

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7208355号
(P7208355)

(45)発行日 令和5年1月18日(2023.1.18)

(24)登録日 令和5年1月10日(2023.1.10)

(51)国際特許分類	F I			
G 0 1 T 1/161(2006.01)	G 0 1 T	1/161	C	
G 0 1 T 1/164(2006.01)	G 0 1 T	1/161	B	
	G 0 1 T	1/164	A	

請求項の数 18 (全28頁)

(21)出願番号	特願2021-505881(P2021-505881)	(73)特許権者	593063105
(86)(22)出願日	平成30年8月7日(2018.8.7)		シーメンス メディカル ソリューション
(65)公表番号	特表2021-533367(P2021-533367 A)		ズ ユーエスエー インコーポレイテッド
(43)公表日	令和3年12月2日(2021.12.2)		Siemens Medical Sol
(86)国際出願番号	PCT/US2018/045469		utions USA, Inc.
(87)国際公開番号	WO2020/032924		アメリカ合衆国 1 9 3 5 5 ペンシルヴ
(87)国際公開日	令和2年2月13日(2020.2.13)		ァニア マルヴァーン リバティ ブール
審査請求日	令和3年6月8日(2021.6.8)	(74)代理人	バード 4 0
			110003317
			特許業務法人山口・竹本知的財産事務所
		(74)代理人	100075166
			弁理士 山口 巖
		(74)代理人	100133167
			弁理士 山本 浩
		(74)代理人	100169627

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医療用画像のための適応コンプトンカメラ

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

医療用画像のためのコンプトンカメラであって、
前記コンプトンカメラが、
患者ベッド（60）と、
それぞれが散乱検出器（12）と、捕獲検出器（13）と、を有する複数のモジュール（11）であって、前記患者ベッド（60）上の患者からの放出物を受け取るように配置された、複数のモジュール（11）と、

前記散乱検出器（12）、前記捕獲検出器（13）、前記散乱検出器（12）と前記捕獲検出器（13）の両方、または、前記複数のモジュールと連結するモータ（114）であって、

前記モータ（114）が、前記散乱検出器（12）、前記捕獲検出器（13）、または、前記散乱検出器（12）と前記捕獲検出器（13）の両方、を前記患者ベッド（60）に対して近づけるか、または、遠ざけるように構成されている、
モータ（114）と、
を含む、コンプトンカメラ。

【請求項2】

前記散乱検出器（12）は前記捕獲検出器（13）から固定された距離にあり、
前記モータ（114）が前記散乱検出器（12）と前記捕獲検出器（13）と一緒に移動させるように構成されている、請求項1に記載のコンプトンカメラ。

【請求項 3】

前記散乱検出器（12）は前記捕獲検出器（13）に対して移動可能であり、

前記モータ（114）が前記捕獲検出器（13）を移動させることなく、前記散乱検出器（12）を移動させるように構成されている、請求項1に記載のコンプトンカメラ。

【請求項 4】

前記捕獲検出器（13）は前記散乱検出器（12）に対して移動可能であり、

前記モータ（114）が前記散乱検出器（12）を移動させることなく、前記捕獲検出器（13）を移動させるように構成されている、請求項1に記載のコンプトンカメラ。

【請求項 5】

前記散乱検出器（12）および前記捕獲検出器（13）が、前記患者ベッド（60）に対して独立に移動可能である、請求項1に記載のコンプトンカメラ。

10

【請求項 6】

前記患者ベッド（60）上の患者を感知するように構成されたセンサ（110）をさらに含み、

前記モータ（114）が、前記センサ（110）の出力に基づいて、前記散乱検出器（12）の前記患者からの距離を減少させるために、前記散乱検出器（12）を移動させるように構成されている、請求項1に記載のコンプトンカメラ。

【請求項 7】

感度及び画質をバランスさせる性能指数に基づいて、前記散乱検出器（12）と前記捕獲検出器（13）との間の距離を設定するように、前記モータ（114）を制御するように構成された制御プロセッサ（112）をさらに含む、請求項1に記載のコンプトンカメラ。

20

【請求項 8】

前記制御プロセッサ（112）は、

前記モータ（114）を制御して、前記患者からの前記散乱検出器（12）の距離を減少させるように、前記散乱検出器（12）を移動させるとともに、

前記モータ（114）を制御して、前記性能指数に基づいて前記捕獲検出器（13）を前記散乱検出器（12）からの距離に移動させるように、構成されている、請求項7に記載のコンプトンカメラ。

【請求項 9】

前記複数のモジュール（11）が、前記患者ベッド（60）の周りにリング又は部分リングの一部を形成する、請求項1に記載のコンプトンカメラ。

30

【請求項 10】

前記散乱検出器（12）および前記捕獲検出器（13）において対になった事象から形成されたコンプトン事象からコンプトン画像を生成するように構成された画像プロセッサ（19）をさらに含み、

前記コンプトン画像を表示するように構成されたディスプレイをさらに含む、請求項1に記載のコンプトンカメラ。

【請求項 11】

角度閾値に基づいてコンプトン事象を棄却するとともに、棄却されなかったコンプトン事象からコンプトン画像を生成するように構成された画像プロセッサ（19）をさらに含む、請求項1に記載のコンプトンカメラ。

40

【請求項 12】

それぞれが散乱検出器（12）および捕獲検出器（13）を有する複数の固体検出器モジュール（11）と、

前記散乱検出器（12）、前記捕獲検出器（13）、前記散乱検出器（12）と前記捕獲検出器（13）の両方、または、前記複数の固体検出器モジュール（11）と連結されたモータ（114）と、

前記モータ（114）を制御して、前記散乱検出器（12）、前記捕獲検出器（13）、または、前記散乱検出器（12）および前記捕獲検出器（13）の両方、の位置を、患者

50

空間のアイソセンタに対して変更するように構成された制御プロセッサ（１１２）と、を含む、医療用画像システム。

【請求項１３】

前記患者空間内の患者を感知するように構成された位置センサ（１１０）をさらに含み、前記制御プロセッサ（１１２）が、前記センサ（１１０）からの前記患者の感知位置に基づいて、前記散乱検出器（１２）の位置を変更するように構成されている、請求項１２に記載の医療用画像システム。

【請求項１４】

前記制御プロセッサ（１１２）は、前記散乱検出器（１２）と前記捕獲検出器（１３）との間の距離が変更されるように、前記散乱検出器（１２）の前記位置を変更するとともに、前記捕獲検出器（１３）の前記位置を変更するように構成されている、請求項１２に記載の医療用画像システム。

10

【請求項１５】

前記制御プロセッサ（１１２）が、感度と画質との間の相対的な選択に基づいて前記位置を変更するように構成されている、請求項１２に記載の医療用画像システム。

【請求項１６】

請求項１から１１のいずれか１項に記載のコンプトンカメラによる医療用画像のための方法であって、

前記方法が、

モータ（１１４）により、前記コンプトンカメラの検出器を移動させること（１８４）

20

と、

移動する前記検出器によって、患者からの放出物を検出すること（１８６）と、

検出された前記放出物からコンプトン画像を生成すること（１８８）と、

を含む、医療用画像のための方法。

【請求項１７】

患者を検知すること（１８２）をさらに含み、

前記移動させること（１８４）が、前記患者の前記検知の出力に基づいて移動させること（１８４）を含む、請求項１６に記載の方法。

【請求項１８】

前記検出器を移動させること（１８４）が、散乱検出器（１２）、捕獲検出器（１３）、または、前記散乱検出器（１２）と前記捕獲検出器（１３）の両方、を移動させること（１８４）を含む、請求項１６に記載の方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本実施形態は、コンプトン効果を用いた医療用画像に関するものである。コンプトン効果は、単一光子放出コンピュータ断層撮影（ＳＰＥＣＴ）に用いられるよりも高いエネルギーを撮像することを可能にする。コンプトン画像システムは、散乱層を組み立て、次いで大きなフレームワークに装着された捕獲層を組み立てるなど、テストプラットフォームとして構築される。エレクトロニクスは、ファントムの放射からコンプトンベースの事象を検出するために接続されている。

40

【背景技術】

【０００２】

コンプトン画像システムは、いかなる商業的臨床設定においても、実用的使用のための設計および制約要件に対処することに失敗している。現状の提案では、臨床で画像プラットフォームに統合する能力が欠けているか、または商業的ニーズおよび診断ニーズに対処するための設計および制約要件（すなわち、柔軟性および拡大性）が欠けている。

【０００３】

コンプトンカメラは感度（ S ）が低く、画質（ IQ ）が悪い場合がある。散乱層における散乱光子の絶対数は、幾何学的形状（例えば、線源－散乱立体角 $\Omega \ll 4\pi$ ）、光電効

50

果に有利な材料（例えば、光電効果に有利な検出材料における低散乱分率）、および検出器の製造制限（例えば、Si検出器に対して最大～1mm、およびCZT検出器に対して2mm～10mmのように、散乱層および捕獲層の両方に対して製造され得る実用的な検出器の厚さは、有界である）のために、低い。捕獲層における捕捉散乱光子の数は、幾何学的形状（例えば、散乱捕獲立体角 $\Omega \ll 4\pi$ ）のために低い。ドップラー幅はコンプトンカメラの画質を劣化させる。コンプトン角の不確定性に対するドップラー幅の寄与は、入射光子エネルギー E_0 、散乱角 θ 、ターゲット原子に束縛された移動電子のエネルギーに依存する。検出器のエネルギー分解能が制限されると、コンプトン角の不確定性が追加される。散乱層と捕獲層の両方で検出器位置分解能が制限されると、追加のコンプトン円錐環オフセットが生じる。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

序論として、以下に記載される好ましい実施形態は、医療用画像化のための方法およびシステムを含む。画質および／または感度を最適化するために、コンプトンカメラは適応可能である。散乱検出器および／または捕獲検出器は、患者および／またはお互いの近くおよび／または遠くに移動することができる。この適応により、幾何学的形状を変更することにより、画質と感度のバランスを保つことができる。

【課題を解決するための手段】

【0005】

20

第1の態様では、医療用画像のためにコンプトンカメラが提供される。モータは、散乱検出器、捕獲検出器、または散乱検出器と捕獲検出器の両方に接続する。モータは、散乱検出器、捕獲検出器、または散乱検出器と捕獲検出器の両方を、患者ベッドからより近くまたはより遠くに移動するように構成されている。

【0006】

第2の態様では、医療用画像システムが提供される。各々が散乱検出器および捕獲器検出器を有する固体検出器モジュール。制御プロセッサは、患者空間のアイソセンタに対する散乱検出器、捕獲検出器、又は散乱検出器と捕獲検出器の両方の位置を変更するように構成される。

【0007】

30

第3の態様では、コンプトンカメラによる医療用画像撮影のための方法が提供される。モータがコンプトンカメラの検出器を動かす。移動した検出器は、患者からの放出物を検出する。検出された放出物からコンプトン画像が生成される。

【0008】

本発明は、次の特許請求の範囲によって定義され、この欄の何れも、それらの特許請求の範囲を限定するものとして見なされるべきではない。本発明のそれ以上の観点および利点については、好ましい実施形態と関連して以下において説明し、これらを独立して又は組合せ状態でクレーム請求する場合がある。

【図面の簡単な説明】

【0009】

40

構成要素および図面は、必ずしも縮尺通りにはなっておらず、それどころか、本発明の原理を説明する際に誇張がなされている。さらに、図面に関し、同一の参照符号は、互いに異なる図全体にわたり対応の部分を示している。

