

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-136152
(P2018-136152A)

(43) 公開日 平成30年8月30日(2018.8.30)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)
GO 1 T	1/161	(2006.01)	GO 1 T	1/161	A	2 G 1 8 8
GO 1 T	7/00	(2006.01)	GO 1 T	7/00	B	4 C 0 9 6
A 6 1 B	5/055	(2006.01)	A 6 1 B	5/05	3 9 0	4 C 1 8 8

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2017-29405 (P2017-29405)
(22) 出願日 平成29年2月20日 (2017.2.20)

(71) 出願人 301032942
国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(74) 代理人 100080458
弁理士 高矢 諭
(74) 代理人 100076129
弁理士 松山 圭佑
(74) 代理人 100089015
弁理士 牧野 剛博
(74) 代理人 100144299
弁理士 藤田 崇
(74) 代理人 100150223
弁理士 須藤 修三

最終頁に続く

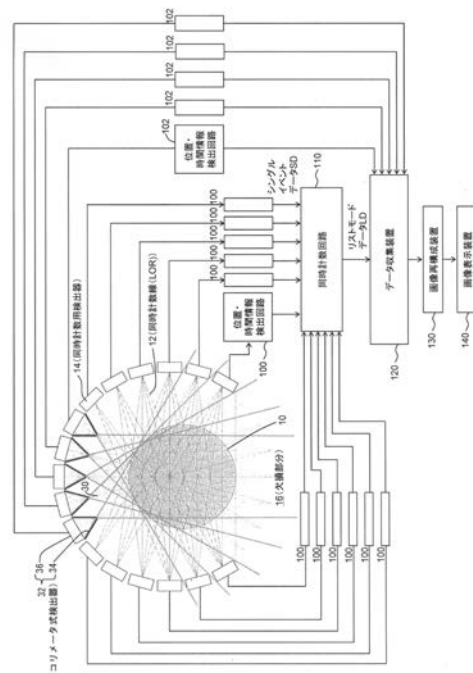
(54) 【発明の名称】 部分リングPET装置及びPET装置

(57) 【要約】

【課題】部分リングPET装置における同時計数用放射線検出器の欠損による画質低下を、単一ガンマ線用放射線検出器を設けて補うことで投影角度の欠損を減らし、PET画像のアーチファクトを低減する。

【解決手段】消滅放射線の同時計数線(12)を検出するための、視野領域(10)を囲んでリング状に配置されるべき同時計数用放射線検出器(14)の一部が欠損(16)している部分リングPET装置において、前記消滅放射線の少なくとも一方(30)を単一のガンマ線として検出する単一ガンマ線用放射線検出器(コリメータ検出器32、コンプトンカメラ40)を設けて、前記同時計数用放射線検出器(14)の欠損による画質低下を補う。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

消滅放射線の同時計数線を検出するための、視野領域を囲んでリング状に配置されるべき同時計数用放射線検出器の一部が欠損している部分リングPET装置において、

前記消滅放射線の少なくとも一方を単一のガンマ線として検出する単一ガンマ線用放射線検出器を設けて、前記同時計数用放射線検出器の欠損による画質低下を補うようにされていることを特徴とする部分リングPET装置。

【請求項 2】

前記単一ガンマ線用放射線検出器が、入射ガンマ線の入射方向を特定するためのコリメータを備えたコリメータ式放射線検出器であることを特徴とする請求項 1 に記載の部分リングPET装置。

10

【請求項 3】

前記単一ガンマ線用放射線検出器が、入射ガンマ線をコンプトン散乱させる散乱検出器と、散乱線を光電吸収する吸収検出器とを備えたコンプトンカメラ式放射線検出器であることを特徴とする請求項 1 に記載の部分リングPET装置。

【請求項 4】

前記同時計数用放射線検出器が、前記コンプトンカメラ式放射線検出器の吸収検出器を兼ねていることを特徴とする請求項 3 に記載の部分リングPET装置。

【請求項 5】

前記同時計数用放射線検出器が、前記コンプトンカメラ式放射線検出器の散乱検出器を兼ねていることを特徴とする請求項 3 に記載の部分リングPET装置。

20

【請求項 6】

前記同時計数用放射線検出器が全てコンプトンカメラ式放射線検出器とされ、該コンプトンカメラ式放射線検出器の散乱検出器で測定されたエネルギーにより、コンプトン散乱を起こしたか吸収されたかの判別を行うことで、前記散乱検出器同士で同時計数線も検出可能とされていることを特徴とする請求項 3 に記載の部分リングPET装置。

【請求項 7】

前記単一ガンマ線用放射線検出器が、検出器リングの前記同時計数用放射線検出器の欠損部分の視野領域をまたいだ反対側に設置されてい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部分リングPET装置。

30

【請求項 8】

前記単一ガンマ線用放射線検出器の配設部分にも、該単一ガンマ線用放射線検出器を配設しない欠損部分が設けられていることを特徴とする請求項 7 に記載の部分リングPET装置。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載の部分リングPET装置が、MRI装置のボア内に配設可能とされていることを特徴とするPET/MRI複合装置用の部分リングPET装置。

【請求項 10】

前記部分リングPET装置がコンプトンカメラ式放射線検出器を含み、該コンプトンカメラ式放射線検出器の散乱検出器が、前記MRI装置の高周波コイルの外側に配設可能とされていることを特徴とする請求項 9 に記載のPET/MRI複合装置用の部分リングPET装置。

40

【請求項 11】

前記部分リングPET装置がコンプトンカメラ式放射線検出器を含み、該コンプトンカメラ式放射線検出器の散乱検出器が電波シールドされて、前記MRI装置の高周波コイルの内側に配設可能とされていることを特徴とする請求項 9 に記載のPET/MRI複合装置用の部分リングPET装置。

【請求項 12】

視野領域を覆うように配置された複数の同時計数用放射線検出器および複数の単一ガン

50

マ線用放射線検出器とが、消滅放射線を受信したときに出力する信号を合成して一つの画像を再構成するようにしたことを特徴とするPET装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、部分リングPET装置及びPET装置に係り、特に、PET/MRI複合装置に用いるのに好適な、同時計数用放射線検出器の欠損による画質低下を補うことが可能な部分リングPET装置及びPET装置に関する。

【背景技術】

【0002】

消滅放射線の同時計数線を検出するための同時計数用放射線検出器が視野領域を囲んでリング状に配置されたPET装置が広く知られている（特許文献1、2参照）。

【0003】

PETでは様々な角度（投影角度）の同時計数線（LOR, Line Of Response）が得られる必要がある。そのために、PETでは、測定対象を取り囲むように放射線検出器を配置する。

【0004】

一方、非特許文献1（PETによる粒子線がん治療の照射野イメージング）や、非特許文献2（多目的PET）において、一部の放射線検出器を取り除いた装置が開発されている。図1は、ドイツの重イオン研究所GSIで開発された対向ガンマカメラ型部分リングPET装置の例である。図において、10は視野領域、12は同時計数線、14は、該同時計数線12を検出するための同時計数用放射線検出器（同時計数用検出器と称する）である。

【0005】

又、PET装置とMRI装置を一体化して、PET画像とMRI画像を共に得るようにしたPET/MRI複合装置も開発されている（特許文献3参照）。更に、非特許文献2のように、既存のMRI装置に手を加えず、MRI装置のボア（MRIボアと称する）に並べて使うPET装置の開発も進んでいる。

【0006】

既存のMRI装置のベッド及び高周波（RF）コイルを使用する際には、測定対象の上方には放射線検出器を並べる余裕がある一方、測定対象の下方には放射線検出器を並べるスペースが無い。又、既存のMRI装置において、ベッドとRFコイルの間に放射線検出器をリング状に並べようとしても、測定対象の中心位置がMRIボア中心からずれてしまうため、MRI撮像には好ましくない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2007-71858号公報

