

(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2013-5854

(P2013-5854A)

(43) 公開日 平成25年1月10日(2013.1.10)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 3 2 0 M
A 6 1 B 6/03 3 7 3

テーマコード(参考)

4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号

特願2011-139127 (P2011-139127)

(22) 出願日

平成23年6月23日 (2011. 6. 23)

(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

(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 110001380

特許業務法人東京国際特許事務所

(72) 発明者 本多 豊正

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

F ターム(参考) 4C093 AA22 CA04 CA34 EA07 EA11

FA18 FA43 FA55 FA59

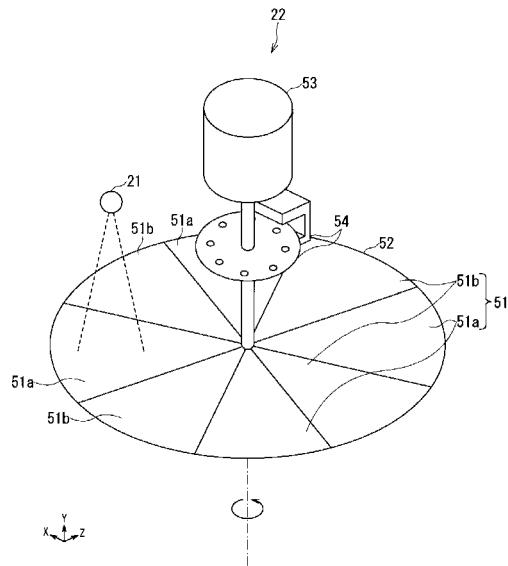
(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】デュアルエナジー撮影において変化する管電圧に応じて適切なフィルタを用いることにより被検体に対して適切な線質のX線を照射することができるX線CT装置を提供する。

【解決手段】電源制御部は、第1の電圧を第1の期間出力した後第2の電圧を第2の期間出力することを繰り返すよう管電圧を制御する。回転フィルタ体22は、X線透過特性が異なる第1のフィルタ51aおよび第2のフィルタ51bと、X線管21が照射するX線の照射軸と交差するよう第1のフィルタ51aおよび第2のフィルタ51bが交互に回転方向に沿って配設された回転体52とを有する。フィルタ制御部は、第1の期間はX線の照射軸と第1のフィルタ51aとが交わるとともに第2の期間はX線の照射軸と第2のフィルタ51bとが交わるよう回転体52の回転を制御する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

デュアルエナジー撮影可能に構成された X 線 C T 装置であって、

第 1 の電圧を第 1 の期間出力した後第 2 の電圧を第 2 の期間出力することを繰り返すよう高压電源を制御する電源制御部と、

前記高压電源の出力電圧を印加されて被検体に対して X 線を照射する X 線管と、

X 線透過特性が異なる第 1 のフィルタおよび第 2 のフィルタと、前記 X 線管が照射する X 線の照射軸と交差するよう前記第 1 のフィルタおよび前記第 2 のフィルタが交互に回転方向に沿って配設された回転体と、前記回転体を回転駆動する駆動部と、を有し、前記 X 線の照射軸と交わった前記第 1 のフィルタおよび前記第 2 のフィルタの一方により前記 X 線管の照射した X 線を前記被検体に向けて透過しつつ線質を調整する回転フィルタ体と、

前記第 1 の期間は前記 X 線の照射軸と前記第 1 のフィルタとが交わるとともに前記第 2 の期間は前記 X 線の照射軸と前記第 2 のフィルタとが交わるよう前記回転体の回転を制御するフィルタ制御部と、

を備えたことを特徴とする X 線 C T 装置。

【請求項 2】

前記電源制御部は、

前記第 1 の期間および前記第 2 の期間が等しくなるよう前記高压電源を制御し、

前記第 1 のフィルタおよび前記第 2 のフィルタは、

互いに中心角が等しい扇状の形状を有し、

前記回転体は、

前記第 1 のフィルタおよび前記第 2 のフィルタを交互に回転方向に沿って結合して形成され、

前記フィルタ制御部は、

前記第 1 の期間は前記 X 線の照射軸と前記第 1 のフィルタとが交わるとともに前記第 2 の期間は前記 X 線の照射軸と前記第 2 のフィルタとが交わるよう前記回転体を等速回転させる、

請求項 1 記載の X 線 C T 装置。

【請求項 3】

前記電源制御部は、

前記第 1 の期間および前記第 2 の期間が異なるよう前記高压電源を制御し、

前記フィルタ制御部は、

前記第 1 の期間は前記 X 線の照射軸と前記第 1 のフィルタとが交わるとともに前記第 2 の期間は前記 X 線の照射軸と前記第 2 のフィルタとが交わるよう前記回転体の回転を制御する、

請求項 2 記載の X 線 C T 装置。

【請求項 4】

前記電源制御部は、

前記第 1 の期間および前記第 2 の期間が異なるよう前記高压電源を制御し、

前記第 1 のフィルタおよび前記第 2 のフィルタは、

それぞれ扇状の形状を有するとともに、前記第 1 のフィルタの中心角に対する前記第 2 のフィルタの中心角の比が前記第 1 の期間に対する前記第 2 の期間の比に等しくなるよう形成され、

前記回転体は、

前記第 1 のフィルタおよび前記第 2 のフィルタを交互に回転方向に沿って結合して形成され、

前記フィルタ制御部は、

前記第 1 の期間は前記 X 線の照射軸と前記第 1 のフィルタとが交わるとともに前記第 2 の期間は前記 X 線の照射軸と前記第 2 のフィルタとが交わるよう前記回転体を等速回転させる、

10

20

30

40

50

請求項 1 記載の X 線 C T 装置。

【請求項 5】

前記 X 線の照射軸と交わる位置に配設された補正用フィルタ、

をさらに備え、

前記電源制御部は、

前記第 1 の電圧および前記第 2 の電圧で構成される組を含む 2 種の電圧で構成される電圧の組について、複数の前記電圧の組から 1 つを選択し、この選択された組の 2 種の電圧を交互に出力するよう前記高圧電源を制御し、

