

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3794644号
(P3794644)

(45) 発行日 平成18年7月5日(2006.7.5)

(24) 登録日 平成18年4月21日(2006.4.21)

(51) Int. Cl.

F I

GO 1 T 1/161 (2006.01)

GO 1 T 1/161 C

GO 1 T 1/172 (2006.01)

GO 1 T 1/161 A

GO 1 T 1/172

請求項の数 20 (全 18 頁)

| | | | |
|------------|-------------------------------|-----------|-------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2005-150243 (P2005-150243) | (73) 特許権者 | 000005108 |
| (22) 出願日 | 平成17年5月23日(2005.5.23) | | 株式会社日立製作所 |
| (62) 分割の表示 | 特願2003-338601 (P2003-338601) | | 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 |
| | の分割 | (74) 代理人 | 100064414 |
| 原出願日 | 平成15年9月29日(2003.9.29) | | 弁理士 磯野 道造 |
| (65) 公開番号 | 特開2005-249806 (P2005-249806A) | (72) 発明者 | 柳田 憲史 |
| (43) 公開日 | 平成17年9月15日(2005.9.15) | | 茨城県日立市大みか町七丁目2番1号 |
| 審査請求日 | 平成18年2月9日(2006.2.9) | | 株式会社日立製作所 |
| 早期審査対象出願 | | | 電力・電機開発研究所内 |
| | | (72) 発明者 | 上野 雄一郎 |
| | | | 茨城県日立市大みか町七丁目2番1号 |
| | | | 株式会社日立製作所 |
| | | | 電力・電機開発研究所内 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 γ 線の同時計数方法、及び核医学診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

線を検出する複数のセンサから出力される 線の検出信号を処理して機能画像を作成する核医学診断装置における 線の同時計数方法であって、

前記センサから出力される 線の検出信号に基づいて、 線の検出時刻を測定する工程と、

前記 線の検出信号に基づいて、 線のエネルギーを決定する工程と、

前記センサに検出された同時計数の対象となる最初の 線と次の 線のそれぞれの前記決定されたエネルギーの差を算出する工程と、

前記エネルギーの差に基づいて時間窓を設定する工程と、

前記最初の 線の前記測定された検出時刻と、前記次の 線の前記測定された検出時刻の差を算出する工程と、

前記設定された時間窓の広さと、前記検出時刻の差とを比較して同時計数を行う工程とを有する 線の同時計数方法。

【請求項2】

線を検出する複数のセンサから出力される 線の検出信号を処理して機能画像を作成する核医学診断装置における 線の同時計数方法であって、

前記センサから出力される 線の検出信号に基づいて、 線の検出時刻を決定する工程と、

前記 線の検出信号に基づいて、 線のエネルギーを決定する工程と、

10

20

前記センサに検出された同時計数の対象となる最初の 線と次の 線のそれぞれの前記決定されたエネルギーの差を算出する工程と、

前記エネルギーの差に基づいて時間窓を設定する工程と、

前記最初の 線の前記決定された検出時刻と、前記次の 線の前記決定された検出時刻の差を算出する工程と、

前記設定された時間窓の広さと、前記検出時刻の差とを比較して同時計数を行う工程とを有する 線の同時計数方法。

【請求項 3】

線を検出する複数のセンサから出力される 線の検出信号を処理して機能画像を作成する核医学診断装置における 線の同時計数方法であって、

前記センサから出力される 線の検出信号に基づいて、 線の検出時刻を測定する工程と、

前記 線の検出信号に基づいて、 線のエネルギーを決定する工程と、

前記センサに検出された同時計数の対象となる最初の 線と次の 線のそれぞれの前記決定されたエネルギーの差を算出する工程と、

前記エネルギーの差に基づいて時間窓の広さを補正する工程と、

前記最初の 線の前記測定された検出時刻と、前記次の 線の前記測定された検出時刻の差を算出する工程と、

前記補正された時間窓の広さと、前記検出時刻の差とを比較して同時計数を行う工程とを有する 線の同時計数方法。

【請求項 4】

線を検出する複数のセンサから出力される 線の検出信号を処理して機能画像を作成する核医学診断装置における 線の同時計数方法であって、

前記センサから出力される 線の検出信号に基づいて、 線の検出時刻を決定する工程と、

前記 線の検出信号に基づいて、 線のエネルギーを決定する工程と、

前記センサに検出された同時計数の対象となる最初の 線と次の 線のそれぞれの前記決定されたエネルギーの差を算出する工程と、

前記エネルギーの差に基づいて時間窓の広さを補正する工程と、

前記最初の 線の前記決定された検出時刻と、前記次の 線の前記決定された検出時刻の差を算出する工程と、

前記補正された時間窓の広さと、前記検出時刻の差とを比較して同時計数を行う工程とを有する 線の同時計数方法。

【請求項 5】

前記 線の同時計数を行う工程は、

前記検出時刻の差が、前記時間窓を設定する工程によって設定された時間窓の広さより小さいときに、同時と判定することである請求項 1 または請求項 2 に記載の 線の同時計数方法。

【請求項 6】

前記 線の同時計数を行う工程は、

前記検出時刻の差が、前記時間窓を補正する工程によって補正された時間窓の広さより小さいときに、同時と判定することである請求項 3 または請求項 4 に記載の 線の同時計数方法。

【請求項 7】

前記エネルギーの差と、前記時間窓の広さとの関係は、前記エネルギーの差が大きいほど前記時間窓の広さが広くなるように関係付けられていることを特徴とする請求項 1、請求項 2、請求項 5 のいずれか 1 項に記載の 線の同時計数方法。

【請求項 8】

前記エネルギーの差と、前記時間窓の補正值との関係は、前記エネルギーの差が大きいほど前記時間窓の補正值の大きさが大きくなるように関係付けられていることを特徴とする請

10

20

30

40

50

求項 3、請求項 4、請求項 6 のいずれか 1 項に記載の 線の同時計数方法。

【請求項 9】

前記センサに検出された 線の前記検出時刻と前記エネルギーに基づいて、検出された線を散乱線として同時計数の対象とするか否かを判断し、前記同時計数を行うこと、を特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の 線の同時計数方法。

【請求項 10】

前記センサに検出された 線の前記エネルギーが、所定の閾値以下の場合は、当該 線を同時計数の対象から除いて前記同時計数を行う請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の同時計数方法。

【請求項 11】

線を検出する複数のセンサと、
前記センサから出力される 線の検出信号に基づいて、 線の検出時刻を測定する手段と、
前記 線の検出信号に基づいて、 線のエネルギーを決定する手段と、
前記センサに検出された同時計数の対象となる最初の 線と次の 線のそれぞれの前記測定されたエネルギーの差に基づいて時間窓を設定し、
前記最初の 線の前記測定された検出時刻と前記次の 線の前記測定された検出時刻との差を、前記設定された時間窓の広さと比較して同時計数を行う手段と、
を備える核医学診断装置。

