

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第4518759号  
(P4518759)

(45) 発行日 平成22年8月4日(2010.8.4)

(24) 登録日 平成22年5月28日(2010.5.28)

(51) Int.Cl.

F I

GO 1 T 1/20 (2006.01)

GO 1 T 1/20 G

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

GO 1 T 1/20 B

HO 4 N 5/32 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 2 O S

HO 4 N 5/32

請求項の数 10 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2003-280542 (P2003-280542)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成15年7月28日 (2003.7.28)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(65) 公開番号	特開2004-61516 (P2004-61516A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成16年2月26日 (2004.2.26)		エルシー
審査請求日	平成18年7月25日 (2006.7.25)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
(31) 優先権主張番号	10/064,590		188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
(32) 優先日	平成14年7月29日 (2002.7.29)		ュー・ブルバード・ダブリュー・710
(33) 優先権主張国	米国 (US)		・3000
		(74) 代理人	100137545
			弁理士 荒川 聡志
		(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100106541
			弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像形成システム、画像形成システムを製造する方法及び、入射放射線ビームを検知する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射線源と、  
放射線検知器要素（18）組立体であって、  
シンチレータ（46）（56）（66）と光センサ（44）とを備え、  
前記シンチレータが、前記光センサ（44）に対して近位にある第1表面と、前記第1表面に対して遠位にあり放射線ビーム（14）を受ける第2表面とを含む放射線検知器要素（18）組立体とを含み、  
前記シンチレータ（46）（56）（66）の側部（68）が、その上への放射線ビーム（14）の衝突を遮って、該側部（68）への前記衝突に対する前記光センサ（44）の  
10 応答を減らすように構成され、  
前記シンチレータ（46）（56）（66）が、前記第2表面から前記第1表面まで外向きに先細にされて、選択された焦点スポットの運動の範囲に対しては、前記放射線ビーム（14）が、前記光センサ（44）の付近において、隣のスチレータの側部（68）上に衝突しないようになっており、  
前記第1表面における前記シンチレータ（46）（56）（66）の大きさが、焦点スポットの運動の範囲により定められることを特徴とする画像形成システム。

【請求項2】

放射線源と、  
画像形成システムにおいて用いられる放射線検知器アレイ（6）であって、

複数の光センサ(44)を含む光センサ(44)アレイと作動可能な構成で配設された、複数のシンチレータ(46)(56)(66)を含むシンチレータ(46)(56)(66)アレイを備える放射線検知器アレイ(6)とを含み、

前記複数のシンチレータ(46)(56)(66)の各々のシンチレータ(46)(56)(66)が、前記複数の光センサ(44)の光センサ(44)に対して近位にある第1表面と、前記第1表面に対して遠位にあり放射線ビーム(14)を受ける第2表面とを含み、

前記各々のシンチレータ(46)(56)(66)の側部(68)が、その上に衝突する放射線ビームを遮って、該側部への前記衝突に対する各々の光センサ(44)のそれぞれの応答を減らすように構成され、

前記シンチレータ(46)(56)(66)が、前記第2表面から前記第1表面まで外向きに先細にされて、選択された焦点スポットの運動の範囲に対しては、前記放射線ビーム(14)が、前記光センサ(44)の付近において、隣のシンチレータの側部(68)上に衝突しないようになっており、

前記第1表面における前記シンチレータ(46)(56)(66)の大きさが、焦点スポットの運動の範囲により定められることを特徴とする画像形成システム。

【請求項3】

前記シンチレータ(46)(56)(66)の前記側部(68)が階段状のカットを有し、

前記第2表面が、前記放射線ビーム(14)の一部が衝突し、前記衝突に対する前記光センサ(44)の応答を減らすように、前記第1表面より大きく構成されることを特徴とする、請求項1又は2に記載の画像形成システム。

【請求項4】

前記放射線ビーム(14)が扇状のX線ビームであることを特徴とする、請求項1乃至3のいずれかに記載の画像形成システム。

【請求項5】

前記放射線源と、前記放射線検知器要素(18)組立体と、被写体キャビティ(10)とを有し、前記放射線源と、前記放射線検知器要素(18)組立体とを回転させるガントリ(2)を含むことを特徴とする、請求項1に記載の画像形成システム。

【請求項6】

Z軸方向に移動可能な患者支持構造体(8)を更に備え、前記シンチレータ(46)(56)(66)と前記光センサ(44)が、X-Z平面に沿って配列されており、

前記放射線ビーム(14)がY軸の方向に沿って照射され、前記側部(68)がX軸と平行であることを特徴とする、請求項1に記載の画像形成システム。

【請求項7】

画像形成システムを製造する方法であって、

放射線源を用意する段階と、

放射線検知器要素(18)組立体を用意する段階と、

前記放射線源と、前記放射線検知器要素(18)組立体と、被写体キャビティ(10)とを有し、前記放射線源と、前記放射線検知器要素(18)組立体とを回転させるガントリ(2)を用意する段階とを含み、

前記ガントリに含まれる前記放射線検知器要素(18)組立体が、遮蔽用ワイヤを備えず、

シンチレータ(46)(56)(66)と光センサ(44)とを備え、

前記シンチレータが、前記光センサ(44)に対して近位にある第1表面と、前記第1表面に対して遠位にあり放射線ビーム(14)を受ける第2表面とを含む放射線検知器要素(18)組立体とを含み、