前記補正用フィルタは、

前記高圧電源が出力する 2 種の電圧の一方を印加されて前記 X 線管が放射し前記第 1 のフィルタおよび前記補正用フィルタを透過した X 線の線質と、前記高圧電源が出力する 2 種の電圧の他方を印加されて前記 X 線管が放射し前記第 2 のフィルタおよび前記補正用フィルタを透過した X 線の線質と、がそれぞれ C T撮影に適した線質となる X 線透過特性を有する、

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の X 線 C T 装置。

【請求項 6】

互いに X 線透過特性が異なる複数の補正用フィルタと、前記 X 線管が照射する X 線の照射軸と交差するよう前記複数の補正用フィルタが回転方向に沿って配設された補正用回転体と、前記補正用回転体を回転駆動する補正用駆動部と、を有し、前記 X 線の照射軸と交わった補正用フィルタにより前記 X 線管の照射した X 線を前記被検体に向けて透過しつつ線質を調整する補正用回転フィルタ体、

をさらに備え、

前記電源制御部は、

前記第 1 の電圧および前記第 2 の電圧で構成される組を含む 2 種の電圧で構成される電圧の組について、複数の前記電圧の組から 1 つを選択し、この選択された組の 2 種の電圧を交互に出力するよう前記高圧電源を制御し、

前記フィルタ制御部は、

さらに前記補正用回転フィルタ体を制御することにより、前記高圧電源が出力する前記電圧の組に応じて前記 X 線の照射軸と交わる前記補正用フィルタを変更し、

前記補正用フィルタのそれぞれは、

前記電圧の組のそれぞれに対応し、前記高圧電源が出力する 2 種の電圧の一方を印加されて前記 X 線管が放射し前記第 1 のフィルタおよび前記補正用フィルタを透過した X 線の線質と、前記高圧電源が出力する 2 種の電圧の他方を印加されて前記 X 線管が放射し前記第 2 のフィルタおよび前記補正用フィルタを透過した X 線の線質と、がそれぞれ C T撮影に適した線質となる X 線透過特性を有するよう形成された、

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の X 線 C T 装置。

【請求項 7】

前記回転フィルタ体を複数備え、

前記電源制御部は、

前記第 1 の電圧および前記第 2 の電圧で構成される組を含む 2 種の電圧で構成される電圧の組について、複数の前記電圧の組から 1 つの組を選択し、この選択された組の 2 種の電圧を交互に出力するよう前記高圧電源を制御し、

前記回転フィルタ体のそれぞれは、

前記電圧の組のそれぞれに対応し、前記電圧の組の 2 種の電圧に応じた X 線透過特性を有する 2 種のフィルタを有し、

前記電源制御部により選択された電圧の組に応じて 1 つの前記回転フィルタ体が用いられる、

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の X 線 C T 装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【0001】

本発明の実施形態は、X線CT装置に関する。

【背景技術】

【0002】

X線CT(Computed Tomography)装置には、スキャン中にX線管電圧を低い電圧(たとえば80kVなど)と高い電圧(たとえば140kVなど)とで高速に切り替えつつ撮影するいわゆるデュアルエナジー撮影ができるように構成されたものがある。この種のX線CT装置によれば、異なるエネルギー分布を持ったX線ビームによる画像を取得することにより被検体の構成元素の違いを映像化することができ、たとえば石灰化した組織部と造影剤による血管の像を分離することができるようになっている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2009-28110号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、一般に、X線管が発生するX線は、X線のスペクトル分布に応じた適切なフィルタを経て被検体に照射される。X線管が発生するX線のスペクトル分布は、管電圧に応じて異なる。このため、管電圧に応じた適切なフィルタが用いられることが好ましい。

20

【0005】

一方、デュアルエナジー撮影を行う場合、X線管には2種の電圧のいずれかが印加される。このとき、X線管に印加される電圧は非常に短い周期(たとえば1kHzなど)で変化する。このため、1つのX線管を用いてデュアルエナジー撮影を行う場合、X線管に印加される電圧に応じて適切なフィルタを用いることが難しい。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一実施形態に係るX線CT装置は、上述した課題を解決するために、デュアルエナジー撮影可能に構成されたX線CT装置であって、電源制御部と、X線管と、回転フィルタ体と、フィルタ制御部と、を備える。電源制御部は、第1の電圧を第1の期間出力した後第2の電圧を第2の期間出力することを繰り返すよう高圧電源を制御する。X線管は、高圧電源の出力電圧を印加されて被検体に対してX線を照射する。回転フィルタ体は、X線透過特性が異なる第1のフィルタおよび第2のフィルタと、X線管が照射するX線の照射軸と交差するよう第1のフィルタおよび第2のフィルタが交互に回転方向に沿って配設された回転体と、回転体を回転駆動する駆動部と、を有し、X線の照射軸と交わった第1のフィルタおよび第2のフィルタの一方によりX線管の照射したX線を被検体に向けて透過しつつ線質を調整する。フィルタ制御部は、第1の期間はX線の照射軸と第1のフィルタとが交わるとともに第2の期間はX線の照射軸と第2のフィルタとが交わるよう回転体の回転を制御する。

30

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の第1実施形態に係るX線CT装置の一例を示す概略的な全体構成図。

40

【図2】回転フィルタ体の一構成例を示す概略的な斜視図。

【図3】主制御部のCPUによる機能実現部の構成例を示す概略的なブロック図。

【図4】(a)は、第1のフィルタおよび第2のフィルタを各1つ配設された回転体の一例を示す説明図、(b)は、第1のフィルタおよび第2のフィルタを各2つ配設された回転体の一例を示す説明図、(c)は、第1のフィルタおよび第2のフィルタを各3つ配設された回転体の一例を示す説明図。

