

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6165438号
(P6165438)

(45) 発行日 平成29年7月19日(2017.7.19)

(24) 登録日 平成29年6月30日(2017.6.30)

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

請求項の数 8 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-287387 (P2012-287387) (22) 出願日 平成24年12月28日(2012.12.28) (65) 公開番号 特開2013-172948 (P2013-172948A) (43) 公開日 平成25年9月5日(2013.9.5) 審査請求日 平成27年10月20日(2015.10.20) (31) 優先権主張番号 特願2012-15067 (P2012-15067) (32) 優先日 平成24年1月27日(2012.1.27) (33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地 (74) 代理人 110000866 特許業務法人三澤特許事務所 (72) 発明者 椋本 豪 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内 審査官 福田 裕司</p>
---	--

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】

被検体における所望の部位に対するX線スキャンにより逐次得られる検出データに基づいて、第1画像厚で実行される第1再構成処理、及び前記X線スキャンにより得られた全ての検出データに基づいて、第2画像厚で実行される第2再構成処理を行う再構成処理部と、

予め設定された前記第2画像厚に基づいて、前記第2画像厚より薄い前記第1画像厚を設定する設定部と、

前記再構成処理部に対し、設定された前記第1画像厚により、前記X線スキャンと並行して前記第1再構成処理を開始させ、前記第1再構成処理が完了した後に前記第2画像厚で前記第2再構成処理を開始させる制御部と、

を有するX線CT装置。

【請求項2】

前記制御部は、前記再構成処理部に対し、設定された前記第1画像厚により、前記X線スキャンと並行して前記第1再構成処理を開始させ、前記第1再構成処理が完了した後に、再度のX線スキャンの要否を判断し、再度のX線スキャンが不要であると判断された場合、前記第2画像厚で前記第2再構成処理を開始させ、再度のX線スキャンが必要であると判断された場合、前記第2再構成処理を開始しないように前記再構成処理部を制御することを特徴とする請求項1記載のX線CT装置。

【請求項3】

入力部と、
 前記被検体の部位毎に対応する前記第 2 画像厚を記憶する記憶部を有し、
 前記設定部は、
 前記入力部により入力された前記所望の部位に対応する第 2 画像厚を、前記記憶部に記憶された複数の前記第 2 画像厚から選択する選択部を有し、
 選択された前記第 2 画像厚に基づいて、前記第 1 画像厚を設定することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の X 線 CT 装置。

【請求項 4】

前記記憶部は、前記第 2 画像厚と所定のスキャン条件とを関連付けて記憶し、
 前記設定部は、選択された前記第 2 画像厚に基づいて、前記スキャン条件を設定することを特徴とする請求項 3 記載の X 線 CT 装置。

10

【請求項 5】

前記制御部は、
 設定された前記第 1 画像厚と、前記 X 線スキャンのスキャン速度とによって得られる時間に基づいて、前記第 1 再構成処理の開始タイミングを決定する決定部を有し、
 決定された前記開始タイミングで前記第 1 再構成処理を開始させることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれかに記載の X 線 CT 装置。

【請求項 6】

表示部と、
 前記第 1 再構成処理により得られた画像を前記表示部に表示させる表示制御部と、
 を有することを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の X 線 CT 装置。

20

【請求項 7】

前記表示制御部は、前記第 1 再構成処理により得られた画像における所望の対象が識別可能となるような速度で当該画像を表示させることを特徴とする請求項 6 記載の X 線 CT 装置。

【請求項 8】

前記表示制御部は、外部からの指示入力に基づき、第 1 再構成処理により得られた複数の画像から所望の画像を前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 6 または 7 記載の X 線 CT 装置。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、X 線 CT 装置に関する。

【背景技術】

【0002】

X 線 CT (Computed Tomography) 装置は、X 線を利用して被検体をスキャンし、収集されたデータをコンピュータにより処理することで、被検体の内部を画像化する装置である。

【0003】

具体的には、X 線 CT 装置は、被検体に対して X 線を異なる方向から複数回曝射し (X 線スキャン)、被検体を透過した X 線を X 線検出器にて検出して複数の検出データを収集する。収集された検出データはデータ収集部により A/D 変換された後、コンソール装置に送信される。コンソール装置は、当該検出データに前処理等を施し投影データを作成する。そして、コンソール装置は、投影データに基づく再構成処理を行い、断層画像データ、或いは複数の断層画像データに基づくボリュームデータを作成する。ボリュームデータは、被検体の三次元領域に対応する CT 値の三次元分布を表すデータセットである。