前記シンチレータ(46)(56)(66)の側部(68)が、その上への放射線ビーム

10

20

30

40

50

(14)の衝突を遮って、該側部(68)への前記衝突に対する前記光センサ(44)の応答を減らすように構成され、

前記シンチレータ(46)(56)(66)が、前記第2表面から前記第1表面まで外向きに先細にされて、選択された焦点スポットの運動の範囲に対しては、前記放射線ビーム(14)が、前記光センサ(44)の付近において、隣のシンチレータの側部(68)上に衝突しないようになっており、

前記第1表面における前記シンチレータ(46)(56)(66)の大きさが、焦点スポットの運動の範囲により定められることを特徴とする方法。

【請求項8】

入射放射線ビーム(14)を検知する方法であって、

光センサ(44)に対して近位にある第1表面と、前記第1表面に対して遠位にある第2表面とを含むシンチレータ(46)(56)(66)の前記第2表面上に入射する放射線ビーム(14)を受け、

前記シンチレータ(46)(56)(66)の側部(68)上への衝突に対する前記光センサ(44)の応答を減らすように構成された該側部(68)により放射線ビーム(14)の衝突を遮る、

段階を含み、

前記シンチレータ(46)(56)(66)が、前記第2表面から前記第1表面まで外向きに先細にされて、選択された焦点スポットの運動の範囲に対しては、前記放射線ビーム(14)が、前記光センサ(44)の付近において、隣のシンチレータの側部(68)上に衝突しないようになっており、

前記第1表面における前記シンチレータ(46)(56)(66)の大きさが、焦点スポットの運動の範囲により定められることを特徴とする方法。

【請求項9】

前記シンチレータ(46)(56)(66)の前記側部(68)が階段状のカットを有し、

前記第2表面を前記第1表面より大きく構成し、前記放射線ビーム(14)の一部が前記第2表面上だけに衝突し、前記衝突に対する前記光センサ(44)の応答を減らすようにすることを特徴とする、請求項7又は8に記載の方法。

【請求項10】

前記放射線ビーム(14)が扇状のX線ビームであることを特徴とする、請求項7乃至9のいずれかに記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般的に画像形成システムに関し、具体的には、シンチレータのピクセルの幾何学的構成に関する。

【背景技術】

【0002】

CT画像形成システムにおいて、X線源が、一般にデカルト座標系の「画像形成平面」と呼ばれるX-Y平面内に位置する平行光にされた扇状のビームを放射線検知器の列(アレイ)の方向に照射し、各々の放射線検知器は、この扇状ビームを受信するように該CTシステム内に配設された検知器要素を含む。患者のような被写体が、画像形成平面内に位置するようにX線源と放射線検知器のアレイとの間に位置させられ、従って、該被写体を通過するX線ビームに曝される。X線ビームが被写体を通過すると、該X線ビームは放射線検知器のアレイの上に衝突する前に減衰される。検知器アレイで受信された減衰されたビームの放射線の強さは、被写体によるX線ビームの減衰に対応しており、各々の検知器要素は、該検知器要素の位置でのビームの強さに対応する別々の電気信号を生成する。これらの電気信号がX線減衰測定値又はX線画像と呼ばれる。

【0003】

X線源及び検知器は、ガントリを画像形成平面内に位置させた状態で、画像形成されるべき被写体の周りを回転することができるため、X線ビームが該被写体と交差する角度は、常に変化する。1つのガントリ角度における検知器アレイからのX線減衰測定値の一群、すなわち照射データは、「ビュー（視野）」と呼ばれる。被写体の「走査」は、X線源及び検知器アレイの1つの旋回の間異なるガントリ角度において作られた一組のビューを含む。軸線方向走査において、照射データは、被写体を通して取られた2次元のスライスに対応する画像を構成するように処理される。単一の検知器アレイを用いるCTシステムにおいては、スライス厚は、コリメータの幅により制御され、かつ決定されるが、多数の検知器アレイを用いるCTシステムにおいては、該スライス厚は、複数の検知器サブユニットの結果を合計することにより、及び該コリメータを物理的に各々のスライスの外縁に移動することにより制御され、かつ決定される。

10

#### 【0004】

一般に、シンチレーションにおけるピクセルの縁部は、X線に対して遮蔽されているため、X線ビームの角度、或いは、X軸方向又はZ軸方向における焦点スポットの運動に関係なく、該X線ビームに影響を受けないようになっている。ピクセルの縁部をX線に対して遮蔽する1つの方法は、交番配置されたタンゲステンワイヤをX軸方向に、かつピクセルの縁部上に位置させて、X線ビームが、例えば該ピクセルの縁部などのピクセル間のギャップのような通常は非シンチレーション区域に到達するのを防ぐものである。しかしながら、そのような方法は、本来はシンチレーション区域となる部分をブロックする結果として、空間的な画像解像度及び光熱出力の減少をもたらすものとなる。

20

【特許文献1】米国特許第6414315号

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0005】

従って、当該技術において、シンチレータのピクセルの幾何学的構成を制御してX線ビームとピクセルとの過度の接触を減らし、遮蔽用ワイヤを除くことにより、空間的な解像度の過度の減少を避けることに対する必要性がある。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0006】

