

(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

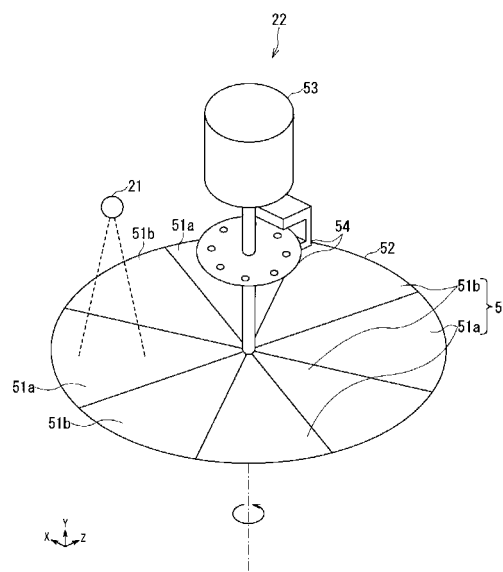
(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】デュアルエネルギ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】

デュアルエネルギー撮影可能に構成された X 線 CT 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圧電源を制御する電源制御部と、

前記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 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 CT 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圧電源を制御し、

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 CT 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圧電源を制御し、

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 CT 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圧電源を制御し、

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 CT 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 CT 撮影に適した線質となる X 線透過特性を有する、

10

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の X 線 CT 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、

20

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、

30

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 CT 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 CT 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、

40

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 CT 装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

## 【 0 0 0 1 】

本発明の実施形態は、X線CT装置に関する。

## 【 背景技術 】

## 【 0 0 0 2 】

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80 kVなど）と高い電圧（たとえば140 kV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 】

## 【 0 0 0 3 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 9 - 2 8 1 1 0 号 公 報

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 4 】

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

## 【 0 0 0 5 】

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1 kHz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。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 6 】

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 】

40

## 【 0 0 0 7 】

【 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。

【 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、デュアルエネルギー撮影可能に構成された一管球型の X 線 CT 装置である。

(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。

【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。

【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。

【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）のものをを用いてもよい。

【0017】

DAS 25 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

10

20

30

40

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。

【 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 8 0 k V 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 1 4 0 k V など）を出力することを繰り返す。

【 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。

【 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。

【 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。

【 0 0 2 4 】

天板 3 1 は、患者 O を載置可能に構成される。

【 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。

【 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。

【 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。

【 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。

【 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

10

20

30

40

50

されたデータは、記憶部 4 5 に記憶される。

【 0 0 3 0 】

入力部 4 2 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 4 6 に出力する。

【 0 0 3 1 】

表示部 4 3 は、たとえば液晶ディスプレイや O L E D (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 4 6 の制御に従って各種画像を表示する。

【 0 0 3 2 】

ネットワーク接続部 4 4 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 4 4 は、この各種プロトコルに従って画像処理装置 1 2 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氣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 L A N などの無線 / 有線 L A N 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。

【 0 0 3 3 】

記憶部 4 5 は、磁氣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 4 6 の C P U 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 4 5 は、データ収集部 4 1 によって収集されたデータなどを記憶する。

【 0 0 3 4 】

主制御部 4 6 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、スキャナ装置 1 1 のコントローラ 3 3 を制御する。主制御部 4 6 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。主制御部 4 6 の R O M をはじめとする記憶媒体は、画像処理装置 1 2 の起動プログラム、コントローラ 3 3 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。

【 0 0 3 5 】

次に、複数のフィルタ (フィルタ群) 5 1 を有する回転フィルタ体 2 2 の構成について説明する。

【 0 0 3 6 】

図 2 は、回転フィルタ体 2 2 の一構成例を示す概略的な斜視図である。

【 0 0 3 7 】

回転フィルタ体 2 2 は、X 線透過特性が異なる第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフィルタ 5 1 b を有する。第 1 のフィルタ 5 1 a は、第 1 の電圧 (たとえば 8 0 k V) を印加された X 線管 2 1 により照射される X 線を C T 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 5 1 b は、第 2 の電圧 (たとえば 1 4 0 k V) を印加された X 線管 2 1 により照射される X 線を C T 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。

【 0 0 3 8 】

X 線管 2 1 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 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とよい。

