 A	09.03.2000	AU 5695699 A US 6194726 B EP 1116048 A EP 19990943970 JP 2002523786 T	21.03.2000 27.02.2001 18.07.2001 27.08.1999 30.07.2002
US 5773829 A	30.06.1998	WO 9963364 A AU 7810598 A	09.12.1999 20.12.1999
WO 0019238 A	06.04.2000	AU 6053099 A US 6271525 B	17.04.2000 07.08.2001
US 5841141 A	24.11.1998	NONE	-----
US 5565684 A	15.10.1996	NONE	-----
WO 9100048 A	10.01.1991	CA 2041664 A AU 5963890 A EP 0438555 A EP 19900911191	31.12.1990 17.01.1991 31.07.1991 02.07.1990
EP 0519445 AB	23.12.1992	EP 19920110261 JP 4370784 A JP 3089050 B US 5324946 A DE 69212723 D DE 69212723 T	17.06.1992 24.12.1992 18.09.2000 28.06.1994 19.09.1996 13.03.1997
EP 0412734 AB	13.02.1991	EP 19900308564 JP 3067194 A JP 6019439 B JP 1895456 C US 5055687 A DE 69017550 D DE 69017550 T	03.08.1990 22.03.1991 16.03.1994 26.12.1994 08.10.1991 13.04.1995 14.09.1995

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/ES 2006/070200

CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01T 1/164 (2006.01)*A61B 6/03* (2006.01)

INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Solicitud internacional nº

PCT/ ES 2006/070200

A. CLASIFICACIÓN DEL OBJETO DE LA SOLICITUD

Ver hoja adicional

De acuerdo con la Clasificación Internacional de Patentes (CIP) o según la clasificación nacional y CIP.

B. SECTORES COMPRENDIDOS POR LA BÚSQUEDA

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

G01T, A61B

Otra documentación consultada, además de la documentación mínima, en la medida en que tales documentos formen parte de los sectores comprendidos por la búsqueda

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda internacional (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

CIBEPAT, EPODOC, WPI, PAJ

C. DOCUMENTOS CONSIDERADOS RELEVANTES

Categoría*	Documentos citados, con indicación, si procede, de las partes relevantes	Relevante para las reivindicaciones nº
P, X	WO 2006/117475 A1 (CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE et al.) 09.11.2006, resumen; página 2, línea 26 - página 3, línea 25;	1-7, 12
A	página 4, línea 5 - página 5, línea 15; página 6, línea 15 - página 10, línea 11; página 11, línea 13 - página 16, línea 30; figuras 1, 2a y 5.	8, 11-16
X	WO 00/13041 A1 (DIGIRAD CORPORATION) 09.03.2000, resumen; página 2, línea 6 - página 3, línea 7;	1-7
A	página 7, línea 2 - página 9, línea 6; página 11, línea 8 - página 14, línea 22; página 20, línea 19 - página 21, línea 19; página 22, línea 19 - página 25, línea 22; página 38, línea 13 - página 48, línea 16; figuras 1-3c.	12, 14-16

☒ En la continuación del Recuadro C se relacionan otros documentos☒ Los documentos de familias de patentes se indican en el Anexo

* Categorías especiales de documentos citados:	"T"	documento ulterior publicado con posterioridad a la fecha de presentación internacional o de prioridad que no pertenece al estado de la técnica pertinente pero que se cita por permitir la comprensión del principio o teoría que constituye la base de la invención.
"A" documento que define el estado general de la técnica no considerado como particularmente relevante.	"X"	documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse nueva o que implique una actividad inventiva por referencia al documento aisladamente considerado.
"E" solicitud de patente o patente anterior pero publicada en la fecha de presentación internacional o en fecha posterior.	"Y"	documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse que implique una actividad inventiva cuando el documento se asocia a otro u otros documentos de la misma naturaleza, cuya combinación resulta evidente para un experto en la materia.
"L" documento que puede plantear dudas sobre una reivindicación de prioridad o que se cita para determinar la fecha de publicación de otra cita o por una razón especial (como la indicada).	"&"	documento que forma parte de la misma familia de patentes.
"O" documento que se refiere a una divulgación oral, a una utilización, a una exposición o a cualquier otro medio.		
"P" documento publicado antes de la fecha de presentación internacional pero con posterioridad a la fecha de prioridad reivindicada.		

Fecha en que se ha concluido efectivamente la búsqueda internacional.

28.septiembre.2007 (28.09.2007)

Fecha de expedición del informe de búsqueda internacional

03 de octubre de 2007 (03/10/2007)

Nombre y dirección postal de la Administración encargada de la búsqueda internacional

O.E.P.M.

Funcionario autorizado

O. González Peñalba

Paseo de la Castellana, 75 28071 Madrid, España.