【特許文献2】特許第5339561号公報

【特許文献3】特許第5713468号公報

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献1】P. Crespo、他、“On the detector arrangement for in-beam PET for hadron therapy monitoring,” Phys. Med Biol., vol.51 (2006) pp.2143-2163

【非特許文献2】大井淳一、他、“マルチモダリティ対応フレキシブルPET装置の研究開発” 島津評論 Vol.72, No.3・4, (2016.3) pp.65-71

【非特許文献3】Frank P DiFilippo, “Enhanced PET resolution by combining pinhole collimation and coincidence detection,” Phys. Med. Biol., vol.60 (2015) pp.7969-7984

【非特許文献4】E. Yoshida et al., Sensitivity booster for DOI-PET scanner by ut

10

20

30

40

50

ilizing Compton scattering events between detector blocks, NIMA, Vol. 763, pp.502-509, 2014

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

仮にMRIボア内にフルリングのPETを入れて使うとしても、図2にC型の部分リングPET装置の比較例で示す如く、一部の同時計数用検出器（図2では視野領域10とベッド24の間）を取り除いた構造が望ましい。図において、20はMRI装置、22は、MRI装置20のボア（MRIボア）、26はRFコイルである。

【0010】

しかしながら、PET装置において一部の同時計数用放射線検出器を取り除くと、その欠損部分により投影角度が制限されてしまうため、完全画像再構成の条件が崩れて、PET画像に強い虚像（アーチファクト）が生じてしまうという問題点を有する。

【0011】

一方、PET画像品質を高める技術としては、非特許文献3にピンホールコリメータと同時計数を組合せることによって、PET画像の分解能を向上することが提案されているが、本発明のように部分リングPET装置の同時計数用放射線検出器の欠損による画質低下を補うものではなかった。

【0012】

なお、非特許文献4には、PETの検出器ブロックをまたいだコンプトンイベントを、時間情報とエネルギー情報に加え、位置情報も用いて、同時計数イベントとして扱うことで感度を向上させる手法が記載されているが、前記非特許文献3と同様に、同時計数用放射線検出器の欠損による画質低下を補うものではなかった。

【0013】

本発明は、前記従来の問題点を解消するべくなされたもので、一部の同時計数用放射線検出器を取り除いた部分リングPET装置において、投影角度の欠損を減らし、PET画像のアーチファクトを低減することを第1の課題とする。

【0014】

又、本発明は、PET/MRI複合装置に用いるのに好適な部分リングPET装置を提供することを第2の課題とする。

【0015】

又、本発明は、同時計数用放射線検出器と単一ガンマ線用放射線検出器を組み合わせたPET装置を提供することを第3の課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明は、消滅放射線の同時計数線を検出するための、視野領域を囲んでリング状に配置されるべき同時計数用放射線検出器の一部が欠損している部分リングPET装置において、前記消滅放射線の少なくとも一方を単一のガンマ線として検出する単一ガンマ線用放射線検出器を設け、前記同時計数用放射線検出器の欠損による画質低下を補うようにして、前記第1の課題を解決したものである。

【0017】

ここで、前記単一ガンマ線用放射線検出器を、入射ガンマ線の入射方向を特定するためのコリメータを備えたコリメータ式放射線検出器とすることができる。

【0018】

又、前記単一ガンマ線用放射線検出器を、入射ガンマ線をコンプトン散乱させる散乱検出器と、散乱線を光電吸収する吸収検出器とを備えたコンプトンカメラ式放射線検出器とすることができる。

【0019】

又、前記同時計数用放射線検出器が、前記コンプトンカメラ式放射線検出器の吸収検出器を兼ねることができる。

10

20

30

40

50

【0020】

又、前記同時計数用放射線検出器が、前記コンプトンカメラ式放射線検出器の散乱検出器を兼ねることができる。

【0021】

又、前記同時計数用放射線検出器を全てコンプトンカメラ式放射線検出器とし、該コンプトンカメラ式放射線検出器の散乱検出器で測定されたエネルギーにより、コンプトン散乱を起こしたか吸収されたかの判別を行うことで、前記散乱検出器同士で同時計数線も検出可能とすることができる。

【0022】

又、前記単一ガンマ線用放射線検出器を、検出器リングの前記同時計数用放射線検出器の欠損部分の視野領域をまたいだ反対側に設置することができる。

10

【0023】

又、前記単一ガンマ線用放射線検出器の配設部分にも、該単一ガンマ線用放射線検出器を配設しない欠損部分を設けることができる。

【0024】

本発明は、又、前記の部分リングPET装置を、MRI装置のボア内に配設可能として、前記第2の課題を解決したものである。

【0025】

ここで、前記部分リングPET装置がコンプトンカメラ式放射線検出器を含み、該コンプトンカメラ式放射線検出器の散乱検出器を、前記MRI装置の高周波コイルの外側に配設可能とすることができる。

20

【0026】

又、前記部分リングPET装置がコンプトンカメラ式放射線検出器を含み、該コンプトンカメラ式放射線検出器の散乱検出器を電波シールドして、前記MRI装置の高周波コイルの内側に配設可能とすることができる。

【0027】

本発明は、又、視野領域を覆うように配置された複数の同時計数用放射線検出器および複数の単一ガンマ線用放射線検出器とが、消滅放射線を受信したときに出力する信号を合成して一つの画像を再構成するようにしたPET装置により、前記第3の課題を解決したものである。

30

【発明の効果】

【0028】

本発明によれば、部分リングPET装置における同時計数用放射線検出器の欠損による画質低下を、単一ガンマ線用放射線検出器を設けて補うことで投影角度の欠損を減らし、PET画像のアーチファクトを低減することが可能となる。

【0029】

又、部分リングPET装置以外であっても、視野領域を覆うように配置された複数の同時計数用放射線検出器および複数の単一ガンマ線用放射線検出器とが、消滅放射線を受信したときに出力する信号を合成して一つの画像を再構成するようにすることもできる。

40

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】従来の対向ガンマカメラ型部分リングPET装置の一例を示す断面図

【図2】MRI装置に挿入して使うC型部分リングPET装置の比較例を示す断面図

【図3】本発明の第1実施形態の全体構成を示す断面図

【図4】同じくコリメータ式単一ガンマ線用放射線検出器部分の拡大断面図

【図5】同じく画像再構成計算の手順を示すフローチャート

【図6】同じく作用を説明するための断面図

【図7】同じく効果を説明するためのサイノグラムを比較して示す図

【図8】同じく効果を説明するための再構成結果を比較して示す図

【図9】ピンホールコリメータ方式の部分リングPET装置の設計例を示す断面図

50

- 【図 1 0】本発明の第 2 実施形態の全体構成を示す断面図
 【図 1 1】同じくコンプトンカメラ式単一ガンマ線用放射線検出器部分の拡大断面図
 【図 1 2】同じく作用を説明するための断面図
 【図 1 3】本発明の第 3 実施形態の全体構成及び 2 つのシングル計数により測定されるイベントの分類を示す断面図
 【図 1 4】同じく同時計数イベントとして扱うことのできるコンプトンイベントを示す断面図
 【図 1 5】同じく処理手順を示すフローチャート
 【図 1 6】本発明の第 4 実施形態の全体構成を示す断面図
 【図 1 7】同じく第 5 実施形態の全体構成を示す断面図
 【図 1 8】同じく第 6 実施形態の全体構成を示す断面図
 【図 1 9】同じく第 7 実施形態の全体構成を示す断面図
 【図 2 0】同じく第 8 実施形態の全体構成を示す断面図
 【図 2 1】同じくシールドを示す断面図
 【図 2 2】本発明の第 9 実施形態の全体構成を示す断面図
 【図 2 3】同じく第 1 0 実施形態の全体構成を示す断面図
 【図 2 4】同じく第 1 1 実施形態の全体構成を示す断面図
 【発明を実施するための形態】

