

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4429694号
(P4429694)

(45) 発行日 平成22年3月10日(2010.3.10)

(24) 登録日 平成21年12月25日(2009.12.25)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 3 3 0 B

請求項の数 3 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2003-384314 (P2003-384314)
(22) 出願日 平成15年11月13日(2003.11.13)
(65) 公開番号 特開2005-143759 (P2005-143759A)
(43) 公開日 平成17年6月9日(2005.6.9)
審査請求日 平成18年11月13日(2006.11.13)

(73) 特許権者 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(72) 発明者 廣川 浩一
東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社日立メディコ内
(72) 発明者 宮崎 靖
東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社日立メディコ内

審査官 井上 香緒梨

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】

被検体の周囲を回転しながらX線を曝射するX線源と、被検体を挟んでX線源と対向して配置され被検体を透過したX線量を検出するX線検出器と、X線検出器で検出されたX線量に基づき被検体の断層像を再構成する画像再構成手段と、撮像条件を入力する操作手段と、断層像を表示する表示手段とを備えたX線CT装置において、人体のCT値分布基準モデルと前記モデルに対応する被曝量データ及び画像データのデータベースを格納した記憶装置と、本スキャンに先立ち取得した被検体のスキャノグラム画像データを解析し被検体のCT値分布モデルを生成するモデル生成手段と、生成された被検体のCT値分布モデルに基き前記データベース中のデータを用いて前記操作手段で入力された撮像条件で被検体を撮影したときの推定被曝量と推定画像ノイズを算出表示する算出表示手段と、を備えることを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】

上記記憶装置は、推定画像ノイズ、推定被曝線量、人体の部位やスキャナ回転位相に対応する推奨X線管電流変化パターンおよび推奨X線管電圧の与えられた人体の3次元CT値分布基準モデルのデータベースを格納し、

上記モデル生成手段は、本スキャンに先立ち被検体の一方向から被検体の体軸に沿って撮影したスキャノグラム画像データを解析し、被検体の3次元CT値分布モデルを生成し、

上記算出表示手段は、操作者により入力されるX線条件を含む撮影条件、生成された被

検体の３次元ＣＴ値分布モデル、人体の３次元ＣＴ値分布基準モデルに基づいて所定の演算を行い、被検体のスキノグラム画像に対応する推奨Ｘ線管電流変化パターン、推奨Ｘ線管電圧、推定被曝線量および推定画像ノイズを算出し、算出表示された上記推定被曝線量および推定画像ノイズが評価され、操作者により 上記推奨Ｘ線管電流変化パターンの編集あるいは最大Ｘ線管電流の再設定およびＸ線管電圧の再設定を含むＸ線条件が再入力された時、被検体のスキノグラム画像に対応する上記算出表示された推奨Ｘ線管電流変化パターン、推奨Ｘ線管電圧、推定被曝線量および推定画像ノイズを修正表示する手段をさらに有する請求項１に記載のＸ線ＣＴ装置。

【請求項３】

撮影条件の１つとして画像ノイズ上限値を入力することができ、画像ノイズ上限値が入力されると、先に算出表示された被検体のスキノグラム画像に対応する推定画像ノイズと比較し、最大Ｘ線管電流推奨値を算出表示する手段または撮影条件の１つとして被曝線量上限値を入力することができ、被曝線量上限値が入力されると、先に算出表示された被検体のスキノグラム画像に対応する推定被曝線量と比較し、最大Ｘ線管電流推奨値を算出表示する手段をさらに有することを特徴とする請求項２に記載のＸ線ＣＴ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、ファンビーム（扇形ビーム）もしくはコーンビーム（円錐形または角錐形ビーム）のＸ線を被検体に照射し、被検体を透過したＸ線をＸ線検出器により計測し、多方向からの計測データを逆投影することにより被検体の断層像を得るシングルスライスもしくはマルチスライスＸ線ＣＴ装置にし、特に被検体のスキノグラム画像から推定した被検体ＣＴ値を求める技術に関する。

【背景技術】

【０００２】

マルチスライスＸ線ＣＴ装置においては、図３に示すように被検体１７にコーンビーム、すなわち角錐形のＸ線ビームをＸ線管８から照射し、検出素子１８を二次元方向（チャンネル方向と列方向）に配列した検出器１１によって被検体透過後のＸ線を計測して被検体１７の投影データを得る。

【０００３】

またシングルスライスＸ線ＣＴ装置においては、検出素子を１列すなわち一次元方向（チャンネル方向）に配列した検出器１１を用い、被検体１７にファンビームすなわち扇形のＸ線ビームをＸ線管８から照射し、被検体透過後のＸ線を計測して被検体の投影データを得る。

【０００４】

いずれにおいても、対向するＸ線管８と検出器１１を被検体１７の周囲に回転させて多方向からの投影データを獲得し、ぼけ補正のための再構成フィルター処理を行った上で逆投影して被検体１７の断層像を再構成する。

【０００５】

投影データは離散的なＸ線管位置（以下、「ビュー」と呼ぶ）において獲得され、得られた投影データを「該当ビューにおける投影データ」と呼ぶ。１回転あたりのビュー数は通常、数百から数千に及ぶ。１枚の断層像を再構成するために必要なビュー数の投影データを獲得する動作を「スキャン」と呼ぶ。また、１ビュー分の投影データは、検出器１１のチャンネル数×列数分のデータからなる。（シングルスライスＸ線ＣＴ装置は前述のとおり列数＝１の場合として考えられる。）

【０００６】

ここで、従来のＸ線ＣＴ装置では、一連のスキャンを行う間は同一のＸ線条件（Ｘ線管電圧（以下、管電圧と称する）やＸ線管電流（以下、管電流と称する））を用いるようにしている。

【０００７】

従って、例えば、断層面が円でない被検体をスキャンする場合、X線源の回転角度位置によって、被検体におけるX線の透過長が大きく変化するため、同一断層面内で透過するX線量の過不足が発生する問題点が有った。

【 0 0 0 8 】

また、肺等のような低密度の臓器と肝臓等のような高密度の臓器とではX線の吸収計数が大きく異なるため、胸部から上腹部へ連続的にスキャンを行う場合、肺に適するようなX線量を設定すると、肝臓ではX線量が不足して断層像の画像ノイズが大きくなって診断にとって好ましくない。一方、肝臓に適するようなX線量を設定すると、肺ではX線量が過剰となり被曝の面で好ましくない、という事態が生じていた。

【 0 0 0 9 】

これらの問題点を解決する方法として、例えば、特開2002-263097で開示された管電流を制御する方法が提案されている。

【 0 0 1 0 】

しかしながら、特開2002-263097が開示している1方向のスキャノグラムのみを用いて被検体の3次元的 X線透過長モデルを作成し、このモデルから被検体の部位に応じた管電流変化パターンを決定しておく方法では、実際にその撮影条件を適用した場合の画像ノイズの推定を行わないため、画質的に適正もしくは許容できる条件であるかを操作者が判断できない、という問題があった。

【特許文献 1】特開2002-263097号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 1 】

前述のとおり、従来の技術では断層像の画質と被曝線量とのバランスを適正化するには不十分であった。

【 0 0 1 2 】

本発明の目的は、断層像の画質と被曝線量とのバランスを適正化する推奨撮影条件を操作者に提供し、操作者がその推奨撮影条件を考慮に入れて撮影条件を再設定し得る X 線 CT 装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

上記の目的を達成するため、本発明の X 線 CT 装置は以下のように構成される。

【 0 0 1 4 】

すなわち、本発明の第 1 の特徴によれば、X 線管から照射され被検体を透過した X 線を X 線検出器により計測し、多方向からの計測データを逆投影することにより被検体の断層像を得るマルチスキャンあるいはシングルスキャン X 線 CT 装置であって、上記 X 線 CT 装置は

それぞれ推定画像ノイズ、推定被曝線量、人体の部位やスキャナ回転位相に対応する推奨 X 線管電流変化パターンおよび推奨 X 線管電圧の与えられた複数の人体の 3 次元的 CT 値分布基準モデルのデータベースを格納している記憶装置；

