

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6310703号  
(P6310703)

(45) 発行日 平成30年4月11日(2018.4.11)

(24) 登録日 平成30年3月23日(2018.3.23)

(51) Int.Cl.

F I

G O 1 T 1/20 (2006.01)  
A 6 1 B 6/03 (2006.01)G O 1 T 1/20 L  
G O 1 T 1/20 E  
G O 1 T 1/20 G  
A 6 1 B 6/03 3 2 O Y

請求項の数 2 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2014-8375 (P2014-8375)  
(22) 出願日 平成26年1月21日(2014.1.21)  
(65) 公開番号 特開2015-137882 (P2015-137882A)  
(43) 公開日 平成27年7月30日(2015.7.30)  
審査請求日 平成28年12月26日(2016.12.26)(73) 特許権者 000005108  
株式会社日立製作所  
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号  
(74) 代理人 110000350  
ポレール特許業務法人  
(72) 発明者 佐藤 誠  
東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
株式会社日立メディコ内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線検出器とそれを用いたX線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線により発光する複数のシンチレータ素子と、隣接する該シンチレータ素子間を隔離する反射材より構成されるシンチレータ素子アレイと、前記シンチレータ素子による発光を検出する複数のフォトダイオード素子により構成されるフォトダイオード素子アレイと、前記シンチレータ素子アレイ及び前記フォトダイオード素子アレイを設置する検出素子モジュール基板とを備えた複数の検出素子モジュールを具備する放射線検出器において、

前記複数の検出素子モジュールが多角形状をなすように配置され、

前記検出素子モジュール基板の前記シンチレータ素子アレイ及び前記フォトダイオード素子アレイを設置する面の基板寸法が、その対向する面の基板寸法より大きく、

前記検出素子モジュール基板の断面形状が逆台形であることを特徴とする放射線検出器。

【請求項 2】

放射線源と、この放射線源に対向して配置された放射線検出器と、これら放射線源及び放射線検出器を保持し、被検体の周りで回転駆動される回転円盤と、前記放射線検出器で検出された放射線の強度に基づき前記被検体の断層像を画像再構成する画像再構成手段とを備えたX線CT装置において、

前記放射線検出器として請求項 1 に記載の放射線検出器を用いたことを特徴とするX線CT装置。

10

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、X線、γ線などを検出する放射線検出器に係り、特に検出素子を搭載する基板の形状に関する。またそのような放射線検出器を備えたX線CT装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

現在X線CT装置の放射線検出器は、セラミックシンチレータなどの蛍光体素子とフォトダイオード素子を組み合わせた間接変換型検出器が主流であり、検出素子モジュール基板上に、二次元アレイ状に配列されたシンチレータ素子アレイと、この二次元配列と同一の配列を有するフォトダイオード素子アレイとを設置することで検出素子モジュールを構成し、更にこの検出素子モジュールを、X線管焦点を中心とする概円弧状の多角形検出器容器に隙間なく複数個配列することで、放射線検出器となっている。放射線検出器を構成する検出素子は、被検体を透過したX線量に対応した電流信号を出力し、この出力電流信号はAD変換回路基板にてデジタル信号に変換された後画像処理装置へ伝送され、CT画像が作成される。

## 【0003】

放射線検出器に要求される重要な要素の一つとして、寸法精度が上げられる。個々の検出素子モジュールが寸法精度よく組立てられていること、およびその検出素子モジュールが位置精度よく多角形検出器容器に配列されていること、などにより結果として全ての検出素子が位置精度よく配列されていることが求められる。この位置精度の低下は、CT画像上にリング状やストリーク状のアーチファクトとして現れ、画質の低下を招くことになる。

## 【0004】

検出素子モジュールを精度よく組立てるためには、シンチレータ素子アレイとフォトダイオード素子アレイが寸法精度よく製造されていることに加え、これらが検出素子モジュール基板上に精度よく位置合わせされて搭載されていることも重要である。更に、当該検出素子モジュールを多角形検出器容器の所定位置に精度よく配列することも重要である。