【0010】

【図1】一実施形態によるコンプトンカメラの複数モジュールの透視図である。

【図2】一例の散乱検出器を示す。

【図3】一例の捕獲検出器を示す。

【図4A】コンプトンカメラの一実施形態の側面図である。

【図4B】図4Aのコンプトンカメラの端面図である。

【図4C】図4Bのコンプトンカメラの一部の詳細図である。

50

【図 5】医療用画像システムにおけるコンプトンカメラの一実施形態の透視図である。

【図 6】医療用画像システムにおけるフルリングコンプトンカメラの一実施形態の透視図である。

【図 7】医療用画像システムにおける部分リングコンプトンカメラの一実施形態の透視図である。

【図 8】医療用画像システムにおける軸方向延長部に部分リングを備えたフルリングコンプトンカメラの一実施形態の透視図である。

【図 9】医療画像システムにおける単一モジュールベースのコンプトンカメラの一実施形態の透視図である。

【図 10】コンプトンカメラを形成する方法の実施例のフローチャート図である。

10

【図 11】医療用画像のための適応コンプトンカメラの一実施形態の断面図である。

【図 12】適応コンプトンカメラのトラックの一実施形態の断面図である。

【図 13】コンプトンカメラのモジュールを、患者ベッドおよび患者空間に対して異なる位置に示す。

【図 14】コンプトンカメラのモジュールを、患者ベッドおよび患者空間に対して異なる位置に示す。

【図 15】独立に移動可能な配置での散乱検出器および捕獲検出器を示す。

【図 16 A】ガイドプレーンと接続されたコンプトンカメラのモジュールを示す図である。

【図 16 B】ガイドプレーンと接続されたコンプトンカメラのモジュールを示す図である。

【図 17 A】コンプトン撮像のための散乱角度による全幅、半値幅 (FWHM) の例示的なグラフを示す。

20

【図 17 B】例示的な散乱角度を示す。

【図 18】コンプトン撮像のための方法の例示的な実施形態のフローチャート図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

図 1～10 は、マルチモダリティ対応コンプトンカメラを示している。様々な他の画像モダリティと共に使用するために、又は独立型コンプトンベースの医療用画像装置としてコンプトンカメラを形成するために、モジュラ設計が使用される。図 11～18 は、適応コンプトンカメラを示している。図 1～10 または別のコンプトンカメラのモジュール設計 (例えば、モジュール式ではない) を使用して、画像の質、感度、および／または改善された診断のための他の特性を制御するために、1つまたは両方の散乱層および検出器層が、患者に対して移動可能である。適応コンプトンカメラの実施形態の要約の後、図 1～図 9 のコンプトンカメラについて説明する。図 1～図 9 のコンプトンカメラの特徴及び構成要素の多くは、図 11～図 18 で後述する適応コンプトンカメラの実施形態で使うことができる。

30

【0012】

適応コンプトンカメラの場合には、散乱層及び／又は捕獲層は、撮像物体に向かって及びそれから離れるように移動可能である。散乱層は、撮像物体に可能な限り近い位置に配置することができ、一方、画質のための捕獲層は、散乱層から可能な限り離れた位置に配置することができる。どちらの考慮事項も、「適応型」コンプトンカメラ内で一緒に使用することができる。撮像物体境界を検知することにより、コンプトンカメラの構成を変化させた。例えば、各散乱層の撮像物体への距離、および各捕獲層の対応する各散乱層への距離を変化させて、与えられた利点図形 (FOM) を最大化する。FOM は、ユーザによって定義される感度 (\$)、画質 (IQ)、および／または他のパラメータであり得る。感度 (\$) は、散乱層を撮像物体に近づけることによって改善されてもよいし、一方、画質 (IQ) は、撮像物体から捕獲層を遠ざけることによって改善されてもよい。捕獲層を散乱層に近づけると、感度が向上する可能性があるため、動きは診断目的で所望の FOM に基づいている。デジタルコリメータは、ある不確実性に対処するために、コンプトン角度が閾値を上回るコンプトン散乱事象をフィルタアウトするために使用されることがある。

40

50

【0013】

図1～9を参照すると、医療用画像システムは、セグメント化された検出モジュールを有するマルチモダリティ互換性コンプトンカメラを含む。コンプトンカメラリングなどのコンプトンカメラは、検出ユニットを収容するモジュールにセグメント化されている。各モジュールは独立しており、リング状または部分リング状に組み立てると、モジュールは互いに連絡し合うことがある。モジュールは独立しているが、コンプトン散乱ベースの画像を生成するマルチモジュールユニットに組み立てることができる。円筒対称モジュール又は球面シェルセグメントモジュールを使用することができる。

【0014】

散乱－捕獲が対の、モジュラ構成は、効率的な製造を可能にし、現場でサービス可能であり、コスト及びエネルギー効率が良い。モジュールは、各半径方向検出ユニット、1モジュールの角スパン、および／または軸スパンについて、設計自由度を変更することを可能にする。散乱捕獲対モジュールは、マルチモダリティ適合性であり、そして／または臨床放出画像のためのモジュールリングコンプトンカメラを形成する。このデザインは柔軟性を可能にするため、既存のコンピュータ断層撮影（CT）、磁気共鳴（MR）、陽電子放出断層撮影（PET）または他の医療用画像プラットフォームに、軸方向に分離したシステムとして、または完全に統合されたシステムとしてコンプトンカメラを追加することができる。各モジュールは、放熱、データ収集、較正、及び／又は、サービスと同様に効率的な組立を可能にすることができる。

【0015】

各散乱捕獲対モジュールは、商業的に好適な固体検出器モジュール（例えば、Si、CZT、CdTe、HPGeまたは同様のもの）から形成され、100～3000keVのエネルギー範囲を可能にする。コンプトン画像は、より広範囲の同位体エネルギー（>2MeV）を備えることができ、散乱・捕獲検出器の選択を通じて新しいトレーサ／マーカを可能にする。モジュール化により、個々のモジュールの削除または交換が可能となり、時間と費用効率の高いサービスが可能となる。モジュールは、独立して動作され、絶縁されてもよく、またはクロストークのためにリンクされてもよく、1つのモジュールの散乱検出器および別のモジュールの捕獲検出器を使用してコンプトン事象を検出する際の画質の向上およびより高い効率を可能にする。

【0016】

モジュール性は、個々の要件に最適化された柔軟な設計幾何学を可能にする。例えば、CTシステムとの統合のための部分リング（例えば、X線源と検出器との間で接続される）、単一光子放射型コンピュータ断層撮影ガンマカメラ又は他の空間限定画像システムとの統合のために使用される少数のモジュール（例えば、タイリング）、又はフルリングを使用する。コンプトンで検出された事象に基づく機能的画像診断は、他の画像診断システム（例えば、CT、MR、またはPET）に追加されることがある。コンプトンカメラの軸方向のカバレッジをより大きくするために、複数のフルリングまたは部分リングを互いに隣接して配置することができる。専用または独立型コンプトンベースの画像システムが形成されてもよい。1つの実施形態では、モジュールは、低エネルギー用コリメータ（例えば、<300keV）を含み、マルチチャネルおよび多重画像化（例えば、コンプトン事象用の散乱・捕獲検出機を使用した高エネルギーおよびSPECTまたはPET画像用の検出器の一つを使用した低エネルギー）を提供する。モジュールは、静止していてもまたは高速回転（0.1rpm< ω <240rpm）であってもよい。次元、設置、サービス、および／またはコストの制約は、対となった散乱・捕獲モジュールによって対処される。

【0017】

図1は、コンプトンカメラのためのモジュール11の一実施形態を示す。4つのモジュール11が示されているが、追加のモジュールまたはそれ以下のモジュールを使用してもよい。コンプトンカメラは、コンプトンカメラの望ましいデザインに応じて、1つ以上のモジュールから形成される。

【0018】

コンプトンカメラは医療用画像用である。モジュールに対する患者のための空間が、モジュールが患者から放出される光子を検出するために配置されるように提供される。患者内の放射性医薬品には放射性同位元素が含まれる。放射性同位元素からの崩壊により患者から光子が放出される。放射性同位元素からのエネルギーは、検出器の材料と構造に応じて、100～3000 keVでもよい。様々な放射性同位元素のいずれも、患者を画像化するために使用することができる。

【0019】

モジュール11の各々は、同一または多数の同一構成要素を含む。散乱検出器12、捕獲検出器13、回路基板14、およびバッフル15が、同じハウジング21内に設けられている。追加の、異なる、またはより少ない構成要素が提供されてもよい。例えば、散乱検出器12および捕獲検出器13は、他の構成要素を伴わないでハウジング21内に設けられている。別の例として、ファイバー光学データライン16は、モジュール11の全てまたはサブセットに提供される。

【0020】

モジュール11は、一緒に積み重ねられるように形作られている。モジュール11は、一致するくさびと伸展、ラッチ、舌状溝、またはクリップを有するなど、互いに接合する。他の実施形態において、平らまたは他の表面は、互いにまたは分割器に対して静止するために提供される。モジュール11を任意の隣接するモジュール11に取り付けるためのラッチ、クリップ、ボルト、舌状溝または他の取り付け機構が設けられる。他の実施形態では、モジュール11は、任意の隣接モジュール11への直接接続の有無にかかわらず、ガントリまたは他のフレームワークに取り付ける。

【0021】

他のモジュール11またはガントリへの接続または複数の接続は、解放可能であり得る。モジュール11は接続されており、外れることがある。接続は解除可能であってもよく、これにより、すべてのモジュール11を取り外すことなく、1つのモジュール11またはモジュール11の群を取り外すことができる。

【0022】

複数のモジュール11からコンプトンカメラを形成するために、モジュール11のハウジング21および／または外形はくさび形である。モジュール11は、軸の周りに積み重ねられて、くさび形状によるリングまたは部分リングを形成することができる。軸に近い部分は、軸からさらに離れた部分の幅サイズよりも、軸に垂直な寸法に沿って狭い幅サイズを有する。図1のモジュール11において、ハウジング21は、軸から最も離れた部分を有する。他の実施形態では、最も広い部分は軸により近いが、軸に最も近い最も狭い部分から離れて配置されている。くさび形状では、散乱検出器12は、捕獲検出器13よりもくさび形状の狭い部分に近い。軸に垂直な平面に沿った断面におけるこのくさび形状は、軸の周りのリングの少なくとも一部を形成するように隣接する、および／または接続された当接位置におけるモジュール11の積み重ねを可能にする。

【0023】

くさびのテーパは、N個のモジュール11を提供して、軸の周りに完全なリングを形成する。N=10-30モジュールなど、任意の数Nを使用してもよい。数Nは、異なる数Nに対して異なるハウジング21を使用するような構成可能であってもよい。所与のコンプトンカメラに使用されるモジュール11の数は、コンプトンカメラの設計（例えば、部分的なリング）に応じて変化し得る。くさび形状は、軸に平行な断面においてくさび形状を有するなど、他の寸法に沿って設けられてもよい。

【0024】

積み重なったモジュール11は、医療用画像システムのガントリと接続されているように、円筒状に対称である。くさび状の断面の最も狭い端は医療画像システムの患者空間に最も近く、くさび状の断面の最も広い端は患者空間から最も遠いことがある。別の実施形態では、積み重なってリング状または一般的に湾曲した形状の積み重ねを可能にするくさ

10

20

30

40

50

び状以外の他の形状が提供されてもよい。

【0025】

ハウジング21は、金属、プラスチック、ファイバーガラス、炭素（例えば、炭素繊維）、および／またはその他の材料である。1つの実施形態において、ハウジング21の異なる部分は異なる材料である。例えば、回路基板14の周囲のハウジングには錫が使用される。アルミニウムは、散乱検出器12および／または捕獲検出器13を保持するために使用される。別の例では、ハウジング12は、アルミニウムなどの同じ物質である。

