(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3989031号
(P3989031)
(45)発行日　平成19年10月10日(2007.10.10)　(24)登録日　平成19年7月27日(2007.7.27)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 6/03 (2006.01)　A61B 6/03 F
A61B 6/03 350F
A61B 6/03 350T
A61B 6/03 360Z

請求項の数 5　(全 15 頁)

(21)出願番号　特願平7-173580
(22)出願日　平成7年7月10日(1995.7.10)
(65)公開番号　特開平9-24043
(43)公開日　平成9年1月28日(1997.1.28)
審査請求日　平成14年7月4日(2002.7.4)

前置審査

(73)特許権者　000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目１番１号
(74)代理人　100078765
弁理士　波多野　久
(74)代理人　100078802
弁理士　関口　俊三
(72)発明者　尾嵜　真浩
栃木県大田原市下石上１３８５番の１　株式会社東芝　那須工場内

審査官　安田　明央

最終頁に続く

(54)【発明の名称】Ｘ線ＣＴスキャナ

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

被検体を透過したＸ線を受ける複数の検出チャンネルを有するＸ線検出器を備え、前記Ｘ線検出器の出力に基づいて投影データを得るＸ線ＣＴスキャナにおいて、

エアーの第１の基準物質を対象としたエアー補正データ及び水の第２の基準物質を対象として前記被検体の様々な体型に対応する複数のサイズ分の水補正データをそれぞれ個別に準備する準備手段と、

前記投影データから前記エアー補正データを減算して得たエアー補正後の前記投影データを用いて、閾値処理して被検体幅を求めるものであり、少なくともスキャン角度を異にする前記投影データに基づいて異なるスキャン角度に対応する前記Ｘ線検出器のチャンネル方向の開口幅を被検体幅とする前記撮像部位のサイズを求めるサイズ演算手段と、

前記サイズ演算手段により求められた当該撮像部位のサイズに適合したサイズの水補正データを選択する選択手段と、

前記投影データを前記エアー補正データ及び前記選択された水補正データに基づいて再構成して前記撮像部位の画像を作成する作成手段とを備えたことを特徴とするＸ線ＣＴスキャナ。

【請求項２】

前記Ｘ線検出器は複数の検出チャンネルを有するとともに、

前記サイズ演算手段は、前記投影データから前記エアー補正データを各チャンネル毎に減算して第１の補正投影データを作成する減算手段と、

前記第１の補正投影データの値が所定の閾値より高いか否かを各チャンネル毎に判断する判断手段と、
前記判断の結果得られた前記閾値より高いデータ値を有するチャンネルの位置，チャンネルピッチ，及び当該各チャンネルと前記被検体との位置関係に基づいて前記サイズを求める手段とを備えた請求項１記載のＸ線ＣＴスキャナ。
【請求項３】
前記作成手段は、前記第１の補正投影データから前記選択されたサイズの水補正データを減算処理して第２の補正投影データを作成する手段と、前記第２の補正投影データを再構成して前記撮像部位の画像を作成する手段とを備えた請求項２記載のＸ線ＣＴスキャナ。
【請求項４】
前記作成手段は、前記補正投影データを再構成して第１の補正画像データを作成する手段と、前記選択されたサイズの水補正データを再構成して第２の補正画像データを作成する手段と、前記第１の補正画像データから前記第２の補正画像データを減算処理して前記撮像部位の画像を作成する手段とを備えた請求項２記載のＸ線ＣＴスキャナ。
【請求項５】
被検体を透過したＸ線を受ける複数の検出チャンネルを有するＸ線検出器を備え、前記Ｘ線検出器の出力に基づいて投影データを得るＸ線ＣＴスキャナにおいて、
エアーの第１の基準物質を対象としたエアー補正データを準備するとともに、前記エアー補正データと水の第２の基準物質を対象として前記被検体の様々な体型に対応する複数のサイズ分の水補正データとをそれぞれ個別に準備する準備手段と、
前記投影データから前記エアー補正データを減算して得たエアー補正後の前記投影データを用い、閾値処理して被検体幅を求めて前記撮像部位のサイズを求めるサイズ演算手段と、
前記サイズ演算手段により求められた当該撮像部位のサイズに適合したサイズの水補正データを選択する選択手段と、
前記投影データを前記選択されたサイズの水補正データに基づいて再構成して前記撮像部位の画像を作成する作成手段とを備えたことを特徴とするＸ線ＣＴスキャナ。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【産業上の利用分野】
本発明は、被検体内の撮像部位を透過したＸ線により得られた投影データに基づいて前記撮像部位の画像を作成するＸ線ＣＴスキャナに係わり、特に、ＣＴ値の校正用や検出器感度の補正用のデータ（キャリブデータ）を被検体のサイズに自動的に適合させるようにしたＸ線ＣＴスキャナに関する。
【０００２】
【従来の技術】
Ｘ線ＣＴスキャナは、Ｘ線により被検体内をスキャンして得られた当該被検体内のＸ線吸収係数からなる投影データに基づいて前記被検体内の画像を再構成するものであり、骨等で囲まれた部位等も鮮明に画像化できることから、開発以来急速に普及し、現在に至っている。
【０００３】
ところで、ＣＴ装置では、実際にスキャンして得られた投影データを直接再構成すると、得られた再構成後の各ＣＴ値は、同一被検体の同一部位をスキャンした場合でも異なる装置間でばらつくため、当該装置間で診断結果を比較することが難しく、また、得られた投影データは、その投影データを検出する複数の検出器間の感度ばらつきを含んでいるため、この感度ばらつきの補正も必要である。
【０００４】
このため、ＣＴ装置では、実際に得られた投影データに対し、ピクセル値をある基準となるスケールに合わせるための校正や検出器間の感度補正を行なうための補正データ（キ