【図5】互いに中心角が異なる第1のフィルタおよび第2のフィルタを各2つ有する回転体の一例を示す説明図。

50

【図6】本発明の第2実施形態に係るX線CT装置の一例を示す概略的な全体構成図。

【図7】回転フィルタ体および補正用回転フィルタ体によりX線管が照射したX線がフィルタされる様子の一例を示す説明図。

【図8】図7に示す回転フィルタ体および補正用回転フィルタ体の組み合わせと各組み合わせに適した管電圧との関係の一例を示す説明図。

【発明を実施するための形態】

【0008】

本発明に係るX線CT装置の実施の形態について、添付図面を参照して説明する。本発明の一実施形態に係るX線CT装置は、デュアルエナジー撮影可能に構成された一管球型のX線CT装置である。

10

(第1の実施形態)

【0009】

図1は、本発明の第1実施形態に係るX線CT装置10の一例を示す概略的な全体構成図である。

【0010】

X線CT装置10は、スキャナ装置11および画像処理装置12を有する。X線CT装置10のスキャナ装置11は、通常は検査室に設置され、患者Oの部位(被検体)に関するX線の透過データを生成するよう構成される。画像処理装置12は、通常は検査室に隣接する制御室に設置され、透過データから投影データを生成して再構成画像の生成・表示を行なうよう構成される。

20

【0011】

X線CT装置10のスキャナ装置11は、X線管21、回転フィルタ体22、絞り23、X線検出器24、DAS(Data Acquisition System)25、回転部26、高圧電源27、フィルタ駆動部28、絞り駆動装置29、回転駆動装置30、天板31、天板駆動装置32、およびコントローラ33を有する。

【0012】

X線管21は、高圧電源27により電圧(以下、管電圧という)を印加されてX線を発生する。X線管21が発生するX線は、ファンビームX線やコーンビームX線として患者Oに向かって照射される。本実施形態において、X線管21は1つである。

30

【0013】

回転フィルタ体22は、複数のフィルタを有し、フィルタ駆動部28を介してコントローラ33により制御されて、X線管21に印加される電圧に応じてX線管21が照射したX線の線質を調整する。X線管21が照射したX線は、この回転フィルタ体22を透過すると線質を調整されて患者Oに向かう。

【0014】

絞り23は、絞り駆動装置29を介してコントローラ33により制御されて、X線管21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。

【0015】

X線検出器24は、1または複数のX線検出素子(電荷蓄積素子)により構成される。このX線検出素子は、X線管21から照射されたX線を検知する。X線管21およびX線検出器24は、天板31に載置された患者Oを挟んで対向する位置となるよう回転部26に支持される。

40

【0016】

このX線検出器24としては、たとえばチャンネル(CH)方向に複数チャンネル、スライス方向に1列のX線検出素子を有するいわゆる1次元アレイ型(シングルスライス型)のものを用いることができる。また、チャンネル(CH)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いわゆる2次元アレイ型(マルチスライス型)のものを用いてもよい。

【0017】

DAS25は、X線検出器24を構成するX線検出素子が検知した透過データの信号を

50

増幅してデジタル信号に変換して出力する。D A S 2 5 の出力データは、スキャナ装置1 1のコントローラ3 3を介して画像処理装置1 2に与えられる。

【0 0 1 8】

回転部2 6は、X線管2 1、回転フィルタ体2 2、絞り2 3、X線検出器2 4、およびD A S 2 5を一体として保持する。回転部2 6が回転駆動装置3 0を介してコントローラ3 3に制御されて回転することにより、X線管2 1、回転フィルタ体2 2、絞り2 3、X線検出器2 4、およびD A S 2 5は一体として患者Oの周りを回転する。

【0 0 1 9】

なお、以下の説明では、X線の照射軸と平行な方向をy軸方向、回転部2 6の回転中心軸と平行な方向をz軸方向、y軸およびz軸に直交する方向をx軸方向とする。

10

【0 0 2 0】

高圧電源2 7は、コントローラ3 3に制御されて、X線の照射に必要な電力をX線管2 1に供給する。より具体的には、高圧電源2 7は、コントローラ3 3に制御されて、第1の期間にわたり第1の電圧(たとえば80 kVなど)を出力した後、第2の期間にわたり第1の電圧より高い第2の電圧(たとえば140 kVなど)を出力することを繰り返す。

11

【0 0 2 1】

フィルタ駆動部2 8は、コントローラ3 3に制御されて回転フィルタ体2 2の回転を制御することにより、X線管2 1に印加される電圧に応じてX線管2 1が照射したX線の線質を調整する。

12

【0 0 2 2】

絞り駆動装置2 9は、コントローラ3 3に制御されて、絞り2 3の開口を調整することによりX線のスライス方向の照射範囲を調整する。

13

【0 0 2 3】

回転駆動装置3 0は、コントローラ3 3に制御されて、回転部2 6を空洞部の周りに回転させる。

14

【0 0 2 4】

天板3 1は、患者Oを載置可能に構成される。

15

【0 0 2 5】

天板駆動装置3 2は、コントローラ3 3に制御されて、天板3 1をy軸方向に沿って昇降動させる。また、天板駆動装置3 2は、コントローラ3 3に制御されて、回転部2 6の中央部分の開口部のX線照射場へz軸方向に沿って天板3 1を移送する。

16

【0 0 2 6】

コントローラ3 3は、C P U、R A MおよびR O Mをはじめとする記憶媒体などにより構成され、この記憶媒体に記憶されたプログラムに従って、X線検出器2 4、D A S 2 5、高圧電源2 7、フィルタ駆動部2 8、絞り駆動装置2 9、回転駆動装置3 0および天板駆動装置3 2を制御することによりスキャンを実行させる。コントローラ3 3のR A Mは、C P Uが実行するプログラムおよびデータを一時的に格納するワークエリアを提供する。コントローラ3 3のR O Mをはじめとする記憶媒体は、スキャナ装置1 1の起動プログラム、スキャナ装置1 1の制御プログラムや、これらのプログラムを実行するために必要な各種データを記憶する。

