

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02008/099921

発行日 平成22年5月27日 (2010.5.27)

(43) 国際公開日 平成20年8月21日 (2008.8.21)

| (51) Int.Cl. | | | F I | テーマコード (参考) | | |
|---------------|--------------|------------------|--------|-------------|---|-----------|
| GO 1 T | 1/204 | (2006.01) | GO 1 T | 1/204 | A | 2 G 0 8 8 |
| GO 1 T | 1/28 | (2006.01) | GO 1 T | 1/28 | | |
| GO 1 T | 1/161 | (2006.01) | GO 1 T | 1/161 | A | |

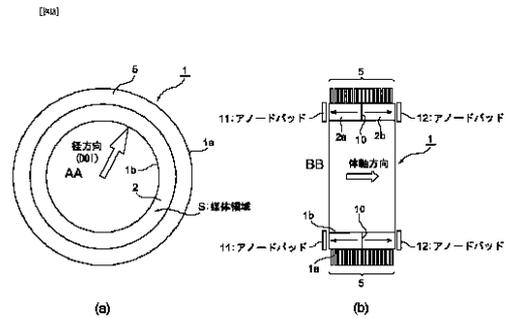
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

| | | | |
|--------------|------------------------------|----------|--|
| 出願番号 | 特願2008-558150 (P2008-558150) | (71) 出願人 | 504151365 大学共同利用機関法人 高エネルギー加速器研究機構 茨城県つくば市大穂1番地1 |
| (21) 国際出願番号 | PCT/JP2008/052530 | (71) 出願人 | 301032942 独立行政法人放射線医学総合研究所 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 |
| (22) 国際出願日 | 平成20年2月15日 (2008.2.15) | (74) 代理人 | 100121083 弁理士 青木 宏義 |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2007-35703 (P2007-35703) | (74) 代理人 | 100138391 弁理士 天田 昌行 |
| (32) 優先日 | 平成19年2月16日 (2007.2.16) | (74) 代理人 | 100132067 弁理士 岡田 喜雅 |
| (33) 優先権主張国 | 日本国 (JP) | (72) 発明者 | 田内 利明 茨城県つくば市要84-150 最終頁に続く |

(54) 【発明の名称】 ガンマ線検出器及びそれを用いたPET装置

(57) 【要約】

外筒体(1a)と内筒体(1b)との間に液体キセノン(2)が充填されてなる媒体領域(S)が形成され、ガンマ線入射方向に対し交差方向となる媒体領域(S)の両端部に二次元状に一对のアノードパッド(11, 12)が配置される。一对のアノードパッド(11, 12)間に中間電極(10)が配置され、外筒体(1a)に二次元状に複数の光電子増倍管(5)が設置される。そして、アノードパッド(11, 12)及び光電子増倍管(5)から出力されるシグナルから液体領域(S)中でのガンマ線反応点を同定する。



11 ANODE PAD
12 ANODE PAD
S MEDIUM REGION
AA RADIAL DIRECTION (D01)
BB BODY AXIS DIRECTION

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ガンマ線が入射する主面を有し液体媒体が充填された媒体容器と、前記媒体容器においてガンマ線入射方向に対し交差方向の両端部に二次元状に配置された一对のアノードパッドと、前記一对のアノードパッド間に配置された中間電極と、前記媒体容器の主面と対向する対向面に二次元状に配置された複数の光電子増倍管と、前記アノードパッド及び前記光電子増倍管から出力されるシグナルから前記液体媒体中でのガンマ線反応点を同定する計測システムと、を具備したことを特徴とするガンマ線検出器。

【請求項 2】

前記中間電極と一方のアノードパッドとの間で生じた電離電子を当該一方のアノードパッド方向へドリフトさせるドリフト電界を前記中間電極と一方のアノードパッドとの間に生成し、前記中間電極と他方のアノードパッドの間で生じた電離電子を当該他方のアノードパッド方向へドリフトさせるドリフト電界を前記中間電極と他方のアノードパッドとの間に生成することを特徴とする請求項 1 記載のガンマ線検出器。

10

【請求項 3】

前記中間電極に負の高電圧を印加し、前記一对のアノードパッドをアース電位としたことを特徴とする請求項 2 記載のガンマ線検出器。

【請求項 4】

前記媒体容器には、液体キセノン (Xe)、液体クリプトン (Kr) 又は液体アルゴン (Ar) のいずれかが液体媒体として充填されることを特徴とする請求項 1 記載のガンマ線検出器。

20

【請求項 5】

前記媒体容器は、被検体が配置される空間が中央部に形成される筒体形状をなし、ガンマ線放出方向に所定の厚さを有することを特徴とする請求項 1 に記載のガンマ線検出器。

【請求項 6】

前記計測システムにおいて、前記光電子増倍管の出力シグナルからガンマ線反応点の 3 次元位置を第 1 の位置情報 (X_{PMT} 、 Y_{PMT} 、 Z_{PMT}) として計算で求め、前記アノードパッドの出力シグナルからガンマ線反応点の体軸方向の位置を除く 2 次元位置を計算して第 2 の位置情報の 2 次元情報 (X_{TPC} 、 Z_{TPC}) とし、前記光電子増倍管の出力シグナルからガンマ線反応時刻 t_0 を求め、前記アノードパッドでの電離電子の到達時刻 t と前記ガンマ線反応時刻 t_0 と電離電子の媒体中でのドリフト速度 v とからガンマ線反応点の体軸方向の位置を求めて前記第 2 の位置情報の残りの 1 次元情報 (Y_{TPC}) とし、前記第 1 の位置情報 (X_{PMT} 、 Y_{PMT} 、 Z_{PMT}) と前記第 2 の位置情報 (X_{TPC} 、 Y_{TPC} 、 Z_{TPC}) との一致を検証することを特徴とする請求項 1 記載のガンマ線検出器。

30

【請求項 7】

被検体に投与された放射性同位元素から 180 度異なる方向に放出される 2 ガンマ線をそれぞれ検出し、この検出信号に基づいて放射性同位元素の体内濃度分布を計測する PET 装置であって、前記ガンマ線を検出するために請求項 1 に記載のガンマ線検出器を備えたことを特徴とする PET 装置。

40

【請求項 8】

一方のガンマ線 (1) の媒体内でのガンマ線反応点 P_1 、そのガンマ線反応時刻 T_1 、他方のガンマ線 (2) の媒体内でのガンマ線反応点 P_2 、そのガンマ線反応時刻 T_2 をそれぞれ求め、前記ガンマ線反応点 P_1 から前記ガンマ線反応点 P_2 までの距離を L とし、ガンマ線発生部位から他方のガンマ線反応点 P_2 までの距離を Z とし、ガンマ線の伝搬速度を V として、距離 Z を次式に基づいて計算し、

$$Z = V (T_2 - T_1) / 2 + L / 2$$

前記ガンマ線反応点 P_1 と前記ガンマ線反応点 P_2 とを結ぶ線分上で前記ガンマ線反応点 P_2 から前記ガンマ線反応点 P_1 側へ Z だけ離れた位置をガンマ線発生部位として特定することを特徴とする請求項 7 記載の PET 装置。

50

【請求項 9】

同一の放射性同位元素から放出された 2 ガンマ線を決定するために、ガンマ線放出方向の一致性を判断することを特徴とする請求項 7 記載の P E T 装置。

【請求項 10】

媒体中へ入射した一方のガンマ線 (1) の第 1 のガンマ線反応点 P 1 1 と反跳電子のエネルギー E 1 1、および、当該第 1 のガンマ線反応点 P 1 1 でのコンプトン散乱によって発生した散乱ガンマ線の反応点となる第 2 のガンマ線反応点 P 1 2 と反跳電子のエネルギー E 1 2 を求め、前記第 1 及び第 2 のガンマ線反応点 P 1 1、P 1 2 および、前記第 1、第 2 のガンマ線反応点 P 1 1、P 1 2 における反跳電子のエネルギー E 1 1、E 1 2 からガンマ線放出方向を検出することを特徴とする請求項 9 記載の P E T 装置。

10

【請求項 11】

請求項 7 記載の P E T 装置と、磁気核共鳴を起こすための静磁界コイルを備えた M R I 装置とを備えた核医学診断システムであって、前記 P E T 装置を前記静磁界コイルの中間に配置したことを特徴とする核医学診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、核医学診断において被検体からのガンマ線を検出するガンマ線検出器及びそれを用いた P E T 装置に関する。

【背景技術】

20

【0002】

従来、核医学診断においては、生体に放射性同位元素 (R I) を注入し、生体内の R I の濃度分布を 1 次元又は 2 次元検出器で捕らえ、病変部、血流量、脂肪酸代謝量等の有益な診断情報を取得する核医学診断装置が開発されている。