本スキャンに先立ち被検体の一方向から被検体の体軸に沿って撮影したスキャノグラム画像データを解析し、被検体の 3 次元的 CT 値分布モデルを生成する手段；

操作者により入力される X 線条件を含む撮影条件、生成された被検体の 3 次元的 CT 値分布モデル、複数の人体の 3 次元的 CT 値分布基準モデルに基づいて所定の演算を行い、被検体のスキャノグラム画像に対応する推奨 X 線管電流変化パターン、推奨 X 線管電圧、推定被曝線量および推定画像ノイズを算出表示する手段；および

算出表示された上記推定被曝線量および推定画像ノイズが評価され、操作者により上記推奨 X 線管電流変化パターンの編集あるいは最大 X 線管電流の再設定および X 線管電圧の再設定を含む X 線条件が再入力された時、被検体のスキャノグラム画像に対応する上記算出表示された推奨 X 線管電流変化パターン、推奨 X 線管電圧、推定被曝線量および推定画像ノイズを修正表示する手段、を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

このように構成することによって、画質と被曝線量のバランスが適正な X 線 C T 検査が実現できる。

【 0 0 1 6 】

また、本発明の第 2 の特徴によれば、上記 X 線 C T 装置はさらに、撮影条件の 1 つとして画像ノイズ上限値を入力することができ、画像ノイズ上限値が入力されると、先に算出表示された被検体のスキャノグラム画像に対応する推定画像ノイズと比較し、最大 X 線管電流推奨値を算出表示する手段をさらに有する。

【 0 0 1 7 】

このように構成することによって、撮影範囲内において被曝線量に配慮しつつ一定レベル以上の画質を確保するために操作者が予め画像ノイズ上限値を入力することができ、同じく操作者が先に入力した撮影条件から前記算出表示手段により推定された画像ノイズとの比較により、前記算出表示手段が上記入力された画像ノイズ上限値を満足すると判断する X 線条件を推奨値として表示することができ適正な X 線 C T 検査が容易となる。

10

【 0 0 1 8 】

また、本発明の第 3 の特徴によれば、上記 X 線 C T 装置はさらに、撮影条件の 1 つとして被曝線量上限値を入力することができ、被曝線量上限値が入力されると、先に算出表示された被検体のスキャノグラム画像に対応する推定被曝線量と比較し、最大 X 線管電流推奨値を算出表示する手段をさらに有する。

【 0 0 1 9 】

20

このように構成することによって、撮影範囲内において画質に配慮しつつ一定レベル以下の被曝線量に抑制するために操作者が予め被曝線量上限値を入力することができ、同じく操作者が先に入力した撮影条件から前記算出表示手段により推定された被曝線量との比較により、前記算出表示手段が上記入力された被曝線量上限値を満足すると判断する X 線条件を推奨値として表示することができ適正な X 線 C T 検査が容易となる。

【 0 0 2 0 】

また、本発明の第 4 の特徴によれば、上記 X 線 C T 装置はさらに、撮影条件の 1 つとして画像ノイズ上限値および被曝線量上限値のいずれか一方の入力を許す手段、および入力された画像ノイズ上限値あるいは被曝線量上限値と先に算出表示された被検体のスキャノグラム画像に対応する推定画像ノイズあるいは推定被曝線量と比較し、最大 X 線管電流推奨値を算出表示する手段をさらに有する。

30

【 0 0 2 1 】

このように構成することによって、撮影範囲内において被曝線量に配慮しつつ一定レベル以上の画質を確保する機能があるいは、撮影範囲内において画質に配慮しつつ一定レベル以下の被曝線量に抑制する機能のいずれか一方を選択することができ、画質優先もしくは被曝線量抑制優先という目的に応じた適正な X 線 C T 検査の実行が容易となる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 2 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。なお、本発明は以下に示す実施形態に限定されるものではない。図 1 に本発明が適用される X 線 C T 装置の全体概観図、図 2 にその全体構成図を示す。

40

【 0 0 2 3 】

図 1 に示すように、本 X 線 C T 装置はスキャナ 1、患者テーブル 2、操作卓 3、患者テーブル 2 の天板 4、表示装置 5 および操作装置 6 を備えている。スキャナ 1 は図 2 (a) に示すように X 線が適用される X 線 C T 装置制御装置 7 によって制御される X 線管 8 を有する。X 線管 8 から放射された X 線は、コリメータ制御装置 9 によって制御されるコリメータ 10 により例えば、角錐形の X 線ビームすなわちコーンビーム X 線とされ、被検体 17 に照射される。被検体 17 を透過した X 線は検出器 11 に入射する。

【 0 0 2 4 】

検出器 11 は、図 3 に示すようにチャネル方向と列方向に二次元的に配列された複数の

50

X線検出素子 18 を有する。検出器 11 の構成については後にあらためて説明する。検出器 11 にはデータ収集装置 12 が接続されている。データ収集装置 12 は検出器 11 の個々のX線検出素子 18 の検出データを収集する。

【0025】

以上の、X線管制御装置 7 からデータ収集装置 12 までの構成要素が、スキャナ 1 の回転板 13 に搭載されている。回転板 13 は、回転制御装置 14 によって制御される回転板駆動装置 15 から駆動力伝達系 16 を通じて伝達される駆動力によって回転される。

【0026】

図 2 (b) に示す 患者テーブル 2 は、患者テーブル制御装置 20 によって患者テーブル上下動装置 21 を制御して適切なテーブル高さにするとともに、患者テーブル制御装置 20 によって天板駆動装置 22 を制御して天板 4 を前後動させて、被検体 17 をスキャナ 1 のX線照射空間に搬入および搬出するように構成されている。被検体 17 とX線照射空間との関係については後にあらためて説明する。

10

【0027】

図 2 (c) に示す操作卓 3 はシステム制御装置 19 を有する。システム制御装置 19 には、スキャナ 1 と患者テーブル 2 が接続されている。

【0028】

より詳細にはスキャナ 1 内のX線管制御装置 7、コリメータ制御装置 9、データ収集装置 12、および回転制御装置 14 がシステム制御装置 19 によって制御される。また患者テーブル 2 内の患者テーブル制御装置 20 がシステム制御装置 19 によって制御される。

20

【0029】

スキャナ 1 内のデータ収集装置 12 で収集されたデータはシステム制御装置 19 の制御によって画像再構成装置 23 に入力される。

【0030】

画像再構成装置 23 は、データ収集装置 12 が収集した複数ビューの投影データを用いて画像再構成を行う。

【0031】

画像再構成装置 23 において再構成された画像や、各種データ、およびX線CT装置の機能を実現するためのプログラム等は、システム制御装置 19 に接続されている記憶装置 24 に格納される。

30

【0032】

システム制御装置 19 にはまた、表示装置 5 と操作装置 6 がそれぞれ接続されている。表示装置 5 は、画像再構成装置 23 から出力される再構成画像やシステム制御装置 19 が取り扱う種々の情報を表示する。操作装置 6 は、使用者によって操作され、各種の指示や情報等をシステム制御装置 19 に入力する。使用者は、表示装置 5 および操作装置 6 を使用して対話的に本X線CT装置を操作する。

【0033】

先に言及した図 3 は検出器 11 の一例の模式的構成およびX線照射との関係を示す。同図に示すように、検出器 11 は、複数のX線検出素子 18 をチャンネル方向と列方向に二次元的に配列して構成されている。

40

【0034】

複数のX線検出素子 18 は、全体として、円筒面状もしくはチャンネル方向に関して折れ線状に湾曲したX線入射面を形成する。i, k を各々チャンネル番号、列番号とすると、例えば i = 1 ~ 1000、k = 1 ~ 1000 である。X線検出素子 18 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。

【0035】

図 3 において、検出器 11 におけるチャンネルの配列方向に一致する、コーンビームX線のチャンネル方向広がり角度、すなわち、いわゆるファン角度は である。また検出器 11 における列の配列方向に一致する、コーンビームX線の列方向広がり角度、すなわち、いわゆるコーン角度は である。

50

【0036】

このようなコーンビームX線に対し、例えば、図4に示すように、患者テーブル2の天板4に載せられた被検体17がスキャナ1の開口部に搬入されることにより、被検体17にX線が照射される。

