

(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2009-261456

(P2009-261456A)

(43) 公開日 平成21年11月12日(2009.11.12)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 6/03 (2006.01)** A 6 1 B 6/03 3 7 3 4 C 0 9 3  
 A 6 1 B 6/03 3 2 0 S

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2008-111383 (P2008-111383)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成20年4月22日 (2008. 4. 22)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100083806 弁理士 三好 秀和
		(74) 代理人	100095500 弁理士 伊藤 正和
		(74) 代理人	100101247 弁理士 高橋 俊一
		(74) 代理人	100098327 弁理士 高松 俊雄

最終頁に続く

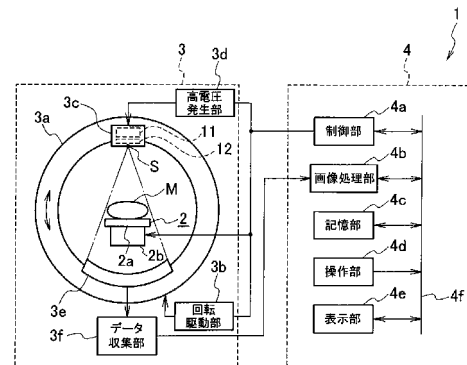
(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【要約】

【課題】低コスト化及びX線検出構造の簡略化を実現することができ、さらに、X線エネルギーが異なる二種類以上の再構成画像を同じ断面位置で得ることができるX線CT装置を提供する。

【解決手段】X線CT装置1において、被検体Mに対してX線を照射するX線照射装置3cと、X線の入射により蛍光を発する複数のシンチレータが格子状に配列され、X線エネルギー特性が異なる二種類のシンチレータ列が交互に4列以上並んでいるシンチレータブロックを有し、被検体Mを透過したX線を検出するX線検出装置3eと、X線検出装置3eにより検出されたX線をX線透過データとして収集するデータ収集部3fと、X線透過データをX線エネルギーが異なる二種類以上のエネルギーデータに分別し、X線エネルギーが異なる二種類以上の断面画像を被検体の体軸方向の位置を合わせて再構成する画像再構成部とを備える。

【選択図】図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に対して X 線を照射する X 線照射装置と、  
 前記 X 線の入射により蛍光を発する複数のシンチレータが格子状に配列され、X 線エネルギー特性が異なる二種類のシンチレータ列が交互に 4 列以上並んでいるシンチレータブロックを有し、前記被検体を透過した X 線を検出する X 線検出装置と、  
 前記 X 線検出装置により検出された前記 X 線を X 線透過データとして収集するデータ収集部と、  
 前記 X 線透過データを X 線エネルギーが異なる二種類以上のエネルギーデータに分別し、X 線エネルギーが異なる二種類以上の断面画像を前記被検体の体軸方向の位置を合わせて再構成する画像再構成部と、  
 を備えることを特徴とする X 線 CT 装置。

10

## 【請求項 2】

前記被検体の体軸方向に前記被検体を移動させる寝台と、  
 前記 X 線照射装置及び前記 X 線検出装置を前記寝台上の前記被検体を間にして回転させる回転機構と、  
 前記シンチレータブロックの列毎の軌跡が重なるように前記被検体の移動ピッチを設定し、前記寝台及び前記回転機構を制御してヘリカルスキャンを行う制御部と、  
 を備えることを特徴とする請求項 1 記載の X 線 CT 装置。

20

## 【請求項 3】

前記二種類のシンチレータ列は前記体軸方向に交互に並んでいることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の X 線 CT 装置。

## 【請求項 4】

前記二種類のシンチレータ列は前記体軸方向に直交する方向に交互に並んでいることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の X 線 CT 装置。

## 【請求項 5】

前記二種類のシンチレータ列は前記体軸方向及び前記体軸方向に直交する方向の両方向に交互に並んでいることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の X 線 CT 装置。

## 【発明の詳細な説明】

30

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、X 線 CT 装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

X 線 CT 装置 (X 線コンピュータ断層撮影装置) は、X 線照射装置により患者等の被検体に対して X 線を照射し、X 線検出装置により被検体を透過した X 線量を検出し、検出した X 線量に基づく X 線透過データを収集し、収集した X 線透過データに対して再構成処理を行って被検体の断面画像 (スライス画像) を取得する装置である。この X 線 CT 装置では、例えば、被検体が寝る寝台を固定して撮像を行うコンベンショナルスキャンやその寝台を移動させながら撮像を行うヘリカルスキャン等が行われている。