上述の及び他の難点及び欠陥は、放射線検知器要素組立体により克服されるか又は緩和される。この放射線検知器組立体は、シンチレータと光センサとを備え、該シンチレータは、光センサに対して近位にある第1表面と、該第1表面に対して遠位にあり放射線ビームを受ける第2表面とを含む。放射線検知器は更に、シンチレータの側部を含み、該側部は、その上に衝突する放射線ビームを遮って、該側部上への衝突に対する光センサの応答を減らすように構成されている。

30

#### 【0007】

更に、入射放射線ビームを検知する方法が開示される。この方法は、シンチレータの第2表面上に入射する放射線ビームを受けることを含み、該シンチレータは、光センサに対して近位にある第1表面と、該第1表面に対して遠位にある第2表面とを含む。この方法は更に、シンチレータの側部上への衝突に対する光センサの応答を減らすように構成された該シンチレータの側部により放射線ビームの衝突を遮ることを含み。ここに開示した本発明の付加的な特徴は、更に、縁部（側部表面）における不完全さによる隣接セル間の非線形変化を最小にすることである。

40

#### 【0008】

更に、画像形成システムにおいて用いられる放射線検知器アレイがここに開示される。放射線検知器アレイは、光センサアレイと作動可能な構成に配設されたシンチレータアレイを備え、該シンチレータアレイは複数のシンチレータを含み、該光センサアレイは複数の光センサを含む。放射線検知器アレイは更に、複数の光センサの1つの光センサに対して近位にある第1表面と該第1表面に対して遠位にあり放射線ビームを受ける第2表面とを含む複数のシンチレータの各々のシンチレータと、各々のシンチレータの側部とを備え

50

、該側部は、その上に衝突する放射線ビームを遮って、該側部上への衝突に対する各々の光センサのそれぞれの応答を減らすように構成されている。

【 0 0 0 9 】

更に、入射放射線ビームを検知するための手段がここに開示される。入射放射線ビームを検知するための手段は、シンチレータの第 2 表面上に入射する放射線ビームを受けるための手段を含み、該シンチレータは、光センサに対して近位にある第 1 表面と、該第 1 表面に対して遠位にある第 2 表面と、該シンチレータの側部により放射線ビームの衝突を遮るための手段とを含み、該シンチレータの側部は、該側部上への衝突に対する該光センサの応答を減らすように構成されている。

【 発明を実施するための最良の形態 】

10

【 0 0 1 0 】

幾つかの図において同じ要素は同じ番号が付されている例示的な図面を参照する。

【 0 0 1 1 】

X 線データを取得するための例示的なシステム及び方法が、ここにコンピュータ断層撮影 (CT) 画像形成システムを参照して開示されるが、本発明の方法及びシステムは、シンチレーションを必要とする他の画像形成システム、並びに、フラットパネル検知器システムに適用することができることを理解されたい。

【 0 0 1 2 】

図 1 及び図 2 を参照すると、X 線源 4 と、放射線検知器 6 と、患者支持構造体 8 と、被写体キャビティ 10 とを有するガントリ 2 を含む例示的な CT 画像形成システム 1 が示されており、該 X 線源 4 及び該放射線検知器 6 は、該被写体キャビティ 10 により分離されるように、対向して配設される。患者 12 のような被写体を、移動可能な患者支持構造体 8 (「テーブル」) の上に配設し、その後、該患者支持構造体は、被写体キャビティ 10 を通る軸線 3 に沿って移動させられる。X 線源 4 は、X 線ビーム 14 を、患者 12 を通過させる意図のもとに放射線検知器の方向に照射する。X 線ビーム 14 は、コリメートにより平行光にされ、「画像形成平面」と呼ばれるデカルト座標系の X - Y 平面内に位置するようにされる。患者 12 を通過し、該患者により減衰された後、減衰された X 線ビーム 16 は、放射線検知器 6 により受信される。放射線検知器 6 は、複数の検知器要素 18 を含み、各々の該検知器要素 18 が減衰された X 線ビーム 16 を受信し、該減衰された X 線ビーム 16 の強さに対応して、電気信号を生成する。

20

30

【 0 0 1 3 】

ガントリ 2 の 1 つの角度における放射線検知器からの一群の X 線減衰測定値、例えば照射データは、「ビュー (視野)」と呼ばれ、「ビュー」としてここに表示される。被写体の「走査」は、X 線源及び放射線検知器 6 が 1 回転する間に異なるガントリ角度、すなわちビュー角において形成される一組のビューを含む。軸方向走査においては、照射データは、被写体を通して取られた 2 次元の「スライス」に対応する画像を構成するために処理され、ここで一つのスライスは、Z 方向におけるスライス厚に相当する。

【 0 0 1 4 】

更に、X 線源 4 及び放射線検知器 6 は、ガントリ 2 及び患者支持構造体 8 に対して回転するように配設され、該患者支持構造体 8 が被写体キャビティ 10 内に位置させられたとき、該 X 線源 4 及び該放射線検知器 6 が該患者支持構造体 8 の周りで回転することを可能にする。X 線照射データは、走査の間に X 線源 4 及び放射線検知器 6 を患者 12 の周りで回転させることにより得られる。螺旋状 X 線照射データは、付加的に患者 12 を軸線 3 に沿って移動させることにより得られる。X 線源 4 及び放射線検知器 6 は、CT 画像形成システム 1 と関連する制御機構 20 と通信する。制御機構 20 は、X 線源 4 及び放射線検知器 6 の回転及び作動を制御する。