【0037】

コーンビームX線を照射された被検体17の像は検出器11に投影される。検出器11によって、被検体17を透過したX線が検出される。被検体17に照射されるコーンビームX線のコーン角度は、コリメータ10の開口幅により調節される。

【0038】

X線管8、コリメータ10、検出器11およびデータ収集装置12は、それらの相互位置関係を保ったまま被検体17の体軸に概略平行な回転軸周りを回転（スキャン）する。

10

【0039】

本発明によるX線CT装置では、被検体の断層画像を取得する本スキャンの前に、撮影条件を設定するために種々の準備操作を行う。この準備操作としては、被検体の撮影位置を設定するためのスキャノグラム画像の撮影、そのスキャノグラム画像データの解析、それに基づく撮影条件としての最適な管電流の変化パターンの決定などが、システム制御装置19の制御下で行われる。

【0040】

これらの準備操作に関与する主な構成要素としては、図2(a)、(c)中の、システム制御装置19と、操作装置6と、表示装置5と、X線管8と、検出器11などである。

20

【0041】

この準備操作において、まず操作装置6は主としてX線管電圧、X線管電流設定値（最大値）、などのX線条件をシステムに入力する。

【0042】

X線管8と、検出器11は回転板13を回転させずに、テーブル2と回転板13を被検体17の体軸に沿って相対移動させて、スキャノグラム画像の撮影を行い、画像データを記憶装置24に保存する。

【0043】

システム制御装置19はスキャノグラム画像データを解析し、被検体のCT値分布を、体軸方向のスライス位置毎及びスキャナの回転角度毎に算出可能な、3次元形状データとしてモデル化し、このモデル（以下、被検体の3次元CT値分布モデルという）のデータを記憶装置24に保存する。

30

【0044】

システム制御装置19は操作装置6から入力された管電圧、管電流設定値、X線コリメーション条件、被検体の3次元CT値分布モデルのデータを基にして、次の各項目の値を算出し、表示装置5に表示する。

【0045】

項目(1) スキャン中に被検体の撮影部位の透過X線量の変化に応じて経時的に変化する一連の管電流値すなわち、管電流の変化パターン。これは主として入力された管電流設定値と被検体3次元CT値分布モデルから決定する。決定された管電流変化パターンは記憶装置24に保存され、本スキャン時に被検体の撮影部位に応じて順次呼び出されて、X線管8の管電流を変化させる。

40

【0046】

項目(2) 推定被曝線量。これについては3次元CT値分布基準モデルでの実測値もしくは理論計算値をデータベースとして記憶装置24に格納しておき、それらと被検体のモデル、推奨X線条件を比較して推定する。推定被曝線量は表示装置5に表示されることにより操作者に評価され、操作者は必要に応じて操作装置6を再操作してX線条件の変更を行うことができる。なお、被曝線量の問題に関しては散乱線の影響が無視できないため、3次元CT値分布基準モデルでの被曝線量を理論計算によって求める場合は、直接線と散乱線の双方の影響を考慮した計算が必要である。

50

【 0 0 4 7 】

項目(3) 推定画像ノイズ。これについても3次元CT値分布基準モデルでの実測値もしくは理論計算値をデータベースとして記憶装置24に格納しておき、それらと被検体のモデル、推奨X線条件を比較して推定する。推定画像ノイズは表示装置5に表示されることにより操作者に評価され、操作者は必要に応じて操作装置6を再操作してX線条件の変更を行うことができる。

【 0 0 4 8 】

項目(4) 被検体のモデルに対する推奨X線管電圧。たとえば、被検体モデルが通常の成人に相当する場合は管電圧として一般的な値(たとえば120kV)を推奨するが、小児に相当する場合、X線管電圧として一般的な値よりも低い値(たとえば80kVや100kV)を推奨する。また被検体モデルが一般的な成人にくらべて十分大きい場合にはX線管電圧として一般的な値よりも高い値(たとえば130kVや140kV)を推奨する。

【 0 0 4 9 】

上記各項目の値を算出する機能を持つシステム制御装置19は、本発明の実施の形態における重要な構成要素である。

【 0 0 5 0 】

図5に、本発明の実施例によるX線CT装置による本スキャンに先立つ準備操作の一連の動作のフロー図を示す。

図5において、先ずステップ100のスキヤノグラム撮影の工程では、被検体17のスキヤノグラム画像を撮影する。被検体17のスキヤノグラム画像を撮影する手順と本スキャンにおいて断層画像を撮影する手順とは基本的には同じである。本ステップ100ではスキヤノグラム画像データは、回転板13を回転させずに被検体17に対して一定方向、たとえば背面方向からX線を照射して、検出器11によって検出データを取り込むことによって得られる。

【 0 0 5 1 】

このとき得られるスキヤノグラム画像は一定方向、たとえば背面から正面へ透過するX線による像を正面方向から見たものである。このスキヤノグラム画像データは、検出器11からシステム制御装置19に送られる。このスキヤノグラム画像データは、本スキャン時の被検体17の撮影位置設定のために利用される他、本発明では特に管電流制御のための管電流変化パターン決定および本スキャンにおける管電圧の設定のために利用される。

【 0 0 5 2 】

ステップ110からステップ130の工程では、操作者がスキヤノグラム画像を参照して操作装置6から撮影条件としての天板移動ピッチ、スキャン開始位置、スキャン終了位置、を入力する。これら入力されたデータにより、被検体17のCT撮影範囲とスライス位置zとX線管8の位相角(回転板13の位相角)が決定される。

【 0 0 5 3 】

ステップ140からステップ150の工程では、操作者が操作装置6からX線条件としての管電圧設定値、最大線管電流設定値を入力する。

【 0 0 5 4 】

次にステップ160のスキヤノグラム画像データ解析の工程及びステップ170の被検体CT値モデル生成の工程では、スキヤノグラム画像データがシステム制御装置19によって解析され、被検体17の3次元CT値分布モデル(以下「被検体CT値モデル」と呼ぶ)が生成される。この被検体CT値モデルは、被検体17をCT撮影する本スキャンの場合の、被検体17の位置とCT値分布との関係を示すモデルである。被検体17の3次元CT値分布モデルの作成方法については先に言及した特開2002-263097にも同様な方法が開示されているが、本発明においては基準とすべき人体CT値分布モデルを複数用意しておくことにより、被検体17の3次元CT値分布モデルを生成するための近似計算の精度を高めている。ただし、基準モデルの選択の余地がないことによる近似精度の若干の低下を別にすれば、基準とすべき人体CT値分布モデルが単数であっても本発明は実施可能であることは言うまでもない。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

以下、被検体CT値モデルの作成方法の一例について説明する。被検体 1 7 のスカノグラム画像データが得られ、これに基づいてスキャンの範囲と断層像の位置を指定すると、各断層像位置における被検体 1 7 のCT値分布モデルを推定することができる。本発明によるX線CT装置では、予め基準とすべき複数の人体CT値分布モデル（以下「基準人体CT値モデル」と呼ぶ）のデータを取得して記憶装置 2 4 にデータベースファイルとして格納しておき、この基準人体CT値モデルデータをステップ100で取得した被検体 1 7 のスカノグラム画像データに基づいて補正することにより、被検体CT値モデルを作成する。上記の基準人体CT値モデルデータとしては、例えば、標準的な人体ファントムなどをX線CT撮影した断層画像から得られる3次元的CT値分布データとその相似変換データが用いられる。断層画像はCT値の分布を表し、ある実効エネルギー（たとえば管電圧120kVの場合、通常60keV～70keV）のX線に対するX線吸収係数の分布を表しているので、この断層画像を3次元に再構成した3次元的CT値分布データはX線吸収係数の3次元的な空間分布のデータであり、被検体に照射されるX線の減弱量の計算に利用することができる。