40

## 【0003】

このような X 線 CT 装置において、X 線エネルギー分別を行うことにより密度分解能の向上を実現するデュアルエネルギー測定可能な X 線 CT 装置が開発されている。このデュアルエネルギー測定可能な X 線 CT 装置としては、二組の X 線照射装置及び X 線検出装置を備える X 線 CT 装置、X 線エネルギー特性が異なる 2 つのシンチレータを積層した二層シンチレータの X 線検出装置を備える X 線 CT 装置、X 線エネルギー特性が異なる 2 つのシンチレータを被検体の体軸方向に並べた二列シンチレータの X 線検出装置を備える X 線 CT 装置 (例えば、特許文献 1 参照) が提案されている。

【特許文献 1】特開平 6 - 296607 号公報

## 【発明の開示】

50

**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

しかしながら、前述の二組のX線照射装置及びX線検出装置を備えるX線CT装置では、X線照射装置及びX線検出装置のユニットが二組必要となるため、コストが上昇してしまう。また、前述の二層シンチレータを用いるX線CT装置では、X線検出装置の構造が複雑となり、シンチレータを多列化した場合の量産等が困難になってしまう。加えて、前述の二列シンチレータを用いるX線CT装置においては、コンベンショナルスキャンを行ってX線エネルギーが異なる二種類の再構成画像を得る場合、その二種類の再構成画像の断面位置（スライス位置）が異なってしまうため、同じ断面位置の二種類の再構成画像を得ることができない。

10

**【0005】**

本発明は上記に鑑みてなされたものであり、その目的は、低コスト化及びX線検出構造の簡略化を実現することができ、さらに、X線エネルギーが異なる二種類以上の再構成画像を同じ断面位置で得ることができる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】****【0006】**

請求項1記載の発明の特徴は、X線CT装置において、被検体に対してX線を照射するX線照射装置と、X線の入射により蛍光を発する複数のシンチレータが格子状に配列され、X線エネルギー特性が異なる二種類のシンチレータ列が交互に4列以上並んでいるシンチレータブロックを有し、被検体を透過したX線を検出するX線検出装置と、X線検出装置により検出されたX線をX線透過データとして収集するデータ収集部と、X線透過データをX線エネルギーが異なる二種類以上のエネルギーデータに分別し、X線エネルギーが異なる二種類以上の断面画像を被検体の体軸方向の位置を合わせて再構成する画像再構成部とを備えることである。

20

**【発明の効果】****【0007】**

本発明によれば、低コスト化及びX線検出構造の簡略化を実現することができ、さらに、X線エネルギーが異なる二種類以上の再構成画像を同じ断面位置で得ることができるX線CT装置を提供することができる。

**【発明を実施するための最良の形態】**

30

**【0008】**

本発明の実施の一形態について図面を参照して説明する。

**【0009】**

図1に示すように、本発明の実施の形態に係るX線CT装置（X線コンピュータ断層撮影装置）1は、患者等の被検体Mが載置される寝台2と、その寝台2上の被検体Mに対して医用画像を撮影する撮影動作を行う撮影部3と、その撮影部3の駆動を制御する制御装置4とを備えている。このX線CT装置1は、撮影部3により寝台2上の被検体Mを断層撮影する装置である。

**【0010】**

寝台2は、被検体Mが載置される天板2aと、その天板2aを支持して水平方向及び鉛直方向に移動させる天板駆動部2bとを備えている。この寝台2は、天板駆動部2bにより天板2aを移動させ、天板2a上の被検体Mを所定の位置に位置付ける。

40

**【0011】**

撮影部3は、筐体内に回転可能に設けられた回転棒3aと、その回転棒3aを回転させる回転駆動部3bと、回転棒3aに設けられX線を照射するX線照射装置3cと、そのX線照射装置3cに高電圧を供給する高電圧発生部3dと、X線照射装置3cにより照射されたX線を検出するX線検出装置3eと、そのX線検出装置3eにより検出されたX線をX線透過データとして収集するデータ収集部3fとを備えている。