Nº de fax 34 91 3495304

Nº de teléfono +34 91 349 54 75

Formulario PCT/ISA/210 (segunda hoja) (Abril 2007)

INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Solicitud internacional n°

PCT/ES 2006/070200

C (continuación). DOCUMENTOS CONSIDERADOS RELEVANTES		
Categoría*	Documentos citados, con indicación, si procede, de las partes relevantes	Relevante para las reivindicaciones n°
X	US 5773829 A (IWANCZYK, J. et al.) 30.06.1998, todo el documento.	1-7
A		21-23, 30-32
X	WO 00/19238 A1 (SOUTHEASTERN UNIVERSITIES RESEARCH ASSOCIATION, INC.) 06.04.2000, todo el documento.	1-7
A		12, 14-16
A	US 5841141 A (GULLBERG, G. et al.) 24.11.1998, todo el documento.	1-11, 14-20, 23
A	US 5565864 A (GULLBERG, G. et al.) 15.10.1996, todo el documento.	1-12, 14-16, 18-20, 23
A	WO 91/00048 A2 (KAPLAN, H.) 10.01.1991.	
A	EP 0519445 A1 (TOSHIBA KABUSHIKI KAISHA) 23.12.1992.	
A	EP 0412734 A2 (TOSHIBA KABUSHIKI KAISHA) 13.02.1991.	

INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Información relativa a miembros de familias de patentes

Solicitud internacional nº

PCT/ES 2006/070200

Documento de patente citado en el informe de búsqueda	Fecha de Publicación	Miembro(s) de la familia de patentes	Fecha de Publicación
WO 2006117475 A	09.11.2006	FR 2885226 A	03.11.2006
WO 0013041 A	09.03.2000	AU 5695699 A US 6194726 B EP 1116048 A EP 19990943970 JP 2002523786 T	21.03.2000 27.02.2001 18.07.2001 27.08.1999 30.07.2002
US 5773829 A	30.06.1998	WO 9963364 A AU 7810598 A	09.12.1999 20.12.1999
WO 0019238 A	06.04.2000	AU 6053099 A US 6271525 B	17.04.2000 07.08.2001
US 5841141 A	24.11.1998	NINGUNO	-----
US 5565684 A	15.10.1996	NINGUNO	-----
WO 9100048 A	10.01.1991	CA 2041664 A AU 5963890 A EP 0438555 A EP 19900911191	31.12.1990 17.01.1991 31.07.1991 02.07.1990
EP 0519445 AB	23.12.1992	EP 19920110261 JP 4370784 A JP 3089050 B US 5324946 A DE 69212723 D DE 69212723 T	17.06.1992 24.12.1992 18.09.2000 28.06.1994 19.09.1996 13.03.1997
EP 0412734 AB	13.02.1991	EP 19900308564 JP 3067194 A JP 6019439 B JP 1895456 C US 5055687 A DE 69017550 D DE 69017550 T	03.08.1990 22.03.1991 16.03.1994 26.12.1994 08.10.1991 13.04.1995 14.09.1995

INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Solicitud internacional n°

PCT/ES 2006/070200

CLASIFICACIÓN DEL OBJETO DE LA SOLICITUD

G01T 1/164 (2006.01)*A61B 6/03* (2006.01)

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
 A 6 1 B 19/00 5 0 1
 A 6 1 B 19/00 5 0 2

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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

(71)出願人 508191961
 ジェネラル エキップメント フォア メディカル イメージング, エスエル
 スペイン国 パテルナ(バレンシア)イー - 4 6 9 8 0, テクノロジカル パーク オブ バレン
 シア, シーノベンジャミン フランクリン 1 2 (エディフ・シーイーイーアイ - モッド・1 6)

(74)代理人 110000659
 特許業務法人広江アソシエイツ特許事務所

(72)発明者 ベンロック バビエラ, ホセ マリア
 スペイン国 バレンシア イー - 4 6 0 7 1, アパルタード 2 2 0 8 5, コンセジョ スペリオ
 ール デ インベスティガシヨネス シエンティフィカス, インスティチュート デ フィシカ
 コルプスクラ

(72)発明者 サンチェス マルチネス, フィロメノ
 スペイン国 バレンシア イー - 4 6 0 7 1, アパルタード 2 2 0 8 5, コンセジョ スペリオ
 ール デ インベスティガシヨネス シエンティフィカス, インスティチュート デ フィシカ
 コルプスクラ

(72)発明者 レルチェ, クリストフ
 スペイン国 バレンシア イー - 4 6 0 7 1, アパルタード 2 2 0 8 5, コンセジョ スペリオ
 ール デ インベスティガシヨネス シエンティフィカス, インスティチュート デ フィシカ
 コルプスクラ