【請求項 12】

線を検出する複数のセンサと、
前記センサから出力される 線の検出信号に基づいて、 線の検出時刻を決定する手段と、
前記 線の検出信号に基づいて、 線のエネルギーを決定する手段と、
前記センサに検出された同時計数の対象となる最初の 線と次の 線のそれぞれの前記決定されたエネルギーの差に基づいて時間窓を設定し、
前記最初の 線の前記決定された検出時刻と前記次の 線の前記決定された検出時刻との差を、前記設定された時間窓の広さと比較して同時計数を行う手段と、
を備える核医学診断装置。

【請求項 13】

線を検出する複数のセンサと、
前記センサから出力される 線の検出信号に基づいて、 線の検出時刻を測定する手段と、
前記 線の検出信号に基づいて、 線のエネルギーを決定する手段と、
前記センサに検出された同時計数の対象となる最初の 線と次の 線のそれぞれの前記決定されたエネルギーの差に基づいて時間窓の広さを補正し、
前記最初の 線の前記測定された検出時刻と前記次の 線の前記測定された検出時刻との差を、前記補正された時間窓の広さと比較して同時計数を行う手段と、
を備える核医学診断装置。

【請求項 14】

線を検出する複数のセンサと、
前記センサから出力される 線の検出信号に基づいて、 線の検出時刻を決定する手段と、
前記 線の検出信号に基づいて、 線のエネルギーを決定する手段と、
前記センサに検出された同時計数の対象となる最初の 線と次の 線のそれぞれの前記決定されたエネルギーの差に基づいて時間窓の広さを補正し、
前記最初の 線の前記決定された検出時刻と前記次の 線の前記決定された検出時刻との差を、前記補正された時間窓の広さと比較して同時計数を行う手段と、
を備える核医学診断装置。

【請求項 15】

前記同時計数を行う手段は、

前記検出時刻の差が、前記設定された時間窓の広さより小さいときに、同時と判定して同時計数を行う手段である請求項 1 1 または請求項 1 2 に記載の核医学診断装置。

【請求項 1 6】

前記同時計数を行う手段は、

前記検出時刻の差が、前記補正された時間窓の広さより小さいときに、同時と判定して同時計数を行う手段である請求項 1 3 または請求項 1 4 に記載の核医学診断装置。

【請求項 1 7】

前記エネルギーの差と、前記時間窓の広さとの関係は、前記エネルギーの差が大きいほど前記時間窓の広さが広くなるように関係付けられていることを特徴とする請求項 1 1、請求項 1 2、請求項 1 5 のいずれか 1 項に記載の核医学診断装置。

10

【請求項 1 8】

前記エネルギーの差と、前記時間窓の補正值との関係は、前記エネルギーの差が大きいほど前記時間窓の補正值の大きさが大きくなるように関係付けられていることを特徴とする請求項 1 3、請求項 1 4、請求項 1 6 のいずれか 1 項に記載の線の核医学診断装置。

【請求項 1 9】

前記センサに検出された線の前記検出時刻と前記エネルギーに基づいて、検出された線を散乱線として同時計数の対象とするか否かを判断する手段を

を備える請求項 1 1 から請求項 1 8 のいずれか 1 項に記載の核医学診断装置。

【請求項 2 0】

20

前記センサに検出された線の前記エネルギーが、所定の閾値以下の場合は、当該線を同時計数の対象から除く手段を備える請求項 1 1 から請求項 1 8 のいずれか 1 項に記載の核医学診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、PET (Positron Emission Tomography) のような核医学診断装置における、線 (ガンマ線) の同時計数を行う方法、及び核医学診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

30

F D G (Fluoro Deoxy Glucose) といったような放射性薬剤を患者に投与して、体内から同時に 180 度反対方向に對で飛び出す消滅線を検出して機能画像 (PET 画像) を作成する診断方法、及び診断装置が知られている。かかる診断方法、及び診断装置では、体内から反対方向に飛び出す線を、診断装置に複数備えられるセンサのうちの 2 つのセンサで同時に検出することで、線の入射方向 (飛来方向) を特定して医学的な診断に用いられる PET 画像を作成する。ここで、センサにおける検出時刻の遅れや、検出回路における処理の遅れ、偶発的に 3 個以上の線を検出しない、等を考慮して、例えば 8 n 秒 (8×10^{-9} 秒) といった極めて狭い時間窓 (Time Window) を設けて、最初に線を検出してから 8 n 秒以内に次の線を検出したならば、最初に検出した線と次に検出した線とは、根源を同じにする線 (對で飛び出した線) であるとして計数し (同時計数)、両線の検出結果を用いて PET 画像を作成する処理を行う。一方、8 n 秒以内に次の線を検出しない場合は、最初に検出した線の検出結果により PET 画像を作成する処理を行わないようにしている (特許文献 1)。つまり、所定の広さの時間窓を設定して、この時間窓内で検出された 2 つの線を、同時に発生した線と判定する処理を行っている。

40

【0003】

ところで、線は透過力が強いことから、線は物質と相互作用を及ぼすことは殆どないが、それでも、例えば生体内やセンサ内で水やセンサを構成する元素と相互作用を及ぼして散乱され、線がエネルギーの一部を失うといったような場合もある (生体内散乱・コンプトン散乱)。かかる場合は、センサからは、511 keV のエネルギーの線は検出さ

50

れず、200 keVや400 keVといった、511 keVよりもかなり低いエネルギーの線が検出される。また、その他の原因で、低いエネルギーの線を検出する場合がある。なお、 ^{18}F （フッ素18）による消滅線のエネルギーは511 keVである。

【0004】

従来は、このように散乱されたエネルギーの低い線（散乱線等）からは、該線の飛来方向を正しく同定できないことから、閾値を設けて、エネルギーの低い線の検出結果を用いて画像を作成する処理を行わないようにしていた（特許文献2）。

しかし、エネルギーの低い線とはいえ貴重な線の検出結果であるので、患者や医療関係者等に負担をかけないで感度を上げる等といった観点から、最近では、散乱線を利用してPET画像を作成する試みが行われるようになった。

【特許文献1】特開平11-72566号公報（請求項、0021）

【特許文献2】特開2003-4853号公報（請求項、0073、図7）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、散乱線を利用してPET画像を作成する場合も前記したように同時計数を行うことになるが、本発明者らの実験によると、通常のエネルギーの線（後記するPP領域の線）と、コンプトン散乱により散乱されたエネルギーの低い散乱線（後記するCS領域の線）とでは、線の検出時刻に差が生じることが判明した。このように検出時刻に差が生じた散乱線の検出データを利用すると、線の検出が本来同時（所定の時間窓内）であるのに同時でないと判定されたり、本来同時（所定の時間窓内）でないのに同時であると判定されたりするといった問題が生じる。また、散乱されない高いエネルギーの線（PP領域の線）から散乱されて低いエネルギーになった線（CS領域の線）までの、広いエネルギー範囲の線を利用して同時計数を行おうとすると、前記した時刻差に起因して時間窓を広げなければ、低いエネルギーの線を利用することができないことが判明した。なお、時間窓を広げると、偶発的に根源の異なる他の線を検出する確率が大きくなるので好ましくないという問題が生じる。