**【0012】**

回転棒3aは、例えば円環状に形成されている。この回転棒3aには、X線照射装置3

50

c や X 線検出装置 3 e 等が固定されている。これにより、X 線照射装置 3 c 及び X 線検出装置 3 e は、寝台 2 上の被検体 M を間にし、その寝台 2 上の被検体 M の体軸方向に直交する面内で寝台 2 上の被検体 M の周囲（被検体 M の体軸周り）を回転する。なお、寝台 2 の天板 2 a は回転棒 3 a の棒内に挿入される。

【 0 0 1 3 】

回転駆動部 3 b は筐体内に設けられている。この回転駆動部 3 b は、制御装置 4 による制御に応じて、回転棒 3 a の回転駆動を行う。例えば、回転駆動部 3 b は、制御装置 4 から送信された制御信号に基づいて、一方向に所定の回転スピードで回転棒 3 a を回転させる。なお、回転棒 3 a 及び回転駆動部 3 b が回転機構として機能する。

【 0 0 1 4 】

X 線照射装置 3 c は、X 線を出射する X 線管 1 1 と、その X 線管 1 1 から出射された X 線を絞る絞り部 1 2 とを備えている。この X 線照射装置 3 c は、X 線管 1 1 により X 線を出射し、その X 線を絞り部 1 2 により絞って、寝台 2 上の被検体 M に対し、コーン角を持つファンビーム形状、例えば、円錐形状または角錐形状を有する X 線を照射する。

【 0 0 1 5 】

高電圧発生部 3 d は回転棒 3 a 内に設けられている。この高電圧発生部 3 d は、X 線照射装置 3 c に供給する高電圧を発生させる装置であり、制御装置 4 から与えられた電圧を昇圧及び整流し、その電圧を X 線照射装置 3 c に供給する。なお、制御装置 4 は、X 線照射装置 3 c に所望の X 線を発生させるため、高電圧発生部 3 d に与える電圧の波形、すなわち振幅やパルス幅等の各種条件を制御する。

【 0 0 1 6 】

X 線検出装置 3 e は X 線照射装置 3 c に対向させて配置されている。この X 線検出装置 3 e は、寝台 2 上の被検体 M を透過した X 線を光学情報に変換し、その光学情報を電気信号に変換してデータ収集部 3 f に送信する。

【 0 0 1 7 】

データ収集部 3 f は X 線検出装置 3 e 内に設けられている。このデータ収集部 3 f は、X 線検出装置 3 e から送信された電気信号を X 線透過データとして収集し、その X 線透過データを制御装置 4 に送信する。

【 0 0 1 8 】

制御装置 4 は、各部の駆動を制御する制御部 4 a、X 線透過データを投影データとする前処理やその投影データに対して画像再構成を行う画像再構成処理等を含む画像処理を行う画像処理部 4 b、医用画像等の各種データ及び各種プログラムを格納する記憶部 4 c、操作者による入力操作を受け付ける操作部 4 d 及び画像を表示する表示部 4 e 等を備えている。これらの各部 4 a ~ 4 e は、バスライン 4 f により電氣的に接続されている。

【 0 0 1 9 】

制御部 4 a は、天板駆動部 2 b、回転駆動部 3 b 及び高電圧発生部 3 d 等の各部の駆動を制御する。加えて、制御部 4 a は、記憶部 4 c の医用画像を表示部 4 e に表示する表示制御も行う。

【 0 0 2 0 】

画像処理部 4 b は、データ収集部 3 f から送信された X 線透過データに対し、前処理や画像再構成処理を含む画像処理を行い、加えて、医用画像を記憶部 4 c に保存する。この画像処理部 4 b としては、例えばアレイプロセッサ等を用いる。

【 0 0 2 1 】

記憶部 4 c は、各種プログラムや各種データ等を記憶する記憶装置であって、特に、各種データとして、撮影した医用画像を記憶する記憶装置である。この記憶部 4 c としては、例えば、ROM、RAM、フラッシュメモリ及びハードディスク等を用いる。なお、医用画像のデータは、制御装置 4 にネットワークを介して接続された画像サーバ等に記憶されるようにしてもよい。

【 0 0 2 2 】

操作部 4 d は、操作者により入力操作される入力部である。この操作部 4 d としては、

10

20

30

40

50

例えば、キーボードやマウス等を用いる。操作者は、操作部 4 d を入力操作して、各種の設定を行ったり、あるいは、撮影部 3 による撮影を行ったり、また、再構成後の複数の医用画像から希望する医用画像を選択して表示させたりする。

