

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6777556号
(P6777556)

(45) 発行日 令和2年10月28日 (2020.10.28)

(24) 登録日 令和2年10月12日 (2020.10.12)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 3 5 0 G
A 6 1 B 6/03 3 3 1
A 6 1 B 6/03 3 2 0 C

請求項の数 11 (全 18 頁)

(21) 出願番号

特願2017-8493 (P2017-8493)

(22) 出願日

平成29年1月20日 (2017.1.20)

(65) 公開番号

特開2018-114211 (P2018-114211A)

(43) 公開日

平成30年7月26日 (2018.7.26)

審査請求日

令和1年7月1日 (2019.7.1)

(73) 特許権者 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号

(74) 代理人 110000350

ポレール特許業務法人

(72) 発明者 土田 潤介

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

審査官 伊藤 昭治

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線管と、

前記X線管に対向配置され、前記X線管からのX線の強度を出力するX線検出素子を複数有するX線検出器と、

前記X線管及び前記X線検出器を搭載し、被検体の周囲を回転する回転盤と、

前記X線管の焦点移動量を算出し、算出した焦点移動量から焦点移動補正量を算出する焦点移動補正量算出装置と、

前記焦点移動補正量に基づき焦点移動補正を行う焦点移動補正装置とを有し、

前記焦点移動補正量算出装置は、前記X線検出器のX線検出素子の各々について被検体による遮蔽の有無を判定し、遮蔽されていないと判定されたX線検出素子から所定の条件を満たすX線検出素子を選択し、選択されたX線検出素子の出力値から焦点移動量を算出するX線CT装置。

【請求項 2】

請求項1において、

前記焦点移動補正量算出装置は、前記X線検出器のX線検出素子の各々について故障の有無を判定し、遮蔽されていない、または故障していないと判定されたX線検出素子から前記所定の条件を満たすX線検出素子を選択し、選択されたX線検出素子の出力値から焦点移動量を算出するX線CT装置。

【請求項 3】

10

20

請求項 2 において、

前記回転盤が回転し、前記 X 線管からの X 線が異なる角度で被検体に複数回照射されることにより、前記 X 線検出器から複数個の投影データが出力され、

前記焦点移動補正量算出装置は、前記複数個の投影データの各々について焦点移動量を算出し、算出された複数の焦点移動量の代表値を前記焦点移動補正量として算出する X 線 CT 装置。

【請求項 4】

請求項 3 において、

前記焦点移動補正量算出装置は、前記所定の条件として、

前記 X 線検出器の中心を通りチャネル方向に伸びる第 1 の軸に対して線対称位置にある X 線検出素子の対、または前記 X 線検出器の中心に対して点対称位置にある X 線検出素子の対であって、

前記 X 線検出器の中心を通りスライス厚方向に伸びる第 2 の軸の方向に対して最も外側、かつ前記第 1 の軸の方向に対して最も内側に位置する X 線検出素子の対を含む X 線 CT 装置。

【請求項 5】

請求項 4 において、

前記焦点移動補正量算出装置は、前記所定の条件を満たす複数の X 線検出素子の対を選択し、

前記複数の X 線検出素子の対は、それぞれ前記第 1 の軸よりも被検体を載せる寝台側に位置するフロント側 X 線検出素子と、前記フロント側 X 線検出素子と前記第 1 の軸に対して線対称位置または前記 X 線検出器の中心に対して点対称位置にあるリア側 X 線検出素子との対であり、

前記複数の X 線検出素子の対における複数の 前記 フロント側 X 線検出素子の出力値の代表値、及び前記複数の X 線検出素子の対における複数の 前記 リア側 X 線検出素子の出力値の代表値から焦点移動量を算出する X 線 CT 装置。

【請求項 6】

請求項 3 において、

前記焦点移動補正量算出装置は、選択された X 線検出素子の出力値に対して、前記 X 線検出器に照射される X 線強度のチャネル方向への不均一に起因するチャネル方向の X 線検出素子の出力特性の補正を行った補正出力値を用いて焦点移動量を算出する X 線 CT 装置。

【請求項 7】

請求項 3 において、

前記焦点移動補正量算出装置は、選択された X 線検出素子の出力値に対して、前記 X 線検出器に照射される X 線強度のスライス厚方向への不均一に起因するスライス厚方向の X 線検出素子の出力特性の補正を行った補正出力値を用いて焦点移動量を算出する X 線 CT 装置。

【請求項 8】

請求項 3 において、

前記焦点移動補正量算出装置は、選択された X 線検出素子の出力値に対して、前記 回転盤の回転に起因する前記回転盤の回転角度に対する X 線検出素子の出力変動特性の補正を行った補正出力値を用いて焦点移動量を算出する X 線 CT 装置。

【請求項 9】

請求項 1 ~ 8 のいずれか一項において、

前記焦点移動補正装置は前記焦点移動補正量に基づき前記 X 線管の位置を移動させる X 線 CT 装置。

【請求項 10】

請求項 1 ~ 8 のいずれか一項において、

前記焦点移動補正装置は前記焦点移動補正量に基づき前記 X 線検出器の位置を移動させ

10

20

30

40

50

る X 線 C T 装置。

【請求項 1 1】

請求項 1 ~ 8 のいずれか一項において、

前記 X 線管から発生する X 線の照射領域を成形するコリメータを有し、

前記焦点移動補正装置は前記焦点移動補正量に基づき前記コリメータの位置を移動させる X 線 C T 装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、 X 線 C T (Computed Tomography) 装置に関し、特に X 線管の焦点移動補正

10

に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

X 線 C T 装置とは、被検体に X 線を照射する X 線源と、被検体を透過した X 線量を投影データとして検出する X 線検出器とを被検体の周囲で回転させることにより得られる複数角度からの投影データを用いて被検体の断層画像を再構成し、再構成された断層画像を表示するものである。 X 線 C T 装置で表示される画像は、被検体の中の臓器の形状を描写するものであり、画像診断に使用される。

【0 0 0 3】

X 線源は円錐台形状の回転する陽極と電子ビームを放出する陰極を備え、陽極の側面に陰極が放出した電子ビームを当てることで X 線を照射する。陽極における電子ビームの衝突点が X 線源の焦点である。焦点は、陽極の熱膨張や X 線 C T 装置の回転による遠心力などの外力によって位置が変動（移動）する。一方、 X 線検出器は、複数の X 線検出素子から構成されており各素子の X 線感度は異なる。そのため、 X 線 C T 装置は、被写体を撮影する本撮影前に X 線検出器を構成する素子の X 線感度の補正を行うためのキャリブレーションデータを取得および記憶し、そのキャリブレーションデータを用いて本撮影時において X 線を検出する各素子の X 線感度を補正し、断層画像を再構成する。

20

【0 0 0 4】

このため、キャリブレーションデータ取得時と本撮影時とで X 線源の焦点位置が移動すると、 X 線の感度特性が変化して補正が正しく行われず、断層画像にアーチファクトや C T 値の変動が生じてしまう。この X 線源の焦点移動に対して、特許文献 1 に示すように、 X 線源の焦点移動量を X 線検出器の任意の列の出力値を用いて算出し補正する技術が提案されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 5】