10

20

【 0 0 3 1 】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態について詳細に説明する。なお、本発明は以下の実施形態及び実施例に記載した内容により限定されるものではない。又、以下に記載した実施形態及び実施例における構成要件には、当業者が容易に想定できるもの、実質的に同一のもの、いわゆる均等の範囲のものが含まれる。更に、以下に記載した実施形態及び実施例で開示した構成要素は適宜組み合わせてもよいし、適宜選択して用いてもよい。

【 0 0 3 2 】

本発明の第 1 実施形態は、図 3 に示す如く、消滅放射線の同時計数線 1 2 を検出するための、視野領域 1 0 を囲んでリング状に配置されるべき同時計数用検出器 1 4 の一部（図 3 では下部 1 6）が欠損している部分リング P E T 装置において、該欠損部分 1 6 の視野領域 1 0 をまたいだ反対側（図の上側）に、2 本のガンマ線として発生する前記消滅放射線の一方のガンマ線 3 0 を単一ガンマ線のように検出（「単一ガンマ線検出」と称する）するための、ピンホールコリメータ 3 4 を備えたコリメータ式単一ガンマ線用放射線検出器（コリメータ式検出器と称する）3 2 を設けて、前記同時計数用検出器 1 4 の欠損による画質低下を補うようにしたものである。

30

【 0 0 3 3 】

前記コリメータ式検出器 3 2 は、図 4 に詳細に示す如く、所定入射角の単一ガンマ線 3 0 のみを通させるためのピンホールコリメータ 3 4 と、該ピンホールコリメータ 3 4 を通過した単一ガンマ線 3 0 を検出するための放射線検出器 3 6 と、で構成されている。

【 0 0 3 4 】

なお、ピンホールコリメータ 3 4 は、単一ガンマ線 3 0 の入射方向を特定できるものであれば、ピンホール式に限定されず、平行多孔コリメータや、マルチピンホールコリメータであってもよい。更に、ピンホールの形状も円形に限定されず、例えば四角い開口のロフトホールであっても良い。四角い開口の場合は、開口を複数並べた時にデッドスペースが少なく、且つ、放射線検出器 3 6 の検出部の形状とも同じであるため効率が良い。

40

【 0 0 3 5 】

次に、計測データの処理方法について述べる。患者の体内の核種からは、ほぼ 1 8 0 ° の角度をなして飛行する消滅放射線のペアが四方八方に放出される。検出器リングにおいて、図 3 中に示した位置・時間情報検出回路 1 0 0 のいずれかによって得られた一対の消滅放射線のうちの片側の計測データであるシングルイベントデータ S D は、それぞれ共通の同時計数回路 1 1 0 に送られて、同時計数ペアの情報であるリストモードデータ L D に

50

変換される。

【0036】

このリストモードデータLDは、データ収集装置120にて記録媒体に保存される。

【0037】

一方、コリメータ式検出器32の出力も、位置・時間情報検出回路102を経てデータ収集装置120で記録媒体に保存される。

【0038】

記録媒体に保存されたデータは、画像再構成装置130に送られて、画像再構成演算を行なった後、画像表示装置140にて再構成画像が表示される。

【0039】

図5は、画像再構成装置130における画像再構成計算の手順を示したフローチャートである。画像再構成装置130において、リストモードデータLDの中に格納されている検出器位置情報をもとに、ステップ132で同時計数測定の同時計数線やコリメータ式測定の投影線の幾何学的な情報を計算する。そして、ステップ134でシステムマトリクス要素を計算する。画像再構成におけるシステムマトリクスの使用方法としては、事前に計算・保持し、画像再構成計算において逐次読み込む方式と、画像再構成計算において、必要な毎に逐次計算する方法が可能である。

【0040】

そして、システムマトリクスを用いてステップ136で画像再構成計算を行う。

【0041】

第1実施形態による同時計数線12と単一ガンマ線30の検出状態を図6に示す。図の横方向の同時計数線12だけでは、図のように楕円上の範囲Aにしかガンマ線の発生場所を特定できないが、縦方向の線に感度を持つ単一ガンマ線30の情報を組み合わせることで、発生場所の横方向の特定範囲をBまで狭め、空間分解能の方向依存性をなくすことができ、精度の良い画像を取得できるようになる。

【0042】

同時計数用検出器14のみをC型に配置した場合の従来のサイノグラムを図7(A)に示す。上下方向の投影データが取得できないため、サイノグラム上では中央部分が角度方向に連続な大きな欠損領域となる。本発明の第1実施形態で、上部の検出器32をピンホールコリメータ式単一ガンマ線用放射線検出器とした場合のサイノグラムを図7(B)に示す。図7(A)で完全に欠損領域だった部分でも角度方向に粗いサンプリングができることがわかる。

【0043】

図7(A)(B)に示した検出器配置でシミュレーションを行った(部分リング直径40cm、ファントム直径11cm)結果を図8に示す。図8(A)に示す真値に対して、図7(A)に示した同時計数用検出器のみの従来の場合は、図8(B)に示す如く、円形のファントムが左下と右下に向かって大きく歪んだのに対し、図7(B)に示したピンホールコリメータ式単一ガンマ線用放射線検出器を併用した本発明の第1実施形態の場合には、図8(C)に示す如く、元の円が歪みの少ない状態で再構成されることが確認できた。

【0044】

このように、本発明によれば、全周で同時計数線を検出する場合に比べれば劣るが、C型検出器リングでは得られなかった角度範囲データを補って、画質低下を補うことができる。

【0045】

次に、装置を設計する際に考慮すべきパラメータを示す。コリメータ方式及びコンプトンカメラ方式の共通パラメータが、検出器素子サイズ、検出器ブロックサイズ、部分リングの径、検出器数であり、コリメータ方式特有のパラメータが、コリメータ形状、コリメータの穴のサイズ、穴から放射線検出器までの距離、同時計数用検出器とコリメータを付けた単一ガンマ線用放射線検出器の割合であり、後出コンプトンカメラ方式特有のパラメ

10

20

30

40

50

ータが、散乱検出器の形状、散乱検出器配置の径（吸収検出器からの距離）、散乱検出器素子のピクセルサイズ及び厚さである。

【0046】

第1実施形態のようなピンホールコリメータ方式の部分リングPET装置においては、同時計数により同時計数線を検出（同時計数検出）した方が、ガンマ線をコリメータによって遮る場合よりも高い感度が得られるため、対向する検出器が存在する場合には、コリメータなしの同時計数検出を行う方が良い。そのため、図9に示すような円形の視野領域10を設定した場合、上下方向で視野をカバーできている範囲は同時計数用検出器14による同時計数検出を行い、それよりも上に位置する検出器32でピンホール方式の単一ガンマ線検出を行うことが望ましい。

10

【0047】

また、ピンホールコリメータ方式の単一ガンマ線検出では、ファンビーム投影データを得ることができるが、その際、放射線検出器36とピンホールコリメータ34により形成されるファン角度 α の中に測定対象が入っていることが断層撮像法の原理上望ましい。一方で、空間分解能の観点からは、放射線検出器36からピンホールコリメータ34の先端の穴までの距離（コリメータ焦点距離）Fはなるべく離れていた方が望ましいため、ピンホールコリメータ34の穴の位置から視野領域10の円に伸ばした接線同士の角度をファン角度 α とするのが良い。検出器幅をW、部分リングの直径をD、視野領域10の直径をD'、とした場合のファン角度 α 、及びコリメータ焦点距離Fとの関係は、次式のように求められる。

20

【数1】

$$\sin \frac{\alpha}{2} = \frac{D'}{2(D-F)} \quad \dots (1)$$

$$F = \frac{W}{2 \tan \frac{\alpha}{2}} \quad \dots (2)$$

【0048】

30

なお、第1実施形態においては、ピンホールコリメータ34により単一ガンマ線30を絞っているので、感度が低いという課題がある。

【0049】

そこで、本発明の第2実施形態では、図10に示す如く、単一ガンマ線用放射線検出器として、散乱検出器42と吸収検出器44で構成されるコンプトンカメラ式単一ガンマ線用放射線検出器（以下コンプトンカメラと称する）40を用いている。

