

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4056968号  
(P4056968)

(45) 発行日 平成20年3月5日(2008.3.5)

(24) 登録日 平成19年12月21日(2007.12.21)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 6/03 (2006.01)** A 6 1 B 6/03 3 6 0 Z

請求項の数 8 (全 13 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-403186 (P2003-403186)                  (22) 出願日 平成15年12月2日 (2003.12.2)                  (65) 公開番号 特開2005-160712 (P2005-160712A)                  (43) 公開日 平成17年6月23日 (2005.6.23)                  審査請求日 平成16年11月5日 (2004.11.5)</p>	<p>(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 100094053                  弁理士 佐藤 隆久                  (72) 発明者 飯作 新一                  東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127                  ジーイー横河メディカルシステム株式会社                  社内</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置および画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の検出対象領域を走査ガントリで走査する前に、前記検出対象領域の少なくとも一部の断層像であって、前記被検体の体軸に直交する第1の断層像とは異なる、前記体軸に平行な第2の断層像の生成条件を設定する断層像生成条件設定手段と、

前記検出対象領域を走査ガントリで走査して、前記検出対象領域における複数の第1の断層像を生成する断層像生成手段と、

前記設定された生成条件に従って、前記複数の第1の断層像に基づいて複数の第2の断層像を再構成して生成する画像処理手段とを備えたことを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】

前記第2の断層像を記憶する記憶手段をさらに備えた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】

前記生成条件が、前記第2の断層像の生成範囲とスライス厚とを含むパラメータであ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。

【請求項4】

前記第2の断層像が、 coronal断層像およびsagittal断層像のうち少なくとも一方の断層像であることを特徴とする請求項1から請求項3のうちいずれか1項に記載のX線CT装置。

【請求項5】

被検体の検出対象領域を走査ガントリで走査する前に、前記検出対象領域の少なくとも一部の断層像であって、前記被検体の体軸に直交する第1の断層像とは異なる、前記体軸に平行な第2の断層像の生成条件を設定するステップと、

前記検出対象領域を走査ガントリで走査することにより得られた情報に基づいて、前記検出対象領域における複数の第1の断層像を生成するステップと、

前記設定された生成条件に従って、前記複数の第1の断層像に基づいて複数の第2の断層像を再構成して生成するステップとを有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項6】

前記第2の断層像を記憶するステップをさらに有することを特徴とする請求項5に記載の画像処理方法。

10

【請求項7】

前記生成条件が、前記第2の断層像の生成範囲とスライス厚とを含むパラメータであることを特徴とする請求項5または請求項6に記載の画像処理方法。

【請求項8】

前記第2の断層像が、コロナル断層像およびサジタル断層像のうち少なくとも一方の断層像であることを特徴とする請求項5から請求項7のうちいずれか1項に記載の画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、X線CT装置および画像処理方法に関し、特に、投影データから生成される第1の断層像から第1の断層像と異なる断面の第2の断層像を生成するX線CT装置および画像処理方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

断層像を撮影する装置として、たとえば、放射線としてX線を照射し、被検体を透過したX線を検出して計算によって断層像を生成するX線CT(Computed Tomography)装置が知られている。

【0003】

X線CT装置は、X線源と、被検体を介してX線源と対向するように配置されたX線検出器アレイとを有し、X線源から被検体に向けて照射されたX線をX線検出器アレイにより検出する。X線CT装置は、X線源を被検体の周りに回転移動させて被検体を走査する。その結果、複数のビューにおいて被検体の投影データが得られる。X線CT装置は、得られた投影データを再構成して、被検体の所定位置において所定のスライス厚の断層像を生成する。

30

【0004】

一般的に、X線CT装置においては、被検体の頭部から足先までを結ぶ体軸方向と直交する面における断層像が得られる。上記の断層像をアキシャル画像という。

一方、生成されたアキシャル画像を再度画像処理を行って異なる面の画像を生成することがある。具体的には、多数のアキシャル画像を重ね合わせて任意の方向の断面が再構成され、新たな断面像を生成する。上記のような画像処理は別の操作として行われ、全てのアキシャル画像を再構成した後に異なる断面を生成するので、診断までに多くの時間を要していた。その結果、使用者がアキシャル画像による診断を行った上で、必要に応じて画像処理を行うことが多い。

40

上記のような理由から、画像処理を容易に行うX線CT装置が望まれている。

【0005】

上記のようなX線CT装置としては、1つの断面におけるアキシャル画像(体軸横断像)の再構成が終了すると、直ちにその像の中の所定の体軸平行面上に位置するデータを取り出し、補間して並べ換えるX線CT装置が知られている(たとえば、特許文献1参照)。上記の工程を複数のアキシャル画像において行い、アキシャル画像の撮影が終了すると