17

【0 0 2 7】

一方、X線C T装置1 0の画像処理装置1 2は、たとえばパーソナルコンピュータにより構成され、病院基幹のL A N (Local Area Network)等のネットワークとデータ送受信することができる。

18

【0 0 2 8】

画像処理装置1 2は、図1に示すように、データ収集部4 1、入力部4 2、表示部4 3、ネットワーク接続部4 4、記憶部4 5および主制御部4 6を有する。

19

【0 0 2 9】

データ収集部4 1は、スキャナ装置1 1が実行したスキャンにより得られた投影データをD A S 2 5およびコントローラ3 3を介して収集する。データ収集部4 1によって収集

20

されたデータは、記憶部45に記憶される。

【0030】

入力部42は、たとえばキーボード、タッチパネル、テンキーなどの一般的な入力装置により構成され、ユーザの操作に対応した操作入力信号を主制御部46に出力する。

【0031】

表示部43は、たとえば液晶ディスプレイやOLED(Organic Light Emitting Diode)ディスプレイなどの一般的な表示出力装置により構成され、主制御部46の制御に従って各種画像を表示する。

【0032】

ネットワーク接続部44は、ネットワークの形態に応じた種々の情報通信用プロトコルを実装する。ネットワーク接続部44は、この各種プロトコルに従って画像処理装置12と他の電気機器とを接続する。この接続には、電子ネットワークを介した電気的な接続などを適用することができる。ここで電子ネットワークとは、電気通信技術を利用した情報通信網全般を意味し、病院基幹LANなどの無線／有線LANやインターネット網のほか、電話通信回線網、光ファイバ通信ネットワーク、ケーブル通信ネットワークおよび衛星通信ネットワークなどを含む。

10

【0033】

記憶部45は、磁気的もしくは光学的記録媒体または半導体メモリなどの、主制御部46のCPUにより読み取り可能な記録媒体を含んだ構成を有する。記憶部45は、データ収集部41によって収集されたデータなどを記憶する。

20

【0034】

主制御部46は、CPU、RAMおよびROMをはじめとする記憶媒体などにより構成され、この記憶媒体に記憶されたプログラムに従って、スキャナ装置11のコントローラ33を制御する。主制御部46のRAMは、CPUが実行するプログラムおよびデータを一時的に格納するワークエリアを提供する。主制御部46のROMをはじめとする記憶媒体は、画像処理装置12の起動プログラム、コントローラ33の制御プログラムや、これらのプログラムを実行するために必要な各種データを記憶する。

【0035】

次に、複数のフィルタ(フィルタ群)51を有する回転フィルタ体22の構成について説明する。

30

【0036】

図2は、回転フィルタ体22の一構成例を示す概略的な斜視図である。

【0037】

回転フィルタ体22は、X線透過特性が異なる第1のフィルタ51aおよび第2のフィルタ51bを有する。第1のフィルタ51aは、第1の電圧(たとえば80kV)を印加されたX線管21により照射されるX線をCT撮影に適した線質に調整するために必要な材質、厚さや形状を有する。また、第2のフィルタ51bは、第2の電圧(たとえば140kV)を印加されたX線管21により照射されるX線をCT撮影に適した線質に調整するために必要な材質、厚さや形状を有する。

40

【0038】

X線管21は、第1の電圧および第2の電圧を交互に印加される。このため、X線管21に第1の電圧が印加される第1の期間は第1のフィルタ51aが、第2の電圧が印加される第2の期間は第2のフィルタ51bが、それぞれX線の照射軸に交差するとよい。

【0039】

そこで、図2に示すように、回転フィルタ体22は回転体52を有し、回転体52に対して回転方向に沿って第1のフィルタ51aおよび第2のフィルタ51bを交互に配設する。この回転体52をモータなどの駆動部53により回転させることで、第1のフィルタ51aおよび第2のフィルタ51bのそれぞれは、交互にX線の照射軸と交わることができる。したがって、コントローラ33は、高圧電源27が出力する電圧の変化に応じてフィルタ駆動部28を介して回転体52の回転を制御することにより、X線管21に

50

印加される電圧に応じて X 線管 2 1 が照射した X 線の線質を調整することができる。

【 0 0 4 0 】

駆動部 5 3 は、コントローラ 3 3 により制御可能に構成される。回転体 5 2 の回転状態はタイミングセンサ 5 4 により検知される。タイミングセンサ 5 4 の出力はコントローラ 3 3 に与えられる。コントローラ 3 3 は、タイミングセンサ 5 4 の出力を用いて駆動部 5 3 を介して回転体 5 2 の回転速度を制御することができる。

【 0 0 4 1 】

図 3 は、主制御部 4 6 の C P U による機能実現部の構成例を示す概略的なブロック図である。

【 0 0 4 2 】

図 3 に示すように、コントローラ 3 3 の C P U は、R O M をはじめとする記憶媒体に記憶されたプログラムに従って少なくとも電源制御部 4 8 およびフィルタ制御部 4 9 として機能する。この各部 4 8 および 4 9 は、R A M の所要のワークエリアをデータの一時的な格納場所として利用する。この各部 4 8 および 4 9 は、コントローラ 3 3 の C P U を用いることなく回路などのハードウェアロジックによって構成しても構わない。

【 0 0 4 3 】

電源制御部 4 8 は、第 1 の電圧を第 1 の期間出力した後、第 2 の電圧を第 2 の期間出力することを繰り返すよう、高圧電源 2 7 を制御する。

【 0 0 4 4 】

なお、第 1 の電圧および第 2 の電圧、ならびに第 1 の期間および第 2 の期間は、ユーザにより入力部 4 2 を介して設定されてもよいし、主制御部 4 6 によって設定されてもよい。第 1 の電圧および第 2 の電圧の値や、第 1 の期間および第 2 の期間の比率および各期間の長さは、たとえば撮影対象部位や検査種などに応じて適切な値を設定されることがほしい。