【0023】

表示部 4 e は、被検体の医用画像や操作画面等の各種の画像を表示する表示装置である。この表示部 4 e としては、例えば、液晶ディスプレイや CRT (ブラウン管) ディスプレイ等を用いる。

【0024】

次いで、X線検出装置 3 e について詳しく説明する。

【0025】

X線検出装置 3 e は、図 2 に示すように、X線照射装置 3 c の焦点スポット S から出射された X 線を検出するためのシンチレータブロック 2 1 と、そのシンチレータブロック 2 1 に接合された複数の光電変換素子 2 2 とを備えている。シンチレータブロック 2 1 では、X 線の入射により蛍光を発する複数のシンチレータ 2 1 a、2 1 b が格子状に配列されている。すなわち、この X 線検出装置 3 e は、X 線検出素子であるシンチレータ 2 1 a、2 1 b をチャンネル方向 A 1 に沿って配置したシンチレータ列を列方向 (スライス方向) A 2 に沿って複数列配置したマルチスライス用の X 線検出装置である。チャンネル方向 A 1 は被検体 M の体軸方向に直交する方向であり、列方向 A 2 は被検体 M の体軸方向である。なお、各光電変換素子 2 2 としては、例えばフォトダイオード等を用いる。

10

【0026】

シンチレータブロック 2 1 は、図 3 に示すように、各シンチレータ 2 1 a、2 1 b が格子状にシンチレータセグメントとして配列されて構成されている。各シンチレータ 2 1 a、2 1 b 間には、クロストークを防止するためのリフレクタが設けられている。このシンチレータブロック 2 1 では、X 線エネルギー特性が異なる二種類のシンチレータ列が交互に列方向 A 2 に 4 列以上 (例えば 16 列や 64 列) 並んでいる。二種類のシンチレータ列は、シンチレータ 2 1 a がチャンネル方向 A 1 に例えば 800 ~ 1300 程度並んでいる列と、シンチレータ 2 1 b がチャンネル方向 A 1 にシンチレータ 2 1 a と同数並んでいる列である。なお、シンチレータ 2 1 a は低エネルギー側に感度がある低エネルギー用のシンチレータであり、シンチレータ 2 1 b は高エネルギー側に感度がある高エネルギー用のシンチレータである。

20

【0027】

シンチレータ 2 1 a、2 1 b の X 線エネルギー感度特性差は、図 4 に示すように、シンチレータ 2 1 a、2 1 b の素材の種類により生じている。低エネルギー用のシンチレータ 2 1 a としては、例えば NaI、CsI や CaF 等のシンチレータ (密度約 3 ~ 5 g / cm<sup>3</sup>) 等を用い、高エネルギー用のシンチレータ 2 1 b としては、例えば GOS 等のシンチレータ (密度約 7 g / cm<sup>3</sup>) を用いる。

30

【0028】

なお、本実施の形態では、シンチレータ 2 1 a、2 1 b の素材の種類により X 線エネルギー感度特性差を生じさせているが、これに限るものではなく、例えば、図 5 に示すように、シンチレータ 2 1 a、2 1 b の表面 (X 線の入射面) に対するフィルタ F の有無により X 線エネルギー感度特性差を生じさせるようにしてもよく、また、図 6 に示すように、シンチレータ 2 1 a、2 1 b の厚さ (X 線の入射方向の厚さ) の差により X 線エネルギー感度特性差を生じさせるようにしてもよい。

40

【0029】

図 5 では、フィルタ F が設けられていないシンチレータ 2 1 a が低エネルギー用のシンチレータであり、フィルタ F が設けられたシンチレータ 2 1 b が高エネルギー用のシンチレータである。フィルタ F としては、例えば、金属膜やセラミック等を用いる。図 6 では、互いを比較して、厚さが薄いシンチレータ 2 1 a が低エネルギー用のシンチレータであり、厚さが厚いシンチレータ 2 1 b が高エネルギー用のシンチレータである。