ャリブデータ）を予め求めておき、このキャリブデータを用いて実際の投影データを補正することで上述した問題を解決している。

【０００５】

キャリブデータは、上記ＣＴ値校正用の水補正データと上記検出器感度補正用のエア補正データとから構成されている。水補正データは、水だけを詰めた円形のファントムをスキャンし、この結果得られた投影データのことであり、また、エア補正データは、スキャン対象がなにもない状態（空気（エア）のみ）でスキャンして得られた投影データのことである。

【０００６】

水補正データは、ファントムの大きさ（直径）により、マトリクスサイズ１（直径ａ１）～マトリクスサイズｎ（直径ａn）と各種用意されているため、当該水補正データ及びエア補正データとから構成されたキャリブデータも、上記マトリクスサイズ１～マトリクスサイズｎに対応した各種マトリクスサイズが用意されている。そして、オペレータは、予め被検体の体型等を考慮して最適なマトリクスサイズのキャリブデータをマニュアルで設定していた。

【０００７】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来のＣＴ装置では、キャリブデータのマトリクスサイズをオペレータがマニュアルで設定していたため、オペレータの負担が大であった。また、図９に示すように、オペレータの不注意や長距離ヘリカルスキャン実行時等における撮像部位の変化（図１０参照）等により被検体の撮像部位（スライス面）のサイズと比べてキャリブデータのマトリクスサイズがかなり大きく設定されていた場合では、ビームハードニングの影響により、得られた補正後の投影データにはノイズが多く発生し、また、ＣＴ値の信頼性も低下してしまった。

【０００８】

本発明は上述した事情に鑑みてなされたもので、キャリブデータあるいは水補正データのマトリクスサイズを被検体の撮像部位のサイズに自動的に合わせることにより、オペレータの負担を軽減させるとともに、撮像部位のサイズとキャリブデータのマトリクスサイズとの不適合に伴う補正後の投影データへのノイズ発生を抑制し、ＣＴ値の信頼性を向上させるＸ線ＣＴスキャナを提供することをその目的とする。

【０００９】

また、本発明では、画像を再構成するまでの全体処理時間を短縮可能なＸ線ＣＴスキャナを提供することもその目的としている。

【課題を解決するための手段】

前記目的を達成するため請求項１に記載したＸ線ＣＴスキャナによれば、被検体を透過したＸ線を受ける複数の検出チャンネルを有するＸ線検出器を備え、前記Ｘ線検出器の出力に基づいて投影データを得るＸ線ＣＴスキャナにおいて、エアーの第１の基準物質を対象としたエアー補正データ及び水の第２の基準物質を対象として前記被検体の様々な体型に対応する複数のサイズ分の水補正データをそれぞれ個別に準備する準備手段と、前記投影データから前記エアー補正データを減算して得たエアー補正後の前記投影データを用いて、閾値処理して被検体幅を求めるものであり、少なくともスキャン角度を異にする前記投影データに基づいて異なるスキャン角度に対応する前記Ｘ線検出器のチャンネル方向の開口幅を被検体幅とする前記撮像部位のサイズを求めるサイズ演算手段と、前記サイズ演算手段により求められた当該撮像部位のサイズに適合したサイズの水補正データを選択する選択手段と、前記投影データを前記エアー補正データ及び前記選択された水補正データに基づいて再構成して前記撮像部位の画像を作成する作成手段とを備えている。

【００１０】

また、特に、請求項２に記載したＸ線ＣＴスキャナによれば、前記Ｘ線検出器は複数の検出チャンネルを有するとともに、前記サイズ演算手段は、前記投影データから前記エアー補正データを各チャンネル毎に減算して第１の補正投影データを作成する減算手段と、

前記第１の補正投影データの値が所定の閾値より高いか否かを各チャンネル毎に判断する判断手段と、前記判断の結果得られた前記閾値より高いデータ値を有するチャンネルの位置，チャンネルピッチ，及び当該各チャンネルと前記被検体との位置関係に基づいて前記サイズを求める手段とを備えている。

【００１１】

さらに請求項３に記載したＸ線ＣＴスキャナによれば、前記作成手段は、前記第１の補正投影データから前記選択されたサイズの水補正データを減算処理して第２の補正投影データを作成する手段と、前記第２の補正投影データを再構成して前記撮像部位の画像を作成する手段とを備えている。

【００１２】

さらに請求項４に記載したＸ線ＣＴスキャナによれば、前記作成手段は、前記補正投影データを再構成して第１の補正画像データを作成する手段と、前記選択されたサイズの水補正データを再構成して第２の補正画像データを作成する手段と、前記第１の補正画像データから前記第２の補正画像データを減算処理して前記撮像部位の画像を作成する手段とを備えている。

【００１７】

さらにまた、請求項５に記載したＸ線ＣＴスキャナによれば、被検体を透過したＸ線を受ける複数の検出チャンネルを有するＸ線検出器を備え、前記Ｘ線検出器の出力に基づいて投影データを得るＸ線ＣＴスキャナにおいて、エアーの第１の基準物質を対象としたエアー補正データを準備するとともに、前記エアー補正データと水の第２の基準物質を対象として前記被検体の様々な体型に対応する複数のサイズ分の水補正データとをそれぞれ個別に準備する準備手段と、前記投影データから前記エアー補正データを減算して得たエアー補正後の前記投影データを用いて閾値処理して被検体幅を求め、前記撮像部位のサイズを求めるサイズ演算手段と、前記サイズ演算手段により求められた当該撮像部位のサイズに適合したサイズの水補正データを選択する選択手段と、前記投影データを前記選択されたサイズの水補正データに基づいて再構成して前記撮像部位の画像を作成する作成手段とを備えている。

【作用】

請求項１乃至４に記載した発明によれば、被検体を透過したＸ線を受けるＸ線検出器を備えており、このＸ線検出器は例えば複数の検出チャンネルを有している。

【００１８】

そして、準備手段により、エアーの第１の基準物質を対象としたエアー補正データ及び水の第２の基準物質を対象として前記被検体の様々な体型に対応する複数のサイズ分の水補正データがそれぞれ個別に準備され、投影データと例えばエアー補正データに基づいて異なるスキャン角度に対応する前記Ｘ線検出器のチャンネル方向の開口幅の最大値を被検体幅とする撮像部位のサイズが求められる。

