

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5727277号
(P5727277)

(45) 発行日 平成27年6月3日(2015.6.3)

(24) 登録日 平成27年4月10日(2015.4.10)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B	6/03	3 3 1
A 6 1 B	6/03	3 2 0 W
A 6 1 B	6/03	3 2 1 Q
A 6 1 B	6/03	3 5 0 R

請求項の数 9 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2011-84129 (P2011-84129)	(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23年4月6日(2011.4.6)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2011-229906 (P2011-229906A)	(74) 代理人	100111121 弁理士 原 拓実
(43) 公開日	平成23年11月17日(2011.11.17)	(72) 発明者	宮崎 博明 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成26年1月31日(2014.1.31)		
(31) 優先権主張番号	特願2010-88075 (P2010-88075)		
(32) 優先日	平成22年4月6日(2010.4.6)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		
		審査官	安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線を照射するX線照射手段と、

チャンネル方向及び列方向に複数のX線検出素子を有し、X線照射手段から照射されるX線を検出するX線検出手段と、

前記X線照射手段を回転可能なように支持する支持手段と、

前記X線照射手段を制御して前記X線の焦点を前記列方向に振動させながら、ヘリカルスキャンを実行させる制御手段と、

前記ヘリカルスキャンによって得られたデータを用いて再構成画像を生成する画像処理手段を備え、

前記制御手段は、前記ヘリカルスキャンにおけるデータ収集の軌跡が重ならないように、前記X線の焦点の振動幅とヘリカルピッチを設定するよう制御することを特徴とするX線CT装置。

【請求項 2】

前記制御手段は、前記X線の焦点と前記X線照射手段の回転中心軸との距離をSODと、前記X線の焦点と前記X線検出手段との距離をSDDと、前記X線検出素子間のピッチをdとすると、

前記X線の焦点の振動幅Dを、

【数1】

$$D < \frac{d \cdot SOD}{2 \cdot (SDD - SOD)}$$

を満たすよう設定することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

【請求項3】

前記制御手段は、前記X線検出素子間のピッチを前記X線照射手段の回転中心軸に投影したピッチをd cとし、nを整数としたとき、前記ヘリカルピッチを(n+0.5)d cとしてヘリカルスキャンを行うよう制御することを特徴とする請求項1または請求項2に記載のX線CT装置。

10

【請求項4】

前記制御手段は、ヘリカルピッチ2.5d cでヘリカルスキャンを行うよう制御することを特徴とする請求項3に記載のX線CT装置。

【請求項5】

前記画像処理手段は、前記ヘリカルスキャンによって得られた実データを用いて再構成画像を生成し、

前記制御手段は、前記X線の焦点の振動幅Dを、

【数2】

$$D = \frac{d \cdot SOD}{4 \cdot (SDD - SOD)}$$

20

を満たすよう設定することを特徴とする請求項2に記載のX線CT装置。

【請求項6】

前記画像処理手段は、前記ヘリカルスキャンによって得られた実データと対向データの双方を用いて再構成画像を生成し、

前記制御手段は、前記X線の焦点の振動幅Dを、

【数3】

$$D = \frac{d \cdot SOD}{8 \cdot (SDD - SOD)}$$

30

を満たすよう設定することを特徴とする請求項2に記載のX線CT装置。

【請求項7】

X線を照射するX線照射手段と、

チャンネル方向及び列方向に複数のX線検出素子を有し、X線照射手段から照射されるX線を検出するX線検出手段と、

前記X線照射手段を回転可能なように支持する支持手段と、

前記X線照射手段を制御して前記X線の焦点を前記列方向に振動させながら、ヘリカルスキャンを実行させる制御手段と、

前記ヘリカルスキャンによって得られたデータを用いて再構成画像を生成する画像処理手段を備え、

40

前記制御手段は、前記X線の焦点と前記X線照射手段の回転中心軸との距離をSODと、前記X線の焦点と前記X線検出手段との距離をSDDと、前記X線検出素子間のピッチをd cとすると、

前記X線の焦点の振動幅Dを、

【数4】

$$D < \frac{d \cdot SOD}{2 \cdot (SDD - SOD)}$$

を満たすように設定し、また、前記X線検出素子間のピッチを前記X線照射手段及び前記X線検出手段の回転中心軸に投影したピッチをd cとし、nを整数としたとき、ヘリカ

50

ルピッヂ(2n+1)d cでヘリカルスキャンを行うよう制御することを特徴とするX線CT装置。

【請求項8】

前記画像処理手段は、前記ヘリカルスキャンによって得られた実データと対向データの双方を用いて再構成画像を生成し、

前記制御手段は、前記X線の焦点の振動幅Dを、

【数5】

$$D = \frac{d \cdot SOD}{4 \cdot (SDD - SOD)}$$

10

を満たすよう設定することを特徴とする請求項7に記載のX線CT装置。

【請求項9】

前記制御手段は、ヘリカルピッヂ3d cでヘリカルスキャンを行うよう制御することを特徴とする請求項7または請求項8に記載のX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医用X線CT(computed tomography)装置に関するものである。

