

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4551612号
(P4551612)

(45) 発行日 平成22年9月29日 (2010.9.29)

(24) 登録日 平成22年7月16日 (2010.7.16)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	6/03	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 2 1 Q
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 5 0 M
			G 0 6 T	1/00	2 9 0 B

請求項の数 15 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2002-346926 (P2002-346926)	(73) 特許権者	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14年11月29日 (2002.11.29)	(74) 代理人	100109900 弁理士 堀口 浩
(65) 公開番号	特開2003-225230 (P2003-225230A)	(72) 発明者	長田 清 栃木県大田原市下石上字東山1385番の 1 株式会社東芝 那須工場内
(43) 公開日	平成15年8月12日 (2003.8.12)	(72) 発明者	津雪 昌快 栃木県大田原市下石上字東山1385番の 1 株式会社東芝 那須工場内
審査請求日	平成17年11月24日 (2005.11.24)	審査官	遠藤 孝徳
(31) 優先権主張番号	特願2001-363623 (P2001-363623)		
(32) 優先日	平成13年11月29日 (2001.11.29)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コンピュータ断層撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の周囲を回転しながらX線を発生するX線源と、
前記被検体を透過したX線を検出するための検出素子がスライス方向に複数個配列されるX線検出器と、

このX線検出器の出力を用いて前記被検体に関する投影データを収集するデータ収集装置と、

スライス数を設定する設定手段と、

前記X線が前記X線源の回転軸に対してほぼ直交するものと仮定して画像再構成を行う第1の再構成法と、前記X線のコーン角情報を用いて画像再構成を行う第2の再構成法とを備え、前記設定手段により設定されたスライス数が第1のスライス数の場合には、前記第1の再構成法用いて前記投影データに基づいて画像を再構成し、前記設定手段により設定されたスライス数が前記第1のスライス数より多い第2のスライス数の場合には、前記第2の再構成法用いて前記投影データに基づいて画像を再構成する再構成手段と、を備えたコンピュータ断層撮影装置。

【請求項2】

前記第1の再構成法は、前記X線が前記回転軸に対してほぼ直交するものと仮定して前記投影データを逆投影するファンビーム再構成であり、

前記第2の再構成法は、前記コーン角に応じた斜めのレイに沿って投影データを逆投影するコーンビーム再構成であることを特徴とする請求項1記載のコンピュータ断層撮影装

置。

【請求項 3】

前記第 1 の再構成法は、前記 X 線が前記 X 線源の回転軸に対してほぼ直交するものと仮定して前記投影データを逆投影するファンビーム再構成であり、

前記第 2 の再構成法は、前記コーン角に応じた斜断面に近似する X 線パスの近似投影データを抽出し、この近似投影データを用いて画像再構成する A S S R 法であることを特徴とする請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 4】

前記設定手段は、撮影スライス数及び再構成スライス数の少なくとも一方を設定することを特徴とする請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

10

【請求項 5】

前記データ収集装置は、前記 X 線検出器の検出信号を収集処理してその検出信号に応じたデジタルデータを得るデータ収集素子を、前記スライス方向に複数配列して成るものであって、

前記設定手段により設定されたスライス数に応じて、前記データ収集装置の前記スライス方向におけるデータ収集素子の素子数を切換える切換手段を更に備えることを特徴とする請求項 1 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 6】

前記スライス方向における前記データ収集素子の素子数は、前記 X 線検出器のスライス方向における検出素子の素子数より少ないことを特徴とする請求項 5 記載のコンピュータ断層撮影装置。

20

【請求項 7】

前記再構成手段は、前記設定手段により設定されたスライス数が所定の数より少ないときには、前記第 1 の再構成法を用いて前記投影データに基づいて画像を再構成し、前記設定手段により設定されたスライス数が前記所定の数より多いときには、前記第 2 の再構成法を用いて前記投影データに基づいて画像を再構成することを特徴とする請求項 1 に記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 8】

前記データ収集装置のスライス方向のデータ収集素子数は、前記スライス数より多いことを特徴とする請求項 5 記載のコンピュータ断層撮影装置。

30

【請求項 9】

前記ファンビーム再構成により得られた画像と前記コーンビーム再構成により得られた画像の画質レベルをほぼ等しくする補正手段を更に備えたことを特徴とする請求項 2 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 10】

前記補正手段は、前記コーンビーム再構成により画像再構成を行う際に前記投影データに対して補正処理を施すことを特徴とする請求項 9 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 11】

被検体の周囲を回転しながら X 線を発生する X 線源と、

前記被検体を透過した X 線を検出するための検出素子がスライス方向に複数個配列される X 線検出器と、

40

この X 線検出器の出力を用いて前記被検体に関する投影データを収集するデータ収集装置と、

スライス数及びスライス厚から成るスライス幅を設定する設定手段と、

前記 X 線が前記 X 線源の回転軸に対してほぼ直交するものと仮定して画像再構成を行う第 1 の再構成法と、前記 X 線のコーン角情報を用いて画像再構成を行う第 2 の再構成法とを備え、前記設定手段により設定されたスライス幅が第 1 のスライス幅の場合には、前記第 1 の再構成法を用いて前記投影データに基づいて画像を再構成し、前記設定手段により設定されたスライス幅が前記第 1 のスライス幅より厚い第 2 のスライス幅の場合には、前記第 2 の再構成法を用いて前記投影データに基づいて画像を再構成する再構成手段と、

50

を備えたコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 2】

被検体の周囲を回転しながら X 線を発生する X 線源と、
前記 X 線をスライス方向に整形するコリメータと、
前記被検体を透過した X 線を検出するための検出素子がチャンネル方向及びスライス方向に複数個配列される X 線検出器と、

この X 線検出器の出力を用いて前記被検体に関する投影データを収集するデータ収集装置と、

前記 X 線が前記 X 線源の回転軸に対してほぼ直交するものと仮定して画像再構成を行う第 1 の再構成法と、前記 X 線のコーン角情報を用いて画像再構成を行う第 2 の再構成法とを備え、前記コリメータの前記スライス方向の開口幅が第 1 の開口幅の場合には、前記第 1 の再構成法を用いて前記投影データに基づいて画像を再構成し、前記コリメータの前記スライス方向の開口幅が前記第 1 の開口幅より広い第 2 の開口幅の場合には、前記第 2 の再構成法を用いて前記投影データに基づいて画像を再構成する再構成手段と、
を備えたコンピュータ断層撮影装置。

10

【請求項 1 3】

被検体の周囲を回転しながら X 線を発生する X 線源と、
前記被検体を透過した X 線を検出するための検出素子がスライス方向に複数個配列される X 線検出器と、

この X 線検出器の出力データを用いて前記被検体に関する投影データを収集するデータ収集素子が、前記チャンネル方向及びスライス方向に複数配列して成るデータ収集装置と、

20

前記 X 線が前記 X 線源の回転軸に対してほぼ直交するものと仮定して画像再構成を行う第 1 の再構成法と、前記 X 線のコーン角情報を用いて画像再構成を行う第 2 の再構成法とを備える再構成手段と、

前記再構成手段において前記第 1 の再構成法及び前記第 2 の再構成法の少なくとも一方を選択する選択手段と、

この選択手段により、第 1 の再構成法が選択された場合には、前記データ収集に用いる前記スライス方向のデータ収集素子の素子数を第 1 の素子数とし、前記選択手段により、第 2 の再構成法が選択された場合には、前記データ収集に用いる前記スライス方向のデータ収集素子の素子数を前記第 1 の素子数より多い第 2 の素子数とするよう切替える切替手段と、