【0030】

50

次いで、画像処理部 4 b について詳しく説明する。

【 0 0 3 1 】

画像処理部 4 b は、図 7 に示すように、X 線透過データに対して画像再構成を行う画像再構成部 2 3 を備えている。画像再構成部 2 3 は、低エネルギー処理部 2 3 a、高エネルギー処理部 2 3 b 及び全エネルギー処理部 2 3 c を有している。この画像再構成部 2 3 は、X 線透過データを三種類（二種類以上）のエネルギーデータ、すなわち低エネルギーデータ、高エネルギーデータ及び全エネルギーデータに分別し、低エネルギー処理部 2 3 a、高エネルギー処理部 2 3 b 及び全エネルギー処理部 2 3 c により、X 線エネルギーが異なる三種類（二種類以上）の再構成画像を取得する。

【 0 0 3 2 】

低エネルギー処理部 2 3 a は、低エネルギーデータを用いて低エネルギーの再構成画像を生成する。高エネルギー処理部 2 3 b は、高エネルギーデータを用いて高エネルギーの再構成画像を生成する。全エネルギーデータは、低エネルギーデータ及び高エネルギーデータを用いて全エネルギーの再構成画像を生成する。

【 0 0 3 3 】

ここで、寝台 2 の天板 2 a を固定して撮像を行うコンベンショナルスキャンや寝台 2 の天板 2 a を移動させながら撮像を行うヘリカルスキャンが行われるが、コンベンショナルスキャンを行う場合には、画像再構成部 2 3 は、X 線エネルギーが異なる三種類の再構成画像を重心位置（被検体 M の体軸方向の位置）を合わせて取得する。

【 0 0 3 4 】

例えば、図 8 に示すように、所望の断面位置（スライス位置）S 1 毎に、所望の断面位置 S 1 に対応する三種類の再構成画像、すなわち低エネルギーの再構成画像、高エネルギーの再構成画像及び全エネルギーの再構成画像が生成される。なお、この三種類の再構成画像はシンチレータブロック 2 1 の二列毎に順次求められるので、各シンチレータ 2 1 a、2 1 b の体軸方向の幅が例えば 0.5 mm である場合、コンベンショナルスキャンによるデュアルエネルギー測定を行うと、列方向分解能は 1.0 mm となる。

【 0 0 3 5 】

低エネルギーの再構成画像では、所望の断面位置 S 1 に最も近い低エネルギー用のシンチレータ 2 1 a による低エネルギーデータが 75% 用いられ、その所望の断面位置 S 1 に次に近い低エネルギー用のシンチレータ 2 1 a による低エネルギーデータが 25% 用いられる。この比率は、所望の断面位置 S 1 及び最も近い低エネルギー用のシンチレータ 2 1 a 中心の離間距離と、その所望の断面位置 S 1 及び次に近い低エネルギー用のシンチレータ 2 1 a 中心の離間距離との比（図 8 中の 1 : 3）の逆比に基づいて設定されている。

【 0 0 3 6 】

同様に、高エネルギーの再構成画像では、所望の断面位置 S 1 に最も近い高エネルギー用のシンチレータ 2 1 b による高エネルギーデータが 75% 用いられ、その所望の断面位置 S 1 に次に近い高エネルギー用のシンチレータ 2 1 a による高エネルギーデータが 25% 用いられる。この比率は、所望の断面位置 S 1 及び最も近い高エネルギー用のシンチレータ 2 1 b 中心の離間距離と、その所望の断面位置 S 1 及び次に近い高エネルギー用のシンチレータ 2 1 b 中心の離間距離との比の逆比に基づいて設定されている。

【 0 0 3 7 】

また、全エネルギーの再構成画像では、所望の断面位置 S 1 に最も近い低エネルギー用のシンチレータ 2 1 a による低エネルギーデータが 50% 用いられ、その所望の断面位置 S 1 に最も近い高エネルギー用のシンチレータ 2 1 b による高エネルギーデータが 50% 用いられる。この比率は、所望の断面位置 S 1 及び最寄りの低エネルギー用のシンチレータ 2 1 a 中心の離間距離と、その所望の断面位置 S 1 及び最も近い高エネルギー用のシンチレータ 2 1 b 中心の離間距離との比の逆比に基づいて設定されている。このようにして、同じ断面位置 S 1 で三種類の再構成画像、すなわち低エネルギーの再構成画像、高エネルギーの再構成画像及び全エネルギーの再構成画像が得られる。

【 0 0 3 8 】

10

20

30

40

50

一方、ヘリカルスキャンを行う場合にも、画像再構成部 23 は、同じ断面位置 S1 で X 線エネルギーが異なる三種類の再構成画像、すなわち低エネルギーの再構成画像、高エネルギーの再構成画像及び全エネルギーの再構成画像を取得する。