【 0 0 4 5 】

データ収集部 4 1 は、電源制御部 4 8 から現在が第 1 の期間であるか第 2 の期間であるかの信号を受けて、X 線検出器 2 4 から収集したデータに対して管電圧が第 1 の電圧であるときに収集したデータであるか第 2 の電圧であるときに収集したデータであるかの情報を附加して記憶部 4 5 に格納する。

【 0 0 4 6 】

フィルタ制御部 4 9 は、電源制御部 4 8 から第 1 の期間および第 2 の期間の設定情報（以下、期間設定情報という）を取得し、この期間設定情報にもとづいて回転フィルタ体 2 2 の回転体 5 2 の回転を制御する。具体的には、フィルタ制御部 4 9 は、X 線管 2 1 に第 1 の電圧が印加される第 1 の期間は第 1 のフィルタ 5 1 a が、第 2 の電圧が印加される第 2 の期間は第 2 のフィルタ 5 1 b が、それぞれ X 線の照射軸に交差するよう、回転体 5 2 の回転を制御する。

【 0 0 4 7 】

まず、第 1 の期間と第 2 の期間とが等しく t_0 である場合について考える。この場合、第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフィルタ 5 1 b が等しい中心角 θ を有する扇状の形状であれば、フィルタ制御部 4 9 は、第 1 の期間は X 線の照射軸が第 1 のフィルタ 5 1 a と交差し第 2 の期間は X 線の照射軸が第 2 のフィルタ 5 1 b と交差するよう、回転体 5 2 を角速度 θ / t_0 で等速回転させればよい。

【 0 0 4 8 】

また、フィルタ制御部 4 9 は、第 1 のフィルタ 5 1 a が X 線の照射軸と交差する位置で第 1 の期間だけ回転体 5 2 を静止させ、第 2 のフィルタ 5 1 b が X 線の照射軸と交差するよう回転体 5 2 を回転させ、第 2 の期間だけ回転体 5 2 を静止させ、第 1 のフィルタ 5 1 a が X 線の照射軸と交差するよう回転体 5 2 を回転させることを繰り返してもよい。

【 0 0 4 9 】

図 4 (a) は、第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフィルタ 5 1 b を各 1 つ配設された回転体 5 2 の一例を示す説明図であり、(b) は、第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフ

10

20

30

40

50

イルタ 5 1 b を各 2 つ配設された回転体 5 2 の一例を示す説明図であり、(c) は、第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフィルタ 5 1 b を各 3 つ配設された回転体 5 2 の一例を示す説明図である。

【0050】

図 4 に示すように、第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフィルタ 5 1 b が等しい中心角を有する扇形である場合、回転体 5 2 は第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフィルタ 5 1 b を交互に回転方向に沿って結合することにより形成することができる。

【0051】

次に、第 1 の期間 t_1 と第 2 の期間 t_2 とが異なる場合について考える。この場合、第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフィルタ 5 1 b が等しい中心角 θ を有する扇状の形状であると(図 4 参照)、フィルタ制御部 49 は、X 線管 21 に第 1 の電圧が印加される第 1 の期間は第 1 のフィルタ 5 1 a が、第 2 の電圧が印加される第 2 の期間は第 2 のフィルタ 5 1 b が、それぞれ X 線の照射軸に交差するよう、回転体 5 2 の回転速度を制御する。すなわち、フィルタ制御部 49 は、第 1 の期間は角速度 θ / t_1 となり、第 2 の期間は角速度 θ / t_2 となるとともに、第 1 の期間は X 線の照射軸が第 1 のフィルタ 5 1 a と交差し第 2 の期間は X 線の照射軸が第 2 のフィルタ 5 1 b と交差するよう、回転体 5 2 の回転速度を制御する。

10

【0052】

また、この場合でも、フィルタ制御部 49 は、第 1 のフィルタ 5 1 a が X 線の照射軸と交差する位置で第 1 の期間 t_1 だけ回転体 5 2 を静止させ、第 2 のフィルタ 5 1 b が X 線の照射軸と交差するよう回転体 5 2 を回転させ、第 2 の期間 t_2 だけ回転体 5 2 を静止させ、第 1 のフィルタ 5 1 a が X 線の照射軸と交差するよう回転体 5 2 を回転させることを繰り返してもよい。

20

【0053】

図 5 は、互いに中心角が異なる第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフィルタ 5 1 b を各 2 つ有する回転体 5 2 の一例を示す説明図である。

【0054】

図 5 に示すように、第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフィルタ 5 1 b がそれぞれ異なる中心角 θ_1 および θ_2 を有する扇形である場合も、回転体 5 2 は第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフィルタ 5 1 b を交互に回転方向に沿って結合することにより形成することができる。

30

【0055】

このため、第 1 のフィルタ 5 1 a の中心角 θ_1 に対する第 2 のフィルタ 5 1 b の中心角 θ_2 の比 θ_2 / θ_1 が第 1 の期間 t_1 に対する第 2 の期間 t_2 の比 t_2 / t_1 に等しくなるよう第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフィルタ 5 1 b が形成されていれば、フィルタ制御部 49 は、第 1 の期間は X 線の照射軸が第 1 のフィルタ 5 1 a と交差し第 2 の期間は X 線の照射軸が第 2 のフィルタ 5 1 b と交差するよう、回転体 5 2 を角速度 $\theta_1 / t_1 (= \theta_2 / t_2)$ で等速回転させればよい。

【0056】

また、この場合でも、フィルタ制御部 49 は、第 1 のフィルタ 5 1 a が X 線の照射軸と交差する位置で第 1 の期間 t_1 だけ回転体 5 2 を静止させ、第 2 のフィルタ 5 1 b が X 線の照射軸と交差するよう回転体 5 2 を回転させ、第 2 の期間 t_2 だけ回転体 5 2 を静止させ、第 1 のフィルタ 5 1 a が X 線の照射軸と交差するよう回転体 5 2 を回転させることを繰り返してもよい。