【0050】

このコンプトンカメラ40では、図10及び図11に示す如く、入射した単一ガンマ線30が散乱検出器42でコンプトン散乱を起こし、かつその散乱線43が吸収検出器44で（光電）吸収されるイベント（コンプトンイベントと称する）を計数し、その相互作用位置とエネルギーを記録する。単一ガンマ線30が散乱検出器42でコンプトン散乱を起こした場合には、全エネルギーのうちの一部を散乱検出器42に付与し、付与したエネルギーに応じた角度（散乱角 θ ）で進行方向を変える。進行方向を変えたガンマ線（散乱線とも称する）43が吸収検出器44で吸収された場合、残ったエネルギーが吸収検出器44に付与される。散乱角 θ は、付与されたエネルギーからクライン-仁科の式に従って決まるため、図12に示す如く、散乱検出器42と吸収検出器44の2つの検出位置を結んだ直線を中心軸とし、散乱検出器42での検出位置を頂点とする円錐46の表面（円錐表面46とも称する）上にガンマ線の発生位置を限定することができる。従って、十分なイベント数を集めれば、元の放射能分布を推定することが可能となる。

40

【0051】

50

前記散乱検出器 4 2 としては、コンプトン散乱を起こしやすい物質を含む放射線検出器を用いることができる。

【 0 0 5 2 】

コンプトンカメラ方式の場合では、同時計数検出を行う P E T 検出器（同時計数用検出器 1 4）を吸収検出器 4 4 とし、その前方に散乱検出器 4 2 を配置することで、コンプトンカメラ 4 0 の原理による測定を行えるようにすることができる。

【 0 0 5 3 】

即ち、同時計数用検出器 1 4 は、一般的にエネルギー窓を 4 0 0 - 6 0 0 k e V に設定し、5 1 1 k e V のガンマ線を効率良く検出するように設計されている。散乱検出器 4 2 でコンプトン散乱を起こしたガンマ線は、5 1 1 k e V 以下のエネルギーのガンマ線として同時計数用検出器 1 4 に到達するため、同時計数用検出器 1 4 においてエネルギー情報を保存するにすれば、同時計数用検出器 1 4 を、コンプトンカメラ 4 0 の吸収検出器 4 4 として用いることができる。

10

【 0 0 5 4 】

検出したエネルギー情報は、前述のように、コンプトンイベントの散乱角 を求めるために使う。また、物体内など散乱検出器 4 2 以外で散乱し、エネルギーの低くなったガンマ線はノイズとなるため、検出されたエネルギーの合計が、発生したガンマ線のエネルギーと十分一致するかどうかで、真のコンプトンイベントかどうかの判定を行う。P E T の信号（同時計数イベント）として検出する場合には、エネルギーウィンドウを設け、5 1 1 k e V のガンマ線のみを検出するために用いる。

20

【 0 0 5 5 】

ここで、同時計数イベントとは、消滅放射線（1 回の陽電子対消滅によって発生する 5 1 1 k e V のガンマ線のペア）が同時に計測された事象を示す。また、コンプトンイベントとは、1 本のガンマ線が散乱検出器 4 2 でコンプトン散乱として計測され、同時に吸収検出器 4 4 で光電吸収として計測された事象を示す。

【 0 0 5 6 】

コンプトンカメラ方式の場合、コリメータ方式とは異なり、ガンマ線を完全に遮蔽することを目的とせず、すべての同時計数用検出器 1 4 の前に散乱検出器 4 2 を置いた場合でも、散乱検出器 4 2 を透過するガンマ線が存在するため同時計数イベントを取得することができる。したがって、M R I の信号を効率よく透過させたり、患者や被験者の視野を確保したりする目的で欠損部を設ける場合を除いて、図 1 3 に示す第 3 実施形態のように、なるべく多くの範囲を覆うことが望ましい。

30

【 0 0 5 7 】

入射したガンマ線が散乱検出器 4 2 でコンプトン散乱を起こして計数され、吸収検出器 4 4 で（光電）吸収により計数されたコンプトンイベントのガンマ線は、図 1 3 に示す如く、検出されたエネルギーで頂角が決まる円錐表面 4 6 上に位置を特定できる。散乱検出器 4 2 を配置した場合でも、散乱検出器 4 2 でコンプトン散乱を起こさず、透過するガンマ線や、吸収されるガンマ線が存在する。そのため、吸収検出器 4 4 ですべてのエネルギーを落とすガンマ線同士で同時計数イベントを測定することができる。また、散乱検出器 4 2 同士で吸収される場合や、散乱検出器 4 2 と吸収検出器 4 4 でそれぞれ吸収される場合もあり、両者とも同時計数イベントとして扱うことができる。

40

【 0 0 5 8 】

また、対となって生成されるガンマ線の片方がコンプトンイベントとして計数され、他方が吸収イベント（5 1 1 k e V のエネルギーが一度に光電吸収される事象）として計数される場合もあり、その場合はコンプトン散乱を起こした散乱検出器と、吸収イベントの起こった検出器との同時計数イベントとして扱うことができる。さらに、両方ともがコンプトンイベントとして計数される場合もあり、その場合は散乱検出器での検出位置同士の同時計数イベントとして扱うことができる。コンプトンイベントの場合には円錐表面 4 6 上にしかガンマ線の発生場所を特定できないが、同時計数イベントの場合には直線上に特定できるため、コンプトンイベントを同時計数イベントとして扱うことで、より高画質の

50

再構成像を得ることが可能になる。コンプトンイベントを含む同時計数イベントを図 1 4 に示す。

【 0 0 5 9 】

計数されたイベントは時間情報とエネルギー情報を用いて、コンプトンイベント、同時計数イベント、そしてノイズに識別することができる。その際の処理の流れを図 1 5 に示す。

【 0 0 6 0 】

全ての計数はシングル計数イベントとして記録されるものとする。まず、時間窓を設定し(ステップ 1 0 0)、その中で検出された未処理のシングル計数イベントのペアを選択する(ステップ 1 1 0、1 2 0)。時間窓は、測定系の時間分解能を考慮し、例えば 2 0 n s の範囲などに設定する。

10

【 0 0 6 1 】

シングル計数イベントのペアが散乱検出器同士、または吸収検出器同士で検出されたものである場合(ステップ 1 3 0 の左)には、それぞれのイベントで取得されたエネルギーが、両方とも元のガンマ線のエネルギーウィンドウ内ならば(ステップ 1 4 0 で Y e s)、同時計数イベントとして抽出する(ステップ 1 5 0)。ガンマ線のエネルギーウィンドウは消滅放射線の場合、5 1 1 k e V のガンマ線対が発生するため、エネルギー分解能を考慮して 4 0 0 k e V から 6 0 0 k e V に設定するのが一般的である。

【 0 0 6 2 】

ガンマ線のエネルギーウィンドウに入らないイベント(ステップ 1 4 0 で N o)は、生体内などで散乱を起こしたノイズ成分と考えられるため抽出しない。

20

【 0 0 6 3 】

時間窓内のシングル計数イベントのペアがそれぞれ散乱検出器と吸収検出器で計数されたものであった場合(ステップ 1 3 0 の右)、それぞれがガンマ線のエネルギーウィンドウに入っている場合(ステップ 1 6 0 で Y e s)には、散乱検出器においても吸収が起こったとみなして同時計数イベントとして抽出する(ステップ 1 5 0)。

