

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5097355号
(P5097355)

(45) 発行日 平成24年12月12日(2012.12.12)

(24) 登録日 平成24年9月28日(2012.9.28)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 5 0 U
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 5 0 T
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 D
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q
	A 6 1 B 6/03 3 7 0 Z
請求項の数 8 (全 18 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号 特願2006-89669(P2006-89669)
 (22) 出願日 平成18年3月29日(2006.3.29)
 (65) 公開番号 特開2007-260187(P2007-260187A)
 (43) 公開日 平成19年10月11日(2007.10.11)
 審査請求日 平成21年2月2日(2009.2.2)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和
 (72) 発明者 貫井 正健
 東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127
 ジーイー横河メディカルシステム株式会社
 内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線断層撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内の軟部および骨部を含む撮影領域の投影データに基づいて二次元逆投影処理を行い、前記撮影領域の第一再構成画像を再構成する第一画像再構成手段と、

前記投影データに基づいて三次元逆投影処理を行い、前記撮影領域の第二再構成画像を再構成する第二画像再構成手段と、

前記第一再構成画像と前記第二再構成画像とに基づいて、前記撮影領域の軟部が実質的に前記第一再構成画像で表されており、前記撮影領域の骨部が実質的に前記第二再構成画像で表されている第三再構成画像を合成する合成手段と、を備えたことを特徴とする放射線断層撮影装置。

【請求項2】

前記合成手段は、前記第一再構成画像と前記第二再構成画像との差分画像を求め、前記第一再構成画像に前記差分画像を加えることで、第三再構成画像を合成することを特徴とする請求項1に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項3】

前記合成手段は、前記差分画像に対してノイズ除去処理を行うことを特徴とする請求項2に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項4】

前記合成手段は、前記第一再構成画像を閾値で区分することで前記撮影領域内の軟部と骨部とを特定し、この特定された軟部と骨部とに基づいて前記第一再構成画像の軟部と前

記第二再構成画像の骨部とを抽出して、前記第三再構成画像を合成することを特徴とする請求項 1 に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項 5】

前記撮影領域は、頭部であることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項 6】

前記撮影領域に頭部が含まれるときに、前記第一画像再構成手段および前記第二画像再構成手段が前記二次元逆投影処理および前記三次元逆投影処理を行い、前記撮影領域に頭部が含まれないときに、前記第二画像再構成手段のみが前記三次元逆投影処理を行うことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の放射線断層撮影装置。

10

【請求項 7】

前記合成手段は、前記第三再構成画像を合成する際に、画像の変化を滑らかにする境界処理を行うことを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項 8】

コンピュータを、請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の放射線断層撮影装置を構成する各手段として機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、被検体である患者の周囲から放射線、例えば X 線を照射して得られた投影データを処理することで被検体の断層撮像を行う放射線断層撮影装置に関する。特に、再構成画像を鮮明に表示する放射線断層撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば最近の X 線を利用した放射線断層撮影装置は、円錐状のコーンビームを照射する X 線管と、体軸方向に複数列並んだ X 線検出部と、X 線検出部の出力を投影データとして収集する複数のデータ収集部 (DAS: Data Acquisition System) とを有している。そして、例えば 32 または 64 個のデータ収集部を備えた放射線断層撮影装置は、X 線管が一回転する際に、32 枚または 64 枚のスライス画像を取得することができる。このため、短時間で多くのスライス画像を取得できる点では非常に優れている。しかし、X 線検出部には斜めから入射するコーンビームの影響で、いわゆるコーン角アーチファクトが生じるおそれがある。

30

【0003】

そこで、例えば特許文献 1 では、再構成領域を透過したコーンビームに正しく対応した投影データを用いて画像再構成を行うことができる三次元逆投影方法および放射線断層撮影装置が開示されている。

【特許文献 1】特開 2003 - 334188 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0004】

特許文献 1 の発明では、処理の簡単化および高速化を図って被検体のスライス画像を取得している。しかし、特に被検体の頭部では、脳実質が頭蓋骨で覆われているため、アーチファクトの影響を受けやすく、また、脳実質のコントラストが十分でないことがあった。

【0005】

そこで本発明は、複数列並んだ X 線検出部を用いて、例えば、頭蓋骨などの骨の近傍に存在する軟質組織を画像再構成する際であっても、鮮明なスライス画像を表示することができる放射線断層撮影装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

50

【0006】

第1の観点の放射線断層撮影装置は、多列検出器を用いて被検体内の撮影領域の投影データを収集するデータ収集手段と、データ収集手段により収集された投影データに基づいて二次元逆投影処理を行い、撮影領域の第一再構成画像を再構成する第一画像再構成手段と、データ収集手段により収集された投影データに基づいて三次元逆投影処理を行い、撮影領域の第二再構成画像を再構成する第二画像再構成手段と、第一再構成画像と第二再構成画像とに基づいて、第三再構成画像を合成する合成手段とを有する。この構成により、二次元逆投影処理された第一再構成画像と三次元逆投影処理された第二再構成画像との双方の良好な画質を合成して第三再構成画像を作ることができる。第三再構成画像は、鮮明なスライス画像となり、そのスライス画像を複数毎用いて三次元画像表示させることもできる。放射線技師または医師などの操作者を満足させることができる。

10

【0007】

第2の観点の放射線断層撮影装置は、合成手段が、第一再構成画像と第二再構成画像との差分画像を求め、第一再構成画像に差分画像を加えることで、第三再構成画像を合成している。三次元逆投影処理された第二再構成画像はコントラストが高い。この高コントラストの第二再構成画像を差分画像として加えることで、鮮明なスライス画像を得ることができる。

【0008】

第3の観点の放射線断層撮影装置は、合成手段が、差分画像に対してノイズ除去処理を行う。差分画像を計算する際に生じたノイズを除去するため、鮮明なスライス画像を得ることができる。

20

【0009】

第4の観点の放射線断層撮影装置は、合成手段が、差分画像を加えた領域において、画像の変化を滑らかにする境界処理を行う。差分画像を加えた領域が周りの領域から切り離された画像にならず滑らかな画像にすることができる。

【0010】

第5の観点の放射線断層撮影装置は、合成手段は、第一再構成画像を閾値で区分することで撮影領域内の第一特定組織と第二特定組織とを特定し、この特定された第一特定組織と第二特定組織とに基づいて前記第一再構成画像の第一特定組織と前記第二再構成画像の第二特定組織とを抽出して、第三再構成画像を合成する。第一再構成画像の第一特定組織の良い画質と、第二再構成画像の第二特定組織の良い画質とを合成するので、鮮明なスライス画像を得ることができる。

30

【0011】

第6の観点の放射線断層撮影装置は、合成手段は、第一再構成画像の第一特定組織と第二再構成画像の第二特定組織との境界において、画像の変化を滑らかにする境界処理を行う。差分画像を加えた領域が周りの領域から切り離された画像にならず滑らかな画像にすることができる。

