

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5046143号
(P5046143)

(45) 発行日 平成24年10月10日(2012.10.10)

(24) 登録日 平成24年7月27日(2012.7.27)

(51) Int.Cl. F I
GO 1 T 1/161 (2006.01) GO 1 T 1/161 A
 GO 1 T 1/161 C

請求項の数 11 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2010-508047 (P2010-508047)	(73) 特許権者	301032942
(86) (22) 出願日	平成20年4月14日(2008.4.14)		独立行政法人放射線医学総合研究所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2008/057284		千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(87) 国際公開番号	W02009/128131	(74) 代理人	100080458
(87) 国際公開日	平成21年10月22日(2009.10.22)		弁理士 高矢 諭
審査請求日	平成22年10月22日(2010.10.22)	(74) 代理人	100076129
			弁理士 松山 圭佑
		(74) 代理人	100089015
			弁理士 牧野 剛博
		(72) 発明者	山谷 泰賀
			千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
			独立行政法人放射線医学総合研究所内
		(72) 発明者	村山 秀雄
			千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
			独立行政法人放射線医学総合研究所内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 PET装置及び検出器の配置決定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体軸方向に検出器リングが互いに対向するように多層に配列されたPET装置であり、各々所定数の検出器リングからなる所定数の検出器ユニットが互いに隙間を空けて配列されており、該隙間が各々隙間を形成する二つの検出器ユニット幅の平均以下である第1のリングセットと、

所定数の検出器ユニットから構成される第2のリングセットが、

第1のリングセットの幅と第2のリングセットの幅の平均以下となる隙間を隔てて配列されることで、

該隙間を含み、第1のリングセットと第2のリングセットの全長に渡る体軸方向に連続した視野を画像化するようにされ、

更に、前記検出器ユニット間又はリングセット間の少なくとも一部の隙間に合わせて、ガントリの少なくとも一部が開放されていることを特徴とするPET装置。

【請求項2】

少なくとも前記第1のリングセットと前記第2リングセットを内包する第3のリングセットと、

所定数の検出器ユニットから構成される第4のリングセットが、

第3のリングセットの幅と第4のリングセットの幅の平均以下となる隙間を隔てて配列されることで、

該隙間を含み、第3のリングセットと第4のリングセットの全長に渡る体軸方向に連続

10

20

した視野を画像化することを特徴とする請求項 1 に記載の P E T 装置。

【請求項 3】

少なくとも一つの検出器ユニットがマルチリング型検出器であることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の P E T 装置。

【請求項 4】

同じリングセットを複数含むことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の P E T 装置。

【請求項 5】

前記リングセットを構成する検出器ユニット数、検出器ユニット幅、及び、検出器ユニット間の隙間の少なくとも一つが異なるリングセットを複数含むことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の P E T 装置。

10

【請求項 6】

前記リングセットの体軸方向寸法、及び/又は、リングセット間の間隔が、リングセット、及び/又は、リングセット間で変えられていることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の P E T 装置。

【請求項 7】

前記検出器ユニット又はリングセットの少なくとも一部が体軸方向に移動する構造を持ち、少なくとも一部の隙間を可変とすることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれかに記載の P E T 装置。

【請求項 8】

前記検出器ユニットを構成する検出素子ブロックの体軸方向寸法と、前記検出器ユニットの体軸方向寸法が同じであることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の P E T 装置。

20

【請求項 9】

前記検出器ユニット間の間隔と同寸の隙間を空けて配置された所定数の検出素子ブロックが、一体化されていることを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載の P E T 装置。

【請求項 10】

複数の検出器ユニットが互いに体軸方向に隙間を隔てて対向するように配列され、該隙間を含む体軸方向に連続した視野を画像化するようにされた P E T 装置の検出器リングの配置を決定する様に、

30

幅 W の検出器又は検出素子ブロックで構成される検出器リングをユニット [0] とし、
 $D [0]$ 個のユニット [0] を $[0] \times W$ の間隔を空けて配置して、全体に渡り幅 $W [1]$ の連続した体軸方向視野を確保した構成全体を、ユニット [1] とするステップと、

$D [1]$ 個のユニット [1] を $[1] \times W [1]$ の間隔を空けて配置して、全体に渡り幅 $W [2]$ の連続した体軸方向視野を確保した構成全体を、ユニット [2] とするステップと、

上記のステップを計 N 回繰り返して、ユニット [N] を得るステップと、

を含むことを特徴とする検出器の配置決定方法。

40

【請求項 11】

請求項 10 に記載の方法で検出器の配置が決定されたことを特徴とする P E T 装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体軸方向に検出器リングが互いに対向するように多層に配列された P E T 装置であり、各々所定数の検出器リングからなる所定数の検出器ユニットが互いに隙間を空けて配列されており、該隙間を含む体軸方向に連続した視野を画像化するようにされた P E T 装置及び検出器の配置決定方法に係り、特に、検出器数を増やさずに、隙間と体軸方向視野を拡大することが可能な P E T 装置、及び、そのための検出器の配置決定方法に関

50

する。

【背景技術】

【0002】

癌や脳血管障害、認知症等の早期診断に有効と注目されている陽電子放射断層撮像法（PET）は、極微量の陽電子放出核種で標識した化合物を投与し、体内から放出される消滅放射線を検出することで、糖代謝等、代謝機能を画像化し、病気の有無や程度を調べる検査法であり、これを実施するためのPET装置が実用化されている。