【００１９】

例えば、減算手段により投影データからエアー補正データが各チャンネル毎に減算して補正投影データが作成され、判断手段により補正投影データの値が所定の閾値より高いか否かが各チャンネル毎に判断される。そして、判断の結果得られた閾値より高いデータ値を有するチャンネルの位置，チャンネルピッチ，及び当該各チャンネルと前記被検体との位置関係に基づいて撮像部位のサイズが求められる。

【００２０】

この撮像部位のサイズに適合したサイズの水補正データが選択手段により選択され、投影データがエアー補正データ及び選択された水補正データに基づいて再構成手段により再構成されて撮像部位の画像が作成される。

【００２１】

例えば、第１の補正投影データから選択されたサイズの水補正データが減算処理されて第２の補正投影データが作成され、その第２の補正投影データが再構成されて前記撮像部位の画像が作成されるか、あるいは、補正投影データが再構成されて第１の補正画像デー

タが作成され、選択されたサイズの水補正データが再構成されて第２の補正画像データが作成される。そして、第１の補正画像データから第２の補正画像データが減算処理されて撮像部位の画像が作成される。

【００２７】

そして、請求項５記載の発明によれば、準備手段により、エアの第１の基準物質を対象としたエアー補正データが準備されるとともに、エアー補正データと水の第２の基準物質を対象として前記被検体の様々な体型に対応する複数のサイズ分の水補正データとをそれぞれ個別に準備される。そして、前記投影データから前記エアー補正データを減算して得たエアー補正後の投影データを用いて、閾値処理して被検体幅を求めて撮像部位のサイズがサイズ演算手段により求められ、サイズ演算手段により求められた当該撮像部位のサイズに適合したサイズの水補正データが選択手段により選択される。そして、投影データが選択されたサイズの水補正データに基づいて作成手段により再構成されて撮像部位の画像が作成される。

【００２８】

【実施例】

以下、本発明に係る実施例について、添付図面を参照して説明する。

【００２９】

（第１実施例）

図１は、本実施例に係わるＸ線ＣＴスキャナの概略構成を示すブロック図である。

【００３０】

Ｘ線ＣＴスキャナは、架台１、寝台２等から構成されたスキャン本体部と、スキャンの結果得られた投影データを画像処理してＣＴ画像を作成する画像作成部とを備えている。

【００３１】

スキャン本体部は例えばＲ－Ｒ（Rotate/Rotate）タイプであり、Ｘ線管３及びＸ線検出器４を有し、当該Ｘ線管３及びＸ線検出器４を一体に回転可能な架台１と、被検体である患者Ｐ載置用の天板２ａを有する寝台２とを備えている。

【００３２】

架台１内のＸ線管３は、高電圧制御装置等を有するＸ線出力制御装置３Ａに接続され、このＸ線出力制御装置３Ａからの制御に応じて患者Ｐに向けて広がり角度α度の扇状Ｘ線ビームＢを曝射するようになっている。

【００３３】

Ｘ線検出器４は患者Ｐを挟んでＸ線管３と対向配置されている。また、このＸ線検出器４は、患者Ｐの体軸方向（スライス方向）に直交するチャンネル方向に、円弧状且つ稠密に所定のピッチ（チャンネルピッチｐ）で１列配設されたｎ個のチャンネルを有する、いわゆるシングルスライス検出器である。

【００３４】

架台１において、撮影（スキャン）は次のように行われる。すなわち、患者Ｐの撮像部位が架台１内のスキャン位置に到達するように、寝台２内に設けられた図示しない移動機構により天板２ａを患者Ｐの体軸方向にスライドさせる。

【００３５】

そして、初期位置（回転角度θ＝０°；以下、この回転角度θのことをスキャン角度という）にＸ線管３（及びＸ線検出器４）が位置した状態で、当該Ｘ線管３から患者Ｐに向けて扇状Ｘ線ビームＢを曝射する。扇状Ｘ線ビームＢは、患者Ｐのスキャン位置に相当する断面（スキャン面）を透過した後Ｘ線検出器４に入射する。この結果、初期位置におけるスキャン面の透過Ｘ線データがＸ線検出器４の各チャンネル毎に検出される。以下、架台１内に設けられた回動機構５によりＸ線管３及び検出器４を撮影領域の中心を中心として一体に一定角度Δθ毎に回転させながら、上述したＸ線爆射を繰り返し行なう。こうして、Ｘ線管３及び検出器４が患者Ｐの回りを一回転したら（Ｘ線管３及び検出器４の回転角度の合計が３６０度となったら）、Ｘ線爆射及び回転（スキャン）を終了する。スキャンが終了した状態では、透過Ｘ線ビームに基づいてスキャン角度θ＝０°～　360°まで

一定角度Δθ毎にスキャン面の透過Ｘ線データがＸ線検出器４の各チャンネル毎に検出されている。

【００３６】

また、前記スキャンに平行して天板２ａを移動機構により患者Ｐの体軸方向に所定のピッチで移動させることにより、前記スキャン面を体軸方向に沿って移動させることができる。すなわち、体軸方向に亘って広い範囲の透過Ｘ線データが得られるヘリカルスキャンを行うこともできる。

【００３７】

一方、架台１は、データ収集システム（ＤＡＳ；data acquisitionsystem）６を備えている。このＤＡＳ６は増幅器、積分器、Ａ／Ｄ変換器等を有し、Ｘ線検出器４の各検出チャンネル（以下、単にチャンネルという）毎に検出された透過Ｘ線データを各チャンネル毎の投影データ（ディジタルデータ）に変換するようになっている。

【００３８】

一方、画像作成部は、ＤＡＳ６により得られた投影データを入力する被検体サイズ測定部７を備えている。この被検体サイズ測定部７はＣＰＵ、内部メモリ等を搭載したコンピュータ回路から構成されている。また、被検体サイズ測定部７には、磁気ディスク等のメモリ８及びメモリ９が接続されている。