そこで、本発明は、エネルギーの低い散乱線を含めて同時計数を行う際の問題点を解決することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

前記課題を解決した本発明は、線を検出するセンサから出力される線の検出信号に基づいて、線の検出時刻を測定する工程と、前記線の検出信号に基づいて、線のエネルギーを決定する工程と、線の検出信号に基づいて、線のエネルギーを決定する工程と、センサに検出された同時計数の対象となる最初の線と次の線のそれぞれの決定されたエネルギーの差を算出する工程と、エネルギーの差に基づいて時間窓を設定する工程と、最初の線の測定された検出時刻と次の線の測定された検出時刻の差を算出する工程と、設定された時間窓の広さと、検出時刻の差と、を比較して同時計数を行う工程とを有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、次のような顕著な効果を奏することができる。

すなわち、本発明によれば、検出した線のエネルギーの差に応じて時間窓を設定するので、幅広いエネルギー範囲の線を対象としても、同時計数を正しく行うことができる。また、例えば時間窓を広い値のまま一定にする場合に比べて、偶発的に検出される他の線の影響を極力排除することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、本発明の線の同時計数方法、及び核医学診断装置を実施するための最良の形態（以下「実施形態」と省略する）を、図面を参照して詳細に説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

なお、以下に説明する第 1 実施形態、第 2 実施形態は、ともに散乱線を利用する実施形態であるが、第 1 実施形態は時間窓を固定にした実施形態であり、第 2 実施形態は時間窓を可変にした実施形態である。

【 0 0 1 2 】

第 1 実施形態

最初に、時間窓の広さを固定にして散乱線を利用する第 1 実施形態を、原理、具体例、具体例の動作の順に説明する。

【 0 0 1 3 】

〔 原理の説明 〕

第 1 実施形態の原理を説明する。

まず、本発明者らは、図 1 に単純化して示されるような実験装置を用い、半導体放射線検出器 5 1 で検出される線のエネルギー（波高値）と検出時刻の差（検出時刻差）との関係を明らかにした。なお、図 1 に示される実験装置は、線を検出するセンサとしての C a T e（テルル化カドミウム）の半導体放射線検出器 5 1 と、検出された線のエネルギーを決定すると共に検出時刻を決定する機能を有する回路（線信号処理部 6 0'）と、エネルギーと検出時刻とからエネルギーに対する検出時刻差を測定する機能を有する同時計数回路 8 0 とを備える。

この実験装置を使い、P E T 検診でよく用いられる ^{18}F による 511 keV の消滅線（ 180° 反対方向に飛び出す一対の線）を発生させ、半導体放射線検出器 5 1 により検出される両線のそれぞれのエネルギーと、両線の検出時刻の差を測定する実験を繰り返した。

【 0 0 1 4 】

その結果、図 2・図 3 に示されるようなグラフが得られた。図 2 は、横軸が検出された線のエネルギー、縦軸が線の検出数（カウント数）である。図 3 は、横軸が検出時刻差、縦軸が線の検出数（カウント数）である。図 2 において、 511 keV を含む 450 から 550 keV の領域がフォトピーク（P P）領域である。また、 200 （あるいは 150 ）から 550 keV の領域がフォトピーク（P P）領域 + コンプトン散乱（C S）領域である。ちなみに、コンプトン散乱のため、本来 511 keV のエネルギーを有する線が、P P 領域よりも低いエネルギーでしか検出されないのが C S 領域である。

【 0 0 1 5 】

図 2 の P P 領域同士の線の検出時刻差は、図 3 に破線で示すように、約 $\pm 8\text{ n秒}$ の範囲内である。つまり、検出された一対の線のエネルギーが P P 領域同士であれば、 8 n秒 の広さの時間窓を設定すれば、ほぼ確実に対で発生する両線の同時計数が行えることを示している。また、図 2 の P P 領域 + C S 領域同士の線の検出時刻差は、図 3 に実線で示すように、約 $\pm 12\text{ n秒}$ （ 16 n秒 ）の範囲内である。つまり、検出された一対の線のエネルギーが P P 領域 + C S 領域同士であれば、換言すると 200 keV までの線を同時計数の対象にしようとする、 12 n秒 （ 16 n秒 ）の広さの時間窓を設定すれば、ほぼ確実に対で発生する線の同時計数が行えることが理解される。

【 0 0 1 6 】

しかし、単純に時間窓を広げたのでは、偶発的に他の線を検出して同時と判定する可能性が高くなってしまいうことも理解される（単純に時間窓を広げることは実効的な感度低下を招く）。

【 0 0 1 7 】

ところで、図 3 に一点鎖線で示すように、対で発生する線のうち、一方が 500 keV の P P 領域の線（P P 領域で検出される線）で、他方が 300 keV の C S 領域の線（C S 領域で検出される線）の場合、検出時刻差が中央値で 4 n秒 生じているのが判明した。換言すると、検出時刻差のピークが 4 n秒 シフトしていることが判明した。本発明者らは、このことについてさらに検討を加え、検出された線のエネルギーが低いほど検出時刻に遅れが生じることを見出した（図 4 参照）。そして、この遅れを補正すれば時

10

20

30

40

50

間窓を広げることなく、PP領域からCS領域までの幅広い領域の線(200[150])から550keVの線を用いて同時計数が行えることを見出した。

【0018】

時刻補正テーブルの一例を示す図4は、横軸が検出された線のエネルギー(keV)、縦軸が検出時刻の補正值としてのピークシフト量(n秒)である。この図4は、511keV(511keV以上)をピークシフト量0として、各エネルギーの線のピークシフト量をプロットしているが、エネルギーが低いほどピークシフト量が大きくなること(+方向に大きくなること)が理解される。つまり、図4は、400keVのエネルギーの線が検出された場合、その検出時刻(測定値)は、エネルギーが511keVの線に対して2n秒遅れが生じていることを示す(ピークシフト量+2n秒)。また、300keVのエネルギーの線が検出された場合、その検出時刻(測定値)は、エネルギーが511keVの線に対して4n秒遅れが生じていることを示す(ピークシフト量+4n秒)。また、200keVのエネルギーの線が検出された場合、その検出時刻(測定値)は、エネルギーが511keVの線に対して8n秒遅れが生じていることを示す(ピークシフト量+8n秒)。したがって、400keVのエネルギーの線が検出された場合は2n秒検出時刻を早めてやればよく(ピークシフト量の補正值-2n秒)、300keVのエネルギーの線が検出された場合は4n秒検出時刻を早めてやればよく(ピークシフト量の補正值-4n秒)、200keVのエネルギーの線が検出された場合は8n秒検出時刻を早めてやればよい(ピークシフト量の補正值-8n秒)、ということが理解される。