## 【0005】

例えば検出素子モジュール基板とシンチレータ素子アレイが相対的にずれて搭載されていた場合に、検出素子モジュール基板を所定の位置に配列すると、シンチレータ素子アレイが所定の位置からずれてしまう。逆にシンチレータ素子アレイが所定の位置となるように多角形検出器容器に配列すると、検出素子モジュール基板が所定の位置からずれてしまうため、場合によっては隣接する検出素子モジュール基板と干渉して取付けできないこともある。このような状況は、検出素子モジュール基板がシンチレータ素子アレイ及びフォトダイオード素子アレイに対して十分に大きいときに起こりうる。検出素子モジュール基板としてよく用いられる樹脂プリント配線基板は外形加工精度を高くすることが困難であるため、シンチレータ素子アレイやフォトダイオード素子アレイが基板からはみ出てハンダリング中に破損することを防止するため、基板幅を十分に大きく設計することが多い。この場合には、検出素子モジュール基板とシンチレータ素子アレイが相対的に大きくずれる危険がある。

## 【0006】

これを回避するため、検出素子モジュール基板をシンチレータ素子アレイやフォトダイオード素子アレイより僅かに大きくする設計とし、基板寸法精度を高くする手法も考えられる。しかし高精度な外形加工を樹脂基板に施すことは非常に困難であり、コスト増加をもたらす。セラミックス基板は寸法精度の高い加工を施すことは可能であるが、セラミックス基板自体が樹脂基板と比較して高価である上に、大きな基板寸法を実現できないという制約がある。

## 【0007】

特許文献1には検出素子モジュール基板幅をシンチレータ素子アレイおよびフォトダイ

10

20

30

40

50

オード素子アレイ幅より大きくし、かつ多角形検出器容器の辺長より狭くすることで、高精度の配列を目指すことが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開平4-36687号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、特許文献1では、検出素子モジュール基板とシンチレータ素子アレイとの相対位置ずれや基板寸法精度は勘案されておらず、上記課題の解決には至っていない。

【0010】

検出素子モジュール基板上にシンチレータ素子アレイおよびフォトダイオード素子アレイを組立てる際には、各部品の寸法公差、組立て位置公差を考慮した部品寸法に予め設計しておく必要がある。各公差は小さく(厳しく)抑える方が最終的な検出素子モジュールの寸法精度を向上させることは当然であるが、価格増加に直接的につながってくるため、可能な限り公差は大きく(緩く)設計することが望ましい。例えば、研磨仕上げ加工を用いるシンチレータ素子アレイや、半導体プロセスを用いるフォトダイオード素子アレイは、比較的寸法精度を向上させることが容易であるが、ルーター加工を用いる樹脂基板を検出素子モジュール基板に適用する場合には、寸法精度をシンチレータ素子アレイやフォトダイオード素子アレイと同程度まで向上させることは非常に困難であり、大きな価格増加を伴う。

【0011】

そこで、本発明の目的は上記課題を解決するため、シンチレータ素子アレイやフォトダイオード素子アレイが検出素子モジュール基板からはみ出すことなく、検出素子モジュール基板との相対位置精度を向上させ、かつ高精度な基板寸法を必要としない放射線検出器を提供することである。またこの放射線検出器を備え、高精度かつ安価な多スライスX線CT装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成するために本発明は、放射線により発光する複数のシンチレータ素子と、隣接する該シンチレータ素子間を隔離する反射材より構成されるシンチレータ素子アレイと、前記シンチレータ素子による発光を検出する複数のフォトダイオード素子により構成されるフォトダイオード素子アレイと、前記シンチレータ素子アレイ及び前記フォトダイオード素子アレイを設置する検出素子モジュール基板とを備えた複数の検出素子モジュールを具備する放射線検出器において、前記検出素子モジュール基板の前記シンチレータ素子アレイ及び前記フォトダイオード素子アレイを設置する面の基板寸法が、その対向する面の基板寸法より大きいことを特徴とする。