40

【 0 0 1 5 】

制御機構 20 は、X 線源 4 と通信する X 線制御装置 22 と、ガントリモータ制御装置 24 と、データ取得システム (「DAS」) 26 とを含む。DAS 26 は、放射線検知器 6 と通信する。X 線制御装置 22 は、電力及びタイミング信号を X 線源 4 に与え、ガントリ

50

モータ制御装置 24 は、該 X 線源 4 の回転速度及び角度位置を制御し、DAS 26 は、検知器要素 18 により生成された電気信号を受信し、該信号を後続する処理のためにデータ信号に変換する。CT 画像形成システム 1 は、画像再構成装置 28 と、データ格納装置 30 と、処理装置 32 とを含み、該処理装置 32 は、画像再構成装置 28 と、ガントリモータ制御装置 24 と、X 線制御装置 22 と、データ格納装置 30 と、入力装置 34 と、出力装置 36 と通信する。データ格納装置 30 は、当業者に知られている何らかのコンピュータ使用可能格納媒体を備え、伝播されたコンピュータデータ信号 5 を介して、処理装置 32 と通信する。CT 画像形成システム 1 は更に、処理装置 32 及び患者支持構造体 8 と通信するテーブル制御装置 38 を含み、該患者支持構造体 8 の位置を被写体キャビティ 10 に対して制御するようにする。

10

**【0016】**

患者 12 は、患者支持構造体 8 上に配設されるのが好ましく、その後、被写体キャビティ 10 内で移動可能であるように、処理装置 32 を介してオペレータにより位置決めされる。ガントリモータ制御装置 24 は、処理装置 32 を介して作動し、X 線源 4 及び放射線検知器 6 を患者 12 に対して回転するようにする。X 線制御装置 22 は、処理装置 32 を介して作動し、X 線源 4 が平行光にされた X 線ビーム 14 を放射線検知器 6 の方向に、すなわち患者 12 の方向に放射し、かつ照射するようにする。X 線ビーム 14 は、放射線検知器 6 により受信される減衰された X 線ビーム 16 を生成するように、患者 12 を通過する。

**【0017】**

20

検知器要素 18 は更にセルとも示され、減衰された X 線ビーム 16 を受信し、該減衰された X 線ビーム 16 の強さに対応した電気信号を生成し、この電気信号データを DAS 26 に伝播する。DAS 26 は、次に、電気信号をデータ信号に変換し、該データ信号を画像再構成装置 28 に通信する。画像再構成装置は、高速の画像再構成を行なう。再構成された画像がデータ格納装置 30 に格納され、また出力装置 36 により表示される。

**【0018】**

ここで図 3 ないし図 6 を参照すると、放射線検知器 6 の描画が示されている。例示的な実施形態において、放射線検知器 6 は、多次元の検知器要素 18 の検知器アレイとして構成される。放射線検知器 6 のアレイを、長さ（ガンマ）のアーチ長（セグメント）及び軸線 3 に沿った線形の（この場合において）深さ n として、構成することができる。この長さは、以下において、放射線検知器 6 についてのチャンネルとして知られ、はビューを表し、n は本明細書で前に述べたように行を表す。

30

**【0019】**

各々の検知器要素 18 は、シンチレータ 46 と光センサ 44 とを含む。光センサ 44 を、基板 48 上に蒸着させるか又は基板 48 上に形成することができ、シンチレータアレイ 46 は、基板 48 の上方に位置させられ、かつ該基板に固定される。光センサ 44 は、光学的にシンチレータ 46 に結合され、該シンチレータ 46 により出力された光を表す信号を送信するための電気出力ラインを含む。具体的には、各々の光センサ 44 は、特定のシンチレータ 46 についてのビーム減衰の測定値である別々の低水準の電氣的アナログ出力信号を生成する。

40

**【0020】**

放射線検知器 6 の例示的な構成は、検知器要素 18 の約 24 の行 n と（ガンマ）で示される約 912 の列の「検知器チャンネル」とを含む。放射線検知器 6 についてのそのようなアレイ構成は、ガントリ 2（図 1 に示す）の各回転で収集される約 16 個までのデータの同時スライスを画像形成することを可能にする。更に、放射線検知器 6 を、多くの異なるスライス厚及び数のモードで作動させることができる。イネーブルすることができ、ディスエーブルすることができ、或いは組み合わせることができる光センサ 44 の出力の特定の種々の組み合わせにより、スライス厚を、例えば、約 0.625 mm、1.25 mm、2.5 mm、3.75 mm、又は 5 mm とすることができる。付加的な例は、約 0.625 mm 厚から約 20 mm 厚までの範囲のスライスの 1 つを含む単一スライスモードと、

50

約 0.625 mm 厚から 10 mm 厚までの範囲のスライスの 2 つを含む 2 スライスモードとを含む。もちろん、多くの他のモードが可能である。

#### 【0021】

放射線検知器 6 を、シンチレータ 46 及び光センサ 44 を含む検知器要素 18 のアレイに関して説明するが、他の構成も達成可能であり利用されることを理解されたい。例えば、放射線検知器 6 を、多次元アレイの組み合わせとして構成することができ、1 つの場合において、多次元シンチレータアレイと高密度半導体（光センサ）アレイとの組み合わせとして構成することができる。シンチレータアレイは、アレイ状に並べられた複数のシンチレーション素子を含むことができ、半導体アレイは、複数の光センサ、例えば、同一アレイ状に並べられた光ダイオードを含む。光センサは、基板上に蒸着され又は形成され、シンチレータアレイは、基板の上方に位置させられ、かつ該基板に固定される。