【 0 0 3 9 】

そこで、図 2 に示すように、回転フィルタ体 2 2 は回転体 5 2 を有し、回転体 5 2 に対して回転方向に沿って第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフィルタ 5 1 b を交互に配設するとよい。この回転体 5 2 をモータなどの駆動部 5 3 により回転させることで、第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 のフィルタ 5 1 b 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 3 3 は、高圧電源 2 7 が出力する電圧の変化に応じてフィルタ駆動部 2 8 を介して回転体 5 2 の回転を制御することにより、X 線管 2 1 に

10

20

30

40

50

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とができる。

【0040】

駆動部53は、コントローラ33により制御可能に構成される。回転体52の回転状態はタイミングセンサ54により検知される。タイミングセンサ54の出力はコントローラ33に与えられる。コントローラ33は、タイミングセンサ54の出力を用いて駆動部53を介して回転体52の回転速度を制御することができる。

【0041】

図3は、主制御部46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である。

【0042】

図3に示すように、コントローラ33のCPUは、ROM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48およびフィルタ制御部49として機能する。この各部48および49は、RAM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48および49は、コントローラ33のCPU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。

【0043】

電源制御部48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27を制御する。

【0044】

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42を介して設定されてもよいし、主制御部46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好ましい。

【0045】

データ収集部41は、電源制御部48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24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付加して記憶部45に格納する。

【0046】

フィルタ制御部49は、電源制御部48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22の回転体52の回転を制御する。具体的には、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よう、回転体52の回転を制御する。

【0047】

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51aおよび第2のフィルタ51bが等しい中心角  $\theta_0$  を有する扇状の形状であれば、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51aと交差し第2の期間はX線の照射軸が第2のフィルタ51bと交差するよう、回転体52を角速度  $\theta_0 / t_0$  で等速回転させればよい。

【0048】

また、フィルタ制御部49は、第1のフィルタ51a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52を静止させ、第2のフィルタ51bがX線の照射軸と交差するよう回転体52を回転させ、第2の期間だけ回転体52を静止させ、第1のフィルタ51aがX線の照射軸と交差するよう回転体52を回転させることを繰り返してもよい。

【0049】

図4(a)は、第1のフィルタ51aおよび第2のフィルタ51bを各1つ配設された回転体52の一例を示す説明図であり、(b)は、第1のフィルタ51aおよび第2のフ

10

20

30

40

50



フィルタ 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。

【 0 0 5 0 】

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。

【 0 0 5 1 】

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  $\theta_0$  を有する扇状の形状であると ( 図 4 参照 )、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 の回転速度を制御する。すなわち、フィルタ制御部 4 9 は、第 1 の期間は角速度  $\omega_0 / t_1$  となり、第 2 の期間は角速度  $\omega_0 / t_2$  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。

【 0 0 5 2 】

また、この場合でも、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  $t_1$  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。

【 0 0 5 3 】

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。

【 0 0 5 4 】

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  $\theta_1$  および  $\theta_2$  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。

【 0 0 5 5 】

このため、第 1 のフィルタ 5 1 a の中心角  $\theta_1$  に対する第 2 のフィルタ 5 1 b の中心角  $\theta_2$  の比  $\theta_2 / \theta_1$  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 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  $\omega_0 / t_1$  (  $= \theta_2 / t_2$  ) で等速回転させればよい。

【 0 0 5 6 】

また、この場合でも、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  $t_1$  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。

【 0 0 5 7 】

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ネルギー撮影では、管電圧を切り替える周期が短い。一方、フィルタは X 線管 2 1 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ネルギー撮影を行う場合、X 線管 2 1 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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 8 】

本実施形態に係る X 線 C T 装置 1 0 は、第 1 の電圧に適した第 1 のフィルタ 5 1 a および第 2 の電圧に適した第 2 のフィルタ 5 1 b を配設された回転体 5 2 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、デュアルエネルギ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 C T 装置 1 0 によれば、1 つの X 線管を用いたデュアルエネルギー撮影であっても、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、デュアルエネルギ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 5 2 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 )

## 【 0 0 5 9 】

次に、本発明に係る X 線 C T 装置の第 2 実施形態について説明する。

## 【 0 0 6 0 】

図 6 は、本発明の第 2 実施形態に係る X 線 C T 装置 1 0 A の一例を示す概略的な全体構成図である。

## 【 0 0 6 1 】

この第 2 実施形態に示す X 線 C T 装置 1 0 A は、高圧電源 2 7 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 6 0 を備えた点で第 1 実施形態に示す X 線 C T 装置 1 0 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 C T 装置 1 0 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