【0026】

ハウジング21は、くさび形状を有する端板、回路基板14を収容する地面のシート、散乱検出器12および捕獲検出器13を保持する壁用の複数の構造などの異なる構造から形成されてよく、ここで、コンプトン事象から所望のエネルギーの光子が通過する可能性のある物質（例えば、アルミニウムまたは炭素繊維）から複数の構造が形成される。代替の実施形態では、モジュール11の散乱検出器12から別のモジュール11の捕獲検出器13に通過する光子の干渉を回避して、散乱検出器12および／または捕獲検出器13が配置される領域について、端板間のモジュール11に壁が設けられていない。検出器12、13を保持するためおよび／またはその両方によりハウジング21は、アルミニウムまたは炭素繊維などの低減衰材料でできている。

【0027】

ハウジング21は、モジュールをシールするか、又は開口部を含むことができる。例えば、空気の流れのための開口部は、回路基板14におけるくさび形状の最も広い部分の頂部などに設けられる。ハウジング21は、穴、溝、舌状部、ラッチ、クリップ、スタンドオフ、バンパー、または取り付け、嵌合、および／または積み重ねのための他の構造を含んでもよい。

【0028】

固体検出器モジュール11の各々は、コンプトンセンサの散乱検出器12および捕獲検出器13の両方を含む。各モジュールを積み重ねることにより、コンプトンセンサのサイズが大きくなる。所与のモジュール11自体は、散乱検出器12と捕獲検出器13の両方がモジュールに含まれるので、コンプトンセンサであってもよい。

【0029】

モジュール11は、別々に取り外され、および／またはコンプトンセンサに追加され得る。所与のモジュール11について、散乱検出器12及び／又は捕獲検出器13は、モジュール11から取り外し可能であってもよい。例えば、モジュール11はサービスのために取り外される。故障した検出器12、13の一方または両方は、置換えのためにモジュール11から取り外される。一旦交換されると、修理されたモジュール11は、医療用画像システムに戻される。ボルト、クリップ、ラッチ、舌状溝、又は他の放出可能な接続部は、検出器12、13またはハウジング21の一部を、検出器12、13の残りのモジュール11に接続することができる。

【0030】

散乱検出器12は、固体検出器である。Si、CZT、CdTe、HPGe、および／または他の材料などの任意の材料を使用してもよい。散乱検出器12は、任意の厚さ、例えば、CZTに対して約4mmのウエハ製造で作成される。約5×5cmのような任意のサイズを用いてもよい。図2は、散乱検出器12のための正方形の形状を示す。長方形などの、四角形以外の形状を用いることもある。図1のモジュール11については、散乱検出器12は、2つのくさび形の端板の間に延在する長方形であってもよい。

【0031】

モジュール11において、散乱検出器12は任意の範囲を有する。例えば、散乱検出器12は、1つのくさび形の端壁から他のくさび形の端壁に延びる。モジュール11内のマウンティング間に延長するか、または1つもしくは両方の末端壁を越えて軸方向に伸長するように、より小さな、またはより大きな範囲が提供され得る。一実施形態では、散乱検出器12は、別端壁に延長されることなく、一端壁において、一端壁上に、または一端壁

10

20

30

40

50

に存在する。

【0032】

散乱検出器12は、センサのアレイを形成する。例えば、図2の5×5cm散乱検出器12は、約2.2mmの画素ピッチを有する21×21画素アレイである。他の多数の画素、画素ピッチ、および／またはアレイのサイズを使用してもよい。

【0033】

散乱検出器12は、処理のためにフォーマットされた半導体を含む。例えば、散乱検出器12は、散乱検出器12内の電子との光子相互作用を感知するための特定用途向け集積回路(ASIC)を含む。ASICは、散乱検出器12の画素とコロケーションされる。ASICの厚さは様々である。複数のASIC、例えば、散乱検出器12の3×3グリッド内に9個のASICSを設けることができる。

10

【0034】

散布検出器12は、例えば>100kcps/mmのような任意の計数率で動作することができる。相互作用による画素によって電気が発生する。この電気は、特定用途向け集積回路によって感知される。位置、時間、および／またはエネルギーが感知される。感知された信号は、増幅されるように条件付けされてもよく、回路基板14の1つ以上に送られる。フレキシブル回路、ワイヤ、または他の通信経路は、ASICからの信号を回路基板14に運ぶ。

【0035】

コンプトンセンシングはコリメーションなしで動作する。代わりに、捕獲検出器13での光子相互作用に対する散乱検出器12での光子相互作用のエネルギー、位置、および角度の間の固定された関係が、散乱検出器12に入射する光子の角度を決定するために使用される。散乱検出器12および捕獲検出器13を用いてコンプトン処理が適用される。

20

【0036】

捕獲検出器13は固体検出器である。Si、CZT、CdTe、HPGe、および／または他の材料などの任意の材料を使用してもよい。捕獲検出器13は、任意の厚さ、例えば、CZTに対して約10mmのウエハ製造で作成される。約5×5cmのような任意のサイズを用いてもよい。サイズは、くさび形状と散乱検出器12と捕獲検出器13の離間した位置のために、散乱検出器12よりも少なくとも1つの寸法に沿って大きくすることができる。図3は、捕獲検出器13のための長方形形状を示すが、他の形状を使用してもよい。図1のモジュール11について、捕獲検出器13は、長さが同じであり、幅が散乱検出器12よりも大きい2つの端板の間に伸びる長方形であってもよい。

30

【0037】

捕獲検出器12は、センサのアレイを形成する。例えば、図3の5×6cm捕獲検出器13は、約3.4mmの画素ピッチを有する14×18画素アレイである。画素サイズは、散乱検出器12の画素サイズよりも大きい。画素数は、散乱検出器12の画素数よりも少ない。他の画素数、画素ピッチ、および／またはアレイのサイズを使用してもよい。他の相対的画素サイズおよび／または画素数を使用することがある。

【0038】

モジュール11では、捕獲検出器13は任意の範囲を有する。例えば、捕獲検出器13は、一方のくさび状端壁から他方のくさび状端壁まで延びている。モジュール11内のマウンティング間に延長するか、または1つもしくは両方の端壁を越えて軸方向に伸長するように、より小さな、またはより大きな範囲が提供され得る。1つの実施形態において、捕獲検出器13は、別の端壁に伸長することなく、一端壁において、一端壁上に、または一端壁に存在する。

40

【0039】

捕獲検出器13は、処理のためにフォーマットされた半導体を含む。例えば、捕獲検出器13は、捕獲検出器13内の電子との光子相互作用を感知するためのASICを含む。ASICは、捕獲検出器13の画素とコロケーションされる。ASICの厚さは様々である。捕獲検出器13の2×3グリッド中の6個のASICSのような、複数のASICS

50

を提供することができる。

【0040】

捕獲検出機13は、例えば $>100\text{ kcps/mm}$ のような任意の計数率で動作することができる。相互作用による画素によって電気が発生する。この電気はASICによって感知される。位置、時間、および／またはエネルギーが感知される。感知された信号は、増幅されるように条件付けされてもよく、回路基板14の1つ以上に送られる。フレキシブル回路、ワイヤ、または他の通信経路は、ASICからの信号を回路基板14に運ぶ。

【0041】

捕獲検出器13は、散乱検出器12から、軸または正常から、平行散乱検出器12および捕獲検出器13までの放射状線に沿った任意の距離だけ間隔されている。1つの実施形態において、分離は約20cmであるが、より大きいまたはより小さい分離を提供してもよい。捕獲検出器13と散乱検出器12との間の空間は、所望のエネルギーで光子のための減衰が低い空気、他のガス、および／または他の材料で満たされる。

【0042】

回路基板14はプリント回路基板であるが、フレキシブル回路又は他の材料を使用してもよい。各モジュールのための任意の数の回路基板14を使用することができる。例えば、散乱検出器12には1つの回路基板14が設けられ、捕獲検出器13には別の回路基板14が設けられる。

【0043】

回路基板14はハウジング21内にあるが、ハウジング21を越えて延在してもよい。ハウジング21は接地されてもよく、回路基板14の接地面として作用する。回路基板14は、互いに平行に設置されているか、またはくさびの形状に応じて離れて広がるなど非平行である。回路基板は、捕獲検出器13に略直交して配置される。一般的には、くさび形によるあらゆる広がりや考慮するために用いられる。ブラケット、ボルト、スクリュー、および／または相互からのスタンドオフ、および／またはハウジング21は、回路基板14を適所に保持するために使用される。

【0044】

回路基板14は、フレキシブル回路又はワイヤを通して散乱検出器12および捕獲検出器13のASICsに接続する。ASICは検出した信号を出力する。回路基板14は捕捉電子機器であり、これは検出された信号を処理してコンプトンプロセッサ19にパラメータを供給する。検出された信号の任意のパラメタリゼーションを使用することができる。一実施形態では、エネルギー、到着時間、および3次元における位置が出力される。他の収集処理が提供され得る。

【0045】

回路基板14は、例えば、モジュール11内のガルバニック接続を通して、データブリッジ17へ、および／またはファイバー光学データリンク16へ、互いに出力する。ファイバデータリンク16は、電気信号を光信号に変換するための光ファイバインタフェースである。ファイバー光ケーブルまたは複数のケーブルは、散乱検出器12、および捕獲検出器13によって検出された事象の収集パラメータを、コンプトンプロセッサ19に提供する。

【0046】

データブリッジ17は、モジュール11間の通信を可能にするための電気接続用の回路基板、ワイヤ、フレキシブル回路、および／または他の材料である。ハウジング又は保護プレートがデータブリッジ17を覆うことができる。データブリッジ17は、1つ以上のモジュール11に解放可能に接続する。例えば、データブリッジ17の栓または接合した接続部は、ハウジング21および／または回路基板14上の対応する栓または接合した接続部と接合する。ラッチ、クリップ、舌状溝、ネジ、および／またはボルト接続を使用して、データブリッジ17をモジュール11との所定位置に取り外し可能に保持することができる。

【0047】

10

20

30

40

50

データブリッジ 17 はモジュール間の通信を可能にする。例えば、ファイバデータリンク 16 は、1つのモジュール 11 に提供され、他のモジュール 11 には提供されない。モジュール 11 ごとのファイバデータリンク 16 のコストは回避される。代わりに、他のモジュール 11 によって出力されるパラメータは、データブリッジ 17 を介して、ファイバデータリンク 16 を有するモジュール 11 に提供される。そのファイバデータリンク 16 を有するモジュール 11 の回路基板または複数の回路基板 14 は、ファイバデータリンク 16 を用いて、パラメータ出力をファイバデータリンク 16 に結び、複数のモジュール 11 から検出された事象を報告する。代替の実施形態では、各モジュール 11 はファイバデータリンク 16 を含むため、データブリッジ 17 は提供されないか、他の情報を伝達する。

【0048】

10

データブリッジ 17 は、モジュール 11 間に他の信号を接続することができる。例えば、データブリッジ 17 は、発電用のコンダクターを含む。あるいは、別のブリッジがモジュール 11 にパワーを提供するか、またはモジュール 11 に個別にパワーを提供する。別の例として、クロック信号および／または同期信号は、データブリッジ 17 を用いてモジュール 11 間で通信される。