40

【0004】

X 線 CT 装置を用いて CT 撮影を行う際、撮影したい部位 (たとえば病変が疑われる部位) が検出データに含まれていないと再度の CT 撮影を行う必要が生じる。よって、撮影したい部位を含む検出データが収集できているかどうかを確かめる必要がある。

50

【 0 0 0 5 】

このため、X線CT装置においては、X線スキャンが完了した後、収集された全ての検出データをコンソール装置に送信し、画像を再構成する。そして、医師等が当該再構成された画像に基づいて、撮影したい部位が検出データに含まれているかどうかを確認する作業を行っている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 6 】

【特許文献1】特許3090400号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

ところで、1台のX線CT装置を用いて複数人を順次に検査する場合（たとえば集団検診や大病院等）がある。この場合、1人当たりの検査時間は短いことが望ましい。従って、再度のCT撮影が必要かどうかを早く判断したいという要望がある。

【 0 0 0 8 】

しかし、従来のように、X線スキャンが完了した後に再構成処理を始める場合、再構成が完了するまでに数分間かかるため、効率的な検査を行うことが難しかった。また、再構成処理された画像を確認した結果、再度のCT撮影が必要になると、既に行った再構成処理が無駄になるという問題もある。

【 0 0 0 9 】

実施形態は、前述の問題点を解決するためになされたものであり、再度のCT撮影の要否を判断するための情報を迅速に得ることができるX線CT装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

実施形態のX線CT装置は、再構成処理部と、設定部と、制御部とを有する。再構成処理部は、被検体における所望の部位に対するX線スキャンにより逐次得られる検出データに基づいて、第1画像厚で実行される第1再構成処理、及びX線スキャンにより得られた全ての検出データに基づいて、第2画像厚で実行される第2再構成処理を行う。設定部は、予め設定された第2画像厚に基づいて、第2画像厚より薄い第1画像厚を設定する。制御部は、再構成処理部に対し、設定された第1画像厚により、X線スキャンと並行して第1再構成処理を開始させ、第1再構成処理が完了した後に第2画像厚で第2再構成処理を開始させる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図1】実施形態に係るX線CT装置のブロック図である。

【図2】実施形態に係るX線CT装置の動作を示すタイミングチャートである。

【図3A】実施形態に係るX線CT装置の表示画面を示す図である。

【図3B】実施形態に係るX線CT装置の表示画面を示す図である。

【図4】実施形態に係るX線CT装置の動作の概要を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

図1から図4を参照して、実施形態に係るX線CT装置1の構成について説明する。なお、「画像」と「画像データ」は一対一に対応するので、本実施形態においては、これらを同一視する場合がある。

【 0 0 1 3 】

<装置構成>

図1に示すように、X線CT装置1は、架台装置10と、寝台装置30と、コンソール装置40とを含んで構成されている。

【 0 0 1 4 】

[架台装置]

架台装置 1 0 は、被検体 E に対して X 線を曝射し、被検体 E を透過した当該 X 線の検出データを収集する装置である。架台装置 1 0 は、X 線発生部 1 1 と、X 線検出部 1 2 と、回転体 1 3 と、高電圧発生部 1 4 と、架台駆動部 1 5 と、X 線絞り部 1 6 と、絞り駆動部 1 7 と、データ収集部 1 8 とを有する。

【 0 0 1 5 】

X 線発生部 1 1 は、X 線を発生させる X 線管球（たとえば、円錐状や角錐状のビームを発生する真空管。図示なし）を含んで構成されている。発生した X 線は被検体 E に対して曝射される。X 線検出部 1 2 は、複数の X 線検出素子（図示なし）を含んで構成されている。X 線検出部 1 2 は、被検体 E を透過した X 線の強度分布を示す X 線強度分布データ（以下、「検出データ」という場合がある）を X 線検出素子で検出し、その検出データを電流信号として出力する。X 線検出部 1 2 は、たとえば、検出素子が互いに直交する 2 方向（スライス方向とチャンネル方向）にそれぞれ複数配置された 2 次元の X 線検出器（面検出器）が用いられる。複数の X 線検出素子は、たとえば、スライス方向に沿って 3 2 0 列設けられている。このように多列の X 線検出器を用いることにより、1 回転のスキャンでスライス方向に幅を有する 3 次元の撮影領域を撮影することができる（ボリュームスキャン）。なお、スライス方向は被検体 E の体軸方向に相当し、チャンネル方向は X 線発生部 1 1 の回転方向に相当する。