50

、体軸平行面の画像も合わせて生成される。

上記のX線CT装置においては、新たな断層像を生成する際に別の走査を行う必要がない。しかしながら、X線CT装置においては、走査範囲の高速化や多列化が進み、断層像を撮影することが可能になっている。その結果、上記の特許文献1のようなX線CT装置においても画像枚数がさらに多くなる可能性がある。

【特許文献1】実公平6-44405号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、上記のような事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、短時間で診断に用いる画像を生成し、さらに診断に用いる画像枚数を低減させるX線CT装置および画像処理方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するため、上記の本発明のX線CT装置は、X線源と、被検体を介してX線源と対向するように配置されたX線検出器アレイとを有し、X線源から被検体に向けて照射されたX線をX線検出器アレイにより検出し、X線源を被検体の周りに回転移動させて、被検体の所定位置において被検体の頭部から足先までを結ぶ体軸と直交する所定のスライス厚の第1の断層像を生成するX線CT装置であって、第1の断層像から生成される体軸と平行な所定の面における第2の断層像の生成条件を規定するパラメータを設定するパラメータ設定手段と、パラメータに基づいて、複数の第1の断層像から第2の断層像を生成する画像処理手段とを有する。

【0008】

本発明のX線CT装置によれば、パラメータ設定手段は、第1の断層像から生成された体軸と平行な所定の面の第2の断層像の生成条件を規定するパラメータを設定する。

また、画像処理手段は、パラメータ設定手段によって設定されたパラメータに基づいて複数の第1の断層像から第2の断層像を生成する。

【0009】

上記目的を達成するため、上記の本発明の画像処理方法は、X線源と、被検体を介してX線源と対向するように配置されたX線検出器アレイとを有するX線CT装置を用いて、X線源から被検体に向けて照射されたX線をX線検出器アレイにより検出し、X線源を被検体の周りに回転移動させて被検体を走査するステップと、被検体の所定位置において被検体から足先までを結ぶ体軸と直交する所定のスライス厚の第1の断層像を生成するステップとを有する画像処理方法であって、第1の断層像から生成される体軸と平行な所定の面における第2の断層像の生成条件を規定するパラメータを設定するステップと、パラメータに基づいて、複数の第1の断層像から第2の断層像を生成するステップとを有する。

【0010】

本発明の画像処理方法によれば、第1の断層像から生成される体軸と平行な所定の面における第2の断層像の生成条件を規定するパラメータを設定する。

次に、パラメータに基づいて、複数の第1の断層像から第2の断層像を生成する。

【発明の効果】

【0011】

本発明のX線CT装置によれば、診断に用いる画像を短時間で生成し、さらに診断に用いる画像枚数を低減することができる。

本発明の画像処理方法によれば、診断に用いる画像を短時間で生成し、さらに診断に用いる画像枚数を低減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明を実施するための最良の形態について図面を参照して説明する。

【0013】

10

20

30

40

50

図1は、本発明に係るX線CT装置1の全体構成を示すブロック図である。

【0014】

図1に示すように、X線CT装置1は、走査ガントリー(gantry)2、操作コンソール(console)3、および撮影テーブル(クレードル)4を有している。

【0015】

走査ガントリー2は、X線管21、コリメータ22、検出器アレイ23、データ収集部24、X線コントローラ25およびコリメータコントローラ26を有する。

X線管21はX線を放射する。X線管21により放射されたX線は、コリメータ(collimator)22により、たとえば、扇状のX線ビームとなるように形成され検出器アレイ23に照射される。本発明のX線源の一実施態様がX線管21に相当する。

10

【0016】

検出器アレイ23は、ファンビームX線の広がり方向にアレイ状に配列された複数のX線検出素子を有する。検出器アレイ23は、複数のX線検出素子をアレイ状に配列した、多チャンネル(channel)の検出器となっている。本発明のX線検出器の一実施態様が検出器アレイ23に相当する。

【0017】

検出器アレイ23は、全体として、半円筒凹面状に湾曲したX線入射面を形成する。検出器アレイ23は、たとえば、シンチレータ(scintillator)とフォトダイオード(photo diode)の組み合わせによって構成される。なお、これに限られず、たとえば、カドミウム・テルル(CdTe)等を利用した半導体X線検出素子またはXeガスを用いる電離箱型のX線検出素子であっても良い。検出器アレイ23は、データ収集部24と接続されている。

20

【0018】

データ収集部24は、検出器アレイ23の個々のX線検出素子の検出データを収集する。

X線コントローラ(controller)25は、X線管21からのX線の照射を制御する。

コリメータコントローラ26は、コリメータ22を制御する。

なお、X線管21とX線コントローラ25との接続関係およびコリメータ22とコリメータコントローラ26との接続関係については図示を省略する。

30

【0019】

X線管21、コリメータ22、検出器アレイ23、データ収集部24、X線コントローラ25およびコリメータコントローラ26は、走査ガントリー2の回転部27に搭載されている。ここで、被検体は、回転部27の中心に位置するボア(bore)29内のクレードル(cradle)上に載置される。