【特許文献 1】特開 2001 - 95792 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 6】

特許文献 1 では、本撮影中に X 線源の焦点移動量を算出するのに用いる X 線検出器の任意の列が被検体によって一部でも遮られた場合では X 線源の焦点移動補正が中断する。そのため、断層画像にアーチファクトや C T 値の変動といった画質劣化が生じたり、無効被ばくが生じたりする可能性がある。

40

【0 0 0 7】

本撮影中に X 線源の焦点移動量を算出するのに用いる X 線検出器の任意の列が被検体によって一部が遮られた場合でも、 X 線源の焦点移動補正を行うのを可能とすることが求められる。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 8】

50

X線管と、X線管に対向配置され、X線管からのX線の強度を出力するX線検出素子を複数有するX線検出器と、X線管及びX線検出器を搭載し、被検体の周囲を回転する回転盤と、X線管の焦点移動量を算出し、焦点移動量から焦点移動補正量を算出する焦点移動補正量算出装置と、焦点移動補正量に基づき焦点移動補正を行う焦点移動補正装置とを有し、焦点移動補正量算出装置は、X線検出器のX線検出素子の各々について被検体による遮蔽の有無を判定し、遮蔽されていないと判定されたX線検出素子から所定の条件を満たすX線検出素子を選択し、選択されたX線検出素子の出力値から焦点移動量を算出する。

【発明の効果】

【0009】

本撮影中にX線を減弱させる被検体によってX線検出器の特定列の一部が遮られた場合 10 でもX線源の焦点移動補正が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】実施例1に係るX線CT装置の構成図である。

【図2】X線検出器の構成図である。

【図3】X線CT装置の撮影処理フローである。

【図4】焦点移動補正処理フローである。

【図5A】X線検出素子の選択例である。

【図5B】X線検出素子の選択例である。

【図6A】X線検出素子の別の選択例である。

【図6B】X線検出素子の別の選択例である。

【図7A】機械的な誤差によるX線の歪みを説明するための図である。

【図7B】機械的な誤差によるX線の強度の不均一を説明するための図である。

【図8】X線の歪みや強度不均一が生じた場合のX線出力特性を説明するための図である

。

【図9】焦点移動補正処理フローの変形例である。

【図10】ヒール効果を説明するための図である。

【図11】ヒール効果によるX線の強度の不均一を説明するための図である。

【図12】ヒール効果による強度の不均一が生じた場合のX線出力特性を説明するための図である。 30

【図13A】回転盤回転角度によるフロント側X線検出素子の出力変動を示す図である。

【図13B】回転盤回転角度によるリア側X線検出素子の出力変動を示す図である。

【図14】実施例2に係るX線CT装置の構成図である。

【図15】実施例3に係るX線CT装置の構成図である。

【図16A】コリメータの位置制御による焦点移動補正を説明するための図である。

【図16B】コリメータの位置制御による焦点移動補正を説明するための図である。

【図16C】コリメータの位置制御による焦点移動補正を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【実施例1】

【0011】

図1は実施例1にかかるX線CT装置1の構成図である。X線CT装置1はスキャンガントリ部100と操作卓120とを備える。スキャンガントリ部100は、X線管101と、回転盤102と、コリメータ103と、X線検出器104と、焦点移動補正量算出装置105と、焦点移動補正装置106と、回転盤制御装置107と、X線管制御装置108とを備えている。X線管101は被検体に照射するX線を発生させるX線源装置である。回転盤102は、X線管101とコリメータ103とX線検出器104とを搭載し、被検体109の周囲を回転する。回転盤102を回転させることにより、X線管101とX線検出器104は少しずつ角度の異なる多数の投影データを収集する。コリメータ103はX線管101から発生されるX線の放射領域を成形する装置である。

【0012】

10

20

30

40

50

X線検出器104は、回転盤102にX線管101と対向配置され、図2に示すように多数のX線検出素子131を回転盤102の回転軸に平行なスライス厚方向にI個、回転盤102の回転方向に平行なチャネル方向にJ個、2次元に配列したものである。X線検出器104は各々のX線検出素子131の出力を集積し、投影データとして出力する。X線管101はX線検出素子131の中心132と対向するように回転盤102に配置される。中心132を通って、チャネル方向に伸びる軸をy軸、中心132を通って、スライス厚方向に伸びる軸をz軸と称する。また、I×J個のX線検出素子131で構成されたX線検出器104において、X線検出素子131のそれぞれをその座標にて特定する。図2に示すように、左下隅の座標を(1, 1)、右下隅の座標を(1, J)、左上隅の座標を(I, 1)、右上隅の座標を(I, J)とする。さらに、y軸よりも下側(X線CT装置1としては、被検体109を載せる寝台(図示せず)側)に位置するX線検出素子をフロント側X線検出素子、y軸よりも上側のX線検出素子をリア側X線検出素子と称することもある。

【0013】

X線検出器104からの投影データは、焦点移動補正量算出装置105および画像演算装置122に送信される。焦点移動補正量算出装置105は、焦点移動量を算出し焦点移動補正装置106に補正量を送信する装置である。焦点移動補正装置106は、送信された補正量に基づきX線管101の位置を制御することで焦点移動の影響を補正する装置である。

【0014】

回転盤制御装置107は操作卓120のシステム制御装置124からの指令に従い回転盤102の回転およびコリメータ103の位置を制御する装置である。X線管制御装置108はシステム制御装置124からの指令に従いX線管101に入力される電力を制御する装置である。

【0015】

操作卓120は、入力装置121と画像演算装置122と表示装置125と記憶装置123とシステム制御装置124とを備えている。入力装置121は、被検体氏名、検査日時、撮影条件などを入力するための装置であり、具体的にはキーボードやポインティングデバイスである。画像演算装置122は、X線検出器104の出力データを演算処理してCT画像再構成を行う装置である。表示装置125は、画像演算装置122で作成されたCT画像を表示する装置であり、具体的にはCRT(Cathode-Ray Tube)や液晶ディスプレイ等である。記憶装置123は、X線検出器104の出力する投影データおよび画像演算装置122で作成されたCT画像の画像データを記憶する装置であり、具体的にはHDD(Hard Disk Drive)等である。システム制御装置124は、検査者による入力装置121からの指示を受けて、操作卓120及びスキャンガントリ部100の回転盤制御装置107とX線制御装置108とを制御する。

【0016】

次に、図3を用いてX線CT装置の撮影処理フローを説明する。まず、入力装置121を介して撮影条件が設定される(ステップS201)。撮影条件は、X線管電圧やX線管電流、回転速度、コリメーション、撮影時間などである。入力された撮影条件に基づき、回転盤制御装置107は回転盤102の回転および、X線の放射領域を成形するためコリメータ103の位置を制御する(ステップS202)。

【0017】

ステップS203にて、X線管制御装置108がX線管101に入力する電力を制御することにより、X線管101は撮影条件に応じたX線を照射する。X線検出器104は、X線管101から照射され、被検体を透過したX線を多数のX線検出素子131で検出し投影データとして出力する。