【0019】

図4を用いた具体的なピーク補正の例を説明する。相前後して検出された線のエネルギーが、双方とも511keVであれば、双方ともピークシフト量の補正をしないでもよい。また、相前後して検出された線のエネルギーが、一方が511keVで他方が400keVの場合、400keVの線の検出時刻を2n秒減算するピークシフト量の補正をすればよい。また、相前後して検出された線のエネルギーが、一方が511keVで他方が200keVの場合、200keVの線の検出時刻を8n秒減算するピークシフト量の補正をすればよい。

また、相前後して検出された線のエネルギーが、一方が400keVで他方も400keVの場合、双方とも検出時刻を2n秒減算するピークシフト量の補正をすればよい。また、一方が400keVで他方が300keVの場合、400keVの線の検出時刻を2n秒減算するピークシフト量の補正をすると共に300keVの線の検出時刻を4n秒減算するピークシフト量の補正をすればよい。

即ち、検出された線のエネルギーに応じてピークシフト量の補正(検出時刻の補正)をすればよい。

【0020】

なお、線のエネルギーが、260keVや385keV等のような中間値の場合は、さらに細かい値を記述した時刻補正テーブルや時刻補正マップ、1次相関・2次相関・指数相関等による、エネルギーとピークシフト量の関係を示す相関式(時刻補正関数)で、エネルギーの値からピークシフト量(補正值)を求めることができる。即ち、時刻補正テーブルは、検出された線のエネルギーに基づいて線の検出時刻の補正值を算出する時刻補正関数に置き換えても本発明の目的を達成でき、このことから時刻補正関数も時刻補正テーブルの概念に含まれるものとする(時刻補正テーブル=時刻補正関数)。

ちなみに、図4は、一例として511keVをピークシフト量の0点にしているが、400keVを0点にしても、200keVを0点にしてもよいのはいうまでもない。

【0021】

次に、本発明者らは、図5に単純化して示される実験装置を用い、半導体放射線検出器51で検出される線のエネルギーに応じて線の検出時刻を補正する実験を行った。なお、図1に示される実験装置との違いは、図5に示されるとおり、同時計数回路80の前段に時刻補正回路70、及び該時刻補正回路70で用いられる時刻補正テーブルが設けられたことである。他の構成については、図1の実験装置と同じであるので、説明を省略する

。また、検出時刻の補正の方法も前記説明したのと同様、検出された線のエネルギーに応じて時刻補正テーブルから対応する補正值を取得し、検出時刻からこの補正值を減算するというものであるから、さらなる説明を省略する。

【0022】

図5の実験装置での実験結果を図6に示す。図6は、相対的に太い実線が補正後の曲線であり、相対的に細い実線が補正前の曲線（図3の実線の曲線と同じもの）である。この図6に示すように、補正前は ± 12 n秒（16 n秒）であった検出時刻差を ± 8 n秒に狭めることができた。また、その分、曲線のピークの高さを高くすることができた。つまり、8 n秒の時間窓を設定すれば、200から550 keVまでの幅広範囲（PP領域+CS領域）の線の同時計数を適切に行えることが示された。また、このように狭い時間窓を設定することができることにより、偶発的に検出される他の線の影響を極力排除できることが示された。

10

【0023】

〔具体例〕

次に、第1実施形態の具体例を、図7等を参照して説明する。

図7・図8に示すように、核医学診断装置としてのPET装置1は、カメラ（撮像装置）11、データ処理装置12、表示装置13等を含んで構成されている。被検者（患者）は、ベッド14に載せられてカメラ11で撮影されるようになっている。カメラ11は、

線を検出する多数のセンサ（半導体放射線検出器）を備え、ベッド14の上の被検者の体内から放出される線を検出する。カメラ11は、その線の波高値、検出時刻を計測するための集積回路（ASIC）を設置しており、検出した線の波高値（エネルギー）や検出時刻を測定するようになっている。データ処理装置12は、同時計数装置80、記憶装置90、及び断層像情報を作成する画像再構成装置100を有する（図8参照）。データ処理装置12は、検出した線の波高値、検出時刻のデータ、及び検出器（チャンネル）IDを含むパケットデータを取り込む。同時計数装置80は、本パケットデータ、特に検出時刻のデータ、及び検出器ID（アドレスN）に基づいて同時計数を行い、511 keVの線の検出位置を特定し記憶装置90に記憶する。画像再構成装置100は、記憶装置90に記憶された情報に基づいて機能画像を作成して、表示装置13に表示する。

20

【0024】

なお、センサとしての半導体放射線検出器は、被検者を取り囲むため、円周状にカメラ11の内部に配置されている。ちなみに、被検者は、放射性薬剤、例えば、半減期が110分の ^{18}F を含んだフルオロ・デオキシ・グルコース（FDG）を投与される。被検者の体内からは、FDGから放出された陽電子の消滅時に線（消滅線）が放出される。

30

【0025】

図9に示すように、PET装置1は、線検出信号処理部60、同時計数回路80、記憶装置90、画像再構成装置100、を含んで構成される。なお、線検出信号処理部60は、カメラ11に備えられる。また、同時計数回路80、記憶装置90、画像再構成装置100は、データ処理装置12に備えられる。線検出信号処理部60、及びデータ処理装置12（同時計数回路80、記憶装置90、及び画像再構成装置100）が「処理装置」に該当する。ちなみに、図9には、線検出信号処理部60を1つ（1系統）しか記載していないが、線検出信号処理部60は、数十（数十系統）あるいはそれ以上設けられる。よって、同時計数回路80は、線検出信号処理部60の数に応じた数の信号の入力ポートを備えることになる。

40

なお、符号51（51a, 51b, ... 51n）は、半導体放射線検出器（センサ）を示す。また、図9において、符号51や61等の添字a, b, ..., nは、構成を個別に説明する際に使用し、その他の場合には省略する。

【0026】

図9に示される線検出信号処理部60は、半導体放射線検出器51が線を検出した際に出力する線検出信号を処理するが、その構成として、前置増幅回路61、低速波形増幅回路62、線弁別回路63、波高分析回路64、高速増幅回路65、タイムピック

50

オフ回路 66、高速クロック 67、アドレス判別回路 68、イベントデータ出力回路 69、時刻補正回路 70 を含んで構成される。なお、低速波形増幅回路 62、線弁別回路 63、波高分析回路 64 が低速信号処理系であり検出された線のエネルギー (E) が決定される。また、高速増幅回路 65、タイムピックオフ回路 66、高速クロック 67、アドレス判別回路 68 が高速信号処理系であり、線の検出時刻 ()、及びアドレス (N 線を検出した半導体放射線検出器の ID) が決定される。波高分析回路 64、及びアドレス判別回路 68 には、半導体放射線検出器 51a, 51b, ... 51n からの信号がそれぞれ入力される。ここで、高速クロック 67 は、n 秒単位で検出時刻を決定できるような速さのクロックを発生する。なお、前置増幅回路 61 等は、符号 61a, 61b, ..., 61n 等で示されるように、半導体放射線検出器 51a, 51b, ... 51n の数に対応した数、線検出信号処理部 60 に備えられている。