【0039】

ここで、シンチレータブロック 21 の 4 列収集（シンチレータ列数が 4 である場合）を例にして、ヘリカルスキャン時における X 線照射装置 3c の位置（管球位置）と体軸方向との関係を説明する。なお、図 9 ないし図 11 において、四角枠で示す領域 R1 の任意断面内のデータを用いて再構成画像を作成する。図 9 ないし図 11 では、実線が高エネルギー用のシンチレータ列（シンチレータ 21b の列）の軌跡であり、点線が低エネルギー用のシンチレータ列（シンチレータ 21a の列）の軌跡である。

10

【0040】

再構成画像を作成する際にデータが抜けている個所には、データが補間される。例えば、高エネルギーの再構成画像を作成する際には奇数列のみのデータを用いて、あるいは、低エネルギーの再構成画像を作成する際には偶数列のみのデータを用いてヘリカルスキャン補間再構成を行うことによって、通常のヘリカルスキャン（デュアルエネルギー測定を行わないヘリカルスキャン）と同程度の列方向分解能を得ることができる。例えば、再構成したい断面位置 S1 での任意の角度のデータは、同じパスの異なる断面位置のデータを用いた補間により求められる。

【0041】

図 9 に示すように、第 1 のヘリカルスキャンでは、奇数列（1 列目と 3 列目）と偶数列（2 列目と 4 列目）のそれぞれのデータのみを用いて再構成を行う。この場合には、一枚の再構成画像を作成するのに用いるデータ数は、通常のヘリカルスキャンの半分になってしまうため、画質低下が懸念される。なお、第 1 のヘリカルスキャンにおけるヘリカルピッチ（被検体 M の移動ピッチ）は 5 である。

20

【0042】

そこで、図 10 に示す第 2 のヘリカルスキャンや図 11 に示す第 2 のヘリカルスキャンが用いられる。これらのスキャンによれば、寝台 2 の天板 2a の移動ピッチ、すなわちヘリカルピッチ（被検体 M の移動ピッチ）が小さくされ、任意断面内のデータ数を増やすことが可能になるので、画質を向上させることができる。

【0043】

図 10 に示すように、第 2 のヘリカルスキャンでは、ヘリカルピッチは 5 から  $2.5$  へと  $1/2$  に変更されている。このように寝台 2 の天板 2a の移動ピッチ（被検体 M の移動ピッチ）が減少すると、任意断面内のデータ数が増加するので、画質を向上させることが可能になる。ただし、この場合には、奇数列同士、又は、偶数列同士が比較的近い軌跡を通過してしまう。これは、X 線照射装置 3c の位置（管球位置）ごとにデータの疎密が発生することになる。

30

【0044】

図 11 に示すように、第 3 のヘリカルスキャンでは、ヘリカルピッチ（被検体 M の移動ピッチ）は収集列数以下の奇数に、すなわち 4 列収集ではヘリカルピッチが 3 に設定されている。これにより、画質の向上に加え、同じ位置に偶数列と奇数列の両方の軌跡がくることになるので、図 10 の場合に比べデータの疎密が小さくなり、画質低下をより防止することができる。

40

【0045】

前述のヘリカルスキャンでは、4 列収集を例としてヘリカルピッチを説明しているが、16 列や 64 列収集等でもそれぞれで最適となるヘリカルピッチが存在すると考えられるが、前述と同様の考え方により、列数以下の奇数を用いることが好ましい。その中で、ピッチの値を小さくするほど、一列おきで収集していることによる歯抜けのデータを補うことができ、加えて、総列数の  $1/2$  以下のヘリカルピッチを用いれば、全ての歯抜けのデータを補うことができる。

【0046】

50

したがって、総列数の1/2以下の奇数(64列収集であれば32以下の奇数)を寝台2の天板2aの移動ピッチにすることにより、シンチレータブロック21の列毎の軌跡が重なるので、通常のヘリカルスキャンと同等のデータを奇数列及び偶数列それぞれで得ることが可能になる。このように設定された天板2aの移動ピッチに基づいて制御部4aは寝台2及び回転駆動部3b等を制御してヘリカルスキャンを行うこととなる。例えば、前述の4列収集において、ヘリカルピッチが1に設定されると、偶数列と奇数列の両方の軌跡が撮像範囲の略全体にわたって重なり、図11の場合に比べさらにデータの疎密が減少するので、画質低下をより防止することができる。