【背景技術】

20

【0002】

X線CT装置は、被検体を挟んで対向配置されたX線源及びX線検出器を備える。X線検出器は、体軸方向である天板の長手方向に直交する方向(チャンネル方向)に沿って複数チャンネルのX線検出素子を備える。

【0003】

また、前述のシングルスライスX線CT装置と比較して、マルチスライスX線CT装置は、X線検出器に、チャンネル方向に加え、被検体の体軸方向に沿って複数列のX線検出素子を備える。マルチスライスX線CT装置のX線検出器は、全体でMチャンネル×N列のX線検出素子を有するX線CT用二次元検出器として構成されている。

【0004】

30

マルチスライスX線CT装置は、X線の焦点を中心にX線の焦点をz軸方向(体軸方向)に振動させるFFS(flying focal spot)法によるコンベンショナルスキャンを実行したり、ヘリカルスキャンを実行したりする。以下、X線の焦点をz軸方向に振動させるFFS法をz-FFSと記述する。

【0005】

マルチスライスX線CT装置を用いて、z-FFS法によってコンベンショナルスキャンを実行する場合、1ビュー毎に、すなわち、奇数番目のビューと偶数番目のビューとの各焦点を、z軸方向のフライング焦点±とする。z-FFS法によるコンベンショナルスキャンでは、z-FFS法によらないコンベンショナルスキャンと比較して、サンプリングピッチを等価的に半分にすることができる(例えば、特許文献1及び非特許文献1参照。)。ここで、X線管の焦点と回転中心(アイソセンタ)との距離をSOD(source to object distance)と、X線管の焦点とX線検出器の中心位置との距離をSDD(source to detector distance)と、X線検出素子間のピッチをdとすると、フライング焦点±は、次の式から求められる。

40

【数1】

$$\pm\sigma = \pm \frac{d \cdot SOD}{4 \cdot (SDD - SOD)}$$

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【0006】

【特許文献1】特開2010-35812号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】T. Flohr et. al, "Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot", Medical Physics 32(8) page 2536-2547 (August 2005)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、マルチスライスX線CT装置を用いて、体軸方向に高分解能とすることを目的として「整数 + 0.5」倍のヘリカルピッチでヘリカルスキャンを行なう場合、サンプリングピッチを細かくしようと従来のフライング焦点± θ を採用したz-FFS法によると、フライング焦点+ $(+df/4)$ での実データの軌跡と、フライング焦点- $(-df/4)$ の対向データの軌跡とが重なってしまう。よって、上記式に示す従来のフライング焦点± θ を採用したz-FFS法によってヘリカルスキャンを実行する場合、サンプリングピッチは、z-FFSによらないヘリカルスキャンを実行する場合と変化がなく、z-FFS法による効果が得られない。

【0009】

本発明は、上述のような事情を考慮してなされたもので、z-FFS法によってヘリカルスキャンを実行する場合に、サンプリングピッチを細かくすることができ、高密度なデータ収集が可能となるX線CT装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の請求項1に係るX線CT装置は、上述した課題を解決するために、X線を照射するX線照射手段と、チャンネル方向及び列方向に複数のX線検出素子を有するX線検出手段と、前記X線照射手段を回転可能なように支持する支持手段と、前記X線照射手段を制御して前記X線の焦点を前記列方向に振動させながら、ヘリカルスキャンを実行させる制御手段と、前記ヘリカルスキャンによって得られたデータを用いて再構成画像を生成する画像処理手段を備え、前記制御手段は、前記ヘリカルスキャンにおけるデータ収集の軌跡が重ならないように、前記X線の焦点の振動幅とヘリカルピッチとを設定するよう制御することを特徴とする。

本発明の請求項7に係るX線CT装置は、上述した課題を解決するために、X線を照射するX線照射手段と、チャンネル方向及び列方向に複数のX線検出素子を有するX線検出手段と、前記X線照射手段を回転可能なように支持する支持手段と、前記X線照射手段を制御して前記X線の焦点を前記列方向に振動させながら、ヘリカルスキャンを実行させる制御手段と、前記ヘリカルスキャンによって得られたデータを用いて再構成画像を生成する画像処理手段を備え、前記制御手段は、前記X線の焦点と前記X線照射手段の回転中心軸との距離をSODと、前記X線の焦点と前記X線検出手段との距離をSDDと、前記X線検出素子間のピッチをdとすると、前記X線の焦点の振動幅Dを、

【数2】

$$D < \frac{d \cdot SOD}{2 \cdot (SDD - SOD)}$$

を満たすように設定し、また、前記X線検出素子間のピッチを前記X線照射手段及び前記X線検出手段の回転中心軸に投影したピッチをdcとし、nを整数としたとき、ヘリカルピッチ $(2n+1)dc$ でヘリカルスキャンを行うよう制御することを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

10

20

30

40

50

本発明に係るX線CT装置によると、z - FFS法によってヘリカルスキャンを実行する場合に、サンプリングピッチを細かくすることができ、高密度なデータ収集が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本実施形態のX線CT装置を示すハードウェア構成図。