回転部27は、回転コントローラ28により制御されつつ回転する。また、回転部27は、X線管21からX線を照射し、検出器アレイ23において被検体の透過X線を各ビューごとの投影情報として検出する。なお、回転部27と回転コントローラ28との接続については図示を省略する。

40

【0020】

操作コンソール3は、中央処理装置31、入力装置32、表示装置33および記憶装置34を有する。

【0021】

中央処理装置31は、たとえば、マイクロプロセッサ、メモリ等によって構成される。この中央処理装置31は、記憶装置34に記憶されたソフトウェアにしたがって、走査ガントリー2の動作を制御する。また、中央処理装置31は、被検体を透過したX線を検出器アレイ23で検出して得られる投影データを収集する機能と、収集したX線投影データに基づいて、被検体の断層像を生成する機能とを少なくとも有する。

【0022】

中央処理装置31は、データ収集部24で収集されたデータを図示しないデータ収集バ

50

ッファを介して入力し、収集した投影データを用いて画像再構成を行う。上記の中央処理装置 3 1 による画像再構成処理については後述する。

中央処理装置 3 1 は、表示装置 3 3 と入力装置 3 2 とそれぞれ接続されている。

【 0 0 2 3 】

表示装置 3 3 は、中央処理装置 3 1 から出力される断層画像情報やその他の情報を表示する。

入力装置 3 2 は、使用者によって操作され、各種の指示や情報等を中央処理装置 3 1 に入力する。

使用者は表示装置 3 3 および入力装置 3 2 を使用して双方向に本装置を操作する。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、本発明に係る X 線 C T 装置 1 を示す側面図である。

【 0 0 2 5 】

上記構成の X 線 C T 装置 1 において、操作コンソール 3 からの操作に基づいて動作する走査ガントリ 2 は、X 線管 2 1 および検出器アレイ 2 3 とを相対的に移動させ、撮影テーブル 4 に載置された被検体の近傍を移動して、被検体の検出対象領域を走査する。

【 0 0 2 6 】

その結果、データ収集部 2 4 は被検体の投影データを収集し、この投影データが中央処理装置 3 1 へ送られる。中央処理装置 3 1 において、被検体の頭部から足先を結ぶ体軸と直交するアキシャル面における画像が再構成される。上記の画像をアキシャル画像と称し、本発明の第 1 の断層像の一実施態様に相当する。

【 0 0 2 7 】

図 3 は、X 線 C T 装置 1 に係る中央処理装置 3 1 を模式的に示すブロック図である。

【 0 0 2 8 】

中央処理装置 3 1 は、再構成部 4 1 と、画像分割部 4 2 と、画像生成部 4 3 と、パラメータ設定部 4 4 とを有する。

【 0 0 2 9 】

再構成部 4 1 は、パラメータ設定部 4 4 から入力されたパラメータに基づいてデータ収集部 2 4 から入力された投影データを再構成し、アキシャル画像を生成する。再構成部 4 1 は、プログラムなどからなる。再構成部 4 1 は、生成したアキシャル画像を画像分割部 4 2 に出力する。

【 0 0 3 0 】

パラメータ設定部 4 4 は、入力装置 3 2 を介した使用者からの指令に基づいて、投影データからアキシャル画像を生成するためのパラメータを設定する。設定されるパラメータとしては、たとえば、スライス厚、被検体の撮影領域、撮影視野 ( F O V : F i e l d o f V i e w )、選択される C T 値の幅を示すウィンド幅 ( W i n d o w W i d t h ; W / W ) および選択される C T 値範囲の中央値を示すウィンド値 ( W i n d o w L e v e l ; W / L ) などがある。また、本発明のパラメータ設定手段の一実施態様がパラメータ設定部 4 4 に相当する。

【 0 0 3 1 】

また、パラメータ設定部 4 4 は、入力装置 3 2 を介した使用者からの指令に基づいて、アキシャル画像から体軸と平行な他の断面像、たとえば、サジタル画像あるいは कोरोナリ画像を生成するためのパラメータを設定する。

【 0 0 3 2 】

ここで、サジタル画像および कोरोナリ画像について説明する。

図 4 は、再構成部 4 1 において生成されたアキシャル面を示す概略断面図である。

【 0 0 3 3 】

図 4 に示すように、体軸を z 軸とし、アキシャル画像が生成される面 ( アキシャル面 ) が x y 平面とすると、サジタル画像が生成される面 ( サジタル面 ) は y z 平面であり、 कोरोナリ画像が生成される面 ( कोरोナリ面 ) は x z 平面である。このように、サジタル面および कोरोナリ面は体軸と平行な面である。上記のサジタル面および कोरोナリ面に生成され