【0012】

第7の観点の放射線断層撮影装置は、撮影領域が頭部であって、第一特定組織が脳実質であり、第二特定組織は頭骨である。特に頭部の断層像撮影に効果大きい。

40

【0013】

第8の観点の放射線断層撮影装置は、撮影領域に頭部が含まれるときに、第一画像再構成手段および第二画像再構成手段が前記二次元逆投影処理および前記三次元逆投影処理を行い、撮影領域に頭部が含まれないときに、第二画像再構成手段のみが作動する。つまり、撮影領域に頭部が含まれると第一画像再構成手段が前記三次元逆投影処理を行って、二次元逆投影処理された第一再構成画像を再構成するので、自動的に頭部のスライス画像が鮮明になる。

【発明の効果】

【0014】

本発明の放射線断層撮影装置は、アーチファクトの影響がないスライス画像を取得する

50

ことができるとともに、内臓又は脳実質の軟部組織および骨などの硬部組織の両者が鮮明なスライス画像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0016】

< X線CT装置の全体構成 >

図1は、実施形態におけるX線CT装置100の構成を示す図である。大別して、本装置は、被検体へのX線照射と被検体を透過したX線を検出するためのガントリ101と、ガントリ101から転送されてきたデータに基づいてX線断層像を再構成し、出力して表示する操作コンソール50により構成されている。

【0017】

ガントリ101は、その全体の制御を行うCT制御部140を備えており、以下に説明する各種装置が接続されている。

【0018】

ガントリ101の内部には、X線発生源であるX線管102、X線管102に接続されたX線管コントローラ103、X線の照射範囲を制限するための開口を有するコリメータ120、コリメータ120の開口幅を調整するための開口制御モータ121および開口制御モータ121を駆動する開口制御モータドライバ122が設けられている。コリメータ120を通過したX線は、そのコリメータ120によるX線照射範囲の制限によって、ガントリ101の回転方向に沿うコーン状のX線ビーム、つまりコーンビームCBを形成する。被検体はクレードル111上に横たえられた状態で被検体の体軸方向つまりZ軸方向に、クレードルモータ112によって移動される。このクレードルモータ112はクレードルモータドライバ113によって駆動される。

【0019】

また、ガントリ101の内部には、通常60°前後のファン角に依存した長さにわたる複数の検出器がエレメント方向、つまりZ軸方向に多数列に並んだ検出チャンネルを有する多列X線検出器104が設けられている。多列X線検出器104は、例えばシンチレータとフォトダイオードの組み合わせによって構成される。なお、これに限るものではなく、例えばカドミウム・テルル(CdTe)等を利用した半導体X線検出素子、あるいは、キセノン(Xe)ガスを利用した電離箱型のX線検出素子であってよい。

【0020】

ガントリ101は、検出チャンネルの出力を投影データとして収集する複数のデータ収集部(DAS: Data Acquisition System)105を備える。データ収集部105は、1個または複数(例えば8個、16個、32個または64個)から構成され、多列X線検出器104に接続されている。例えば、一般に32DASと呼ばれる32個のデータ収集部105を有しているものは、X線管102が一回転する間にスライス画像を32枚取得することができる。X線管102と多列X線検出器104とは、互いに空洞部を挟んで、すなわち、被検体を挟んで対向する位置に設けられている。そして、X線管102と多列X線検出器104とは、対向する位置関係が維持された状態で被検体の周りを回転するように回転部130に設けられている。回転部130には回転モータ131および回転モータドライバ132が接続されており、回転部130は、回転モータドライバ132により、例えば約0.3秒から1.0秒で一回転するように制御されている。なお、多列X線検出器104が円周上全面に配置され、X線管102のみを回転させるガントリ101もある。本発明はこのようなX線管102のみを回転させるものに対しても適用できる。

【0021】

CT制御部140は、操作コンソール50と互いに通信を行うように接続されている。操作コンソール50の指令に基づいて、X線管コントローラ103、クレードルモータドライバ113、開口制御モータドライバ122、回転モータドライバ132、およびデー

10

20

30

40

50

タ収集部 105 に対し、各種制御信号を出力することになる。データ収集部 105 で収集されたデータは、操作コンソール 50 に送出され、画像の再構成が行われる。

【0022】

なお、X線CT装置 100 は、360°分の投影データからの再構成を前提としたフルスキャンモードと、180°+ファン角分の投影データからの再構成を前提としたハーフスキャンモードとを用意し、ユーザが任意に選択できるようになっている。フルスキャンモードによれば高品質の断層像を再構成することが可能であり、ハーフスキャンモードによれば断層像の画質を若干犠牲にするかわりに、スキャンスピードを稼ぐことができ、その分被検体に対する被曝量を低減させることにもなるというメリットがある。

【0023】

操作コンソール 50 は、いわゆるワークステーションであり、図示するように、ブートプログラム等を記憶している ROM 52、主記憶装置として機能する RAM 53をはじめ装置全体の制御を行う CPU 54 を備える。

【0024】

ハードディスク装置 51 は、ここにオペレーティングシステムのほか、ガントリ 101 に各種指示を与えたり、ガントリ 101 より受信したデータに基づいて X 線断層像を再構成したり、表示したりするための画像処理プログラムが格納されている。また、VRAM 55 は表示しようとするイメージデータを展開するメモリであり、イメージデータ等を展開することでモニター 56 に表示させることができる。各種操作は、キーボード 57 およびマウス 58 で行う。

【0025】

図 2 は、X 線管 102 と多列 X 線検出器 104 の幾何学的配置を x y 平面から見た図であり、図 3 は、X 線管 102 と多列 X 線検出器 104 の幾何学的配置を y z 平面から見た図である。X 線管 102 は、コーンビーム CB と呼ばれる X 線ビームを発生する。コーンビーム CB の中心軸方向が y 方向に平行なときを、ビュー角度 0 度とする。多列 X 線検出器 104 は、z 方向に J 列、例えば 256 列の X 線検出器列を有する。また、各 X 線検出器列はチャンネル方向に I チャンネル、例えば 1024 チャンネルの X 線検出器チャンネルを有する。

【0026】

図 2 では、X 線管 102 の X 線焦点を出たコーンビーム CB がビーム形成 X 線フィルタ 108 により、再構成領域 P の中心ではより多くの X 線が、再構成領域 P の周辺部ではより少ない X 線が照射される。このように X 線線量を空間的に制御した後に、再構成領域 P の内部に存在する被検体に X 線が吸収され、透過した X 線が多列 X 線検出器 104 で X 線検出器データとして収集される。図 3 では、X 線管 102 の X 線焦点を出たコーンビーム CB は X 線コリメータ 120 により断層像のスライス厚方向に制御される。つまり、回転中心軸 IC においてコーンビーム CB の幅が D となるように制御される。回転中心軸 IC 近辺に存在する被検体に X 線が吸収され、透過した X 線は多列 X 線検出器 104 で X 線検出器データとして収集される。X 線が被検体に照射されて収集された投影データは、多列 X 線検出器 104 からデータ収集部 105 で A/D 変換され、CT 制御部 140 に入力される。CT 制御部 140 に入力されたデータは、ROM 52 のプログラムにより CPU 54 で処理され、断層像に画像再構成されてモニター 56 に表示される。