【0018】

ステップS205では、ステップS201で入力された撮影時間分の投影データを取得したかにより撮影終了を判定する。必要な投影データを取得完了した場合は撮影終了処理

10

20

30

40

50

(ステップS206)へ移行する。投影データの取得が未完の場合は、回転盤制御装置107は回転盤102を所定角度回転させ、異なる角度から被検体に再度X線を照射し、被検体を透過したX線をX線検出器104で検出し、投影データとして出力する(ステップS203)。

【0019】

回転盤102を1回転させる間に例えれば千回から数千回の投影データの取得が行われる。一連の投影データ取得の途中でX線源の焦点位置が移動するとX線の感度特性が変化し、画像劣化の原因となる。このような変化を抑制するため、撮影期間中に1または複数回、焦点移動に対する補正を実施する(ステップS204)。例えば、回転盤102の任意の回転角度ごと、例えは、360°毎に焦点移動補正を行ってもよいし、45°毎に焦点移動補正を行ってもよい。焦点移動補正の詳細については以下で詳述する。

10

【0020】

ステップS206にて、撮影終了処理として、X線管制御装置108はX線管101に入力する電力を制御し、X線管101によるX線照射を終了する。また、回転盤制御装置107によって回転盤102の回転を停止させる。

【0021】

なお、図3には示していないが、撮影終了処理(ステップS206)実行後において、X線検出器104が取得した様々な角度からの投影データは画像演算装置122に送信され、CT画像として再構成される。再構成して得られたCT画像は表示装置125に表示される。

20

【0022】

焦点移動補正の処理方法について図4を用いて説明する。焦点移動補正処理は、焦点移動補正量算出装置105による焦点移動補正量の算出と焦点移動補正装置106による算出した補正量に基づく補正を含む。焦点移動補正量の算出にあたっては、M個の投影データに基づいて算出するものとする。すなわち、角度 θ_c にて焦点移動補正量を補正するものとすると、それ以前に取得される θ_{c-m} (1 ≤ m ≤ M)にて被検体にX線を照射して得られるM個の投影データから角度 θ_c における焦点移動補正量を算出する。

【0023】

まず、ステップS301にて、角度 θ_{c-m} にてX線検出素子131が被検体によって遮られていかないかの判定(遮蔽判定)および故障していないかの判定(故障判定)をする。遮蔽判定の方法は、座標(i, j)のX線検出素子の出力値 $d(i, j, \theta_{c-m})$ と被検体が座標(i, j)のX線検出素子を遮らないときの管電流あたりの出力値 $d_{Air}(i, j)$ との比 $D(i, j, \theta_{c-m})$ を(数1)により算出し、 $D(i, j, \theta_{c-m})$ が遮蔽判定閾値E以上であれば遮蔽なし、 $D(i, j, \theta_{c-m})$ がEより小さければ遮蔽ありとする。

30

【0024】

【数1】

$$D(i, j, \theta_{c-m}) = \frac{d(i, j, \theta_{c-m})}{d_{Air}(i, j)} \quad (数1)$$

40

【0025】

なお、 $d_{Air}(i, j)$ は、予め被検体が座標(i, j)のX線検出素子を遮らない時に取得した角度 θ_{c-m} における出力値でもよいし、様々な角度における出力値の平均値を用いてもよい。遮蔽判定閾値Eは、例えは0.9であり適宜適切な値を設定する。

【0026】

故障判定の方法は遮蔽判定と同様に、(数1)により算出される $D(i, j, \theta_{c-m})$ が故障判定上限閾値Fu以上、または故障判定下限閾値Flより小さければ出力値が異常なため故障と判定する。故障判定上限閾値Fuは、例えは1.5であり適宜適切な値を設定する。同様に、故障判定下限閾値Flは、例えは0であり適宜適切な値を設定する。

【0027】

50

次に、ステップ S 3 0 2 にて焦点移動量の算出に用いる X 線検出素子 1 3 1 を選択する。焦点移動量の算出には、X 線検出器 1 0 4 のうち、フロント側 X 線検出素子の出力値 d_f とリア側 X 線検出素子の出力値 d_r の 1 つずつの対 (d_f, d_r) を選択して用いる。出力値 d_f と出力値 d_r とは、角度 θ_{c-m} にて X 線を照射したときに被検体によって遮られていな正常な X 線検出素子 1 3 1 の出力値の中から、次の 2 つの条件を満たす出力値の対 (d_f, d_r) とする。

【0 0 2 8】

条件 1 : X 線検出器 1 0 4 の y 軸に対して線対称位置にある X 線検出素子 1 3 1 の出力値の対か、X 線検出器 1 0 4 の中心 1 3 2 に対して点対称位置にある X 線検出素子 1 3 1 の出力値の対である。

10

【0 0 2 9】

条件 2 : X 線検出器 1 0 4 の z 軸方向に対して最も外側、かつ y 軸方向に対して最も内側に位置する X 線検出素子 1 3 1 の出力値の対である。

【0 0 3 0】

なお、条件を満たす出力値の対が複数ある場合は、y 軸方向 (チャネル方向) の座標 j が最も小さい X 線検出素子の出力値を含む対を優先して選択する。

【0 0 3 1】

図 5 A, 図 5 B に、条件 1 及び条件 2 に基づき選択された X 線検出素子 1 3 1 の対の例を示す。X 線管 1 0 1 および X 線検出器 1 0 4 が被検体 1 0 9 の正面にある場合が図 5 A であり、側面にある場合が図 5 B である。被検体によって遮蔽されている X 線検出素子については網掛けで示している。なお、図では X 線管 1 0 1 からの X 線が照射される範囲の X 線検出器 1 0 4 を示している。すなわち、撮影時のスライス厚の設定によっては撮影時にそもそも X 線が照射されない X 線検出素子 1 3 1 が存在する可能性があるが、それらについては表示を省略している。

20

【0 0 3 2】

投影データ毎に、遮蔽されておらず、かつ正常な X 線検出素子から条件 1 および条件 2 を満たす X 線検出素子の出力値の対を選択する。このように 2 つの条件を設けた理由は、(1) 焦点移動量の検知をしやすくするため、X 線ビームのプロファイル形状の裾野付近のデータを取得するため、z 軸方向にはできるだけ離れた X 線検出素子の対を選択する、(2) 後述する取り付け誤差のように他の要因による強度変化を受けるため、y 軸方向には中心 (または z 軸) にできるだけ近接した X 線検出素子の対を選択する、ようにしたものである。

30

【0 0 3 3】

図 5 A の例では、(d_f, d_r) として (X 線検出素子 5 1 の出力値, X 線検出素子 5 2 の出力値) を選択する。なお、y 軸に対してリア側 X 線検出素子 5 2 と線対称の位置にある X 線検出素子も条件 1, 2 を満たしているが、y 軸方向の座標 j がより小さいフロント側 X 線検出素子 5 1 を選択している。また、図 5 B の例では、(d_f, d_r) として (X 線検出素子 5 3 の出力値, X 線検出素子 5 4 の出力値) を選択する。