10

ちなみに、半導体放射線検出器 51 は、半導体素子 52、アノード 53、カソード 54 を含んで構成される。この半導体放射線検出器 51 のアノード 53 とカソード 54 との間には、電源 55 により、電荷収集用の数百 V の電圧が印加される。

【0027】

なお、線検出処理部 60 の符号 61 から符号 69 までの構成は、既に種々の文献で明らかにされているので、詳細な説明は省略する。また、この構成が図 9 に示したものと異なる他の構成に置き換えられても、線の検出時刻 () と検出された線のエネルギー (E) とを、時刻補正回路 70 に出力するものであればよい。

【0028】

20

次に、図 9 に示すように、本実施形態の線検出信号処理回路 60 は、時刻補正回路 70 を備える。この時刻補正回路 70 は、図示しない時刻補正テーブル (図 4 参照) 或いは時刻補正関数を備え、線のエネルギーに応じて検出時刻の補正值 (E) を設定する機能を有する。さらに、補正值により検出時刻を補正 ($-E$) する機能を有する。ちなみに、本実施形態では、200 keV 以上の線を同時計数の対象とするが、200 keV 未満のエネルギーの線を、一連の処理の対象から除くのは、例えば、線弁別回路 63 や波高分析回路 64 である (閾値により足切りする)。なお、150 keV 未満のエネルギーの線を一連の処理から除くようにして、150 keV 以上のエネルギーの線を同時計数の対象とするようにしてもよい。ちなみに、通常は、450 keV 未満の線を一連の処理から除くようにしている。

30

【0029】

アドレス (N)、補正された検出時刻 ($-E$)、エネルギー (E) は、時刻補正回路 70 から、データ処理装置 12 の同時計数回路 80 に出力される。同時計数回路 80 は、最初に入力された信号 (ある系統の線検出信号処理部 60 からの信号 (N, $-E$, E)) と次に入力された信号 (他の系統の線検出信号処理部 60 からの信号 (N, $-E$, E)) とにより、同時計数を行う機能を有する。具体的には、同時計数回路 80 は、最初にある系統の線検出信号処理部 60 から信号を入力した後、次に他の系統の線検出信号処理部 60 から信号を入力した際、両方の検出時刻差を求める機能、検出時刻差が時間窓 (例えば 8 n 秒) 以内であるか否かを判定する機能、検出時刻差が時間窓以内であれば、入力したある系統のアドレス (N) と他の系統のアドレス (N) とを、後段の記憶装置 90 に出力する機能、検出時刻差が時間窓を超える場合は、入力された信号をリセットする機能を有する。

40

【0030】

なお、この同時計数回路 80 の構成も既に種々の文献で明らかにされており、他の構成に置き換えることも可能である。また、時間窓の広さも適宜設定することができる。

【0031】

記憶装置 90 には、同時計数された半導体放射線検出器のアドレス (N) が記憶される。そして、画像再構成装置 100 は、記憶装置 90 の記憶内容を読み出して線の飛来方向を同定すると共に、PET 画像を再構成する。なお、記憶装置 90、画像再構成装置 100 も従来のものであり、説明を省略する。

50

【 0 0 3 2 】

〔 具体例の動作 〕

以上説明した具体例の構成の P E T 装置 1 の動作を説明する（図 4 から図 9 を適宜参照）。

被検者の体内から放出された一对の 線がそれぞれ半導体放射線検出器 5 1（ある系統半導体放射線検出器 5 1 と他の系統の半導体放射線検出器 5 1）に検出されると、両半導体放射線検出器 5 1 からはそれぞれ 線検出信号が出力される。このそれぞれ出力される 線検出信号は、対応する系統の 線検出信号処理部 6 0 のスロー系で 線のエネルギーが決定され、ファースト系で検出時刻、及び半導体放射線検出器 5 1 のアドレスが決定される。検出時刻は、時刻補正回路 7 0 により 線のエネルギーに応じて補正される。補正された検出時刻を含む信号は同時計数回路 8 0 に入力される。そして、ある系統の 線検出信号処理部 6 0 からの信号と他の系統の 線検出信号処理部 6 0 からの信号が入力された同時計数回路 8 0 は、補正後の検出時刻から検出時刻差を求め、この検出時刻差が時間窓以内であれば、一对の 線を検出したそれぞれの半導体放射線検出器 5 1 のアドレス（N）を記憶装置 9 0 に出力する。そして、画像再構成装置 1 0 0 は、記憶装置 9 0 に記憶されたアドレス（N）のデータから P E T 画像を再構成して、表示装置 1 3 に表示する。

10

【 0 0 3 3 】

この第 1 実施形態によれば、表示装置 1 3 に表示される P E T 画像は、C S 領域の 線検出信号（散乱線）も利用しているので、従来に比べて感度が高くなっている。しかも、時間窓を広げることなく C S 領域の 線検出信号を利用しているので偶発的に他の 線を 20 検出する確率を低くできる（感度落ちがない）。このため、撮影時間を短くしたり、被検者に投与する放射性薬剤の量を少なくしたりすることができる。なお、撮影時間が短くなれば、時間当たりの被検者の処理数（検診回数）を増やすことができる。また、被検者に投与する放射性薬剤の量が少なくなれば、被検者や医療関係者の被爆量を少なくすることができる。

20

【 0 0 3 4 】

ところで、被検者の体内から放出された一对の 線について、両方とも検出されない場合があるが、かかる場合は、該 線からは、当然ながら画像の再構成は行われない。また、一对の 線について、一方の 線だけが検出される場合もあるが、この場合は、8 n 秒という時間窓の関係から、該 線からも、画像の再構成は行われない（偶発的な同時計数の場合を除く）。ちなみに、第 1 実施形態によれば、検出時刻の補正により、散乱線を利用しつつ時間窓を短い時間に設定できるので、前記したとおり、偶発的に他の 線を検出する確率を低くできる。

30

【 0 0 3 5 】

なお、散乱線処理について説明を省略したが、散乱線処理は、例えばコンプトン散乱により、例えば最初の半導体放射線検出器 5 1 に 2 0 0 k e V のエネルギーを落とし、例えば近隣の半導体放射線検出器 5 1 に残りのエネルギーを落とした場合、両 線のエネルギーの合計値、検出時刻、半導体放射線検出器 5 1 のアドレスの関係から、両 線を散乱線として 1 つの 線と見なす処理である。この散乱線処理を行う構成を、例えば、イベントデータ出力回路 6 8 や、同時計数回路 8 0（同時計数回路 8 0 の前段）に設けることができる。 40 ちなみに、散乱線処理された 線についての検出時刻が決定された後に検出時刻を補正するようにすると、現在ある散乱線処理の構成をそのまま利用できるので都合がよい。この場合、最初に検出された 線のエネルギーとその検出時刻に基づいて、検出時刻の補正を行うことができる。