10

【 0 0 5 6 】

上記の基準人体CT値モデルを用いて被検体CT値モデルを作成する例を図 9 を用いて説明する。この例では、ステップ100で被検体 1 7 を撮影して取得した実測スカノグラム画像データ 2 7 と、上記の基準人体CT値モデルデータ 2 5 とから、被検体 1 7 の3次元的CT値分布を表す被検体CT値モデルデータ 2 8 を生成する。この被検体CT値モデルデータの生成にあたっては、被検体 1 7 のスカノグラム画像データ 2 7 と選択された基準人体のスカノグラムデータ 2 6 が利用される。

20

【 0 0 5 7 】

図 9 は、ステップ 1 7 0 の被検体CT値モデルの作成手順を説明するための図である。図 9 において、図 9 (a) はデータベースに格納されている基準人体CT値モデルデータ 2 5 の例を、図 9 (b) は図 9 (a) の基準人体CT値モデルデータ 2 5 から計算で求めた基準人体のスカノグラムデータ 2 6 の例を、図 9 (c) は被検体の実測のスカノグラムデータ 2 7 の例を、図 9 (d) は計算で求めた被検体CT値モデルデータ 2 8 の例を示す。なお、図 9 にいたる前に被検体 1 7 に最も近い基準人体モデルを記憶装置 2 4 に保存してあるデータベースファイル内から選択する。そのためにステップ 1 6 0 のスカノグラムデータ解析において、複数の基準人体CT値分布モデルデータについて各々計算で求めた基準人体スカノグラムデータと被検体の実測スカノグラムデータについて、画素値と画素面積との積和値を計算し、それらを比較することにより被検体に最も近い基準人体モデルを選択する。こうして選択された図 9 (a) の基準人体CT値モデルデータ 2 5 は、人体ファントムなどの標準的な人体の体幹部のCT値分布モデルもしくはその相似変換モデルで、肩から腹部までのスライス位置ごとの断面のCT値分布モデルを示している。基準人体モデルのスカノグラムデータは、その3次元的CT値分布モデルから計算によって生成することができるので、図 9 (b) の基準人体スカノグラムデータ 2 6 は図 9 (a) の基準人体CT値モデルデータ 2 5 について背面方向から投影したデータを求めることによって得られる。図 9 (c) の被検体の実測スカノグラムデータ 2 7 は、被検体 1 7 の体幹部について基準人体スカノグラムデータ 2 6 と同じ領域を背面方向から撮影したスカノグラム画像データである。このデータについては、以下「被検体スカノグラムデータ」と呼ぶことにする。

30

40

【 0 0 5 8 】

図 9 (b) 、 (c) においては、体幹部の基準人体スカノグラムデータ 2 6 と被検体スカノグラムデータ 2 7 とを並置して対比できるように示してあるが、一般的に両者は寸法及びCT値とも異なるものである。このため、基準人体スカノグラムデータ 2 6 と被検体スカノグラムデータ 2 7 とを対比しながら、両者の差異に基づいて、一致する部分はそのままとし、異なる部分については変形させて、被検体 1 7 に合うように基準人体CT値モデルデータ 2 5 を補正して、被検体CT値モデルデータ 2 8 を生成する。図 6 (b) (c) の体幹部の例では、先ず体軸方向に関して、基準人体スカノグラムデータ 2 6 と

50

被検体スキヤノグラムデータ 27 の肩から横隔膜までの長さ A と、横隔膜から腸管までの長さ B とに分けて、それぞれの差異を基に、基準人体 CT 値モデルデータ 25 を補間、伸長、あるいは間引き、短縮したりすることで、基準人体 CT 値モデルデータ 25 の体軸方向の CT 値分布を被検体 17 の実状に近似させる。左右方向に関しても同様に、体軸を基準にして左と右に分けて、それぞれの差異を基に、左右の広がりを見直し、被検体 17 の実状に近似させる。前後方向（例えば、ここでは腹側を前、背側を後とする）に関しては、被検体スキヤノグラムデータ 27 から計算される前後方向の X 線減弱量を基に、基準人体 CT 値モデルデータ 25 の前後方向のデータを相似変換する。このようにして、2 つのスキヤノグラムデータ 26、27 を基に、基準人体 CT 値モデルデータ 25 を実際の被検体 17 に近似させ、被検体 CT 値モデルデータ 28 を生成する。

10

【 0 0 5 9 】

なお、CT 値 H と X 線吸収係数 μ との間には

$$\mu = \mu_{\text{water}} + (\mu_{\text{water}} - \mu_{\text{air}}) \times H / 1000 \quad (\text{式 1})$$

という関係があるので（ただし、 μ_{water} は水の X 線吸収係数、 μ_{air} は空気の X 線吸収係数である）、被検体 CT 値モデルデータ 28 が生成されれば被検体 17 における X 線吸収係数の分布は（式 1）を用いて容易に計算できる。

【 0 0 6 0 】

20

さて、図 5（a）のフローチャートの説明に戻って、ステップ 180 の工程では、各スライス位置 z 、X 線管 8 の位相角 毎の X 線減弱指数を算出する。ここで X 線減弱指数は X 線透過経路に沿った X 線吸収係数分布の積分値である、このデータは先に生成した被検体 CT 値モデルデータ 28 から求めることができるので、システム制御装置 19 が記憶装置 24 から被検体 CT 値モデルデータ 28 を呼び出して演算する。この X 線減弱指数演算結果は、 $T = T(z, \quad)$ と表される。

【 0 0 6 1 】

次に、ステップ 190 の工程では、撮影条件としてのスキャン時間を操作装置 6 より入力する。スキャン開始位置と、スキャン終了位置、天板移動ピッチと、スキャン時間が決定すると、スキャン中の X 線管 8 の位置（ z, \quad ）はスキャン開始後の経過時間 t の関数として表すことができるので、各スキャン位置での被検体 17 の X 線減弱指数 T も時間 t の関数 $T = T(t)$ として表すことができる。このため、ステップ 200 の工程では、X 線減弱指数 T の関数を、 $T = T(z, \quad)$ から $T = T(t)$ に変換する。

30

【 0 0 6 2 】

次に、ステップ 210 における管電流変化パターンの設定方法の一例について説明する。まず、被検体 17 をスキャンする全撮影範囲における X 線減弱指数 T の最大値（全スライス位置 $P1 \sim Pn$ の中での X 線減弱指数の最大値）を T_{max} 、最小値（同じく X 線減弱指数の最小値）を T_{min} とする。これらの値は被検体 CT 値モデルデータ 28 を作るとき既知である。管電流を最大値 I_{max} (mA) と最小値 I_{min} (mA) の範囲で変化させる場合、本実施例では管電流の最大値、最小値と X 線減弱指数 T の最大値、最小値をそれぞれ対応させて、管電流と X 線減弱指数 T との間に適切な関係を持たせるものである。また管電流の最小値 I_{min} (mA) は X 線管制御装置 7 および X 線管 8 の性質に基づいて最大値 I_{max} (mA) から精度良く制御可能な電流値幅 I_w (mA) を考慮して（式 2）の如く決定される。

40

$$I_{\text{min}} = I_{\text{max}} - I_w \quad (\text{式 2})$$

X 線管電流 I と X 線減弱指数 T との関係は（式 3）の如く表される。

$$I = f(T) \quad \text{if}(I_{\text{max}} - f(T)) \leq I_w \quad (\text{式 3})$$

$$I_{\text{min}} \quad \text{if}(I_{\text{max}} - f(T)) > I_w$$

$$\text{ただし、} \quad f(T) = I_{\text{max}} \cdot \exp(T - T_{\text{max}})$$

50

【 0 0 6 3 】

ここでX線減弱指数 T はステップ200により一連のスキャン開始後の経過時間 t の関数であるので、X線管電流 I も経過時間 t の関数となる。このように決定されたX線管電流の変化パターン $I = I(t)$ は記憶装置24に保存され、本スキャン時に被検体17の撮影部位に応じてシステム制御装置19によって順次呼び出されて、X線管制御装置7を介してスキャン中の管電流を制御する。