30

を備えたことを特徴とするコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 4】

前記第 1 の再構成法は、前記 X 線が前記 X 線源の回転軸に対してほぼ直交するものと仮定して前記投影データを逆投影するファンビーム再構成であり、

前記第 2 の再構成法は、前記コーン角に応じた斜めのレイに沿って投影データを逆投影するコーンビーム再構成であることを特徴とする請求項 1 3 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 5】

40

前記切替手段は、前記選択手段によりコーンビーム再構成が選択された場合、前記スライス方向におけるデータ収集素子の素子数が、前記ファンビーム再構成方法が選択された場合より多くするような前記 X 線検出器と前記データ収集手段との接続態様にすることを特徴とする請求項 1 4 記載のコンピュータ断層撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、検査対象の体軸方向（スライス面の厚さ方向）に沿って検出素子が複数列配列された多列検出器を用いてスキャンを行う X 線コンピュータ断層撮影装置（以下、X 線 CT 装置）に関する。

50

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

X線CT装置において従来から用いられていたタイプとして、シングルスライスX線CT装置が知られている。このシングルスライスX線CT装置は、被検体（例えば患者）を挟んで対向配置されたX線源及び検出器を有している。シングルスライスX線CT装置の検出器は、被検体の体軸方向に直交する方向（チャンネル方向）に沿って扇状に例えば約1000チャンネル並べられている。

シングルスライスX線CT装置では、X線源から被検体のあるスライス面（単にスライスともいう）に対してファン状にX線ビームを照射し、被検体のあるスライス面を透過したX線ビームを検出器で検出してX線透過データを収集する。

収集されたX線透過データは、検出器の各検出素子毎に設けられた素子を有するデータ収集装置（DAS）に送られ、その各素子により増幅処理等が行なわれて投影データ（1つの回転角度のデータは1ビューと言われている。）が収集される。

そして、X線CT装置では、X線源及び検出器を一体で被検体の周囲に回転させながらX線照射を行なって前記データ収集を約1000回程度繰り返す。これにより、X線CT装置は、被検体に対する多方向からの投影データを収集し、その多方向から得られた投影データに基づいて被写体のスライス面の画像を再構成する。

【 0 0 0 3 】

シングルスライスX線CT装置では、被検体の一つのスライス面の画像を得ていたため、短時間に広い範囲の画像を撮影することは難しい。それゆえ、シングルスライスX線CT装置のユーザーから単位時間により広範囲のスキャンをしたいという強い要望が出されていた。

この要望に応えるために、近年、マルチスライスX線CT装置が開発され、普及されている。マルチスライスX線CT装置の検出器は、多列検出器（2次元検出器）であり、多列検出器は全体でMチャンネル×Nセグメントの検出素子から構成される。マルチスライスX線CT装置は、体軸方向に広がり幅を有するファンビームX線を曝射するX線源と、上述した2次元検出器とを有している。そして、マルチスライスX線CT装置は、円錐状のX線ビーム（有効視野直径FOV）を照射し、被検体を透過したX線を2次元検出器で検出することにより、当該被検体の多スライス面の投影データを一度に収集する。これにより、マルチスライスX線CT装置は、シングルスライスX線CT装置に比べて上述した高

精細且つ広範囲な画像収集を可能にする。そのためX線CT装置の主流は、シングルスライスX線装置からマルチスライスX線CT装置に移行している。現在普及されているマルチスライスX線CT装置は、4スライス型マルチスライスX線CT装置であるが、最近ではユーザーは、8スライス型マルチスライスX線CT装置、16スライス型マルチスライスX線CT装置といった更なる多列化を望んでいる。

【 0 0 0 4 】

マルチスライスX線CT装置では、体軸方向に広がり幅を有するファンビームX線（実際にはコーン状のX線ビーム）を照射しているにも関わらず、コーンビームがX線源の回転軸に直交と仮定されるファンビーム再構成を行い、所望のスライスを再構成している。

しかしながら、多列化が進んだ場合、マルチスライスX線CT装置では、2次元検出器に対するX線パスが直交とは見做せなくなる（特に、端の検出素子列）。

仮にX線を直交とみなして単純に列毎に画像をマルチスライスとして再構成したのでは、アーチファクトの多い実用に耐えない画像となってしまう恐れがある。

これらの問題を克服する技術は現在開発されつつあり、近い将来、アーチファクトの少ない再構成法を適用したいわゆるコーンビームX線CTが登場すると予想される。

【 0 0 0 5 】

【特許文献1】

特開平9-192126号公報

【 0 0 0 6 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、現在、コーンビームX線CT装置の有効な活用方法や具現方法については検討されていない。例えば、コーンビームX線CT装置では、マルチスライスX線CT装置に比べて1度に広範囲のデータを収集することができるのでスキャン時間を短くすることができる。しかしながら、コーンビームX線CT装置は、コーン角を考慮した再構成を行う必要があるため、特にスライス厚の厚い画像を同時に多数再構成する場合には再構成時間がマルチスライスX線CT装置に比べて長くなってしまふ。つまり再構成時間だけを考えて、コーンビームX線CT装置は、マルチスライスX線CT装置に比べてスクリーニング検査に不向きとなる恐れがある。

また多列（例えば、32列、64列）の検出素子列を用いてデータ収集するためには、その検出素子列の列数に対応した数のDASが必要である。しかしながら、実際には、装置システム（ガントリ）への実装スペースの問題やコストパフォーマンスの問題等で配置可能なDASの素子数には限界がある。

また、特開平9-192126号には、再構成されるスライス位置に応じて、画像再構成がファンビーム再構成かコーンビーム再構成か切替えることが記載されている。しかしながら、そのような装置では、スライス位置に応じてファンビーム再構成又はコーンビーム再構成されるため、ある撮影範囲において複数枚の画像が再構成される場合、スライス毎に断層像の画質（ノイズレベル）が変わってしまう。それゆえ、医者は画質の違いを考えて診断することになるため、医者に負担を与えてしまう恐れがある。

このようにコーンビームX線CT装置は、実現及び有効活用するには一層の創意工夫が必要である。

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであり、コーンビームX線CT装置の実現を工夫し、有効活用することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明は、被検体の周囲を回転しながらX線を発生するX線源と、前記被検体を透過したX線を検出するための検出素子がスライス方向に複数個配列されるX線検出器と、このX線検出器の出力を用いて前記被検体に関する投影データを収集するデータ収集装置と、スライス数を設定する設定手段と、前記X線が前記X線源の回転軸に対してほぼ直交するものと仮定して画像再構成を行う第1の再構成法と、前記X線のコーン角情報を用いて画像再構成を行う第2の再構成法とを備え、前記設定手段により設定されたスライス数が第1のスライス数の場合には、前記第1の再構成法用いて前記投影データに基づいて画像を再構成し、前記設定手段により設定されたスライス数が前記第1のスライス数より多い第2のスライス数の場合には、前記第2の再構成法用いて前記投影データに基づいて画像を再構成する再構成手段と、を備えたものである。

【0008】

【発明の実施の形態】

（第1実施形態）

以下、図1～図4を参照して第1実施形態を説明する。

図1には、第1実施形態に係るX線CT装置の構成を示している。

X線CT装置100は、被検体（例えば患者）Pを載せるための寝台と、被検体Pを挿入するための診断用開口部を有し被検体Pの投影データの収集を行うガントリGと、ガントリGにより収集されたデータを処理するデータ処理ユニットDを備える。データ処理ユニットDは、ガントリG全体の制御を行うとともに、ガントリGによって収集された投影データに基づく画像再構成処理や画像表示等を行う。