【 0 0 1 6 】

回転体 1 3 は、X 線発生部 1 1 と X 線検出部 1 2 とを被検体 E を挟んで対向するよう支持する部材である。回転体 1 3 は、スライス方向に貫通した開口部 1 3 a を有する。架台装置 1 0 内において、回転体 1 3 は、被検体 E を中心とした円軌道で回転するよう配置されている。

【 0 0 1 7 】

高電圧発生部 1 4 は、X 線発生部 1 1 に対して高電圧を印加する。X 線発生部 1 1 は、当該高電圧に基づいて X 線を発生させる。架台駆動部 1 5 は、回転体 1 3 を回転駆動させる。X 線絞り部 1 6 は、所定幅のスリット（開口）を有し、スリットの幅を変えることで、X 線発生部 1 1 から曝射された X 線のファン角（チャンネル方向の広がり角）と X 線のコーン角（スライス方向の広がり角）とを調整する。絞り駆動部 1 7 は、X 線発生部 1 1 で発生した X 線が所定の形状となるよう X 線絞り部 1 6 を駆動させる。

【 0 0 1 8 】

データ収集部 1 8（D A S : D a t a A c q u i s i t i o n S y s t e m）は、X 線検出部 1 2（各 X 線検出素子）からの検出データを収集する。また、データ収集部 1 8 は、収集した検出データ（電流信号）を電圧信号に変換し、この電圧信号を周期的に積分して増幅し、デジタル信号に変換する。そして、データ収集部 1 8 は、デジタル信号に変換された検出データをコンソール装置 4 0（処理部 4 2（後述））に送信する。なお、CT 透視を行う場合、データ収集部 1 8 は、検出データの収集レートを短くする。

【 0 0 1 9 】

[寝台装置]

寝台装置 3 0 は、撮影対象の被検体 E を載置・移動させる装置である。寝台装置 3 0 は、寝台 3 1 と寝台駆動部 3 2 とを備えている。寝台 3 1 は、被検体 E を載置するための寝台天板 3 3 と、寝台天板 3 3 を支持する基台 3 4 とを備えている。寝台天板 3 3 は、寝台駆動部 3 2 によって被検体 E の体軸方向及び体軸方向に直交する方向に移動することが可能となっている。すなわち、寝台駆動部 3 2 は、被検体 E が載置された寝台天板 3 3 を、回転体 1 3 の開口部 1 3 a に対して挿抜させることができる。基台 3 4 は、寝台駆動部 3 2 によって寝台天板 3 3 を上下方向（被検体 E の体軸方向と直交する方向）に移動させることが可能となっている。

【 0 0 2 0 】

[コンソール装置]

10

20

30

40

50

コンソール装置 40 は、X線 CT 装置 1 に対する操作入力に用いられる。また、コンソール装置 40 は、架台装置 10 によって収集された検出データから被検体 E の内部形態を表す CT 画像データ（断層画像データやボリュームデータ）を再構成する機能等を有している。コンソール装置 40 は、スキャン制御部 41 と、処理部 42 と、設定部 43 と、制御部 44 と、表示制御部 45 と、記憶部 46 と、表示部 47 と、入力部 48 とを含んで構成されている。

【0021】

スキャン制御部 41 は、X線スキャンに関する各種動作を制御する。たとえば、スキャン制御部 41 は、X線発生部 11 に対して高電圧を印加させるよう高電圧発生部 14 を制御する。スキャン制御部 41 は、回転体 13 を回転駆動させるよう架台駆動部 15 を制御する。スキャン制御部 41 は、X線絞り部 16 を動作させるよう絞り駆動部 17 を制御する。スキャン制御部 41 は、寝台 31 を移動させるよう寝台駆動部 32 を制御する。

10

【0022】

処理部 42 は、架台装置 10（データ収集部 18）から送信された検出データに対して各種処理を実行する。処理部 42 は、前処理部 42a と、再構成処理部 42b と、レンダリング処理部 42c とを含んで構成されている。

【0023】

前処理部 42a は、架台装置 10（X線検出部 12）で検出された検出データに対して対数変換処理、オフセット補正、感度補正、ビームハードニング補正等の前処理を行い、投影データを作成する。