【0003】

PETの原理は次のとおりである。陽電子崩壊によって陽電子放出核種から放出された陽電子が周囲の電子と対消滅し、それによって生じる一对の511keVの消滅放射線を、対の放射線検出器で同時計数の原理によって測定する。これにより、核種の存在位置を、対の検出器同士を結ぶ1本の線分（同時計数線）上に特定することができる。患者の頭から足の方向に向かう軸を体軸と定義すると、体軸と垂直に交わる平面上の核種の分布は、その平面上において様々な方向から測定された同時計数線のデータから、2次元画像再構成によって求められる。

10

【0004】

よって、初期のPET装置は、視野とする平面上に、視野を囲むように密に検出器をリング状に配置したシングルリング型検出器から構成されていた。その後、多数のシングルリング型検出器を体軸方向に密に配置したマルチリング型検出器の登場によって、2次元の視野が3次元化された。更に1990年代に入ると、検出器リング間においても同時計数測定を行うことによって、感度を大幅に高めた3DモードのPET装置の開発が盛んに行われ、現代に至っている。

20

【0005】

PET装置の感度を高めるためには、図1(a)に例示する如く、検出器をトンネル状に密に配置してマルチリング型検出器10を構成し、立体角を高める必要があるが、長いトンネル状の患者ポートは、検査中の患者6の心理的ストレスを高めると共に、患者への手当ての障害にもなる。これに対して、出願人は、図1(b)に例示する如く、患者6の体軸方向に複数に分割したマルチリング型検出器11、12を離して配置し、物理的に開放された視野領域（開放視野とも称する）を有する開放型PET装置を提案している。開放領域は、図2に示す如く、残存するマルチリング型検出器11、12間の同時計数線から、画像が再構成される。図において、8はベッドである。

30

【0006】

ここで、図3に示す如く、それぞれのマルチリング型検出器11、12の体軸方向寸法（幅とも称する）をWとすると、開放領域の体軸方向寸法（隙間とも称する）がWを超えると、画像化できる領域が体軸方向に断続してしまうため、図3(a)に示す如く、体軸方向に連続した視野を得るための開放領域隙間の最大値はWとなる。その場合、全体の体軸方向視野は3Wとなるが、開放領域の両端で極端な感度の低下が起こる。

【0007】

そこで、図3(b)に示す如く、開放領域隙間を $W(0 < \quad 1)$ にして、感度をオーバーラップさせることにより、開放領域の両端の感度低下を防ぐことができる。この場合、体軸方向視野は $(2 + \quad)W$ になる。 \quad を小さくする程、局所的な感度低下が抑制される一方、開放領域隙間及び体軸方向視野は減少する（Taiga Yamaya, Taku Inaniwa, Shinichi Minohara, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Chih Fung Lam and Hideo Murayama, "A proposal of an open PET geometry," Phy. Med. Biol., 53, pp. 757-773, 2008. 参照）。

40

【0008】

出願人が先に提案した開放型PET装置では、開放領域隙間及び体軸方向視野の最大値は、それぞれW及び3Wに制限されるため、開放領域隙間や体軸方向視野を更に拡大するためには、W自体を拡大する必要があるが、1つのマルチリング型検出器を構成する検出

50

器数の増加により、装置が高価格化、複雑化してしまうという問題点を有していた。

【発明の開示】

【0009】

本発明は、前記従来の問題点を解決するべくなされたもので、検出器数を増やすことなく、開放領域隙間と体軸方向視野を拡大することを課題とする。

【0010】

本発明においては、同一幅又は異なる幅の検出素子又は検出素子ブロックにより構成される検出器リングを、体軸方向に複数配置して、体軸方向に見て検出器末端同士にわたって長い視野を確保する。この構成全体を一体の検出器リング（リングセット又はユニットと称する）と見做して、多重化する。

10

【0011】

説明上、均等幅 W の検出器リングを、一定間隔 W ($0 < \quad 1$) で D 個配置するとして、 \quad 及び D がステップ毎に固定であるとする。図4は、例として D を3に固定した場合である。

【0012】

図4のステップ1に示す如く、幅 W の検出素子又は検出素子ブロックで構成される検出器リング11をユニット[0]とし、 D 個のユニット[0]を W の間隔を空けて配置した構成全体を、第1レベルのユニット[1]とする。このユニット[1]の幅 $W[1]$ は、 $(D + (D - 1) \quad) W$ となる。

20

【0013】

次に、図4のステップ2に示す如く、 D 個のユニット[1]を $W[1]$ の間隔を空けて配置した構成全体を、第2レベルのユニット[2]とする。このユニット[2]の幅 $W[2]$ は、 $(D + (D - 1) \quad)^2 W$ となる。

【0014】

上記のステップを計 N 回繰り返して、図4のステップ N に示す如く、第 N レベルのユニット[N]を得る。即ち、幅 $D^N W$ 分の検出器リングで、体軸方向視野 $(D + (D - 1) \quad)^N W$ をカバーすることができる。

【0015】

ここで、 $\{ (D + (D - 1) \quad) / D \}^N$ を視野拡大の倍率として定義すると、例えば $D = 2$ 、 $\quad = 0.5$ の場合、 $N = 5$ なら倍率は約3倍、 $N = 10$ なら約9倍、 $N = 20$ なら約87倍となる。

30

【0016】

\quad は、開放領域隙間及び体軸方向視野の拡大効果と、感度むらの低減効果のバランスを調整するパラメータであり、 $0 < \quad 1$ の範囲であれば、ユニット毎またはステップ毎に値を変えてもよい。 \quad を小さくする程、局所的な感度低下が抑制される一方、開放領域隙間及び体軸方向視野の拡大効果は減少する。逆に、 \quad を最大値である1に固定すれば、開放領域隙間及び体軸方向視野は最大化されるが、局所的な感度低下が強調されてしまう。