【0013】

また、放射線源と、この放射線源に対向して配置された放射線検出器と、これら放射線源及び放射線検出器を保持し、被検体の周りで回転駆動される回転円盤と、前記放射線検出器で検出された放射線の強度に基づき前記被検体の断層像を画像再構成する画像再構成手段とを備えたX線CT装置において、前記放射線検出器として上記に記載の放射線検出器を用いたことを特徴とする

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、シンチレータ素子アレイやフォトダイオード素子アレイが検出素子モジュール基板からはみ出すことなく、検出素子モジュール基板との相対位置精度を向上させ、かつ高精度な基板寸法を必要としない放射線検出器を提供することができる。またこの放射線検出器を備え、高精度かつ安価な多スライスX線CT装置を提供することができる

10

20

30

40

50

。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 5 】

【図 1】本発明のX線CT装置1の全体構成を示すブロック図

【図 2】X線焦点201とX線検出器106との位置関係を示す図

【図 3】本発明の検出素子モジュール203の断面構造を示す図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 6 】

以下、添付図面に従って本発明に係るX線CT装置の好ましい実施形態について説明する。なお、以下の説明及び添付図面において、同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付すことにより重複説明を省略する。また、各図の向きの理解を助けるために、各図の左下にXYZ座標系を示す。

10

【 0 0 1 7 】

まず、図1を用いて本実施形態の医用画像診断装置の一例であるX線CT装置の全体構成を説明する。図1は、X線CT装置1の全体構成を示すブロック図である。図1に示すようにX線CT装置1は、スキャンガントリ部100と操作ユニット120とを備える。

【 0 0 1 8 】

スキャンガントリ部100は、X線管装置101と、回転円盤102と、コリメータ103と、X線検出器106と、データ収集装置107と、寝台装置105と、ガントリ制御装置108と、寝台制御装置109と、X線制御装置110と、高電圧発生装置111を備えている。

20

【 0 0 1 9 】

X線管装置101は寝台装置105上に載置された被検体2にX線を照射する装置である。コリメータ103はX線管装置101から照射されるX線の放射範囲を制限する装置である。回転円盤102は、寝台装置105上に載置された被検体2が入る開口部104を備えるとともに、X線管装置101とX線検出器106を搭載し、被検体2の周囲を回転するものである。X線検出器106は、X線管装置101と対向配置され被検体2を透過したX線を検出することにより透過X線の空間的な分布を計測する装置であり、多数のX線検出素子を回転円盤102の回転面(XY面)内の周方向と回転軸方向(Z軸と平行な方向)との2次元に配列したものである。なお、X線検出器106の詳細については後述する。

【 0 0 2 0 】

30

データ収集装置107は、X線検出器106で検出されたX線量をデジタルデータとして収集する装置である。ガントリ制御装置108は回転円盤102の回転を制御する装置である。寝台制御装置109は、寝台装置105の上下左右前後動を制御する装置である。高電圧発生装置111はX線管装置101に印加される高電圧を発生する装置である。X線制御装置110は、高電圧発生装置111の出力を制御する装置である。

【 0 0 2 1 】

操作ユニット120は、入力装置121と、画像演算装置122と、表示装置125と、記憶装置123と、システム制御装置124とを備えている。入力装置121は、被検体氏名、検査日時、撮影条件などを入力するための装置であり、具体的にはキーボードやポインティングデバイスである。画像演算装置122は、データ収集装置107から送出される計測データを演算処理してCT画像再構成を行う装置である。表示装置125は、画像演算装置122で作成されたCT画像を表示する装置であり、具体的にはCRT(Cathode-Ray Tube)や液晶ディスプレイ等である。記憶装置123は、データ収集装置107で収集したデータ及び画像演算装置122で作成されたCT画像の画像データを記憶する装置であり、具体的にはHDD(Hard Disk Drive)等である。システム制御装置124は、これらの装置及びガントリ制御装置108と寝台制御装置109とX線制御装置110を制御する装置である。