【0049】

図 1 の実施形態において、別々のクロックおよび／または同期ブリッジ 18 が提供される。クロックおよび／または同期ブリッジ 18 は、モジュール 11 間のクロックおよび／または同期信号の通信を可能にするための、回路基板、ワイヤ、フレキシブル回路、および／または電気接続用の他の材料である。ハウジング又は保護プレートは、クロックおよび／または同期ブリッジ 18 を覆うことができる。クロックおよび／または同期ブリッジ 18 は、1つ以上のモジュール 11 に放出可能に接続する。例えば、クロックおよび／または同期ブリッジ 18 の栓または接合した接続部は、ハウジング 21 および／または回路基板 14 上の対応する栓または接合した接続部と接合する。ラッチ、クリップ、舌状溝、スクリュー、および／またはボルト接続を使用して、クロックおよび／または同期ブリッジ 18 をモジュール 11 とともに所定の位置に放出可能に保持することができる。

20

【0050】

クロックおよび／または同期ブリッジ 18 は、データブリッジ 17 と同じまたは複数のモジュール 11 の群と接続することができる。図 1 に図示の実施形態では、データブリッジ 17 は、モジュール 11 の対の間に接続し、クロックおよび／または同期ブリッジ 18 は、4つのモジュール 11 の群にわたって接続する。

30

【0051】

クロックおよび／または同期ブリッジ 18 は、モジュール 11 のクロックを同期させるための共通のクロック信号および／または同期信号を提供する。各モジュール 11 の回路基板 14 によって形成されるパラメータの 1つは、事象の検出時である。コンプトンの検出は、散乱事象と捕獲事象の対に依存している。タイミングを用いて、複数の検出器 12、13 から事象を対にする。共通のクロックおよび／または同期は、複数のモジュール 11 において事象の対が検出されるところで、正確な対合を可能にする。別の実施形態では、同じモジュール 11 の中で検出される散乱事象および捕獲事象のみが使用されるので、クロックおよび／または同期ブリッジ 18 は提供されないことがある。

40

【0052】

複数のモジュール 11 間の他のリンクまたはブリッジが提供され得る。ブリッジ 17、18 は着脱可能であるため、個々のモジュール 11 は、ガントリ内に残存するモジュール 11 を残しながら、サービスのために除去され得る。

【0053】

各モジュール 11 は空冷される。モジュール 11 を通る強制空気のために孔（すなわち、入口孔および出口孔）を設けてもよい。モジュール 11 内の空気を誘導するために、1つ以上のバッフル 15 が用意されてもよい。水、伝音移送、および／または他の冷却が、代替的に、または追加的に提供され得る。

【0054】

50

1つの実施形態において、くさび形状モジュール11またはハウジング21の上部は開いている（すなわち、患者領域から最も遠い側のカバーがない）。1つ以上のバッフル15が、1つ以上の回路基板14および／またはハウジング21の中心部に沿って提供される。ファンおよび熱交換器20は、捕獲検出器13から離間した位置（例えば、モジュール11の上部）でモジュール11の1つの半分に沿うように、冷却されたまたは周囲温度の空気を各モジュール11に力流入させる。バッフル15および／または回路基板14は、散乱検出器12と捕獲検出器13との間の気腔に少なくとも一部の空気を導く。次いで、空気は、モジュール11の別の部分（例えば、別の半分）上のバッフル15および／または回路基板14を通り、熱交換器20に出る。空気の他の経路が用意されてもよい。

【0055】

熱交換器およびファン20は、個々のモジュール11ごとに用意されているので、モジュール11内に全体または部分的に存在してもよい。他の実施形態では、ダクト、バッフル、または他の構造体が空気を複数のモジュール11に送る。例えば、4つのモジュール11の群は、モジュール11の群を冷却するためにガントリまたは他のフレームワークに設置される、共通の熱交換器およびファン20を共有する。

【0056】

コンプトンセンサを形成するために、1つ以上のモジュール11が使用される。例えば、患者からの光子放出を検出するために、2つ以上のモジュール11が、患者ベッドまたは画像空間に対して配置される。より多くの数のモジュール11の配列は、より多くの放出の検出を可能にし得る。くさび形状を使用することによって、モジュール11は、患者空間の周りにアークを形成するために、互いに反対、隣接、および／または接続されて配置され得る。弧はどの程度でもよい。モジュール11は、互いに直接接触するか、またはスペーサまたはガントリを介して、モジュール11間の小さな分離（例えば、10cm以下）で接触する。

【0057】

一実施形態では、4つのモジュール11と一緒に配置され、クロックおよび／または同期ブリッジ18、1つ以上のデータブリッジ17、および熱交換器とファン20を共有する。モジュール11の群に対して、1つ、2つ、または4つのファイバデータリンク16が提供される。モジュール11のこのような複数の群は、同一の患者空間に対して互いに離れて配置されてもよいし、互いに隣接して配置されてもよい。

【0058】

モジュール式アプローチのために、任意の数のモジュール11が使用され得る。製造は、モジュール11の他のものに使用されるよりも、異なる配置で任意のモジュール11を使用するにもかかわらず、同じ構成要素の複数の構築することにより、より効率的かつコストがかかる。

【0059】

モジュール11またはモジュール11の群のファイバデータリンク16は、コンプトンプロセッサ19に接続される。コンプトンプロセッサ19は、複数の事象のパラメータの値を受信する。エネルギーとタイミングパラメータを用いて、散乱事象と捕獲事象を対にした。各対に対して、一对の事象の空間的位置及びエネルギーは、散乱検出器12上の光子の入射角を見出すために使用される。事象対は、一実施形態における同一モジュール11における事象に限定される。別の実施形態では、同一または複数のモジュール11からの捕獲事象を、与えられたモジュール11からの散乱事象と対にすることができる。部分リング40の異なる部分からの対合事象のためのように、複数のコンプトンプロセッサ19が使用されてもよい。

【0060】

一旦、一对の事象が連結されると、コンプトンプロセッサ19または他のプロセッサは、検出された放出物の2次元または3次元における分布を再構成するためにコンピュータ断層撮影を行うことができる。再構成では、各事象の発角度または発生ラインを使用する。放出の再構成分布を用いてコンプトン画像を生成した。

10

20

30

40

50

【0061】

ディスプレイ22は、CRT、LCD、プロジェクタ、プリンタ、または他のディスプレイである。ディスプレイ22は、コンプトン画像を表示するように構成されている。画像または複数の画像は、表示面緩衝液に保存され、表示部22に読み出される。画像は、SPECT画像と重ね合わせたまたは隣接するコンプトン画像を表示するなど、別々に表示されることもあれば、統合されることもある。

【0062】

図4A～6は、モジュール11の一例の配置を示している。モジュール11は、患者空間を囲むリング40を形成する。図4Aは、軸方向に積み重ねられた4つのそのようなリング40を示す。図4Bは、リング40内のモジュール11の散乱検出器12および対応する捕獲検出器13を示す。図4Cは、リング40の一部の詳細を示している。3つのモジュール11は、対応する一対の散乱検出器12および捕獲検出器13を提供する。示されている以外の次元を用いてもよい。任意の数のモジュール11を用いてリング40を形成することができる。リング40は、患者空間を完全に囲んでいる。医療用画像システムのハウジング内で、リング40は、図5に示すようにガントリ50または別フレームワークと接続されている。リング40は、患者ベッド60が患者をリング40内に、および／またはリングを通じて移動させることができるように配置されてもよい。図6にこの立体配置の一つの例を示す。

【0063】

リングは、患者からの放出物のコンプトンに基づく画像化のために使用され得る。図7は、同じタイプのモジュール11を複数の構成で使用する例を示す。部分リング40が形成される。リング40には1つ以上の隙間70が用意されている。これにより、他の構成要素が隙間内で使用され、および／またはより少ないモジュール11を使用することにより、より安価なシステムを作ることが可能となる可能性がある。

【0064】

図8は、モジュール11の別の構成を示している。リング40はフルリングである。追加の部分リング80は、ベッド60または患者空間に対して軸方向に積み重ねられ、検出された放出の軸方向の範囲を拡張する。部分リング80は、図7の2つの隙間70部分リング40ではなく、N個のモジュール11（例えば、 $N=4$ ）分布の1つおきまたはすべての群にある。追加のリングはフルリングであり得る。フルリング40は、部分的なリング80であってもよい。異なるリング40および／または部分リング80は、軸方向に積み重なり、全くまたはほとんど（例えば、モジュールの11軸方向の範囲が1/2未満）離れていない。複数のモジュールの11の軸方向の範囲の隙間を有するなど、より広い間隔を提供することができる。

【0065】

図9は、モジュール11のさらに別の構成を示している。一つのモジュール11、または単一モジュール11の群が、患者空間またはベッド60によって配置される。複数の間隔をあけた単一モジュール11または群（例えば、4つの群）は、ベッド60および／または患者空間に対して異なる位置に用意され得る。

【0066】

いずれの構成においても、モジュール11は、ガントリ、複数のガントリ、および／または他のフレームワークに付着することによって位置を保持されている。ボルトやスクリューを使用するなど、その保持が解放可能である。所望の数のモジュール11を用いて、所定の医療用画像システムのための所望の構成を組み立てる。集められたモジュール11は、患者空間を定義するか、または患者空間に対して、医療用画像システムに搭載される。結果は、患者を画像化するためのコンプトンセンサである。

【0067】

ベッド60は、患者を移動させて、異なる時間に患者の異なる部分をスキャンすることができる。代替的または追加的に、ガントリ50は、コンプトンセンサを形成するモジュール11を移動させる。ガントリ50は、患者空間に沿って軸方向に移行し、および／ま

10

20

30

40

50

たは患者空間の周りでコンプトンセンサを回転させる（すなわち、ベッド60および／または患者の長軸の周りを回転させる）。他の回転および／または移行を提供することができ、例えば、モジュール11をベッド60または患者の長軸に対して非平行に軸方向に回転させる。複数の移行および／または回転の組合せを提供してもよい。

【0068】

コンプトンセンサを有する医療用画像システムは、独立した画像システムとして使用される。コンプトンセンシングは、患者における放射性医薬品の分布を測定するために使用される。例えば、フルリング40、部分リング40、および／または軸方向に積み重ねられたリング40、80は、コンプトンベースの画像システムとして使用される。

【0069】

他の実施形態において、医療用画像システムは、マルチモダリティ画像システムである。モジュール11によって形成されるコンプトンセンサは、1つのモダリティであり、他のモダリティも提供される。例えば、他のモダリティは、単一光子放出コンピュータ断層撮影（SPECT）、PET、CT、またはMR撮像システムである。フルリング40、部分リング40、軸方向に積み重ねられたリング40、80、および／または単数のモジュール11またはモジュール11の群は、他の種類の医療用画像のためのセンサと組み合わせられる。コンプトンセンサは、ベッド60の長軸に沿って位置決めされ、ベッドがコンプトンセンサ内の患者を一方向に、他方のモダリティ内に位置決めされるなど、他のモダリティとベッド60を共有することができる。

【0070】

コンプトンセンサは、外側のハウジングを他のモダリティと共有することができる。例えば、フルリング40、部分リング40、軸方向に積み重なったリング40、80、および／または単一モジュール11、またはモジュール11の群は、他のモダリティのセンサまたは複数のセンサのために収容されている同じ撮像システム内に配置される。ベッド60は、所望のセンサに対して、撮像システムハウジング内の患者を位置する。コンプトンセンサは、他のセンサに軸方向におよび／または同じ軸方向位置の隙間に隣接して配置することができる。1つの実施形態において、部分リング40はコンピュータ断層撮影システムにおいて使用される。X線源およびX線検出器を保持するガントリは、部分リング40のモジュール11も保持する。X線源は1つの隙間70内にあり、検出器は別の隙間70内にある。別の実施形態では、単一モジュール11またはモジュール11のスパース分布は、SPECTシステムのガントリと接続する。モジュール11はガンマカメラに隣接して配置されるので、ガンマカメラのガントリはモジュール11を移動させる。あるいは、コリメータは、モジュール11と患者との間、または散乱検出器12と捕獲検出器13との間に配置されてよく、モジュール11の散乱検出器12および／または捕獲検出器13が、コンプトン事象の検出の代わりに、またはそれに加えてSPECT画像のための光電事象検出のために使用されることを可能にする。