【図2】従来のフライング焦点を採用したz - FFS法によってコンベンショナルスキャンを実行する場合のX線パスを示す図。

【図3】ヘリカルスキャンを実行する場合の一回転分の収集データの軌跡を示す図。

【図4】ヘリカルスキャンを実行する場合の複数回転分の収集データの軌跡を示す図。 10

【図5】図2に示す従来のフライング焦点を採用したz - FFS法によって、ヘリカルスキャンを実行する場合の収集データの軌跡を示す図。

【図6】図4のヘリカルスキャンに本実施形態のX線CT装置のフライング焦点を採用した場合のX線パスを示す図。

【図7】図6に示す本実施形態のX線CT装置のフライング焦点を採用したz - FFS法によって、ヘリカルスキャンを実行する場合の収集データの軌跡を示す図。

【図8】は実データと対向データを用いて画像生成するためのヘリカルスキャンを実行する場合の一回転分の収集データの軌跡を示す図。

【図9】図8のヘリカルスキャンを実行する場合の複数回転分の収集データの軌跡を示す図。 20

【図10】図9のヘリカルスキャンに本実施形態の変形例1のX線CT装置のフライング焦点を採用した場合の収集データの軌跡を示す図。

【図11】ヘリカルピッチ3dcにて実データと対向データを用いて画像生成するためのヘリカルスキャンを実行する場合の一回転分の収集データの軌跡を示す図。

【図12】図11のヘリカルスキャンを実行する場合の複数回転分の収集データの軌跡を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

本発明に係るX線CT装置の実施形態について、添付図面を参照して説明する。

【0014】

本実施形態のX線CT装置には、X線源とX線検出器とが1体として被検体の周囲を回転する回転／回転(ROTATE / ROTATE)タイプと、リング状に多数の検出素子がアレイされ、X線源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があり、いずれのタイプでも本発明を適用可能である。ここでは、現在、主流を占めている回転／回転タイプとして説明する。

【0015】

また、入射X線を電荷に変換するメカニズムは、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と、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とが主流である。 40

【0016】

加えて、近年では、X線源と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装置の製品化が進み、その周辺技術の開発が進んでいる。本実施形態のX線CT装置では、従来からの一管球型のX線CT装置であっても、多管球型のX線CT装置であってもいずれにも適用可能である。ここでは、一管球型のX線CT装置として説明する。

【0017】

図1は、本実施形態のX線CT装置を示すハードウェア構成図である。

【0018】

図1は、本実施形態のX線CT装置1を示す。X線CT装置1は、大きくは、スキャナ

50

装置 1 1 及び画像処理装置 1 2 から構成される。X 線 C T 装置 1 のスキャナ装置 1 1 は、通常は検査室に設置され、被検体（人体）O の撮影部位に関する X 線の透過データを生成するために構成される。一方、画像処理装置 1 2 は、通常は検査室に隣接する制御室に設置され、透過データを基に投影データを生成して再構成画像の生成・表示を行なうために構成される。

【 0 0 1 9 】

X 線 C T 装置 1 のスキャナ装置 1 1 は、X 線源としての X 線管 2 1 、 X 線検出器 2 2 、絞り 2 3 、 D A S (d a t a a c q u i s i t i o n s y s t e m) 2 4 、回転部 2 5 、コントローラ 2 6 、高電圧電源 2 7 、絞り駆動装置 2 8 、回転駆動装置 2 9 、天板 3 0 、及び天板駆動装置（寝台装置）3 1 を設ける。

10

【 0 0 2 0 】

X 線管 2 1 は、高電圧電源 2 7 から供給された管電圧に応じて金属製のターゲットに電子線を衝突させることで制動 X 線を発生させ、 X 線検出器 2 2 に向かって照射する。 X 線管 2 1 から照射される X 線によって、ファンビーム X 線やコーンビーム X 線が形成される。 X 線管 2 1 は、高電圧電源 2 7 を介したコントローラ 2 6 による制御によって、 X 線の照射に必要な電力が供給される。また、 X 線管 2 1 は、コントローラ 2 6 による制御によって、 z - F F S 法による z 軸方向への振幅を行なう。

【 0 0 2 1 】

X 線検出器 2 2 は、 X 線検出器 2 2 は、マトリクス状、すなわち、チャンネル方向に複数チャンネル、スライス方向に複数列の X 線検出素子を有する 2 次元アレイ型の X 線検出器 2 2 （マルチスライス型検出器ともいう。）である。 X 線検出器 2 2 の X 線検出素子は、 X 線管 2 1 から照射された X 線を検出する。

20

【 0 0 2 2 】

絞り 2 3 は、絞り駆動装置 2 8 によって、 X 線管 2 1 から照射される X 線のスライス方向の照射範囲を調整する。すなわち、絞り駆動装置 2 8 によって絞り 2 3 の開口を調整することによって、スライス方向の X 線照射範囲を変更できる。

【 0 0 2 3 】

D A S 2 4 は、 X 線検出器 2 2 の各 X 線検出素子が検出する透過データの信号を増幅してデジタル信号に変換する。 D A S 2 4 の出力データは、画像処理装置 1 2 に供給される。