【0003】

核医学診断装置としては、被検体にシングルフォトン核種を注入して、そこから放出されるガンマ線を計数して断層濃度分布を再構成する S P E C T 装置 (S i n g l e P h o t o n E m i s s i o n C o m p u t e d T o m o g r a p h y)、ポジトロン核種から 180° 方向に放出される一対のガンマ線をその同時性により捕らえて計数し、断層濃度分布を再構成する P E T 装置 (P o s i t r o n E m i s s i o n C o m p u t e d T o m o g r a p h y) がある。

30

【0004】

従来、核医学診断装置のガンマ線検出器として、B G O、G S O、L S O 等の結晶シンチレータ検出器が一般に用いられていた。結晶シンチレータ検出器は、高精度の時間及びエネルギー分解能を持つが、(反応) 位置の分解能は結晶の大きさで制限されていた。特に、ガンマ線反応点の深さ方向 (D O I : ガンマ線放出方向) の位置分解能は、センチメートル程度であった。このため、視差による画質劣化があり、これを補うために画質の良い C T 装置と組合せる等の対策が講じられている。

【0005】

また、ガンマ線の反応位置のよい精度を持つものとしては、シリコンストリップを多層重ねた半導体検出器がある。半導体検出器は、十分な放射阻止能を得るためには 1 層の厚さ 0.5 mm のシリコンストリップを少なくとも 100 層以上重ねる必要がある。このため、装置の大型化に際して、多くの半導体素子と多くの読み出しチャンネル数が必要となり、高価なものとなる問題があった。

40

【0006】

一方、液体キセノン (X e)、液体クリプトン (K r) 又は液体アルゴン (A r) をガンマ線の反応媒体に用いたガンマ線検出器を P E T 装置に適用することが提案されている (例えば、特許文献 1 参照)。図 12 (a) (b) に示すように、特許文献 1 に記載された検出器モジュール 100 は、液体キセノン 104 が充填された直方体形状の容器の側壁及び上面に多数の光電子増倍管 102 を配置し、側面に沿って上下方向に電界ワイヤ 10

50

6を配設している。また、ガンマ線の入射面となる底面にコレクタパッド110を設置し、コレクタパッド110の媒体側にシャッタシステム112を設置している。

【0007】

上記検出器モジュール100において、ガンマ線150がコレクタパッド110側から液体キセノン104に入射すると、ガンマ線150と液体キセノン104とが相互作用した相互作用点Pからシンチレーション光が生じると共にキセノン分子がイオン化して発光点近傍において電離電子が生じる。シンチレーション光は、光電子増倍管102によって検出される一方、電離電子は1kV/cmのドリフト電界が設定された液体キセノン104中をコレクタパッド110に向けて一定速度で移動する。液体キセノン104内をドリフトした電離電子はシャッタシステム112を介してコレクタパッド110へ入射し、その入射位置が特定される。

10

【0008】

そして、複数の光電子増倍管102から出力されるシグナルを解析して、光が放出された反応時点と相互作用点Pの第1の3次元位置とを決定し、またコレクタパッド110へ入射した電離電子の入射位置から相互作用点Pの位置を2次元で特定し、光が検出された時点に対して電離電子の到達時点に基づき第2の3次元位置を決定する。

【特許文献1】特表2005-532567号公報

【発明の開示】

【0009】

しかしながら、上記検出器モジュール100はガンマ線150の入射面にコレクタパッド110が配置されるので、ドリフト方向に一樣電場を作るには、立方体のモジュール化が必要となり、被検体の全体を囲むように検出器モジュール100を配置した場合モジュール間に隙間ができ、感度が低くなる。また、モジュール化(立方体)した場合には、コレクタパッド110のパッド数が増大して読出しチャンネル数が増加する問題がある。

20

【0010】

また、上記検出器モジュール100を多数用いて一つのPET装置を構成しようとすると、モジュール間に隙間ができ、不感領域が拡大して感度が下がる問題がある。また、検出器モジュール100をモジュール化しないで一体もので作る場合は、ガンマ線150の入射方向と電離電子のドリフト方向とが同一方向であるので、検出器モジュール100に一樣電場を形成するのが困難であるといった問題がある。

30

【0011】

本発明は、以上のような実情に鑑みてなされたものであって、電離電子検出側の読出しチャンネル数の増加を抑制でき、また媒体中に一樣電場の形成が容易で、エネルギーMeV領域のガンマ線の3次元位置、時間及びエネルギーの高分解能検出を実現できるガンマ線検出器及びそれを用いたPET装置を提供することを目的とする。

【0012】

本発明のガンマ線検出器は、ガンマ線が入射する主面を有し液体媒体が充填された媒体容器と、前記媒体容器においてガンマ線入射方向に対し交差方向の両端部に二次元状に配置された一対のアノードパッドと、前記一対のアノードパッド間に配置された中間電極と、前記媒体容器の主面と対向する対向面に二次元状に配置された複数の光電子増倍管と、前記アノードパッド及び前記光電子増倍管から出力されるシグナルから前記液体媒体中でのガンマ線反応点を同定する計測システムとを具備したことを特徴とする。

40

【0013】

このように構成されたガンマ線検出器によれば、一対のアノードパッドがガンマ線入射方向に対し交差方向の両端部に配置され、アノードパッド間に中間電極を配置する構造としたので、中間電極を挟んで左右方向へ電離電子をドリフトさせるドリフト電界を生じさせることができ、媒体領域が被検体の外周全体を囲むようなフルスケールPET装置を構成した場合にも主面全体にアノードパッドを設けるのに比べて大幅にアノード面積を縮小できる。また、左右一対のアノードパッドの中間に中間電極を配置するので、無分割の媒体でありながら電離電子のドリフト距離を短縮することができ、高い位置分解能を実現で

50

きる。さらに、ドリフト電界を生じさせるための中間電極への印加電圧は、ドリフト方向となる体軸方向の全長に対して、従来の半分の大きさの電圧で良いので、体軸方向への長尺化も容易となる。

【0014】

また本発明は、上記ガンマ線検出器において、前記中間電極と一方のアノードパッドとの間で生じた電離電子を当該一方のアノードパッド方向へドリフトさせるドリフト電界を前記中間電極と一方のアノードパッドとの間に生成し、前記中間電極と他方のアノードパッドの間で生じた電離電子を当該他方のアノードパッド方向へドリフトさせるドリフト電界を前記中間電極と他方のアノードパッドとの間に生成することを特徴とする。

【0015】

このように構成されたガンマ線検出器によれば、中間電極と一方のアノードパッドとの間で生じた電離電子を当該一方のアノードパッド方向へドリフトさせることができ、中間電極と他方のアノードパッドの間で生じた電離電子を当該他方のアノードパッド方向へドリフトさせることができる。

【0016】

また本発明は、上記ガンマ線検出器において、前記中間電極に負の高電圧を印加し、前記一対のアノードパッドをアース電位としたことを特徴とする。

【0017】

このように構成されたガンマ線検出器によれば、中間電極に負の高電圧を印加し、前記一対のアノードパッドをアース電位としたので、中間電極と一方のアノードパッドとの間で生じた電離電子を当該一方のアノードパッド方向へドリフトさせるドリフト電界を生成でき、中間電極と他方のアノードパッドの間で生じた電離電子を当該他方のアノードパッド方向へドリフトさせるドリフト電界を生成できる。

【0018】

上記ガンマ線検出器において、前記媒体容器には、液体キセノン(Xe)、液体クリプトン(Kr)又は液体アルゴン(Ar)のいずれかが液体媒体として充填されることが望ましい。また、前記媒体容器は、被検体が配置される空間が中央部に形成される筒体形状をなし、ガンマ線放出方向に所定の厚さを有する構造とすることができる。

【0019】

また本発明は、上記ガンマ線検出器において、前記計測システムにおいて、前記光電子増倍管の出力シグナルからガンマ線反応点の3次元位置を第1の位置情報(x_{PMT} 、 y_{PMT} 、 z_{PMT})として計算で求め、前記アノードパッドの出力シグナルからガンマ線反応点の体軸方向の位置を除く2次元位置を計算して第2の位置情報の2次元情報(x_{TPC} 、 z_{TPC})とし、前記光電子増倍管の出力シグナルからガンマ線反応時刻 t_0 を求め、前記アノードパッドでの電離電子の到達時刻 t と前記ガンマ線反応時刻 t_0 と電離電子の媒体中でのドリフト速度 v とからガンマ線反応点の体軸方向の位置を求めて前記第2の位置情報の残りの1次元情報(y_{TPC})とし、前記第1の位置情報(x_{PMT} 、 y_{PMT} 、 z_{PMT})と前記第2の位置情報(x_{TPC} 、 y_{TPC} 、 z_{TPC})との一致を検証することを特徴とする。