【0071】

コンプトンセンサのモジュールベースのセグメント化により、同じ設計のモジュール11を任意の複数の構成で 사용할ことができる。したがって、異なる数のモジュール11、モジュール位置、および／またはモジュール11の構成が、異なる医療用画像システムのために使用されてもよい。例えば、一つの配置が一つのタイプのCTシステムでの使用のために提供され、異なるタイプのCTシステムのために異なる配置（例えば、モジュール11の数および／または位置）が使用される。

【0072】

コンプトンセンサのモジュールベースのセグメント化により、より効率的でコストのかかるサービスが可能になる。コンプトンセンサ全体を交換するのではなく、任意のモジュール11を切り離して固定または交換することができる。モジュール11は、個別に接続可能であり、互いにかつ／またはガントリ50と切り離せる。全てのブリッジは除去され、次いでモジュール11は、他のモジュール11が残っている間に医療用画像システムから取り出される。個々のモジュール11に取って代わる方が安価である。勤務時間が短縮

10

20

30

40

50

される可能性がある。欠陥のあるモジュール 11 の個々の構成要素は、他方を残しながら散乱検出器 12 又は捕獲検出器 13 を交換する等、容易に交換することができる。モジュール 11 は、対応する検出器 12、13 を使用することによって、複数の放射性同位元素（すなわち、複数のエネルギー）で動作するように構成されてもよい。

【0073】

図 10 はコンプトンカメラを形成、使用、および修復する方法のフローチャートの一実施形態を示す図である。コンプトンカメラはセグメント化されたアプローチで形成される。カメラ全体を所定の位置に手で組み立てるのではなく、散乱検出器と捕獲検出器の対が互いに相対的に配置されて、コンプトンカメラの所望の構成が形成される。このセグメント化されたアプローチは、同じ部品を使用する複数の構成、組立の容易さ、修理の容易さ、および／または他の撮像モダリティとの統合を可能にする可能性がある。

10

【0074】

他の実施形態は、コンプトンカメラと SPECT カメラの組合せを形成する。図 11 のセグメント化されたモジュール 11 を使用する。図 13～16 のモジュールは、SPECT カメラを形成するために使用することができる。図 11 の検出器配置を使用することができる。

【0075】

本方法は、図 1 のシステムによって実施され、図 4～9 のいずれかに示されるようにコンプトンセンサを組み立てることができる。本方法は、図 13～16 のいずれかに示されるようにコンプトンセンサを組み立てるために、図 11 のシステムによって実施されてもよい。他のシステム、モジュール、および／または構成されたコンプトンセンサを使用してもよい。

20

【0076】

動作は、示された順序で（頂部から底部へ、または数値で）または他の順位で行われる。例えば、動作 108 は、動作 104 の一部として実施されることがある。

【0077】

追加の動作、異なる動作、またはより少ない動作が提供されることがある。例えば、動作 102 および 104 は、動作 106 および 108 を実行せずにコンプトンカメラを組み立てるために設けられている。別の例として、動作 106 は、他の動作なしに行われる。

【0078】

動作 102 では、散乱検出器および捕獲検出器の対は、別個のハウジング内に収容される。モジュールは、各モジュールが散乱検出器と捕獲検出器の両方を含むところで組み立てられる。機械および（または）人がハウジングを製造する。

30

【0079】

モジュールは、ハウジングの異なるものの散乱検出器および捕獲検出器の対が非平面であるところに当接するように成形される。例えば、くさび形状および／または位置決めは、図 4C に示されるような円弧から検出器対が形成されるように提供される。形状は、モジュールが別配置されたときに、円弧形状を可能にし、および／または強制する。

【0080】

動作 104 では、ハウジングは隣接している。人または機械は、ハウジングからコンプトンセンサを組み立てる。ハウジングをスペーサ、ガントリ、またはフレームワークを介して直接接触または接触させて互いに隣接するように積み重ねることによって、当接されたハウジングはアークを形成する。フルリングまたは部分リングが患者空間の周りに形成され、少なくとも部分的には患者空間を定義する。コンプトンカメラまたはコンプトン SPECT カメラの設計に基づいて、対応する散乱検出器と捕獲検出器の対を有する任意の数のハウジングを一緒に配置してカメラを形成する。

40

【0081】

ハウジングは、マルチモダリティシステムの一部として、または単一の撮像システムを作成するために、隣接することがある。マルチモダリティシステムのために、ハウジングは、SPECT、PET、CT、または MR 撮像システムのような他のモダリティのため

50

のセンサと同じ外部ハウジングに、および／または同じベッドに位置される。コンプトンカメラのハウジングおよび他のモダリティ用のセンサには、同一または複数のガントリまたは支持フレームワークを使用してもよい。他の実施形態については、モジュールは、コンプトンカメラおよびSPECT画像システムの両方を提供することによってマルチモダリティを提供する。

【0082】

コンプトンカメラの構成または設計により、ハウジングの数および／または位置が定義される。いったん接地すると、1本以上のブリッジを介してなど、連絡のためにハウジングを接続することができる。ハウジングは、空気冷却システムおよび／またはコンプトンプロセッサなどの他の構成要素と接続することができる。

10

【0083】

動作106では、組み立てられたコンプトンカメラが放出物を検出する。所与の放出光子は、散乱検出器と相互作用する。その結果、放出された光子の入射線から特定の角度における別の光子の散乱が生じる。この二次光子はエネルギーが小さい。二次光子は捕獲検出器で検出される。検出された散乱事象と捕獲事象の両方のエネルギーとタイミングに基づいて、事象を対にした。対になった事象の位置とエネルギーは、検出器間の線と散乱角を与える。その結果、放射光子の発生率の直線が決定される。

【0084】

二次光子を検出する可能性を高めるために、あるハウジングからの捕獲事象を、別のハウジングの散乱事象と対にすることができる。角度のために、1つの散乱検出器からの散乱は、同じハウジング内の対になった捕獲検出器、または別のハウジング内の捕獲検出器に入っている可能性がある。検出器領域においてハウジングが開いていること、および／または低光子減衰材料を使用することによって、より多くのコンプトン事象が検出され得る。

20

【0085】

検出された事象を計数または収集する。再構成では、複数のコンプトン事象が発生する応答またはラインの、ラインが使用される。患者からの放出物の3次元における分布は、コンプトン検知に基づいて再構成することができる。コンプトンセンシングが放射された光子の入射角を説明または提供するので、再構成にはコリメータは必要ない。

【0086】

検出された事象は、放射性同位元素の位置を再構成するために使用される。コンプトンおよび／または光電画像は、検出された事象および事象からの対応するライン情報から生成される。

30

【0087】

動作108では、人または機械（例えばロボット）が、ハウジングの1つを取り出す。ハウジングの検知器又は関連するエレクトロニクスのうちの1つが不合格となった場合には、又は異なるエネルギーで検知するために交換する場合には、ハウジングを撤去することができる。他のハウジングは医療用画像システムに残されている。これにより、コンプトンカメラ全体のより大きな解体および／または交換の費用なしに、ハウジングおよび／または検知器のより容易な修理および／または交換が可能となる。

40

【0088】

図11～18は、適応コンプトンカメラを示している。図1～9または別のコンプトンカメラのモジュールを使用して、散乱層および／または捕獲層は、所与の画像状況（例えば、患者、検査のタイプ、適用、放射性同位元素放出のエネルギー、病変のサイズ、病変のタイプ（例えば、高温または低温）、放射能濃度）に対するメリットの図形（FOM）を最適化するための適応幾何学を有する。

【0089】

図11は、医療用画像化のためのコンプトンカメラの一実施形態を示す。この医療用画像システムは、アイソセンタとは複数の距離など、2つ以上の構成を有し得る散乱層を含む。この医療用画像システムは、アイソセンタからの3つの異なる距離のような、2つ以

50

上の構成を有し得る捕獲層を含む。散乱層および／または捕獲層の位置を選択することによって、適応構成を使用して、画質（I Q）および／または感度（\$）を最適化または改善することができる。「適応」散乱層および／または捕獲層は、ユーザの要求（例えば、F O M）および／または画像化された物体の輪郭に基づいて位置決めされる。

【0090】

医療用画像システムは、散乱検出器12、捕獲検出器13、患者ベッド60、センサ110、制御プロセッサ112、モータ114、コンプトンプロセッサ19、およびディスプレイ22を含む。追加の、異なる、またはより少ない構成要素が提供されてもよい。例えば、センサ110は設けられていない。別の例として、コンプトンプロセッサ19および／またはディスプレイ22は設けられていない。コンプトンプロセッサ19と制御プロセッサ112は、同一のプロセッサであってもよい。さらに別の例では、ユーザインタフェース（例えば、ユーザ入力装置）が、F O Mのオペレータ選択または患者サイズの入力のために提供される。

10

【0091】

患者ベッド60は、患者空間内で患者を支持する。ベッド60は、患者を医療用画像システム内外に移動させるためのロボットまたはローラーシステムなどの、移動可能なものであってもよい。医療用画像システムおよび／または散乱層の外側のハウジングは、患者ベッド60がその中に配置される内腔を作り出す。内腔は、患者を画像化するための患者空間を定義する。内腔は、縦軸に直交する断面平面内の任意の寸法、例えば、70 cmであってよい。

20

【0092】

散乱層は、図1～図9のモジュール式システムを使用するなどして、複数の散乱検出器12から形成される。同様に、捕獲層13は、複数の捕獲検出器13から形成される。例えば、48個のモジュール11は、図11に示す48対の散乱検出器12及び捕獲検出器13を提供する。より多くの、又はより少ないモジュール11を使用することができる。モジュール11は、1つ以上の軸方向に間隔を置いたリングおよび／または部分リング、または1つ以上の疎に分布したモジュール11またはモジュール群などの任意の配置を有する。モジュール11は、マルチモダリティ撮像システムの一部であってもよいし、コンプトンカメラ専用システムであってもよい。散乱検出器12、捕獲検出器13（例えばモジュール11）は、患者ベッド60上の患者からの放出物を受け取るか、さもなければ患者空間内の放出物を受け取るように配置されている。

30

【0093】

センサ110は、患者空間内またはベッド60上の患者の外表面の位置を検出するための、奥行きカメラ、光学カメラ、赤外線センサ、L I D A R、または他のセンサである。センサ110は、測定値または計算された距離を制御プロセッサ112に送信するために、制御プロセッサ112と通信的に接続する。

【0094】

センサ110は、センサ110からの距離として外面の位置を直接測定することができ、かつ／又は位置を決定するために画像処理を適用することができる（例えば、投影グリッドの画像を処理する）。1つのセンサ110が示されている一方で、複数のセンサが、検出器12、13の軸位（すなわち、内腔または患者の長軸）における患者位置を測定するために使用されてもよい。患者の異なる部分は、アイソセンタおよび／または散乱検出器12から異なる範囲または距離を有する。1つの実施形態において、各モジュール11は、モジュール11の位置で患者のモジュール11および／または散乱検出器12からの距離を測定するための距離センサ110を含む。センサ110またはモジュール11より少ない単一のセンサ110は、センサまたは複数のセンサ110が、患者の複数の場所で患者の表面の位置を決定する場所で使用されることがある。