30

【 0 0 2 4 】

回転部 2 5 は、スキャナ装置 1 1 の架台（図示しない）に収容され、 X 線管 2 1 、 X 線検出器 2 2 、絞り 2 3 及び D A S 2 4 を一体として保持する。回転部 2 5 は、 X 線管 2 1 と X 線検出器 2 2 とを対向させた状態で、 X 線管 2 1 、 X 線検出器 2 2 、絞り 2 3 及び D A S 2 4 を一体として被検体 O の周りに回転できるように構成されている。なお、回転部 2 5 の回転中心軸と平行な方向を z 軸方向、その z 軸方向に直交する平面を x 軸方向、 y 軸方向で定義する。

【 0 0 2 5 】

コントローラ 2 6 は、 C P U (c e n t r a l p r o c e s s i n g u n i t) 、及びメモリによって構成される。コントローラ 2 6 は、画像処理装置 1 2 から入力された制御信号に基づいて、 X 線管 2 1 、 D A S 2 4 、高電圧電源 2 7 、絞り駆動装置 2 8 、回転駆動装置 2 9 、及び天板駆動装置 3 1 等の制御を行なって、 z - F F S 法によるヘリカルスキャン等のスキャンを実行させる。 z - F F S 法では、 1 ビュー毎に、すなわち、奇数番目のビューと偶数番目のビューとの各焦点を、フライング焦点 ± とする。

40

【 0 0 2 6 】

絞り駆動装置 2 8 は、コントローラ 2 6 による制御によって、絞り 2 3 における X 線のスライス方向の照射範囲を調整する。

【 0 0 2 7 】

回転駆動装置 2 9 は、コントローラ 2 6 による制御によって、回転部 2 5 がその位置関係を維持した状態で空洞部の周りを回転するように回転部 2 5 を回転させる。

50

【0028】

天板30は、被検体Oを載置可能である。

【0029】

天板駆動装置31は、コントローラ26による制御によって、天板30をz軸方向に沿って移動させる。回転部25の中央部分は開口を有し、その開口部の天板30に載置された被検体Oが挿入される。

【0030】

X線CT装置1の画像処理装置12は、コンピュータをベースとして構成されており、病院基幹のLAN(local area network)等のネットワークNと相互通信可能である。画像処理装置12は、図示しないが、CPU、メモリ、HDD(hard disc drive)、入力装置及び表示装置等の基本的なハードウェアから構成される。10

【0031】

画像処理装置12は、スキャナ装置11のDAS24から入力された生データに対して対数変換処理や、感度補正等の補正処理(前処理)を行なって投影データを生成する。また、画像処理装置12は、前処理された投影データに対して散乱線の除去処理を行なう。画像処理装置12は、X線照射範囲内の投影データの値に基づいて散乱線の除去を行なうものであり、散乱線補正を行なう対象の投影データ又はその隣接投影データの値の大きさから推定された散乱線を、対象となる投影データから減じて散乱線補正を行なう。画像処理装置12は、補正された投影データを基に再構成画像を生成する。20

【0032】

図2は、従来のフライング焦点を採用したz-FFS法によってコンベンショナルスキヤンを実行する場合のX線パスを示す図である。

【0033】

図2は、z-FFS法を採用しない場合のX線の焦点Fと、X線の焦点を中心にX線の焦点をz軸方向に振動させるz-FFS法を採用する場合のフライング焦点 $\pm\sigma$ とを示す。また、図2は、スライス方向に4列のX線検出素子を有するX線検出器102と、回転中心Rと、各焦点F, $\pm\sigma$ と各X線検出素子(X線検出素子間のピッチ: d)の開口中央とを結ぶX線パス(投影データ位置)とを示す。なお、焦点Fに対応するX線パスを破線で示し、各フライング焦点 $\pm\sigma$ に対応するX線パスをそれぞれ実線で示す。30

【0034】

ここで、X線の焦点と回転中心R(アイソセンタI)との距離をSODとし、X線の焦点とX線検出器102の中心位置との距離をSDDとし、X線検出器22のピッチ(X線検出素子間のピッチ)を回転中心R(アイソセンタI)に投影したピッチをdc(以下、投影検出器ピッチという)とすると、従来のフライング焦点 $\pm\sigma$ は、次の式(1)から求められる。

【数3】

$$\pm\sigma = \pm \frac{dc \cdot SDD}{4 \cdot (SDD - SOD)} \quad \cdots (1)$$

【0035】

また、X線検出素子間のピッチをdとすると、ピッチdcとピッチdとの関係は、次の式(2)のようになる。

【数4】

$$dc = \frac{SOD}{SDD} \cdot d \quad \cdots (2)$$

【0036】

上記式(1)及び(2)に基づくと、従来のフライング焦点 $\pm\sigma$ は、ピッチdを用いて次の式(3)のように表せる。

10

20

30

40

50

【数5】

$$\pm\sigma = \pm \frac{d \cdot SOD}{4 \cdot (SDD - SOD)} = \pm \frac{df}{4} \quad \cdots (3)$$