寝台は、図示しない寝台駆動部の駆動により被検体Pの体軸方向に沿ってスライド可能な天板を有する。

【0009】

ガントリGは、診断用開口部に挿入された被検体Pを挟んで対向配置されたX線管101及び放射線検出器103と、スイッチ群104aと、データ収集装置（DAS）104b

10

20

30

40

50

と、データ伝送装置 105 と、ガントリ駆動部 107 と、スリップリング 108 を備えている。X線管 101、放射線検出器 103 及びデータ収集装置 104 b は、回転リング 102 に設けられる。そして、X線管 101、放射線検出器 103 及びデータ収集装置 104 b は、ガントリ駆動部 107 の駆動により、架台 3 の診断用開口部内に挿入された被検体 P の体軸方向に平行な中心軸の廻りに一体で回転可能になっている。回転リング 102 は、ガントリ駆動部 107 により 1 回転あたり、例えば 1 秒以下という高速回転で駆動される。

【0010】

X線管 101 は、有効視野領域 F O V 内に載置された被検体 P に対してコーンビーム(四角錐)状、又はファンビーム状の X 線を発生する。X線管 101 には、X線の曝射に必要な電力(管電圧、管電流)が、高電圧発生装置 109 からスリップリング 108 を介して供給される。これにより X線管 101 は、被検体の体軸方向に直交するチャンネル方向 C と、それに直交するスライス方向 A (= 回転軸に平行な方向)との 2 方向に広がる、いわゆるコーンビーム X 線又はファンビーム X 線を発生する。

尚、ガントリ G 内の X線管 101 と被検体 P との間には、X線管 101 の X線焦点から曝射されたコーン状又はファン状の X線ビームを整形し、所要の大きさの X線ビームを形成するためのコリメータ(図示せず)が設けられている。

【0011】

放射線検出器 103 は、被検体 P を透過した X 線を検出するためのものであり、X 線を検出する検出素子がチャンネル方向及び被検体の体軸方向(スライス方向)にそれぞれ複数設けられている。この実施形態では、放射線検出器 103 は、複数(例えば 38 個)の検出器モジュール 1030 から構成され、複数の検出モジュールがチャンネル方向に配列される。

図 2 は、1 つの検出器モジュールの展開図を示している。検出器モジュール 1030 は、複数の検出素子 1031, 1032 を有する。各検出素子 1031, 1032 は、シンチレータと、フォトダイオードチップ(図示せず)とを有している。複数の検出素子は、チャンネル方向 C とスライス方向 S との 2 方向に関してマトリクス状(チャンネル方向 C とスライス方向 A)に配列される。なお、本実施形態 X線 CT 装置では、複数の検出器モジュール 1030 は、X線管 101 の焦点を中心とした円弧に沿って配列される。複数の検出器モジュール 1030 は、平面状に配列されても良い。

【0012】

検出器モジュール 1030 は、上述したように複数の検出素子 1031, 1032 の一要素としてのフォトダイオードチップとともに、スイッチングチップ 104 a、D A S チップ 104 b を有している。これら検出素子 1031, 1032、スイッチングチップ 104 a、D A S チップ 104 b は、単一のリジッドなプリント配線板上に実装される。

検出素子(フォトダイオード) 1031 は、スライス方向に関する幅が 1.0 mm で、チャンネル方向に関する幅が 0.5 mm の有感域を備えている。検出素子(フォトダイオード) 1032 は、スライス方向に関する幅が 0.5 mm で、チャンネル方向に関する幅が 0.5 mm の有感域を備えている。

【0013】

フォトダイオードの有感域の幅は、X線管の回転中心軸上での換算値として定義する。つまり、「1 mm の有感域幅を有するフォトダイオード」とは、「X線管の回転中心軸上で 1 mm に相当する有感域幅を有するフォトダイオード」を意味し、X線が放射状に拡散することを考慮すると、フォトダイオードの実際の有感域の幅は、X線焦点と回転中心軸との距離に対する X線焦点とフォトダイオードの有感域との実際の距離の比率に従って、1 mm より若干広くなる。

0.5 mm 幅の検出素子 1032 は、スライス方向 A に例えば 16 個並べられる。なお、スライス方向 A に並べられた 16 個の検出素子 1032 を、第 1 の検出素子列群 1033 と称する。また、1 mm 幅の検出素子 1031 は、スライス方向 A に関し、第 1 の検出素子列群 1033 の両側それぞれに、検出素子 1032 の配列個数よりも少ない複数個、例

10

20

30

40

50

えば12個ずつ並べられる。スライス方向Aに並べられた12個の検出素子1031を、それぞれ第2の検出素子列群1034と称する。

【0014】

本実施形態では、スライス方向Aに並べられた検出素子1032の個数(例えば16個)は、その両側それぞれに配置された検出素子1031の個数(例えば12個)よりも多く、そのトータル個数(例えば24個)よりも少なく成るように設計されている。

つまり本実施形態の放射線検出器103はチャンネル方向C(行方向)に912個、スライス方向A(列方向)に40個の検出素子が配列されて成る。尚、本実施形態の放射線検出器103は、0.5mm幅の検出素子と1.0mm幅の検出素子により不均等ピッチの2次元検出器を形成しているが、均等サイズの検出素子が行・列方向に配列された2次元検出器でも良い。また検出素子サイズも0.5mm、1.0mmではなく、1.25mm幅の検出素子など本例に限定されることはない。

このような放射線検出器103で検出された $M \times N$ (上記の例でいえば、 $M = 24$ 行 $\times 38$ 個 $= 912$ であり、 $N = 40$ ($= 16$ 列 $+ 2 \times 12$ 列)である。)の全チャンネルに関する膨大なデータ(1ビューあたりの $M \times N$ チャンネル分のデータを以下「2次元投影データ」という。)は、チップ化されているデータ収集回路(DAS)104bに一旦集められる。そして、検出データ(投影データ)は、一括して光通信を応用した非接触データ伝送装置105を介して後述のデータ処理ユニットに伝送される。尚、ここでは、データ伝送装置として、光通信を応用した非接触データ伝送装置105を例に挙げて説明しているが、スリッピング等の接触データ伝送装置でも良い。

【0015】

放射線検出器103による検出動作は、1回転(約1秒)の間に、例えば1000回程度繰り返され、それにより $M \times N$ チャンネル分の膨大な2次元投影データが1秒(1回転)あたり1000回発生する。このような膨大でしかも高速に発生する2次元投影データを時間遅れなく伝送するために、データ収集回路104b及び非接触データ伝送装置105は超高速処理化が図られている。また放射線検出器103の各検出素子により検出されたX線透過データは、スイッチ群104aを介して例えば各チャンネルの検出素子列(40列の検出素子1031、1032)に対して、40列より少ない8列分(912行 $\times 8$ 列)のデータ収集素子又は4列分(912行 $\times 4$ 列)のデータ収集素子を有するデータ収集回路104bに送られる。

図3は、本実施形態の2次元検出器103、スイッチ群104a、及びDAS104bの構造を示す斜視図である。図3に示すように、2次元検出器103は、検出素子がアレイ状に並べられており、スイッチ群104aは、例えばスイッチ基板上にFET等のスイッチング素子を実装して構成されている。各検出素子は、シンチレータ層、光伝送樹脂層、フォトダイオード層から形成され、そしてシンチレータ層へ到達したX線は、電気信号に変換される。または、半導体装置においてX線を電気信号に直接変換しても良い。また、DAS104bのデータ収集素子は、2次元検出器103の各検出素子と同様にアレイ状に配列されている。