【0 0 3 4】

ステップ S 3 0 3 にて、角度 θ_{c-m} にて X 線を照射することによって取得された撮像データにおいて選択された X 線検出素子の出力値の対 ($d_f(\theta_{c-m}), d_r(\theta_{c-m})$) を用いて焦点移動量 Z ($R(\theta_{c-m})$) を算出する。焦点移動量 Z は、(数 2) に示す出力値 d_f と出力値 d_r の比 $R(\theta_{c-m})$ と (数 3) に示す比 $R(\theta_{c-m})$ を変数とする多項式により算出する。

40

【0 0 3 5】

【数 2】

$$R(\theta_{c-m}) = \frac{(df(\theta_{c-m}) - dr(\theta_{c-m}))}{(df(\theta_{c-m}) + dr(\theta_{c-m}))} \quad (\text{数 2})$$

【0 0 3 6】

50

【数3】

$$Z(R(\theta_{c-m})) = \sum a_k R(\theta_{c-m})^k \quad (\text{数3})$$

【0037】

数3における多項式の係数 a_k は、 $R(\theta_{c-m})$ と z 軸方向の焦点移動量を関連付ける変換係数である。算出した $Z(R(\theta_{c-m}))$ は記憶しておく。

【0038】

なお、焦点移動補正量算出装置105の $Z(R(\theta_{c-m}))$ の演算処理の負担を軽減するため、 $R(\theta_c)$ に対応する $Z(R(\theta_c))$ を予め算出および記憶しておく、 予め算出した $Z(R(\theta_c))$ を参照して $R(\theta_{c-m})$ に対応する $Z(R(\theta_{c-m}))$ を求めてよい。また、投影データを取得する角度ごとに連続して $Z(R(\theta_{c-m}))$ を算出するのではなく、一定角度ごと、すなわち一定時間間隔をあけて $Z(R(\theta_{c-m}))$ を算出してもよい。 10

【0039】

ステップS304にて、焦点移動量 $Z(R(\theta_{c-m}))$ の算出回数を判定する。焦点移動に対する補正量 $C(\theta_c)$ には例えば、 θ_c 近傍である θ_{c-1} にて算出した $Z(R(\theta_{c-1}))$ を用いることもできるが、複数の $Z(R(\theta_{c-m}))$ ($1 \leq m \leq M$) の代表値を用いればノイズ成分を除去できるため $C(\theta_c)$ の精度が向上する。一方で、 $Z(R(\theta_{c-m}))$ の算出回数を多くすると $C(\theta_c)$ の算出を開始するまでの時間が長くなる。そのため、装置ごとの焦点移動特性を考慮し適切な算出回数 M を設定しておく。 20 $Z(R(\theta_{c-m}))$ の算出回数が設定回数 M よりも少ない場合はステップS301からS303を繰り返し、算出回数が設定回数 M を満たす場合はステップS305に進む。

【0040】

ステップS305にて、角度 θ_c における焦点移動に対する補正量 $C(\theta_c)$ を算出する。複数の $Z(R(\theta_{c-m}))$ ($1 \leq m \leq M$) の代表値の取り方はいろいろ考えられるが、ここで焦点移動量の平均値とし(数4)により算出する。 20

【0041】

【数4】

$$C(\theta_c) = \frac{\sum_{m=1}^M Z(R(\theta_{c-m}))}{M} \quad (\text{数4})$$

30

【0042】

その後、ステップS306にて、焦点移動補正装置106が焦点移動補正量算出装置105の補正量 $C(\theta_c)$ の算出結果に基づき、X線管101の位置を移動させることで焦点移動の影響を補正する。

【0043】

本実施例では、遮蔽判定および故障判定を行った後に、X線検出素子131の出力値の中から適切な出力値を選択してX線管101の焦点移動量を算出して補正するため、被検体によりX線検出器の一部が遮蔽されている場合や特定のX線検出素子131が故障し出力値が異常となっている場合においてもX線管101の焦点移動補正を行うことが可能となる。そのため、被検体の撮影中において焦点移動に起因するアーチファクトやCT値の変動が生じにくくなり断層画像の画質が向上する。また、故障した特定のX線検出素子131が断層画像に与える悪影響が十分小さければX線CT装置1の動作を続けることも可能となる。 40

【0044】

先に、図5A及び図5Bを用いて焦点移動補正量の算出方法について説明したが、本実施例の焦点移動補正量の算出方法はこれに限られない。フロント側X線検出素子の出力値とリア側X線検出素子の出力値との対(d_f, d_r)として、それぞれ複数のフロント側X線検出素子の出力値 d_f の代表値(例えば、加算値または平均値)、複数のリア側X線検出素子の出力値 d_r の代表値(例えば、加算値または平均値)を用いる例について説明 50

する。

【0045】

図5A及び図5Bの例では、条件を満たす1つのフロント側X線検出素子と1つのリア側X線検出素子との対を選択していた。これに対し、図6A及び図6Bの例では、条件を満たす1つのフロント側X線検出素子と1つのリア側X線検出素子との対を複数選択し、選択された対のフロント側X線検出素子の加算値または平均値、選択された対のリア側X線検出素子の加算値または平均値を出力値とする。ただし、選択する対の数が多くなるほど演算負荷が増大するため、この点を考慮して適切な数を定める。

【0046】

図6A、図6Bは条件1及び条件2に基づき選択された4組のX線検出素子131の対の例である。X線管101およびX線検出器104が被検体109の正面にある場合が図6Aであり、側面にある場合が図6Bである。被検体によって遮蔽されているX線検出素子については網掛けで示している。図5A、図5Bと同様にX線管101からのX線が照射される範囲のX線検出器104のみを示している。投影データ毎に、遮蔽されておらず、かつ正常なX線検出素子から条件1および条件2を満たす複数のX線検出素子の出力値の対を選択する。

【0047】

図6Aの例では、出力値 d_f を求めるため4つのフロント側X線検出素子56（出力値 d_f_n ）を、出力値 d_r を求めるため4つのリア側X線検出素子57（出力値 d_r_n ）を選択する。同様に、図6Bの例では、出力値 d_f を求めるため4つのフロント側X線検出素子58（出力値 d_f_n ）を、出力値 d_r を求めるため4つのリア側X線検出素子59（出力値 d_r_n ）を選択する。

【0048】

選択する対の数をNとし、角度 θ_{c-m} にてX線を照射することによって取得された撮像データにおいて選択されたX線検出素子の出力値の複数の組み合わせ（ d_f_n （ θ_{c-m} ）， d_r_n （ θ_{c-m} ））（1 ≤ n ≤ N）を選択し、代表値として平均値を用いるとすると、

【0049】

【数5】

$$df(\theta_{c-m}) = \frac{\sum_{n=1}^N df_n(\theta_{c-m})}{N} \quad (\text{数5})$$

【0050】

【数6】

$$dr(\theta_{c-m}) = \frac{\sum_{n=1}^N dr_n(\theta_{c-m})}{N} \quad (\text{数6})$$

【0051】

（数5）、（数6）により（ $d_f(\theta_{c-m})$ ， $d_r(\theta_{c-m})$ ）を求め、これに基づき、上述の通り、焦点移動量Z（ $R(\theta_{c-m})$ ）、補正量C（ c ）を算出する。