【0020】

このように構成されたガンマ線検出器によれば、光電子増倍管の出力シグナルから計算した第1の位置情報(x_{PMT} 、 y_{PMT} 、 z_{PMT})とアノードパッドの出力シグナルおよび光電子増倍管の出力シグナルから求めたガンマ線反応時刻 t_0 とから計算した第2の位置情報(x_{TPC} 、 y_{TPC} 、 z_{TPC})との一致を検証することにより、バックグラウンドを排除ことができ、高い検出精度を実現することができる。

【0021】

また本発明は、被検体に投与された放射性同位元素から180度異なる方向に放出される2ガンマ線をそれぞれ検出し、この検出信号に基づいて放射性同位元素の体内濃度分布を計測するPET装置であって、前記ガンマ線を検出するために上記ガンマ線検出器を備えたことを特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

また本発明は、上記 P E T 装置において、一方のガンマ線 (1) の媒体内でのガンマ線反応点 P 1、そのガンマ線反応時刻 T 1、他方のガンマ線 (2) の媒体内でのガンマ線反応点 P 2、そのガンマ線反応時刻 T 2 をそれぞれ求め、前記ガンマ線反応点 P 1 から前記ガンマ線反応点 P 2 までの距離を L とし、ガンマ線発生部位から他方のガンマ線反応点 P 2 までの距離を Z とし、ガンマ線の伝搬速度を V とし、距離 Z を次式に基づいて計算し、

$$Z = V (T 2 - T 1) / 2 + L / 2$$

前記ガンマ線反応点 P 1 と前記ガンマ線反応点 P 2 とを結ぶ線分上で前記ガンマ線反応点 P 2 から前記ガンマ線反応点 P 1 側へ Z だけ離れた位置をガンマ線発生部位として特定することを特徴とする。

10

【 0 0 2 3 】

このように構成された本発明によれば、媒体内でのガンマ線反応点 P 1、P 2 及びガンマ線反応時刻 T 1、T 2 が、上記ガンマ線検出器の計測システムで計算され、三次元位置分解能の高いガンマ線検出器の測定データに基づいてガンマ線発生部位を特定することができる。

【 0 0 2 4 】

また本発明は、上記 P E T 装置において、同一の放射性同位元素から放出された 2 ガンマ線を決定するために、ガンマ線放出方向の一致性を判断することを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

このように構成された P E T 装置によれば、同一の放射性同位元素から放出された 2 ガンマ線を決定するために、ガンマ線放出方向の一致性を判断するので、他の放射性同位元素から放出されたガンマ線との区別が可能になり、放射性同位元素の位置特定の精度を向上することができる。

20

【 0 0 2 6 】

上記 P E T 装置において、媒体中へ入射した一方のガンマ線 (1) の第 1 のガンマ線反応点 P 1 1 と反跳電子のエネルギー E 1 1、および、当該第 1 のガンマ線反応点 P 1 1 でのコンプトン散乱によって発生した散乱ガンマ線の反応点となる第 2 のガンマ線反応点 P 1 2 と反跳電子のエネルギー E 1 2 を求め、前記第 1 及び第 2 のガンマ線反応点 P 1 1、P 1 2 および、前記第 1、第 2 のガンマ線反応点 P 1 1、P 1 2 における反跳電子のエネルギー E 1 1、E 1 2 とからガンマ線放出方向を検出するように構成することができる。

30

【 0 0 2 7 】

また、本発明の核医学診断システムは、上記いずれかの P E T 装置と、磁気核共鳴を起こすための静磁界コイルを備えた M R I 装置とを備え、前記 P E T 装置を前記静磁界コイルの中間に配置したことを特徴とする。

【 0 0 2 8 】

このように構成された核医学診断システムによれば、システム全体の小型化を図ることができると共に P E T 診断と M R I 診断とを並列して実施でき、診断時間の短縮を図ることもできる。

40

【 0 0 2 9 】

本発明によれば、電離電子検出側の読出しチャンネル数の増加を抑制できて、エネルギー M e V 領域のガンマ線の 3 次元位置、時間及びエネルギーの高分解能検出を実現できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 0 】

【 図 1 】 本発明の一実施の形態に係る P E T 装置の体軸方向と垂直な断面図

【 図 2 】 上記一実施の形態に係る P E T 装置の概略的な斜視図

【 図 3 】 (a) 上記一実施の形態における液体キセノン T P C 検出器の体軸方向と直交方向断面の模式図、(b) 液体キセノン T P C 検出器の体軸方向と平行方向断面の模式図

【 図 4 】 中間電極で仕切られた媒体領域の一方の立体的な構造を示す模式図

50

- 【図5】光電子増倍管から読み出されるシグナルの処理システムを示す図
 【図6】光電子増倍管のシグナル総和の包絡線とトリガ用閾値との関係を示す図
 【図7】アノードパッドから取り出されるシグナルの処理システムを示す図
 【図8】2つのガンマ線が180度方向の異なる媒体領域に入射した様子を示す模式図
 【図9】ガンマ線放出方向の同定方法を説明するための説明図
 【図10】複数ユニットを体軸方向に直列配置したガンマ線検出器の模式図
 【図11】MRI装置とPET装置とを組合わせたシステムの概略図
 【図12】(a)従来のガンマ線検出器の立体的な模式図、(b)従来のガンマ線検出器を側面から見た模式図
 【発明を実施するための最良の形態】

10

【0031】

以下、本発明の一実施の形態について図面を参照しながら具体的に説明する。

図1は本発明の一実施の形態に係るPET装置の垂直断面図、図2は本実施の形態に係るPET装置の外観図である。液体キセノンTPC検出器1は、円筒状の検出器外壁を形成する外筒体1aと、外筒体1aよりも小径の円筒状の検出器内壁を形成する内筒体1bとを備えている。液体キセノンTPC検出器1の外筒体1aと内筒体1bとの間に形成された円筒状の空間に液体キセノン2が充填されている。この液体キセノン2が充填される円筒状の空間を媒体領域Sと呼称するものとする。被検体3を載せて体軸方向へ相対移動可能なベッド4は、内筒体1bの内側の円筒状の空間に設置される。また、液体キセノン2に接している外筒体1aの内面には光電子増倍管(PMT)5が全面に設置されている。円筒状をなす液体キセノンTPC検出器1の体軸方向の両端部に、後述するアノードパッドがそれぞれ設置されている。外筒体1aの上部にはサービスポート6が設けられており、サービスポート6に液体窒素を使わない無冷媒型の冷凍機7が装着されている。冷凍機7は液体キセノン2の冷却に用いられる。

20

【0032】

図3(a)は液体キセノンTPC検出器1を体軸方向と直交する方向に切断した断面の模式図であり、図3(b)は液体キセノンTPC検出器1を体軸方向に切断した断面の模式図である。

【0033】

図3(b)に示すように、液体キセノンTPC検出器1の外筒体1aと内筒体1bとの間に形成された媒体領域Sは、媒体領域Sの体軸方向の中央において円周方向に沿って設けられた中間電極10により左右に分離されている。

30

【0034】

円筒状をなす媒体領域Sの左側の端面には電極群で構成されるアノードパッド11が設けられている。また、円筒状をなす媒体領域Sの右側の端面には電極群で構成されるアノードパッド12が設けられている。すなわち、媒体領域Sがその中央部において中間電極10により左右に仕切られた状態となり、中間電極10の両面に対してアノードパッド11、12がそれぞれ対向配置されている。

【0035】

中間電極10で仕切られた媒体領域2の一方の側(左側)2aで発生する電離電子が左側端部に設けられたアノードパッド11側へドリフトするように、中間電極10、アノードパッド11間に電圧が印加される。また、中間電極10で仕切られた媒体領域2の他方の側(右側)2bで発生する電離電子が右側端部に設けられたアノードパッド12側へドリフトするように、中間電極10、アノードパッド12間に電圧が印加される。例えば、左右のアノードパッド11、12を接地して0Vとし、中間電極10に負の高電圧を印加することにより、媒体領域2a、2b内に生じた電離電子をそれぞれの方向へドリフトさせるドリフト電界を生じさせることができる。

40

【0036】

図3(a)に示すように、円筒状をなす液体キセノンTPC検出器1の径方向がガンマ線放出方向(DOI)となる。液体キセノン2中に発生した電離電子のドリフト方向(図

50

中矢印方向)は体軸方向と一致するので、ドリフト方向とガンマ線放出方向(DOI)とは概ね直交する関係となる。

【0037】

このように、電離電子のドリフト方向とガンマ線放出方向(DOI)とが概ね直交する関係にあるので、電離電子を集電するアノードパッドの面積を特許文献1のものに比べて大幅に縮小することができる。しかも、ガンマ線とキセノン分子とが反応したガンマ線反応点からアノードパッド11又は12までは無分割であるので、結晶シンチレータで問題となった不感領域が全く存在しないガンマ線検出器が実現される。また、媒体領域Sの体軸方向の中間部に中間電極10を配置し、中間電極10を中心にして左右両側へ電離電子をドリフトさせるようにしたので、中間電極10に印加すべき高電圧を抑制できる利点があり、媒体領域Sの体軸方向の長尺化が可能である。