40

もちろん、散乱線処理を行う構成を設けなくても、時間窓を広くすることなく、適切な散乱線を利用することができる。

【 0 0 3 6 】

ちなみに、図 4 のピークシフト量（検出時刻の補正值）は、半導体放射線検出器 5 1 や 線検出信号処理部 6 0 による個体差があるので、統計処理等をして個体差を吸収するようにしてもよい。

50

【 0 0 3 7 】

第 2 実施形態

次に、時間窓の広さを可変にして散乱線を利用する第 2 実施形態を、原理、具体例、具体例の動作の順に説明する。なお、第 1 実施形態と共通する部分については、説明を省略する。

【 0 0 3 8 】

〔原理の説明〕

第 2 実施形態の原理を説明する。

本発明者らは、第 1 実施形態で説明した実験装置（図 1 参照）による実験により、前記したとおり、線のエネルギーに応じて検出時刻に差（検出時刻差）が生じることを見出した（図 3 参照）。第 1 実施形態では、この知見に基づき、検出時刻を補正することとしたが（図 4・図 5 参照）、第 2 実施形態では、検出時刻の補正ではなく、時間窓を補正することとした。

10

【 0 0 3 9 】

時間窓補正テーブルの一例を示す図 10 は、横軸が相前後して検出された線のエネルギーの差（ keV ）、縦軸が時間窓の補正值（ n 秒）である。この図 10 から理解されるように、相前後して検出された線のエネルギーに差がなければ、時間窓の補正值は $0 n$ 秒である。例えば、時間窓が $8 n$ 秒に設定されている場合（ $511 \text{ keV} - 511 \text{ keV}$ 、 $200 \text{ keV} - 200 \text{ keV}$ のようにエネルギーに差がないとき）は、 $8 n$ 秒のままである。また、相前後して検出された線のエネルギー差が 300 keV （ $200 \text{ keV} - 511 \text{ keV}$ ）であれば、時間窓の補正值は $8 n$ 秒である。例えば、時間窓が $8 n$ 秒に設定されている場合は、時間窓は $16 n$ 秒に拡張される。

20

【 0 0 4 0 】

ところで、図 4 に示すように、ピークシフト量は曲線で表される（特に 300 keV 以下の領域）。従って、本実施形態では、図 10 に示すように、便宜上、最初に検出された線のエネルギーに応じた時間窓補正テーブル（時間窓補正マップ／時間窓補正関数）を有するものとする。ちなみに、この図 10 の時間窓補正テーブルの値を $8 n$ 秒分上にオフセットすれば、そのままエネルギーの差から時間窓の値が得られる時間窓テーブルになる。なお、図 10 では、 200 keV の場合、 511 keV の場合の 2 本のラインを示しているが、 300 keV の場合、 400 keV の場合等、さらにラインを設けて細かく時間窓を補正するようにするのが好ましい。

30

【 0 0 4 1 】

〔具体例〕

次に、第 2 実施形態の具体例を、図 11 等を参照して説明する。

第 2 実施形態の PET 装置 1' も第 1 実施形態と同様の外観構成をしている（図 7 参照）。図 11 に示すように、半導体放射線検出器 51 が検出した線検出信号は、線検出信号処理部 60' で処理されるが、第 1 実施形態の線検出信号処理部 60 とは異なり、時刻補正回路 70（及び時刻補正テーブル）を備えない一般的な構成をしている。これは、第 2 実施形態が、線の検出時刻を補正するのではなく、時間窓を可変にする実施形態だからである。

40

【 0 0 4 2 】

図 11 に示すように、第 2 実施形態の同時計数回路 80' は時間窓補正テーブル 81 を備える。この同時計数回路 80' は、最初に入力された信号（ある系統の線検出信号処理部 60' からの信号（ N ， E ））と次に入力された信号（他の系統の線検出信号処理部 60' からの信号（ N ， E ））とにより、時間窓を可変にして同時計数を行う機能を有する。

具体的には、同時計数回路 80' は、最初にある系統の線検出信号処理部 60' から信号を入力した後、次に他の系統の線検出信号処理部 60' から信号を入力した際（相前後して信号を入力した際）、両方の信号のエネルギーの差を求める機能、このエネルギーの差に基づいて、時間窓補正テーブルからエネルギーの差に対応する時間窓の補正值を取得す

50

る機能、時間窓を時間窓の補正值により補正して該時間窓を可変にする機能、両方の系統の線の検出時刻差を求める機能、検出時刻差が可変にした時間窓以内であるか否かを判定する機能、検出時刻差が該時間窓以内であれば、入力したある系統のアドレス(N)と他の系統のアドレス(N)とを、後段の記憶装置90に出力する機能、検出時刻差が該時間窓を超える場合は、入力された信号をリセットする機能を有する。

【0043】

記憶装置90、画像再構成装置100は、第1実施形態のものと同じであるので、説明を省略する。

【0044】

〔具体例の動作〕

以上説明した具体例の構成のPET装置1'の動作を説明する(図10・図11等を適宜参照)。被検者の体内から放出された一对の線がそれぞれ半導体放射線検出器51(ある系統の半導体放射線検出器51と他の系統の半導体放射線検出器51)に検出されると、両半導体放射線検出器51からはそれぞれ線検出信号が出力される。このそれぞれ出力される線検出信号は、対応する系統の線検出信号処理部60'のスロー系で線のエネルギー(E)が決定され、ファースト系で検出時刻()、及び半導体放射線検出器51のアドレス(N)が決定される。

【0045】

そして、相前後して、ある系統の線検出信号処理部60'からの信号(N, , E)と他の系統の線検出信号処理部60'からの信号(N, , E)が入力された同時計数回路80'は、エネルギーの差を求めて時間窓補正テーブルから対応する時間窓の補正時間を取得し、時間窓を補正する(可変にする)。一方で、検出時刻差を求める。そして、検出時刻差が可変にした時間窓以内であれば一对の線を検出したそれぞれの半導体放射線検出器51のアドレス(N)を記憶装置90に出力する。そして、画像再構成装置100は、記憶装置90に記憶されたアドレス(N)のデータからPET画像を再構成して、表示装置13に表示する。

【0046】

この第2実施形態によれば、表示装置13に表示されるPET画像は、CS領域の線検出信号(散乱線)も利用しているので、従来に比べて感度が高くなっている。しかも、時間窓の広さはガンマ線のエネルギーの差に応じて可変にされるので、時間窓を広くしている割合を少なくしつつCS領域の線検出信号を利用することができる。よって、偶発的に他の線を検出する確率を低くできる(感度落ちを少なくできる)。このため、カメラ11(図7参照)による撮影時間を短くしたり、被検者に投与する放射性薬剤の量を少なくしたりすることができる。なお、撮影時間が短くなれば、時間当たりの被検者の処理数(検診回数)を増やすことができる。また、被検者に投与する放射性薬剤の量が少なくなれば、被検者や医療関係者の被爆量を少なくすることができる。