40

【0095】

モータ114は、検出器12、13の1つ以上を移動させるためのサーボ、電気モータ、水圧モータ、空気圧モータ、または他のモータである。1つの実施形態において、各モ

50

ジュール 11 に対して、および／または各検出器 12、13 に対して 1 つ以上のモータ 114 が提供される。モータ 114 は、モータ 114 の動作を制御して検出器 12、13 を移動させるために、制御プロセッサ 112 と電氣的に接続する。モータ位置を決定するためおよび／または検出位置を決定するためのセンサなどの位置センサを提供することができる。

【0096】

モータ 114 は、散乱検出器 12、捕獲検出器 13、又はその両方と接続する。接続は、チェーン、スクリュー駆動、ラックおよびピニオン（例えば、ギアリング）、またはモータ運動（例えば、シャフトのスピニング）を検出器 12、13 の患者空間へのまたは患者空間から離れた位置に並進するための他の物理的接続を介する。

10

【0097】

図 12 は、ガイド 120 の 1 つの実施形態を示している。ガイド 120 は、アイソセンタまたは患者空間を通して縦軸から垂直に伸びる放射状線に沿って検出器 12、13 の運動を制限または誘導するためのチャネル、バー、ピニオン、ラック、チェーンガイド、または他の構造である。代替の実施形態では、ガイド 120 は、半径方向からのオフセットなど、他のラインに沿っていてもよい。平行線として示されているが、ガイド 120 は、検出器 12、13 の運動を誘導するためのプレート、円筒、ボックス、導管、または他の形状であってもよい。図 16A および 16B は、2 つのガイド平面 160 の一部としてのガイドを示す。ガイド面 160 内のガイド 120 は、モジュール 11 の移動を誘導する。

【0098】

20

モータ 114 は、検出器 12、13 を、より近づけ、かつ／または患者ベッド 60 と患者空間からさらに遠ざけるように動かす。1 つの実施形態において、ガイド 120 は、可能な位置の内外の範囲を定義する。例えば、検出器 12、13 は、ガイド 120 の両端まで配置されてもよい。位置を制限するためにブロックまたはモータ制御を使用することができる。別の実施形態では、ガイド 120 は、検出器 12、13 の 1 つ以上がガイド 120 の末端を越えて伸長することを可能にするテレスコーピング構成要素を含む。制御プロセッサ 112 又は物理的構造物を使用して、同時に延長された場合に散乱検出器 12 が衝突する可能性のある場所にどの散乱検出器 12 が近づくかを制限することができる。

【0099】

各検出器 12、13 は、XY 平面（例えば、患者の縦軸および／または撮像システムのアイソセンタに直交するガイド平面 160）内の各組のガイド 120 上をスライドする。各検出器 12、13 は、z 軸に沿って（すなわち、アイソセンタに直交する半径方向に）配置される。散乱層および捕獲層は、他の実施形態において軸方向に並進され得る。

30

【0100】

ガイド 120 は、炭素または光子に一般的に透明な他の材料であってもよい。モータ 114 は、光子に干渉することを避けるために、患者空間に対して捕獲検出器 13 の後方に位置する。

【0101】

図 11 は、散乱検出器 12 を、患者空間に対して 2 つの位置を有するものとして示す。モータ 114 は、散乱検出器 12 を 2 つの位置のうちの 1 つに移動させる。ガイド 120 は、位置を制限することができる。同様に、捕獲検出器 13 は、患者空間に対して 3 つの位置を有する。モータ 114 は、捕獲検出器 13 を 3 つの位置のうちの 1 つに移動させる。ガイド 120 は、位置を制限することができる。代替の実施形態では、追加の位置が提供されるか、ガイド 120 の範囲に沿った任意の位置が使用される。

40

【0102】

散乱光子の絶対数は、散乱検出器 12 と撮像物体との間の距離を減少させることによって増加され、したがって立体角 Ω が増加される。より小さい撮像物体の場合、散乱検出器 12 はアイソセンタにより近い位置に配置されてもよい。より大きな撮像物体についても同じではない。また、適応コンプトンカメラの感度（\$）は、捕獲検出器 13 と散乱検出器 12 との間の距離を減少させることによって増加され、従って立体角 Ω を増加させる。

50

捕獲検出器 1 3 と散乱検出器 1 2 との間の距離を減少させることは、画質 (I Q) を劣化させる。散乱検出器 1 2 と捕獲検出器 1 3 との間の距離を増加させると、画質 (I Q) が向上し、一方、距離を減少させると感度 (S) が向上する。

【0103】

図 1 3 および図 1 4 は、適応コンプトンカメラの一実施形態を示す。モジュール 1 1 はそれぞれ、散乱検出器 1 2 および捕獲検出器 1 3 を含む。捕獲検出器 1 3 は、各モジュール 1 1 内の散乱検出器 1 2 から離れた固定距離にある。モータ 1 1 4 は、ガイド 1 2 0 に沿ってモジュール 1 1 と接続し、移動する。モジュール 1 1 は、患者空間の近くまたはさらに遠くに移動されるので、散乱検出器 1 2 と捕獲検出器 1 3 は一緒に移動する。ガントリ上のモジュール 1 1 のリング又は部分リングは、図 1 3 の内側の大部分の位置から外側
10
リングによって表される外側の大部分の位置に移動させることができる。図 1 3 および 1 4 は、モジュール 1 1 すべてが患者空間から同じ距離に移動されたことを示すが、異なるモジュール 1 1 は、アイソセンタまたは患者空間に対して異なる量および／または異なる深さに配置されて移動されてもよい。あるいは、全てのモジュール 1 1 は、単一モータ 1 1 4 に接続されて、同じ距離を移動する。図 1 4 は、モジュール 1 1 をさらに内側または外側に移動させることができるかどうかを表すモジュール 1 1 の 1 つ上の矢印を示している。

【0104】

他の実施形態では、散乱検出器 1 2 または捕獲検出器 1 3 は移動可能であるが、他の検出器 (1 3、1 2) は移動しない (すなわち、z 軸位置に固定される)。さらに他の実施
20
形態では、散乱検出器 1 2 および捕獲検出器 1 3 は、互いに独立して移動する。散乱検出器 1 2 及び捕獲検出器 1 3 は、モジュール 1 1 内を移動することができ、及び／又はモジュール 1 1 は移動可能である。

【0105】

図 1 5 は、散乱検出器 1 2 および捕獲検出器 1 3 が、患者ベッド 6 0 または患者空間に対して独立に移動可能である一実施形態を示す。これらの検出器 1 2、1 3 は、互いに独立して移動可能でありながら、モジュールハウジング構造またはフレームワークを共有する検出器 1 2、1 3 の対などでモジュール 1 1 内にあってもよい。あるいは、モジュール 1 1 は、散乱検出器 1 2 のための 1 つのハウジングまたはフレームワークと、捕獲検出器 1 3 用の別のハウジングまたはフレームワークとに分離される。他の実施形態において、
30
散乱検出器 1 2 および捕獲検出器 1 3 は、モジュール 1 1 の一部ではなく、別々に散乱層および捕獲層を拡張または収縮するために独立して移動可能である。

【0106】

独立した移動のために提供することによって、散乱検出器 1 2 は、ガイド 1 2 0 および／または患者によって許容される最も内側の位置にあってもよく、捕獲検出器 1 3 は、ガイド 1 2 0 および／または患者によって許容される最も外側の位置にあってもよい。

【0107】

散乱検出器 1 2 を動かして、センサ 1 1 0 の出力に基づいて散乱検出器 1 2 の患者からの距離を減少させる場合には、異なる散乱検出器 1 2 は、アイソセンタとは異なる距離にあってもよい。図 1 1 に示すように、アイソセンタからの距離は患者の複数の部位である
40
。各散乱検出器 1 2 は、患者の表面に基づいて患者に対して位置決めされる。あるいは、全ての散乱検出器 1 2 は、患者の散乱検出器 1 2 までの距離を最小限にするアイソセンタからの同じ距離に位置される。

【0108】

捕獲検出器 1 3 は、全てアイソセンタからの同じ距離、各々の散乱検出器からの同じ距離、または他の距離である。複数の F O M のために最適化するためのように、距離の組合せが、与えられた患者を画像化するために使用されることがある。

【0109】

制御プロセッサ 1 1 2 は、プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールドプログラマブルゲートアレイ、プログラマブル論理コントローラ、デジタル回路、アナログ回路、ま
50

たはそれらの組合せである。制御プロセッサ 112 は、モータ 114 の動作を制御する。制御プロセッサ 112 は、1 つ以上の入力、例えば、センサ 110 からの患者位置情報、ユーザインタフェース（例えば、ユーザ入力装置）からの患者情報（例えば、体重および身長）、および／または運動または検出器位置を受信する。

【0110】

制御プロセッサ 112 は、モータ 114 を制御するために、ハードウェア、ファームウェア、および／またはソフトウェアによって構成されている。制御プロセッサ 112 は、散乱検出器 12 と捕獲検出器 13 との間の距離を設定するためにモータ 114 を制御する。患者、患者空間、またはアイソセンタからの散乱検出器 12 の距離が制御される。患者または患者空間からのモジュール 11 の距離を制御することができる。制御プロセッサ 112 は、モータ 114 に散乱検出器 12、捕獲検出器 13、及び／又はモジュール 11 を移動させる。

10

【0111】

検出器 12、13 の位置は、与えられた検査に適応する。1 人の患者について、位置を設定する。別の患者については、位置が変更されるか、または 1 人の患者に使用されたものとは異なる。制御プロセッサ 112 は、モータに検出器 12、13 の位置または複数の位置を変化させる。撮像アプリケーション、患者のサイズ、患者空間内の患者の位置、および／または他の情報に応じて、検出器 12、13 の位置が設定される。モータ 114 は、患者のコンプトン画像のために設定された位置または所望の位置に現在の位置を変化させる。

20

【0112】

位置は、任意の基準にも基づいて設定される。例えば、制御プロセッサ 112 は、患者からの散乱検出器 12 の距離を減少させるために散乱検出器 12 を移動させるためにモータ 114 を制御し、散乱検出器 12 からの距離まで捕獲検出器 13 を移動させるためにモータ 114 を制御する。

【0113】

1 つの実施形態において、制御コントローラ 112 は、FOM に基づいて位置を制御する。画像作業は FOM を示す。位置や複数の位置は、画質や感度など、さまざまな基準の相対的重要度によって異なる場合がある。ユーザが FOM を指定する。例えば、患者の身長、体重、肥満度指数、または他の情報は、与えられた FOM がより重要であることをもたらす。他の例として、画像技術者は FOM を入力する。さらに別の例では、画像アプリケーションまたは患者の特性に基づくデフォルトの FOM が使用される。

30

【0114】

制御プロセッサ 112 は、撮像対象の輪郭および／または患者からの各散乱検出器の距離を決定する。それに応じて FOM が最大になる。散乱光子の絶対数は、散乱層と撮像対象との間の距離を減少させることによって増加し、したがって立体角 Ω を増加させる。散乱検出器 12 は、患者の快適さのために所定の距離を維持するような、制約の有無にかかわらず、患者からの距離を最小限にするように配置されている。より小さな撮像対象の場合には、散乱層はアイソセンタに近い位置にあってもよい。より大きな撮像対象についても同じではない。同様に、複数のモジュール 11 の散乱検出器 12 は、アイソセンタからの距離は異なっているのがよいが、患者からは同じ距離に離れて配置されてもよい。

40

【0115】

適応コンプトンカメラの感度（\$）は、捕獲層と散乱層の間の距離を減少させることにより増加し、従って立体角 Ω を増加させる。捕獲層と散乱層の間の距離を減らすと、画質（IQ）が劣化する。散乱層と捕獲層の間の距離を増加させることにより、画質（IQ）は改善され、距離を減少させると感度（\$）は改善される。この「適応的」シナリオでは、指定された FOM が捕獲検出器 13 の位置を決定するために使用される。例えば、FOM は感度であるので、捕獲検出器 13 は、例えば 10 cm 以内のように、散乱検出器 12 に近接するように配置される。別の例として、FOM は画質であるので、捕獲検出器 13 は、10 cm（例えば、20～70 cm）を超えるような、散乱検出器 12 から離れた位置