20

【0024】

再構成処理部 42b は、前処理部 42a で作成された投影データ（検出データ）に基づいて、CT 画像データ（断層画像データやボリュームデータ）を作成する再構成処理を行う。断層画像データの再構成には、たとえば、2次元フーリエ変換法、コンボリューション・バックプロジェクション法等、任意の方法を採用することができる。ボリュームデータは、再構成された複数の断層画像データを補間処理することにより作成される。ボリュームデータの再構成には、たとえば、コーンビーム再構成法、マルチスライス再構成法、拡大再構成法等、任意の方法を採用することができる。上述のように多列のX線検出器を用いたボリュームスキャンにより、広範囲のボリュームデータを再構成することができる。また、CT 透視を行う場合には、検出データの収集レートを短くしているため、再構成処理部 42b による再構成時間が短縮される。従って、スキャンに対応したリアルタイムのCT 画像データを作成することができる。

30

【0025】

ここで、本実施形態における再構成処理部 42b は、第1再構成処理及び第2再構成処理を行う。

【0026】

第1再構成処理は、被検体 E における所望の部位に対するX線スキャンにより逐次得られる検出データ（投影データ）に基づいて、X線スキャンと並行して第1画像厚で実行される。第1再構成処理は、X線スキャンの開始から所定時間経過後に開始され（第1再構成処理の開始タイミングについては後述する）、X線スキャンの完了後、数秒で終了する。第1再構成処理は、第2再構成処理に比べ、再構成処理に使用するノイズ除去フィルタ等の数（処理条件）が少ない。すなわち、第2再構成処理における処理条件よりも第1再構成処理における処理条件のほうが簡素化されている。従って、再構成処理部 42b が第1再構成処理を行う場合、第2再構成処理に比べ処理に要する時間が短くなる。なお、「所望の部位」は、CT 撮影を行う対象となる部位（たとえば、頭部、肺等）である。所望の部位は、たとえば、入力部 48 による入力に基づいて決定される。

40

【0027】

第2再構成処理は、所望の部位に対するX線スキャンによって得られた全ての検出データに基づいて、第1再構成処理が完了した後に第2画像厚で実行される。すなわち、第2再構成処理は、X線スキャンが完了した後に行われる。第2再構成処理は、第1再構成処

50

理に比べ、再構成処理に使用するノイズ除去フィルタ等の数（処理条件）が多い。従って、再構成処理部 4 2 b が第 2 再構成処理を行う場合、第 1 再構成処理に比べ処理に要する時間が長くなる。一方、第 2 再構成処理は、第 1 再構成処理により得られる C T 画像データに比べ、空間分解能が高い C T 画像データを得ることができる。このような空間分解能が高い C T 画像データに基づく画像は、たとえば、医師等による確定診断に用いることができる。

【 0 0 2 8 】

なお、「画像厚」とは、複数の投影データ（検出データ）を再構成処理するときのデータ量（再構成処理を行うデータの厚み）をいう。画像厚は、被検体 E の部位（たとえば、頭部や胸部）毎に適切な値があるが、医師等により任意の値を設定することも可能である。また、画像厚が厚い場合には、データ量が多くなるため、画像化される情報量も多くなる。よって、厚い画像厚（たとえば、5 mm）で再構成処理を行って得られた C T 画像データに基づく画像は、全体的に平均化された低コントラストの画像となる。一方、画像厚が薄い場合、データ量が少ないため、画像化される情報量も少なくなる。よって、薄い画像厚（たとえば、0.5 mm）で再構成処理を行って得られた C T 画像データに基づく画像は、病変部等が鮮鋭化された高コントラストの画像となる。更に、画像厚が薄いほうが再構成処理にかかる時間は少なくなる。

【 0 0 2 9 】

レンダリング処理部 4 2 c は、再構成処理部 4 2 b で作成されたボリュームデータに対するレンダリング処理を行う。たとえば、レンダリング処理部 4 2 c は、再構成処理部 4 2 b で作成されたボリュームデータを任意の方向にレンダリングすることにより M P R 表示する（すなわち、レンダリング処理部 4 2 c は、M P R 画像を作成する）。レンダリング処理部 4 2 c は、M P R 画像として、直交三断面であるアキシャル像、サジタル像、 coronal 像や任意断面の画像であるオブリーク像を作成することができる。