【0016】

DAS104bの各データ収集素子は、送られたX線透過データに対して増幅処理やA/D変換処理等を施して当該被検体Pの8スライス分又は4スライス分の投影データを収集するようになっている。尚、後述するようにデータ収集装置104bにおいて、8列分又は4列分のデータ収集素子のいずれを採用するかは、本実施形態では、検査計画を設定する際に決定される再構成方法がファンビーム再構成かコーンビーム再構成かによって決定される。本実施形態では、ファンビーム再構成を行う場合(例えば、0.5mm $\times 4$ スライス)は、4列分のデータ収集素子(例えば912行 $\times 4$ 列)が使用され、コーンビーム再構成を行う場合(例えば0.5mm $\times 8$ スライス)は、8列分のデータ収集素子(例えば912行 $\times 8$ 列)が使用される。尚、データ収集に用いるためのスライス方向のDAS数は、再構成方法に応じて決定されなくとも良い。例えば、スライス方向のDAS数は、スキャン又は再構成されるスライス数、スライス幅(スライス数 \times スライス厚)、スライ

ス方向のコリメータ幅の少なくともいずれかに応じて決定されても良い。

データ処理ユニットDは、ホストコントローラ110を中心として、データ補正等の前処理を行う前処理装置106、記憶装置111、補助記憶装置112、データ処理装置113、再構成装置114、入力装置115及び表示装置116が、データノ制御バス300を介して相互接続されている。さらに、このバス300を介して、補助記憶装置201、データ処理装置202、再構成装置203、入力装置204及び表示装置205からなる外部の画像処理装置200が接続されている。

【0017】

前処理装置106は、非接触データ伝送装置105より伝送された投影データに対して感度補正やX線強度補正等を施す。そして、前処理装置106によって感度補正やX線強度補正等を受けた360°分、つまり1000セットの2次元投影データは、記憶装置111に一旦記憶される。

10

再構成装置114は、記憶装置111に記憶された投影データを上述のように選択されたファンビーム再構成処理、コーンビーム再構成処理の少なくともいずれかを行う。

【0018】

コーンビーム再構成処理は、例えばFieldkamp法と呼ばれる再構成方法を利用して、投影データに基づく画像再構成を行う。尚、コーンビーム再構成方法としては、ASSR法などコーン角の情報を用いて画像再構成するものであれば、他の方法を採用しても良い。ASSR法とは、マルチヘリカルCTで収集された2次元投影データから定めた仮想平面(ヘリカルスキャンの中心軸に対して傾斜する斜断面として設定されることがより効果を発揮する)の位置に近似するX線パスの近似投影データを抽出し、この近似投影データを用いて画像再構成する方法である。

20

Fieldkamp再構成法は、スライス方向Aに広い対象領域を複数のボクセルの集合体として扱って、X線吸収係数の3次元的分布データ(以下「ボリュームデータ(複数のボクセルデータが立体的(3次元的)に集合したもの)」という。)を発生するために、ファンビーム・コンボリューション・バックプロジェクション法をもとに改良された近似的再構成法である。つまり、Fieldkamp再構成法は、データをファン投影データとみなして畳み込み、そしてバックプロジェクションは、回転中心軸に対して実際のコーン角に応じた斜めのレイに沿って行なわれる。

【0019】

30

コーンビーム再構成処理としては、Fieldkamp再構成法を利用すると共に、更に次の2つの少なくともいずれかの補正処理を施せば、再構成処理の誤差を小さくすることができる。

第1の補正処理は、X線ビームが再構成面(スライス面)に対して斜めに入っていることによって、X線ビームが被検体の中を通る長さが長くなることに対して補正処理を施すものである。すなわちデータ収集装置104bで得られた投影データ(前処理などを施しても良いし、施さなくても良い)に対して、コーンビームX線における体軸方向の位置に応じて異なるビーム経路長を補正する。例えば、端の検出素子列から得られた投影データは、中央の検出素子から得られた投影データに対して重みを小さくすることで、再構成に用いられる。

40

第2の補正処理は、X線焦点と検出素子の中心とを結ぶ線によって定義される実測のX線パスは、X線焦点と再構成処理上規定されるボクセルの中心とを結ぶ計算上のX線パスに対してズレを生じるが、この誤差を補正するものである。すなわち第2の補正処理は、計算上のX線パスの周囲に存在する実際の複数本(例えば4本)のX線パスに沿って実測された(検出素子の)投影データに対して所定の計算処理(例えば補間)を施し、得られた計算データを、計算上のX線パスに示す直線に沿って逆投影データとし、これを所定の重み付けをして逆投影する。特にヘリカルスキャンの場合は、所望の再構成面とX線焦点とのスライス方向に関する位置関係が変わるので、X線焦点の位置毎(或いはビュー毎)に上記計算処理に使用される検出素子列(のデータ)或いは検出素子列の寄与度を変えるのが望ましい。

50

このようなコーンビーム再構成を行えば、スライス方向に広い検出器を有効に活用することができる。

【0020】

一方、ファンビーム再構成処理は、例えばファンビーム・コンポリューション・バックプロジェクション法を利用したもので、バックプロジェクションで、X線(レイ)がX線管101の回転軸対して直交するものと仮定(投影データが体軸方向に垂直方向のX線により得られたと仮定)して、投影データに基づいて画像再構成する。

再構成されたボリュームデータは、データ処理装置113に直接送られ、あるいは、記憶装置111に一旦記憶された後データ処理装置113に送られる。そしてボリュームデータは、オペレータの指示に基づき、既に広く用いられている、任意断面の断層像、任意方向からの投影像、レンダリング処理による特定臓器の3次元表面画像等のいわゆる疑似3次元画像データに変換されて、表示装置116に表示される。

オペレータは、検査・診断の目的に応じて、上記任意断面の断層像、任意方向からの投影像及び3次元表面画像等の中から任意の表示形態を選択し、設定することが可能である。この場合、1つのボリュームデータから、異なる形態での画像を生成し、表示することになる。また、表示の際には、1種類の画像だけでなく、複数種類の画像を同時に表示するモードも備え、目的に応じて一つの画像を表示するモードとの切り替えが可能であるようになっている。

【0021】

入力装置115は、キーボードや各種スイッチ、マウス等を備え、オペレータにより検査計画を入力可能な装置であり、設定画面(例えば表示ユニット116)上で検査計画を設定し、そして検査計画を作成するための機能を有する。検査計画として設定されるパラメータ又は条件は、頭などの検査対象部位、スキャンから画像記録までのシーケンス、データ収集のためのスキャン条件、1又は複数の画像再構成を行うための再構成条件、再構成された画像を表示する際の表示条件、スキャンをする間の音声の内容と発生タイミングなどがある。

【0022】

またスキャンから画像記録までのシーケンスとしては、オートフィルミングモード等がある。オートフィルミングモードは、ヘリカルスキャンに追従して、ファンビーム再構成やコーンビーム再構成を行い、予め設定したウインドウ条件でスキャン中にフィルミングされる画像を表示画面上で観察しながらフィルミングする。

また、投影データの収集動作(スキャン動作)には、複数のパラメータが関わっている。同様に、収集した信号から断層像を生成する画像生成動作にも、また再構成した断層像を表示する画像表示動作にも、それぞれ複数のパラメータが関わっている。信号収集パラメータ(スキャン条件)としては、スキャンタイプ(コンベンショナルスキャン/ヘリカルスキャン)、同時にスキャンされるスライス数、スライス厚、このスライス数とスライス厚で定義されるスライス幅、スライス間隔、ガントリ傾斜角度、管電圧、管電流、撮影領域FOVサイズ、スキャンスピード(X線管と検出器の回転速度)、X線管が1回転する間に移動する寝台の移動量、寝台移動量等がある。