【００３９】

メモリ８には、スキャン対象がなにもない状態（空気（エア）のみ）において前記スキャンを実行して得られた各チャンネル毎の投影データ（エア補正データ）が予め記憶されている。このエア補正データは、Ｘ線検出器４の各チャンネル間の感度誤差を補正するため等に用意されている。

【００４０】

また、メモリ９には、水だけを詰めた円形のファントム（水ファントム）をスキャンして得られた投影データ（水補正データ）が予め記憶されている。水ファントムは、被検体の様々な体型に対応するために複数のサイズ（直径ａ1～直径ａn）のものが用意されており、水補正データはその水ファントムの各サイズに応じたマトリクスサイズ毎（サイズ１（直径ａ1）～サイズｎ（直径ａn））に用意されている。この水補正データは、異なるＣＴ装置間でのＣＴ値を校正するため等に用いられる。すなわち、異なるＣＴ装置において同一サイズの水補正データを用いて補正された投影データを再構成した場合、互いの再構成画像の水のＣＴ値が「０」となる。

【００４１】

被検体サイズ測定部７は、ＤＡＳ６から送られた投影データ及びメモリ８に記憶されたエア補正データに基づいて後述する図２の処理を行い、エア補正データにより補正された投影データ（エア補正投影データ）を作成するとともに、エア補正投影データに基づいて患者Ｐのサイズを測定するようになっている。そして、この測定された患者Ｐのサイズに対応するサイズの水補正データをメモリ９から読み出し、補正データ演算部１０に送るようになっている。

【００４２】

補正データ演算部１０は、例えば複数のメモリ（バッファ）やマイクロプロセッサ等を搭載しており、被検体サイズ測定部７により作成されたエア補正投影データから水補正データを減算することにより、エア補正データによる補正に加えて水補正データにより補正された補正投影データを作成するようになっている。

【００４３】

補正データ演算部１０の出力側には、画像再構成部１１、画像表示部１２が備えられている。画像再構成部１１は、補正データ演算部１０で作成された補正投影データに対し、例えばコンボリューションバックプロジェクション処理等の再構成処理を施して画像を再構成するようになっている。再構成された画像は、画像表示部１２により表示されるようになっている。

【００４４】

ここで、被検体サイズ測定部７の処理の一例を図２に示すフローチャートを用いて説明する。

【００４５】

被検体サイズ測定部７は、ステップＳ１において、予め設定されたパラメータＡ（ｉ），Ｂ（ｉ）及びｋを初期状態にする（Ａ（ｉ）＝０、Ｂ（ｉ）＝０、ｋ＝０）。なお、ｉは１～ｎ（チャンネル数）まで取り得る変数である。そして、ステップＳ２において被検体サイズ測定部７は、ｋを「ｋ＝ｋ＋１」とし、ｉを「ｉ＝ｋ」とする。続いて、ステップＳ３によりＤＡＳ６から送られてきたスキャン角度θの投影データを内部メモリに格納し、この投影データ中の第ｋ番目のチャンネルの投影データ（投影データ（ｋ））を読み込む。そして、ステップＳ４において、メモリ８から第ｋ番目のチャンネルのエア補正データを読み込み、図３に示すように第ｋ番目の投影データ（ｋ）から第ｋ番目のチャンネルのエア補正データを減算処理し、その結果（差分データ）をＡ（ｋ）に代入する（Ａ（ｋ）＝投影データ（ｋ）－エア補正データ（ｋ））。

【００４６】

そして、被検体サイズ測定部７は、ステップＳ５においてステップＳ４の処理により得られた差分データＡ（ｋ）を補正データ演算部１０に出力する。この差分データＡ（ｋ）は、補正データ演算部１０のメモリの所定アドレスに格納される。

【００４７】

続いて、被検体サイズ測定部７は、ステップＳ６の処理においてＡ（ｋ）をＢ（ｋ）に代入する（Ｂ（ｋ）＝Ａ（ｋ））。そして、このデータＢ（ｋ）を内部メモリに格納し、ステップＳ７の処理により全チャンネルの投影データが読み出されたか否か（ｋ＝＝ｎ？）を判断する。この判断の結果、ＮＯの場合には、ステップＳ８においてｋの値をｋ＋１とし（ｋ＝ｋ＋１）、ステップＳ３に戻って上述した処理を繰り返す。

【００４８】

一方、ステップＳ７の判断の結果ＹＥＳの場合には、全チャンネル（１～ｎ）の投影データが読み出されたことになる。つまり、補正データ演算部１０のメモリには、全チャンネルの差分データＡ（ｋ；ｋ＝１～ｎ）が格納されており、また、内部メモリには、全チャンネルの差分データＢ（ｋ；ｋ＝１～ｎ）が格納されている。

【００４９】

この差分データＡ（ｋ）は、Ｘ線検出器４のチャンネル間相互の感度誤差成分が減算された投影データとなっている。以下、この投影データをエア補正投影データという。なお、患者Ｐを透過したＸ線ビームが検出されたチャンネルでは、差分データＡ（ｋ）（＝Ｂ（ｋ））は上記エア補正投影データとなっているが、患者Ｐを透過したＸ線ビームが検出されないチャンネル、すなわち患者Ｐの周囲部分（空気）を透過したＸ線ビームを検出したチャンネルでは、投影データ（エア部分）からエア補正データを減算したことになり、相殺される（データ値が略”０”となる）ことになる。

【００５０】

つまり、図４に示すように、エア補正投影データが検出されたＸ線検出器４のチャンネル方向の開口幅ｗ1，寝台２（患者Ｐ）～Ｘ線検出器４間の距離ｄを用いれば、比例関係等を利用して、患者Ｐのサイズデータである被検体幅ｗ2を容易に求めることができる。なお、この被検体幅ｗ2とは、Ｘ線管３から透視した際の当該患者Ｐのスライス面内の最大の幅を意味する。