40

【 0 0 2 2 】

入力装置121から入力された撮影条件、特に管電圧と管電流などに基づいてX線制御装置110が高電圧発生装置111を制御することにより、高電圧発生装置111からX線管装置101に所定の電力が供給される。供給された電力により、X線管装置101は撮影条件に応じたX線

50

を被検体2に照射する。X線検出器106は、X線管装置101から照射され被検体2を透過したX線を多数のX線検出素子で検出し、透過X線の分布を計測する。回転円盤102はガントリ制御装置108により制御され、入力装置121から入力された撮影条件、特に回転速度等に基づいて回転する。寝台装置105は寝台制御装置109によって制御され、入力装置121から入力された撮影条件、特にらせんピッチ等に基づいて動作する。

#### 【0023】

X線管装置101からのX線照射とX線検出器106による透過X線分布の計測が回転円盤102の回転とともに繰り返されることにより、様々な角度からの投影データが取得される。投影データは、各角度を表すビュー(View)と、X線検出器106の検出素子番号であるチャンネル(ch)番号及び列番号と対応付けられる。取得された様々な角度からの投影データは画像演算装置122に送信される。画像演算装置122は送信された様々な角度からの投影データを逆投影処理することによりCT画像を再構成する。再構成して得られたCT画像は表示装置125に表示される。

10

#### 【0024】

図2を用いてX線検出器106について説明する。図2はX線焦点201とX線検出器106との位置関係を示す図である。X線検出器106は散乱線除去部202と検出素子モジュール203とを備えている。

#### 【0025】

散乱線除去部202は、被検体等で発生した散乱線を除去するものであり、X線を十分に遮蔽可能な薄板がX線焦点201に向かって放射状に配置されて構成される。散乱線を含んだX線がX線検出器106で検出されると、被検体で減弱されたX線量が正しく計測されず、再構成された断層画像の画質が劣化する。

20

#### 【0026】

検出素子モジュール203は、散乱線除去部202を透過したX線の空間的な分布を計測するものであり、X線量を計測するX線検出素子が平板上に2次元で配列されて構成される。X線検出器106には、複数の検出素子モジュール203が備えられ、回転円盤102の回転面(XY面)においてX線焦点201を中心とする円弧の接線で形成される多角形状をなすように各検出素子モジュール203が配置される。このように各検出素子モジュール203が配置されることにより、X線検出素子はX線焦点201を中心とする円弧上にほぼ配置されることになる。なお、図2では図面を簡略化するために検出素子モジュール203を7つしか描いていないが、検出素子モジュール203の数は7つに限定されるものでなく、多くの場合25～50個程度である。

30

#### 【0027】

図3を用いて本発明の要部である検出素子モジュール203の構成について説明する。図3は、2つの検出素子モジュール203の断面図であり、各検出素子モジュール203はX線焦点201に向かって配置される。検出素子モジュール203は、シンチレータ素子アレイ11と、フォトダイオード素子アレイ14と、検出素子モジュール基板16とを有する。

#### 【0028】

シンチレータ素子アレイ11は、シンチレータ素子12が、反射材13を隔てて二次元状に配列されたアレイ構造をしている。またフォトダイオード素子アレイ14も、シンチレータ素子アレイ11と同様に、フォトダイオード素子15が二次元状に配列されたアレイ構造をしている。シンチレータ素子アレイ11とフォトダイオード素子アレイ14とは、共に検出素子モジュール基板16上に設置され、X線焦点201側からシンチレータ素子アレイ11、フォトダイオード素子アレイ14、検出素子モジュール基板16の順に並ぶ。

40

#### 【0029】

検出素子モジュール基板16は、回転円盤102の回転面(XY面)において、そのトップ面16Tの幅がボトム面16Bの幅より広くなっており、逆台形の断面形状を持っている。次に、検出素子モジュール203の動作について説明する。X線焦点201から照射され、被検体を透過したX線は、シンチレータ素子12で吸収され、X線量に応じた可視光に変換される。シンチレータ素子12で生じた発光は、フォトダイオード素子15にてアナログ電気信号に