## 【 0 0 6 2 】

デュアルエネルギー撮影において、X 線管 2 1 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 X Y 断面が楕円である場合、1 回転の C T スキャンの間に線量が可変であるとさらに好ましい。

## 【 0 0 6 3 】

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ネルギー撮影では、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、一般にデュアルエネルギー撮影においてフィラメント電流は一定に保たれる。

30

## 【 0 0 6 4 】

X 線管 2 1 に流れる電流（以下、管電流という）は、X 線管 2 1 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 2 1 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 2 1 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

## 【 0 0 6 5 】

そこで、本実施形態において、高圧電源 2 7 は、電源制御部 4 8 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 2 7 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 4 8 に制御される。

## 【 0 0 6 6 】

50

電源制御部 48 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 27 を制御する。また、電源制御部 48 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 46 が主体的に行ってもよい。この場合、電源制御部 48 は、主制御部 46 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 60 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 60 は、1 また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、回転フィルタ体 22 と協調して 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。X 線管 21 が照射した X 線は、回転フィルタ体 22 および補正用回転フィルタ体 60 を透過することにより線質を調整されて患者 O に向かう。

10

#### 【0068】

図 7 は、回転フィルタ体 22 および補正用回転フィルタ体 60 により X 線管 21 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 60 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 60 が第 1 の補正用フィルタ 61a、第 2 の補正用フィルタ 61b、第 3 の補正用フィルタ 61c および第 4 の補正用フィルタ 61d 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 61a、61b、61c および 61d は、X 線管 21 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 62 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 22 および補正用回転フィルタ体 60 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 21 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 61b 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 22 のフィルタ 51a および 51b 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 60 の第 1 の補正用フィルタ 61a 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 62 の第 1 の補正用フィルタ 61a 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 22 の回転体 52 は、高圧電源 27 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 51a および 51b 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 60 の補正用回転体 62 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 51a および 51b が切り替えられるよう回転すればよい。この回転体 52 および補正用回転体 62 の回転制御は、フィルタ制御部 49 によって行われる。

40

#### 【0073】

フィルタ制御部 49 は、電源制御部 48 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 22 の回転体 52 の回転および補正用回転フィルタ体 60 の補正用回転体 62 の回転を制御する。

#### 【0074】

本実施形態に係る X 線 CT 装置 10A 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 C T 装置 1 0 A は、回転フィルタ体 2 2 と補正用回転フィルタ体 6 0 とが協調して 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。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 2 1 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 C T 装置 1 0 A 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。

#### 【 0 0 7 6 】

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

#### 【 0 0 7 7 】

たとえば、第 2 実施形態に係る X 線 C T 装置 1 0 A は、補正用回転フィルタ体 6 0 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 2 2 を備えてもよい。このとき、複数の回転フィルタ体 2 2 のそれぞれは、電圧の組のそれぞれに対応するように、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 5 2 をそれぞれ備えるとよい。この場合でも、電源制御部 4 8 により選択された電圧の組に応じて回転フィルタ体 2 2 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 2 1 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 】