ただし、 $f = \frac{SOD}{SDD - SOD}$ とする。

【0037】

隣接ビューでの投影角度の違いを無視すると、すなわち、極めて近い角度で投影データを取得するので投影角度方向の違いによる投影データの違いは殆ど無いと仮定する。その場合、奇数ビューと偶数ビューの両方を合わせてみれば、図2に示す回転中心Rにおける実線同士の間隔は、回転中心における破線同士の間隔と比較して、等価的に1/2になっている。

【0038】

すなわち、z-FFS法によってコンベンショナルスキャンにおいて、上記式(3)によって求められる従来のフライング焦点 \pm からのX線パスによると、z-FFS法を採用しない焦点FからのX線パスと比較して、サンプリングピッチを等価的に1/2にすることができる。よって、従来のフライング焦点 \pm を採用したz-FFS法によってコンベンショナルスキャンを実行すると、z-FFS法を採用しない場合と比較してサンプリングピッチを等価的に1/2にすることができる。

【0039】

次にヘリカルスキャンにおけるサンプリングピッチについて説明する。まず、ヘリカルスキャンのヘリカルピッチは投影検出器ピッチ(X線検出素子幅を回転中心(アイソセンタ)に投影した幅:図2に示されるdc)を単位として設定される。このヘリカルピッチを、投影検出器ピッチの幅の整数倍として、実データのみを考慮する場合、サンプリングピッチは投影検出器ピッチの幅と変わりない。そこで一般的には、サンプリングピッチを向上させるため、ヘリカルピッチを投影検出器ピッチの「整数 + 0.5」倍、例えば、2.5倍としている。この場合、異なる回転周期における実データが重ならない結果、サンプリングピッチがdc/2となる領域が現れる。すなわち、ヘリカルピッチを投影検出器ピッチの2.5倍とすることで、高分解能なヘリカルスキャンが可能となる。これを具体的に図を用いて説明する。

【0040】

まず図3に、ヘリカルピッチが2.5dcの際の4列のX線検出素子の収集データの1回転分の軌跡を示す。図3においては横軸が収集データのZ方向位置に対応し、縦軸が収集データの回転角度位置に対応する。さらにこれを繰り返し複数回転繰り返すと、図3に示される収集軌跡が2.5dcずつずれて重ねあわされることになる。この複数回転の軌跡を図4に表す。その結果、図4に示されるように、各収集軌跡の間隔は1/2dcとdcの部分が規則的に現れる形となる。

【0041】

図5は、従来のフライング焦点を採用したz-FFS法によるヘリカルスキャンにおける4列のX線検出素子の収集データの軌跡を示す。この図においては、簡単のため、データ収集初期と終期を含まない、規則的な収集データの軌跡が現れる領域のみを示している。以後も、収集データ軌跡の図において、図5のようにデータ収集初期のデータ軌跡が現れていない場合は、規則的な収集データの軌跡を有する領域のみを抜き出して示すものと理解されたい。

【0042】

上記式(3)に示す従来のフライング焦点 \pm を採用したz-FFS法によってヘリカルスキャンを実行する場合、ヘリカルピッチを投影検出器ピッチの2.5倍とすると、距離1/2dcで隣り合う収集データの軌跡において、一方のフライング焦点 $+ (+ d_f /$

10

20

30

40

50

4) の軌跡と、他方のフライング焦点 $-$ ($-d_f / 4$) の軌跡とが重なってしまう。図 5 では、このように重複している軌跡を実線、重複していない軌跡を破線で示している。上記式(3)に示す従来のフライング焦点 \pm を採用した z - FFS 法によってヘリカルスキャンを実行する場合、サンプリングピッチは、z - FFS によらないヘリカルスキャンを実行する場合(図 4 に図示)と大きな変化がなく、z - FFS 法による効果が少ない。

【0043】

続いて、z - FFS 法によってヘリカルスキャンを実行する場合に、高密度なデータ収集が可能な本実施形態の X 線 CT 装置 1 について説明する。

【0044】

図 6 は、X 線 CT 装置 1 における、z - FFS 法を採用しない場合の X 線の焦点 F と、X 線の焦点を中心 X 線の焦点を z 軸方向に振動させる z - FFS 法を採用する場合のフライング焦点 \pm とを示す。また、図 6 は、X 線 CT 装置 1 における、スライス方向に 4 列の X 線検出素子を有する X 線検出器 22 と、回転中心 R と、各フライング焦点 \pm と各 X 線検出素子(X 線検出素子間のピッチ: d) の開口中央とを結ぶ X 線パス(投影データ位置)とを示す。なお、焦点 F に対応する X 線パスを省略し、各フライング焦点 \pm に対応する X 線パスをそれぞれ実線で示す。