10

【0038】

なお、図3(a)(b)では説明の都合でアノードパッド11、12の電極面及び光電子増倍管5の光電面が液体キセノン2a, 2bと接していないように示されているが、実際には液体キセノン2a, 2b中に露出して接しているものとする。

【0039】

本実施の形態では、液体キセノンTPC検出器1の媒体領域Sは、基準容量を140L(リットル)、径方向(DOI)の寸法を9cm、体軸方向の長さ(FOV)を48cmとしている。内筒体1bの直径となる検出器内径は88cmとした。エネルギー511keVのガンマ線の検出効率は、上記したDOI=9cmで93%である。

20

【0040】

光電子増倍管5のサイズは2.8cm×2.8cm(光電面の外形)であり、3cm×3cmの領域に1つ配置される。上記した通り光電子増倍管5の光電面は媒体領域S中に配置される。光電子増倍管5は円柱状をなす外筒体1aの円周方向に112本、体軸方向に16本の合計1792本を配置している。これにより、シンチレーション光の位置分解能(FWHM)は少なくとも2cmが期待される。

【0041】

左右のアノードパッド11、12は同一構造を有している。一方のアノードパッド11は、媒体領域Sの体軸方向の一方の端面形状に合わせて、内径が88cm、幅9cmの円環状をなしており、総面積が $2.9 \times 10^5 \text{ mm}^2$ である。アノードパッド11は、1つのサイズが3mm×3mmのパッド電極を 3.2×10^4 個配置しており、ドリフトしてアノードパッド11に到達した電離電子のシグナルがパッド電極毎に検出される。すなわち、電離電子が到達して検出されたパッド電極の位置が、当該電離電子のドリフト開始点となるガンマ線反応点の位置座標として扱うことができる。

30

【0042】

なお、パッド電極のサイズは読み出し用のフロントエンド・エレクトロニクスチップの仕様で決めることができる。本例では1チップで16個又は32個のパッド電極からシグナルを読み出すようにしている。このように構成されるアノードパッド11の位置分解能(FWHM)は少なくとも1.0mm程度となる。

【0043】

もう一方のアノードパッド12は、上記アノードパッド11と同一構成であり、同じ位置分解能を有する。

40

【0044】

また、本実施の形態では、中間電極10から一方のアノードパッド11に掛けて48kV/24cmの電場を設定している。中間電極10から一方のアノードパッド11に向けた電離電子のドリフト時間は最大で $104 \mu\text{sec}/24\text{cm}$ であり、ドリフト速度は $2.3 \text{ mm}/\mu\text{sec}$ である。中間電極10からもう一方のアノードパッド12に掛けても48keV/24cmの電場を作っており、ドリフト時間、ドリフト速度も同じである。左右のアノードパッド11、12を同一のグラウンドに接続することにより、簡単な構成で左右の媒体領域2a, 2bに同一のドリフト電界を生成することができる。

50

【 0 0 4 5 】

図 4 は中間電極 10 で仕切られた媒体領域 S の一方における光電子増倍管 5、アノードパッド 12 及び中間電極 10 の配置関係を立体的に示した模式図である。実際には、媒体領域 S は円周方向に沿って所定の曲率で湾曲している。仕切り板電極 10 に - 48 kV の高電圧を印加し、アノードパッド 12 を 0 V にすることで、電離電子は 2 kV / cm の電場が設定された媒体領域 S 中を矢印方向へドリフトしてアノードパッド 12 へ投射される。電離電子が入射したパッド電極の x z 座標が位置情報として得られる。また、電離電子のドリフト開始点となる y 座標がドリフト時間及び媒体 S 中でのドリフト速度から求められる。ドリフト開始時間となるガンマ線反応時刻 t_0 については、後述するように光電子増倍管 5 の出力シグナルから高精度に計測できる。

10

なお、上記した液体キセノン TPC 検出器 1 の各部の数値は一例であり、用途、目的に応じて最適化される。

【 0 0 4 6 】

次に、液体キセノン TPC 検出器 1 の媒体領域 S におけるガンマ線反応点の同定方法について説明する。

【 0 0 4 7 】

被検体 3 内での陽電子消滅で放出方向が 180 度異なる 2 ガンマ線が発生する。図 1 に示すように、被検体 3 の外周が液体キセノン TPC 検出器 1 の媒体領域 S で囲まれており、ガンマ線はガンマ線放出方向にある内壁面 (内筒体 1b) より媒体領域 S に入射する。

20

【 0 0 4 8 】

ガンマ線 (エネルギー 511 keV) の液体キセノン 2 中での反応の割合は、78% がコンプトン散乱であり、残りの 22% が光電効果 (photoelectric) である。本実施の形態のように、厚さ 9 cm の液体キセノン 2 ではガンマ線の 93% が反応を起こす。光電効果によって発生した電子はキセノン分子の電離でエネルギーを失い、0.5 mm 程度のレンジを持っている。511 keV の総電離エネルギーに対して約 30000 個の電子・イオン対が生成される。また、キセノン分子の励起により、波長 175 nm のシンチレーション光が約 22000 光子数 / 511 keV の割合で放出される。このシンチレーション光の減衰時間は 2 ns, 30 ns と非常に速い。

【 0 0 4 9 】

媒体領域 S で発光したシンチレーション光は、ガンマ線放射方向に媒体中を伝搬して、所定の拡がりを持った状態で複数の光電子増倍管 5 の光電面に入射する。

30

【 0 0 5 0 】

図 5 は光電子増倍管 5 から読み出されるシグナルの処理システムを示す図である。外筒体 1a の外周面に設置された 1792 本の光電子増倍管 5 は、円周方向に 14 分割して 14 グループに分けられている。1 個で 128 本のシグナルを処理するシグナル読出回路 21 が 14 個並列に設置されている。シグナル読出回路 21 は、300 MHz、8 ビットで 128 チャンネルのフラッシュ ADC で構成されている。

【 0 0 5 1 】

128 本の光電子増倍管 5 から出力されるシグナルは、128 チャンネルのフラッシュ ADC 21 で平行にデジタル化されて第 1 の位置同定回路 22 へ入力される。第 1 の位置同定回路 22 は、1 つ又は複数の FPGA (フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ) で構成することができる。

40

【 0 0 5 2 】

第 1 の位置同定回路 22 では、次のような演算処理が実行される。1 グループに属する 128 本の光電子増倍管 5 (1 グループ) から出力されるシグナルの波形データ (p_i) からベースラインレベルを差し引き、ホワイトノイズ等をベースラインレベルでカットする。ベースラインレベルを差し引いた波形データ (p_i) からシグナルのパルス高を計算する。1 グループの波形データ (p_i) の総和 ($\sum p_i$) を計算してグループ単位エネルギー ($\sum p_i = E_{PMT-G}$) を計算する。また、1 ガンマ線エネルギー (511 keV) に基づいてガンマ線同定のための閾値を予め定めておく。閾値に定めた最小エネルギー (E_{min}) と

50

グループ単位エネルギー($p_i = E_{PMT-G}$)とを比較し、最小エネルギー(E_{min})よりもグループ単位エネルギーが大きければガンマ線であると判定する。

【0053】

第1の位置同定回路22には、全てのグループの光電子増倍管5(1グループ)から出力されるシグナルが入力される。上記同様に、各シグナルの波形データ(p_i)からベースラインレベルを差し引き、グループ単位で波形データ(p_i)の総和($p_i = E_{PMT-G}$)を計算する。

【0054】

PET装置では、被検体3から2ガンマ線が180度異なる方向に放出されるので、もう一つのガンマ線がほぼ同時刻(例えば10nsec以内)に180度異なる方向に存在する媒体領域Sに入射してシンチレーション光が発光している。したがって、ほぼ同時刻(例えば10nsec以内)に2つのグループ(隣接グループを除く)のグループ単位エネルギー($p_i = E_{PMT-G}$)が最小エネルギー(E_{min})を超えていれば、その2つのグループで観測されたイベントをガンマ線であると判定することができる。

【0055】

第1の位置同定回路22では、上記したように所定時間(例えば10nsec)以内に $E_{PMT-G} > E_{min}$ となる2つのイベント(グループ)を検出した場合、当該2つのグループについてガンマ線反応点P及び反応時刻 t_0 をそれぞれ求める。