【0052】

このように、角度 θ_{c-m} において複数のX線検出素子131の出力値の複数の組み合わせを選択して焦点移動量の算出を行うためノイズ成分を除去することが可能であり、焦点移動量の精度が向上する。また、ステップS304における焦点移動量の算出回数を低減しても一定の精度を保つことができるため、焦点移動に対する補正量の算出頻度を多くすることができる。

【0053】

さらに、焦点移動補正量の算出方法の別の変形例について説明する。X線CT装置1では、組立時にX線管101やコリメータ103、X線検出器104の取り付け誤差が生じることがあり、このような機械的な誤差は、図7Aに示すようなX線検出器104に照射

10

20

30

40

50

されるX線の歪みや図7Bに示すようなX線強度の不均一を生ずることがある。X線検出器104に照射されるX線71, 72につき、その強度の不均一をその濃淡により表現している。濃度が高い方が、X線強度が高いことを示す。この結果、スライス厚方向i番目のチャネル方向1～J番目におけるX線検出素子(i, 1)～(i, J)の出力値には、例えば、図8に示すような特性が生じる。

【0054】

このような特性を考慮した焦点移動補正量の算出方法を図9に示す。図4と共にステップについては説明を省略するが、ステップS401において、選択したX線検出素子131の出力値にチャネル方向のX線に対する出力特性を考慮した係数(X線出力特性係数(i, j))を乗じて補正を行う。X線出力特性係数(i, j)は予め被検体によって遮られていらない状態で、スライス厚方向i番目のチャネル方向1～J番目におけるX線検出素子(i, 1)～(i, J)の出力値を用いて算出し記憶しておく。

10

【0055】

【数7】

$$d(i, j, \theta_{c-m}) = d'(i, j, \theta_{c-m}) \times \alpha(i, j) \quad (\text{数7})$$

【0056】

$d'(i, j, \theta_{c-m})$ は実測の出力値であり、後続するステップS303では実測の出力値(数7)により補正した出力値 $d(i, j, \theta_{c-m})$ を用いて焦点移動量の算出を行う。

20

【0057】

これにより、チャネル方向のX線検出素子131の出力特性を補正して焦点移動量の算出を行うため、機械的な誤差の影響を低減し高精度な焦点移動量の算出が可能となる。

【0058】

さらに、焦点移動補正量の算出方法の別の変形例について説明する。X線管101は、図10に示すように円錐台形状の回転する陽極201と電子ビーム203を放出する陰極202とを備え、陽極201の側面に陰極202が放出した電子ビーム203を当てることでX線を発生させる。発生したX線は拡散しながら広がるが、X線204の陰極側が陽極201を透過する距離d1とX線204の陽極側が陽極201を透過する距離d2とを比べるとd2の方が長くX線の強度はより減弱するため、X線検出器104に入射するX線は図11に示すようにz軸方向(スライス厚方向)にX線強度が不均一となる(ヒール効果)。X線検出器104に照射されるX線73につき、その強度の不均一をその濃淡により表現している。濃度が高い方が、X線強度が高いことを示す。ヒール効果により、チャネル方向j番目のスライス厚方向1～I番目におけるX線検出素子(1, j)～(I, j)の出力値において図12に示すような特性が生じる。

30

【0059】

このような特性を考慮して、焦点移動補正量の算出を図9にしたがって実行する。ステップS401において、選択したX線検出素子131の出力値にチャネル厚方向のX線に対する出力特性を考慮した係数(ヒール効果補正係数(i, j))を乗じて補正を行う。ヒール効果補正係数(i, j)は予め被検体によって遮られていらない状態で、チャネル方向j番目のスライス厚方向1～I番目におけるX線検出素子(1, j)～(I, j)の出力値を用いて算出し記憶しておく。

40

【0060】

【数8】

$$d(i, j, \theta_{c-m}) = d'(i, j, \theta_{c-m}) \times \beta(i, j) \quad (\text{数8})$$

【0061】

$d'(i, j, \theta_{c-m})$ は実測の出力値であり、後続するステップS303では実測の出力値(数8)により補正した出力値 $d(i, j, \theta_{c-m})$ を用いて焦点移動量の算出を行う。

50

【0062】

これにより、スライス厚方向のX線検出素子131の出力特性を補正して焦点移動量の算出を行うため、ヒール効果の影響を低減し高精度な焦点移動量の算出が可能となる。

【0063】

さらに、焦点移動補正量の算出方法の別の変形例について説明する。X線CT装置1では、回転盤102の回転による遠心力などの外力によってX線管101の焦点移動が生じる。この際、X線検出器104を構成するX線検出素子131の出力は図13A、図13Bに示すような周期的な出力変動特性が生ずる。例えば、フロント側X線検出素子では図13Aのように周期的に出力が大きくなり、逆にリア側X線検出素子では図13Bのように周期的に出力が小さくなる。

10

【0064】

このような特性を考慮して、焦点移動補正量の算出を図9にしたがって実行する。ステップS401において、選択したX線検出素子131の出力値に回転盤回転角度に対する出力特性を考慮した係数(回転盤回転角度係数(i,j,c-m), (i,j,c-m))を乗じて補正を行う。回転盤回転角度係数(i,j,c-m), (i,j,c-m)は予め被検体によって遮られていない状態で、回転盤回転角度毎のX線検出素子の出力値を用いて算出し記憶しておく。

【0065】

【数9】

$$df(i,j,\theta_{c-m}) = df'(i,j,\theta_{c-m}) \times \gamma(i,j,\theta_{c-m}) \quad (\text{数9})$$

20

【0066】

【数10】

$$dr(i,j,\theta_{c-m}) = dr'(i,j,\theta_{c-m}) \times \delta(i,j,\theta_{c-m}) \quad (\text{数10})$$

【0067】

$df'(i,j,c-m)$ はフロント側X線検出素子の実測での出力値、 $dr'(i,j,c-m)$ はリア側X線検出素子の実測での出力値である。後続するステップS303では実測の出力値を(数9)または(図10)により補正した出力値 $df(i,j,c-m)$ または $dr(i,j,c-m)$ を用いて焦点移動量の算出を行う。

30

【0068】

これにより、X線検出素子131の回転盤回転角度に対する周期的な出力変動特性を補正して焦点移動量の算出を行うため、回転盤回転角度の影響を低減し焦点移動に対する補正量の算出ステップS303と焦点移動補正ステップS306に一定の間隔がある場合でも適切な焦点移動補正が可能となる。

【0069】

以上、焦点移動補正の算出方法につきいくつかの変形例を説明したが、これらは単独での、あるいは組み合わせての適用が可能なものである。

【実施例2】

【0070】

次に、実施例2のX線CT装置2について図14を用いて説明する。実施例1のX線CT装置1との異なる点は、焦点移動補正装置110がX線検出器104の位置を制御することで焦点移動の影響を補正することである。焦点移動補正のフローについては図3、図4、図9に示すとおり実施例1と同様であるが、ステップS306(図4、図9)における焦点移動補正実施の処理が異なる。すなわち、ステップS306にて、焦点移動補正装置110が焦点移動補正量算出装置105の算出結果に基づいてX線検出器104の位置を移動させることで焦点移動の影響を補正する。焦点移動補正は、回転盤102の任意の回転角度毎、例えば、360°毎に焦点移動補正を行ってもよいし、45°毎に焦点移動補正を行ってもよい。