40

【0057】

スキャン中に管電圧を低い電圧(第 1 の電圧)と高い電圧(第 2 の電圧)とで高速に切り替えるデュアルエナジー撮影では、管電圧を切り替える周期が短い。一方、フィルタは X 線管 21 の近傍に設けられることが好ましい。このため、1 つの X 線管を用いてデュアルエナジー撮影を行う場合、X 線管 21 に印加される電圧に応じて適切なフィルタを用いることが難しい。

50

【0058】

本実施形態に係るX線CT装置10は、第1の電圧に適した第1のフィルタ51aおよび第2の電圧に適した第2のフィルタ51bを配設された回転体52を回転させることにより、高速にフィルタを変更することができる。このため、デュアルエナジー撮影において高速に高低が切り替えられる管電圧に応じて適切なフィルタを用いることができる。したがって、本実施形態に係るX線CT装置10によれば、1つのX線管を用いたデュアルエナジー撮影であっても、患者Oに対して容易に適切な線質のX線を照射することができる。また、デュアルエナジー撮影ではない通常の撮影に対しても、X線の照射軸と所望のフィルタとが交差した状態で回転体52の回転を停止するだけで容易に対応することができる。

10

(第2の実施形態)

【0059】

次に、本発明に係るX線CT装置の第2実施形態について説明する。

【0060】

図6は、本発明の第2実施形態に係るX線CT装置10Aの一例を示す概略的な全体構成図である。

【0061】

この第2実施形態に示すX線CT装置10Aは、高圧電源27が2種の電圧で構成される電圧の組の複数のうちから選択された1組の2種の電圧を交互に出力可能に構成され、X線の照射軸と交わる位置に配設された補正用回転フィルタ体60を備えた点で第1実施形態に示すX線CT装置10と異なる。他の構成および作用については図1に示すX線CT装置10と実質的に異なるため、同じ構成には同一符号を付して説明を省略する。

20

【0062】

デュアルエナジー撮影において、X線管21に印加される電圧の組ならびに各組の一方の電圧を出力する期間および他方の電圧を出力する期間は、撮影対象部位や検査種などに応じて適切な値を設定されることが好ましい。たとえば、撮影するために必要な線量は、頭部に比べ胸部のほうが多く、胸部に比べ腹部のほうが多い。また、患者Oの撮影部位のXY断面が橢円である場合、1回転のCTスキャンの間に線量が可変であるとさらに好ましい。

【0063】

スキャン中に管電圧を低い電圧と高い電圧とで高速に切り替えるデュアルエナジー撮影では、管電圧を切り替える周期が短い。このため、フィラメントの熱応答遅れのため、低い管電圧の印加期間と高い管電圧の印加期間で個別にフィラメント電流を制御することが難しい。したがって、一般にデュアルエナジー撮影においてフィラメント電流は一定に保たれる。

30

【0064】

X線管21に流れる電流(以下、管電流という)は、X線管21のエミッション特性によって決まる。フィラメント電流が一定である場合には、管電流は、管電圧が低いほど小さく、管電圧が高いほど大きくなる。X線管21から照射されるX線の線量率は、管電流に比例するとともに管電圧の二乗に比例することが知られている。このため、X線管21に印加される電圧の組ならびに各組の一方の電圧を出力する期間および他方の電圧を出力する期間は、撮影対象部位や検査種などに応じて適切な値を設定されることが好ましいといえる。

40

【0065】

そこで、本実施形態において、高圧電源27は、電源制御部48に制御されて、2種の電圧で構成される電圧の組の複数のうちから選択された1組の2種の電圧を交互に出力可能に構成される。この電圧の組は、第1の電圧および第2の電圧で構成される組を含んでもよい。また、高圧電源27は、選択された電圧の組のうち一方の電圧を出力する期間および他方の電圧を出力する期間を電源制御部48に制御される。

【0066】

50

電源制御部 4 8 は、2種の電圧で構成される電圧の組の複数のうちから1組を選択し、選択した1組の一方の電圧を交互に出力するよう高圧電源 2 7 を制御する。また、電源制御部 4 8 は、選択した電圧の組のうち一方の電圧を出力する期間および他方の電圧を出力する期間を制御する。なお、電圧の組の選択は、スキャン計画にもとづき主制御部 4 6 が主体的に行ってもよい。この場合、電源制御部 4 8 は、主制御部 4 6 の指示にもとづいて所要の電圧の組を選択する。

【0067】

補正用回転フィルタ体 6 0 は、図 6 に示すように、X線の照射軸と交わる位置に配設される。この補正用回転フィルタ体 6 0 は、1または複数のフィルタを有し、フィルタ駆動部 2 8 を介してコントローラ 3 3 により制御されて、回転フィルタ体 2 2 と協調して X 線管 2 1 に印加される電圧に応じて X 線管 2 1 が照射した X 線の線質を調整する。X 線管 2 1 が照射した X 線は、回転フィルタ体 2 2 および補正用回転フィルタ体 6 0 を透過することにより線質を調整されて患者〇に向かう。

10

【0068】

図 7 は、回転フィルタ体 2 2 および補正用回転フィルタ体 6 0 により X 線管 2 1 が照射した X 線がフィルタされる様子の一例を示す説明図である。

【0069】

補正用回転フィルタ体 6 0 は、1または複数のフィルタを有する。図 7 には、補正用回転フィルタ体 6 0 が第 1 の補正用フィルタ 6 1 a、第 2 の補正用フィルタ 6 1 b、第 3 の補正用フィルタ 6 1 c および第 4 の補正用フィルタ 6 1 d を有する場合の例について示した。これらの補正用フィルタ 6 1 a、6 1 b、6 1 c および 6 1 d は、X 線管 2 1 が照射する X 線の照射軸と交差するように補正用回転体 6 2 に対して回転方向に沿って配設される。