【００５１】

すなわち、被検体サイズ測定部７は、ステップＳ９の処理において内部メモリに格納された全てのＢ（ｋ）と、予め記憶された閾値ｈとの大きさを比較し、図５に示すように、「Ｂ（ｋ）＞ｈ」となる最大の位置のｋ（ｋmax）及び最小位置のｋ（ｋmin）を求める。なお、閾値ｈは、投影データが含む誤差成分を考慮して、推定される患者Ｐのサイズに若干余裕を持たせるために必要な値を有している。そして、被検体サイズ測定部７は、ステップＳ１０においてＸ線検出器４の開口幅データｗ1（θ）を演算式「（ｋmax－ｋmin）×チャンネルピッチｐ」より求めて、その値を内部メモリに記憶する。

【００５２】
続いて、被検体サイズ測定部７は、ステップＳ１１によりスキャン角度θが３６０°になっているか否か（θ＝＝３６０°？）を判断し、この判断の結果ＹＥＳの場合には、患者Ｐの回りを全てスキャンしたと判断して処理を終了する。また、ＮＯの場合には、ステップＳ１２においてスキャン角度θが１８０°になっているか否か（θ＝＝１８０°？）を判断する。この判断の結果ＮＯの場合には、スキャン角度θをθ＋Δθ（θ＝θ＋Δθ）として、このスキャン角度「θ＝θ＋Δθ」でのスキャン実行指令を架台１に送り（ステップＳ１３Ａ）、ステップＳ１の処理に戻り上述したステップＳ１～Ｓ１３Ａの処理を繰り返す。この結果、被検体サイズ測定部７の内部メモリには、０°～１８０°までの開口幅データw1（０°～１８０°)が記憶されている。

【００５３】
一方、スキャン角度θが１８０°に到達する（つまり、スキャン角度θが１８０°の投影データの処理が終了する）と、ステップＳ１２の判断はＹＥＳとなり、ステップＳ１４において被検体サイズ測定部７は、開口幅データw1（０°～１８０°）の中から最大の値を有するw1（max）を求める。これは、図６に示すように、開口幅w1及び患者Ｐの被検体幅w2はスキャン角度により異なる（w1（θ1），w2（θ1）、w1（θ2），w2（θ2））ため、少なくとも１８０°分の開口幅データw1（０°～１８０°)を求めれば、患者Ｐの最大の開口幅w1（max）を求めることができるからである。

【００５４】
続いて、被検体サイズ測定部７は、ステップＳ１５の処理により最大の開口幅w1（max）に基づいて最大の被検体幅w2（max）を求める。

【００５５】
この被検体幅w2（max）は、上述したように患者Ｐのスライス面内の略最大の幅を与えているため、この最大幅を直径とした円よりも大きいマトリクスサイズの水補正データを選択すれば、当該スライス面はそのマトリクスサイズに含まれることが分かる。すなわち、被検体サイズ測定部７は、ステップＳ１６の処理により、被検体幅w2(max)に基づいてメモリ９から、その被検体幅w2（max）を直径としたマトリクスサイズよりも大きく且つ最も近接したマトリクスサイズの水補正データを読み出し、補正データ演算部１０のメモリに送る。そして、ステップＳ１３の処理実行前に戻り、以下上述した処理を繰り返す。

【００５６】
次に、被検体サイズ測定部７の処理を中心に本実施例の全体動作を説明する。

【００５７】
患者Ｐの撮像部位に対して、上述した架台１、寝台２の動作によりスキャンが実行されると、最初にスキャン角度θ＝０°での当該患者ＰのＸ線データがＸ線検出器４の各チャンネル毎に得られる。このＸ線データは、ＤＡＳ５に送られて各チャンネル毎の投影データに変換された後、被検体サイズ測定部７に送られる。

【００５８】
このとき、被検体サイズ測定部７は、ＣＰＵ等の演算・制御に基づいて、図２に示す処理を行っている。

【００５９】
すなわち、スキャン角度θにおける各チャンネル毎の投影データから各チャンネル毎のエア補正データが減算処理される。この結果得られた各チャンネル毎の差分データＡ（ｋ）は、当該各チャンネルの投影データからエア補正データが減算処理されたエア補正投影データとなっている（ステップＳ１～Ｓ４、Ｓ７～Ｓ８）。このθ＝０°におけるエア補正投影データＡ（ｋ）は、補正データ演算部１０のメモリに記憶される（ステップＳ５）。

【００６０】
一方、差分データＡ（ｋ）は、Ｂ（ｋ）として内部メモリに格納されており（ステップＳ９）、この差分データＢ（ｋ）から患者Ｐのサイズデータｓｉ（θ）が求められる。すなわち、「Ｂ（ｋ）＞ｈ」となる最大のチャンネルｋ（ｋmax）及び最小のチャンネルｋ

（ｋmin）が求められるとともに、「（ｋmax－ｋmin）×チャンネルピッチｐ」が演算されて開口幅ｗ1（θ）が求められる（ステップＳ１０）。

【００６１】

こうして、スキャン角度θをΔθづつ３６０°まで増加させながらスキャンを実行することにより、患者Ｐの周囲からのエア補正投影データＡ（ｋ）が補正データ演算部１０のメモリに記憶される（ステップＳ１～ステップＳ５，ステップＳ１１、Ｓ１３、Ｓ１３Ａ）。

【００６２】

一方、スキャン角度θが１８０°に到達すると、そのときまでに得られた開口幅データｗ1（０°～１８０°)の中から最大の値を有する開口幅データｗ1（max）が求められる（ステップＳ１４）。そして、この開口幅データｗ1（max）に基づいて最大の患者Ｐの幅である被検体幅ｗ2（max）が求められる（ステップＳ１５）。つまり、この被検体幅ｗ2（max）は、患者Ｐのスライス面での略最大の径を与えている。したがって、この被検体幅ｗ2（max）を直径とした円形サイズよりも大きく且つ最も近接したサイズの水補正データが最適なマトリクスサイズの水補正データと推定できる。この理由から、当該被検体幅ｗ2（max）を直径とした円形サイズよりも大きく且つ最も近接したマトリクスサイズの水補正データがメモリ９から読み出され、補正データ演算部１０のメモリに送られる（ステップＳ１６）。そして、補正データ演算部１０によりエア補正投影データから水補正データが減算され、その結果得られた補正投影データは、画像再構成部１１により画像再構成処理された後画像表示部１２に表示される。