【 0 0 6 4 】

次にステップ220からステップ230による推定被曝線量の算出と表示について説明するが、これらのステップの内容説明に入る前に、被検体17内の推定被曝線量分布の計算結果の表示例を図10に示す。たとえば図10(a)は被検体17の横断面での被曝線量分布の表示例である。本図には被検体17内の被曝線量の等しい等被曝線量線29a~29cが例示されており、体表に近いほど高被曝線量になっている。被曝線量分布の推定は3次元的に行われるので、推定被曝線量の分布表示は被検体17の横断面に限らず、たとえば被検体17の体軸に沿った鉛直面、水平面等での推定被曝線量の分布を表示することがも可能である。また等被曝線量線を表示するだけでなく、各断層面の断層面内平均被曝線量や、一連のスキャンの総合的な被曝結果としての総被曝も表示することができる。本実施例では、被検体17内の被曝線量分布が操作者に提示されるため、操作者は被検体17のX線被曝についてより詳細な評価を行うことができる。

【 0 0 6 5 】

本実施例で被検体内の被曝線量分布を計算するために、予め記憶装置24に保存してあるデータベースファイルには基準人体CT値モデル25についての被曝線量分布の実測値もしくは理論計算値を格納しておく。すなわち、使用可能な各X線管電圧ごと、各基準人体CT値モデル、各横断面ごとに、代表的なX線管電流値を用いて、複数の適当な測定点における被曝線量を測定しておき、もしくは理論計算しておき、記憶装置24に保存されているデータベースファイルに記録しておく。測定点以外の任意の位置での被曝線量は測定点での値に基づいて補間によって求めることができるので、測定点の位置と測定点での被曝線量をデータベースファイルに記録しておけばよい。被曝線量の測定点30はたとえば図11のように被検体17の横断面の重心と表層部、被検体17の主な臓器の重心と境界部、というように設定する。

【 0 0 6 6 】

基準人体CT値モデル25における上記被曝線量分布データと被検体17の被検体CT値モデル28とを用いて、基準人体CT値モデル25における被曝線量分布に対応する被検体17での被曝線量分布、各横断面における断層面内平均被曝線量、被曝線量のスライス方向積分である総被曝、などを推定する。

【 0 0 6 7 】

なお、断層面内平均被曝線量としては必要に応じて単純平均値や、体表側を重視した加重平均値や、臓器による感受性を考慮した加重平均値等を選択する。

【 0 0 6 8 】

次に、ステップ230の推定被曝線量表示の工程ではステップ220の計算結果が表示装置5に表示される。本実施例での表示例としては、図10に示したような被検体17の断層面内の被曝線量分布(図10(a))、被検体17の断層面内平均被曝線量の z 方向分布(図10(b))、および図10(b)の断層面内平均被曝線量の z 方向積分値としての総被曝などが挙げられる。図10(a)では、被検体17の臓器と被曝線量分布を示す等被曝線量線を重ねて表示しているので、各臓器への被曝線量を認識することが容易であるし、図10(b)では各断層位置での断層面内平均被曝線量が断層位置 z に応じてどのように変化しているかを容易に認識できるとともにその積分値としての総被曝が表示されるので、被検体17へのX線被曝を評価する上で有効である。また図示はしないが被検体17の体軸に沿った鉛直断面、水平断面等における被曝線量分布も表示可能である。

【 0 0 6 9 】

また本実施例においてはステップ240からステップ250の工程において、被検体17の断層像における推定画像ノイズを算出し表示する。この目的のため、記憶装置24に予め保存してあるデータベースファイルには、使用可能な各管電圧、各基準人体CT値モデル、代表的な管電流値を用いた場合の画像ノイズの測定値もしくは理論計算値を格納してある。システム制御装置19はステップ170の工程で求めた被検体CT値モデルと記憶装置24から読み出したデータベースファイル内の各基準人体CT値モデルを比較することにより、被検体17における画像ノイズを推定し表示する。すなわち図12に示すように、被検体CT値モデル28の断面積と基準人体CT値モデル25の断面積 画像ノイズ曲線とから被検体17の各断層位置における画像ノイズを推定し、図13のように表示する。また本実施例では画像ノイズだけでなく、ステップ220で算出した断層面内平均被曝線量推定値や推定総被曝も表示することができ、画像ノイズと被曝線量のバランスが適正であるかどうかを容易に判断することが可能である。

10

【0070】

次にステップ260の被曝線量・画像ノイズ判断の工程では、ステップ230で表示された被検体17の推定被曝線量計算結果とステップ250で表示された被検体17の推定画像ノイズ計算結果とを操作者が見て、被曝線量と画質のバランスが適正であるかどうかを判断し、適正であると判断した場合にはステップ270の本スキャン実行の工程に進んでスキャンを開始することになり、適正でないと判断した場合にはステップ280以下により、管電流パターンの編集、管電圧設定値の再入力、最大管電流設定値の再入力、を選択し実行することになる。

20

【0071】

上記したように、X線CTスキャン前に被検体17の体内の被曝線量分布と画像ノイズを推定して、推定結果を例えば、図13に示す如く表示することにより、操作者は事前に撮影条件に応じた被検体17の被曝線量分布と画像ノイズを近似的に知ることが可能となる。

【0072】

この結果、例えば、単純に被検体の全ての組織に関して一律に被曝線量を減らすのではなく、骨髄や肺等のX線感受性の高い組織に関しては特に被曝線量を低減し、逆に脂肪や筋肉等のX線感受性の比較的低い組織には、画質が満足できる程度に被曝線量のレベルを維持するというようなきめの細かい設定が可能となる。ステップ300における管電流パターンの編集工程はこのために必要な工程である。

30

【0073】

次に、図14を用いて、被検体17をX線CT撮影をする時の管電流の変化パターンの編集例を説明する。図14は、管電流の変化パターンを被検体17のスキャノグラム画像と対応させて表示したものである。(本図の管電流変化パターンの表示例では、簡単のため、X線管位相角 の変化に伴う大略周期的なX線管電流の変化については省略し、スライス位置による変化のみ示している)。図14において、スキャノグラム画像データ27は体幹部のもの、管電流の変化のパターンは、編集前のステップ210で決められた最初のX線管電流の変化パターン31aと編集後の修正されたX線管電流の変化パターン31bである。

40

【0074】

このX線管電流の変化パターンの編集工程では、表示装置5の画面においてスキャノグラム画像データ27と対応して表示された最初に設定された管電流の変化パターン31aに対し、スキャノグラム画像データ27を参照しながら、また場合によっては被検体17の内部の被曝線量分布や画像ノイズ分布を参照して、操作装置6を介して修正を加えて、新しい管電流の変化パターン31bを編集する。この編集操作によって任意の部位の管電流の変化パターンを再設定する。

【0075】

この編集操作において、例えば、自動的な管電流の変化パターンの設定では、横隔膜付近のように密度が大きく変化する領域では、管電流を平均的な値に設定するが、被曝線量

50

が増えても画質を向上させる必要がある領域などでは、管電流を部分的に高く設定する。管電流の変化パターンは、前述の如く撮影条件が設定されていれば、時間 t のみの関数になるので、任意時刻の X 線管電流の値を変化させることができる。図 14 の例では、最初の管電流の変化パターン 31a に対し、肺の領域の管電流を少し低下させ、横隔膜から肝臓の領域の管電流を少し増加させることで、修正後の管電流の変化パターン 31b に編集している。

【0076】

次に管電圧の推奨に関する機能について述べる。たとえば小児においては一般的な管電圧（たとえば 120 kV）よりも低い管電圧（たとえば 80 kV や 100 kV）を用いる方が画質と被曝線量のバランスが良い場合がある。そこで、被検体が小児であることを操作者が操作装置 6 から予め入力した場合やステップ 170 において生成された被検体 CT 値モデル 28 が小児相当のものである場合には、システム制御装置 19 は表示装置 5 に、ステップ 260 における判断材料として 80 kV や 100 kV 等の管電圧を推奨表示する。また逆に一般的な成人よりも体格の大きな被検体においては一般的な管電圧（たとえば 120 kV）よりも高い管電圧（たとえば 130 kV や 140 kV）を用いる方が画質と被曝線量のバランスが良い場合がある。そこで、たとえばステップ 170 において生成された被検体 CT 値モデル 28 が大被検体相当のものである場合には、システム制御装置 19 は表示装置 5 に、ステップ 260 における判断材料として 130 kV や 140 kV 等の管電圧を推奨表示する。またこのように推奨管電圧を表示する場合、操作者が先に入力した管電圧設定値に基づく推定被曝線量・推定画像ノイズのみならず、システム制御装置 19 が推奨する管電圧に基づく推定被曝線量・推定画像ノイズをも表示することにより、管電圧の選択に関する判断を容易に行うことができる。