20

【0070】

図 8 は、図 7 に示す回転フィルタ体 2 2 および補正用回転フィルタ体 6 0 の組み合わせと各組み合わせに適した管電圧との関係の一例を示す説明図である。

【0071】

たとえば、図 7 および図 8 に示す例において X 線管 2 1 が 60 kV および 120 kV を交互に印加される場合、第 2 の補正用フィルタ 6 1 b を用いることが好ましい。なお、この例において、回転フィルタ体 2 2 のフィルタ 5 1 a および 5 1 b がそれぞれ管電圧 80 kV および 140 kV に適した材質、厚さや形状を有する場合には、補正用回転フィルタ体 6 0 の第 1 の補正用フィルタ 6 1 a としては、撮影に用いられる振動数において X 線の線質を変更しない材質、厚さや形状のものを用いてもよいし、補正用回転体 6 2 の第 1 の補正用フィルタ 6 1 a の載置位置に対応する箇所を開口部としてもよい。

30

【0072】

上述の通り、回転フィルタ体 2 2 の回転体 5 2 は、高圧電源 2 7 の出力電圧の切り替えに応じて X 線の照射軸と交差するフィルタ 5 1 a および 5 1 b が切り替えられるよう高速に回転する必要がある。一方、補正用回転フィルタ体 6 0 の補正用回転体 6 2 は、たとえば撮影対象部位が変更されるごとに X 線の照射軸と交差するフィルタ 5 1 a および 5 1 b が切り替えられるよう回転すればよい。この回転体 5 2 および補正用回転体 6 2 の回転制御は、フィルタ制御部 4 9 によって行われる。

40

【0073】

フィルタ制御部 4 9 は、電源制御部 4 8 から選択された電圧の組の情報およびこの電圧の組の期間設定情報を取得し、この取得した電圧の組の情報および期間設定情報にもとづいて回転フィルタ体 2 2 の回転体 5 2 の回転および補正用回転フィルタ体 6 0 の補正用回転体 6 2 の回転を制御する。

【0074】

本実施形態に係る X 線 CT 装置 10 A によっても、第 1 実施形態に係る X 線 CT 装置 10 と同様の作用効果を奏する。

【0075】

50

また、本実施形態に係るX線CT装置10Aは、回転フィルタ体22と補正用回転フィルタ体60とが協調してX線管21に印加される電圧に応じてX線管21が照射したX線の線質を調整する。このため、2種の電圧で構成される電圧の組の複数のうちから選択された1組の2種の電圧がX線管21に印加される場合において、各電圧の組に容易に対応することができる。したがって、本実施形態に係るX線CT装置10Aによれば、たとえばヘリカルスキャンにおける撮影部位の移動などに応じて管電圧の組が変更される場合にも、容易に変更後の管電圧に適したフィルタを用いることができる。

【0076】

なお、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

10

【0077】

たとえば、第2実施形態に係るX線CT装置10Aは、補正用回転フィルタ体60にかえて、複数の電圧の組のそれぞれに対応する複数の回転フィルタ体22を備えてもよい。このとき、複数の回転フィルタ体22のそれぞれは、電圧の組のそれぞれに対応するよう、電圧の組の2種の電圧に応じたX線透過特性を有する2種のフィルタを有する回転体52をそれぞれ備えるとよい。この場合でも、電源制御部48により選択された電圧の組に応じて回転フィルタ体22を交換することにより、2種の電圧で構成される電圧の組の複数のうちから選択された1組の2種の電圧がX線管21に印加される場合において、各電圧の組に容易に対応することができる。