10

20

30

40

50

る断層像をサジタル画像およびコロナル画像とする。ここで、本発明の第2の断層像の一実施態様がサジタル画像およびコロナル画像の少なくとも一方に相当する。

【0034】

これらの画像を生成するパラメータとして、アキシャル画像から他の面を生成する画像生成範囲や、その範囲内における各分割領域のデータ量、たとえば、スライス厚などが設定される。これらの画像生成範囲やスライス厚などについては後述する。

【0035】

さらに、パラメータ設定部44は、走査ガントリ2の移動範囲やX線照射量などを設定する。

パラメータ設定部44は、設定されたパラメータを再構成部41および画像分割部42

10

【0036】

画像分割部42は、再構成部41において生成された各アキシャル画像をパラメータ設定部44からの指令に基づいて所定の領域に分割する。また、画像分割部42は、アキシャル画像における各分割領域の各ピクセルデータを区分された方向と直交する方向に加算する。必要に応じて、画像分割部42は、加算したピクセルデータを平均化する。画像分割部42は、分割した画像を画像生成部43に出力する。

【0037】

画像生成部43は、画像分割部42において所定の領域に分割された各アキシャル画像のデータを複数枚分つなぎあわせて、体軸方向に相当するz軸方向に展開する画像を生成

20

する。つなぎ合わせる際、画像生成部43は、必要に応じて各分割領域をz軸方向に補間して画像を生成する。また、画像生成部43は、1枚のアキシャル画像の各分割領域のデータをそれぞれ平均化する。平均化されたデータも上記と同様にz軸方向に加算され、サジタル画像あるいはコロナル画像が生成される。

ここで、本発明の画像処理手段の一実施態様が画像分割部42および画像生成部43に相当する。

【0038】

上記構成の中央処理装置31では、パラメータ設定部44において、入力装置32を介して使用者から複数のパラメータが設定される。それらパラメータに基づいてデータ収集部24から入力される投影データを画像分割部42および画像生成部43において画像処理することにより、複数のアキシャル画像から複数のサジタル画像あるいは複数のコロナル画像が生成される。

30

【0039】

本実施形態のX線CT装置1によれば、アキシャル画像を生成するためのパラメータを設定する際に、同時にサジタル画像あるいはコロナル画像を生成するパラメータも設定する。その結果、アキシャル画像が生成されると、アキシャル画像および設定されたパラメータに基づいて一連の動作でサジタル画像あるいはコロナル画像が生成される。また、サジタル画像およびコロナル画像を生成するときは、あらかじめスライス厚を設定する

40

【0040】

次に、本発明に係るX線CT装置1の動作を図を参照して説明する。

【0041】

図5は、本発明のX線CT装置1の動作を示すフローチャートである。

【0042】

まず、使用者は入力装置32に走査範囲、アキシャル画像のスライス厚、FOV、W/W、W/L、サジタル画像およびコロナル画像のスライス厚および画像生成範囲などを入力し、中央処理装置31のパラメータ設定部44に撮影条件および画像処理条件を設定す

50

る ( S T 1 ) 。

【 0 0 4 3 】

図 6 は、サジタル画像および कोरोナル画像を生成するパラメータ設定画面の一例を示す。

【 0 0 4 4 】

図 6 に示すように、サジタル画像の生成条件として撮影中心から左右への距離 ( L 2 0 0 , R 2 0 0 ) およびスライス厚 ( T H : 1 0 ) が設定され、 कोरोナル画像の生成条件として撮影中心から上下への距離 ( A 1 0 0 , P 1 0 0 ) およびスライス厚 ( T H : 1 0 ) が設定されている。ここで、撮影中心から左右への距離および上下への距離がそれぞれ画像生成範囲に対応する。

また、スライス厚の代わりにアキシャル画像のピクセル数などを設定してもよい。

【 0 0 4 5 】

次に、使用者は被検体を撮影テーブル 4 に載置する。その後、使用者は、入力装置 3 2 を介して中央処理装置 3 1 に指令を与える。中央処理装置 3 1 は、回転部 2 7 を回転させながら走査ガントリ 2 を移動させ、 X 線管 2 1 から X 線を照射させて被検体を走査させる ( S T 2 ) 。検出器アレイ 2 3 は被検体を透過した X 線を検出し、データ収集部 2 4 は各ビュー毎にデータを収集する。データ収集部 2 4 は収集された投影データを中央処理装置 3 1 側へ送信する。