50

変換され、図示しないAD変換回路を経てデジタル信号に変換された後、CT画像を再構成するための画像処理に用いられる。

【0030】

本実施形態の検出素子モジュール基板16には、例えば安価ではあるが寸法精度を向上させることが困難な樹脂基板を採用している。樹脂基板の寸法精度低下の一因としては、ルーター加工の加工精度自体が高くないことに加え、基板側面が基板上下面に対して垂直にならず、傾斜して加工されることも基板寸法精度の低下を招いている。ルーター加工の場合、加工時に上面となる面が狭く、下面となる面が広くなるように基板側面が傾斜する傾向がある。これは、加工時にルーター刃先側(基板下面側)が基板から逃げるように倒れるためである。従来、検出素子モジュール基板16は、シンチレータ素子アレイ11を実装する面をトップ面として設計し、シンチレータ素子アレイ11やフォトダイオード素子アレイ14の実装位置を決めるマーカや配線と基板外形加工基準点を合わせるように、トップ面を上面として加工機に設置し、ルーター加工していた。従ってこのように加工した場合、検出素子モジュール基板16は、フォトダイオード素子アレイ14を搭載するトップ面側が狭い台形の断面形状を有することになる。すなわち、寸法精度が低い樹脂基板のフォトダイオード素子アレイ搭載面が、台形形状によって更に寸法がマイナス方向へばらつくことになる。フォトダイオード素子アレイ14を搭載するためにトップ面の幅を広く設計すると、相対的にボトム面の幅が広がる。その結果、隣接する検出素子モジュール基板16やその他のモジュール部品と干渉し、検出素子モジュール203の配列を妨げることになる。逆に隣接検出素子モジュールとの干渉を防ぐために検出素子モジュール基板幅を更に小さく設計すると、フォトダイオード素子アレイ14が基板トップ面からはみ出し、ハンドリング中の破損を招く危険性が高くなる。

【0031】

これに対して本実施形態では、フォトダイオード素子アレイ14を搭載するトップ面16Tの方がボトム面16Bよりも幅が広い逆台形の断面形状を有した検出素子モジュール基板16を用いているため、基板トップ面寸法に対してルーター加工による寸法精度低下の最大限まで許容しても、それ以上に基板ボトム面幅が広がって隣接検出素子モジュールと干渉することはない。これによって、樹脂基板の加工精度を緩く維持したまま、検出素子モジュール基板16とフォトダイオード素子アレイ14の相対位置精度を向上させるために検出素子モジュール基板幅を可能な限り小さくすることができ、その結果隣接検出素子モジュールとの干渉を防ぐと同時に、フォトダイオード素子アレイ14が検出素子モジュール基板16からはみ出ることも防止することが可能となる。

【0032】

なお、上述した実施形態は本発明の構造を限定するためのものではなく、具体的な実施の形態を示す例であり、同一の効果を有する他の形態であっても本発明を実現することは可能である。例えば、上述した実施形態では、検出素子モジュール基板16の断面形状を逆台形として説明したが、トップ面16Tの幅がボトム面16Bの幅よりも狭ければ良く、側辺が曲線状であっても良い。

【0033】

また上述した実施形態ではシンチレータ素子アレイ11とフォトダイオード素子アレイ14とを組み合わせた間接変換型検出器について説明したが、シンチレータ素子アレイ11とフォトダイオード素子アレイ14との組み合わせを半導体素子アレイに置き換えた直接変換型検出器においても本発明は実現可能である。

【0034】

また、X線検出器を例に実施形態を説明したが、線を検出する検出器等の放射線検出器も本発明に含まれる。また、放射線源の例としてX線管装置について説明したが、同位体元素を用いた線発生源を用いても良い。