【００６３】

以上述べたように、本実施例によれば、患者Ｐの被検体幅が自動的に求められ、さらに、その結果に基づいて当該患者Ｐのサイズ適合したマトリクスサイズの水補正データが自動的に求められるため、上記水補正データのサイズ選択の際オペレータが介在する必要がなくなり、オペレータの負担が軽減される。また、マニュアル動作に付随して懸念されていたオペレータの不注意により発生する撮像部位のサイズと水補正データのマトリクスサイズとの不適合を防止し、ノイズの発生を抑制することができる。

【００６４】

さらに、上述したヘリカルスキャンのように、撮像部位にサイズが変化する場合でも、常にスキャンされた撮像部位に伴う投影データに基づいて水補正データのマトリクスサイズが得られているため、撮像部位のサイズとキャリブデータのサイズとの不適合を防止し、ノイズの発生を抑制することができる。

【００６５】

なお、本実施例では、従来例で述べたキャリブデータを複数のマトリクスサイズ分用意しておき、このキャリブデータに基づいて補正を行なうこともできる。すなわち、エア補正データ及び複数のマトリクスサイズの水補正データに基づいて作成された複数マトリクスサイズ分のキャリブデータをメモリに記憶しておく。そして、図２の処理によって得られた患者Ｐの被検体幅ｗ1（max）に基づいて最適なマトリクスサイズのキャリブデータをメモリから読み出し、この読み出されたキャリブデータにより投影データを直接補正して画像再構成部１１に送ることもできる。

【００６６】

（第２実施例）

図７は、本実施例に係わるＸ線ＣＴスキャナの概略構成を示すブロック図である。なお、Ｘ線ＣＴスキャナは、第１実施例の図１の構成と同様な構成要素が多いため、そのような構成要素の説明は省略又は簡略化する。

【００６７】

図７に示すＸ線ＣＴスキャナでは、メモリ１３には、複数サイズの水補正データを予め再構成して形成された複数サイズの水補正画像データが記憶されている。

【００６８】

また、被検体サイズ測定部７Ａの出力側には画像再構成部１１Ａが備えられ、さらに、

メモリ１３及び画像再構成部１１Ａの出力側には、補正画像演算部１４が備えられている。

【００６９】

被検体サイズ測定部７Ａは、第１実施例と同様に図２に示す処理を行なうが、ステップＳ５の処理で作成されたエア補正投影データＡ（ｋ）は、画像再構成部１１Ａに送られるようになっている。また、ステップＳ１６の処理では、被検体幅ｗ2（max）を直径としたサイズよりも大きく且つ最も近接したマトリクスサイズの水補正画像データをメモリ１３から読み出し、補正画像演算部１４に送るようになっている。

【００７０】

画像再構成部１１Ａは、被検体サイズ測定部７Ａで作成されたエア補正投影データに対し、例えばコンボリューションバックプロジェクション処理等の処理を施して画像を再構成し、エア補正画像データを作成するようになっている。

【００７１】

補正画像演算部１４は、例えば複数のメモリ（バッファ）やマイクロプロセッサ等を搭載しており、画像再構成部１１Ａで再構成されたエア補正画像データから水補正画像データを減算することにより、エア補正に加えて水補正された補正画像データを作成するようになっている。補正された画像データは、画像表示部により表示されるようになっている。

【００７２】

次に第２実施例の全体動作を説明する。なお、第１実施例と略同様の動作については、その説明を省略又は簡略化する。

【００７３】

本構成では、被検体サイズ測定部７ＡのステップＳ１～Ｓ８、Ｓ１１～Ｓ１３Ａの処理で作成されたエア補正投影データＡ（θ）は、順次画像再構成部１１Ａにより画像再構成処理されてエア補正画像データｐ（ｉ，ｊ）｛ｉ，ｊは、１～画像再構成マトリクスサイズ｝となり、補正画像演算部１４に送られる。

【００７４】

一方、被検体サイズ測定部７ＡのステップＳ９～Ｓ１０、ステップＳ１２～Ｓ１６の処理で作成された被検体幅ｗ2（max）を直径としたサイズよりも大きく且つ最も近接したマトリクスサイズの水補正画像データｗ（ｉ，ｊ）｛ｉ，ｊは、１～画像再構成マトリクスサイズ｝は、メモリ１３から読み出されて補正画像演算部１４に送られる。

【００７５】

補正画像演算部１４では、エア補正画像データｐ（ｉ，ｊ）から水補正画像データｗ（ｉ，ｊ）が次式に示すように減算され、補正画像データＰ（ｉ，ｊ）が作成される。

【数１】

$$P(i,j)=p(i,j)-w(i,j)$$

この補正画像データＰ（ｉ，ｊ）は、画像表示部１４により表示されるようになっている。

【００７６】

本実施例の特長は、被検体サイズ測定部７Ａで作成されたスキャン角度毎のエア補正投影データＡ（θ）を順次画像再構成処理して補正画像演算部１４のメモリに記憶しておくことができることである。すなわち、第１実施例では、水補正投影データのサイズが決まるまで、つまり、スキャン角度θが合計１８０°になるまでは、補正データ演算部１０の処理及び画像再構成部１１による画像再構成処理が実行できない。

【００７７】

しかしながら、本実施例では、上述したように、スキャン角度毎に順次画像再構成処理を実行することができるため、全体処理時間を短縮することができるという新たな効果が得られる。なお、その他の効果は第１実施例と同様である。