【0056】

図4に示すように、光電子増倍管5の配置位置はxy平面上のxy座標となる。したがって、媒体領域S内のガンマ線反応点Pで発光したシンチレーション光を光電子増倍管5で検出すればx及びy方向それぞれへの射影分布が検出されることになる。シンチレーション光のx及びy方向それぞれへの射影分布からガンマ線反応点のx座標及びy座標を求めることができる。具体的には、x、y位置は各シグナルのパルス高による加重平均で計算される。

【0057】

また、媒体領域S内で発光したシンチレーション光は距離に応じて拡散する。光電子増倍管5のシグナルからシンチレーション光の拡がりを検出することによりガンマ線反応点のz座標(DOI)を求めることができる。具体的には、z座標はパルス高の分散関数(D)から計算される。

【0058】

また、第1の位置同定回路22では媒体領域Sにおけるキセノン分子とガンマ線との反応時刻 t_0 を求めている。キセノン分子とガンマ線との反応によるシンチレーション光検出時における全グループの光電子増倍管5のシグナル総和($p_i = E_{PMT}$)は、図6に示すような包絡線を示す。光電子増倍管5のシグナル総和のピーク時よりも所定時間手前が反応時刻 t_0 となる。そこで、第1の位置同定回路22は、シグナル総和の予想ピーク値よりも少し手前でトリガを発生させるトリガ用閾値を設定している。シグナル総和($p_i = E_{PMT}$)がトリガ用閾値を超えた時点で時刻 t_0 を示す反応時刻トリガを出力する。

【0059】

このようにして、第1の位置同定回路22は、シンチレーション光を検出してガンマ線反応点Pの3次元位置(x_{PMT} 、 y_{PMT} 、 z_{PMT})を求めてSRAM23へ記録する。また、媒体領域Sでのキセノン分子とガンマ線との反応時刻 t_0 をSRAM23へ記録する。さらに、ガンマ線検出時におけるシンチレーション光から計算したエネルギー総和 E_{PMT} をSRAM23へ記録する。

【0060】

また、第1の位置同定回路22は、上記の通り1グループのシグナル総和からガンマ線のイベントを検出した場合、当該グループの光電子増倍管5にシンチレーション光が到達した時刻を計測する。PET装置の場合、2つのガンマ線が180度異なる方向へ放出されるので、一方のグループの光電子増倍管5にシンチレーション光が到達した時刻をT1

10

20

30

40

50

とし、もう一方のグループの光電子増倍管 5 にシンチレーション光が到達した時刻を T 2 として同時計数回路へ出力する。

【 0 0 6 1 】

次に、媒体領域 S 中に生成された電離電子をアノードパッド 1 1 又は 1 2 へドリフトさせてガンマ線反応点 P を同定する動作について説明する。

【 0 0 6 2 】

上記の通り、本実施の形態では、媒体領域 S の体軸方向の中間に中間電極 1 0 が設けられており、中間電極 1 0 から左右両方向へ 2 4 c m 離れた媒体端部にアノードパッド 1 1 , 1 2 が設けられている。中間電極 1 0 に - 4 8 k V の負の高電圧を印加し、左右両端部のアノードパッド 1 1 , 1 2 に 0 k V の電圧をかけ、側面に設けられたフィールドケージにより、2 k V / c m の一様な電場が媒体領域 S に形成される。フィールドケージは光電子増倍管 5 でのシンチレーション光の受光を妨げないように製作される。

10

【 0 0 6 3 】

上記した通り、ガンマ線が媒体領域 S に入射してキセノン分子とガンマ線とが反応して電子・イオン対が生成される。生成された電離電子は 2 k V / c m の一様な電場中をアノードパッド 1 1 又は 1 2 に向かって一定速度 v でドリフトする。中間電極 1 0 とアノードパッド 1 1 又は 1 2 との対向方向は体軸方向と一致する y 方向となる。電離電子のドリフト方向はガンマ線の媒体領域 S への入射方向とは概ね直交する方向となる。媒体領域 S で生成された電離電子は y 方向に 2 . 3 m m / μ s e c の速度 v でドリフトするので、最長 2 4 c m のドリフト時間は 1 0 3 μ s e c である。液体キセノン 2 中の拡散は 2 4 c m ドリフト時に 1 m m 程度である (T.Doke et al., NIM 196 (1992), 87)。アノードパッド 1 1 , 1 2 のパッド電極のサイズは 3 x 3 m m ² としているので、パッド電極サイズに応じた位置分解能を得ることができる。

20

【 0 0 6 4 】

また、アノードパッド 1 1 , 1 2 から取り出されるシグナルからガンマ線エネルギーを得る上で重要なパラメータは、電離電子の減衰長 (attenuation length) である。液体キセノンの純化により、すなわち 0 . 1 p p b 以下の不純物 (O ₂ , H ₂ O など) 混入で、2 m 以上の減衰長が得られる (M.Ichige et al., NIM A333 (1993) 355)。

【 0 0 6 5 】

本実施の形態では、媒体領域 S を形成する液体キセノン 2 を液化するために、無冷媒型の冷凍機 7 を備えている。液体キセノン 2 を純化して所要の減衰長を実現している。

30

【 0 0 6 6 】

したがって、本実施の形態によれば、不純物濃度を 0 . 1 p p b オーダー以下といった高純度を実現することにより、不純物によって発生した電荷が減少してしまい、大型のチェンバーでは同じエネルギーのガンマ線が入射しても反応場所によって信号の大きさが異なってしまうといった不具合を防止できる。

【 0 0 6 7 】

図 7 は、アノードパッド 1 1 , 1 2 から取り出されるシグナルの処理システムを示す図である。左右のアノードパッド 1 1 , 1 2 は、それぞれ 3 . 2 x 1 0 ⁴ 個のパッド電極で構成されている。1つの CMOS フロントエンド 3 1 で 1 6 個のパッド電極の読み出しを行い、片側で 2 0 1 4 個の CMOS フロントエンド 3 1 を設けて全てのパッド電極 (3 . 2 x 1 0 ⁴ 個) から並列に読み出し可能に構成している。各 CMOS フロントエンド 3 1 の出力 (1 6 シグナル) は並列に第 2 の位置同定回路 3 3 へ出力されると共に 1 6 シグナルの総和 (\sum) がシグナル読み出し回路 3 2 を経由して第 2 の位置同定回路 3 3 へ出力される。シグナル読み出し回路 3 2 は F A D C で構成することができる。

40

【 0 0 6 8 】

すなわち、3 . 2 x 1 0 ⁴ 個のパッド電極からのシグナルは、CMOS フロントエンド 3 1 に用いた A S I C (Application Specific Integrated Circuit) で増幅とデジタル処理が行われる。一つのアノードパッドには数 1 0 0 0 個以上の電離電子が収集される。したがって、増幅器のノイズは数 1 0 0 個程度の電子に抑えられなければならない。CMO

50

S フロントエンド 3 1 を構成する A S I C チップは $1.2 \times 1.2 \text{ cm}^2$ の大きさで、16 チャンネル含まれ、 $3 \times 3 \text{ mm}^2$ のパッド電極サイズと一致している。A S I C チップからは、入力パルス高 (p_i) に比例するパルス幅 (w_i) をもつ L V D S (low voltage differential signaling) のデジタル信号がチャンネル毎に出力される。加えて、16 チャンネルのパルスの和のアナログ信号 (パルス波形) も出力される。アナログ信号はシグナル読出回路 3 2 を経由し、デジタル信号は直接、第 2 の位置同程回路 3 3 に送られる。

【 0 0 6 9 】

第 2 の位置同定回路 3 3 は、1 つ又は複数の F P G A で構成することができる。本実施の形態では 4 8 個の F P G A で第 2 の位置同定回路 3 3 を構成する。第 2 の位置同程回路 3 3 では、光電子増倍管 5 のシグナルに対して行った処理と同様に、全シグナルの総和 ($w_i = E_{TPC}$) を計算し、このシグナル総和 (w_i) による加重平均で x 、 z 座標 (x_{TPC} 、 z_{TPC}) が計算される。位置分解能は $0.5 \text{ mm} \sim 1 \text{ mm}$ 程度である。

10

【 0 0 7 0 】

電離電子のドリフト開始点の y 座標の計算は、ドリフト時間 ($t - t_0$)、ドリフト速度 v から、 $y = v (t - t_0)$ 、 $t > t_0$ で計算される。ガンマ線反応時刻 t_0 は、第 1 の位置同定回路 2 2 において計算された値である。第 1 の位置同定回路 2 2 において得られる時刻 t_0 は、シンチレーション光から計算されるために非常に高精度であるので、タイムスタンプとして利用する。また、ドリフト速度 v は既知のパラメータである。したがって、電離電子がアノードパッド 1 1 又は 1 2 に到達した時刻 t を計測すれば、第 1 の位置同定回路 2 2 においてシンチレーション光に基づいて計算された y 座標 (y_{PMT}) よりも高精度な y 座標 (y_{TPC}) を得ることができる。