【0023】

再構成パラメータとしては、再構成方式(ファンビーム再構成方法/コーンビーム再構成方法)、再構成スライス数、再構成スライス厚、再構成領域サイズ、再構成マトリクスサイズ、関心部位を抽出するためのしきい値等がある。画像表示・記録パラメータとしては、ウインドウレベル、ウインドウ幅、表示倍率、マルチプレーナ(サジタル/ कोरोナル/ オブリーク)がある。

信号収集から画像生成を経て最終的に画像表示するまでの一連の検査シーケンスを完遂するためには、上述した複数の信号収集パラメータと複数の再構成パラメータと複数の画像表示パラメータとをそれぞれ設定することが要求される。ここでは、設定された複数の信号収集パラメータと設定された複数の再構成パラメータと設定された複数の画像表示パラメータと、信号収集、再構成、画像表示、画像記録までのフローとをプランと総称するも

10

20

30

40

50

のとする。

つまり、複数の信号収集パラメータ、複数の画像生成パラメータ、そして複数の画像表示パラメータをプランとして予め登録しておけば、オペレータがプランを選択することにより、簡単に上述の一連のシーケンスを実行することができる。

この検査計画作成システムの支援のもとで、操作者は、検査対象部位、スキャンから画像記録までのフロー、スキャン条件、再構成条件、表示条件を含む検査計画（スケジュール）の設定を行う。ホストコントローラ 110 は、設定されたスケジュールに従って検査計画作成システムは、ガントリ及び寝台を制御し、そのスケジュールを実際に行っていく。

【 0024 】

図 4 には、検査スケジュール設定画面の例を示している。ここでは、検査スケジュール設定画面としてスキャンスケジュール画面（スキャンメニュー）を示している。検査スケジュール設定画面は、入力デバイス 115 の操作画面上に表示されるが、画像表示用の表示部 116 に表示されてもよい。画面の右上欄には、スキャノグラム（スカウト像）が表示される。スキャノグラムは、X線管 101 と放射線検出器 103 を固定した状態で、体軸方向（スライス方向）に天板を移動することにより得られたデータに基づいて作成される。このスキャノグラム上にスキャン範囲を設定するための枠線が表示される。この枠線を移動操作することにより、スキャン範囲を設定することができる。また、画面の下欄には、スキャンスケジュール表が表示される。このスキャンスケジュール表には、予定する複数のスキャンオペレーション（スキャン検査）がその順序に従って縦に配列される。操作者は、所望するスケジュールに従って、スキャン検査の新規（追加）、複写、消去の各機能を使って所望する順番で所望するスキャン検査を配列していく。

各スキャンオペレーションの行には、各スキャンオペレーションの開始時間、スキャンオペレーション間の休止時間、スキャンオペレーション各々のスキャンの範囲（開始/終了位置）、スキャンモード（コンベンショナルスキャン、ヘリカルスキャン）、スキャンオペレーションの回数、高電圧発生装置 109 から X線管 101 へ供給される管電圧、管電流、スキャン速度（回転スピード）、F O V のサイズ、スライス幅（スキャンするためのスライス厚×スライス数）、スキャン範囲、スキャンオペレーション間の天板の移動量、等の条件の項目が配列されている。各項目の値は、検査計画作成システム 11 により初期推奨値が挿入されており、操作者は必要に応じてその値を変更可能である。尚、スキャノグラム上に表示されるスキャン範囲を示す枠線は、開始位置、終了位置、スキャン範囲、F O V のサイズのいずれかの項目の値を変更すれば、その変更に関連してサイズや位置が変更される。また逆にスキャノグラム上の枠線をクリックして移動すれば、開始位置、終了位置などの項目がその移動に応じて変更される。

尚、スライス幅の代わりに、スキャン予定のスライス厚、スライス数が独立に設定されても良い。再構成条件（ファンビーム再構成/コーンビーム再構成）を設定するためのメニュー（シート）では、再構成スライス厚×再構成スライス厚を入力することができる。スキャンメニューと再構成メニューは互いに関連付けられても良い。例えば、オペレータがスキャンメニューの中でスライス幅を変えた時、再構成メニューの再構成方法及び再構成スライス幅が自動的に変更されても良い。オペレータが再構成メニューの中でスライス数を変更したとき、スキャンメニューのスライス数及びスライス幅の少なくとも一方が自動的に変更されても良い。また同じメニュー内のパラメータをお互いにリンクさせても良い。例えばオペレータが再構成メニューの中で再構成方法を変更したとき、同じ再構成メニューのスライス幅が自動的に変更されて良い。

【 0025 】

ホストコントローラ 110 は、CPU を有するコンピュータ回路を搭載しており、高電圧発生装置 109 に接続されるとともに、バスを介してガントリ内の図示しない寝台駆動部、ガントリ駆動部 107、放射線検出器 103 にそれぞれ接続されている。また、ホストコントローラ 110、データ処理装置 113、記憶装置 111、再構成装置 114、表示装置 116、及び入力装置 115 は、それぞれバスを介して相互接続され、当該バスを通

10

20

30

40

50

じて互いに高速に画像データや制御データ等の受け渡しを行うことができるように構成されている。

ホストコントローラ110は、例えば以下に述べるような制御を実行して、X線透過データ(投影データ)の収集処理を行う。すなわち、ホストコントローラ110は、オペレータから入力装置115を介して入力されたスライス幅等のスキャン条件を内部メモリに格納する。ホストコントローラ110は、この格納されたスキャン条件(あるいは、マニュアルモードにおいてオペレータから直接設定されたスキャン条件)に基づいて、高電圧発生装置109、寝台駆動部、ガントリ駆動部107、及び寝台の体軸方向への送り量、送り速度、ガントリ(X線管球2014及び放射線検出器103)の回転速度、X線管101と放射線検出器103の回転ピッチ、及びX線の曝射タイミング等を制御しながら、当該高電圧発生装置109、寝台駆動部、ガントリ駆動部107を駆動させる。これによって、被検体の所望の撮影領域に対して多方向からコーン状のX線ビームが照射され、被検体の撮影領域を透過した透過X線を、放射線検出器103の各検出素子を介してX線透過データとして検出することができる。

10

【0026】

また、ホストコントローラ110は、入力装置115にて設定された撮影スライス幅(あるいはスライス数)及び再構成条件(ファンビーム再構成/コーンビーム再構成のいずれの再構成方法)のうち少なくとも一方に基づいて、放射線検出器103とデータ収集装置104bとの間のスイッチング素子104aのオン/オフを制御する。ホストコントローラ110は、放射線検出器103が有する各検出素子(フォトダイオード)とDAS104bとの接続状態と共に、データ収集に使用する体軸方向におけるデータ収集素子数(例えばファンビーム再構成用に体軸方向に4列、コーンビーム再構成用に体軸方向に8列)を切換え、各検出素子で検出されたX線透過データを所定の単位で束ねる。そして、スキャン条件や再構成条件に対応した複数スライスのX線透過データとしてDAS104bに送り出し、所定の処理を実行する。

20

また、ホストコントローラ110は、入力装置115により設定されたスライス数、スライス幅(スライス数×スライス厚)に従って、DAS104bにX線透過データを送り、所定の前処理を実行する。またホストコントローラ110は、入力装置115により設定されたスライス数又はスライス幅に従って、再構成装置114の再構成方法を決定する。例えば4スライス(又は0.5mm×4スライス)が設定されると、ファンビーム再構成を用いて放射線検出器103により収集された投影データに基づいて画像再構成を行い、8スライス(又は0.5mm×8スライス)が設定されると、コーンビーム再構成を用いて投影データに基づいて画像再構成を行う。