【0045】

図 7 は、X 線 CT 装置 1 のフライング焦点を採用した z - FFS 法によるヘリカルスキャンにおける 4 列の X 線検出素子の収集データの軌跡を示す。図 7 において、データ収集軌跡は実線で表される。破線は、z - FFS 法を用いない場合の軌跡を参考のために示している。図 7 に示す収集データの軌跡は、フライング焦点 \pm が $\pm d_f / 8$ の場合を示している。このようにフライング焦点を設定すれば、収集データの軌跡は互いに重なることなく、z - FFS 法を用いない場合に比べて高密度であることがわかる。

【0046】

図 5 に示すように、フライング焦点 \pm としての $\pm d_f / 4$ を採用した z - FFS 法によってヘリカルスキャンを実行する場合、フライング焦点 $+$ の軌跡と、フライング焦点 $-$ の軌跡とが重なり、サンプリングピッチは、z - FFS を実施しない場合と大きく変化がない。そこで、X 線 CT 装置 1 では、軌跡が重ならないようにフライング焦点 \pm を $\pm d_f / 8$ とすることで、フライング焦点 \pm が $\pm d_f / 4$ の場合よりも高い密度でのサンプリングが可能となる。

【0047】

なお、上記では、ヘリカルピッチが $2.5 d_c$ である場合を中心として説明したが、本実施形態はこれに限られるものではない。 $1.5 d_c$ 、 $3.5 d_c$ 等の(n (整数) $+0.5$) d_c のヘリカルピッチであれば、収集データの軌跡の間隔が $1/2 d_c$ となる部分が存在しうる。このような場合であれば、フライング焦点 \pm を $\pm d_f / 8$ とすることで、ヘリカルピッチ $2.5 d_c$ の場合と同様に軌跡が重ならないようにすることができるることは言うまでもない。

【0048】

さらに、上記ではフライング焦点 \pm を $\pm d_f / 8$ とすることを中心として説明したが、これに限られない。軌跡を重ならせないためのフライング焦点 \pm であればよい。したがって、フライング焦点 \pm は少なくとも $\pm < \pm d_f / 4$ を充たせばよい。

(変形例 1)

【0049】

次に、本実施形態の変形例 1 について説明する。上述の実施形態では実データのみを用いる場合を説明したが、変形例 1 においては、対向データを用いる場合について説明する。

【0050】

まず対向データを用いる場合のデータ軌跡について説明する。まず図 8 に、ヘリカルピッチが $2.5 d_c$ の際の 4 列の X 線検出素子の収集データの 1 回転分の軌跡を示す。実線

10

20

30

40

50

が実データを示し、破線が対向データを示す。対向データは実データと回転方向でずれた位置のデータとなる。さらにこれを繰り返し複数回転繰り返すと、図8に示される収集軌跡が 2.5 d c ずつずれて重ねあわされることになる。この複数回転の軌跡を図9に表す。その結果、図9に示されるように、各収集軌跡の間隔は $1/4\text{ d c}$ と $1/2\text{ d c}$ の部分が規則的に現れる形となる。

【0051】

ここでは、フライング焦点 \pm として $\pm\text{ d f} / 8\text{ d}$ を採用したZ-FFS法によってヘリカルスキャンを実行する場合、距離 $1/4\text{ d c}$ で隣り合う収集データの軌跡において、一方のフライング焦点 $+$ ($+ \text{ d f} / 8$)の軌跡と、他方のフライング焦点 $-$ ($- \text{ d f} / 8$)の軌跡とが重なってしまう。したがって、対向データを用いる場合には、上述のような実データのみを用いる場合と異なる制御が必要となる。

10

【0052】

このような条件でヘリカルスキャンを実行する場合に、高密度なデータ収集が可能な本実施形態の変形例1のX線CT装置1について説明する。

【0053】

図10は、変形例1のX線CT装置1のフライング焦点を採用したZ-FFS法によるヘリカルスキャンにおける4列のX線検出素子の収集データの軌跡を示す。図10においては、データ収集軌跡のみが実線で表される。図10においては実データも対向データも実線で示され、とくに区別はされていない。図10に示す収集データの軌跡は、フライング焦点 \pm が $\pm\text{ d f} / 16$ の場合を示している。このようにフライング焦点を設定すれば、収集データの軌跡は互いに重なることなく、Z-FFS法を用いない場合に比べて高密度であることがわかる。

20

【0054】

X線CT装置1では、軌跡が重ならないようにフライング焦点 \pm を $\pm\text{ d f} / 16$ として、フライング焦点 \pm が $\pm\text{ d f} / 4$ や $\pm\text{ d f} / 8$ の場合よりも高密度でのサンプリングが可能となる。

【0055】

なお、上記では、ヘリカルピッチが 2.5 d c である場合を中心として説明したが、本実施形態はこれに限られるものではない。 1.5 d c 、 3.5 d c 等の(n (整数) $+0.5$) d c のヘリカルピッチであれば、収集データの実データと対向データの軌跡の間隔が $1/4\text{ d c}$ となる部分が存在しうる。このような場合であれば、フライング焦点 \pm を $\pm\text{ d f} / 16$ として、ヘリカルピッチ 2.5 d c の場合と同様に軌跡が重ならなくなることができることは言うまでもない。