【0027】

< X 線 CT 装置の動作フローチャート >

図 4 は本実施形態の X 線 CT 装置 100 の動作の概要を示すフローチャートである。

【0028】

ステップ S1 では、被検体をクレードル 111 に乗せ位置合わせを行う。クレードル 111 の上に乗せられた被検体は各部位の基準点に走査ガントリ 101 のスライスライト中心位置を合わせる。

【0029】

ステップ S2 では、スカウト像（スキャノ像、X 線透視像ともいう。）収集を行う。ス

10

20

30

40

50

カウト像は被検体の体の大きさによって成人または子供の２種類のスカウト像が撮影できるようになっており、さらに通常０度、９０度で撮影することができる。部位によっては例えば頭部のように、９０度スカウト像のみの場合もある。スカウト像撮影では、X線管１０２と多列X線検出器１０４とを固定させ、クレードル１１１を直線移動させながらX線検出器データのデータ収集動作を行う。

【００３０】

ステップS３では、スカウト像上に撮影する断層像の位置・範囲を表示しながら撮影条件設定を行う。例えば、撮影する断層像の範囲を頭部と胸部と設定したり、スキャン方法を設定したりする。本実施形態では、コンベンショナルスキャン（アキシャルスキャン）、ヘリカルスキャン、可変ピッチヘリカルスキャン、ヘリカルシャトルスキャンなどの複数のスキャンパターンを有している。コンベンショナルスキャンとは、クレードル１１１をZ軸方向に所定ピッチ移動するごとにX線管１０２および多列X線検出器１０４を回転させて投影データを取得するスキャン方法である。ヘリカルスキャンとは、X線管１０２と多列X線検出器１０４とが回転している状態でクレードル１１１を所定速度で移動させ、投影データを取得するスキャン方法である。可変ピッチヘリカルスキャンとは、ヘリカルスキャンと同様にX線管１０２および多列X線検出器１０４を回転させながらクレードル１１１の速度を可変させて投影データを取得するスキャン方法である。ヘリカルシャトルスキャンとは、ヘリカルスキャンと同様にX線管１０２および多列X線検出器１０４を回転させながらクレードル１１１をZ軸方向またはZ軸方向に往復移動させて投影データを取得するスキャン方法である。これら複数のスキャンを設定する際には１回分の全体としてのX線線量情報の表示を行う。

【００３１】

ステップS４では、断層像撮影を行う。断層像撮影およびその画像再構成の詳細については図５で後述する。ステップS５では、画像再構成された断層像を表示する。

【００３２】

<断層像撮影の動作フローチャート４０>

図５は、図４のステップS４を詳細に説明したものであり、本発明のX線CT装置１００の断層像撮影の動作の概略を示すフローチャート４０である。ここではスキャン方法の例としてヘリカルスキャンを挙げている。

【００３３】

ステップS４１において、ヘリカルスキャンは、X線管１０２と多列X線検出器１０４とを被検体の回りに回転させ、かつクレードル１１１を直線移動させながらX線検出器データのデータ収集動作を行う。ビュー角度viewと、検出器列番号jと、チャンネル番号iとで表わされるX線検出器データD₀(view, j, i) (j = 1 ~ ROW, i = 1 ~ CH)にz方向位置Z_{table}(view)を付加させて、一定速度の範囲のデータ収集を行う。また、可変ピッチヘリカルスキャンまたはヘリカルシャトルスキャンにおいては、一定速度の範囲のデータ収集に加えて、加速時、減速時においてもデータ収集を行うものとする。また、コンベンショナルスキャン（アキシャルスキャン）では撮影テーブル１０上のクレードル１１１をあるz方向位置に固定させたまま、データ収集系を１回転または複数回転させてX線検出器データのデータ収集を行う。必要に応じて、次のz方向位置に移動した後に、再度データ収集系を１回転または複数回転させてX線検出器データのデータ収集を行う。

【００３４】

ステップS４２では、X線検出器データD₀(view, j, i)に対して前処理を行い、投影データに変換する。具体的には、前処理には、オフセット補正、対数変換、X線線量補正および感度補正などが含まれる。

【００３５】

ステップS４３において、前処理された投影データD₁(view, j, i)に対して、ビームハードニング補正を行う。この時、検出器のj列ごとに独立したビームハードニング補正を行えるため、撮影条件で各データ収集系の管電圧が異なっていれば、列ごとの検出器のX線エネルギー特性の違いを補正できる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

ステップ S 4 4 では、図 4 のステップ S 3 で撮影する断層像の範囲を設定した際に、頭部が含まれているかを判断する。撮影する断層像の範囲に頭部が含まれていなければ、ステップ S 4 5 に進み、撮影する断層像の範囲に頭部が含まれていれば、ステップ S 4 5 とステップ S 5 1 との両方に進む。ステップ S 4 5 からステップ S 4 7 は、いわゆる三次元逆投影処理を行うフローであり、ステップ S 5 1 からステップ S 5 2 は、いわゆる二次元逆投影処理を行うフローである。すなわち、撮影する断層像の範囲に頭部が含まれていれば、二次元逆投影処理と三次元逆投影処理とを行うことになる。

【 0 0 3 7 】

ステップ S 4 5 では、ビームハードニング補正された投影データ $D 1 1 (view, j, i)$ に対して、列方向 (z 方向) のフィルタをかける列方向フィルタ重畳処理を行う。すなわち、各ビュー角度、各データ収集系における前処理後、ビームハードニング補正された多列 X 線検出器の投影データ $D 1 1 (view, j, i)$ に対し、例えば列方向フィルタサイズが 5 列の列方向フィルタを列方向にかけ、投影データ $D 1 2 (view, j, i)$ を得る。

【 0 0 3 8 】

また、列方向フィルタ係数をチャンネルごとに变化させると画像再構成中心からの距離に応じてスライス厚を制御できる。一般的に断層像では再構成中心に比べ周辺部の方がスライス厚が厚くなる。このため、フィルタ係数を中心部と周辺部で变化させてスライス厚は周辺部でも画像再構成中心部でも一樣にすることもできる。例えば、列方向フィルタ係数を中心部チャンネル近辺では列方向フィルタ係数の幅を広く变化させ、周辺部チャンネル近辺では列方向フィルタ係数の幅を狭く变化させると、スライス厚は周辺部でも画像再構成中心部でも一樣にすることもできる。このように、多列 X 線検出器 1 0 4 の中心部チャンネルと周辺部チャンネルの列方向フィルタ係数を制御してやることにより、スライス厚も中心部と周辺部で制御できる。