なお、被検体に対しスカウト撮影を行った後にステップ S T 1 の走査範囲などのパラメータ設定が行われ、ステップ S T 2 の被検体の走査が行われてもよい。

【 0 0 4 6 】

中央処理装置 3 1 は画像再構成処理を行なってアキシャル画像を生成する ( S T 3 ) 。

中央処理装置 3 1 の再構成部 4 1 は投影データを用いて既存の画像再構成処理を行い、アキシャル画像を生成する。また、再構成部 4 1 は生成したアキシャル画像を表示装置 3 3 へ出力し、必要に応じて、記憶装置 3 4 にも出力する。

【 0 0 4 7 】

その後、生成されたアキシャル画像は、表示装置 3 3 に表示される。また、記憶装置 3 4 に記憶される ( S T 4 ) 。

【 0 0 4 8 】

使用者は、表示装置 3 3 に表示されたアキシャル画像を観察し、走査範囲の画像が生成されていることを確認する ( S T 5 ) 。走査範囲の画像が生成されていない場合や走査範囲を変更したい場合は、再びステップ S T 1 やステップ S T 2 からやり直すこともできる。

【 0 0 4 9 】

次に、中央処理装置 3 1 は、ステップ S T 1 において他断面の画像を生成するパラメータが設定されているか否かを確認する ( S T 6 ) 。設定されていない場合、 X 線 C T 装置による撮影は終了となる。

他断面の画像を生成するパラメータが設定されている場合、引き続き中央処理装置 3 1 において画像処理を行い、アキシャル画像を基にサジタル画像および कोरोナル画像が作成される ( S T 7 ) 。

【 0 0 5 0 】

サジタル画像および कोरोナル画像の生成方法を詳細に記述する。

まず、サジタル画像の生成ステップについて記述する。

【 0 0 5 1 】

図 7 は、サジタル画像の生成ステップの一部を模式的に示す概略図である。

【 0 0 5 2 】

まず、図 7 ( a ) に示すように、再構成部 4 1 は、生成したアキシャル画像  $a \times 1 \sim a \times 5$  の画像データを画像分割部 4 2 へ出力する。ここで、アキシャル画像  $a \times 1 \sim a \times 5$  は、パラメータ設定部 4 4 において設定されたアキシャル画像のスライス厚に基づいて生成されている。なお、画像分割部 4 2 へ出力されるアキシャル画像の数は上記に限定され

10

20

30

40

50

るものではない。

【 0 0 5 3 】

次に、図 7 ( b ) に示すように、画像分割部 4 2 は、サジタル画像を生成するために設定されたパラメータに基づいて、アキシャル画像  $a \times 1 \sim a \times 5$  をそれぞれ設定された撮影中心  $I C$  から左右への距離 (  $L 2 0 0$  ,  $R 2 0 0$  ) の範囲において  $y$  軸と平行に分割領域  $b 1 \sim b 3$  に分割する。このとき、各分割領域  $b 1 \sim b 3$  の厚さ  $w 1$  はパラメータ設定部 4 4 において設定されたサジタル画像のスライス厚に相当する。

【 0 0 5 4 】

次に、画像分割部 4 2 は、たとえば、アキシャル画像  $a \times 1$  に  $x y$  平面に広がる分割領域  $b 1$  のピクセルデータにおいて、同じ  $y$  座標を有するピクセルデータを  $x$  軸方向に加算する。さらに、画像分割部 4 2 は、加算されたピクセルデータを平均し、 $y$  軸方向に 1 列のピクセルデータを得る。画像分割部 4 2 は、上記の工程をアキシャル画像  $a \times 1$  の各分割領域  $b 1 \sim b 3$  について行い、生成されたピクセルデータを画像生成部 4 3 に出力する。ここで、ピクセルデータとは、各画素に対応する  $C T$  値や輝度値などとする。

【 0 0 5 5 】

次に、図 7 ( c ) に示すように、画像生成部 4 3 は、アキシャル画像  $a \times 1 \sim a \times 5$  において平均化されたそれぞれの分割領域  $b 1$  のピクセルデータを  $z$  軸方向につなぎ合わせて、サジタル画像  $s a 1$  を生成する。

【 0 0 5 6 】

このとき、アキシャル画像  $a \times 1 \sim a \times 5$  において、それぞれの画像のスライス厚よりもそれぞれの画像間の中心の距離が短い、つまり、それぞれのアキシャル画像の一部が重なっている場合、画像生成部 4 3 は、たとえば、重なった領域の一方を用いることなくサジタル画像  $s a 1$  を生成する。

また、それぞれの画像のスライス厚よりも、それぞれの画像間の中心の距離が長い、つまり、それぞれのアキシャル画像が重なっていない場合、画像生成部 4 3 は、 $z$  軸方向に各分割領域間のデータの補間してサジタル画像  $s a 1$  を生成する。

【 0 0 5 7 】

同様の処理が他の分割領域  $b 2 \sim b 3$  についても施され、図 7 ( c ) に示すような  $y z$  平面における複数のサジタル画像  $s a 1 \sim s a 3$  が生成される。