【0047】

なお、散乱線処理についても、第1実施形態と同様である。また、エネルギーの差についても、半導体放射線検出器51や線検出信号処理部60'による個体差があるので、第1実施形態と同様、統計処理等をして個体差を吸収するようにしてもよい。

【0048】

補足説明

線の検出時刻の決定方式について、補足説明する。

線の検出時刻の決定方式は、大別して、図12の(a)に原理を模式的に示すLET(Leading Edge Trigger)方式と、(b)に原理を模式的に示すCFD(Constant Fraction Discriminator)方式とがある。

【0049】

図12(a)に示すように、LET方式は、線のエネルギー(強度)が立ち上がる際に、設定した閾値(Vth)にエネルギーが到達した時点を検出時刻とする線の検出時刻決定方式である。このLET方式によると、検出時刻の決定を、素早く、かつ容易に行うこと

10

20

30

40

50

ができるという特性があるが、低いエネルギーの線については、高いエネルギーのガンマ線に比較して検出時刻の遅れが生じ易いという特性を有する。

【0050】

図12(b)に示すように、CFD方式は、線の時間-エネルギー(強度)曲線について、測定値を例えば0.2倍した曲線と、測定値のままの曲線とを横軸(時間軸)方向にずらすと共に、縦軸方向にもずらして(Walkを履かせて)、両曲線の交点を線の検出時刻とする方式である。このCFD方式によると、低いエネルギーの線から高いエネルギーの線まで、検出時刻の差を少なくできるという特性がある。しかし、Walk(オフセット電圧)を履かせる関係もあり、やはり検出時刻に差が生じる。

【0051】

10

本発明は、何れの方式にも適用することができるが、特にLET方式に効果がある。ちなみに、第1実施形態、及び第2実施形態は、LET方式により線の検出時刻を決定している。ちなみに、LED方式やCFD方式による動作は、図9のタイムピックアップ回路66で行われる。

【0052】

以上説明した本発明は、前記した第1実施形態や第2実施形態に限定されることなく、その技術思想の及ぶ範囲で変形実施することができる。

例えば、PP領域の線だけを用いて同時計数を行う場合に、第1実施形態の構成や第2実施形態の構成を用いて、時間窓の広さを狭めるようにしてもよい。

また、本発明は、半導体放射線検出器以外の、シンチレータのような放射線検出器にも適用することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図1】第1実施形態で用いた実験装置のブロック図である。

【図2】半導体放射線検出器の検出特性を示した図である。

【図3】検出されたガンマ線のエネルギーの違いによる検出時刻と検出数(カウント数)の関係を示した図である。

【図4】検出されたガンマ線のエネルギーとピークシフト量(検出時刻の補正值)の関係を示した図である(第1実施形態の時刻補正テーブルを示す図)。

【図5】第1実施形態で用いた実験装置のブロック図である(時刻補正回路あり)。

30

【図6】図5の実験装置での実験結果を示す図である。

【図7】第1実施形態でのPET装置の外観を示す図である。

【図8】図7のPET装置の半導体放射線検出器の配置と患者の位置関係を模式的に示す図である。

【図9】第1実施形態のPET装置の線の検出から画像の再構成までを示すブロック図である。

【図10】第2実施形態の時間窓補正テーブルを示す図である。

【図11】第2実施形態のPET装置の線の検出から画像の再構成までを示す図である。

【図12】線の検出時刻の決定方式を説明する図である。(a)はLET方式の原理を模式的に示し、(b)はCFD方式の原理を模式的に示す。

40

【符号の説明】

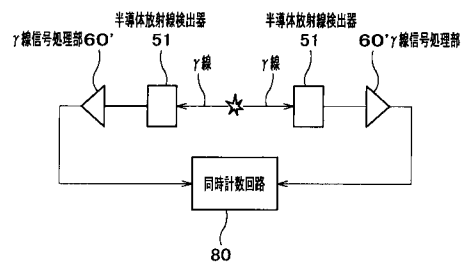
【0054】

- 1 PET装置(第1実施形態)
- 1 PET装置(第2実施形態)
- 11 カメラ
- 12 データ処理装置
- 13 表示装置
- 14 ベッド
- 51 半導体放射線検出器(センサ)

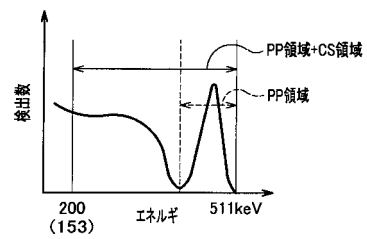
50

- 6 0 線検出信号処理部
- 6 0 ' ガンマ線検出信号処理部
- 7 0 時刻補正回路
- 8 0 同時計数回路
- 8 0 ' 同時計数回路（第2実施形態）
- 8 1 時間窓補正テーブル（第2実施形態）
- 9 0 記憶装置
- 1 0 0 画像再構成装置