50

に配置される。このシステムは撮像対象の輪郭を感知し、それに従ってFOMを最大化するように適応する。

【0116】

FOMは、重要な単一の基準の指標となりうる。あるいは、FOMは相対的重み付けである。散乱検出器12からの捕獲検出器13の中間位置決めは、画質に対する感度の相対的な重要性に基づいて使用されてもよい。他の実施形態において、複数のモジュール11は、同一患者の同スキャンにおいて、モジュール11による検出器12、13の複数の相対位置に基づくコンプトン事象検出を提供するために、複数の相対的重み付けまたはFOMを使用する。さらに他の実施形態では、検出器12、13の互いに相対的な位置および／またはアイソセンタの相対的な位置が、同スキャン中に経時的に変化し、異なる時間で異なるFOMを伴う事象を検出する結果となる。

10

【0117】

コンプトンプロセッサ19（例えば、画像プロセッサ）は、散乱検出器12及び捕獲検出器13から検出されたコンプトン事象からコンプトン画像を生成するように構成されている。モジュール11のエレクトロニクスまたは他のエレクトロニクスは、検出器12、13から検出された事象を出力する。事象の位置、エネルギー、および時間は、コンプトンプロセッサ19によって受信される。これらの事象は、位置、エネルギー、および／または時間を用いて対になる。対合、位置、およびエネルギーに基づいて、患者から散乱検出器12上への発光の発生角度を決定する。この角度は、発生率のコーンのように確率的に表されることがある。多くの検出されたコンプトン事象と発生率の角度からの再構成を用いて、患者の空間分布または放出物の物体空間を決定する。空間分布からコンプトン画像を描出する。

20

【0118】

コンプトンプロセッサ19は、デジタル視準を行うように構成されている。事象が対になると、所定の事象に対する散乱検出器12からの散乱線の角度が決定される。エネルギーと角度の関係および対になった事象の位置は散乱光子の角度を示す。コンプトン事象は、1つ以上の散乱角閾値を適用するなど、角度に基づいて棄却されることがある。コンプトン画像は棄却されないコンプトン事象から生成される。他の実施形態では、デジタル視準は使用されない。

【0119】

図17Aは、コンプトン角の関数としてコンプトン角の角度不確定性を示す。ある散乱角のコンプトン事象は、画質が悪くなる可能性がある。例えば、背面投影円錐のFWHMは、水平破線で表されるような所望のレベルになるようにする。所与のコンプトン事象に対するFWHMは、散乱角に基づいて所望のFWHMを上回るか下回る。例えば、40度から120度の間の角度は十分なFWHMで情報を提供する。図17Bは、散乱検出器に直交する発光が与えられた、異なる散乱角度を示す。散乱角度が小さい（例えば、40度未満）および／または大きい（例えば、120度を超える）コンプトン事象は、使用されない（すなわち、デジタル視準によって棄却される）。残りのコンプトン事象は、コンプトン画像を生成するために使用される。

30

【0120】

一例において、CZT散乱検出器12及びCZT捕獲検出器13は、70cmの内径を有する散乱層と捕獲層との間に30cmの距離を有する。FWHMが40.0mm未満のPSFは、コンプトン角が約40°を超える事象を棄却することによって生じる。その他の閾値を用いてもよい。

40

【0121】

再度、図11を参照して、ディスプレイ22はコンプトン画像を表示するように構成されている。棄却されなかった事象を用いて、感度と画質のバランスのとれたコンプトン画像を提供する。適応は、所与の患者および／または検査に対してより診断的に有用な画像をもたらす。

【0122】

50

図 1 8 は、コンプトンカメラによる医療用画像形成方法の一実施形態のフローチャート図である。この方法は、図 1 1 ～図 1 6 B の適応コンプトンカメラを使用して実装される。コンプトンカメラで使用される 1 つ以上の検出器の位置を変更できる他の適応型コンプトンカメラを使用することができる。

【0 1 2 3】

動作は、示された順序か別の順番で行われる。追加の動作、異なる動作、またはより少ない動作が提供されることがある。例えば、患者は、動作 1 8 2 において感知されない。代わりに、捕獲検出器は、散乱検出器が患者の位置に基づいて移動されることなく、または散乱検出器が検知ではなく患者の体重に基づいて移動されることで、散乱検出器に対して移動される。別の例として、画像は、動作 1 8 8 において生成されない。画像は後で見るために保存される。

【0 1 2 4】

動作 1 8 2 において、センサは患者を感知する。アイソセンタ、ベッド、および／または散乱検出器に対して、患者の外表面が感知される。患者からの閾値距離内での散乱検出器または複数の散乱検出器の位置決めを可能にするために、患者を感知する。

【0 1 2 5】

動作 1 8 4 では、コンプトンカメラの 1 つ以上の検出器が移動される。検出器または複数の検出器は、患者に向かって、または患者から遠ざけられる。F O M、検査タイプ、および／または他の情報に基づいて、検出器または複数の検出器が移動される。

【0 1 2 6】

1 つの実施形態において、散乱検出器または複数の散乱検出器は、患者の検知の出力に基づいて、モータおよび制御プロセッサによって移動される。散乱検出器または複数の散乱検出器は、それぞれの散乱検出器に最も近い患者の外表面から閾値距離内になるように移動される。図 1 1 は、一部の散乱検出器が、患者の外表面に基づく他の散乱検出器よりもアイソセンタに近い例を示す。

【0 1 2 7】

更に、又は代替的に、捕獲検出器又は複数の捕獲検出器は、モータ及び制御プロセッサによって移動される。検査タイプ、F O M、関与する放射性同位元素のエネルギー、および／または他の基準に基づいて、捕獲検出器または複数の捕獲検出器は、アイソセンタ、患者、および／または散乱検出器または複数の散乱検出器に対して移動される。例えば、散乱検出器は、患者から所定の距離になるように配置される。次いで、捕獲検出器は、距離が F O M または他の情報に基づく散乱検出器からの距離となるように配置される。

【0 1 2 8】

動作 1 8 6 では、散乱検出器及び捕獲検出器は事象を検出する。患者から放出されるガンマ線または光子は、散乱検出器と相互作用することがある。これらの散乱事象が検出される。結果として生じる散乱光子が放出され、捕獲検出器と相互作用する可能性がある。捕獲検出器内の相互作用が検出される。

【0 1 2 9】

検出されたコンプトン事象は対になっている。対になったコンプトン事象は、散乱検出器での患者からの放出の確率の錐体などの入射角を示すために使用される。コンプトン事象は、散乱角に基づいてデジタル的にコリメートされることがある。

【0 1 3 0】

散乱検出器と捕獲検出器は、位置決めされた事象を検出する。患者のスキャン中、検出器は検出するために同じ位置に維持される。または、同一患者の同一スキャン中に 1 つ以上の検出器が移動される。

【0 1 3 1】

動作 1 8 8 では、任意のデジタル視準後に維持された対となったコンプトン事象が、患者からの放出物の空間的分布を再構成するために使用される。放出源は、コンプトン事象の入射角、場所、計数を用いて推計される。画像は、三次元レンダリングまたは断面平面画像のような空間分布から生成され得る。

10

20

30

40

50

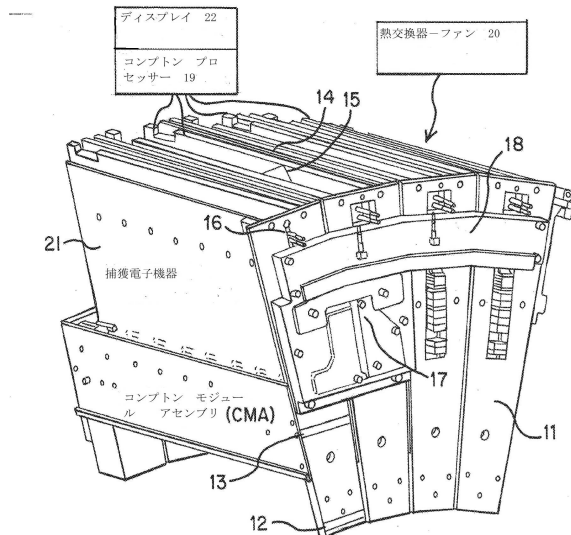
【 0 1 3 2 】

本発明を種々の実施形態を参照して上述したが、本発明の特許請求の範囲から逸脱することなく、多くの変更及び改変がなされ得ることは理解されるべきである。したがって、上記詳細な説明は、本発明を限定するものではなく例示として解されるものであり、本発明の精神および範囲を定めるのは、全ての均等物を含めて特許請求の範囲の記載に基づくものであることは理解されるべきである。