40

【実施例3】

50

【0071】

次に、実施例3のX線CT装置3について図15を用いて説明する。実施例1のX線CT装置1との異なる点は、焦点移動補正装置111がコリメータ103の位置を制御することで焦点移動の影響を補正することである。焦点移動補正のフローについては図3、図4、図9に示すとおり実施例1と同様であるが、ステップS306(図4、図9)における焦点移動補正実施の処理が異なる。

【0072】

ステップS306にて、焦点移動補正装置111が焦点移動補正量算出装置105の算出結果に基づいてコリメータ103の位置を移動させることで焦点移動の影響を補正する。すなわち、X線管101の焦点の移動に伴うX線の照射範囲の移動をコリメータ103の位置を制御して補正する。コリメータ103の位置制御による焦点移動補正について図16A～Cを用いて説明する。

10

【0073】

焦点移動前は、図16Aに示すようにX線管101が照射するX線204はX線検出器104の全ての列に入射している。しかしながら、焦点移動が生じることにより、図16Bに示すように、X線管101が照射するX線はX線検出器104の一部の列にしか入射しなくなり、かつX線検出器104の外側に不要なX線が照射するようになる。このような焦点移動に対してコリメータ103の位置制御による焦点移動補正を行うと、図16Cに示すようにX線管101が照射するX線は図16A同様にX線検出器104の全ての列に入射され、図16Bの様な不要なX線の照射がなくなる。焦点移動補正は、回転盤102の任意の回転角度毎、例えば、360°毎に焦点移動補正を行ってもよいし、45°毎に焦点移動補正を行ってもよい。

20

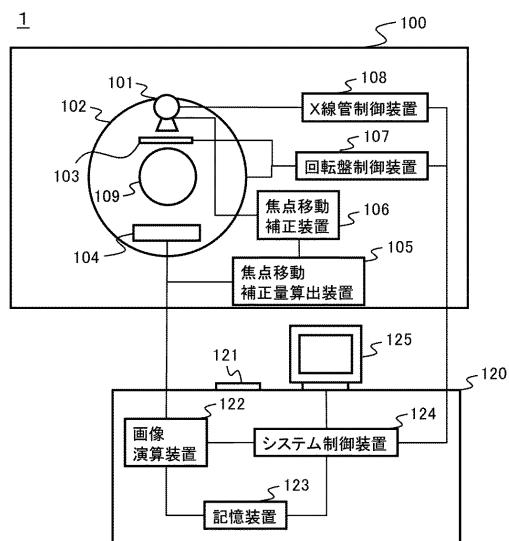
【符号の説明】**【0074】**

1, 2, 3 : X線CT装置、100 : スキャンガントリ部、101 : X線管、102 : 回転盤、103 : コリメータ、104 : X線検出器、105 : 焦点移動補正量算出装置、106, 110, 111 : 焦点移動補正装置、107 : 回転盤制御装置、108 : X線管制御装置、109 : 被検体、120 : 操作卓、121 : 入力装置、122 : 画像演算装置、123 : 記憶装置、124 : システム制御装置、125 : 表示装置、131 : X線検出素子。