【0017】

固定 ($\quad = 0.5$ の例)として、 $D = 2, 3, 4$ 及び5の場合において、 N を変化させて、使用する検出器リング数 D^N と達成される体軸方向視野 $(D + (D - 1) \quad)^N$ の関係調べた結果を図5に示す。ここでは便宜上 $W = 1$ としている。これより、 $D = 2$ が最も倍率が高いことが分かる。 N の増加に応じて、倍率を無限に高めることができる。

40

【0018】

なお、 W 、 D 及び \quad は、ステップ内及びステップ間で変化させることで、感度分布を調整することができる。

【0019】

本発明は、上記の技術思想に基づいてなされたもので、体軸方向に検出器リングが互いに対向するように多層に配列されたPET装置であり、各々所定数の検出器リングからなる所定数の検出器ユニットが互いに隙間を空けて配列されており、該隙間が各々隙間を形成する二つの検出器ユニット幅の平均以下である第1のリングセットと、所定数の検出器

50

ユニットから構成される第2のリングセットが、第1のリングセットの幅と第2のリングセットの幅の平均以下となる隙間を隔てて配列されることで、該隙間を含み、第1のリングセットと第2のリングセットの全長に渡る体軸方向に連続した視野を画像化するようにされ、更に、前記検出器ユニット間又はリングセット間の少なくとも一部の隙間に合わせて、ガントリの少なくとも一部が開放されていることで、前記課題を解決したものである。

【0020】

又、少なくとも前記第1のリングセットと前記第2リングセットを内包する第3のリングセットと、所定数の検出器ユニットから構成される第4のリングセットが、第3のリングセットの幅と第4のリングセットの幅の平均以下となる隙間を隔てて配列されることで、該隙間を含み、第3のリングセットと第4のリングセットの全長に渡る体軸方向に連続した視野を画像化することを前記課題を解決したものである。

10

【0021】

ここで、少なくとも一つの検出器ユニットを、マルチリング型検出器とすることができる。

【0022】

又、同じリングセットを複数含むことができる。

【0023】

又、前記リングセットを構成する検出器ユニット数、検出器ユニット幅、及び、検出器ユニット間の隙間の少なくとも一つが異なるリングセットを複数含むことができる。

20

【0024】

又、前記リングセットの体軸方向寸法（幅）、及び/又は、リングセット間の間隔を、リングセット、及び/又は、リングセット間で変えることができる。

【0026】

又、前記検出器ユニット又はリングセットの少なくとも一部が体軸方向に移動する構造を持ち、少なくとも一部の隙間を可変とすることができる。

【0027】

又、前記検出器ユニットを構成する検出素子ブロックの体軸方向寸法（幅）と、前記検出器ユニットの体軸方向寸法（幅）を同じとすることができる。

【0028】

又、前記検出器ユニット間の間隔と同寸の隙間を空けて配置された所定数の検出素子が、一体化された検出素子ブロックを構成し、リング状に配置した該検出素子ブロックが前記リングセットを構成するようにすることができる。

30

【0029】

本発明は、又、複数の検出器ユニットが互いに体軸方向に隙間を隔てて対向するように配列され、該隙間を含む体軸方向に連続した視野を画像化するようにされたPET装置の検出器リングの配置を決定する様に、幅Wの検出器又は検出素子ブロックで構成される検出器リングをユニット[0]とし、D[0]個のユニット[0]を [0] × Wの間隔を空けて配置して、全体に渡り幅W[1]の連続した体軸方向視野を確保した構成全体を、ユニット[1]とするステップと、D[1]個のユニット[1]を [1] × W[1]の間隔を空けて配置して、全体に渡り幅W[2]の連続した体軸方向視野を確保した構成全体を、ユニット[2]とするステップと、上記のステップを計N回繰り返して、ユニット[N]を得るステップを含むことを特徴とする検出器の配置決定方法を提供するものである。

40

又、前記の方法で検出器の配置が決定されたことを特徴とするPET装置を提供するものである。

【0030】

なお本発明に一見類似するものとして、検出器を隙間を空けてまばらに配置することによって、同時計数線のサンプリングの粗密をまばらにして均一性を高めると共に、視野領域を広げる技術思想が提案されている（特開平9-211130号公報、特開2001-

50

141827号公報参照)。特に、特開平9-211130号公報においては、受光面幅Wの検出器を一方に配列し、端の検出器とその隣の検出器の受光面中心点間距離をLとし、端を除く任意の検出器の隣同士の受光面中心点間距離をL'としたとき、 $W = L = 2W$ かつ $L' = 2L$ とすることが明記されている。L'の最大値は4Wとなるが、これは、隣り合う検出器の受光面の端から端までの距離が3Wであることを意味している。

【0031】

しかし、本技術思想は、平面撮像のポジトロンイメージング装置を対象にして考案されたものであり、画像化の原理が根本的に異なる断層撮影装置であるPET装置への適用については一切言及していない。仮に、本技術思想に従って、リング上に検出器をまばらに配置した場合、画像再構成に必要な同時計数線が欠落してしまうため、画質の低下は避けられない。あるいは、リング上には検出器を密に配置するが、体軸方向にのみ本技術思想を応用して、個々のシングルリング型検出器をまばらに配置するPET装置とした場合、体軸方向視野の拡大率は約2倍が上限であるほか、臨床上有益な体軸方向分解能を得るためにはWを数mm程度にまで小さくする必要があり、これにより得られる隙間の最大値(3W)は僅かであり有益性はない。