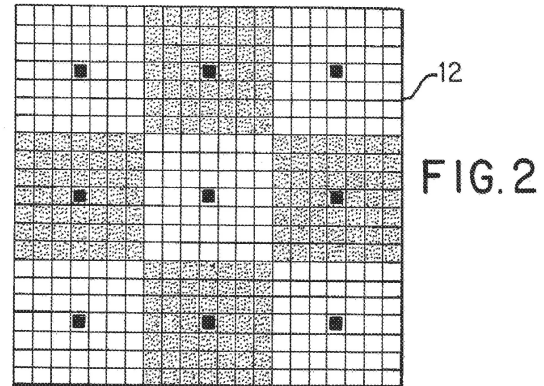
【図面】

【図 1】

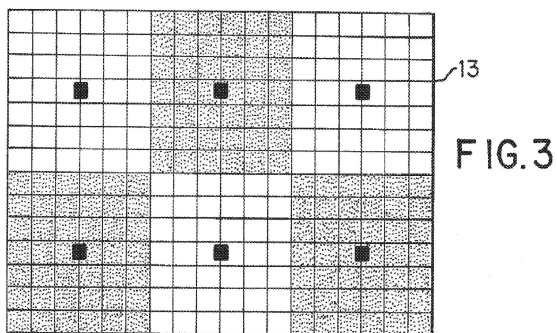
FIG. 1



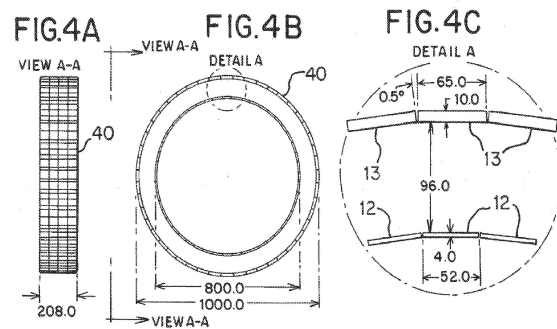
【図 2】



【図 3】



【図 4】



10

20

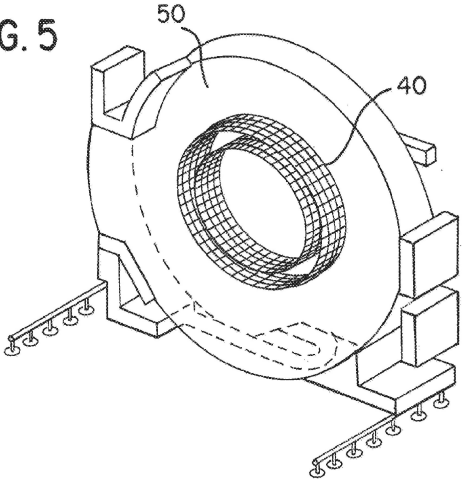
30

40

50

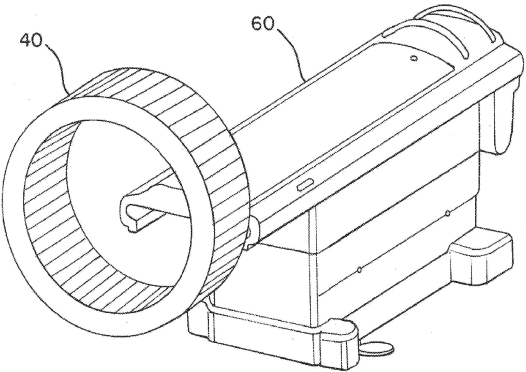
【図 5】

FIG. 5



【図 6】

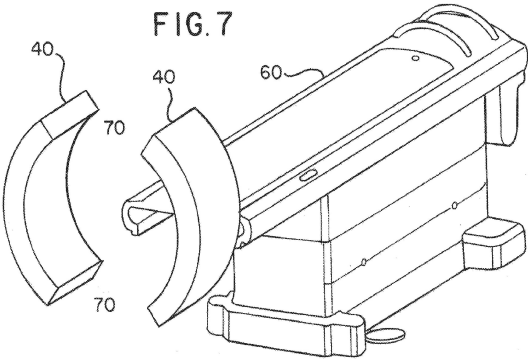
FIG. 6



10

【図 7】

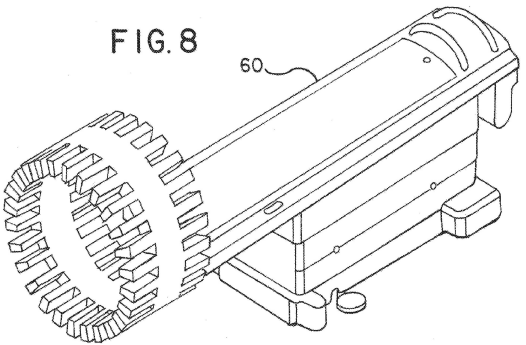
FIG. 7



20

【図 8】

FIG. 8

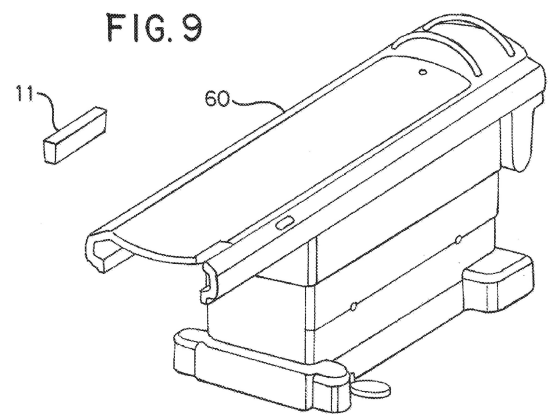


30

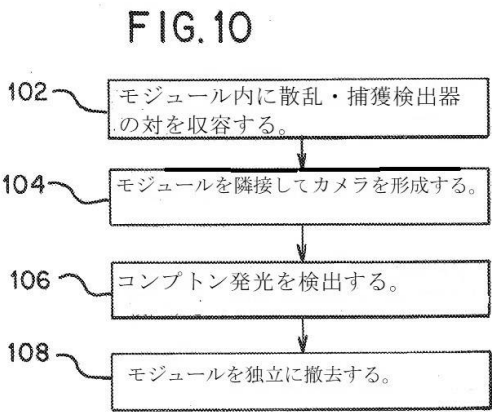
40

50

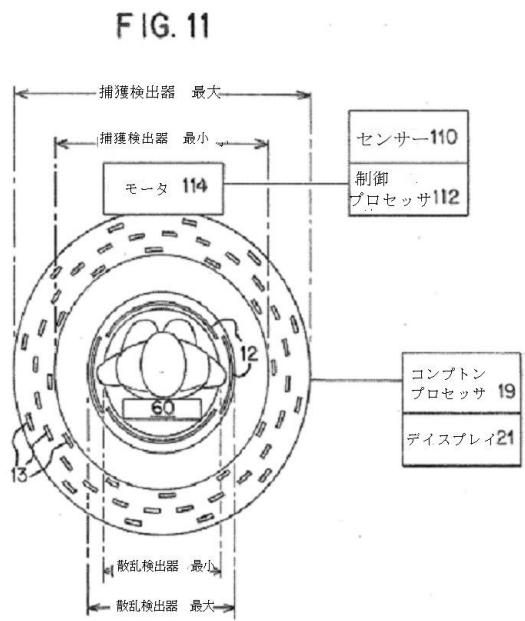
【図 9】



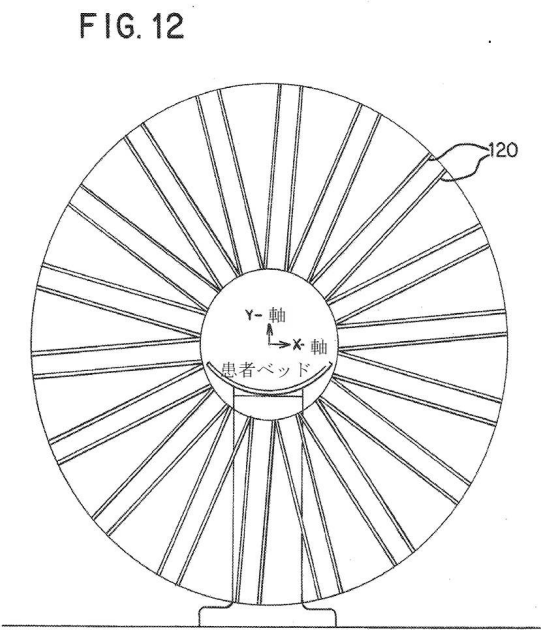
【図 10】



【図 11】



【図 12】



10

20

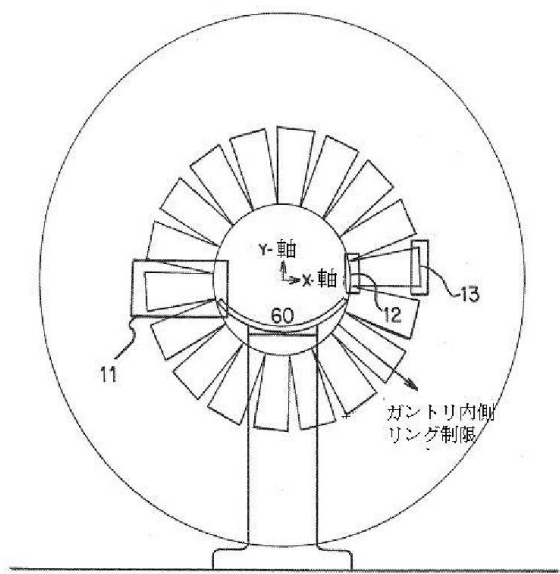
30

40

50

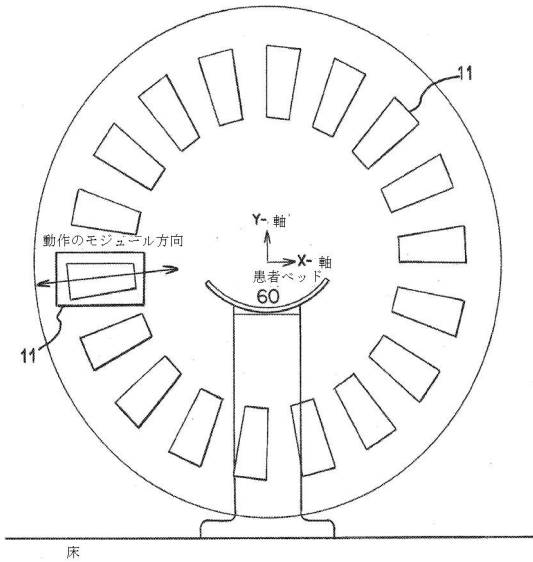
【図 1 3】

FIG. 13



【図 1 4】

FIG. 14

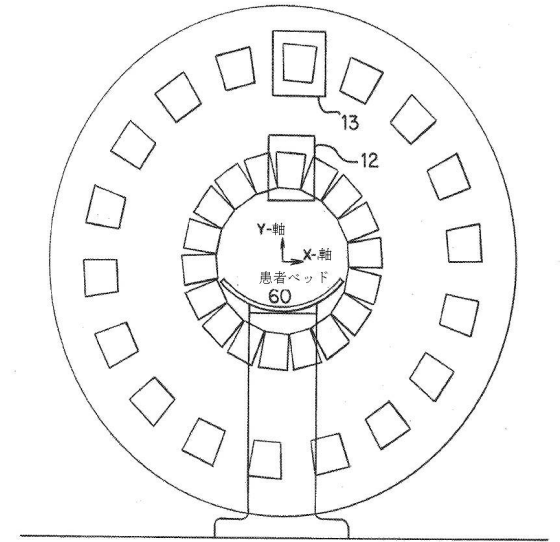


10

20

【図 1 5】

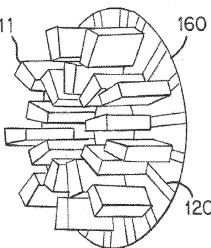
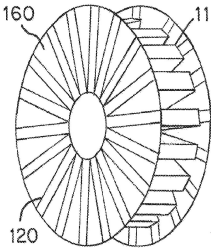
FIG. 15



【図 1 6】

FIG. 16A

FIG. 16B



30

40

50

【図 17】

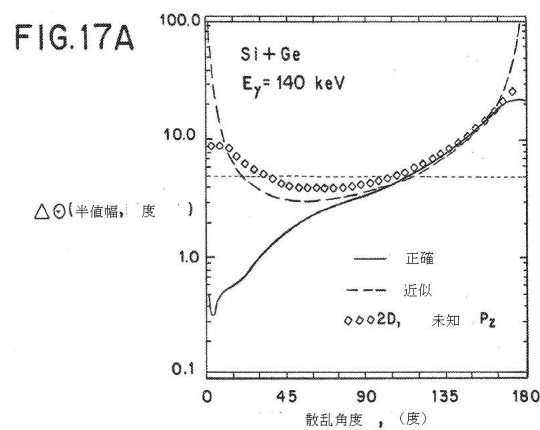
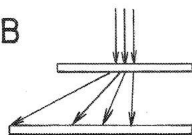
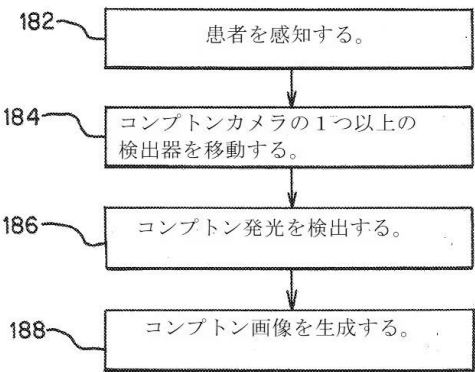


FIG.17B



【図 18】

FIG. 18



10

20

30

40

50

フロントページの続き

弁理士 竹本 美奈

(72)発明者 ロドリゲス, ミーシャー

アメリカ合衆国 60089 イリノイ, バッファローグローブ, デヴォンシャーロード1269

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特開2008-232971 (JP, A)

特開平11-295425 (JP, A)

米国特許出願公開第2004/0251419 (US, A1)

特開2013-022041 (JP, A)

特開2014-149308 (JP, A)

米国特許出願公開第2017/0285191 (US, A1)

特開2017-026423 (JP, A)

米国特許出願公開第2004/0084624 (US, A1)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

G01T 1/00 - 7/12