画像生成部 4 3 は、生成されたサジタル画像  $s a 1 \sim s a 3$  を表示装置 3 3 および記憶装置 3 4 に出力する。

【 0 0 5 8 】

次に、コロナル画像の生成ステップについて記述する。

図 8 は、コロナル画像の生成ステップの一部を模式的に示す概略図である。実質的に上記のサジタル画像の生成ステップと同様であるので、異なる箇所を説明する。

【 0 0 5 9 】

まず、図 8 ( a ) に示すように、再構成部 4 1 は、生成された複数のアキシャル画像  $a \times 1 \sim a \times 5$  の画像データを画像分割部 4 2 に出力する。ここで、アキシャル画像  $a \times 1 \sim a \times 5$  は、パラメータ設定部 4 4 において設定されたスライス厚に基づいて生成されている。

【 0 0 6 0 】

次に、図 8 ( b ) に示すように、画像分割部 4 2 は、設定された図 6 に示すパラメータに基づいて、アキシャル画像  $a \times 1 \sim a \times 5$  をそれぞれ設定された撮影中心  $I C$  から上下への距離 (  $A 1 0 0$  ,  $P 1 0 0$  ) の範囲において  $x$  軸と平行に分割領域  $c 1 \sim c 3$  に分割する。このとき、各分割領域の厚さ  $w 2$  はパラメータ設定部 4 1 において設定されたスライス厚に相当する。画像分割部 4 2 は、分割されたアキシャル画像  $a \times 1 \sim a \times 5$  のピクセルデータを  $y$  方向に加算し、平均化して、画像生成部 4 3 に出力する。

【 0 0 6 1 】

次に、図 8 ( c ) に示すように、各アキシャル画像  $a \times 1 \sim a \times 5$  において平均化された分割領域  $c 1$  の画像データを複数のアキシャル画像  $a \times 1 \sim a \times 5$  にわたって  $z$  軸方向

10

20

30

40

50

につながり合わせ、一枚のコロナル画像  $c o 1$  を生成する。なお、平均化された分割領域  $c 1$  をアキシャル画像  $a x 1 \sim a x 5$  までつながり合わせるときは、必要に応じて、データの補間やデータの削除が行われる。

【 0 0 6 2 】

同様の処理が他の分割領域  $b 2 \sim b 3$  についても施され、複数のコロナル画像  $c o 1 \sim c o 3$  が生成される。

画像生成部 4 3 は、生成されたコロナル画像を表示装置 3 3 および記憶装置 3 4 に出力する。

【 0 0 6 3 】

上記のデジタル画像およびコロナル画像の生成は、図 6 に示すような撮影前に使用者によって設定されたパラメータに基づいて一連の動作で行なわれる。その結果、使用者が撮影前にパラメータを設定し、アキシャル画像を確認するだけで、デジタル画像およびコロナル画像が中央処理装置 3 1 によって生成される。

【 0 0 6 4 】

次に、中央処理装置 3 1 によって生成されたデジタル画像およびコロナル画像が表示装置 3 3 に表示される。また、記憶装置 3 4 に記憶される ( S T 8 ) 。

使用者は、表示装置 3 3 に表示されたデジタル画像およびコロナル画像を観察する。

【 0 0 6 5 】

本発明の画像処理方法によれば、被検体を走査する前に、デジタル画像あるいはコロナル画像を生成するパラメータを設定する。その結果、アキシャル画像が生成されると、アキシャル画像およびパラメータに基づいて一連の動作でデジタル画像およびコロナル画像が生成される。また、デジタル画像あるいはコロナル画像を生成するときは、あらかじめスライス厚を設定することができるので、必要以上に多くの画像を生成することがない。さらに、撮影枚数が多くなっても撮影から読影までの時間を短縮することができる。画像の保存および整理も容易にできる。

【 0 0 6 6 】

本発明の撮影装置は、上記の実施形態に限定されない。

たとえば、本発明の X 線 C T 装置によって、デジタル画像およびコロナル画像を生成したが、いずれか一方を生成してもよい。また、画像の作成枚数や撮影範囲などは一例であって、変更することができる。さらに、デジタル面およびコロナル面に限らず、任意の面の画像を生成することも可能である。

その他、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変更が可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 7 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の実施形態に係る X 線 C T 装置 1 を模式的に示すブロック図である。

【 図 2 】 図 2 は、図 1 に示す X 線 C T 装置 1 を模式的に示す概略側面図である。

【 図 3 】 図 3 は、図 1 に示す X 線 C T 装置 1 の中央処理装置 3 1 を模式的に示すブロック図である。

【 図 4 】 図 4 は、図 1 に示す X 線 C T 装置 1 の撮影画像を示す概略断面図である。

【 図 5 】 図 5 は、図 1 に示す X 線 C T 装置 1 の動作を説明するフローチャートである。

【 図 6 】 図 6 は、図 1 に示す X 線 C T 装置 1 におけるパラメータ設定画面の一例を示す概略図である。

【 図 7 】 図 7 は、図 1 に示す X 線 C T 装置 1 の画像処理ステップの一部を示す概略図である。

【 図 8 】 図 8 は、図 1 に示す X 線 C T 装置 1 の画像処理ステップの一部を示す概略図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 8 】