20

【 0 0 7 1 】

ここで、第 1 の位置同定回路 2 2 においてガンマ線反応点 P の 3 次元位置 (x_{PMT} 、 y_{PMT} 、 z_{PMT}) が求められ、第 2 の位置同定回路 2 2 においてガンマ線反応点 P の 3 次元位置 (x_{TPC} 、 y_{TPC} 、 z_{TPC}) が求められた。理想的には、両者は同じガンマ線反応点 P を求めた座標であるので (x_{PMT} 、 y_{PMT} 、 z_{PMT}) と (x_{TPC} 、 y_{TPC} 、 z_{TPC}) とは一致する。そこで、バックグラウンドを排除するために、 $x_{PMT} - x_{TPC}$ の絶対値、 $y_{PMT} - y_{TPC}$ の絶対値、 $z_{PMT} - z_{TPC}$ の絶対値を計算する。絶対値が小さい程 (理想的には絶対値 = 0)、ガンマ線反応点である確率が高くなる。そこで、第 2 の位置同定回路 3 2 では、絶対値が所定値以下となるものだけをガンマ線反応点の位置座標情報として採用する。

30

【 0 0 7 2 】

このように、第 1 の位置同定回路 2 2 において計算された 3 次元位置 (x_{PMT} 、 y_{PMT} 、 z_{PMT}) と、第 2 の位置同定回路 2 2 において計算された 3 次元位置 (x_{TPC} 、 y_{TPC} 、 z_{TPC}) とを比較してバックグラウンドをフィルタリングするので、バックグラウンドの影響を排除して高精度の位置情報を取得することができる。電離電子のドリフト時間は非常に長いので (例えば、 $100 \mu\text{sec}$)、その間にパッド電極で検出されるバックグラウンドを効果的に除去することができ、上記フィルタリング処理は P E T 装置において極めて有効である。

【 0 0 7 3 】

次に、液体キセノン T P C 検出器 1 において同時に検出された 2 つの 2 ガンマ線 (1、2) の発生位置の同定法について説明する。

40

【 0 0 7 4 】

図 8 は、被検体 3 の所定部位 G から発生した 2 つのガンマ線が 180 度異なる方向に放出されて液体キセノン T P C 検出器 1 の媒体領域 S にそれぞれ入射した様子を示す模式図である。同図に示すように、被検体 3 の所定部位 G での 2 ガンマ線の発生時刻を T_0 とする。一方のガンマ線 (1) の媒体領域 S 内でのガンマ線反応点を P_1 とし、そのガンマ線反応時刻を T_1 とする。他方のガンマ線 (2) の媒体領域 S 内でのガンマ線反応点を P_2 とし、そのガンマ線反応時刻を T_2 とする。一方のガンマ線反応点 P_1 から他方のガンマ線反応点 P_2 までの距離を L とし、ガンマ線発生部位 G から他方のガンマ線反応点 P

50

2までの距離をZとする。ガンマ線の伝搬速度をVとする。

【0075】

距離Zは次式に基づいて計算することができる。

$$Z = V (T_2 - T_1) / 2 + L / 2$$

P1とP2を結ぶ線分上でP2からP1側へZだけ離れた位置がガンマ線発生部位Gとして特定される。

【0076】

ところで、P1とP2の組み合わせを誤ると、ガンマ線発生部位Gの正確な位置を知ることができない。ところが、PET装置では、複数個所から略同時刻にガンマ線が放出される可能性があり、同一のガンマ線発生部位Gから放出されたガンマ線(1、2)のペアを特定する必要がある。

10

【0077】

本実施の形態では、同一のガンマ線発生部位Gから放出された2ガンマ線を特定するために、双方のガンマ線の放出方向を求め、双方のガンマ線放出方向が一致することをP1とP2の組み合わせを選定する際の条件としている。

【0078】

図9を参照してガンマ線放出方向の同定方法を説明する。

ガンマ線(1)が媒体領域Sに入射してキセノン分子と反応してシンチレーション光が発生すると共に反跳電子に沿って電離電子が生成される。上述したように、このときのシンチレーション光に基づいて特定した位置情報と電離電子群をアノードパッドにドリフトさせて検出した位置情報とから正確なガンマ線反応点P11と反跳電子のエネルギーE11を求めている。反跳電子のエネルギーE11は電離電子の総量とそれに対応するシンチレーション光量より求められる。

20

【0079】

また、ガンマ線反応点P11においてコンプトン散乱が生じる。このコンプトン散乱に伴ってガンマ線(1)の放出方向に対して散乱角θで散乱ガンマ線が発生し、この散乱ガンマ線が媒体中でキセノン分子と反応してシンチレーション光を生じると共に電離電子を生成する。散乱ガンマ線とキセノン分子との反応点P12と反跳電子のエネルギーE11を上記同様にしてシンチレーション光及び電離電子から求める。そして、1回目の反応点P11と反跳電子のエネルギーE11、および、散乱角θと、2回目の反応点P12と反跳電子のエネルギーE12とが求められたならば、これらから第1のガンマ線反応点P11に於けるコンプトン散乱の散乱角θが求まり、入射ガンマ線(1)の放出方向が求まる。

30

【0080】

もう一方のガンマ線(2)についても、同様にしてガンマ線放出方向を求めることができる。そして、同時期に検出されたガンマ線の中から双方のガンマ線(1、2)の放出方向が一致する2つのガンマ線を特定する。

【0081】

本発明は、上記一実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

40

【0082】

例えば、図10に示すように、媒体領域Sを左右に分離するように配置された中間電極電極(10A)と、中間電極(10A)の左右に媒体を挟んで対向配置されるアノードパッド(11A)(11B)とからなる構造を1ユニット(1A)として、これに隣接して同一構造の別ユニット(1B)を配置する構造としても良い。

【0083】

このように、複数ユニット1A, 1Bを体軸方向に直列配置することにより、仕切り電極(10A、10B)に印加する電圧を高電圧化することなく、媒体領域Sを体軸方向へ容易に延伸させることができる。

【0084】

50

また、媒体領域 S は必ずしも真円の円筒形でなくても良く、高電圧が印加される電極を挟んで左右にアノードパッドが配置された構造であれば良い。例えば、中央部が空洞となった楕円形状、又は半円筒形状であっても良い。

【0085】

また、ガンマ線の反応媒体は、液体キセノン (Xe) に限定されるものではなく、ガンマ線と反応して発光し、光透過性があり、電離電子をドリフト可能な媒体であれば良く、液体クリプトン (Kr) 又は液体アルゴン (Ar) 等の希ガス媒体を用いることもできる。

【0086】

図 11 は既存の MRI 装置と本発明の PET 装置とを組合わせて同時診断可能にしたシステムの概略図である。

10

【0087】

MRI 装置は、磁気核共鳴を起こすための静磁界コイル 41、図示していないプロトンに位置情報をエンコードするための傾斜磁場コイル及び吸収させる電磁波照射と放出信号の検出に用いられる RF コイル等で構成されている。

【0088】

静磁界コイル 41 は、被検体 3 を中央部に配置可能に半円状に湾曲しており、その間に挟まれるように上記実施の形態に係る PET 装置 40 が配置されている。静磁界コイル 41 の周囲には放射断熱シールド 42 が設けられている。そして、静磁界コイル 41 の周囲にサービスポート 43 から導入された冷媒を充填し、冷凍機 44 で冷却するように構成されている。

20

【0089】

以上のように構成されたシステムにおいて、静磁界コイル 41 により発生した静磁場により被検体 3 内で磁気核共鳴を起こし、RF コイルで生成した RF パルスを RF 受信系で検出してコンピュータ解析する。この MRI 検査と並行して PET 装置 40 を動作させてガンマ線検出を行う。