10

#### 【0022】

画像形成アレイは、これに限られるものではないが、シンチレーション用媒体に結合された光センサを含む。シンチレータに吸収される放射線は光学的フォトンが発生し、次に、これに限られるものではないが、光トランジスタ又は光ダイオードを含むが光センサに送られる。フォトン光センサに吸収され、入射したフォトンフラックスに対応する電気信号が発生させられる。光センサ又は光ダイオードのような如何なる感光性の素子も、薄膜トランジスタ（TFT）のような必要な制御又はスイッチング素子と関連させて比較的大きなアレイに形成することができる。放射線検知器 6 は、典型的には、大きな基板上に形成され、該基板上に、TFT、アドレスライン、コンデンサ及び光センサのような装置を含む多数の構成要素が、導電材料、半導体材料及び絶縁材料の層の蒸着及びパターン形成により形成される。

20

#### 【0023】

図 4 は、シンチレータ 46 については通常の構成を用いる放射線検知器 6 の一部を示すものであり、各々の検知器要素 18 は、X 線ビームの焦点スポットの位置に対する該要素の X 軸及び Z 軸方向位置に応じた角度の範囲（1 つの次元しか図示されていない）から X 線を受ける。ワイヤを Z 軸に置き、プレートを X 軸に置くことにより、Z 軸におけるセルの縁部が X 線から遮蔽され、従って、出力信号に影響しなくなる。例えば、CT 検知器についての角度の範囲は、該検知器の末端の縁部においておよそ  $\pm 1$  度である。この場合において、セルが無線構成において X 線により励起されている場合は、該セルが X 線平面から遠ければ遠いほど傾斜角が大きくなり、縁部からの信号における影響が高くなる。シンチレーション・セグメント（Z 軸方向においてはスライスとも呼ばれる）は、タングステンワイヤにより遮蔽された非シンチレーション・リフレクタ（低 Z 値）により分離される。シンチレーション光（X 線が光に変換されることにより発生させられた）は、次に、複数回の反射により光センサ 44 の方向に向けられる。特に、実効幾何学的効率（実効露光面積）はセルに対する垂直からの角度とともに増加するので、セル縁部が X 線に当たることによる縁部の露光と光の生成とが原因となって、シンチレーション応答は、X 線がセルに対して垂直であるときに最小になり、垂直からの角度の増加とともに増加する。ある光が縁部上で発生された場合（X 線に露光されたとき）には、この光は、光センサ 44 に近く、反射及び減衰が少なくなるため、より効率的に収集されることになる。ビーム 14 がセルの表面入り口に対して垂直でなくなればなくなるほど、シンチレータ 46 の縁部を励起する機会が高まり、光出力がより高くなる。X 線ビーム 14 がセル検知器要素 18 の表面に垂直で、その縁部を露光していないときに、最小の利得が生じる。図 5 は、光センサ 44 の応答の実験的かつシミュレートされた挙動を、シンチレータ 46 上への X 線入射角の関数として示す。縁部がスライス内の隣接するセルにおいて異なる場合、対応するセルは、非線形の示差誤差を、焦点スポットの運動の関数として示す。

30

40

#### 【0024】

図 4 を続けて参照し、特定のスライスを考察すると、該スライス内の各々のセルすなわち検知器要素 18 は、X 線ビーム 14 に対して僅かに異なる縁部角（又は X 軸まわりの回転角）を示し、従って、個々のチャネル（X 方向における）又は行すなわちスライス（Z

50

方向における)は、X線ビーム14の運動に対して異なる応答をすることになる。従って、種々の検知器要素18すなわちセルは、特定の利得ポイント、例えば最小利得ポイントについて、僅かな位相差を示す。その結果、X線ビーム14の焦点スポットがZ軸方向(又は別の場合についてはX軸方向)に移動するとき、種々のチャンネルの応答は異なるものとなる。図5は、シンチレータ46のシミュレートされた応答をX軸まわりの回転(Z軸における同等の変位)の関数として示す。同様の現象がZ軸まわりの回転について、シンチレータにより示されることに注目されたい。較正目的のためには各々の検知器要素が所定の入力について実質的に同じ応答を示すことが好ましいので、これは望ましくない特性である。

【0025】

10

中央スライスにおける検知器要素が、Z軸におけるビームの運動(焦点スポット)に対しては、他の場所より高い感度を示すことが更に理解されるであろう。図6に、焦点スポットの運動についての例示的な応答を回転角(X軸まわりの)の関数として示す。このグラフの観察は、放射線検知器6の中心で取ったスライスが、傾斜又は回転(この例ではX軸まわりの)の場合の半分に近い感度になるということを示しており、これは中心面からの高さ起因する角度によるものである。焦点スポットの運動は、熱膨張及び重力と相互作用する遠心力のような原因によるものであり、約1mmの範囲を含む。更に、チャンネル(及び/又は種々のスライス)間の傾斜の差は、焦点スポットの位置の範囲(±1度)にわたり、約±2%又はそれ以上の示差利得(differential gain)の変化をもたらす。この角度は、検知器要素18と検知器要素18との間(X軸についてのチャンネル間としても知られている)の差により定められる。従って、Z軸方向の運動の誤差を以下のように定めることができ、