30

【0027】

ここで、上記構成例となるX線CT装置についての作用効果について説明する。

なお、以下では、スキャンモードとしてヘリカルスキャン(スパイラルスキャンなども称されている。)が選択された場合について説明する。ヘリカルスキャンとは、X線源を連続回転させながら、被写体若しくはガントリを移動させるものである。このヘリカルスキャンでは、X線を曝射する動作中に、X線源の回転角度に応じて被検体の位置が連続的に変わる。すなわち、被検体に対する走査平面の位置が連続的に変化していく。ヘリカルスキャンによって収集されたX線の強度データは、後述するような方法によって処理され、複数のスライス面における断層像が再構成される。

40

【0028】

まず操作者は、寝台の天板上に被検体を載置させる。そして、被検体のスキャノ撮影する(X線管と放射線検出器システムを回転させないでX線管からX線を発生し、ガントリの診断用開口部に天板を挿入させて撮影する)。スキャノ撮影により得られたデータは所定の処理が施され、スキャノグラムが得られる。

次に操作者は、頭部、胸部、腹部等のいずれの部位を検査するか検査対象部位を設定する。ここでは検査対象部位として腹部を設定する。そして検査計画作成システムの支援のもとで、スキャンから画像記録までのシーケンス、スキャン条件、再構成条件、表示・記録

50

条件（ウインドウ条件）などの検査計画の設定を行う。

入力装置 115 の表示部には図 4 のような画面が表示される。ここで、操作者は、スキャンメニューをクリックしてスキャン条件を設定する。スキャン条件は、スキャノグラムを利用してスキャン範囲、開始位置、終了位置、FOV等の諸条件を設定すると共に、撮影スライス幅を設定する。

【0029】

撮影スライス幅としてスライス厚が 0.5 mm、スライス数が 4 スライス（0.5 mm × 4 スライス）が設定されれば、ホストコントローラ 110 は再構成装置 114 においてファンビーム再構成をするよう設定を行う。また撮影スライス幅としてスライス厚 0.5 mm、スライス数が 8 スライス（0.5 mm × 8 スライス）と設定されれば、ホストコントローラ 110 は再構成装置 114 においてコーンビーム再構成を行うよう設定する。また逆に再構成パラメータシートにおいて、再構成方法としてファンビーム再構成 / コーンビーム再構成のいずれかを選択するか或いは同時に再構成するスライス数（例えば、4 スライスか 8 スライスか）と、メインシートの撮影スライス幅は、それぞれ 4 スライス、8 スライスに切り替わる。

尚、上記では、スキャン条件を決めるためのメインシートと再構成パラメータシートとのうち、片方のシートでパラメータが設定されると、他方のシートのパラメータも設定されている。しかしながら、シートの連動設定は行なわれなくても良い。重要なことは、撮影スライス数、撮影スライス幅（スライス数 × スライス厚）の少なくともいずれかが設定されると、再構成装置 114 においてそれに応じた画像再構成が行なわれることである。

【0030】

つまり、本実施形態では、同時にデータ収集するスライス数が 4 枚の場合はファンビーム再構成により画像再構成し、8 枚の場合はコーンビーム再構成により画像再構成するように一義的に決定される。また、再構成方法としてファンビーム再構成が設定される場合は 4 スライス同時収集可能とし、コーンビーム再構成が設定される場合は 8 スライス同時収集するように決定される。ここで、同時に収集するスライス数は、データ収集に使用する体軸方向における D A S 数に関係する。すなわち、本実施形態では、検査計画において設定された撮影スライス幅や再構成方法（特に再構成方法）に応じて、データ収集に使用されるスライス方向の D A S 数を切り替え、放射線検出器 103 の検出素子と D A S 104 b との接続状態を決定する。また本実施形態では、同時に収集されるスライス数（撮影スライス幅）に応じて、ファンビーム再構成、コーンビーム再構成のいずれの方法により画像再構成するかを決定する。

このように検査計画が選択されると、選択された検査計画に関連付けられている信号収集、画像生成及び画像表示に関する複数のパラメータが、ホストコントローラ 110 に転送される。

【0031】

操作者により検査開始指示が行われると、天板がスキャン開始位置の直前（ヘリカルスキャンの助走位置）まで移動されると共に、検査計画で設定されたスキャン速度に到達するよう回転リングが回転する。そして、回転リング 102 のスピードが設定スピード（図 4 では、1 回転当り 0.5 秒）に到達すると、検査計画で設定された管電圧、管電流が高電圧発生装置 109 から X 線管 101 へ供給され、X 線が曝射されると共に、天板が体軸方向にスライドする。この時までには、コリメータは設定スライス幅のデータが収集できるように開口幅が変更されている。このように X 線管が被検体の周囲を回転しながら X 線を曝射している間に、天板に載せられた被検体が体軸方向に移動することによってヘリカルスキャンが実現される。

被検体を透過した X 線は、放射線検出器 103 においてアナログ電気信号の 2 次元投影データに変換され、データ収集回路 104 でデジタル電気信号の 2 次元投影データに変換された後、非接触データ伝送装置 105 を介して、各種補正を行う前処理装置 106 に送られ、感度補正等を受ける。

【0032】

ここでデータ収集回路104の使用される数、及び放射線検出器103とデータ収集回路の接続態様は、上述のように画像再構成をファンビーム再構成で行うかコーンビーム再構成で行うかに応じて変更される。

検査計画でファンビーム再構成が設定された場合は、912行×4列のDAS104がデータ収集（増幅処理、A/D変換等）に使用され、コーンビーム再構成が設定された場合は、912行×8列のDAS104がデータ収集に使用される。

本実施形態では、ファンビーム再構成が設定される場合、0.5mm×4スライス、1.0mm×4スライス、2.0mm×4スライス、3.0mm×4スライス、4.0mm×4スライスのいずれかのモードの画像を得ることができる。

本実施形態では、4.0mmを超えるスライス厚で4スライスを得ること（例えば、8.0mm×4スライス）は原理的には可能であるが、コーン角の影響を考慮して装置として選択できないように制限を与えるのが望ましい。これは、ファンビーム再構成を用いて画像再構成するにはコーン角が大き過ぎるからである。最大スライス厚は、4.0mmに限らずその他のスライス厚（例えば3.0mm）で制限を与えても良い。

0.5mm厚のスライスを4枚撮影する場合、中央の4列の0.5mm幅の検出素子1031の電気信号を個別に読み出すように、各列の検出素子1031はスイッチ群104aを介して4列分のDAS104bに個別に接続されることにより、0.5mm厚の4枚の断層像を再構成可能なデータを収集することができる。このとき4列分のDAS104bは使用されず、中央の4列を除く他の検出素子列の出力はスイッチ群104aによりGNDに接続される。

【0033】

また、1mm厚のスライスを4枚撮影する場合、中央の8列の0.5mm幅の検出素子1031において、隣り合う2列の0.5mm幅の検出素子1031がスイッチ群104aを介して同じ列のDAS104bに接続される。これにより8列の検出素子1031はスイッチ群104aにより4列分のDAS104bに接続される。つまり隣り合う2列の0.5mm幅の検出素子1031の電気信号を同時に読み出すことにより、隣り合うペアの0.5mm幅の検出素子1031を単一素子の如く取り扱って（同行の検出素子の加算処理を行うことによって；加算処理は「束ね」とも呼ばれる）、1mm厚の4枚の断層像を再構成可能なデータを収集することができる。このとき4列分のDAS104bは使用されず、中央の8列を除く他の検出素子列の出力はGNDに接続される。

尚、2mm厚、3mm厚、4mm厚のスライスを4枚撮影する場合においても、1mm厚のスライスを4枚撮影する場合と同様の束ね処理で信号読出し態様を変更することで実現することができる。