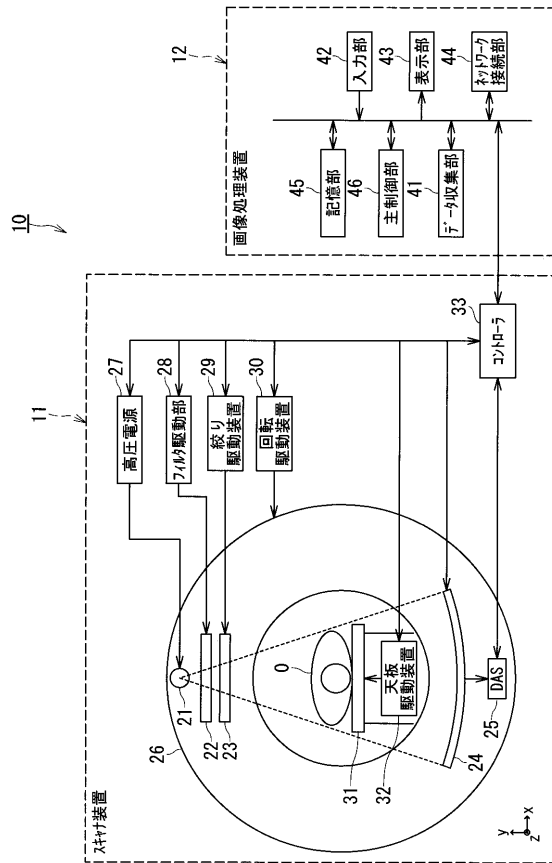
#### 【 0 0 7 8 】

- 1 0 X 線 C T 装置
- 2 1 X 線管
- 2 2 回転フィルタ体
- 2 7 高圧電源
- 2 8 フィルタ駆動部
- 3 3 コントローラ
- 4 6 主制御部
- 4 8 電源制御部
- 4 9 フィルタ制御部
- 5 1 フィルタ群
- 5 1 a 第 1 のフィルタ
- 5 1 b 第 2 のフィルタ
- 5 2 回転体
- 5 3 駆動部
- 6 0 補正用回転フィルタ体
- 6 1 a 第 1 の補正用フィルタ
- 6 1 b 第 2 の補正用フィルタ
- 6 1 c 第 3 の補正用フィルタ
- 6 1 d 第 4 の補正用フィルタ
- 6 2 補正用回転体