20

【0026】

【数1】

$$Z_{\text{運動}} = \left( \frac{Ch(i)|_{\text{位置}_1}}{Ch(i)|_{\text{位置}_2}} - \frac{Ch(i+1)|_{\text{位置}_1}}{Ch(i+1)|_{\text{位置}_2}} \right)$$

30

【0027】

ここで、

$Ch(i)$  は  $i$  番目のチャンネルに関連する検知器要素からの出力であり、

$Ch(i+1)$  は  $(i+1)$  番目のチャンネルに関連する検知器要素からの出力であり、位置は、検知器平面に対するZ軸方向の焦点スポットの場所に対応する。

【0028】

上の説明及び例はZ軸方向の運動に対してのものであるが、同様の考察がX軸方向の運動に対して適用可能であることを理解されたい。

【0029】

第3世代CTスキャナは、チャンネルとチャンネルの間の差について、示差利得誤差(differential gain error)が中央領域においておよそ0.02%を超えているとき、リング、バンド、及び中心スポットというアーチファクトを生じることがある。補償のために、画像再構成の間、少なくとも幾らかの示差利得値を較正し修正することができる。しかしながら、入射角の変化は変動するものであり、それを追跡することは困難である。それに加えて、異なる組み込み角に起因する変化(すなわち、Z軸方向(及びX軸方向)のセルの位置による角度と、縁部の不完全さによる組み込み傾斜角との組み合わせ)が、無線検知器においてZ軸方向又はX軸方向に焦点スポットが移動するとき、利得の非線形変化を誘起することになる。この非線形の挙動は補償することが困難で、付加的な手順、並びに、1つ1つのセルにおける長い較正時間を必要とする。更に、スキャナ作動中の焦点スポットの運動に起因する示差利得は、ソフトウェアのアルゴリズムを用いる場合でも容易

40

50



には修正できない。

【 0 0 3 0 】

本発明の実施形態は、シンチレータの縁部上及び光センサに衝突するX線について、同じスライスのチャンネル間の差が、X線ビーム角又はZ軸方向（又は別の場合においてはX軸方向）の焦点スポットの運動に影響を受けなくなるような方法を提供する。例示的な実施形態において、このことは、X線ビーム14がシンチレータ、例えばシンチレータ56及び66の縁部と接触しないように、又は、少なくとも、焦点スポットの検知器と該スポットの運動範囲との間の距離により定められる角度の範囲においての該シンチレータ56及び66の特定の傾斜について、接触が少なくなるように、検知器要素18すなわちセルを構成することにより達成される。更に、改良されたシンチレータ、例えばシンチレータ56及び66が、前に説明した遮蔽用ワイヤを除くことの助けとなり、従って、放射線検知器6を製作するための費用が削減される。ここに開示した実施形態の別の利点は、従来の構成における遮蔽用ワイヤを除くことによりもたらされる較正時間すなわち試験時間の削減である。更に、ここに開示した実施形態は、X線ビーム14の運動（X軸方向又はZ軸方向）に対して低減された感度を示すため、運動により誘起されるアーチファクトが減少する。運動に基づくアーチファクトの減少は、画像の明確さを高め、検知を改善する。最後に、現在の放射線検知器における遮蔽用ワイヤの除去により、照射効率が改良され、患者に対する影響が最小になる。

【 0 0 3 1 】

図7及び図8は、各々、検知器要素18が、改善された幾何学的形状のシンチレータ56及び66のそれぞれを含む例示的な放射線検知器6の一部を示す。図は、シンチレータ56及び66それぞれの幾何学的形状の断面図を、1つの軸において（例えば、Z軸又はX軸に沿って）示す。例示的な実施形態において、シンチレータ56は、ほぼ立方体形状であり、焦点スポット位置の運動範囲にわたり、シンチレータ55及び66のそれぞれの縁部/側部に、X線が全く当たらないか又は非常に小さいX線成分しか当たらないように構成され、それによって、前に説明したX線ビーム14の変化に対してほぼ均一な応答を生み出すようになる。例えば、図7を参照すると、シンチレータ56の側部が、拡大された部分、フランジ、又は張り出し部分57を含んでおり、該張り出し部分57は、選択された運動の量のもとで入射X線ビーム14が、光センサ44に対して最も近いシンチレータ56の縁部58の一部に当たるのを防ぐものである。拡大された部分すなわち張り出し部分57の厚さ、並びに、該張り出し部分の深さ59を、必要に応じて、所望の遮蔽効果をもたらす幾何学的形状になるように選択することができる。例えば、X線ビーム14の所定の変化について、拡大された部分すなわち張り出し部分57を、深さ59が大きい、薄い形状にした場合には、拡大された部分すなわち張り出し部分57を大きくし、深さ59を小さくしたものがもたらすのと同様の遮蔽をもたらす。正確な構成は、必要に応じて、遮蔽を満足させるように、並びに、寸法（セルの大きさ、焦点スポットと検知器との距離、スライスにおけるセルの場所、焦点スポットの運動範囲等）に基づく製造上の制約を満足させるように選択することができる。シンチレータは、階段状のカットを用いて、放射線ビーム14を受ける第2表面から光センサ44に対して近位にある第1表面まで外向きに先細にされて、選択された焦点スポットの運動の範囲に対しては、放射線ビーム14が、光センサ44の付近において、別の側部68上に衝突しないようになっている。