30

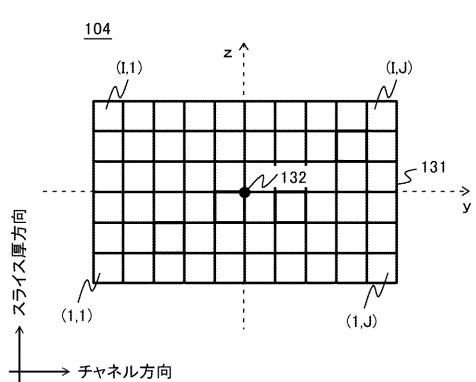
【図1】

図1



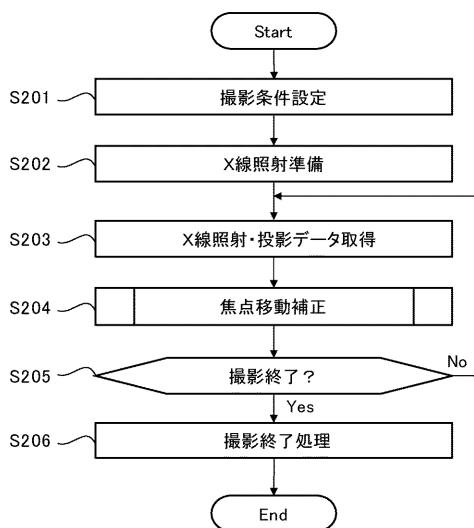
【図2】

図2



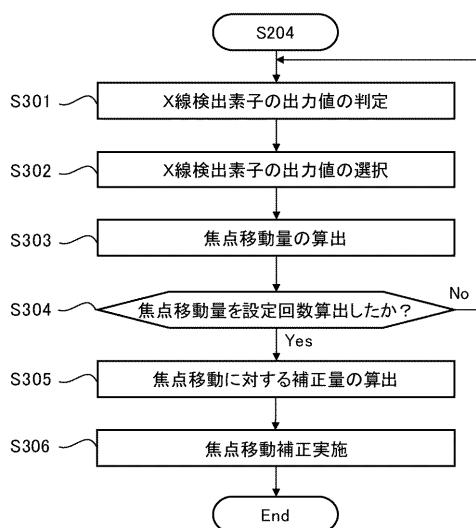
【図3】

図3

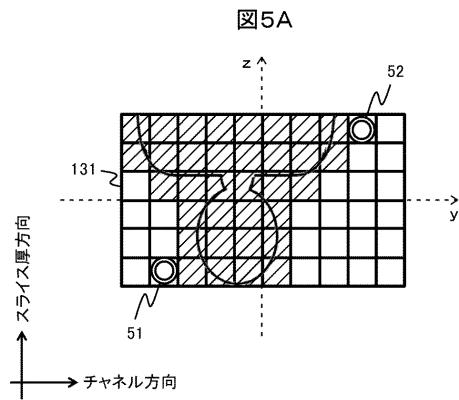


【図4】

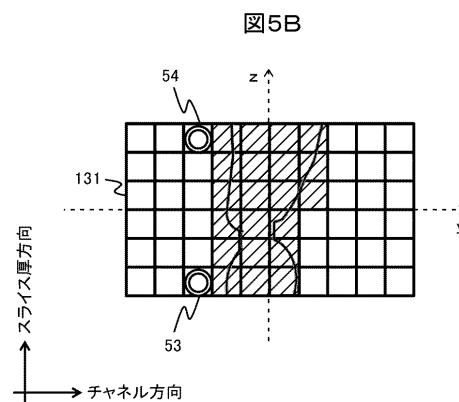
図4



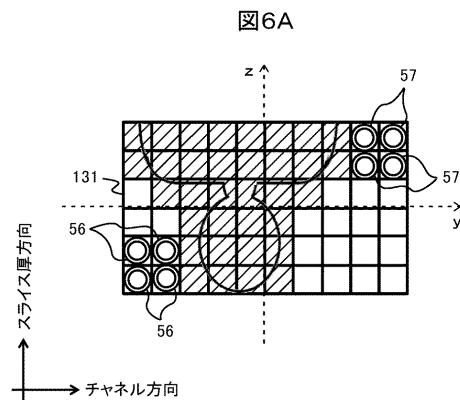
【図 5 A】



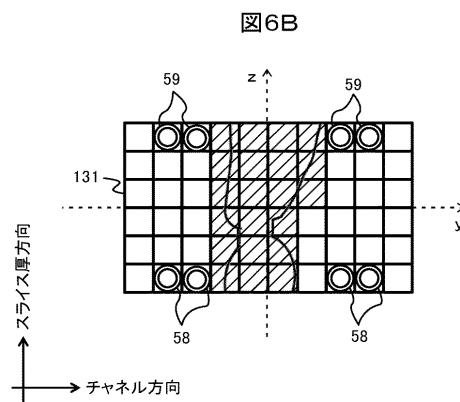
【図 5 B】



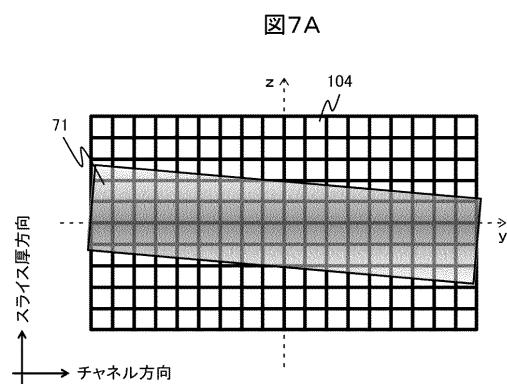
【図 6 A】



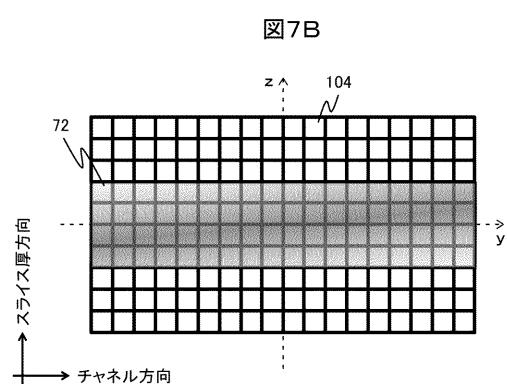
【図 6 B】



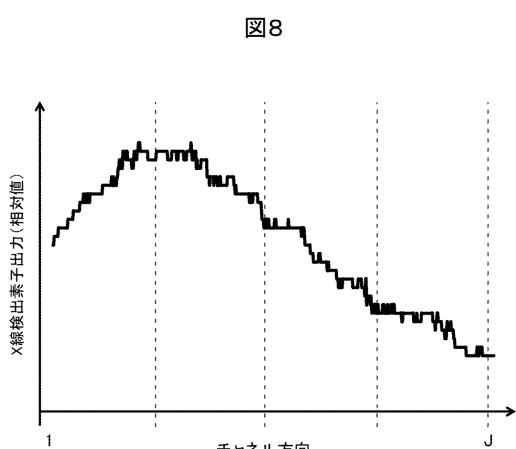
【図 7 A】



【図 7 B】

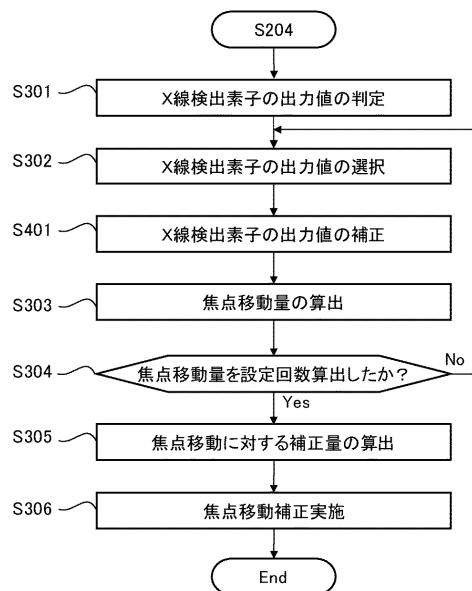


【図 8】



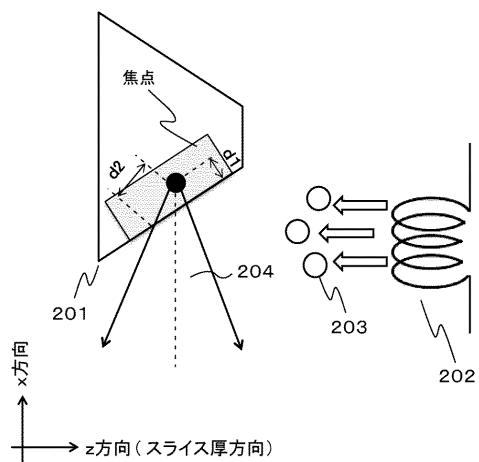
【図9】

図9



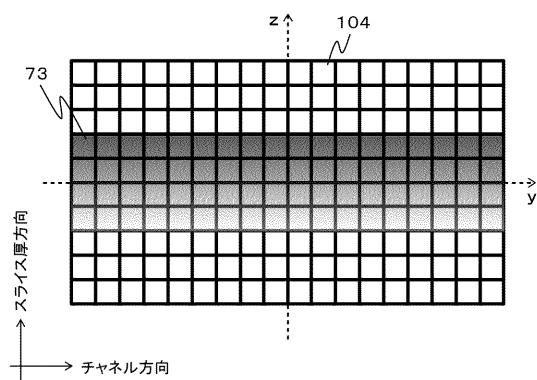
【図10】

図10



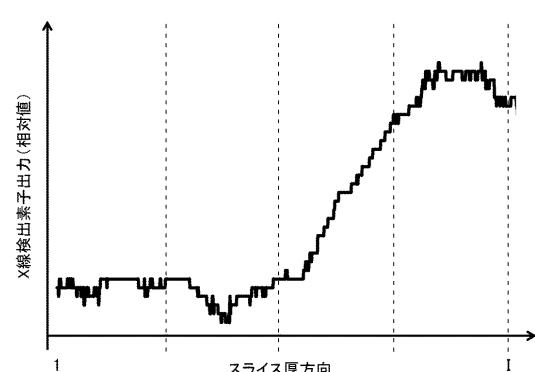