【 0 0 6 4 】

散乱検出器と吸収検出器で取得された 2 つのエネルギーの合計がガンマ線のエネルギーウィンドウ内ならば(ステップ 1 7 0 で Y e s)、コンプトン散乱を起こしたのちに吸収されたイベントであると識別し、さらに、散乱検出器のエネルギーを用いて、コンプトン散乱が起こった場所が散乱検出器側であるかどうかの判定を行う。散乱角度が大きいものは、吸収検出器で後方散乱を起こし、散乱検出器に跳ね返ってきて吸収された後方散乱イベントである確率が高く、散乱検出器に大きなエネルギーを落とすので、散乱角度制限のエネルギーウィンドウを設け(ステップ 1 8 0)、一例として、散乱検出器で約 1 2 0 k e V 以上のエネルギーを落としたイベントは無視する(ステップ 1 8 0 で N o)。また、極端に低いエネルギーを検出することは困難であるため、シングル計数イベントのエネルギーの検出下限値が例えば 1 0 k e V の場合、散乱検出器と吸収検出器で合わせたエネルギーがガンマ線のエネルギーウィンドウ内(ステップ 1 7 0 で Y e s)で、かつ散乱検出器でのエネルギーが 1 0 k e V から 1 2 0 k e V であるもの(ステップ 1 8 0 で Y e s)がコンプトンイベントとして識別される(ステップ 1 9 0)。

30

40

【 0 0 6 5 】

そして、同一時間内に対となる計数イベントが存在しない場合(ステップ 1 9 0 で N o)、単独のコンプトンイベントとして識別される(ステップ 2 0 0)。

【 0 0 6 6 】

一方、コンプトンイベントは、同一時間内に対となる計数イベント(吸収イベントまたはコンプトンイベント)が存在する場合(ステップ 1 9 0 で Y e s)、同時計数イベントとして抽出できる(ステップ 1 5 0)。具体的には、同一の時間窓で検出された 3 つめのシングル計数イベントがあり、そのエネルギーがガンマ線のエネルギーウィンドウ内ならば、同時計数イベントとして抽出する。更に、3 つめと 4 つめのシングル計数イベントが散乱検出器と吸収検出器で行われた場合、合計エネルギーに対してのガンマ線のエネルギ

50

ーウィンドウと、散乱検出器の散乱角度制限のエネルギーウィンドウにも入っているならば、散乱検出器同士の同時計数イベントとして抽出する。

【0067】

抽出したシングル計数イベントは省き、時間窓の中で未処理のシングル計数イベントのペアが無くなるまで（ステップ110でNo）繰り返して、次の時間窓へ移る（ステップ210）。

【0068】

なお、前記同時計数線12の計測においては、飛行時間（Time - Of - Flight）計測を可能として、消滅放射線の発生位置を同時計数線12上の所定範囲に限定することが望ましい。

【0069】

核種は、陽電子放出とほぼ同時に一定の割合で単一ガンマ線を放出する3ガンマ核種（ ^{44}Sc など）も対象になる。この場合、単一ガンマ線を計測する放射線検出器が測定対象とする放射線は、消滅放射線ではなく単一ガンマ線となる（消滅放射線と単一ガンマ線の両方を計測してもよい）。

【0070】

従って、消滅放射線の同時計数により、核種位置を線分上（又は線分上の所定範囲...飛行時間計測の場合）に特定し、単一ガンマ線の測定（コリメータ式又はコンプトンカメラ式）により、線分上の位置を特定できる。

【0071】

あるいは、消滅放射線の一方のガンマ線を単一ガンマ線用放射線検出器（コリメータ式又はコンプトンカメラ式）による計測で線分又は円錐表面上に核種位置を特定した後、単一ガンマ線の別の単一ガンマ線用放射線検出器（コリメータ式又はコンプトンカメラ式）による測定により、線分もしくは円錐表面上の位置を特定することができる。

【0072】

なお、前記実施形態においては、いずれも、消滅放射線の一方のガンマ線を計測する単一ガンマ線用放射線検出器32、40が検出器リングの同時計数用検出器14の欠損部分16の視野領域10をまたいだ反対側に設置されていたが、図16に示す第4実施形態のように、該単一ガンマ線用放射線検出器（この第4実施形態ではコリメータ式検出器32）を設置しない欠損部分38を設けることもできる。

【0073】

この場合には、検査対象である患者の視野を広く保つことができるため、閉所恐怖症の患者にも対応できるようになる。又、検査対象へのアクセスを容易とすることができる。更に、後述のようにMRI装置を組合せた場合は、MRIの信号が通りやすくなり、MRI画像の画質低下をより抑える効果が期待できる。

【0074】

本発明の第5実施形態を図17に示す。本実施形態は、コンプトンカメラ40の配設部分に、該コンプトンカメラ40を配設しない欠損部分48を設けたものである。他の点については第4実施形態と同様であるので説明を省略する。

【0075】

なお、前記第1乃至第5実施形態では、PET装置が単体で説明されていたが、本発明の部分リングPET装置は、特に、PET測定とMRI測定が同時にできるようにMRI装置のボア内に設置した場合に有効である。これにより、市販のMRI装置に手を加えず、PET装置を加えることが可能となる。

【0076】

PET/MRI複合装置に適用した本発明の第6実施形態を図18に示す。本実施形態は、図3に示した第1実施形態をMRI装置20のMRIボア22内に組み込んだものである。

【0077】

なお、コリメータ式検出器ではなく、コンプトンカメラ40と組合せる場合には、RF干

10

20

30

40

50

渉を避けるために、図 19 に示す第 7 実施形態の如く、散乱検出器 42 を RF コイル 26 の外側に設置することが望ましい。

【0078】

一方、コンプトンカメラ 40 の位置分解能を確保するためには、散乱検出器 42 と吸収検出器 44 の距離をできるだけ離すことが望ましい。

【0079】

そのために、散乱検出器 42 を RF コイル 26 の内側に設置した第 8 実施形態を図 20 に示す。

【0080】

本実施形態においては、図 21 に示す如く、散乱検出器 42 の周囲を銅箔、カーボンファイバーシートなどのシールド 50 で被うことによって、RF コイル 26 との干渉を防いでいる。

10

【0081】

本実施形態の場合は、シールド 50 により RF 干渉を避けつつ、コンプトンカメラ 40 の散乱検出器 42 と吸収検出器 44 の距離を離すことができるので、コンプトンカメラ 40 の位置分解能が向上する。

【0082】

なお、既に説明したように、コンプトンカメラ 40 の散乱検出器 42 は、一部のガンマ線を散乱させるが、大部分のガンマ線は透過するため、同時計数線 12 の検出精度の低下は最小限である。又、散乱検出器 42 同士で同時計数判定を行うことも可能であり、コンプトン散乱を起こしたか、吸収されたかの判別を、散乱検出器 42 で測定されたエネルギーにより識別可能である。そこで、本発明の第 9 実施形態では、図 22 に示す如く、コンプトンカメラ 40 の散乱検出器 42 が、RF コイル 26 の外側でベッド 24 以外の広い範囲を覆うようにしている。

20

【0083】

又、図 23 に示す第 10 実施形態では、コンプトンカメラ 40 の散乱検出器 42 が、RF コイル 26 の内側でベッド 24 以外の広い範囲を覆うようにしている。

【0084】

なお、PET の検出器である同時計数用検出器 14 では、入射したガンマ線の一部はコンプトン散乱を起こし、散乱線が検出器リングの外側へ飛んでいく。そこで、図 24 に示す第 11 実施形態のように、同時計数用検出器（兼散乱検出器）14 の外側にコンプトンカメラ式放射線検出器の吸収検出器 44 を配置し、前記同時計数用検出器 14 でコンプトン散乱した散乱線を検出することで、コンプトンイベントを検出するようにすることもできる。

30

【0085】

なお、前記実施形態においては、いずれも同時計数用検出器が左右に設けられ、単一ガンマ線用放射線検出器が上部に設けられていたが、同時計数用検出器及び単一ガンマ線用放射線検出器の配置はこれに限定されない。

【0086】

又、前記実施形態においては、いずれも PET 装置が、同時計数用検出器の一部が欠損した部分リング PET 装置とされていたが、本発明の適用対象はこれに限定されず、視野領域を覆うように配置された複数の同時計数用放射線検出器と複数の単一ガンマ線用放射線検出器を備えた、部分リング PET 装置以外の PET 装置に適用することも可能である。