【００７８】

ところで、第１及び第２実施例では、全チャンネルの差分データに基づいて患者Ｐのサ

イズデータを求めたが、本発明はこれに限定されるものではなく、Ｘ線検出器４の各チャンネル毎に得られた投影データを例えばある閾値と比較して、その結果、「投影データのデータ値＞閾値」となる最大のチャンネル及び最小のチャンネルを求める。そして、「（最大チャンネル）－（最小チャンネル）×チャンネルピッチ」により、開口幅データｗ１′を求め、この開口幅ｗ１′を用いて上述した被検体幅ｗ2を求めてもよい。

【００７９】

また、第１及び第２実施例において、例えば、図８に示すように、患者Ｐが中心（Ｘ線管３の放射面中心とＸ線検出器４の中心に位置するチャンネルとを結ぶライン）から例えばチャンネル方向にずれていたときには、Ｘ線検出器４の中心に位置するチャンネルｋ（ｋcet）と最大のチャンネルｋ（ｋmax）との差から求まる「開口幅データｗ1a（θ1）＝（ｋmax－ｋcet）×チャンネルピッチｐ」，及びｋcetと最小のチャンネルｋminとの差から求まる「開口幅データｗ1b（θ1）＝（ｋmin－ｋcet）×チャンネルピッチｐ」の内大きい値を２倍して開口幅ｗ１（θ1）と補正することが考えられる。例えば、今、開口幅データｗ1a（θ1）＞開口幅データｗ1b（θ1）の場合、開口幅ｗ１（θ1）＝開口幅データｗ1a（θ1）×２として、以下、上述した処理を行なう。このように補正すれば、患者Ｐの体動等に伴う中心ずれにも対応可能になる。

【００８０】

【発明の効果】

以上述べたように請求項１乃至５記載のＸ線ＣＴスキャナによれば、サイズデータ演算手段により被検体の撮像部位のサイズが求められ、被検体の様々な体型に対応する複数サイズ分の水補正データあるいはキャリブデータの中から、その撮像部位のサイズに適合したサイズの水補正データあるいはキャリブデータが選択される。そして、その水補正データあるいはキャリブデータを用いて当該撮像部位の画像を作成することができる。

【００８１】

すなわち、本発明では、水補正データあるいはキャリブデータのサイズを設定する際にオペレータを介在させる必要がないため、オペレータの負担が軽減される。また、水補正データ（キャリブデータ）のサイズは、撮像部位のサイズの変化に応じて最適なサイズのものが選択されるため、サイズの不適合に伴う補正後の投影データへのノイズ発生が抑制され、画質の向上した画像が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図１】　本発明の第１実施例に係るＸ線ＣＴスキャナの概略構成を示すブロック図。

【図２】　被検体サイズ測定部の処理の一例を示す概略フローチャート。

【図３】　図２のステップＳ４の減算処理をプロファイルの形で説明する図。

【図４】　被検体サイズ測定部の処理の一例を示す概略フローチャート。

【図５】　開口幅、被検体幅について説明するための図。

【図６】　スキャン角度における開口幅の違いを表す図。

【図７】　本発明の第２実施例に係わるＸ線ＣＴスキャナの概略構成を示すブロック図。

【図８】　被検体が移動した場合の開口幅の補正について説明するための図。

【図９】　（ａ）は、キャリブデータのサイズを被検体のサイズと比べて大きく設定した状態を示す図であり、（ｂ）は、キャリブデータのサイズを被検体のサイズに対応して設定した状態を示す図。

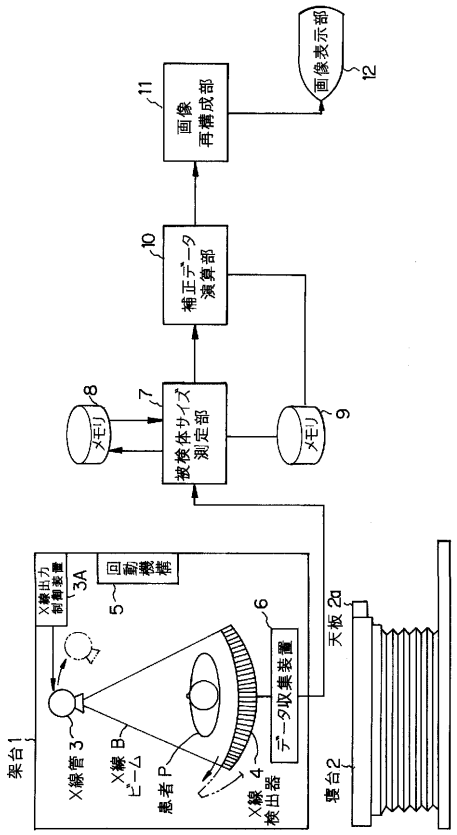
【図１０】　ヘリカルスキャン実行時における撮像部位の変化を示す図。

【符号の説明】

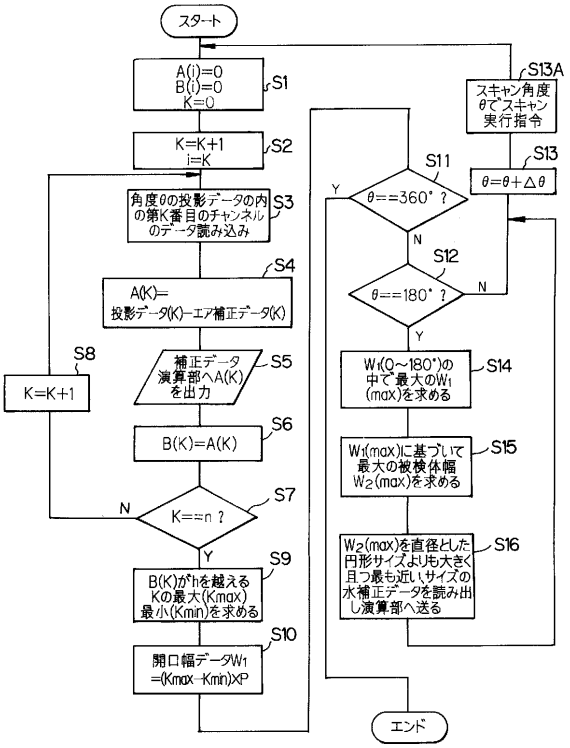
１　架台
２　寝台
２ａ　天板
３　Ｘ線管
３Ａ　Ｘ線出力制御装置
４　Ｘ線検出器
５　回動機構