一方、コーンビーム再構成が設定される場合、所望スライス幅に応じて、スイッチ群104aにより放射線検出器103の検出素子とDAS104bの接続態様を変えて束ね処理を行うことはファンビーム再構成と同様である。しかしながら、ファンビーム再構成モードで収集したときより多いDAS（8列全てのDAS数）を使用することが大きく異なる。これにより、コーンビーム再構成モードのデータ収集において、0.5mm、1mm、2mm、3mm、4mmのいずれか任意のスライス厚で8枚のスライスを収集することも可能である。

【0034】

本実施形態では、ファンビーム再構成データ収集モードにおいて4列のDAS104aによりデータ収集を行っていたが、1列、2列という4列ではない列数のDASを使用するモードとしても良い。またコーンビーム再構成データ収集モードにおいて8列のDAS104aによりデータ収集を行っていたが、ファンビーム再構成モードより使用するDAS数が多ければ、その数は8列に限らず、16列、32列、64列等の他の列数のDAS104bを使用するモードとしても良い。例えば、ファンビーム再構成モードにおいて2列のDAS104bを使用していれば、コーンビーム再構成モードにおいて4列のDAS104bを使用するモードにしても良い。

さて、前処理装置106で感度補正やX線強度補正等を受けた360°分、つまり100

10

20

30

40

50

0セットの2次元投影データは、記憶装置111に記憶される。そして、データ処理装置113は、次のような補正処理、補正処理などを施すようになっている。

【0035】

ファンビーム再構成モードにおいては、再構成装置114により投影データが回転中心軸に対して直交する方向のX線ビームと仮定して画像再構成を行うので、データ処理装置113は、上記により得られた投影データを用いてヘリカル補間を行う。このヘリカル補間とは、所望スライスの再構成に必要な投影データ(360度分又は180度+ファン角度分の投影データ)を、スライス面の近傍で得られる同一位相の投影データを線形補間して得ることを言う。本実施形態では、このヘリカル補間を改良し、ファンビーム再構成モードの場合、データ収集装置113は、所望スライス面の近傍の一定の範囲に所定数のリサンプリング点を考え、各リサンプリング点におけるリサンプリングデータを当該各リサンプリング点を挟む同一位相のデータを線形内挿補間で得、このリサンプリングデータに対して所定のフィルタによる重み付け加算を行うことで、所望スライスの投影データを生成する。そして再構成装置114は、生成された投影データに基づいてファンビーム再構成処理により画像を生成する。

一方、コーンビーム再構成モードにおいては、データ処理装置113は、ファンビーム再構成モードのようなヘリカル補間を行わない。しかし、データ処理装置113は、投影データに対して、コーンビームX線における体軸方向の位置に応じて異なるビーム経路長を補正する第1の補正処理、計算上のX線パスの周囲に存在する実際の複数の複数のX線パスに沿って実測された投影データに対して、所望再構成面に対するX線焦点と検出素子列との位置関係を考慮した重み付けをビュー毎に施す。再構成装置114は得られた計算データを、計算上のX線パスに沿って逆投影を行い、画像を生成する。

【0036】

そして、表示装置116は再構成装置114により生成された再構成画像データを表示する。尚、検査計画の設定によっては、再構成されたデータは、記憶装置111に記憶された後、データ処理装置113に送られて、オペレータの指示に基づき、既に広く用いられている、任意断面の断層像、任意方向からの投影像、レンダリング処理による特定臓器の3次元表面画像等のいわゆる疑似3次元画像データに変換されて、表示装置116に表示される。

上述したように本実施形態では、再構成装置がファンビーム再構成方法及びコーンビーム再構成方法を搭載し、どちらの方法により画像再構成を行うかオペレータが選択できるようにしている。そのためスクリーニング検査など短時間に画像診断を行う場合はファンビーム再構成モードを選択し、画質重視で画像診断を行う場合はコーンビーム再構成モードを選択するというように検査の自由度を広げることができる。

また本実施形態では、選択された再構成方法(ファンビーム再構成かコーンビーム再構成か)に応じて、データ収集に使用するDAS数を変更している。これにより、DASの実装スペースやコストの面で有効である。

【0037】

また本実施形態では、撮影スライス数や再構成スライス数に応じて、再構成装置114の再構成方法(ファンビーム再構成方法、コーンビーム再構成方法のいずれの方法により画像再構成するか)を決定しているため、オペレータはスライス数と再構成方法の関係を考慮しなくて良いので、オペレータの負担を軽減できる。

そして、設定されたスライス数の断層像は、共通の再構成方法により再構成されるため、スライス位置によって画質が変わることがない。それゆえ、医者は画質の違いを考えずに診断することができ、医者の負担を低減することができる。

更に、本実施形態では、検査計画時において再構成方法等の設定すれば、DAS数の変更、放射線検出器とDASとの接続態様等が変更することができるため、新たにDAS数の変更等のための操作をしなくとも良いので、操作性を向上させることができる。

本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することが可能である。さらに、上記実施形態には種々の段

10

20

30

40

50

階が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。また実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されてもよい。

例えば、本実施形態では、検査計画で選択された再構成方法に応じて体軸方向における使用DAS数を8列分、4列分と切替えている。しかしながら、選択された再構成方法に関らず、使用DAS数を所定数(例えば8列分)を変更しないで固定しても良い。この場合、4スライス、8スライスといったスライス数は、検査計画において再構成パラメータシート(再構成スライス数)で選択するようにすれば良い。これにより、オペレータは、検査計画においてスキャン条件のスライス数を選択しなくとも、4スライス、8スライスのいずれも再構成することができるため、手間を省くことができる。

10

【0038】

また本実施形態では、検査計画画面において設定可能な最大スライス数(8スライス)の画像を得るために、最大スライス数とスライス方向に同列数のデータ収集素子を設けたが、最大スライス数より多い列数(例えば16列)のデータ収集素子を設置するようにしても良い。この場合、最大スライス数の画像を得るために用いられるデータ収集素子列だけでなく、残りのデータ収集素子列(ここでは、8列)からも信号が読み出され、データ伝送装置105によりデータ処理ユニット側に送信されるようにするのが望ましい。これにより、ユーザインターフェース、データ収集素子列の切替え、データ処理等のソフトを変更するだけで最大スライス数の増加(16スライス)に関するアップグレードを容易に行うことができる。

20

また本実施形態では、コーンビーム再構成された画像、ファンビーム再構成された画像の2種類の画像を得ることができるが、再構成方法の違いにより表示画像の画質レベルが若干異なることが予想され、読影者に違和感を与えるかもしれない。そのため、コーンビーム再構成により画像を得るにあたって、画像SD、コントラスト、階調などのいずれかがファンビーム再構成により得られる画像と略同じになるように補正処理を行うのが望ましい。特に、コンボリユーション段階で上記補正処理を行えば、微妙な制御をし易くなるので好ましい。この補正処理は、コンボリユーション段階ではなく、前処理段階、画像再構成後など種々の段階で行っても良く、またファンビーム再構成により画像を得る方で行っても良いし、両方で行っても良い。

【0039】

また本実施形態では、ファンビーム再構成が設定される場合、コーン角の影響を考慮して、4.0×4スライスまでしか得ることができないように制限を与えているが、このような制限はなくとも良い。