【 0 0 3 2 】

同様に、別の実施形態における図8を参照すると、この場合にも、選択された焦点スポットの運動の量において、入射X線ビーム14がシンチレータ66の側部68上に当たるのを妨げるように、シンチレータ66の側部68がカットされ、光センサ44から外側に向う方向に先細にされていることが分かる。ここでも、先細部分を、必要に応じて、遮蔽の必要条件を満たすように、並びに、寸法（セルの大きさ、焦点スポットと検知器との距離、スライスにおけるセルの場所、焦点スポットの運動範囲等）に基づく製造上の制約を満足させるように選択することができることが明らかであろう。

【 0 0 3 3 】

上述した各々の例において、シンチレータ、例えばシンチレータ 5 6 及び 6 6 に対する改善が、単一の軸（例えば Z 軸）に関して述べられていることに注目されたい。もちろん、同様の適用例を、他の軸（例えば X 軸）のために適用することができる。

【 0 0 3 4 】

前の実施形態は医療用の画像形成に関して説明されているが、ここに述べた画像の取得及び処理方法は医療用用途に限定されるものではなく、医療用ではない用途に利用することができることが理解されるであろう。

【 0 0 3 5 】

本明細書で用いられる、単数で記載され、「数詞」が前に置かれていない要素又は段階は、その除外が明示的に記載されていない限り、複数の要素又は段階を除外するものではないと理解されたい。更に、本発明の「実施形態」又は「1つの」「実施形態」を参照することは、更に挙げられる特徴を組み入れる付加的な実施形態の存在を除外するものとして解釈することを意図するものではない。更に、ここで用いられる、「画像を再構成する」という語句は、画像を表すデータは生成されるが可視画像がないような本発明の実施形態を排除することを意図するものではない。しかしながら、多くの実施形態では、少なくとも 1 つの可視画像が生成される（又は生成されるように構成されている）。

【 0 0 3 6 】

上の実施形態を用いた説明は、例示的なものに過ぎない。上述のように、これらのプロセスを実施するためのコンピュータ実行プロセス及び装置の形態である実施形態を含むことができる。更に、フレキシブルディスク、CD-ROM、ハードドライブ又は他のコンピュータ可読格納媒体のような有形の媒体内に具現された指示を含むコンピュータプログラムコードの形態である実施形態を含むことができ、該コンピュータプログラムコードがコンピュータ中にロードされ、該コンピュータにより実行されたとき、該コンピュータは、本発明を実行するための装置となる。更に、例えば、格納媒体に格納されるか、コンピュータ中にロードされ及び / 又はコンピュータにより実行されるか、又は送信されたデータ信号として伝播されたコンピュータプログラムコードの形態であるか、光ファイバを通る又は電磁放射線を介する電気配線又はケーブル配線にわたるような幾つかの送信媒体にわたる変調された搬送波であるか又は搬送波ではないコンピュータプログラムコードの形態である実施形態を含むことができ、該コンピュータプログラムコードがコンピュータ中にロードされ、該コンピュータにより実行されたとき、該コンピュータは、本発明を実行するための装置となる。汎用マイクロプロセッサ上に実装されるとき、コンピュータプログラムコードのセグメントは、該マイクロプロセッサを構成して、特定の論理回路を生成する。

【 0 0 3 7 】

本発明を例示的な実施形態に関して説明してきたが、本発明の技術的範囲から離れることなく、種々の変更を行なうことができ、また均等技術をその実施形態の要素と置き換えることができることは、当業者には明らかであろう。更に、本発明の本質的な技術的範囲から離れることなく、本発明の教示に対して特定の状況又は材料を適合させるように、多数の修正を行なうことができる。従って、本発明は、本発明を実行するために開示した特定の実施形態に限定されるものではなく、本発明は、同時に提出した特許請求の範囲の技術的範囲内にあるすべての実施形態を含むことを意図している。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 8 】