【0077】

図 6 は、図 5 を使って説明した本発明の一実施例によって実行される本スキャンに先立って行われる準備操作の一つの変形例の動作を説明するフローチャートである。図 5 と同一の工程は同一のステップ番号で示されている。

【0078】

図 6 ではステップ 130 と 140 の間に画像ノイズ上限値を入力可能とするステップ 135 が、そしてステップ 250 と 260 の間に最大管電流推奨値算出を可能とするステップ 255 と最大管電流推奨値表示を可能とするステップ 256 が追加されている。

【0079】

このような機能を追加することによって、撮影範囲内において被曝線量に配慮しつつ一定レベル以上の画質を確保するために操作者が予め画像ノイズ上限値を入力することができ、同じく操作者が先に入力した X 線条件からシステム制御装置 19 により推定される画像ノイズとの比較により、システム制御装置 19 が必要と判断する X 線条件を推奨値として表示することができ、適正な X 線 CT 検査の実行が容易になっている。

【0080】

図 7 は、図 5 を使って説明した本発明の一実施例によって実行される本スキャンに先立って行われる準備操作のもう一つの変形例の動作を説明するフローチャートである。図 5 と同一の工程は同一のステップ番号で示されている。

【0081】

図 7 ではステップ 130 と 140 の間に被曝線量上限値を入力可能とするステップ 136 が、そしてステップ 250 と 260 の間に最大管電流推奨値算出を可能とするステップ 255 と最大管電流推奨値表示を可能とするステップ 256 が追加されている。

【0082】

このような機能を追加することによって、撮影範囲内において画質に配慮しつつ一定レベル以下の被曝線量とするために操作者が予め被曝線量上限値を入力することができ、同じく操作者が先に入力した X 線条件からシステム制御装置 19 により推定された被曝線量との比較により、システム制御装置 19 が必要と判断する X 線条件を推奨値として表示することができ、適正な X 線 CT 検査の実行が容易になっている。

【 0 0 8 3 】

図 8 は、図 5 を使って説明した本発明の一実施例によって実行される本スキャンに先立って行われる準備操作のさらにもう一つの変形例の動作を説明するフローチャートである。図 5 と同一の工程は同一のステップ番号で示されている。

【 0 0 8 4 】

図 8 ではステップ 1 3 0 と 1 4 0 の間に被曝線量の抑制および画像ノイズの抑制のいずれかを優先的に選択する優先項目選択を可能とするステップ 1 3 4 とその選択に従って画像ノイズ上限値を入力可能とするステップ 1 3 5、あるいは被曝線量上限値を入力可能とするステップ 1 3 6 が、そしてステップ 2 5 0 と 2 6 0 の間に最大管電流推奨値算出を可能とするステップ 2 5 5 と最大管電流推奨値表示を可能とするステップ 2 5 6 が追加されている。

10

【 0 0 8 5 】

このような機能を追加することによって、撮影範囲内において被曝線量に配慮しつつ一定レベル以上の画質を確保する機能、あるいは、撮影範囲内において画質に配慮しつつ一定レベル以下の被曝線量に抑制する機能のいずれか一方を優先的に選択することができ、操作装置 6 において機能選択入力を行い、それに応じてシステム制御装置 1 9 が機能選択を行うことにより、画質優先もしくは被曝線量抑制優先という目的に応じた適正な X 線 CT 検査の実行が容易になっている。

【 0 0 8 6 】

以上、実施例によって本発明について説明してきたが、本発明は以上に述べてきた実施例に限定されるものでないことは言うまでもない。

20

【 0 0 8 7 】

以上説明した如く、本発明の X 線 CT 装置では、システム制御装置 1 9 が
(1) 被検体 1 7 のスキャノグラム画像データから被検体 1 7 の3次元的CT値分布モデルを生成するスキャノグラム解析・被検体CT値モデル生成機能や、
(2) 撮影条件と被検体 1 7 の3次元的CT値分布モデルと基準人体CT値分布モデルとから被検体の撮影部位に応じた管電流の変化パターンを自動的に設定する管電流設定機能や、
(3) 管電流値に基づき被検体 1 7 の被曝線量と画像ノイズを推定する推定機能や、
(4) 被検体の大きさに応じた管電圧推奨機能、
を備えており、被曝線量と画像ノイズの推定に用いる基準人体CT値モデル等のデータを格納したデータベースファイルを記憶する記憶装置 2 4 やシステム制御装置 1 9 の処理結果を表示する表示装置 5 や、X 線 CT 装置の撮影条件を設定する操作装置 6 などを備えているので、撮影条件として管電流の最大値を入力することにより、スキャン中の管電流の変化パターンを自動的に設定することができ、かつ被検体 1 7 への X 線被曝と断層像の画像ノイズを事前評価することができる。

30

【 0 0 8 8 】

更に、被検体 1 7 への X 線被曝が過剰になる恐れがある場合や、逆に X 線が過少で画像ノイズが過大になる恐れがある場合には、管電流変化パターンの手動編集や管電圧設定値再入力や最大管電流設定値再入力により管電流の変化パターンを再設定することが出来る。これにより被曝線量と画質のバランスが適正な X 線 CT 検査を容易に行うことができる。

40

【 0 0 8 9 】

また、本発明の X 線 CT 装置では、基準人体ファントムなどを X 線 CT 撮影して取得した基準人体CT値モデルデータと被検体のスキャノグラム画像データに基づいて被検体CT値モデルデータを生成する被検体CT値モデル生成機能を備えているので、予備撮影としての 1 回のスキャノグラム画像データの取得のみによって、被検体CT値モデルデータの生成が可能である。

【 0 0 9 0 】

また、本発明の X 線 CT 装置では、表示装置 5 の同一画面に被検体のスキャノグラム画像と管電流の変化パターンを並置して表示しているので、操作者などは被検体の撮影部位

50

を見ながら管電流の変化パターンの編集を行うことが可能となり、撮影部位に適した管電流の設定を容易に行うことができる。

【 0 0 9 1 】

さらに図 6 に示す変形例のように、撮影範囲内において一定レベル以上の画質を確保するために操作者が予め画像ノイズ上限値を入力することができ、同じく先に操作者が入力した X 線条件からシステム制御装置 19 により推定された画像ノイズとの比較により、システム制御装置 19 が必要と判断する X 線条件を推奨値として表示することができ、適正な X 線 CT 検査の実行が容易になっている。

【 0 0 9 2 】

また図 7 に示す変形例のように、撮影範囲内において画質に配慮しつつ一定レベル以下の被曝線量とするために操作者が予め被曝線量上限値を入力することができ、同じく操作者が先に入力した X 線条件からシステム制御装置 19 により推定された被曝線量との比較により、システム制御装置 19 が必要と判断する X 線条件を推奨値として表示することができ、適正な X 線 CT 検査の実行が容易になっている。

【 0 0 9 3 】

さらに、図 8 に示す変形例のように、撮影範囲内において被曝線量に配慮しつつ一定レベル以上の画質を確保する機能と、撮影範囲内において画質に配慮しつつ一定レベル以下の被曝線量に抑制する機能のいずれか一方を優先的に選択することができるよう、操作装置 6 において機能選択入力を行い、それに応じてシステム制御装置 19 が機能選択を行うことにより、画質優先もしくは被曝線量抑制優先という目的に応じた適正な X 線 CT 検査の実行が容易になっている。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 9 4 】