【 0 0 3 9 】

ステップ S 4 6 では、再構成関数重畳処理を行う。すなわち、投影データを周波数領域に変換する高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier Transform) をして、再構成関数 $Kernel(j)$ を掛け、逆フーリエ変換する。再構成関数 $Kernel(j)$ は検出器の j 列ごとに独立した再構成関数重畳処理を行えるため、列ごとのノイズ特性、分解能特性の違いを補正できる。

【 0 0 4 0 】

ステップ S 4 7 では、再構成関数重畳処理した投影データ $D 1 3 (view, j, i)$ に対して、三次元逆投影処理を行い、逆投影データ $D 3 (x, y, z)$ を求める。画像再構成される画像は z 軸に垂直な面、 $x y$ 平面に三次元画像再構成される。以下の再構成領域 P は $x y$ 平面に平行なものとする。

【 0 0 4 1 】

一方、撮影する断層像の範囲に頭部が含まれていれば、ステップ S 4 5 からステップ S 4 7 の処理に加えて、ステップ S 5 1 とステップ S 5 2 とが行われる。

【 0 0 4 2 】

ステップ S 5 1 では、ビームハードニング補正された多列 X 線検出器の投影データ $D 1 1 (view, j, i)$ の特定列に対して再構成関数重畳処理を行う。すなわち、二次元逆投影処理が必要な特定列の投影データ $D 1 1 (view, j, i)$ を周波数領域に変換する高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier Transform) をして、再構成関数を掛け逆フーリエ変換する。ステップ S 5 2 では、再構成関数重畳処理した投影データ $D 2 3 (view, j, i)$ に対して、二次元逆投影処理を行い、逆投影データ $D 2 (x, y, z)$ を求める。画像再構成される画像は z 軸に垂直な面、 $x y$ 平面に二次元画像再構成される。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 5 1 からステップ S 5 2 の処理には、列方向のフィルタをかける列方向フィルタ重畳処理が二次元逆投影処理には含まれていない。このため、列方向フィルタ重畳処理による補間がなされないため密度分解能を重視する軟部組織は分解能劣化がない。この

10

20

30

40

50

ため、二次元逆投影処理による逆投影データ $D_2(x, y, z)$ は、軟部組織が明瞭に画像再構成される。

【0044】

ステップ S55 では、ステップ S52 で得られた二次元逆投影処理を行った逆投影データ $D_2(x, y, z)$ と、ステップ S47 で得られた三次元逆投影処理を行った逆投影データ $D_3(x, y, z)$ とに対して画像フィルタ重畳、CT 値変換などの後処理を行う。そして、二次元逆投影処理を行った断層像（以下、二次元逆投影画像と呼ぶ） $D_{21}(x, y, z)$ と、三次元逆投影処理を行った断層像（以下、三次元逆投影画像と呼ぶ） $D_{31}(x, y, z)$ とを得る。

【0045】

図5のステップ S55 で後処理が終了すると、撮影する断層像の範囲に頭部が含まれていなければ、図4のステップ S5 に進んで三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ を表示する。撮影する断層像の範囲に頭部が含まれていれば、引き続き頭部スライス画像のための頭部スライス画像を合成する処理が行われる。以下に二実施例を示す。

【実施例1】

【0046】

<頭部スライス画像の合成フローチャート80>

図6は、頭部スライス画像を合成するための合成フローチャート80であり、頭部スライス画像を合成する実施例1である。図5のステップ S44 で、撮影する断層像の範囲に頭部が含まれている場合にのみ合成フローチャート80が行われる。フローチャート80

【0047】

ステップ S81 では、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ と三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ とを入力する。三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ は、図6の写真71を見たおと、骨部の分解能は高いが、脳実質の白質および灰白質の区別がわかりにくくなっており、また、臨床診断で重要である皮質の抽出も困難である。一方、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ は、写真73からわかるように、脳実質の白質、灰白質および皮質がわかりやすいが骨部の分解能は低下している。

【0048】

ステップ S82 では、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ と三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ との差分画像 $sub(x, y, z)$ を計算する。ステップ S83 では、差分画像の閾値処理を行う。具体的には、差が大きい差分画像を際立たせるために、差分画像 $sub(x, y, z)$ が所定の閾値より小さい場合に、差がないものとして扱うように、 $sub(x, y, z) = 0$ とする。図6の写真75を見たおと、頭蓋骨部分で二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ と三次元逆投影画像 D_{31} との差があることがわかる。別の言い方をすれば、ステップ S83 を終えた差分画像 $sub(x, y, z)$ は、分解能が高い頭蓋骨部分の画像を表していることになる。しかし、この差分画像 $sub(x, y, z)$ は一部にノイズが残っている場合がある。

【0049】

そこで、ステップ S84 では、差分画像のノイズ除去処理を行う。差分画像 $sub(x, y, z)$ の絶対値が0以上である画素を注目画素とし、その周囲の画素に着目し、周囲の画素の中で差分画像 $sub(x, y, z)$ の絶対値が0以上である画素の数をカウントする。図7は差分画素(a, b, c)が注目画素であり、その周囲に8画素が配置される 3×3 の9画素を示したものである。図7に描かれたように、差分画像 $sub(x, y, z)$ の絶対値が0以上である差分画素(a, b, c)を真ん中にして、その周囲に、差分画像の絶対値が0以上の画素が3画素ある。例えば8画素の中で差分画像の絶対値が0以上の画素が3画素以下であれば、差分画素(a, b, c)を0とする。差分画素(a, b, c)の周囲に差分画像の絶対値が0以上の画素が4画素以上であれば連続した像の一部であることがわかり、3画素以下であればノイズであると判断して、注目画素である差分画素(a, b, c)を0としている。図7は例示であって、差分画素(a, b, c)を真ん中に 5×5 の25画素で判断してよいし

10

20

30

40

50

、8画素の中で差分画像の絶対値が0以上の画素が4画素以下であれば、差分画素(a, b, c)を0としてもよい。

【0050】

ステップS85では、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ にノイズ除去処理された差分画像 $s_{ub}(x, y, z)$ を加算処理する。つまり、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ と三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ との差が所定の閾値より大きい差分画像 $s_{ub}(x, y, z)$ が二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ に加算される。これにより、三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ のノイズを消された頭蓋骨部分の画像部分が、脳実質が明瞭に観察できる二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ に加わることになる。これで、頭蓋骨および脳実質がともに鮮明に表示されることになる。

10

【0051】

ステップS86では、二次元逆投影画像と三次元逆投影画像との境界を滑らかにする境界処理を行う。ここでは、0以上の差分画像 $s_{ub}(x, y, z)$ を加えた周囲の画素で、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ と三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ との重み付け処理を行い、境界を滑らかにする。図6の写真77を見たとおり、頭蓋骨部分と脳実質がともに鮮明に表示され、また、差分画像を加えた領域が違和感なく表示されている。

【実施例2】

【0052】

<頭部スライス画像の合成フローチャート90>

図8は、頭部スライス画像を合成するための合成フローチャート90であり、頭部スライス画像を合成する実施例2である。図5のステップS44で、撮影する断層像の範囲に頭部が含まれている場合にのみ合成フローチャート90が行われる。