【符号の説明】

【0035】

1 X線CT装置、100 スキャンガントリ部、101 X線管装置、102 回転円盤、103 コ

10

20

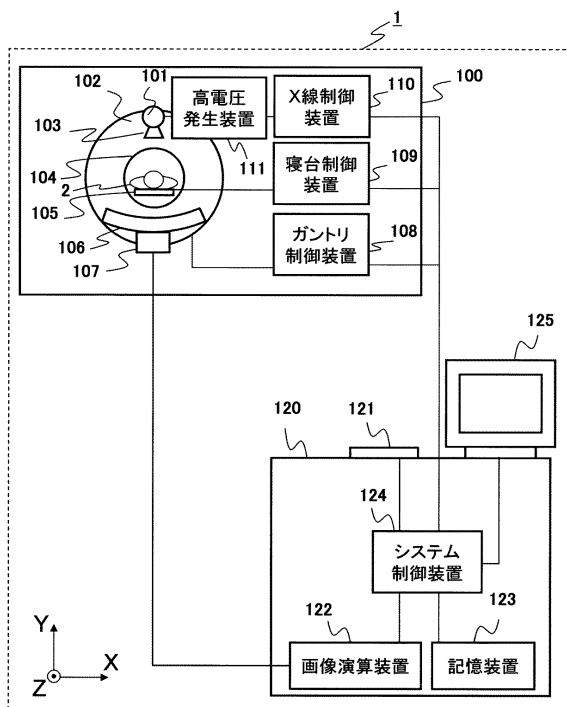
30

40

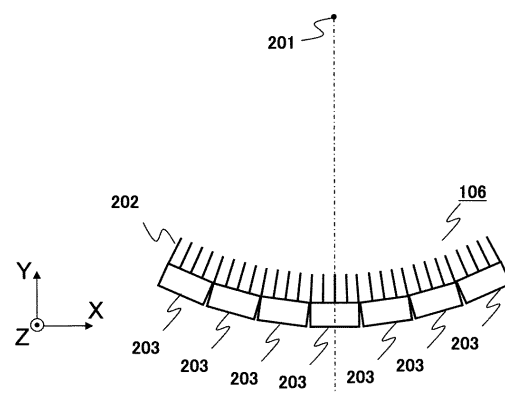
50

リメータ、104 開口部、105 寝台装置、106 X線検出器、107 データ収集装置、108  
 ガントリ制御装置、109 寝台制御装置、110 X線制御装置、111 高電圧発生装置、120  
操作ユニット、121 入力装置、122 画像演算装置、123 記憶装置、124 システム制  
 御装置、125 表示装置、201 X線焦点、202 散乱線除去部、203 検出素子モジュール  
 、11 シンチレータ素子アレイ、12 シンチレータ素子、13 反射材、14 フォトダイ  
 オード素子アレイ、15 フォトダイオード素子、16 検出素子モジュール基板、16T ト  
 ップ面、16B ボトム面

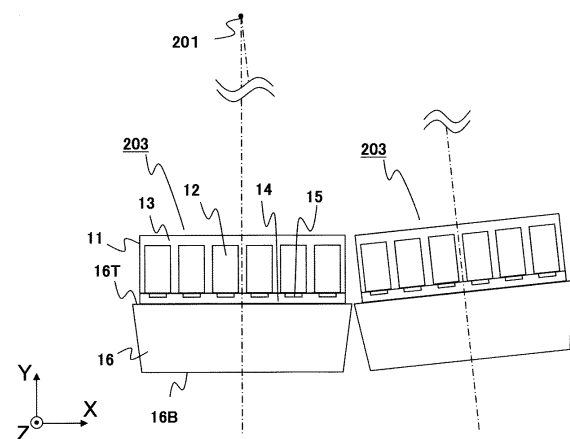
【図 1】



【図 2】



【図 3】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平04 - 036687 (JP, A)  
特開平10 - 093061 (JP, A)  
米国特許出願公開第2014 / 0008749 (US, A1)  
特開2014 - 013193 (JP, A)  
国際公開第2010 / 150717 (WO, A1)  
特開平02 - 151789 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 1 T	1 / 2 0
A 6 1 B	6 / 0 3