1 ... X 線 C T 装置

10

20

30

40

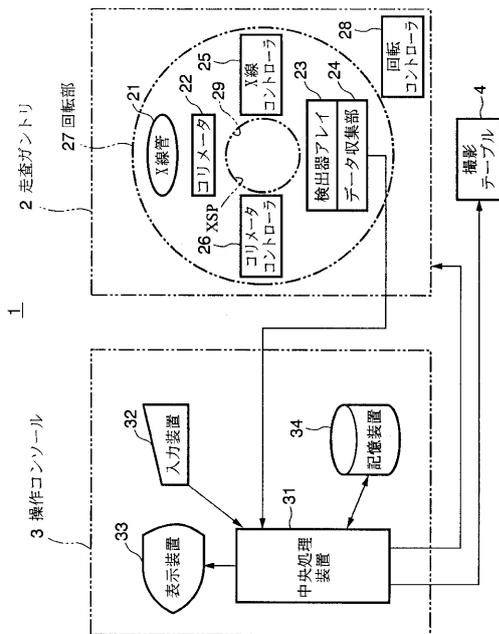
50

- 2 ... 走査ガントリ
- 3 ... 操作コンソール
- 4 ... 撮影テーブル
- 2 1 ... X線管
- 2 2 ... コリメータ
- 2 3 ... 検出器アレイ
- 2 4 ... データ収集部
- 2 5 ... X線コントローラ
- 2 6 ... コリメータコントローラ
- 2 7 ... 回転部
- 2 8 ... 回転コントローラ
- 2 9 ... ボア
- 3 1 ... 中央処理装置
- 3 2 ... 入力装置
- 3 3 ... 表示装置
- 3 4 ... 記憶装置
- 4 1 ... 再構成部
- 4 2 ... 画像分割部
- 4 3 ... 画像生成部
- 4 4 ... パラメータ設定部