【0047】

以上説明したように、本発明の実施の形態によれば、X線エネルギー特性が異なる二種類のシンチレータ列が交互に4列以上並ぶシンチレータブロック21を設け、X線透過データをX線エネルギーが異なる三種類のエネルギーデータに分別し、X線エネルギーが異なる三種類の断面画像を被検体Mの体軸方向の位置を合わせて再構成することによって、X線照射装置3c及びX線検出装置3eの一組のユニットでデュアルエネルギー測定を行うことが可能になり、さらに、シンチレータブロック21の構造も簡略にすることが可能になるので、低コスト化及びX線検出構造の簡略化を実現することができる。加えて、三種類の断面画像において被検体Mの体軸方向の位置が合わされるので、三種類の再構成画像を同じ断面位置で得ることができる。特に、ハード的には従来のX線検出装置に対しシンチレータブロック21のみの変更でデュアルエネルギー測定を実現することができる。

10

【0048】

なお、本発明は、前述の実施の形態に限るものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能である。

20

【0049】

例えば、前述の実施の形態においては、二種類のシンチレータ列を列方向A2に交互に配列しているが、これに限るものではなく、二種類のシンチレータ列をチャンネル方向A1に交互に配列するようにしてもよく、また、二種類のシンチレータ列をチャンネル方向A1及び列方向A2の両方向に交互に配列するようにしてもよい。これにより、多様なデュアルエネルギー測定を行うことが可能になる。

【0050】

また、前述の実施の形態においては、X線透過データを三種類のエネルギーデータに分別し、X線エネルギーが異なる三種類の断面画像を再構成しているが、これに限るものではなく、例えば、X線透過データを二種類のエネルギーデータに分別し、X線エネルギーが異なる二種類の断面画像を再構成するようにしてもよい。

30

【0051】

また、前述の実施の形態においては、各種の材料を挙げているが、それらの材料は例示であり、限定されるものではない。加えて、各種の数値を挙げているが、これらの数値は例示であり、限定されるものではない。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】本発明の実施の一形態に係るX線CT装置の概略構成を示す模式図である。

40

【図2】図1に示すX線CT装置が備えるX線検出装置の概略構成を示す斜視図である。

【図3】図2に示すX線検出装置のシンチレータブロックの一部を拡大して示す平面図である。

【図4】低エネルギー用のシンチレータ及び高エネルギー用のシンチレータの第1構造を説明するための説明図である。

【図5】低エネルギー用のシンチレータ及び高エネルギー用のシンチレータの第2構造を説明するための説明図である。

【図6】低エネルギー用のシンチレータ及び高エネルギー用のシンチレータの第3構造を説明するための説明図である。

【図7】図1に示すX線CT装置が備える制御装置の画像処理部の概略構成を示すブロッ

50



ク図である。

【図 8】 コンベンショナルスキャンによる画像再構成を説明するための説明図である。

【図 9】 第 1 のヘリカルスキャンによる画像再構成を説明するための説明図である。

【図 10】 第 2 のヘリカルスキャンによる画像再構成を説明するための説明図である。

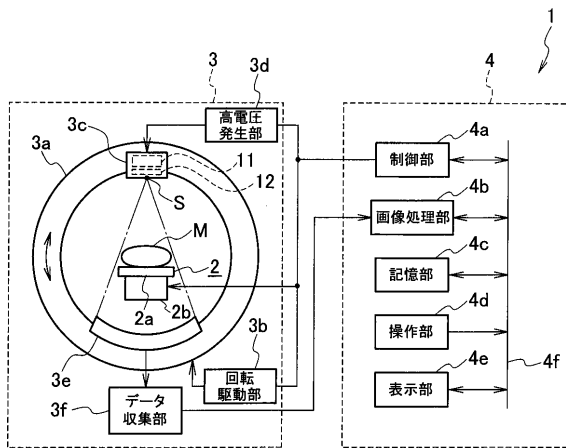
【図 11】 第 3 のヘリカルスキャンによる画像再構成を説明するための説明図である。