30

【0056】

さらに、上記ではフライング焦点 \pm を $\pm\text{ d f} / 16$ としてすることを中心として説明したが、これに限られない。軌跡を重ならせないためのフライング焦点 \pm であればよい。したがって、フライング焦点 \pm は少なくとも $\pm < \pm\text{ d f} / 8$ を充たせばよい。

(変形例2)

【0057】

次に、本実施形態の変形例2について説明する。上述の実施形態ではヘリカルピッチが 2.5 d c の場合を中心に説明したが、変形例2においては、他のヘリカルピッチの一例として、ヘリカルピッチが 3 d c の場合で、かつ対向データも用いる場合について説明する。

40

【0058】

まず、このような場合のデータ軌跡について説明する。まず図11に、ヘリカルピッチが 3 d c の際の4列のX線検出素子の収集データの1回転分の軌跡を示す。実線が実データを示し、破線が対向データを示す。対向データは実データと回転方向でずれた位置のデータとなる。さらにこれを繰り返し複数回転繰り返すと、図11に示される収集軌跡が 3 d c ずつずれて重ねあわされることになる。この複数回転の軌跡を図12に表す。本変形例の場合、一部の収集軌跡は重複することとなるが、この重複を一つの収集軌跡と考え

50

れば、図12に示されるように、収集軌跡の間隔は $1 / 2 d_c$ となっているといえる。

【0059】

ここでは、フライング焦点 \pm に $\pm d_f / 4$ を採用したZ-FFS法によってヘリカルスキャンを実行する場合、距離 $1 / 2 d_c$ で隣り合う実データと対向データの収集データの軌跡において、一方のフライング焦点 $+ (+ d_f / 4)$ の軌跡と、他方のフライング焦点 $- (- d_f / 4)$ の軌跡とが重なってしまう。

【0060】

このような条件でヘリカルスキャンを実行する場合に、高密度なデータ収集が可能な本実施形態の変形例1のX線CT装置1について説明する。このような条件においては、距離 $1 / 2 d_c$ で隣り合う収集データの軌跡が重なりあわないようにすればよい。したがって、ヘリカルピッチ $2.5 d_c$ で対向データを用いないときと同様に考えればよい。したがって、本変形例のフライング焦点 \pm は $\pm d_f / 8$ とする。

本変形例のX線CT装置1では、軌跡が重ならないようにフライング焦点 \pm を $\pm d_f / 8$ とすることで、フライング焦点 \pm が $\pm d_f / 4$ の場合よりも高密度でのサンプリングが可能となる。そのうえ、ヘリカルピッチが $2.5 d_c$ のときよりも大きい $3 d_c$ であるため、比較的迅速なヘリカルスキャンが可能となる。

【0061】

なお、上記では、ヘリカルピッチが $3 d_c$ である場合を中心として説明したが、本実施形態はこれに限られるものではない。 $1 d_c$ 、 $5 d_c$ 等の($2n$ (整数) -1) d_c のヘリカルピッチであれば、収集データの実データと対向データの軌跡の間隔が $1 / 2 d_c$ となる部分が存在しうる。このような場合であれば、フライング焦点 \pm を $\pm d_f / 8$ とすることで、ヘリカルピッチ $3 d_c$ の場合と同様に軌跡を重ならなくすることは言うまでもない。

【0062】

さらに、上記ではフライング焦点 \pm を $\pm d_f / 8$ とすることを中心として説明したが、これに限られない。軌跡を重ならせないためのフライング焦点 \pm であればよい。したがって、フライング焦点 \pm は少なくとも $\pm < \pm d_f / 4$ を充たせばよい。たとえば、フライング焦点 \pm が $\pm d_f / 8$ としている実施例に対しては、その振幅Dが $d_f / 4$ であればよく、 $\pm = \pm d_f / 16$ としている実施例に対しては、その振幅Dが $d_f / 8$ であればよい。

【0063】

なお、上述のすべての実施例、変形例において、フライング焦点は基準位置に対して対称に振動しているが、これに限られない。振幅が等しければ、z方向のどちらかに偏った振動をしていても、同様の効果を有する。