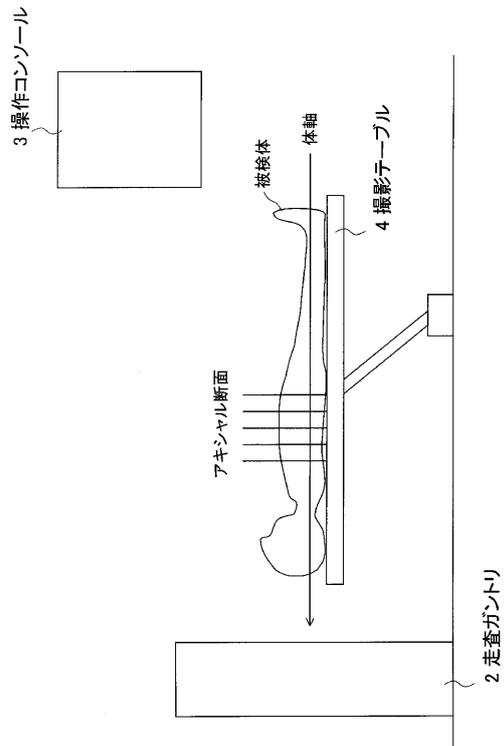
10

20

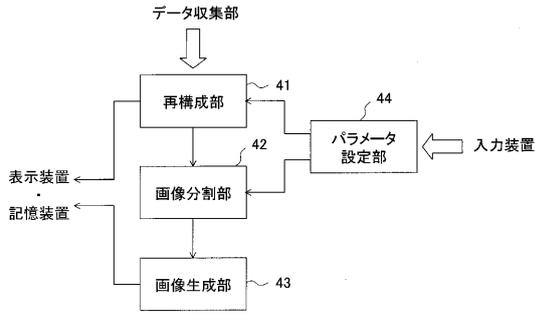
【図1】



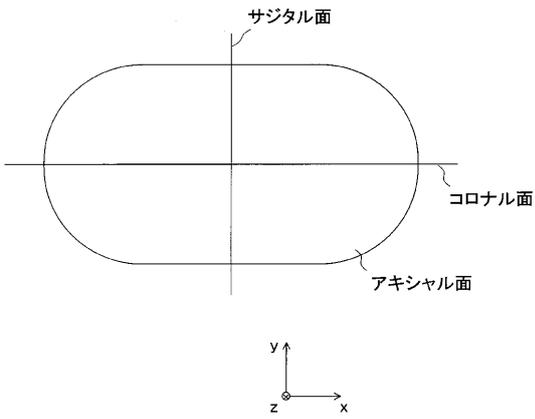
【図2】



【図3】



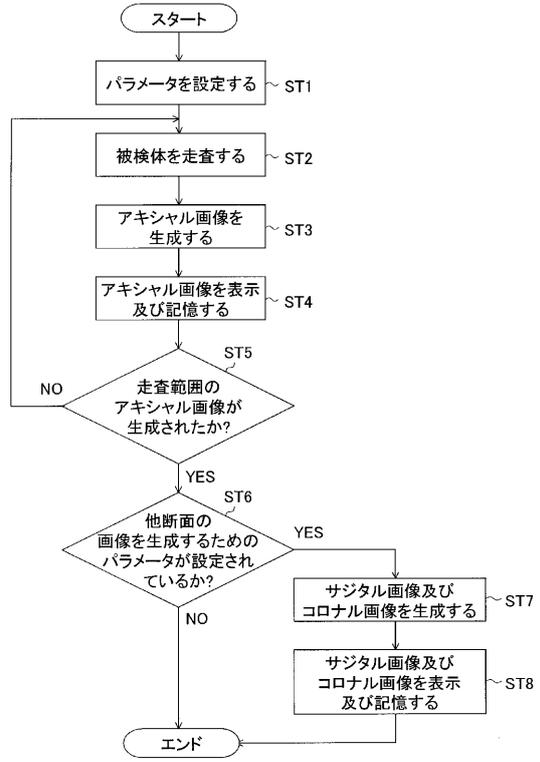
【図4】



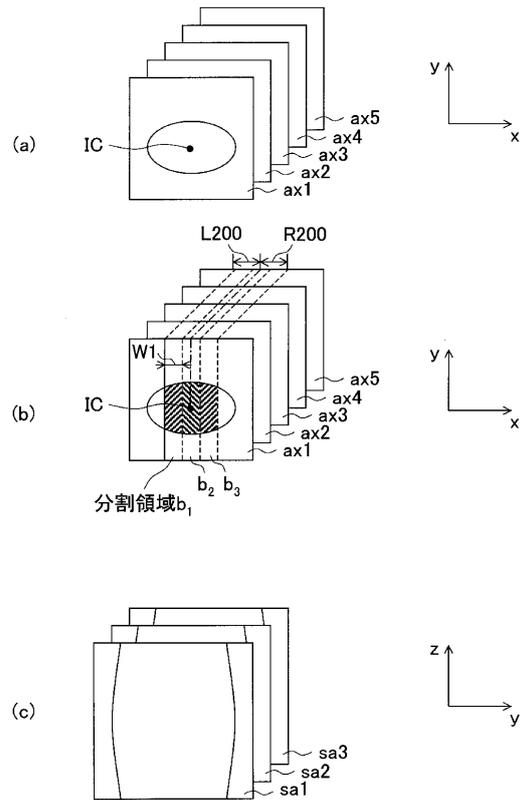
【図6】

パラメータ設定			
	撮影中心からの距離		スライス厚
	From	To	
サジタル画像	L200	R200	10
コロナル画像	A100	P100	10

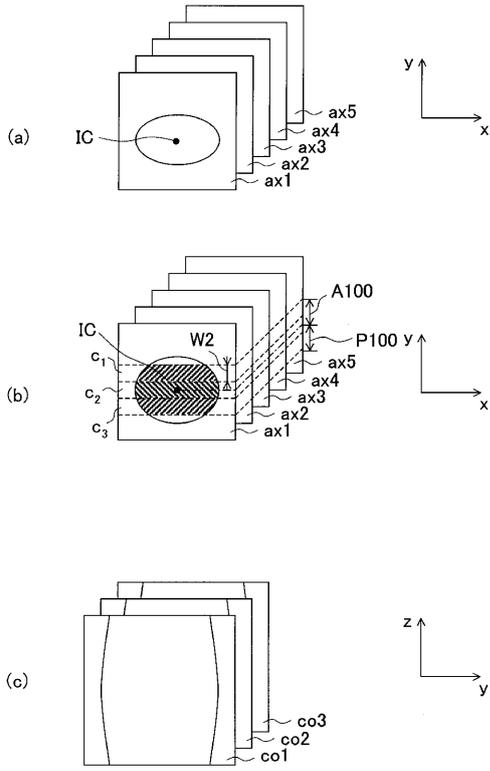
【図5】



【図7】



【 図 8 】



---

フロントページの続き

審査官 谷垣 圭二

- (56)参考文献 特開平08 - 227449 (JP, A)  
特開平01 - 121038 (JP, A)  
特開平07 - 265300 (JP, A)  
特開2003 - 190145 (JP, A)  
特開昭63 - 222740 (JP, A)  
特開平10 - 127622 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B6/00 - 6/14