40

【符号の説明】

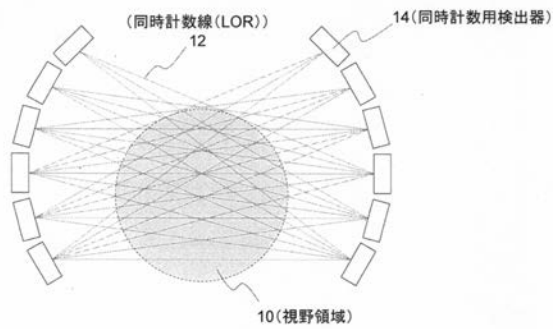
【0087】

- 10 ... 視野領域
- 12 ... 同時計数線 (LOR)
- 14 ... 同時計数用 (放射線) 検出器
- 16、38、48 ... 欠損部分

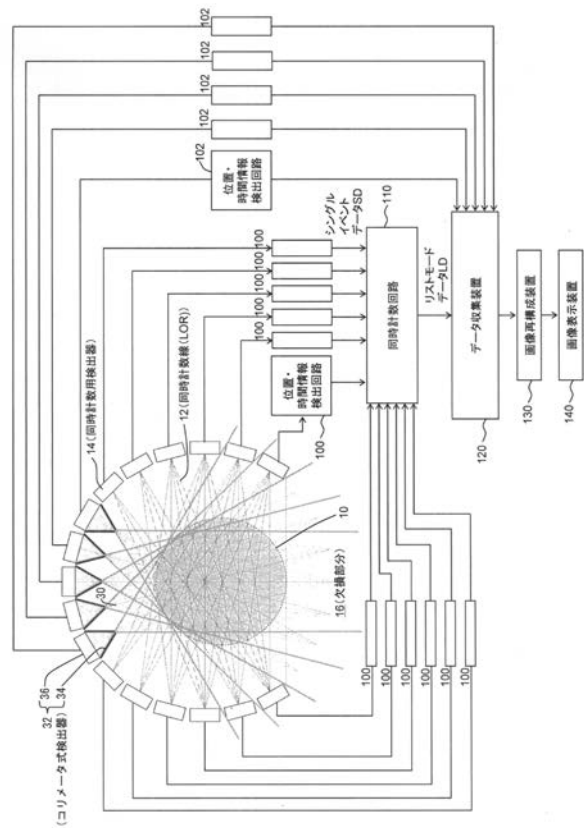
50

- 2 0 ... M R I 装置
- 2 2 ... M R I ボア
- 2 4 ... ベッド
- 2 6 ... R F コイル
- 3 0 ... 単一ガンマ線
- 3 2 ... コリメータ式 (単一ガンマ線用放射線) 検出器
- 3 4 ... ピンホールコリメータ
- 3 6 ... 放射線検出器
- 4 0 ... コンプトンカメラ (式単一ガンマ線用放射線検出器)
- 4 2 ... 散乱検出器
- 4 3 ... 散乱線 (ガンマ線)
- 4 4 ... 吸収検出器
- 4 6 ... 円錐表面 (コンプトンカメラへの入射方向)
- 5 0 ... シールド
- 1 0 0、1 0 2 ... 位置・時間情報検出回路
- 1 1 0 ... 同時計数回路
- 1 2 0 ... データ収集装置
- 1 3 0 ... 画像再構成装置
- 1 4 0 ... 画像表示装置