【符号の説明】

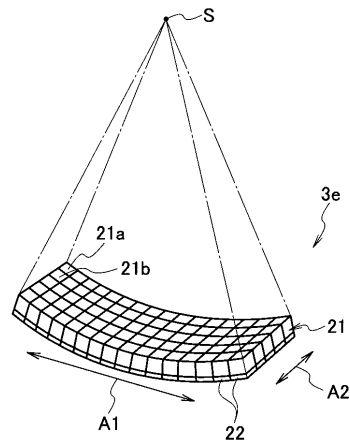
【 0 0 5 3 】

- 1 X線CT装置
- 2 寝台
- 3c X線照射装置
- 3e X線検出装置
- 3f データ収集部
- 4a 制御部
- 21 シンチレータブロック
- 21a シンチレータ
- 21b シンチレータ
- 23 画像再構成部
- M 被検体

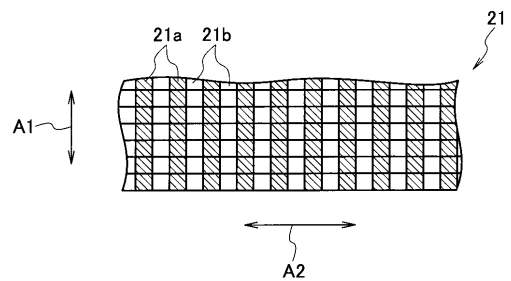
【 図 1 】



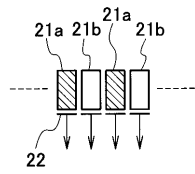
【 図 2 】



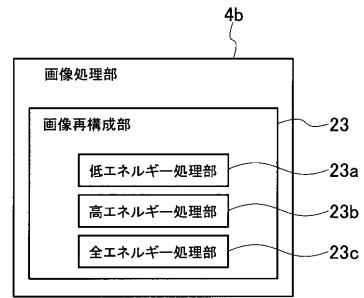
【 図 3 】



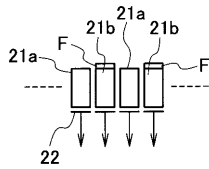
【 図 4 】



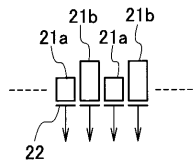
【 図 7 】



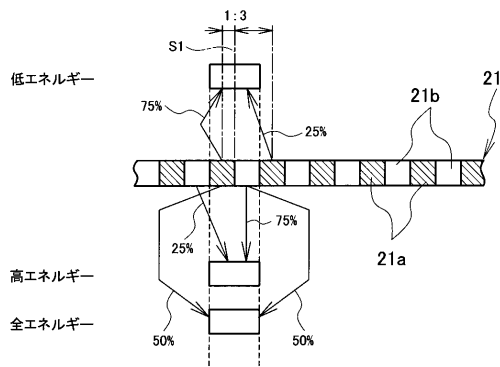
【 図 5 】



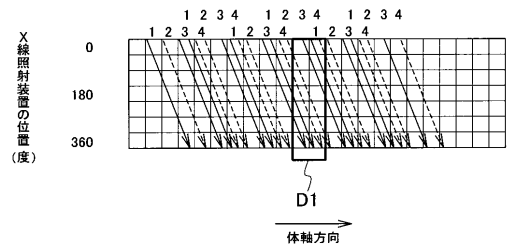
【 図 6 】



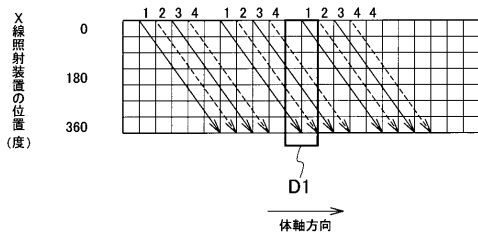
【 図 8 】



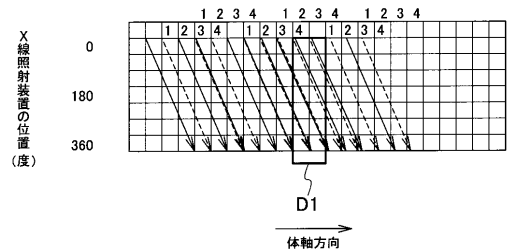
【 図 10 】



【 図 9 】



【 図 11 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 松田 圭史

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C093 AA22 BA10 CA32 CA37 EB12 EB17 EB18 EB30 FA36 FD07

FE13 FG04