【0090】

このようなシステムによれば、静磁界コイル 41 の間に PET 装置 40 を配置することにより、MRI 装置と PET 装置による同時診断の可能性がある。

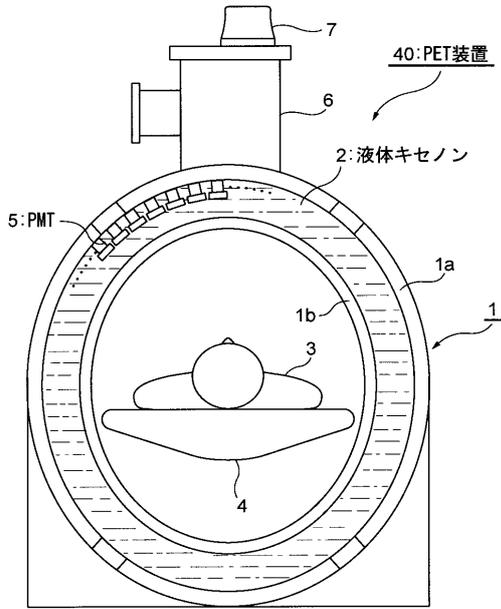
【産業上の利用可能性】

30

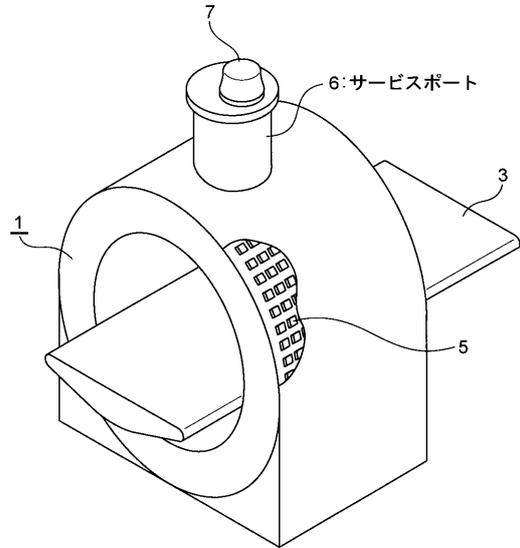
【0091】

本発明は、ガンマ線と媒体とが反応して生じるシンチレーション光の検出及び電離電子の検出を併用してガンマ線反応位置を特定する PET 装置に適用可能である。

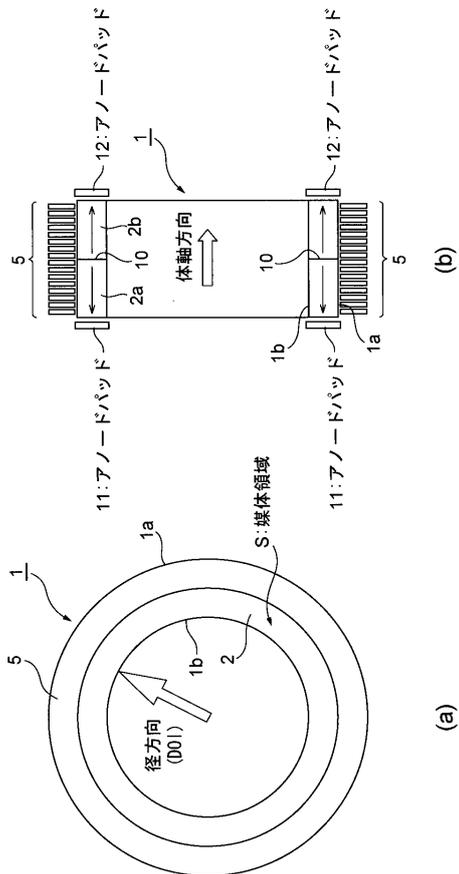
【 図 1 】



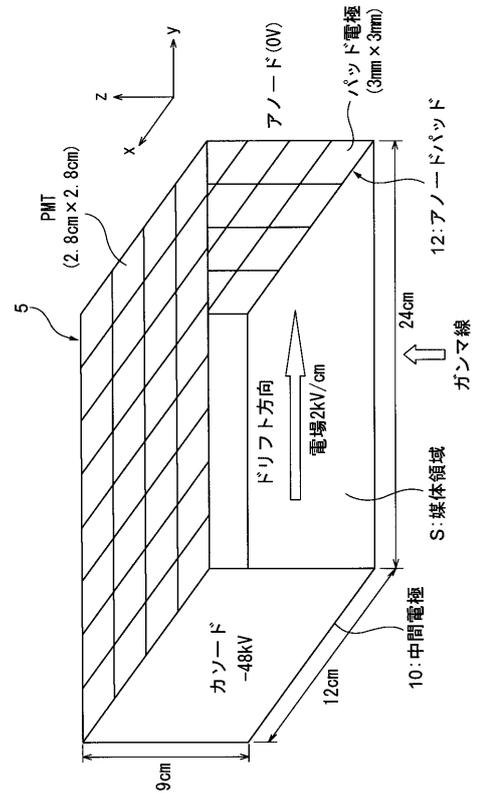
【 図 2 】



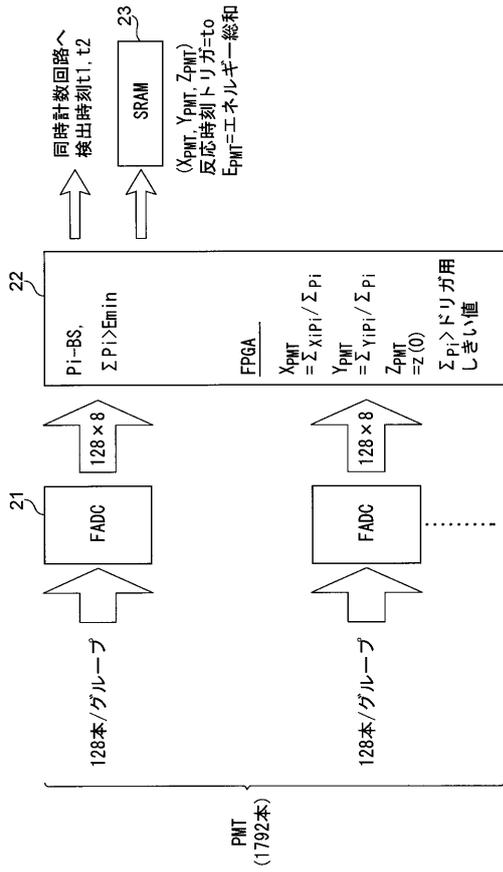
【 図 3 】



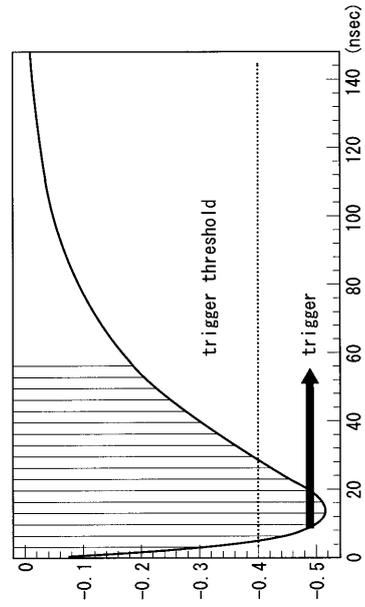
【 図 4 】



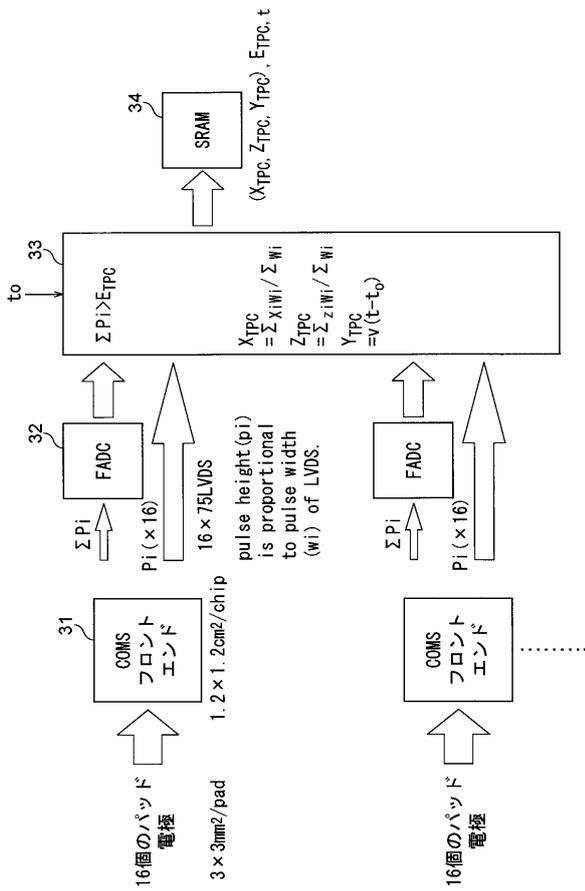
【 図 5 】



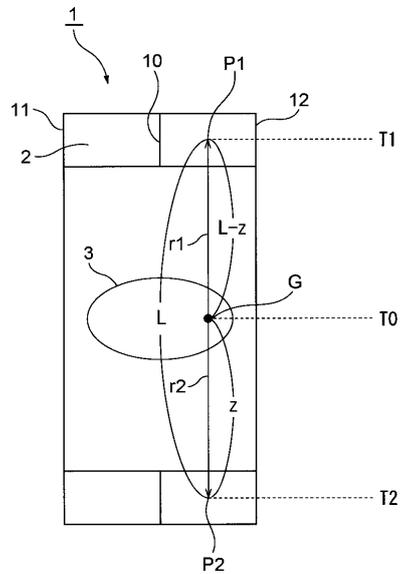
【 図 6 】



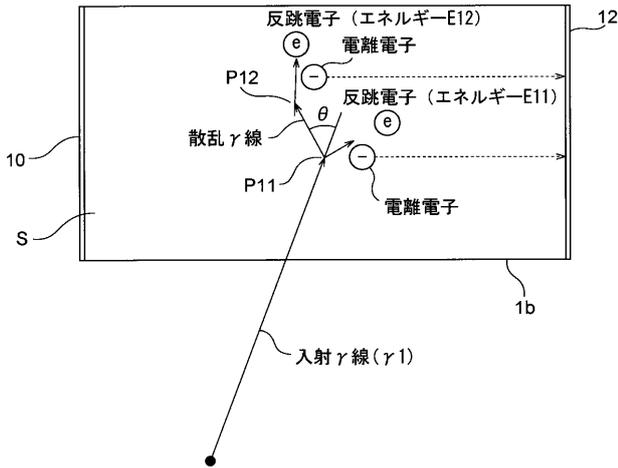
【 図 7 】



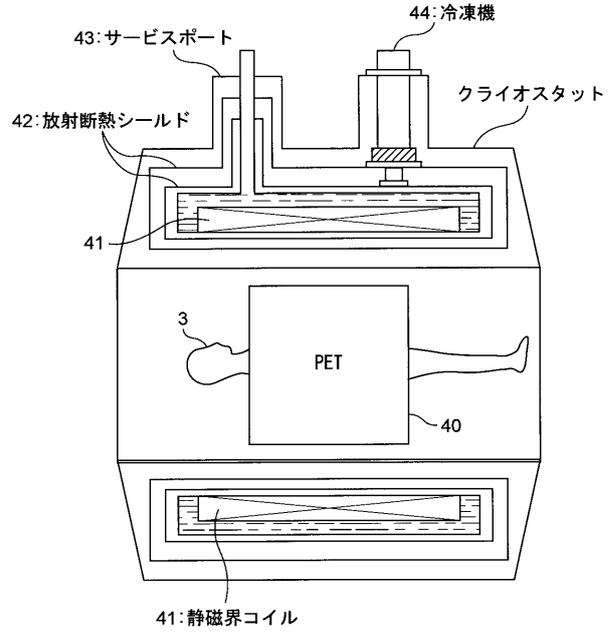
【 図 8 】



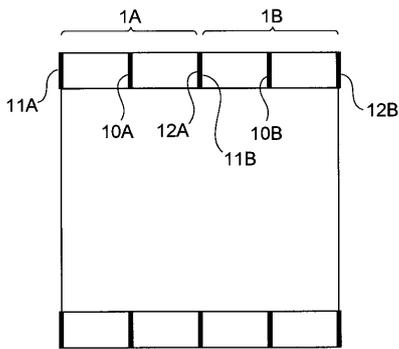
【 図 9 】



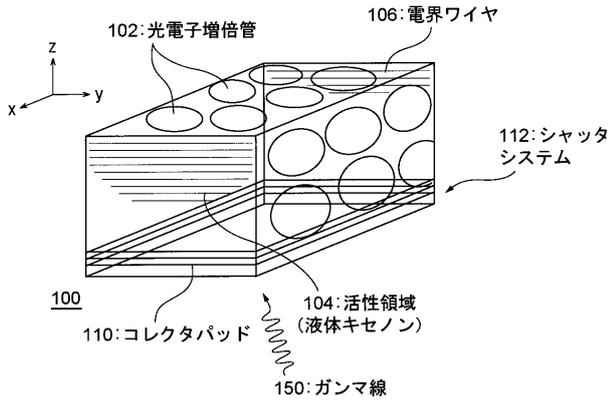
【 図 1 1 】



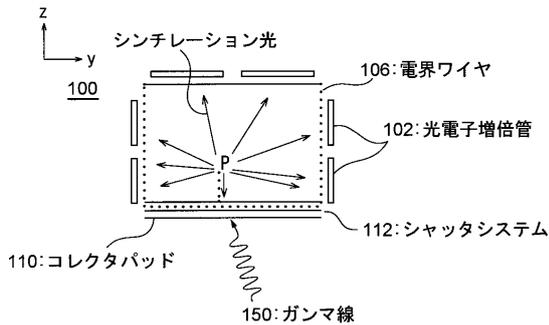
【 図 1 0 】



【 図 1 2 】



(a)



(b)

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/052530

| | | |
|--|--|---|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER G01T1/20(2006.01)i, G01T1/161(2006.01)i, G01T1/204(2006.01)i, G01T1/28(2006.01)i 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) G01T1/00-7/12 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2008 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2008 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2008 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JST7580 (JDream2), JSTPlus (JDream2) | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | JP 2005-532567 A (The University of Alberta), 27 October, 2005 (27.10.05), Par. Nos. [0010] to [0041]; Figs. 1A to 1B & WO 2004/008176 A1 Par. Nos. [0010] to [0041]; Figs. 1A to 1B & US 2004-7670 A1 & US 2005-72932 A1 & EP 1525493 A & CA 2491738 A | 1-11 |
| A | WO 2005/093458 A1 (TriumF, operating as a joint venture by the governors of the university of Alberta, the university of British Columbia), 06 October, 2005 (06.10.05), Par. Nos. [0014] to [0071]; Figs. 1A to 6B & US 2005-205796 A1 & EP 1730549 A & CA 2559515 A & JP 2007-529751 A | 1-11 |
| <input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 application or patent 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 such 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 05 March, 2008 (05.03.08) | | Date of mailing of the international search report 18 March, 2008 (18.03.08) |
| Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office | | Authorized officer |
| Facsimile No. | | Telephone No. |

| 国際調査報告 | | 国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 8 / 0 5 2 5 3 0 | | | | | | | | | |
|---|---|--|-----------|-----------|------------|-------------|------------|-------------|------------|-------------|------------|
| A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G01T1/20(2006.01)i, G01T1/161(2006.01)i, G01T1/204(2006.01)i, G01T1/28(2006.01)i | | | | | | | | | | | |
| B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G01T1/00 - 7/12 | | | | | | | | | | | |