【0032】

開放型PET装置は、開放空間から治療が行なえるため、これまでは不可能であった治療中のPET診断を可能にすると期待される。本発明は、検出器総数を変えずに、開放領域隙間及び体軸方向視野を拡大することができる。開放領域隙間の最大値が広がるということは、同じ開放領域隙間であれば、感度分布をよりオーバーラップさせることができるので、局所的な感度低下の抑制にも効果がある。又、広い視野とすることにより、全身を一度に診断できる全身視野のPET装置を、価格を比較的抑えて実現できる。全身視野のPET装置は、効率的な新医薬品開発を促進するために、創薬の早期段階において、超微量の化合物を投与して、人に最適な薬物動態を示す開発候補の化合物を選択する方法として近年注目されているマイクロドージング試験の推進に不可欠である。

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1】(a)従来一般的なPET装置、及び、(b)出願人が先に提案した多重化前の開放型PET装置の構成を示す斜視図及び断面図

【図2】開放型PET装置における画面再構成の原理を示す断面図

【図3】開放型PET装置の開放領域隙間と感度の関係を示す断面図及びグラフ

【図4】本発明の原理を示す断面図

【図5】同じく検出器リング数と体軸方向視野の関係の例を示す図

【図6】本発明の第1実施形態の検出器配置の決め方を示す断面図

【図7】同じく第2実施形態の検出器配置を示す断面図及び側面図

【図8】多重化前の開放型PET装置で開放領域を最大化した場合のシミュレーション結果を示す図

【図9】本発明の第3実施形態におけるシミュレーション結果を示す図

【図10】多重化前の開放型PET装置で図9と同じ192mmの開放領域を確保しようとした場合のシミュレーション結果を示す図

【図11】本発明の(a)第4実施形態及び(b)第5実施形態の感度分布を示す図

【図12】同じく(a)第6実施形態及び(b)第7実施形態の感度分布を示す図

【図13】同じく第8実施形態の感度分布を示す図

【図14】感度分布を調査した対象の構成を示す断面図

【図15】(a)多重化前の開放型PET装置($G0 = 150\text{mm}$)、(b) $G0 = 150\text{mm}$ 、 $Weva = 150\text{mm}$ で最適化した結果、(c) $G0 = 200\text{mm}$ 、 $Weva = 500\text{mm}$ で最適化した結果を示す図

【図16】本発明の(a)第9実施形態及び(b)第10実施形態の感度分布を示す図

【図17】本発明の(a)第11実施形態及び(b)第12実施形態の構成を示す図

【図18】検出器リングを構成する検出素子ブロックの構成例を示す斜視図

10

20

30

40

50

【図19】本発明の(a)第13実施形態及び(b)第14実施形態の構成を示す図

【発明を実施するための最良の形態】

【0034】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態を詳細に説明する。

【0035】

検出器リング幅 W は均等、 α は固定とした本発明の第1実施形態の、 $D = 2$ 、 $N = 4$ における検出器配置の決め方を図6に示す。

【0036】

まずステップ1で、幅 W の検出器リング11をユニット[0]とし、2個のユニット[0]を $W(0 < \alpha < 1)$ の間隔を空けて配置した構成全体を、第1レベルのユニット[1]とする。このユニット[1]の幅 $W[1]$ は、 $(2 + \alpha)W$ となる。

10

【0037】

次に、ステップ2で、2個のユニット[1]を $W[1]$ の間隔を空けて配置した構成全体を、第2レベルのユニット[2]とする。このユニット[2]の幅 $W[2]$ は、 $(2 + \alpha)^2 W$ となる。

【0038】

上記のステップを計4回繰り返して、ステップ4で、第4レベルのユニット[4]を得る。即ち、幅 $2^4 W$ 分の検出器リングで、体軸方向視野 $(2 + \alpha)^4 W$ をカバーすることができる。

【0039】

20

更に、 $\alpha = 0.5$ とした本発明の第2実施形態の検出器配置の略図を図7に示す。この場合、合計の幅が $2^4 W$ の検出器リングから、 $2.5^4 W$ の体軸方向視野が得られているため、倍率は $(2.5 / 2)^4 = 2.4$ である。

【0040】

次に、市販のPET装置を基にして、直径827mmの円周上に576個の検出素子(シンチレータ)が並んだ検出器リング(幅4.8mm)48本から構成される装置をモデル化した計算機シミュレーションを行なった。数値ファントムは、一様な円筒状線源の中に直径4.0mmのスポットを63個含むものであり、円筒とスポットのコントラスト比は1:5とした。

【0041】

30

図8は、出願人が先に提案した多重化前の開放型PET装置で、開放領域隙間を最大化した場合($\alpha = 1$)の結果を示す。具体的には、24本の検出器リングをユニットとして($W = 115.2 \text{ mm}$)、2つのユニットを115.2mm(24リング分)の隙間を空けて配置している。体軸方向視野は345.6mmである。表示している断面画像は、視認性を高める目的で、輪郭抽出処理を施している。図8中の下のグラフは、体軸上の感度分布を示した結果であり、開放領域両端において、極端な感度低下が見てとれる。

【0042】

これに対して、図9は、本発明による多重化後の開放型PET装置の第3実施形態として、3本の検出器リングをユニット[0]として($W = 14.4 \text{ mm}$)、 $D = 2$ 、 $\alpha = 2/3$ 、 $N = 4$ の条件で開放型PET装置を多重化して検出器を配置した結果である。用いている検出器リング数は、 $3 \times D^N = 3 \times 2^4 = 48$ 本と、図8の例と一致する。これにより、装置中央に192mm(40リング分)の開放領域が確保され、全体で758.4mmの体軸方向視野を確保している。又、図8の例よりも小さい α を採用しているため、図8のような極端な感度低下も無い。

40

【0043】

図10は、多重化前の開放型PET装置で、図9と同じ192mm(40リング分)の開放領域を確保しようとした場合のシミュレーション結果であり、開放領域の両端に感度の無い領域が発生し、正しく画像化できないことが分かる。