【図 1】画像形成のために位置させられた患者を含む例示的な CT 画像形成システムを示す図。

【図 2】例示的な CT 画像形成システムのブロック概略図。

【図 3】例示的な放射線検知器を示す図。

【図 4】放射線検知器の一部の図。

【図 5】シンチレータの傾斜に対する応答性のグラフ。

【図 6】異なる検知器要素についての傾斜に対する応答性のグラフ。

【図 7】例示的な実施形態を用いる放射線検知器の一部の図。

【図 8】別の例示的な実施形態を用いる放射線検知器の一部の図。

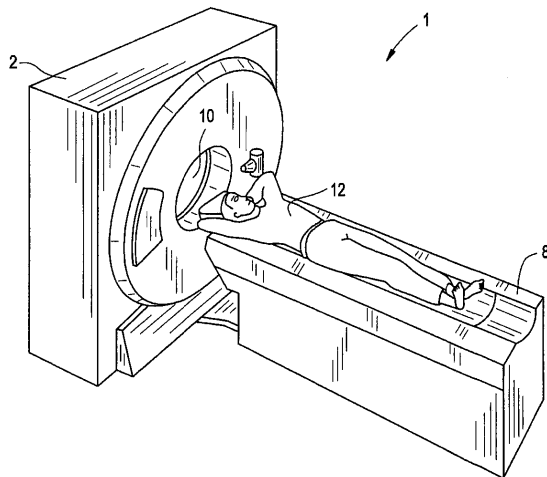
【符号の説明】

【 0 0 3 9 】

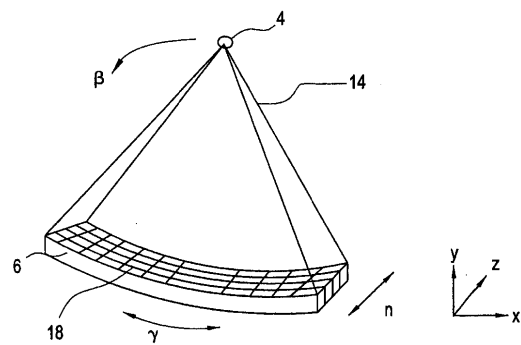
- 6 放射線検知器
- 14 放射線ビーム
- 18 放射線検知器要素
- 44 光センサ
- 46、56、66 シンチレータ
- 48 基板
- 57 フランジ
- 58 縁部
- 68 側部

10

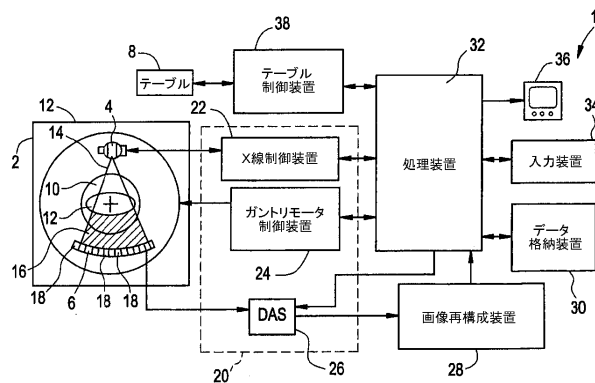
【図 1】



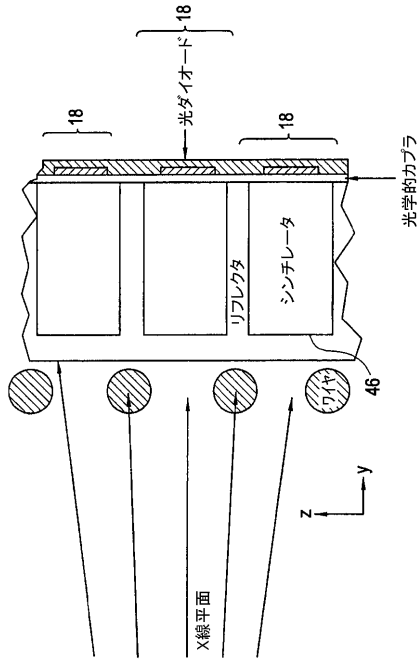
【図 3】



【図 2】

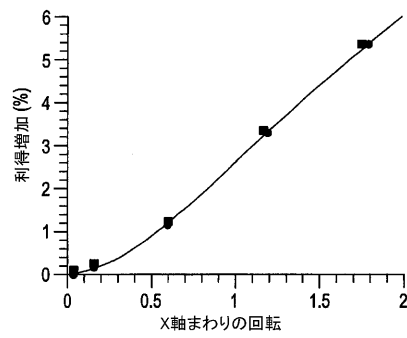


【図 4】



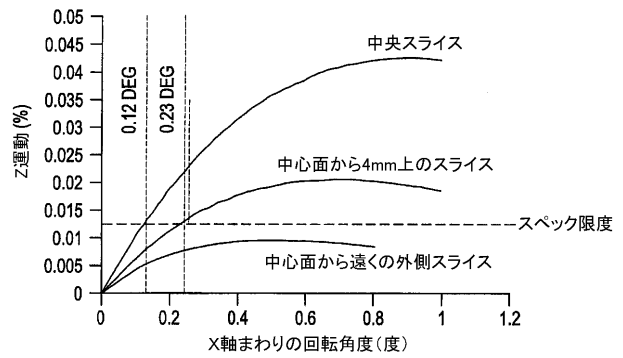
【図 5】

傾斜された幾何学的形状におけるシンチレータの応答

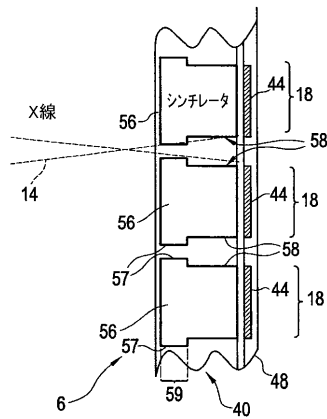


傾斜(度)	利得(cts)	利得増加%
0	116929	0.00%
0.5	118130	1.02%
1.5	121859	4.05%

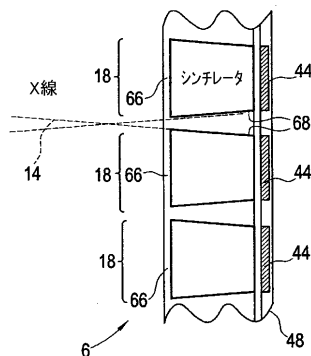
【図 6】



【図 7】



【図 8】



---

フロントページの続き

(72)発明者 アブデラジズ・イクレフ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、エンパイア・ドライブ、1901番

審査官 木下 忠

(56)参考文献 米国特許出願公開第2002/0067796(US, A1)

特開平05-011060(JP, A)

特開平08-036059(JP, A)

特開平08-086879(JP, A)

特開平09-325185(JP, A)

特開2002-181940(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T1/00-7/12