【 0 0 3 0 】

設定部 4 3 は、予め設定された第 2 画像厚に基づいて、第 1 画像厚を設定する。第 1 画像厚は、第 1 再構成処理を行うときに使用される値である。第 2 画像厚は、第 2 再構成処理を行うときに使用される値である。再構成処理部 4 2 b は、第 2 画像厚に基づいて第 2 再構成処理を行うことにより、確定診断等に用いられる画像の元となる C T 画像データを作成することができる。

【 0 0 3 1 】

また、本実施形態において、設定部 4 3 は、第 2 画像厚と等しい画像厚を第 1 画像厚として設定する。再構成処理部 4 2 b は、第 2 画像厚と等しい画像厚で第 1 再構成処理を行う。なお、この場合、第 1 再構成処理と第 2 再構成処理とは、処理条件（再構成処理に使用するノイズ除去フィルタの数等）が異なっている。

【 0 0 3 2 】

本実施形態において、設定部 4 3 は、選択部 4 3 a を有する。選択部 4 3 a は、入力部 4 8 等により入力された所望の部位に対応する第 2 画像厚を、記憶部 4 6 に記憶された複数の第 2 画像厚から選択する。設定部 4 3 は、選択された第 2 画像厚に基づいて、第 1 画像厚を設定する。

【 0 0 3 3 】

一般的に、記憶部 4 6 は、検査プランデータを被検体 E の部位に対応して複数記憶している（たとえば、頭部スキャン用の検査プランデータ、肺スキャン用の検査プランデータ等）。検査プランデータには、スキャン速度、撮影範囲等のスキャン条件が設定されている。また、検査プランデータには、所定の画像厚がスキャン条件と関連付けられている。なお、スキャン条件に対し、再構成処理を行うときの処理条件も合わせて関連付けられていてもよい。

【 0 0 3 4 】

ここで、入力部 4 8 等から X 線スキャンを行う部位が選択された場合、選択部 4 3 a は、複数の検査プランデータから当該部位に対応する検査プランデータを特定する。そして

10

20

30

40

50

、選択部 4 3 a は、特定された検査プランデータで設定されている画像厚を第 2 画像厚として選択する。設定部 4 3 は、選択された第 2 画像厚に基づいて、第 1 画像厚を設定する。本実施形態では、設定部 4 3 は、選択された第 2 画像厚と同じ値を第 1 画像厚として設定する。選択された画像厚（第 2 画像厚）は、所望の部位を再構成処理する際に適した値である。従って、同じ値を第 1 画像厚として第 1 再構成処理を行うことで、信頼性の高い画像を得ることができる。

【 0 0 3 5 】

なお、設定部 4 3 による第 1 画像厚の設定は、上述の方法に限られない。たとえば、入力部 4 8 により、第 2 再構成処理を行う際の画像厚を都度入力する方法がある。この場合、設定部 4 3 は、入力された画像厚の数値と同じ数値を第 1 画像厚として設定する。

10

【 0 0 3 6 】

また、設定部 4 3 は、選択された第 2 画像厚に基づいて、スキャン条件を設定することも可能である。上述の通り、検査プランデータにおいて所定の画像厚（第 2 画像厚）と所定のスキャン条件（スキャン速度、撮影範囲等）とが関連付けられている。従って、設定部 4 3 は、選択部 4 3 a によって選択された第 2 画像厚に関連付けられたスキャン条件に基づいて、X 線スキャンを行う際のスキャン速度、撮影範囲等を設定することができる。

【 0 0 3 7 】

制御部 4 4 は、架台装置 1 0、寝台装置 3 0 およびコンソール装置 4 0 の動作を制御することによって、X 線 CT 装置 1 の全体制御を行う。

【 0 0 3 8 】

本実施形態における制御部 4 4 は、決定部 4 4 a を有する。決定部 4 4 a は、設定部 4 3 で設定された第 1 画像厚に基づいて、第 1 再構成処理を開始するタイミングを決定する。

20

【 0 0 3 9 】

ここで、第 1 再構成処理は、少なくとも第 1 画像厚に対応する検出データ（投影データ）が得られなければ開始することができない。X 線スキャンの開始（ t_0 ）からこの検出データが最初に得られるまでの時間 T は、X 線スキャンのスキャン速度（X 線発生部 1 1 の回転速度）及び第 1 画像厚の値から得られる時間 T_1 と、当該 X 線スキャンで得られた検出データをコンソール装置 4 0 に送り、前処理が完了するまでの時間 T_2 との和（ $T = T_1 + T_2$ ）である。