【0044】

図11は、 $D = 2$ 以外の例として、3本の検出器リングをユニット[0]として、 $W =$

50

14.4 mm、 $\Delta = 2/3$ 、 $N = 2$ の条件で検出器を配置した場合の感度分布であり、図11(a)は、 $D = 3$ とした第4実施形態の場合、図11(b)は、 $D = 4$ とした第5実施形態の場合である。第4実施形態の使用検出器リング総数は27、最大ギャップは43.2 mm (9リング分)、体軸方向全視野は273.6 mm (57リング分)であり、第5実施形態の使用検出器リング総数は48、最大ギャップは57.6 mm (12リング分)、体軸方向全視野は518.4 mm (108リング分)である。

【0045】

図12は、異なる D を組合せた例である。図12(a)は、左右で検出器配置を変えた例として、配置($D = 2$ 、 $\Delta = 2/3$ 、 $N = 3$)と、配置($D = 3$ 、 $\Delta = 2/3$ 、 $N = 2$)を組み合わせた第6実施形態の結果である。左右非対称の検出器配置によって、装置中央の感度の集中が無くなり、開放領域にて比較的平坦な感度分布が得られている。図12(b)は、2ステップ目までは $D = 3$ として、3ステップ目に $D = 2$ とした第7実施形態の感度分布である。第6実施形態の使用検出器リング総数は51、最大ギャップは192 mm (40リング分)、体軸方向全視野は748.8 mm (156リング分)であり、第7実施形態の使用検出器リング総数は54、最大ギャップは182.4 mm (38リング分)、体軸方向全視野は729.6 mm (152リング分)である。

【0046】

図13は、 D および W は固定として、すなわちユニット間の隙間(ギャップ)をステップ内およびステップ間で微調整して、装置中央の感度の集中を和らげた第8実施形態である。

【0047】

具体的には、 $D = 2$ 、 $W = 14.4$ mm (3リング分)、 $N = 4$ として、1ステップ目のギャップは9.6 mm (2リング分)に固定するが、2ステップ目のギャップは33.6 mm (7リング分)または24 mm (5リング分)、3ステップ目のギャップは62.4 mm (13リング分)または81.6 mm (17リング分)とした。第8実施形態の使用検出器リング総数は48、最大ギャップは192 mm (40リング分)、体軸方向全視野は758.4 mm (158リング分)である。

【0048】

次に、固定条件 $D = 2$ 、 $N = 2$ において、 W と Δ を変化させた例を示す。具体的には、図14に示す系において、検出器リング幅 W の合計値を $2W = 300$ mmに固定し、指定した感度領域隙間 G_0 に対して、 W_1 、 W_2 ($0 \sim W$ の間)、 G_1 ($0 \sim G_0$ の間)を1 mm単位で変化させながら感度分布を計算し($W = W_1 + W_2$)、体軸方向の感度分布のばらつきが最小になるような組合せを調査した。感度分布のばらつきは、指定した評価範囲 $Weva$ 内における標準偏差値とした。

【0049】

図15(a)は、参考として、多重化前の開放型PET装置で開放領域隙間を最大化した結果であり、検出器リング幅 W と同じ150 mmの開放領域隙間が得られている。図15(b)は、開放領域隙間 $G_0 = 150$ mmに対して、同じく $Weva = 150$ mmの範囲で感度分布のばらつきが最小になるように、 W_1 、 W_2 、 G_1 を最適化した結果である。図15(c)は、用いる検出器リング幅の合計値は変えずに、開放領域隙間を $G_0 = 200$ mmにして、 $Weva = 500$ mmの範囲で感度分布のばらつきが最小になるように、 W_1 、 W_2 、 G_1 を最適化した結果である。

【0050】

前記実施形態は、いずれも、リングセットのみが用いられていたが、例えば頭部への感度を高めたい場合には、図16(a)に示す第9実施形態(左側 $D = 1$ と右側 $D = 2$ 、 $N = 3$ の組合せ)の如く、頭部側を分割されていない検出器リングとしたり、図16(b)に示す第10実施形態(左側 $D = 2$ 、 $N = 1$ と右側 $D = 2$ 、 $N = 3$ の組合せ)の如く、頭部側の分割数を体幹部側よりも減らすことも可能である。

【0051】

又、図17(a)に示す第11実施形態(左側 $D = 1$ と右側 $D = 2$ 、 $N = 1$ の組合せ)

10

20

30

40

50

や、図17(b)に示す第12実施形態(左側D=1と右側D=2、N=2の組合せ)のように、一方(図では右側)のリングセットを1組又は2組とすることもできる。

【0052】

なお、前出図5より、本発明による視野拡大及び開放領域隙間の拡大倍率は、検出器リング数が多い程、大きくなるのが分かる。即ち、合計の検出素子数が同じであるとすれば、ユニット[0]を構成する検出素子数が少ない程、最終的な拡大倍率を高められる。PET用検出器としては、従来のシンチレーション検出器に加えて、テルル化カドミウム(CdTe)半導体素子等を用いた半導体検出器がある。半導体検出器は、もともと検出素子が独立しているため、少ない(極限的には1つの)検出素子リングをユニット[0]とすることが容易である。