(72)発明者 パボン ヘルナンデス, ノリエル
 スペイン国 パテルナ(バレンシア)イー - 4 6 9 8 0, テクノロジカル パーク オブ バレン
 シア, シーノベンジャミン フランクリン 1 2 (エディフ・シーイーイーアイ - モッド・1 6)
 , ジェネラル エキップメント フォア メディカル イメージング, エスエル

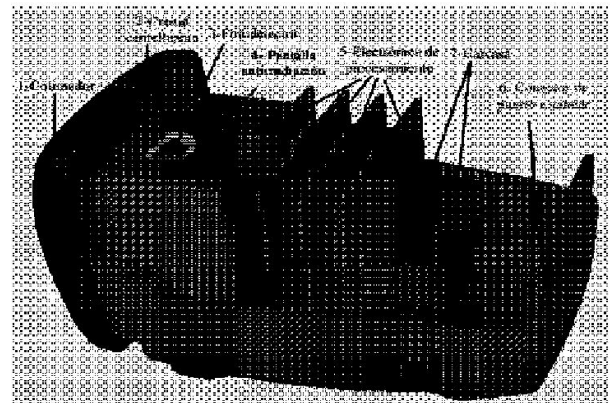
(72)発明者 モディア レイバ, ヨセス
 スペイン国 パテルナ(バレンシア)イー - 4 6 9 8 0, テクノロジカル パーク オブ バレン
 シア, シーノベンジャミン フランクリン 1 2 (エディフ・シーイーイーアイ - モッド・1 6)
 , ジェネラル エキップメント フォア メディカル イメージング, エスエル

F ターム(参考) 2G088 EE01 FF04 FF18 GG10 GG18 GG19 GG20 JJ05 JJ06 JJ09
 JJ17 JJ24 JJ36 JJ37 KK20 KK32 KK33 KK34 KK35 KK39
 MM04

专利名称(译)	独立的微型伽玛相机，包括用于术中使用的定位确定系统		
公开(公告)号	JP2009521694A	公开(公告)日	2009-06-04
申请号	JP2008547994	申请日	2006-12-22
[标]申请(专利权)人(译)	科学研究高等机关 普遍性雪松去瓦伦西亚 一般我艾克斯福伊设备医疗IME伊辛SL		
申请(专利权)人(译)	Konsejo高级DE库存Sutiga甘蔗内斯表实体榕 普遍性雪松去瓦伦西亚 一般Ekuipumento脱颖而出医疗Imejingu，SL		
[标]发明人	ベンロックバビエラホセマリア サンチェスマルチネスフィロメノ レルチェクリストフ パボンヘルナンデスノリエル モディアレイバヨセス		
发明人	ベンロック バビエラ,ホセ マリア サンチェス マルチネス,フィロメノ レルチェ,クリストフ パボン ヘルナンデス,ノリエル モディア レイバ,ヨセス		
IPC分类号	G01T1/164 G01T1/161 G01T1/202 G01T1/20 A61B19/00		
CPC分类号	A61B6/037 A61B6/4258 A61B34/20 A61B90/36 A61B90/361 A61B2034/2068 A61B2090/363 A61B2090/366 A61B2090/392 G01T1/161 G01T1/1642 A61B6/03 G01T1/1644 G01T1/1647		
FI分类号	G01T1/164.A G01T1/161.C G01T1/161.B G01T1/202 G01T1/20.G A61B19/00.501 A61B19/00.502		
F-TERM分类号	2G088/EE01 2G088/FF04 2G088/FF18 2G088/GG10 2G088/GG18 2G088/GG19 2G088/GG20 2G088/JJ05 2G088/JJ06 2G088/JJ09 2G088/JJ17 2G088/JJ24 2G088/JJ36 2G088/JJ37 2G088/KK20 2G088/KK32 2G088/KK33 2G088/KK34 2G088/KK35 2G088/KK39 2G088/MM04		
优先权	2005003198 2005-12-26 ES		
其他公开文献	JP5554498B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于手术中的便携式微型γ相机。本发明的照相机基于闪烁晶体并且包括独立装置，即所有必要的系统已经集成在传感器头旁边，并且不需要其它系统。可以使用不同类型的接口将相机热交换到任何计算机，例如以满足医疗级规格。摄像机可以自供电，可以节省能源，并可以从互联网更新软件和固件，并实时形成图像。基于连续闪烁晶体的任何伽马射线探测器可以设置有用于聚焦由伽马射线发射的闪烁光的系统，以便提高空间分辨率。本发明还涉及基于放射性和激光发射指针定位发射辐射的物体和测量物理变量的新方法。



- | | |
|-------------------------|---------------------------|
| 1 Collimator | 4 Radiation screen |
| 2 Scintillating crystal | 5 Processing electronics |
| 3 Photodetector | 6 Standard port connector |
| | 7 Housing |