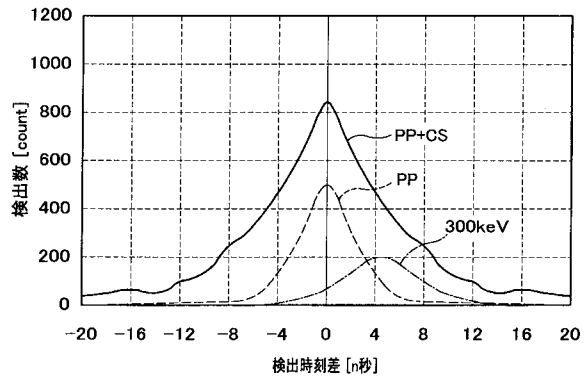
【図1】



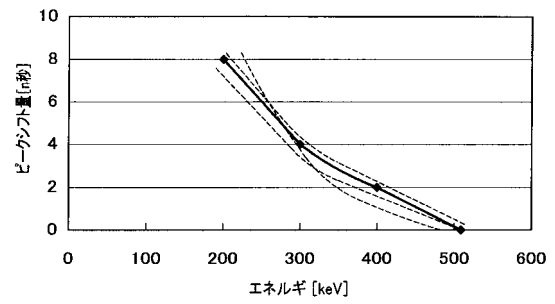
【図2】



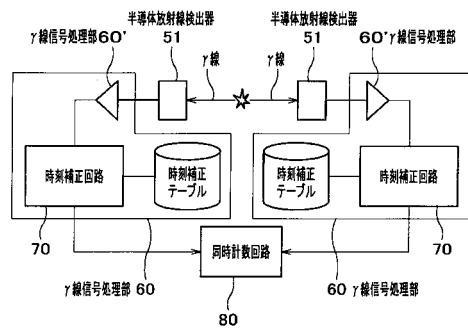
【図 3】



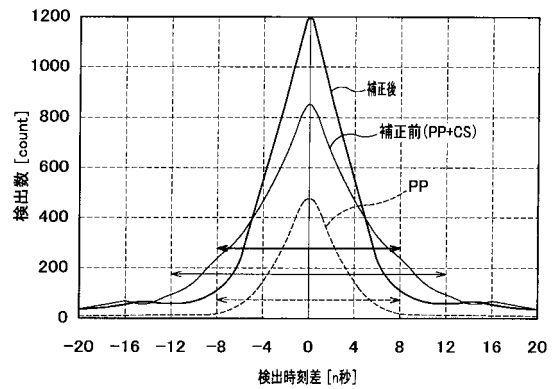
【図 4】



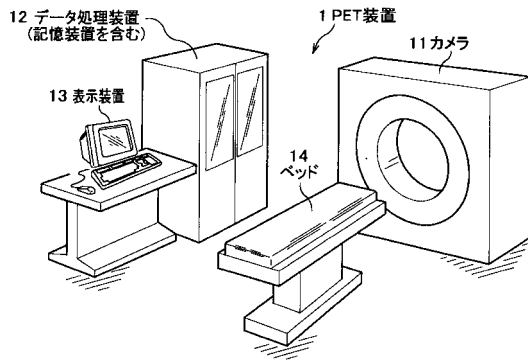
【図 5】



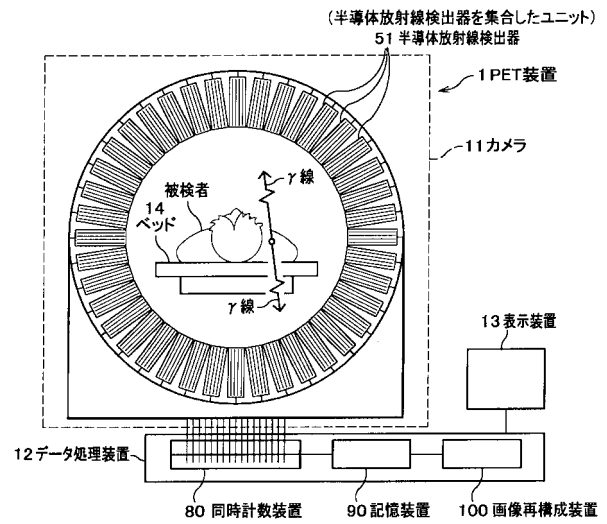
【図 6】



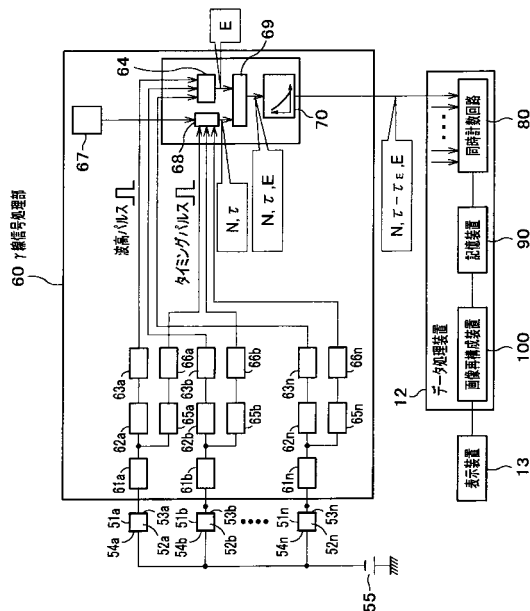
【図 7】



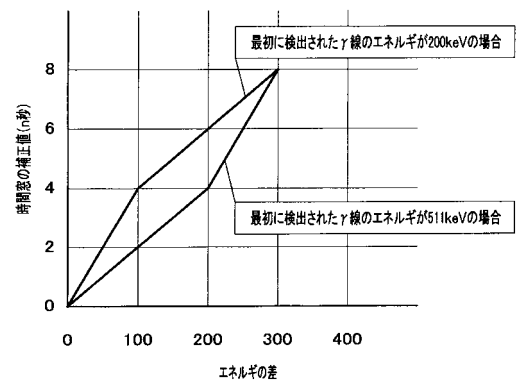
【図 8】



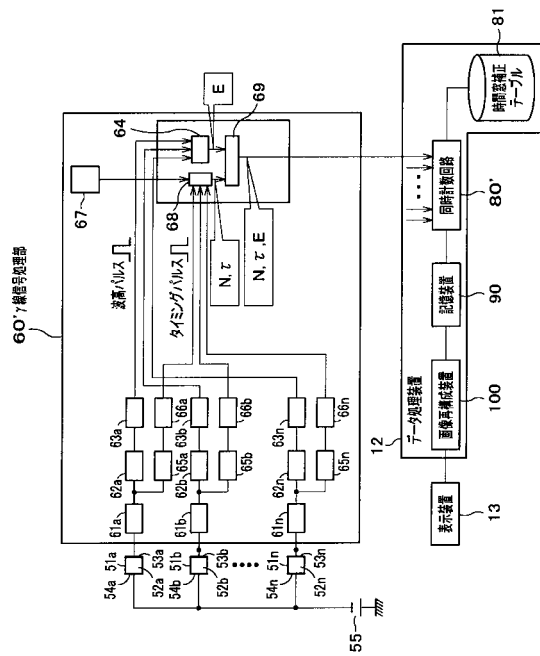
【図 9】



【図 10】

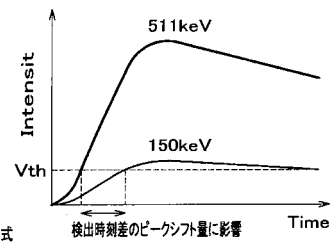


【図 11】

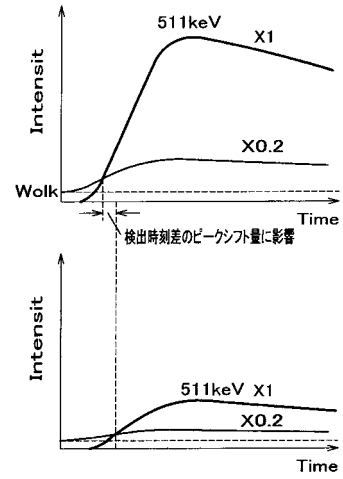


【図 12】

(a) LET方式



(b) CFD方式



フロントページの続き

- (72)発明者 雨宮 健介
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
開発研究所内 株式会社日立製作所 電力・電機
- (72)発明者 北口 博司
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
開発研究所内 株式会社日立製作所 電力・電機
- (72)発明者 土屋 一俊
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
開発研究所内 株式会社日立製作所 電力・電機
- (72)発明者 小嶋 進一
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
開発研究所内 株式会社日立製作所 電力・電機
- (72)発明者 横井 一磨
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
開発研究所内 株式会社日立製作所 電力・電機
- (72)発明者 石津 崇章
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
開発研究所内 株式会社日立製作所 電力・電機

審査官 青木 洋平

- (56)参考文献 特開平11-052059(JP,A)
特開平11-352232(JP,A)
特開2001-033556(JP,A)
特開2003-255048(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G01T 1/00-7/12