【図 1】本発明が適用される X 線 CT 装置の全体概観図。

【図 2】本発明が適用される X 線 CT 装置の全体構成図。

【図 3】本発明が適用される X 線 CT 装置の検出器の構成および X 線照射との関係を説明する模式図。

【図 4】本発明が適用される X 線 CT 装置のスカナ、患者テーブル、被検体の関係を側面方向から示す図。

【図 5】本発明の一実施例が適用された X 線 CT 装置の本スキャンに先立つ準備操作の動作フロー図。

【図 6】図 5 の本スキャンに先立つ準備操作の一つの変形動作フロー図。

【図 7】図 5 の本スキャンに先立つ準備操作のもう一つの変形動作フロー図。

【図 8】図 5 の本スキャンに先立つ準備操作のさらにもう一つの変形動作フロー図。

【図 9】本発明の一実施例による基準人体 CT 値モデルと被検体のスカノグラムデータを用いて被検体 CT 値モデルを作成する手順の説明図

【図 10】本発明の一実施例による被検体内の推定被曝線量分布の計算結果の表示例。

【図 11】本発明の一実施例で利用される基準人体 CT 値モデルにおける被曝線量の測定点を示す図。

【図 12】本発明の一実施例における画像ノイズ推定方法の説明図。

【図 13】本発明の一実施例における画像ノイズ推定結果の表示例。

【図 14】本発明の一実施例における X 線管電流パターンの編集例の説明図。

【符号の説明】

【 0 0 9 5 】

- 1 スカナ
- 2 患者テーブル
- 3 操作卓
- 4 天板
- 5 表示装置
- 6 操作装置

10

20

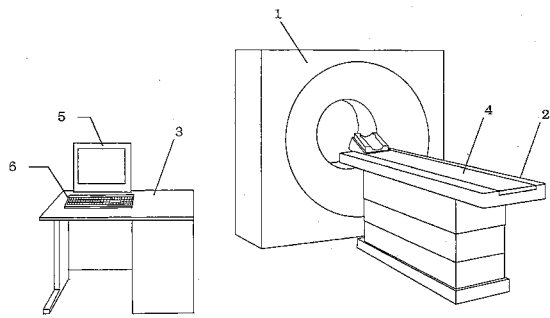
30

40

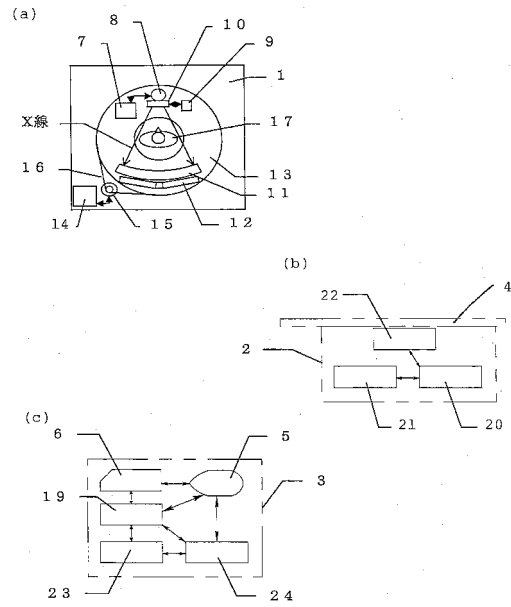
50

7	X線管制御装置	
8	X線管	
9	コリメータ制御装置	
10	コリメータ	
11	検出器	
12	データ収集装置	
13	回転板	
14	回転制御装置	
15	回転板駆動装置	
16	駆動力伝達系	10
17	被検体	
18	X線検出素子	
19	システム制御装置	
20	患者テーブル制御装置	
21	患者テーブル上下動装置	
22	天板駆動装置	
23	画像再構成装置	
24	記憶装置	
25	基準人体CT値モデルデータ	
26	基準人体スキノグラムデータ	20
27	被検体スキノグラムデータ	
28	被検体CT値モデルデータ	
29 a ~ 29 c	等被曝線量線	
30	被曝線量測定点	
31 a	編集前の管電流変化パターン	
31 b	編集後の管電流変化パターン	