20

【0053】

ステップS91では、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ と三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ とを入力する。図8のステップS81と同様である。

【0054】

ステップS92では、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ の閾値処理を行う。つまり、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ の中で第一特定組織としての頭蓋骨と第二特定組織としての頭実質とを所定の閾値で区別する。そうすると、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ の中で、頭蓋骨と頭実質とが画素の位置で特定できる。頭蓋骨と頭実質とが画素の位置で特定できたので、ステップS93では、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ の中で脳実質の部分の画像を抽出する。

30

【0055】

一方、ステップS94では、三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ の閾値処理を行い、三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ の中で第一特定組織としての頭蓋骨と第二特定組織としての頭実質とを所定の閾値で区別する。そして、ステップS95で三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ の中で頭蓋骨の部分の画像を抽出する。

【0056】

ステップS96では、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ の脳実質と三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ の頭蓋骨部とを合成処理する。ステップS97では、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ と三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ との境界を境界処理する。具体的には境界周辺で、二次元逆投影画像 $D_{21}(x, y, z)$ と三次元逆投影画像 $D_{31}(x, y, z)$ との重み付け処理を行い、境界を滑らかにする。

40

【産業上の利用可能性】

【0057】

なお、本実施形態における画像再構成法は、従来公知のフェルドkamp法による三次元画像再構成法でもよい。本実施形態では、特に特定のスキャン形式に限定されない。つまり、コンベンショナルスキャン(アキシヤルスキャン)、ヘリカルスキャン、可変ピッチヘリカルスキャン、ヘリカルシャトルスキャンの場合でも同様の効果を出すことができる。また、走査ガントリ101の傾斜について限定されない。すなわち、走査ガントリ10

50

1が傾斜した、いわゆるチルト・スキャンの場合でも同様な効果を出すことができる。また、本実施形態を、生体信号、特に心拍信号に同期させて画像再構成する心拍画像再構成にも適用することができる。

【0058】

本実施形態では、医用のX線CT装置100を元に書かれているが、産業用X線CT装置または他の装置と組み合わせたX線CT-PET装置、X線CT-SPECT装置などにも利用できる。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】本発明の一実施形態にかかるX線CT装置を示すブロック図である。