10

【0053】

シンチレーション検出器は、図18(a)に例示する如く、シンチレータ30と受光器(例えば光電子増倍管32)から構成され、受光器としては、従来の光電子増倍管32に加え、アバランシェ・フォトダイオード(APD)等の半導体受光器も注目されている。光電子増倍管の場合、図18(a)に示すような検出素子ブロックがユニット[0]を構成する最小単位になる。この場合、検出素子ブロックの体軸方向寸法が、ユニット[0]の体軸方向寸法となるが、光電子増倍管の小型化には構造的に限度があるため、検出素子ブロックを小さくすることは難しい。なお、数個、又は、究極的に1つの検出素子リングをユニット[0]として、一つの光電子増倍管上に複数のユニット[0]を隙間をあけて搭載し、検出素子ブロックをユニット[1]とすることもできるが、光電子増倍管の受光面の利用効率は良くない。

20

【0054】

これに対して半導体受光器の場合、基板36上に比較的自由に受光素子34を配置できるため、図18(b)又は(c)に示すように、数個、又は、究極的に1つの検出素子リングをユニット[0]として、ユニット[0]の隙間と受光素子34の基板36上の間隔を合わせるようにして、複数のユニット[0]を一体化した構成も可能である。ユニット[0]における検出素子と受光素子の関係は、1対1の接続が理想的であるが、図18(b)又は(c)に示すように、受光素子数を検出素子数よりも減らして、検出器の構成を簡略化することもできる。図18(b)及び(c)の場合、検出素子ブロック14はユニット[1]に相当する。

30

【0055】

図19(a)に示す第13実施形態は、最大の隙間に合わせてガントリ50が分断され、物理的に開放された視野領域を有する開放型PET装置の構成を示す。更に、図19(b)に示す第14実施形態は、最大の隙間と2番目に大きい隙間の計3つの隙間に合わせてガントリ50を分断し、3つの開放視野を具備した開放型PET装置の構成である。

【0056】

ここで、ガントリ50は床面に固定されていてもよいが、少なくとも一部の検出器ユニットやリングセットに体軸方向に移動する構造を持たせ、 $0 < \dots < 1$ の範囲で隙間を可変とすることで、臨床的な用途に応じて開放領域隙間を変えたり、検査対象に応じて感度分布を微調整したりすることが可能となる。図19(a)及び図19(b)に示す形態では、ガントリ下面の車輪52を床面のレール54上に設置して、ガントリの一部もしくは全体を体軸方向に移動させることで、開放領域隙間を可変としている。

40

【0057】

なお、前記実施形態において、いずれも、検出器リングの体軸方向に垂直な断面が円形とされていたが、検出器リングの断面形状はこれに限定されず、楕円形や矩形であっても良い。

【0058】

又、検査対象は人間に限定されず、動物を検査することも可能である。

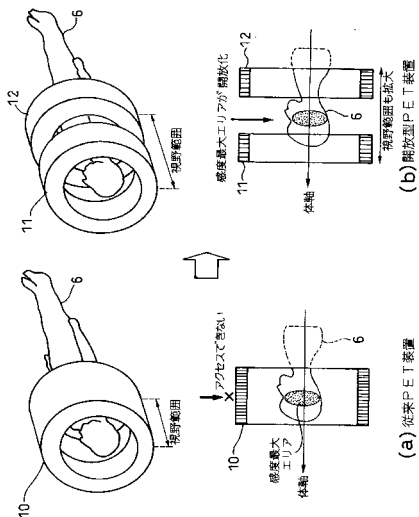
【産業上の利用の可能性】

【0059】

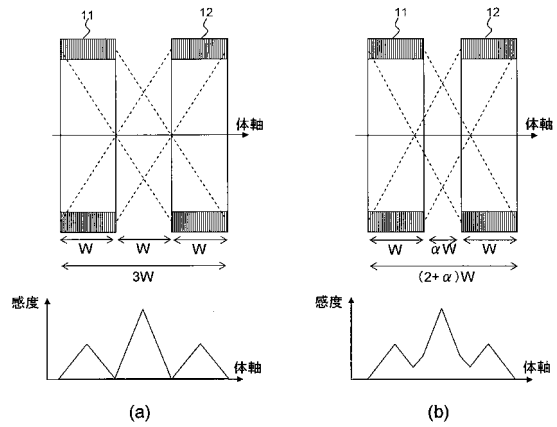
50

体軸方向に検出器リングが互いに対向するように多層に配列されたPET装置であり、各々所定数の検出器リングからなる所定数の検出器ユニットが互いに隙間を空けて配列されており、該開放領域を含む体軸方向に連続した視野を画像化するようにされた開放型PET装置で、検出器数を増やさずに、開放領域隙間と体軸方向視野を拡大することができる。