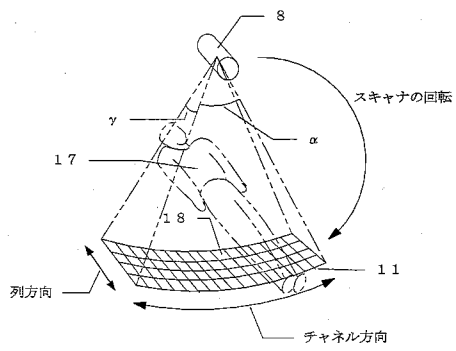
【図 1】



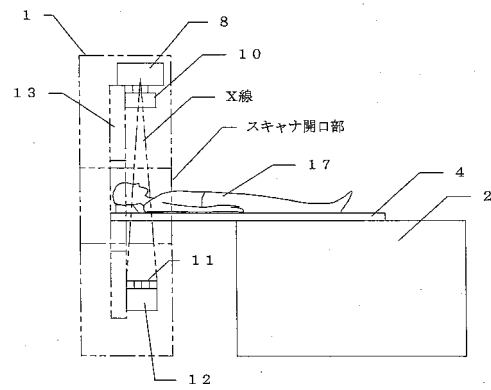
【図 2】



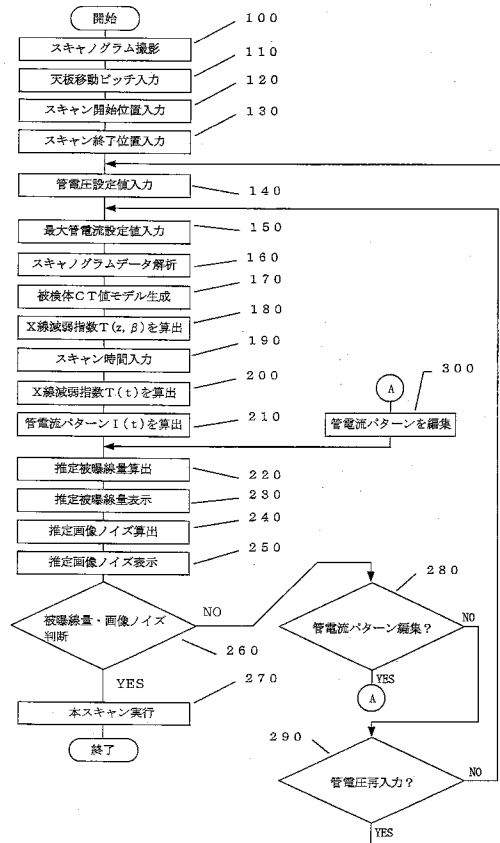
【図 3】



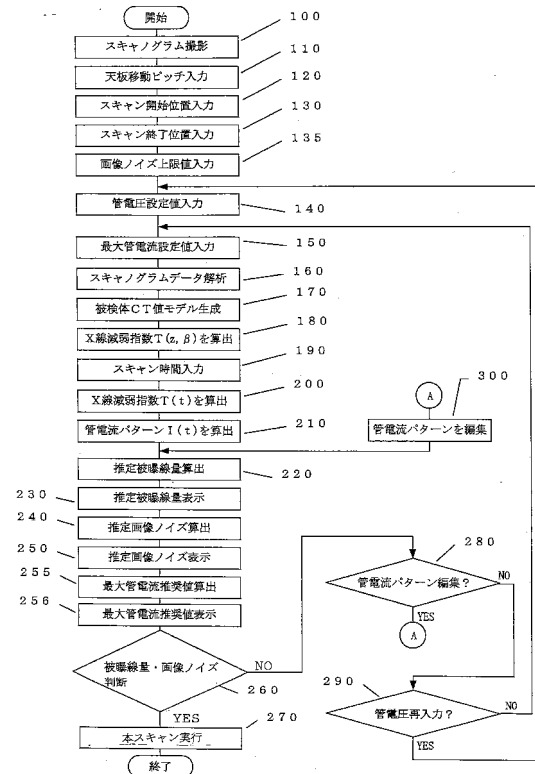
【図 4】



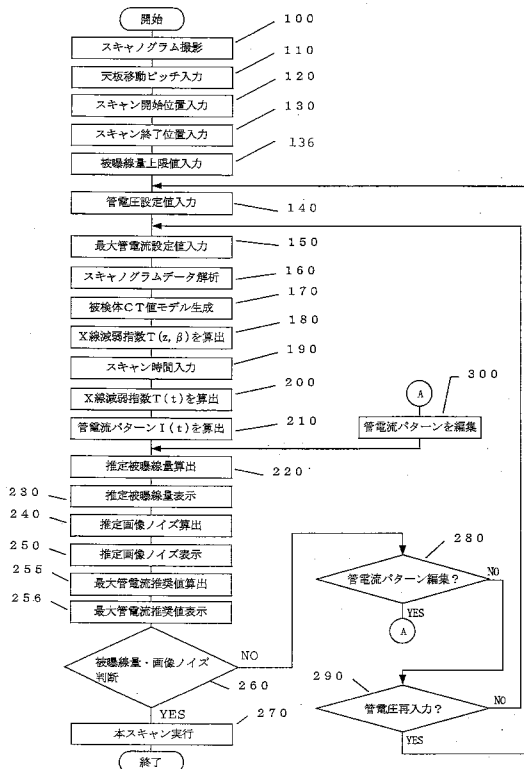
【図 5】



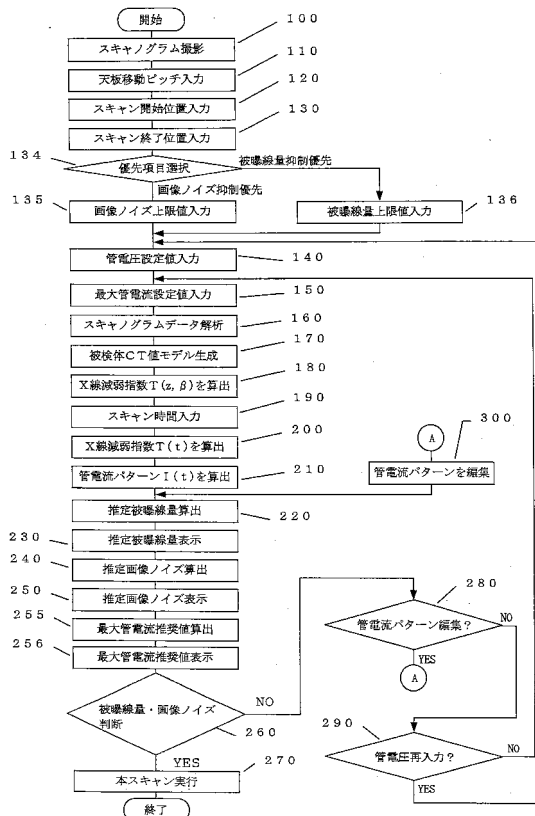
【図 6】



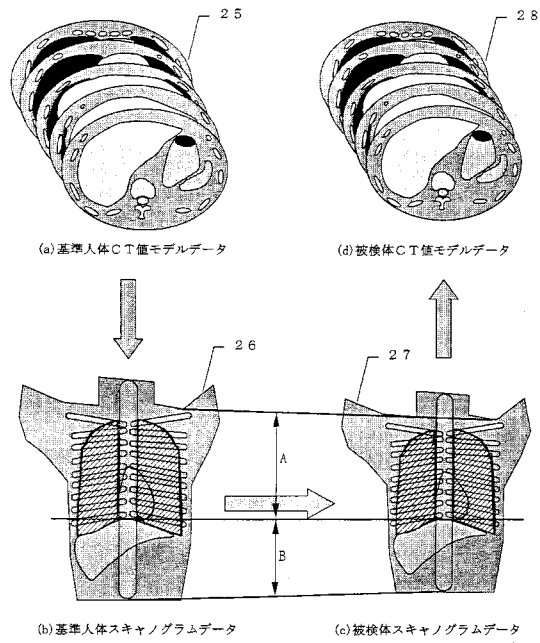
【図 7】



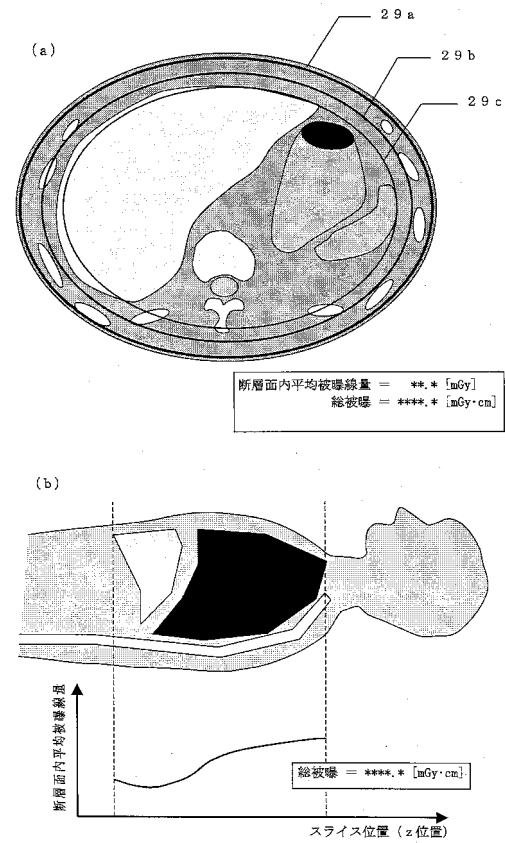
【図 8】



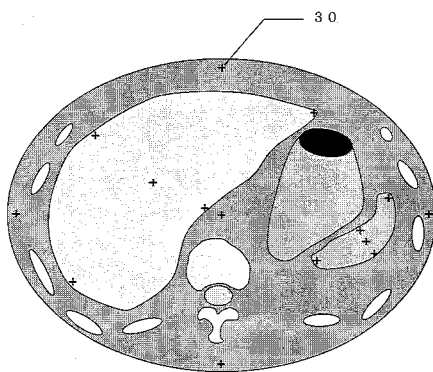
【図 9】



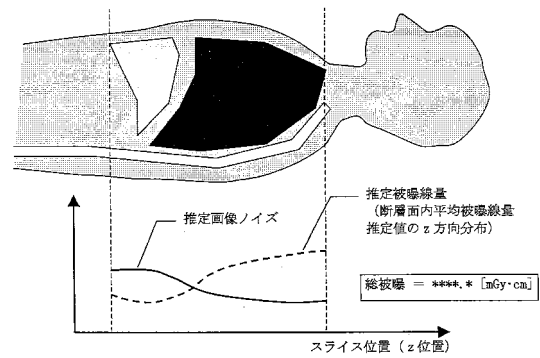
【図 10】



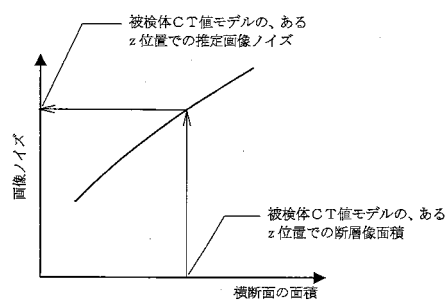
【図 11】



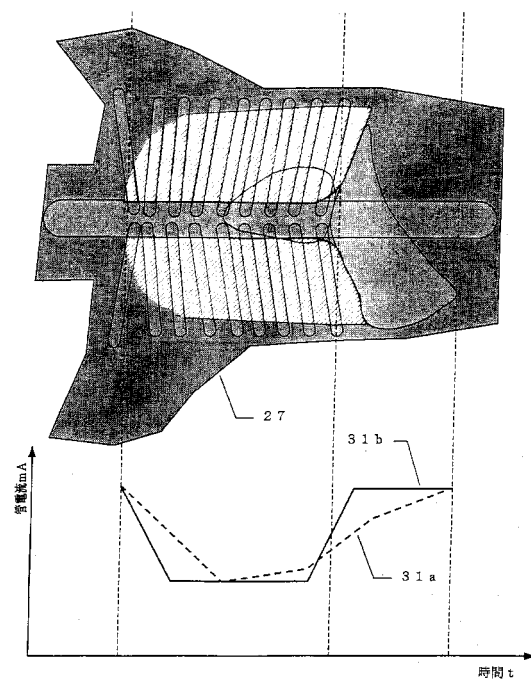
【図 13】



【図 12】



【図 14】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 7 9 6 1 1 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 2 6 3 0 9 7 (J P , A)

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