【図11】

図11



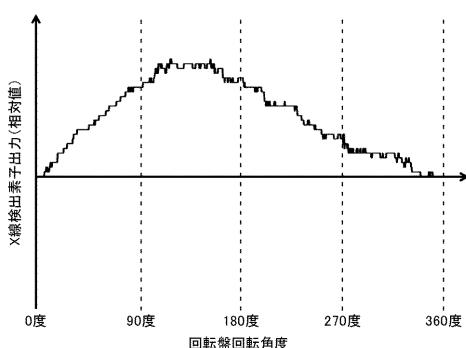
【図12】

図12



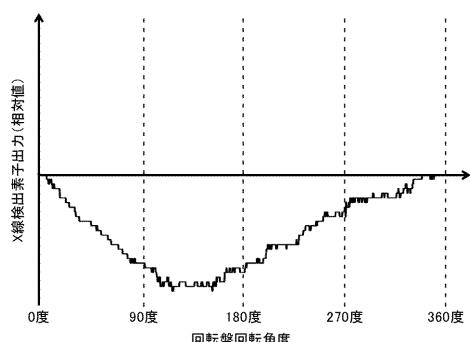
【図13A】

図13A



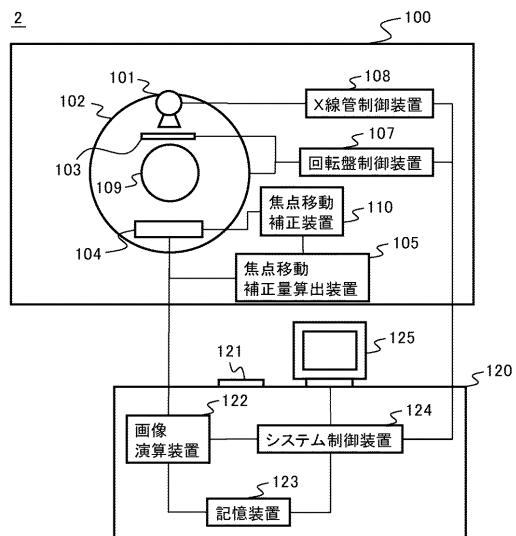
【図13B】

図13B



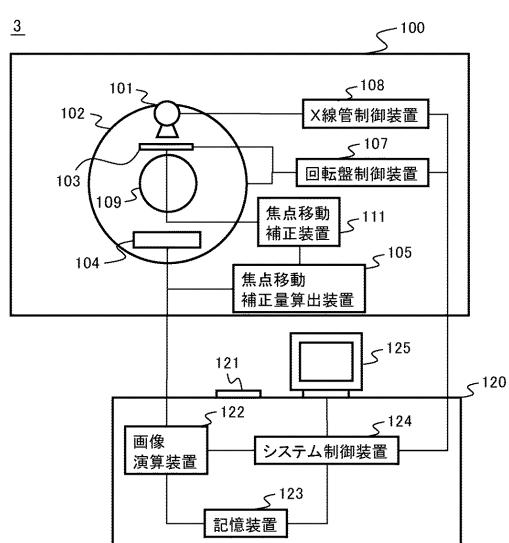
【図14】

図14



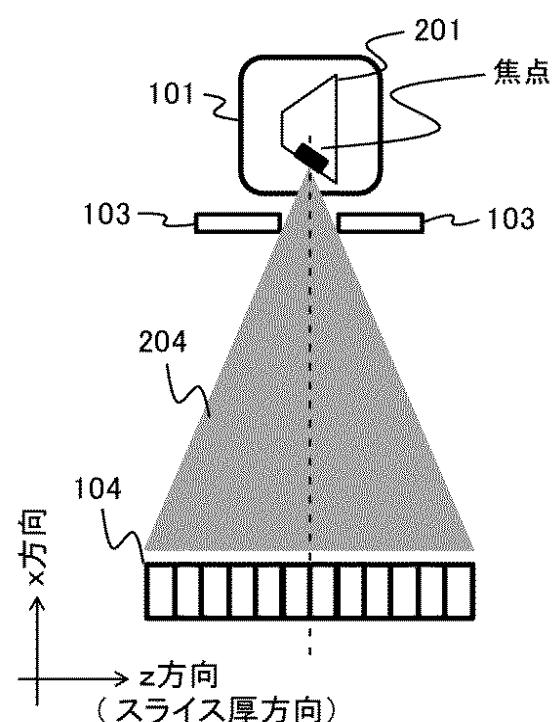
【図15】

図15



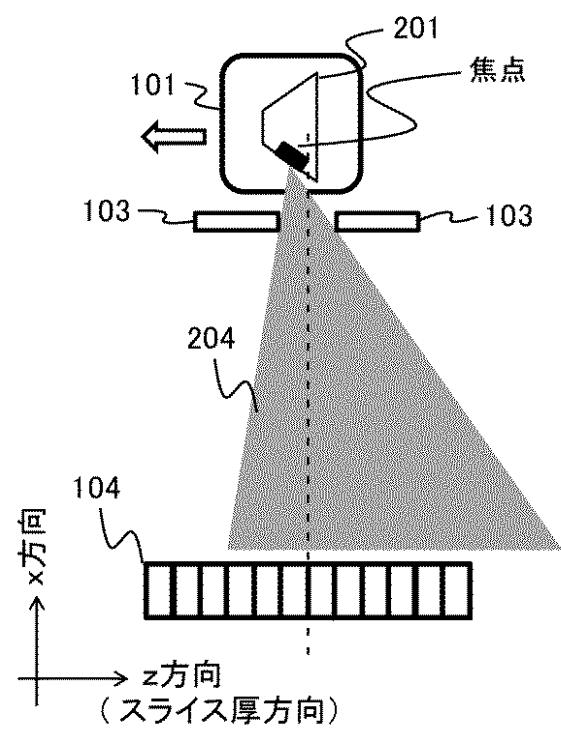
【図16A】

図16A



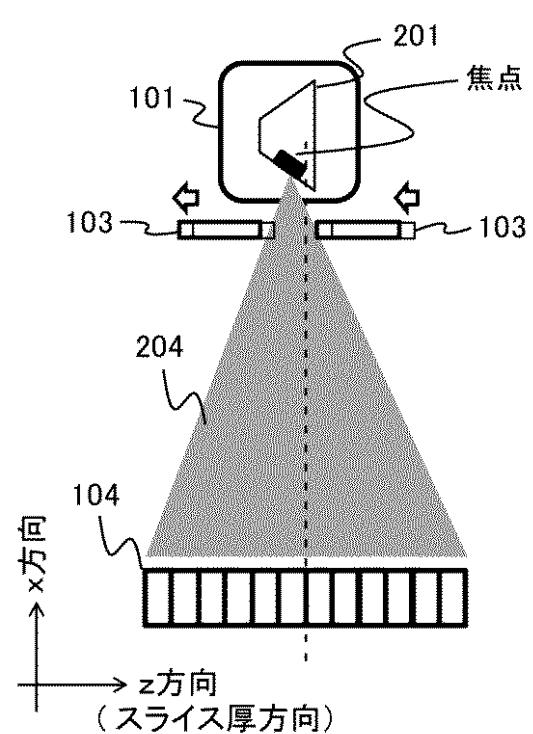
【図16B】

図16B



【図16C】

図16C



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2010-115354(JP, A)
特開2001-170041(JP, A)
特開2000-051201(JP, A)
国際公開第2011/105472(WO, A1)
特開2000-033085(JP, A)
特開2003-210454(JP, A)
米国特許出願公開第2016/0199019(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00 - 6 / 14