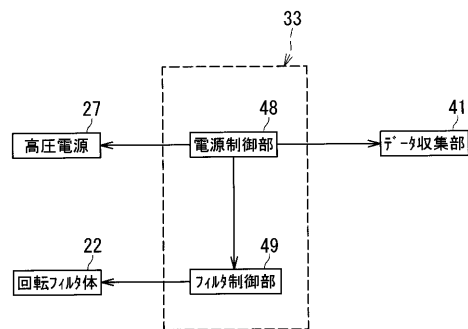
30

40

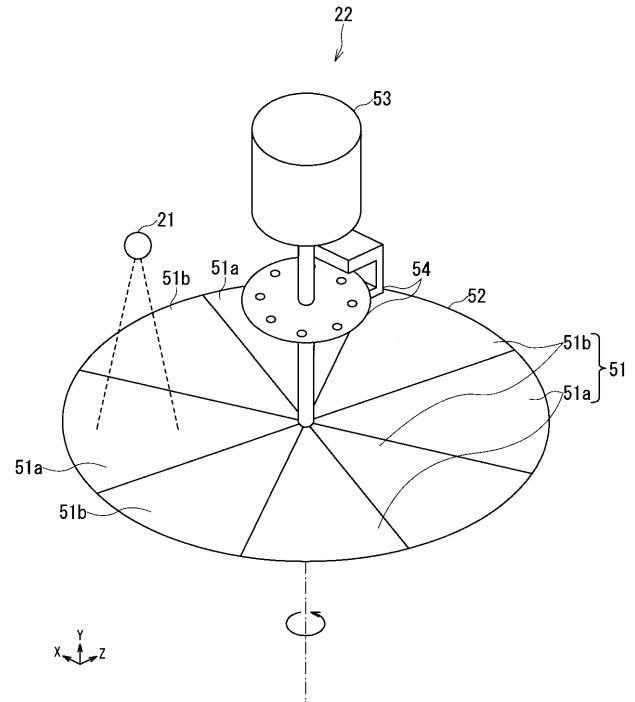
【 図 1 】



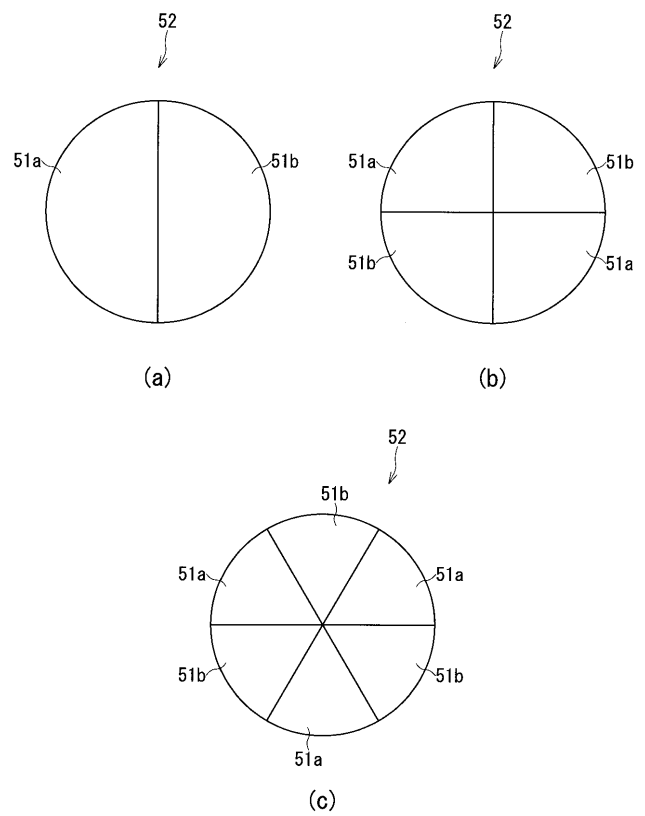
【 図 3 】



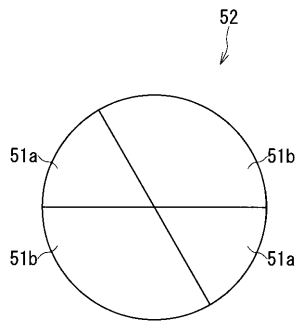
【 図 2 】



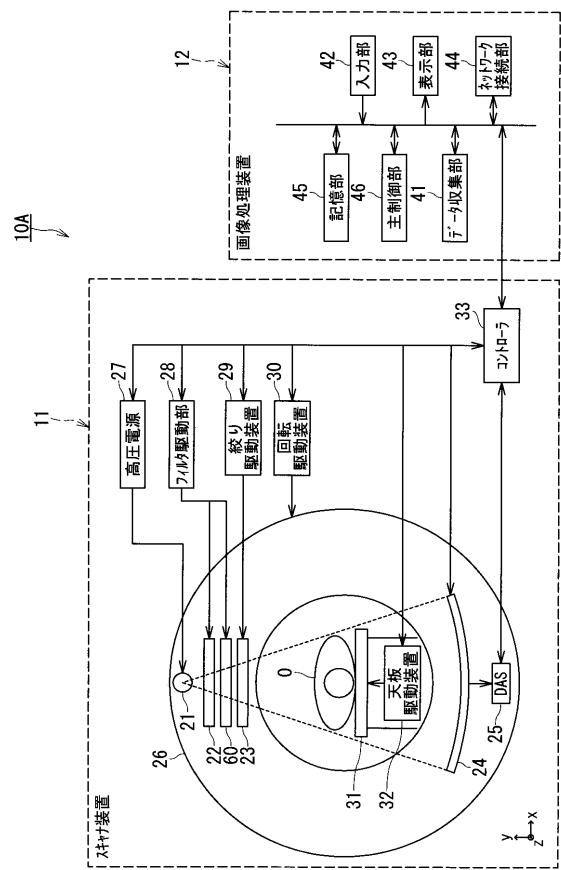
【 図 4 】



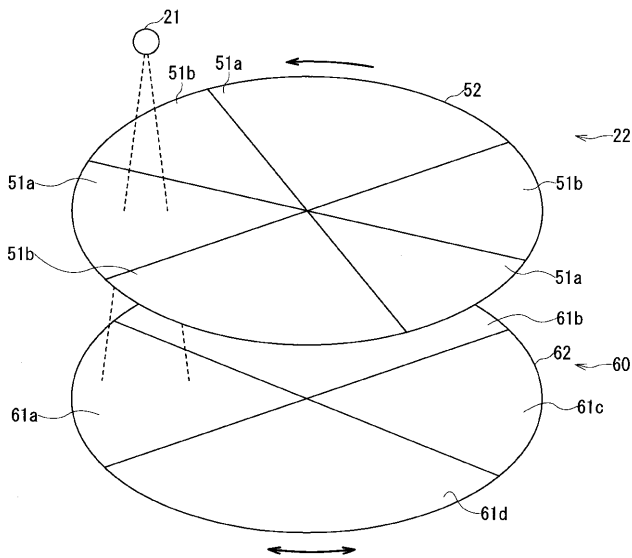
【 図 5 】



【 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