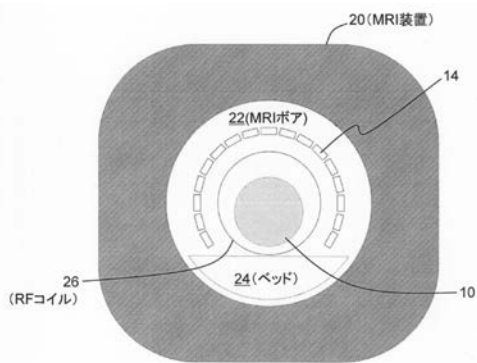
【 図 1 】



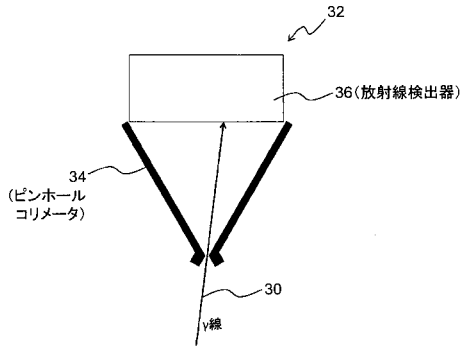
【 図 3 】



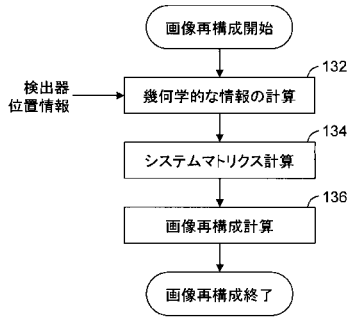
【 図 2 】



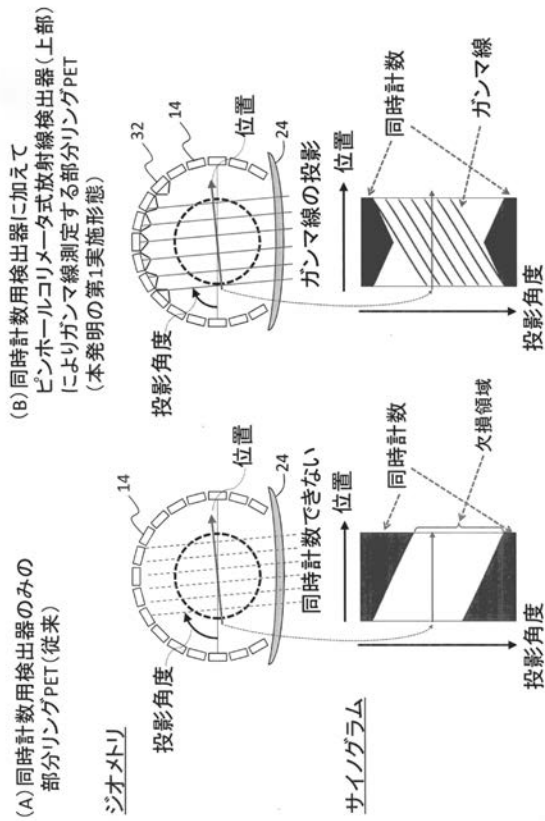
【 図 4 】



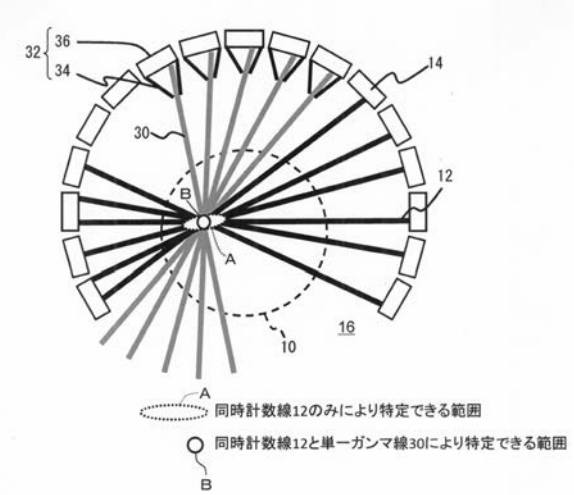
【 図 5 】



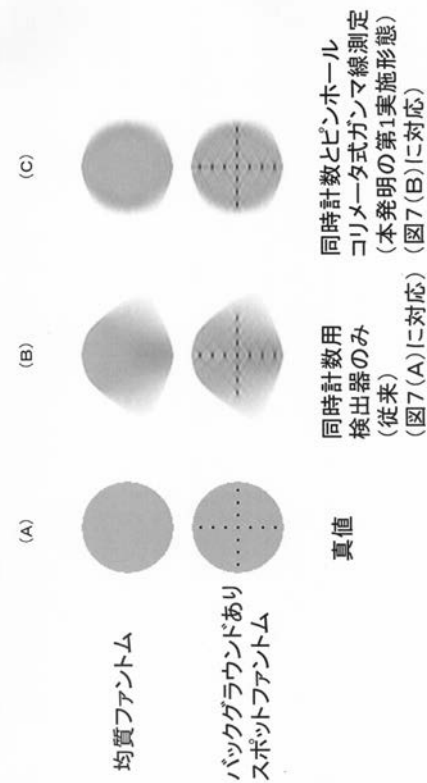
【 図 7 】



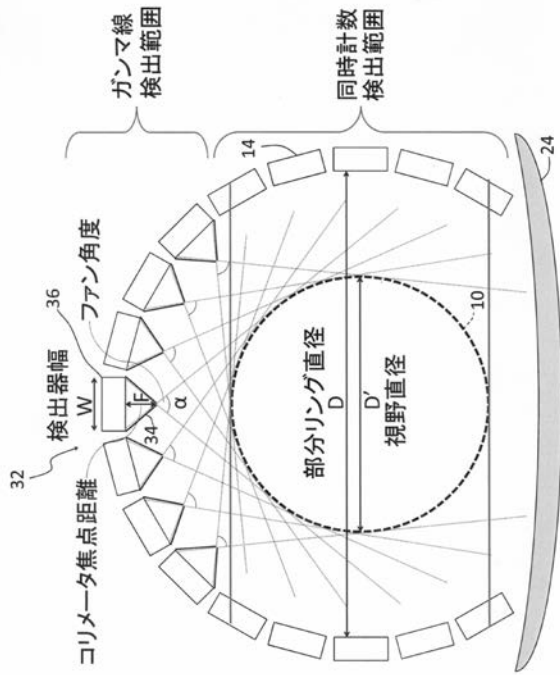
【 図 6 】



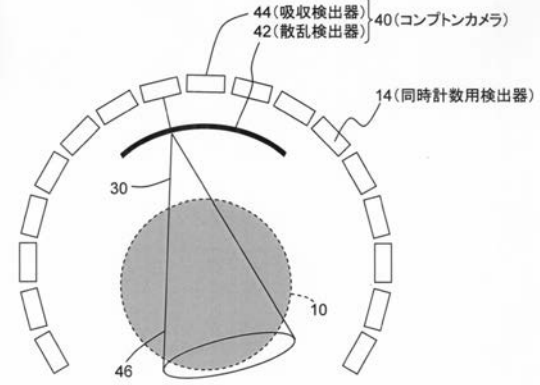
【 図 8 】



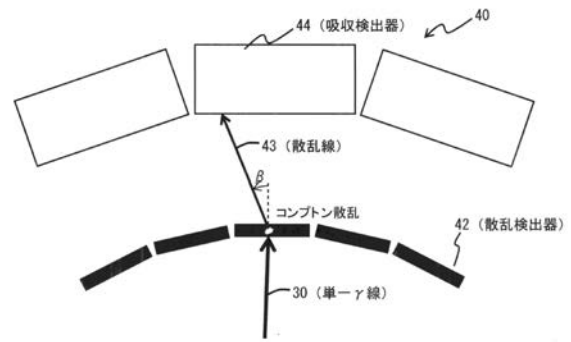
【 図 9 】



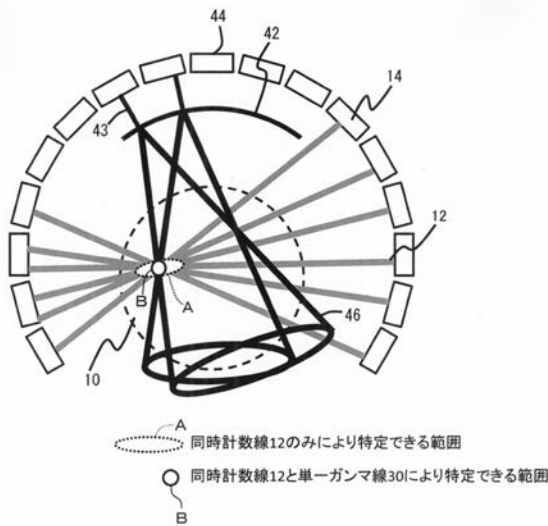
【 図 10 】



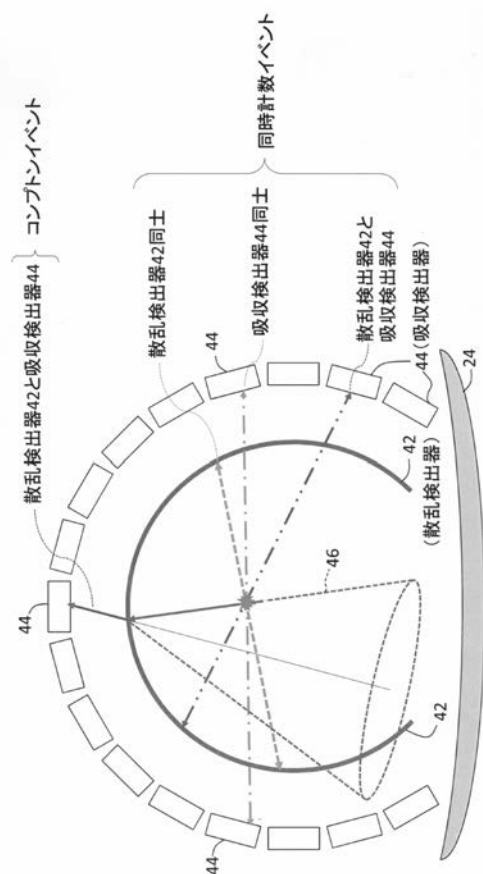
【 図 11 】



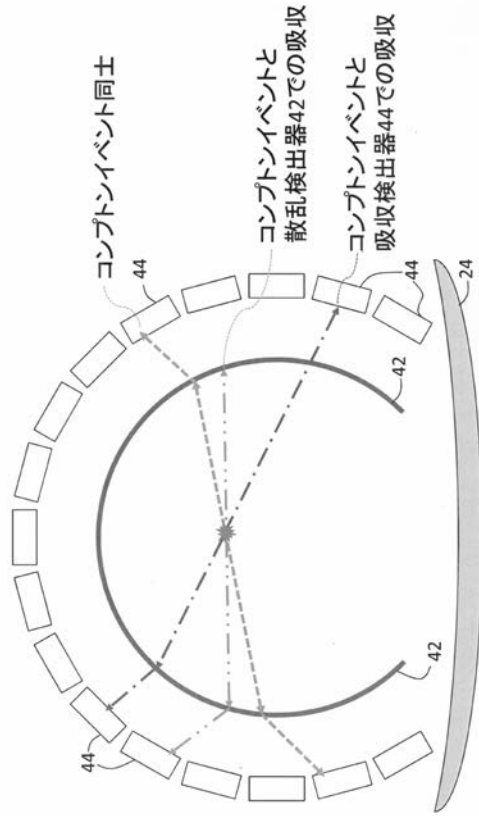
【 図 12 】



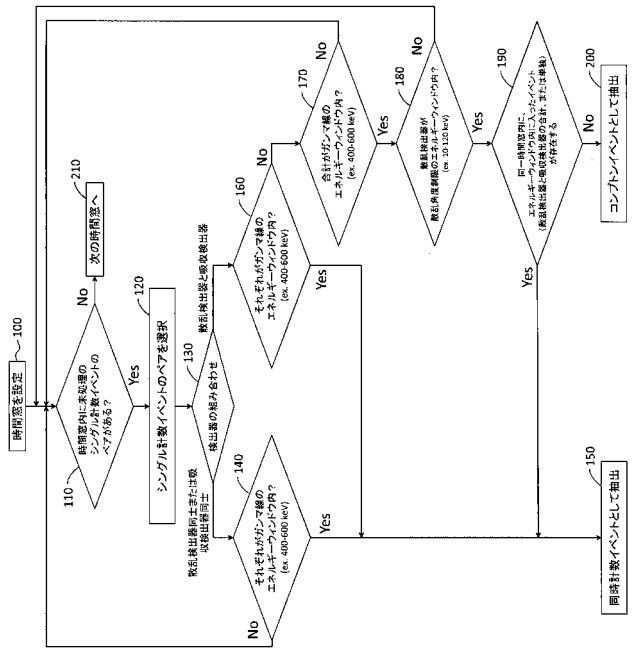
【 図 13 】



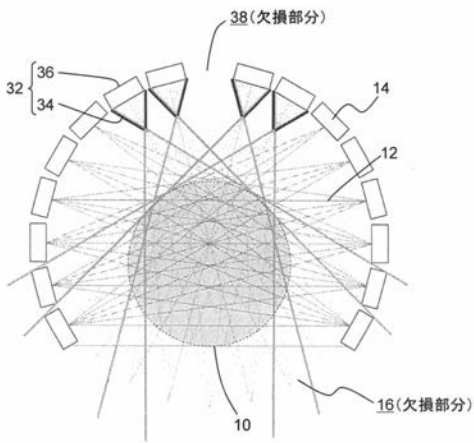
【 図 1 4 】