10

【図2】X線管および多列X線検出器をxy平面で見た説明図である。

【図3】X線管および多列X線検出器をyz平面で見た説明図である。

【図4】X線CT装置100の動作の概要を示すフローチャートである。

【図5】X線CT装置100の断層像撮影の動作の概略を示すフローチャート40である

【図6】頭部スライス画像を合成する実施例1の合成フローチャート80である。

【図7】注目画素の周囲に8画素が配置される3×3の9画素を示したものである。

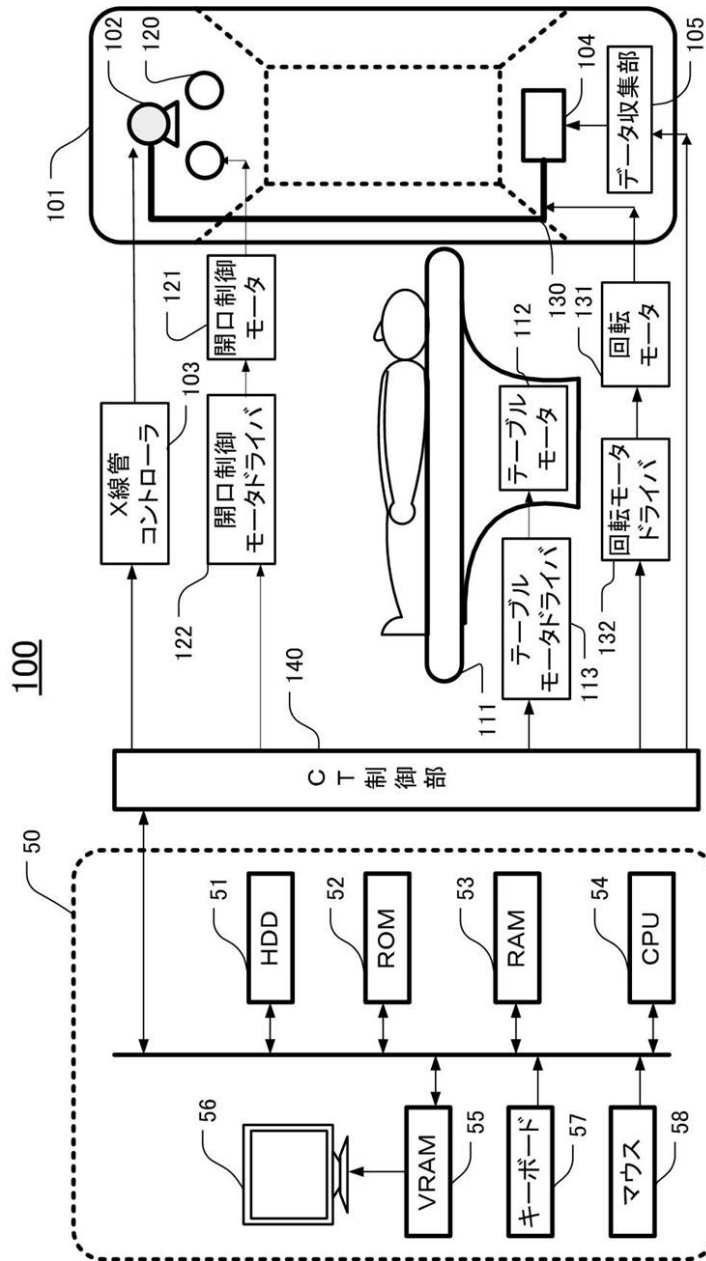
【図8】頭部スライス画像を合成する実施例2の合成フローチャート90である。

【符号の説明】

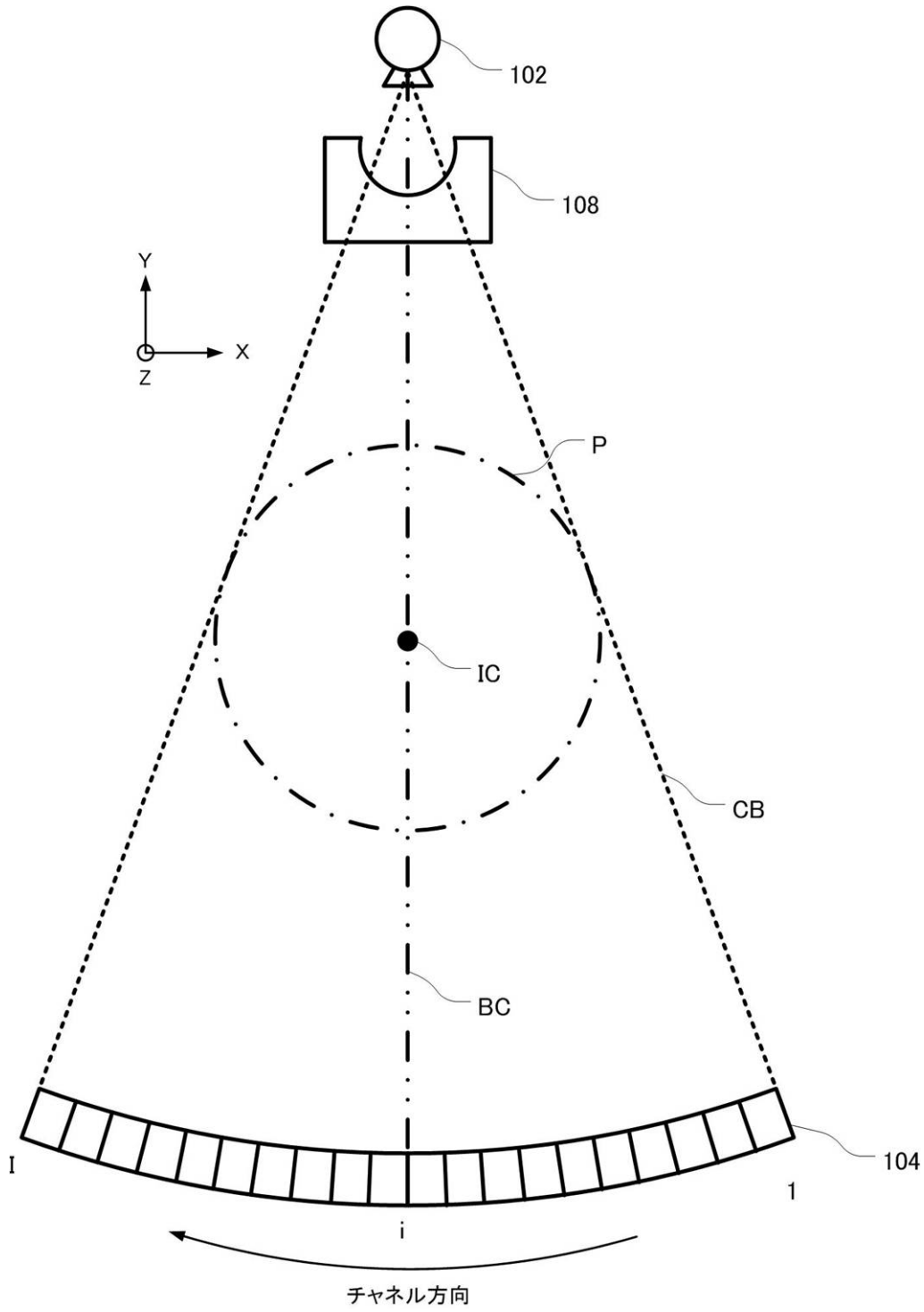
【0060】

CB	...	コーンビーム	20
56	...	モニター	
71	...	三次元逆投影画像の写真	
73	...	二次元逆投影画像の写真	
75	...	三次元逆投影画像と二次元逆投影画像の差分画像写真	
77	...	三次元逆投影画像と二次元逆投影画像との合成し、境界補正した写真	
100	...	X線CT装置	
101	...	走査ガントリ	
102	...	X線管	
104	...	多列X線検出器	
105	...	データ収集部(DAS)	30
108	...	ビーム形成X線フィルタ	
111	...	クレードル	
120	...	コリメータ	
140	...	CT制御部	