30

【 0 0 4 0 】

具体例として、決定部 4 4 a は、まず時間 T を求める。そして、決定部 4 4 a は、X 線スキャン開始（ t_0 ）後、時間 T が経過する時刻 t_1 を、第 1 再構成処理を開始するタイミングとして決定する。制御部 4 4 は、決定されたタイミングで第 1 再構成処理を開始させる。このように、制御部 4 4 が、再構成処理部 4 2 b に対し、必要な検出データ（第 1 画像厚に対応するデータ）が得られた時刻 t_1 で第 1 再構成処理を開始させることにより、所望の画像（たとえば、再度の CT 撮影の要否を判断するための画像）を迅速に得ることが可能となる。

【 0 0 4 1 】

制御部 4 4 の制御の一例につき、図 2 に示すタイミングチャートを用いて説明する。図 2 における横軸は時間である。一番上のラインは X 線スキャン S を示す。真ん中のラインは第 1 再構成処理 $R 1$ を示す。一番下のラインは、第 2 再構成処理 $R 2$ を示す。図 2 に示す通り、制御部 4 4 は、X 線スキャン S が開始（ t_0 ）された後、決定部 4 4 a で決定されたタイミング（時刻 t_1 ）で再構成処理部 4 2 b に対し、第 1 画像厚で第 1 再構成処理 $R 1$ を開始させる。第 1 再構成処理 $R 1$ は、第 2 再構成処理 $R 2$ に比べ処理条件が簡素化されているため、X 線スキャン S の完了（ t_2 ）後、数秒（たとえば、2 ~ 3 秒）で完了（ t_3 ）する。第 1 再構成処理 $R 1$ で得られたボリュームデータ等に基づく画像を医師等が確認した結果、再度の X 線スキャンが不要と判断された場合、制御部 4 4 は、再構成処理部 4 2 b に対し、第 2 画像厚で第 2 再構成処理 $R 2$ を開始（ t_4 ）させる。

40

【 0 0 4 2 】

50

なお、第1再構成処理R1が完了する時刻 t_3 は、たとえば、入力部48等の指示入力に基づいて、第1画像厚や再構成処理に用いるフィルタ数等の条件を変更することにより、調整することができる。変更された条件は、新たな検査プランデータとして記憶部46に記憶されることが可能である。

【0043】

表示制御部45は、画像表示に関する各種制御を行う。たとえば、表示制御部45は、第1再構成処理に基づく画像（たとえば、第1再構成処理により得られたボリュームデータをレンダリングして得られるMPR画像）を表示部47に表示させる。上述の通り、第1再構成処理による画像は、スキヤンの完了後、数秒で得ることができる。従って、第1再構成処理により得られた画像を表示させることにより、医師等は、再度のCT撮影が必要かどうかを迅速に判断することができる。また、第1再構成処理の後に第2再構成処理が開始されるため、再構成処理部42bによる第2再構成処理を中止させることもできる。すなわち、第1再構成処理に基づく画像を確認した結果、再度のスキヤンを行う必要があると判断した場合、医師等は、入力部48等により、X線CT装置1に対して第2再構成処理を行わない旨の指示入力を行う。当該指示入力に基づき、制御部44は、第2再構成処理を開始しないよう、再構成処理部42bを制御する。よって、X線CT装置1（再構成処理部42b）は、無駄な再構成処理を行う必要がなくなる。

10

【0044】

なお、第1再構成処理に基づく複数の画像（たとえば、断層画像）を表示させる場合、表示制御部45は、当該画像における所望の対象（病変部等）が識別可能となるような速度で表示させることが可能である。すなわち表示制御部45は、当該画像を確認する医師等が見易い速度で画像を表示させる。

20

【0045】

また、表示制御部45は、外部からの指示入力に基づき、第1再構成処理に基づく複数の画像から所望の画像を表示部47に表示させることが可能である。

【0046】

たとえば、第1再構成処理に基づき複数の断層画像 I_{100} を得た場合、表示制御部45は、各画像を順次表示部47に表示させる。図3A及び図3Bは、表示部47の表示画面の一例である。図3A及び図3Bにおける表示部47の表示画面には、画像（断層画像 I_{100} または断層画像 I_{50} ）及びスライダーSLが表示されている。