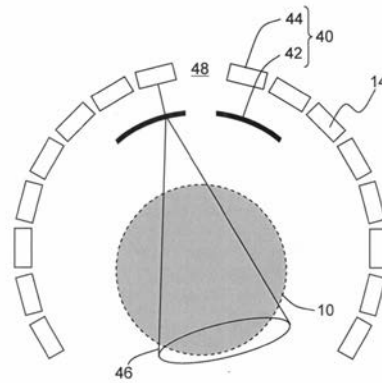
【 図 1 5 】



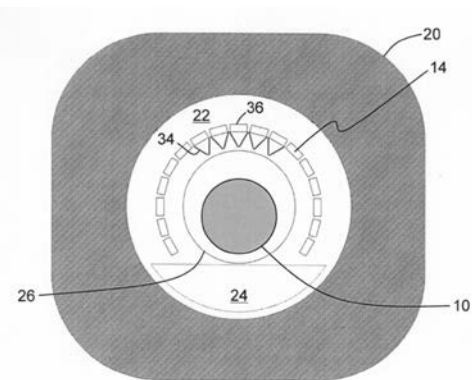
【 図 1 6 】



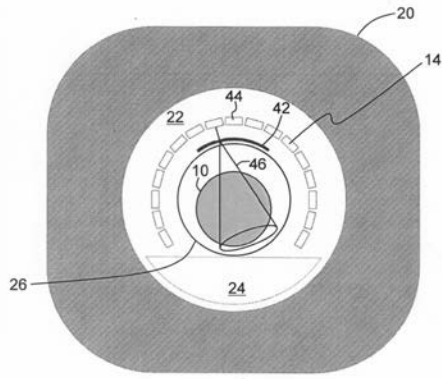
【 図 1 7 】



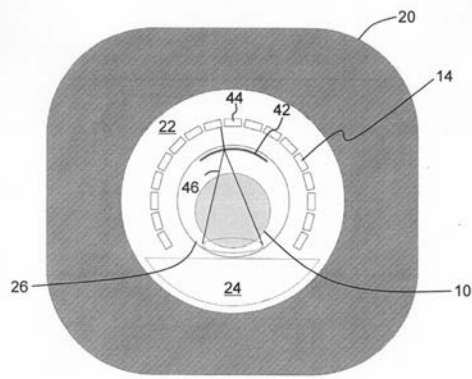
【 図 1 8 】



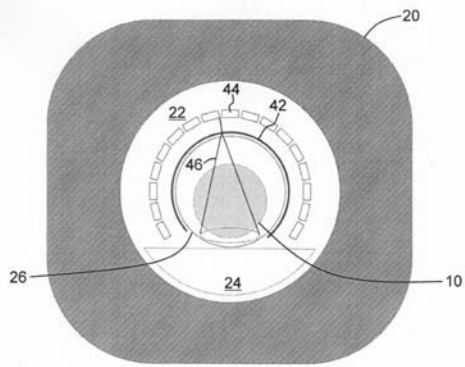
【図 19】



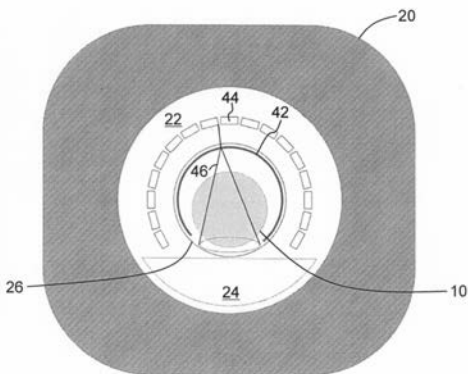
【図 20】



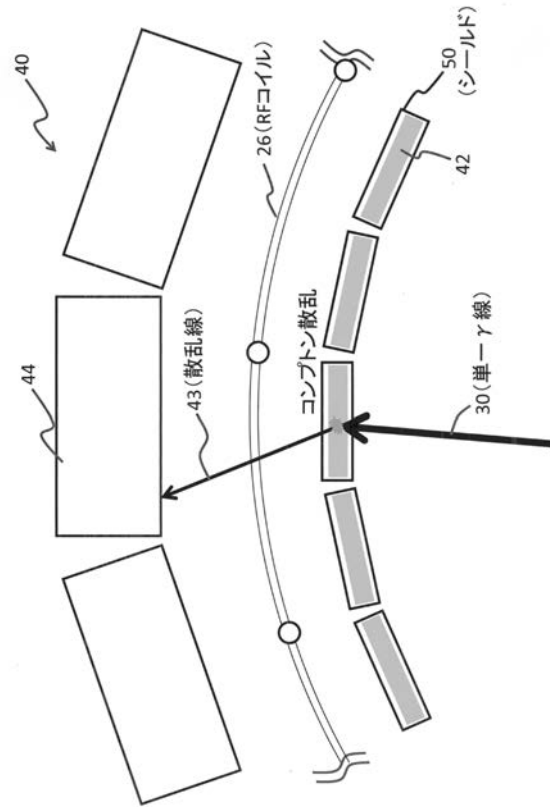
【図 22】



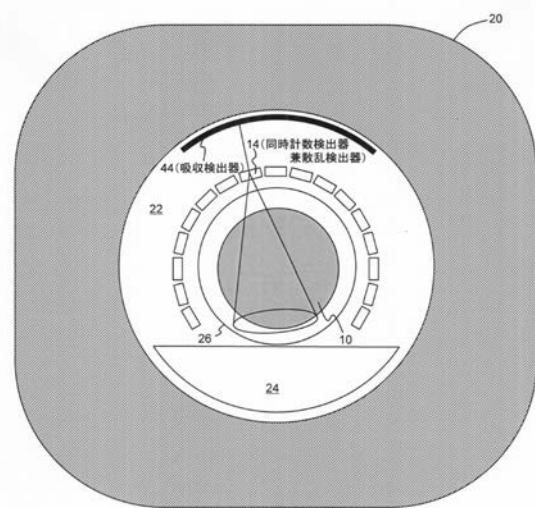
【図 23】



【図 21】



【図 24】



フロントページの続き

(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 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構内

(72)発明者 田島 英朗

千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構内

Fターム(参考) 2G188 AA02 BB04 CC01 DD02 DD14 DD17 DD18 EE10 EE12 FF13

FF14

4C096 AA18 AB41

4C188 EE02 FF04 JJ02 JJ13 KK09 KK11 LL11