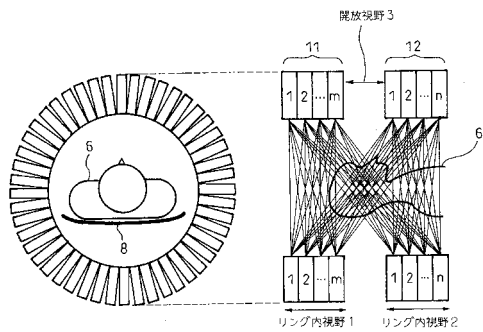
【図1】



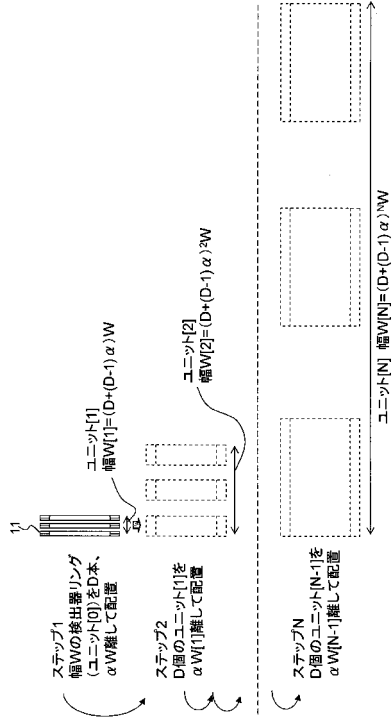
【図3】



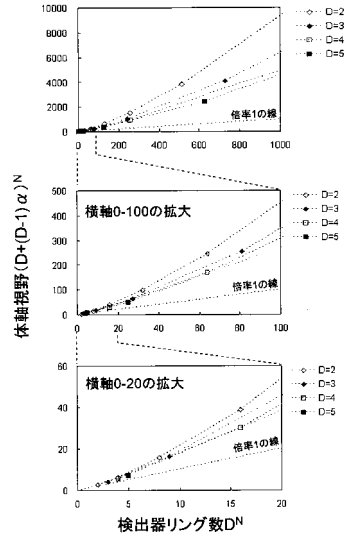
【図2】



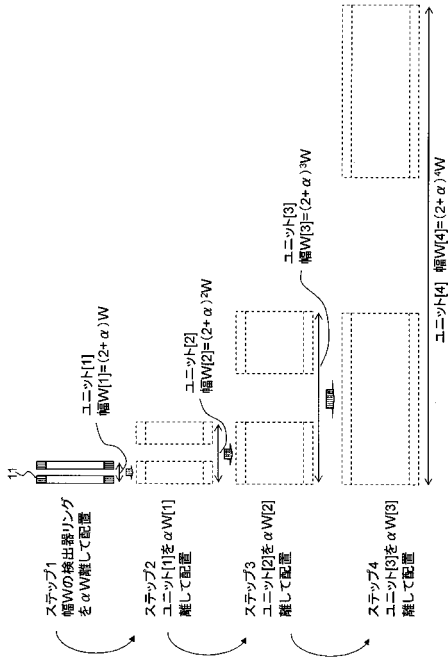
【図4】



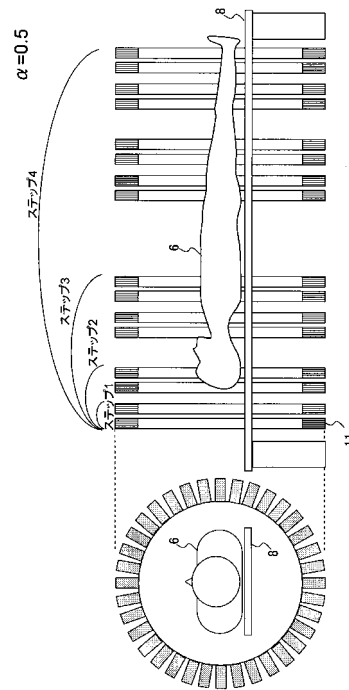
【図5】



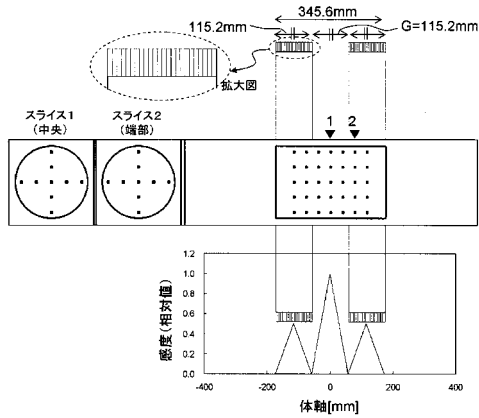
【図6】



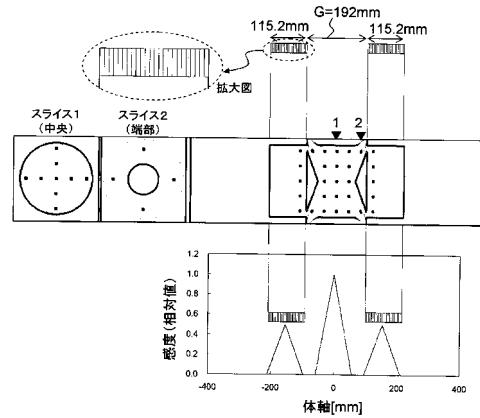
【図7】



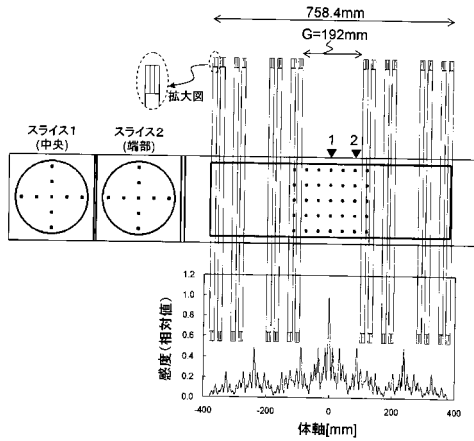
【図8】



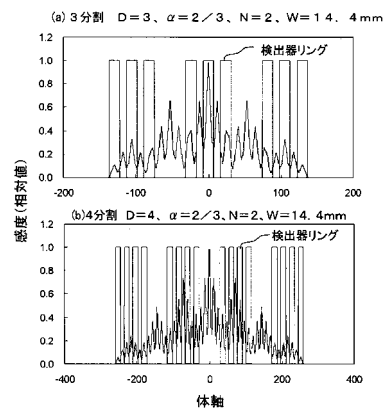
【図10】



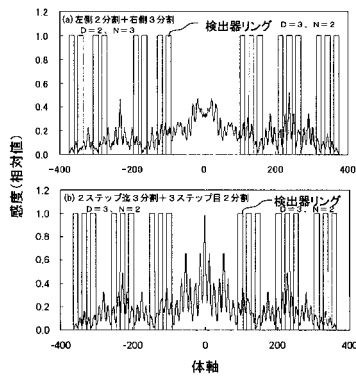
【図9】



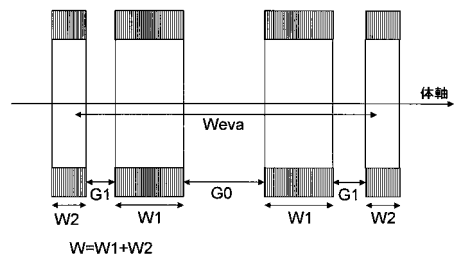
【図11】