30

【0047】

医師等は、入力部48を介して表示部46に表示された画像を任意に切り換えることができる（所謂、ブラウズ機能）。画像の切換は、たとえば、医師等が入力部48を操作し、スライダーSLを上下にスライドさせることにより行う。画像の切換の動作は、「外部からの指示入力」の一例である。

【0048】

具体例として、表示部47に断層画像 I_{100} が表示されている状態（図3A参照）でスライダーSLが操作されると、表示制御部45は、スライダーSLの移動に対応する画像 I_k （ $k=1\sim 100$ ）を表示部47に表示させる。すなわち、表示制御部45は、図3Bに示すような所望の対象Sが表示された断層画像 I_{50} を表示部47に表示させることができる。断層画像 I_{50} を確認した医師等は、X線スキヤンにより得られた検出データに所望の対象が含まれていることを確認できる。従って、医師等は、再度のCT撮影（スキヤン）が不要であることを容易に判断可能となる。

40

【0049】

記憶部46は、RAMやROM等の半導体記憶装置によって構成される。記憶部46は、検出データや投影データ、或いは再構成処理後のCT画像データ等を記憶する。

【0050】

表示部47は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)ディスプレイ等の任意の表示デバイスによって構成される。

50

【 0 0 5 1 】

入力部 4 8 は、コンソール装置 4 0 に対する各種操作を行う入力デバイスとして用いられる。入力部 4 8 は、たとえばキーボード、マウス、トラックボール、ジョイスティック等により構成される。また、入力部 4 8 として、表示部 4 7 に表示されたタッチパネルを用いることも可能である。

【 0 0 5 2 】

< 動作 >

次に、図 4 を参照して、本実施形態に係る X 線 CT 装置 1 の動作の一例について説明する。ここでは、被検体 E のある部位に対して X 線スキャンを行う場合について述べる。

【 0 0 5 3 】

選択部 4 3 a は、X 線スキャンを行う部位に対応する検査プランデータを記憶部 4 6 から読み出す。そして、選択部 4 3 a は、当該検査プランデータに設定された画像厚を第 2 画像厚として選択する (S 1 0)。

【 0 0 5 4 】

設定部 4 3 は、S 1 0 で選択された第 2 画像厚と同じ画像厚を第 1 画像厚として設定する (S 1 1)。

【 0 0 5 5 】

決定部 4 4 a は、S 1 1 で設定された第 1 画像厚に基づいて、第 1 再構成処理を開始するタイミングを決定する (S 1 2)。具体的には、決定部 4 4 a は、スキャン速度及び S 1 1 で設定された第 1 画像厚に基づく時間 T 1 と、当該スキャンで得られた検出データの
前処理が完了するまでの時間 T 2 とに基づく時間 T を求める。そして、決定部 4 4 a は、
X 線スキャン開始後、時間 T が経過する時刻 t_1 を、第 1 再構成処理を開始するタイミン
グとして決定する。

【 0 0 5 6 】

以上の設定がなされた後、X 線 CT 装置 1 は、X 線スキャンを開始する (S 1 3)。

【 0 0 5 7 】

X 線スキャンの開始後、S 1 2 で決定されたタイミングにおいて、再構成処理部 4 2 b は、S 1 1 で設定された第 1 画像厚で第 1 再構成処理を開始する (S 1 4)。第 1 画像厚は、S 1 1 で設定されたように、第 2 画像厚と同じ画像厚である。

【 0 0 5 8 】

第 1 再構成処理が完了した後、表示制御部 4 5 は、当該処理に基づく画像を表示部 4 7 に表示する (S 1 5)。第 1 再構成処理は、第 2 再構成処理に比べ、処理条件を簡素化している。従って、表示制御部 4 5 は、スキャン完了から数秒に第 1 再構成処理に基づく画像を表示部 4 7 に表示させることができる。

【 0 0 5 9 】

医師等が表示された画像を確認し、再度の CT 撮影が必要と判断した場合 (S 1 6 で Y の場合)、S 1 3 ~ S 1 5 の動作を再度行う。

【 0 0 6 0 】

一方、再度の CT 撮影が不要の場合 (S 1 6 で N の場合)、再構成処理部 4 2 b は、S 1 0 で選択された第 2 画像厚で第 2 再構成処理を開始する (S 1 7)。第 2 再構成処理が完了した後、表示制御部 4 5 は、当該処理に基づく画像を表示部 4 7 に表示する (S 1 8)。