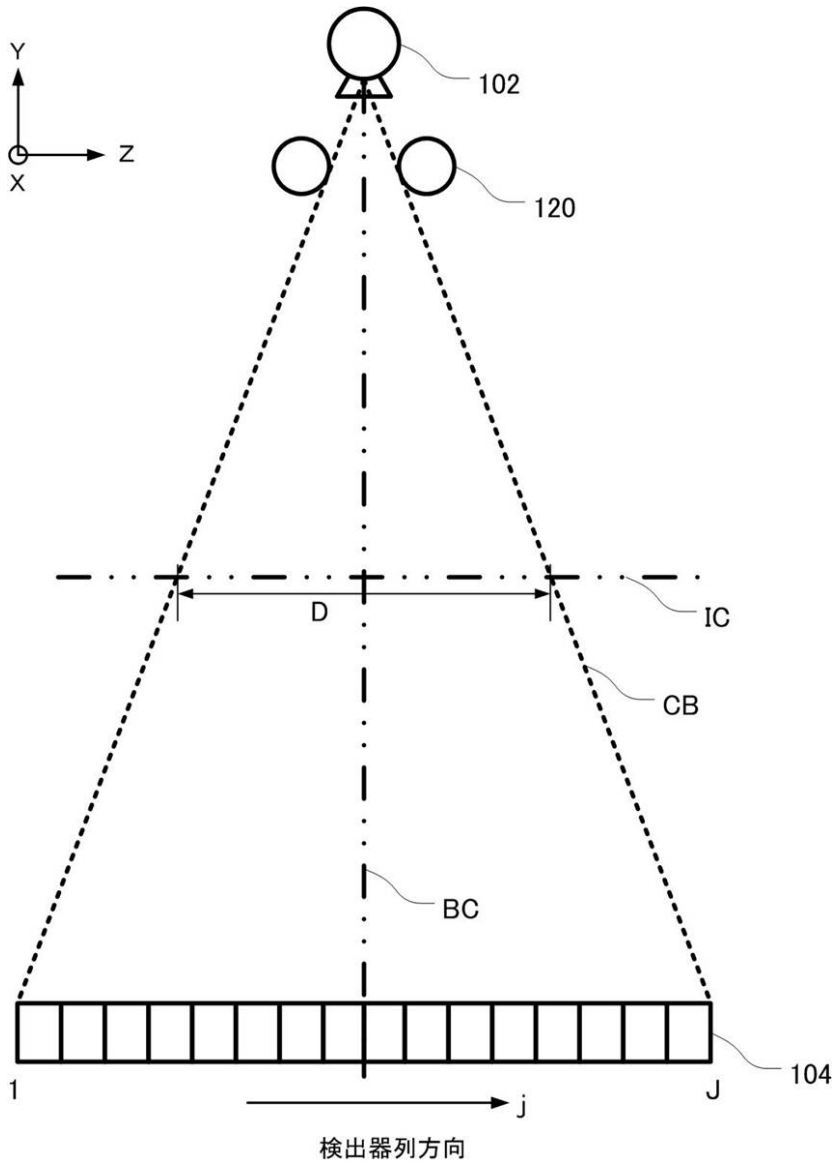
【図1】



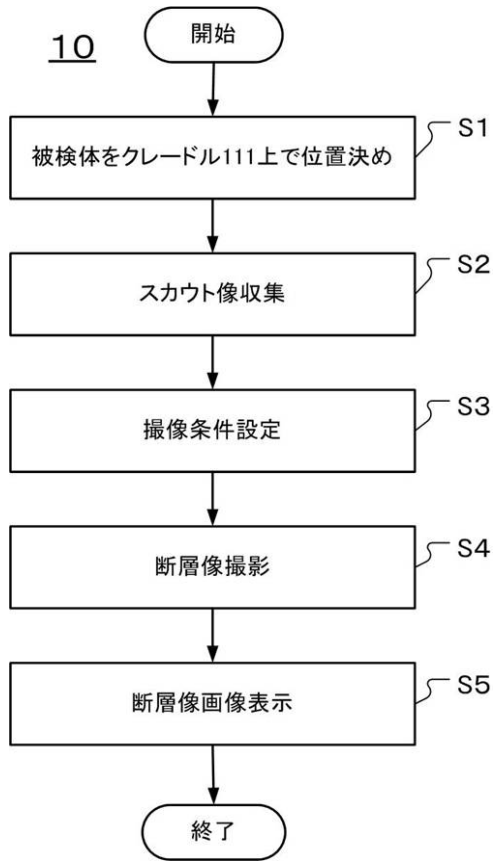
【図2】



【図3】

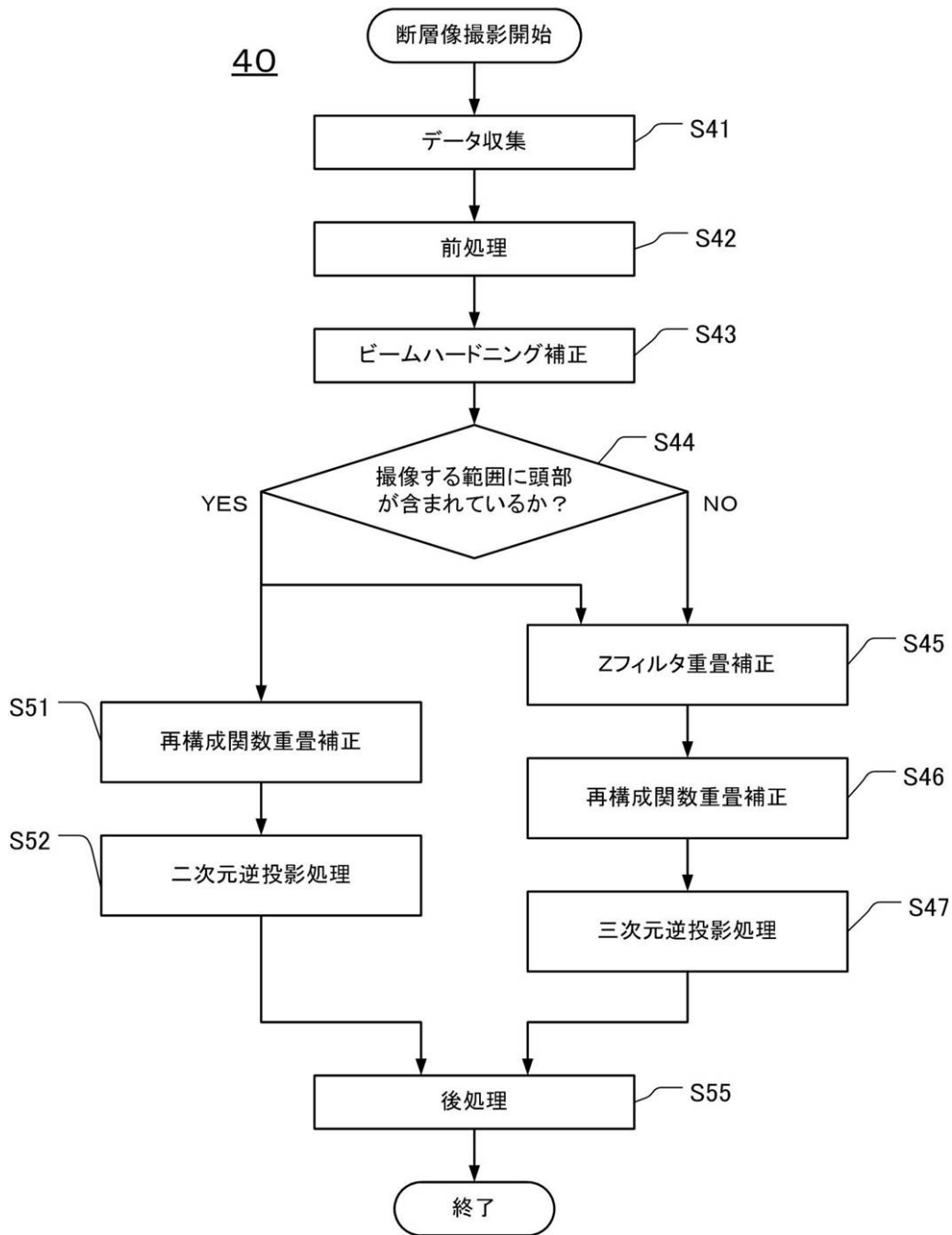


【図4】

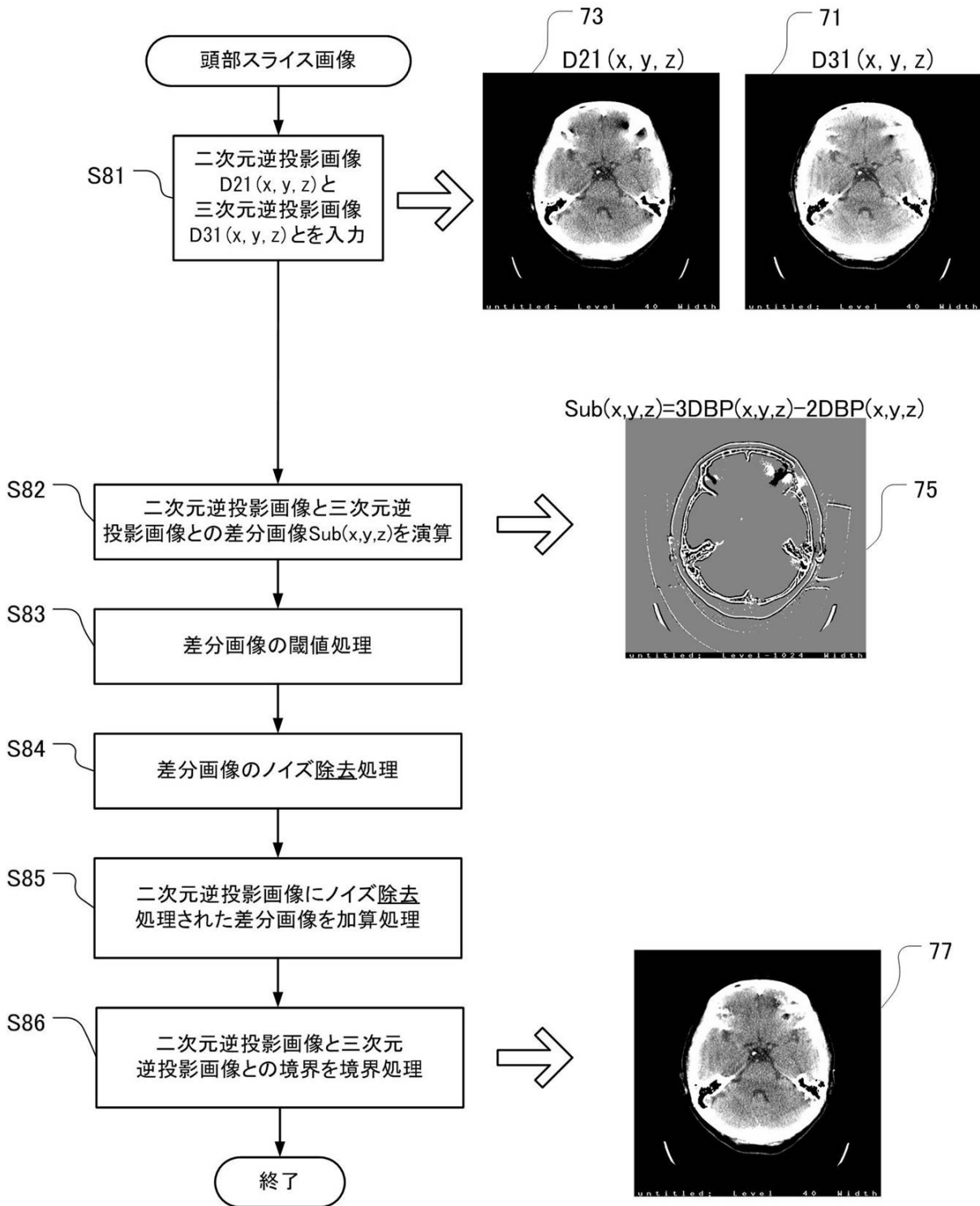


【図5】

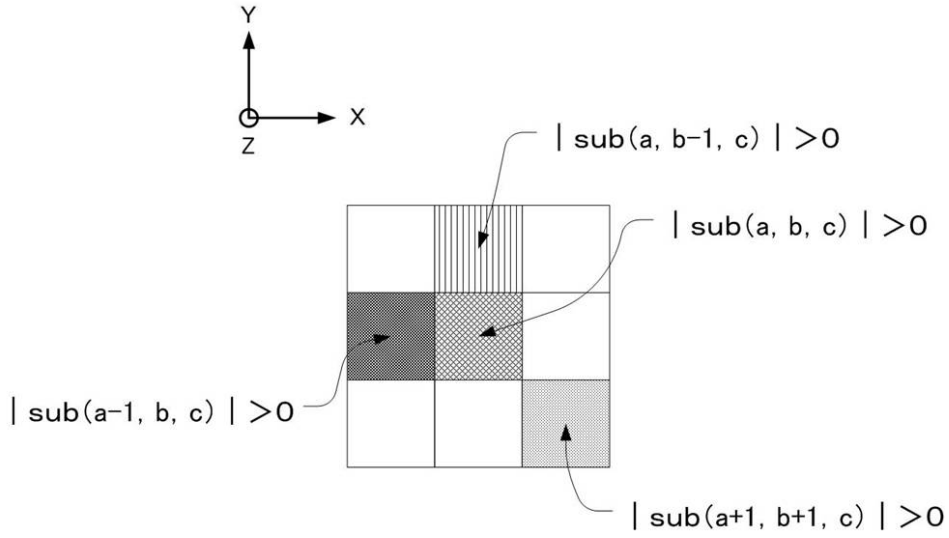
全体の断層像撮影



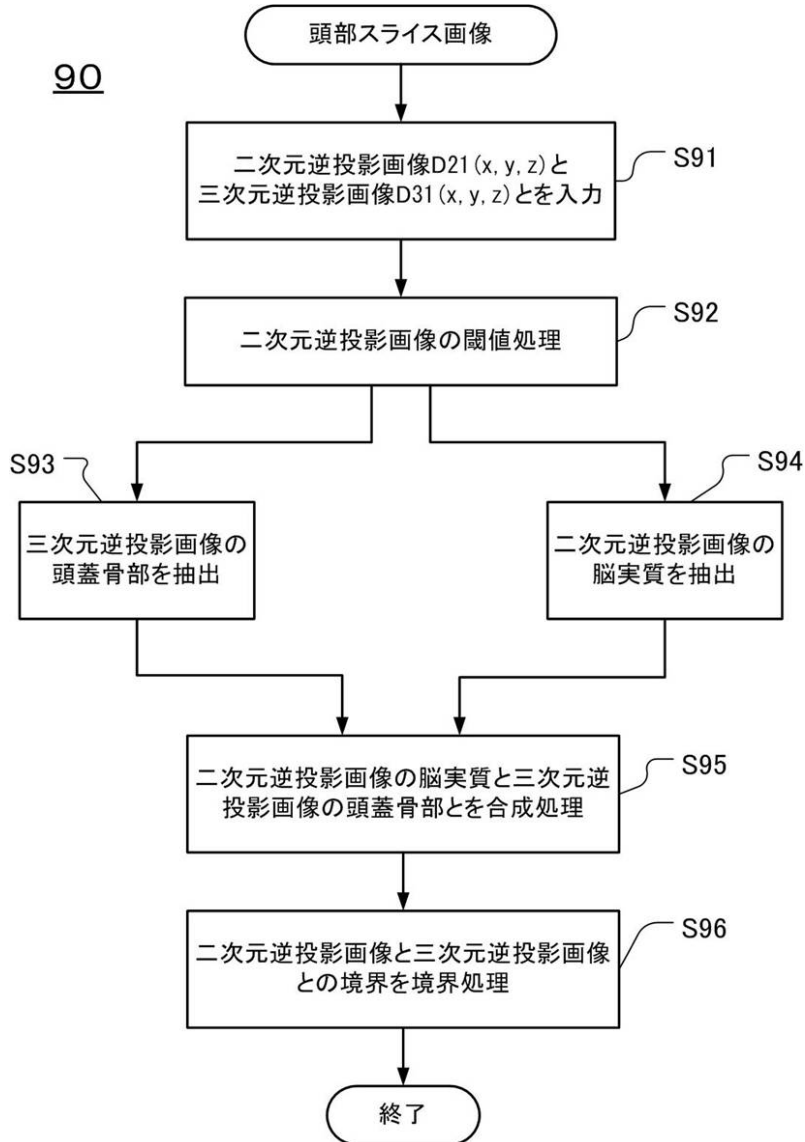
【図6】
80



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 6 T 1/00 2 9 0 B

(72)発明者 渡辺 誠記
東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

(72)発明者 門田 尚也
東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特開2003-153893(JP,A)
特開2003-325502(JP,A)
特表平11-502757(JP,A)
特開2006-034785(JP,A)
特開2004-129812(JP,A)
特開2003-310602(JP,A)
特開2000-157534(JP,A)
特開平08-272945(JP,A)
特開平04-141156(JP,A)
特開昭62-216078(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 6 / 0 3