６　データ収集装置
７　被検体サイズ測定部
８　メモリ
９　メモリ
１０　補正データ演算部
１１　画像再構成部
１２　画像表示部
１４　補正画像演算部

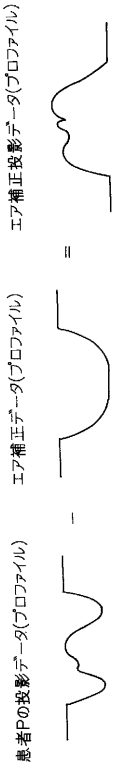
【図１】



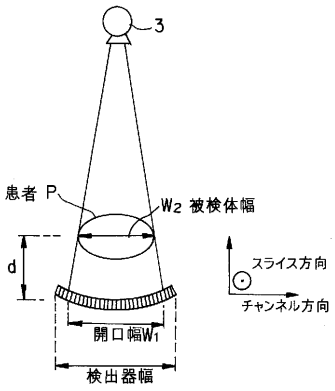
【図２】



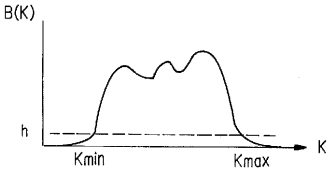
【図３】


エア補正投影データ(プロファイル)
=
エア補正データ(プロファイル)
−
患者Pの投影データ(プロファイル)

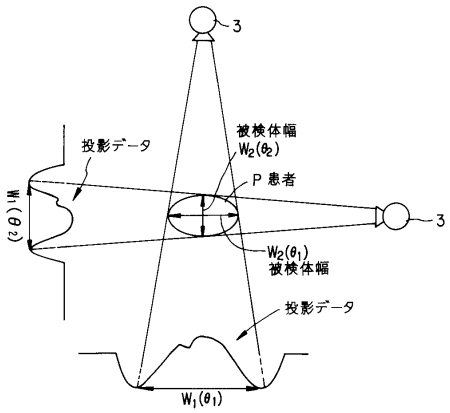
【図４】


3
患者 P
W2 被検体幅
d
スライス方向
チャンネル方向
開口幅W1
検出器幅

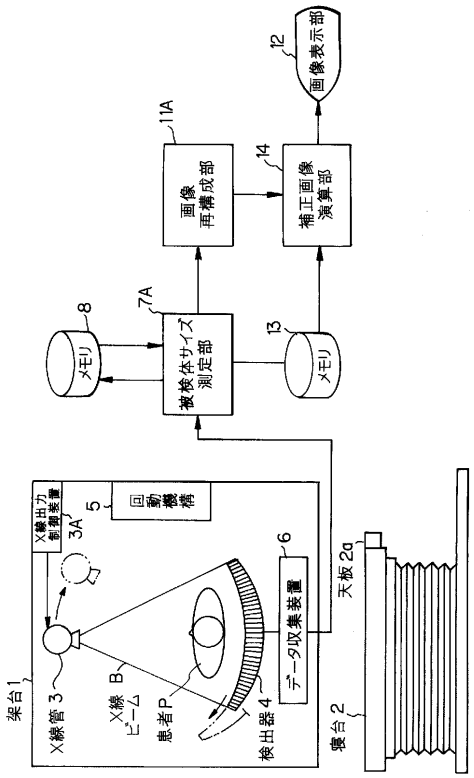
【図５】


B(K)
h
Kmin
Kmax
K

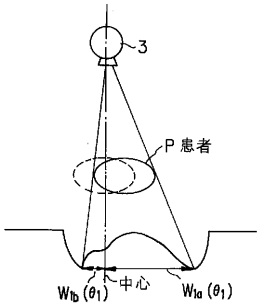
【図６】


3
投影データ
被検体幅
W2(θ2)
P 患者
3
W2(θ1)
被検体幅
投影データ
W1(θ1)

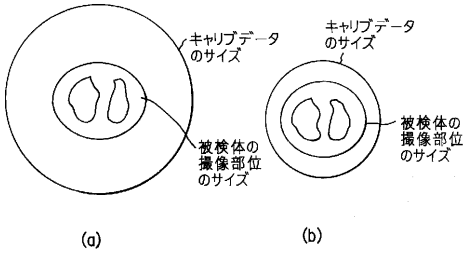
【図７】


12
画像表示部
11A
画像再構成部
14
補正画像演算部
8
メモリ
7A
被検体サイズ測定部
13
メモリ
X線出力制御装置
3A
5
回動機構
6
データ収集装置
天板 2a
架台 1
X線管 3
X線ビーム B
患者 P
検出器 4
寝台 2

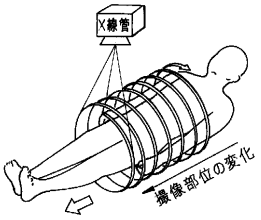
【図８】


3
P 患者
$W_{1b}(\theta_1)$
中心
$W_{1a}(\theta_1)$

【図９】


キャリブデータのサイズ
被検体の撮像部位のサイズ
キャリブデータのサイズ
被検体の撮像部位のサイズ
(a)
(b)

【図１０】


X線管
撮像部位の変化

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平０４－０１５０４８（ＪＰ，Ａ）
特開平０７－００８４８０（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－１５４１４２（ＪＰ，Ａ）
特開平０３－１３１２４１（ＪＰ，Ａ）
特開昭５９－１１７６６２（ＪＰ，Ａ）
特開平０３－１１８６７３（ＪＰ，Ａ）
特開昭６０－２４３８５２（ＪＰ，Ａ）
特開平０４－１４４５５１（ＪＰ，Ａ）
特開平０７－１２４１５１（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B 6/00-6/14