【符号の説明】

【0064】

1 X線CT装置

1 1 スキャナ装置

1 2 画像処理装置

2 1 X線管

2 2 X線検出器

2 3 絞り

2 4 DAS

2 5 回転部

2 6 コントローラ

2 7 高電圧電源

2 8 絞り駆動装置

2 9 回転駆動装置

3 1 天板駆動装置

10

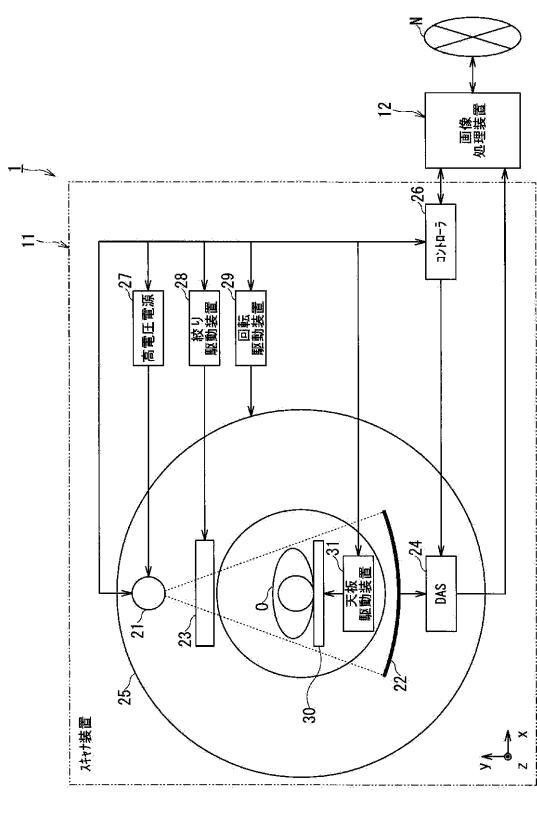
20

30

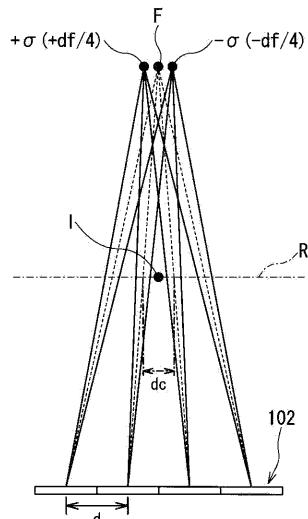
40

50

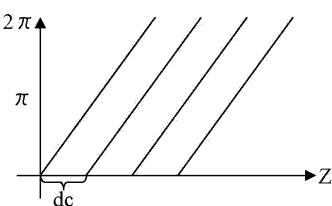
【図1】



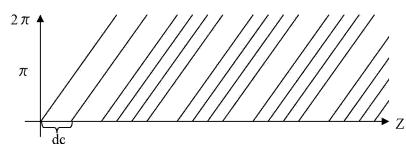
【図2】



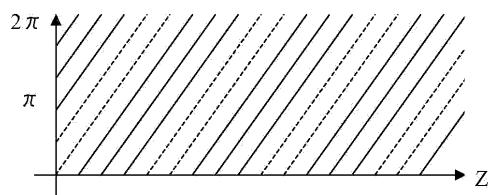
【図3】



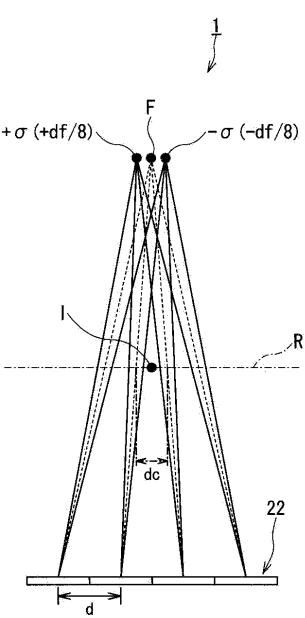
【図4】



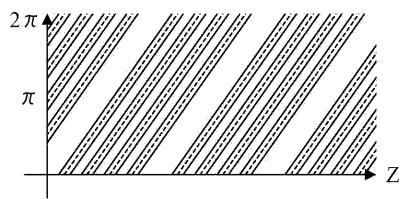
【図5】



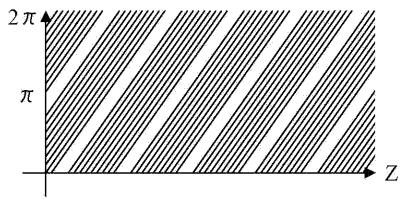
【図6】



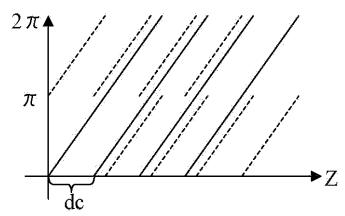
【図7】



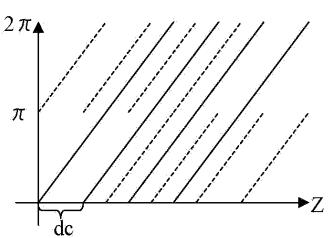
【図10】



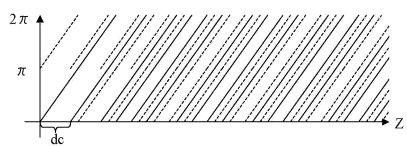
【図8】



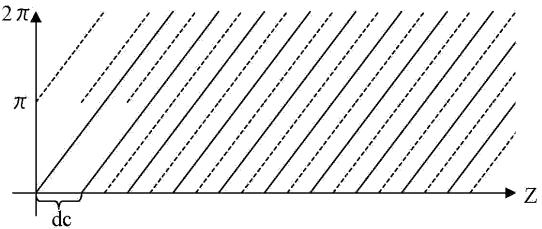
【図11】



【図9】



【図12】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表2001-515378(JP,A)
国際公開第2007/148725(WO,A1)
特開2010-035812(JP,A)
特開平08-010251(JP,A)
特開2007-282740(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00 - 6 / 14