| 最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2008年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2008年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2008年</td> </tr> </table> | | | | 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 | 日本国公開実用新案公報 | 1971-2008年 | 日本国実用新案登録公報 | 1996-2008年 | 日本国登録実用新案公報 | 1994-2008年 |
| 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 | | | | | | | | | | |
| 日本国公開実用新案公報 | 1971-2008年 | | | | | | | | | | |
| 日本国実用新案登録公報 | 1996-2008年 | | | | | | | | | | |
| 日本国登録実用新案公報 | 1994-2008年 | | | | | | | | | | |
| 国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) JST7580(JDream2), JSTPlus(JDream2) | | | | | | | | | | | |
| C. 関連すると認められる文献 | | | | | | | | | | | |
| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求の範囲の番号 | | | | | | | | | |
| A | JP 2005-532567 A (ザ ユニバーシティ オブ アルバータ) 2005.10.27, 段落【0010】 - 【0041】, 図 1A-1B & WO 2004/008176 A1 段落【0010】 - 【0041】, Fig. 1A-1B & US 2004-7670 A1 & US 2005-72932 A1 & EP 1525493 A & CA 2491738 A | 1-11 | | | | | | | | | |
| <input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。 | | | | | | | | | | | |
| * 引用文献のカテゴリー | | の日の後に公表された文献 | | | | | | | | | |
| 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの | | 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの | | | | | | | | | |
| 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの | | 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの | | | | | | | | | |
| 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) | | 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの | | | | | | | | | |
| 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 | | 「&」同一パテントファミリー文献 | | | | | | | | | |
| 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 | | | | | | | | | | | |
| 国際調査を完了した日 05.03.2008 | | 国際調査報告の発送日 18.03.2008 | | | | | | | | | |
| 国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号 | | 特許庁審査官 (権限のある職員) 山口 敦司 | 21 3608 | | | | | | | | |
| | | 電話番号 03-3581-1101 | 内線 3273 | | | | | | | | |

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2008/052530

| C (続き) . 関連すると認められる文献 | | |
|-----------------------|--|------------------|
| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求の範囲の番号 |
| A | WO 2005/093458 A1 (Triumpf, operating as a joint venture by the governors of the university of Alberta, the university of British Columbia) 2005.10.06, 段落[0014]-[0071], Fig. 1A-6B & US 2005-205796 A1 & EP 1730549 A & CA 2559515 A & JP 2007-529751 A | 1-11 |

フロントページの続き

(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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, 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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, 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, LY, MA, MD, ME, 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

(72)発明者 真木 晶弘
茨城県つくば市花室 1 5 4 9 - 7

(72)発明者 春山 富義
茨城県つくば市花畑 3 - 3 1 - 1

(72)発明者 熊田 雅之
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 富谷 武浩
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

Fターム(参考) 2G088 FF04 FF10 GG12 GG18 JJ02 JJ05 JJ32 KK07 KK35 LL24

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。