20

【符号の説明】

【0078】

10 X線CT装置

30

21 X線管

22 回転フィルタ体

27 高圧電源

28 フィルタ駆動部

33 コントローラ

46 主制御部

48 電源制御部

49 フィルタ制御部

51 フィルタ群

51a 第1のフィルタ

51b 第2のフィルタ

52 回転体

53 駆動部

60 補正用回転フィルタ体

40

61a 第1の補正用フィルタ

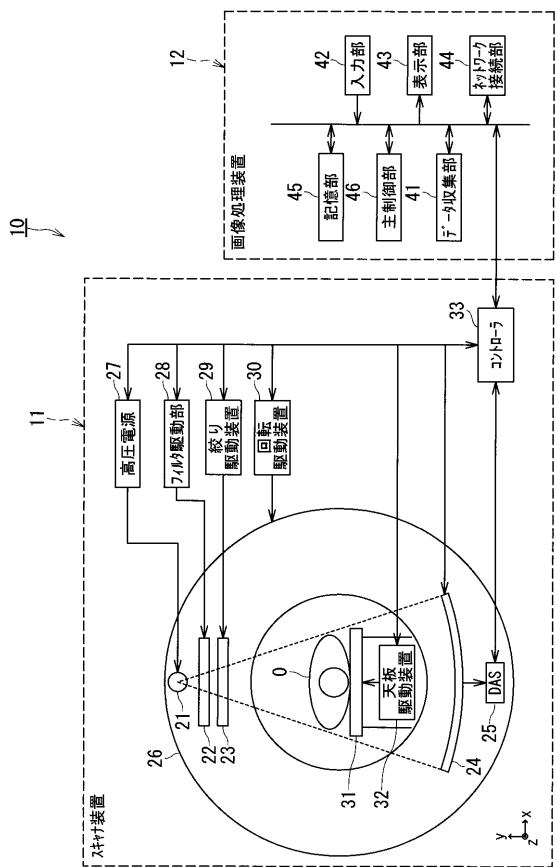
61b 第2の補正用フィルタ

61c 第3の補正用フィルタ

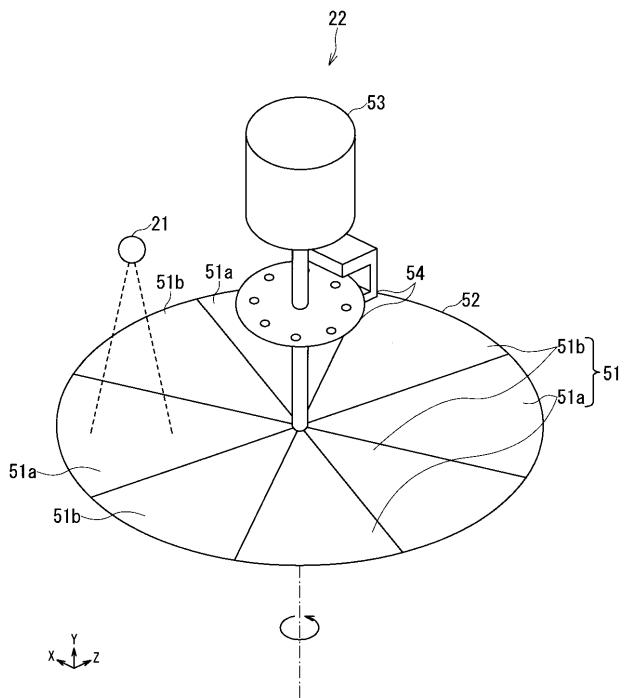
61d 第4の補正用フィルタ

62 補正用回転体

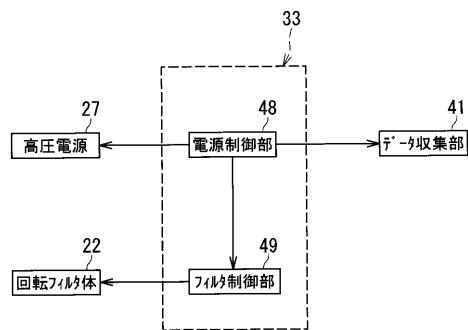
【 図 1 】



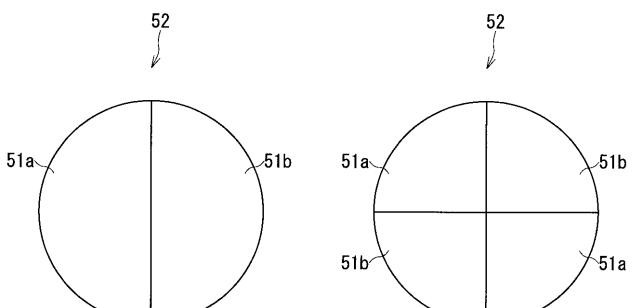
【 図 2 】



【図3】

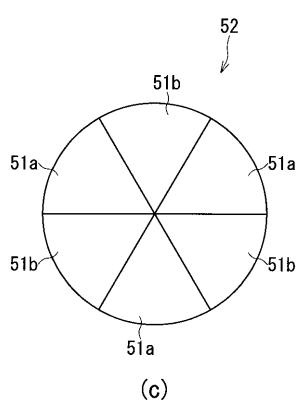


【 図 4 】

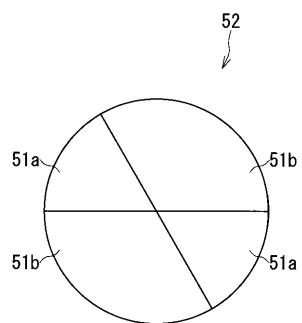


(a)

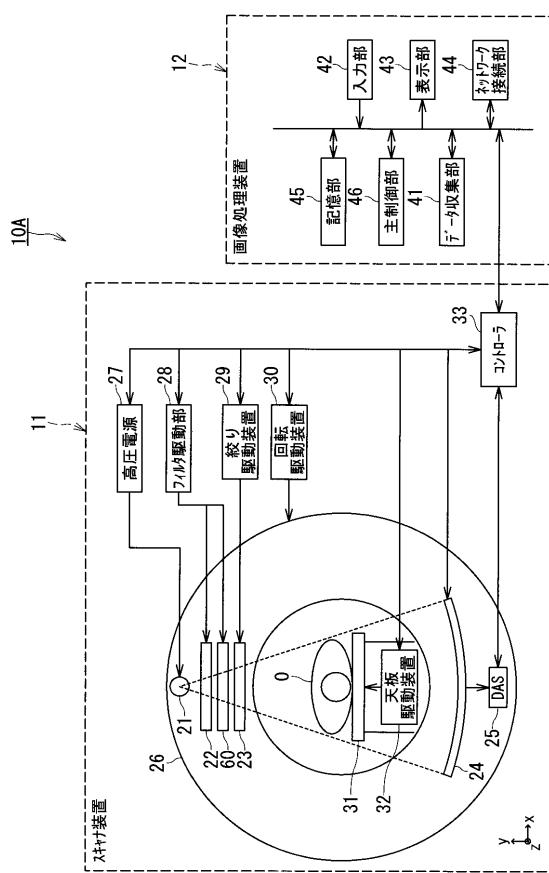
(b)



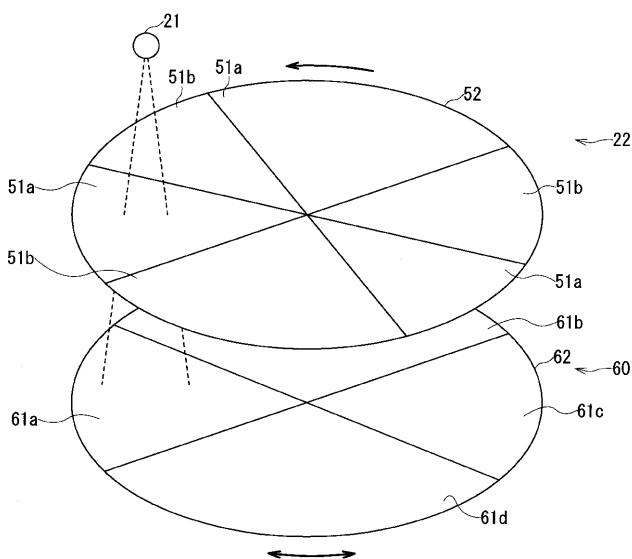
【図5】



【図6】



【図7】



【図8】

回転体52	回転体62	適した管電圧 / kV
フィルタ51a	フィルタ61a	80
フィルタ51b	フィルタ61a	140
フィルタ51a	フィルタ61b	60
フィルタ51b	フィルタ61b	120
フィルタ51a	フィルタ61c	80
フィルタ51b	フィルタ61c	100
フィルタ51a	フィルタ61d	60
フィルタ51b	フィルタ61d	100