30

また、2.0mm×8スライス(8列のデータ収集素子列)でデータを収集し、データ収集装置の出力を束ね(加算処理)、ファンビーム再構成して4.0mmスライス厚の画像を4スライス生成するようにするようによっても良い。2.0mm×8スライスのデータ収集モードと4.0×4スライスのデータ収集モードとは、共通の検出素子列により投影データを得ることになる。これを利用して、オペレータが検査計画画面で4スライス(ファンビーム再構成モード)を選択した場合、ファンビーム再構成モード用の4列ではなくコーンビーム再構成モード用の8列のデータ収集素子を用いてデータを収集し、収集されたデータを束ねた後、ファンビーム再構成又はコーンビーム再構成を行う。これにより、2次元検出器の検出素子とデータ収集装置との間に信号読み出し用の配線やスイッチの接続態様を全てのデータ収集モードに応じて用意する必要がなくなる。配線やスイッチには実装スペース等の物理的制約があるため、画質等に影響を及ぼさなければ、ファンビーム、コーンビーム再構成モードで上記のように配線や接続態様を兼用し、データ収集装置でデータを収集した後束ね処理をするのが有用となる。

40

【0040】

また、上記実施形態においては、再構成、断面変換などのデータ処理及び表示オペレーションは、X線CT装置100内で行われるとしたが(そのような形態が一般的である)、本発明においてはこれに代え、これらデータ処理等を、図1に示す外部の画像処理装置2

50

00において実行するようにしてもよい。また、このような外部の画像処理装置200を使用する場合、X線CT装置100から、画像処理装置200に送られるデータは、再構成前でも、再構成後でも、データ処理後の表示直前でも、いずれの状態でも上記した実施形態の効果を妨げるものではない。

さらに上記実施形態は種々変形して実施することが可能である。例えば、上述した実施形態ではヘリカルスキャンによりデータ収集する説明を行ったが、天板停止状態におけるスキャンと天板移動を交互に行うコンベンショナルスキャン適用しても良い。

また上記実施形態では、X線CT装置として、現在主流のX線管と放射線検出器とが一体として被検体の周囲を回転する回転/回転 (ROTATE/ROTATE) タイプを一例として説明したが、リング状に多数の検出素子がアレイされ、X線管のみが被検体の周囲を回転する固定/回転 (STATIONARY/ROTATE) タイプ等様々なタイプに適用しても良い。

10

【0041】

また上記実施形態では、1スライスの断層像データを再構成するのに必要な角度範囲として、被検体の周囲1周、約360°分の投影データが必要であるとして説明したが、180°+ビュー角分の投影データを用いるハーフスキャン等いずれの再構成方式にも適用可能である。

さらに上記実施形態では、入射X線を電荷に変換するメカニズムとして、シンチレータ等の蛍光体でX線を光に変換し更にその光をフォトダイオード等の光電変換素子で電荷に変換する間接変換形について説明したが、X線による半導体内の電子正孔対の生成及びその電極への移動すなわち光導電現象を利用した直接変換形を採用しても良い。

20

また上記実施形態では、一管球型のX線CT装置について説明したが、X線管とX線検出器との複数のペアを回転リングに搭載したいわゆる多管球型のX線CT装置に適用しても良い。

また上記実施形態では、設定された撮影スライス数、撮影スライス幅に従って、ファンビーム再構成を用いて画像再構成するかコーンビーム再構成を用いて画像再構成するかを決定していた。しかしながら、再構成スライス数 (画像スライス数)、再構成スライス幅 (画像スライス幅; 再構成スライス数×再構成スライス厚) に従って、ファンビーム再構成かコーンビーム再構成するかを決定しても良い。さらに上記実施形態では、設定したスライス数、スライス幅等から決定される体軸方向のコリメータ幅に従って、ファンビーム再構成により画像再構成するかコーンビーム再構成により画像再構成するかを決定しても良い。またオペレータが検査計画の中でコリメータ幅を設定できるようにし、設定コリメータ幅に従って画像再構成方法が決定されるようにしても良い。

30

【0042】

【発明の効果】

以上本発明によれば、コーンビームX線CT装置を有効活用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態によるX線CT装置の構成図。

【図2】本発明の実施形態によるX線CT装置に採用される放射線検出器の1つの検出器モジュールの平面図。

【図3】放射線検出器、スイッチ群、データ収集装置の概略構成を示す斜視図。

40

【図4】検査計画作成機能による検査計画設定画面例。

【符号の説明】

100... X線CT装置

101... X線管

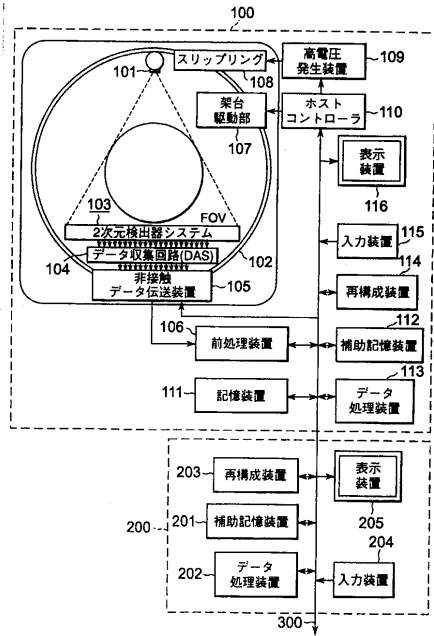
103... 放射線検出器

104 a... スイッチ群

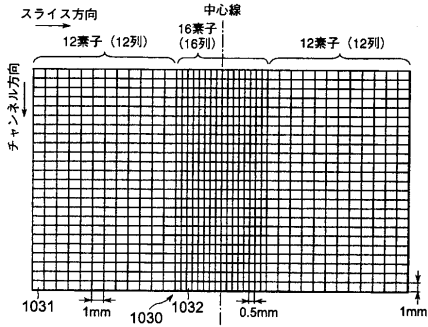
104 b... データ収集装置

114... 再構成装置

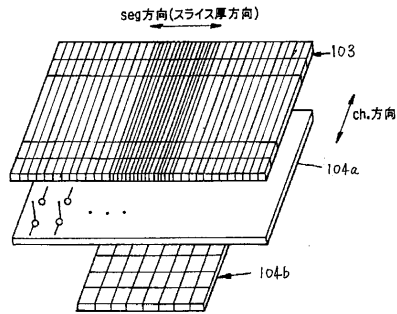
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】

No.	開始時間	休止時間	開始位置	終了位置	スキャンモード	メイン		選択スキャン		リコグナイター		カメラ条件		
						スキャン数	KV	mA	スキャン強度	スライス厚 (mm)	FOV (M)	断面	移動量	
1	30.0	30.0	-105.5	-405.5	Helical	1	120	300	0.5	320 (M)	3.0×4	300.0	OUT	300.0
2	100.0	6.0	-105.5	-405.5	Helical	1	120	300	0.5	320 (M)	0.5×8	300.0	OUT	300.0

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平9 - 192126 (JP, A)
特開2001 - 299738 (JP, A)
特開平9 - 262229 (JP, A)
特開平10 - 71141 (JP, A)
特開平10 - 21372 (JP, A)
特開平7 - 124147 (JP, A)
特開平8 - 606 (JP, A)
特開平10 - 24031 (JP, A)
特開平7 - 21349 (JP, A)
特開平10 - 243941 (JP, A)
特開2000 - 262512 (JP, A)
特開2000 - 225114 (JP, A)
特開2001 - 54518 (JP, A)
特許第2825446 (JP, B2)
特許第2774790 (JP, B2)
特許第3023201 (JP, B2)
特許第2914891 (JP, B2)
特開平11 - 347026 (JP, A)
国際公開第00/38576 (WO, A1)
津雪昌快, “スキャン幅制御方法”, 東芝技術公開集, 日本, 株式会社東芝知的財産部, 2000年12月11日, 第18 - 65巻, p. 119 - 120

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14
G06T 1/00
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)