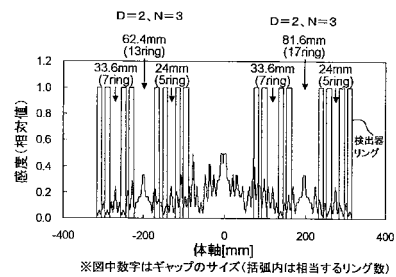
【図12】



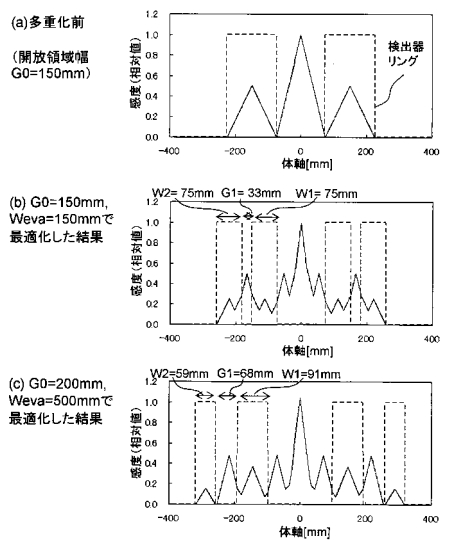
【図14】



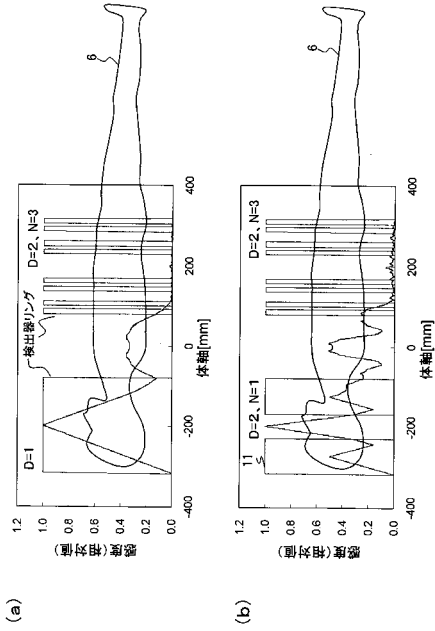
【図13】



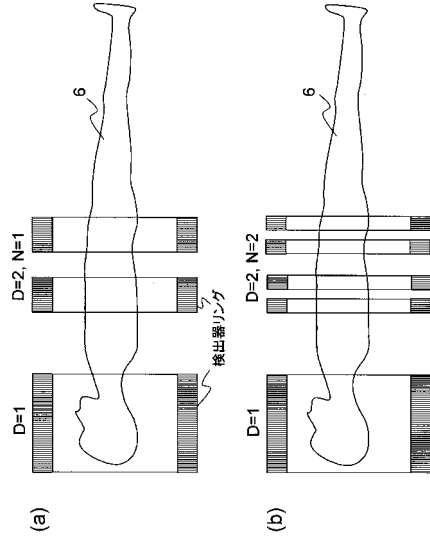
【図15】



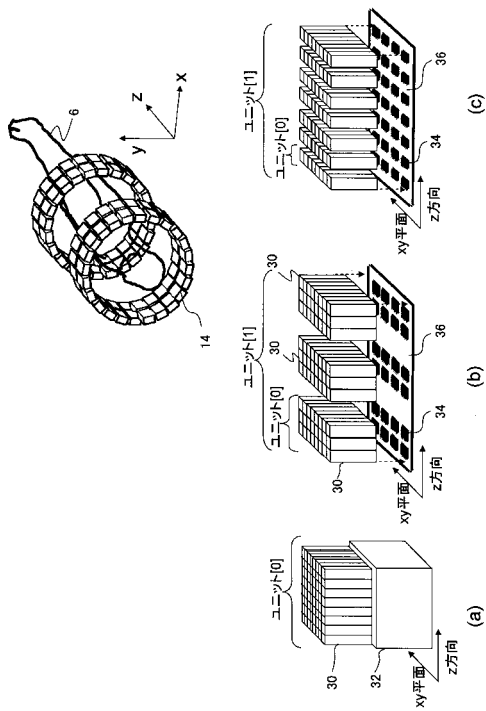
【図16】



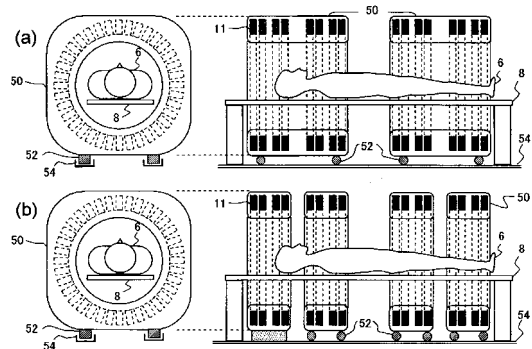
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開平09 - 211130 (JP, A)

山谷泰賀, 外6名, オープンPET装置のイメージングシミュレーション, 電子情報通信学会技術研究報告, 日本, 2008年 1月18日, Vol.107, No.461, p.383-387

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/161

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)