【 0 0 6 1 】

第 2 再構成処理は、第 1 再構成処理に比べ、使用するフィルタ数等が多くなっている。従って、S 1 8 で表示される画像は、S 1 5 で表示される画像と比べ、より空間分解能が高い画像となっている。つまり、医師等が行う確定診断に足る画像となっている。

【 0 0 6 2 】

なお、スキャン制御部 4 1、処理部 4 2、制御部 4 4 及び表示制御部 4 5 は、たとえば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphic Processing Unit)、又は ASIC (Application Sp

10

20

30

40

50

pecific Integrated Circuit)などの図示しない処理装置と、ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)や、又はHDD(Hard Disc Drive)などの図示しない記憶装置とによって構成されていてもよい。記憶装置には、スキャン制御部41の機能を実行するためのスキャン制御プログラムが記憶されている。また、記憶装置には、処理部42の機能を実行するための処理プログラムが記憶されている。また、記憶装置には、制御部44の機能を実行するための制御プログラムが記憶されている。また、記憶装置には、表示制御部45の機能を実行するための表示制御プログラムが記憶されている。CPUなどの処理装置が、記憶装置に記憶されている各プログラムを実行することで各部の機能を実行する。

10

【0063】

<作用・効果>

本実施形態の作用及び効果について説明する。

【0064】

本実施形態のX線CT装置1は、再構成処理部42bと、設定部43と、制御部44とを有する。再構成処理部42bは、被検体Eにおける所望の部位に対するX線スキャンにより逐次得られる検出データに基づいて、第1画像厚で実行される第1再構成処理、及びX線スキャンにより得られた全ての検出データに基づいて、第2画像厚で実行される第2再構成処理を行う。設定部43は、予め設定された第2画像厚に基づいて、第1画像厚を設定する。制御部44は、再構成処理部42bに対し、設定された第1画像厚により、X線スキャンと並行して第1再構成処理を開始させ、第1再構成処理が完了した後に第2画像厚で第2再構成処理を開始させる。

20

【0065】

具体的には、設定部43は、第2画像厚と等しい画像厚を第1画像厚として設定する。制御部44は、第1再構成処理と第2再構成処理とを異なる処理条件で開始させる。

【0066】

このように、設定部43は、予め設定された第2画像厚に基づいて、第1画像厚を設定する。第2画像厚は、確定診断等に用いられる画像を再構成する際に使用する画像厚である。従って、第1再構成処理における第1画像厚を第2画像厚と同じ値とすることで、第1再構成処理によって得られるCT画像データに基づく画像は、信頼性の高い画像となる。そして、制御部44は、再構成処理部42bに対し、X線スキャンと並行して、第1画像厚で第1再構成処理(第2再構成処理よりも簡素な処理条件)を開始させる。このように、X線スキャンと並行して第1再構成処理を行うことにより、CT画像データに基づく画像を迅速に得ることができる。つまり、本実施形態におけるX線CT装置1によれば、再度のCT撮影の要否を判断するための情報を迅速に得ることができる。

30

【0067】

また、本実施形態のX線CT装置1は、入力部48と、記憶部46とを有する。記憶部46は、被検体Eの部位毎に対応する第2画像厚を記憶する。設定部43は、選択部43aを有する。選択部43aは、入力部48により入力された所望の部位に対応する第2画像厚を、記憶部46に記憶された複数の第2画像厚から選択する。設定部43は、選択された第2画像厚に基づいて、第1画像厚を設定する。

40

【0068】

このように、予め記憶された複数の第2画像厚からX線スキャンを行う部位に対応する第2画像厚を選択することにより、X線スキャンを行う所望の部位における検出データを再構成するために適した画像厚で第1再構成処理を行うことができる。従って、本実施形態におけるX線CT装置1によれば、再度のCT撮影の要否を判断するための情報を迅速に得ることができる。

【0069】

また、本実施形態のX線CT装置1における記憶部46は、第2画像厚と所定のスキャン条件とを関連付けて記憶する。設定部43は、選択された第2画像厚に基づいて、スキ

50

ャン条件を設定する。

【0070】

このように、予め設定された画像厚（第2画像厚）に関連付けられたスキャン条件に基づいてX線スキャンを行うことにより、設定された画像厚に適した条件でX線スキャンを行うことが可能となる。従って、本実施形態におけるX線CT装置1によれば、再度のCT撮影の要否を判断するための情報を確実に得ることが可能となる。

【0071】

また、本実施形態のX線CT装置1における制御部44は、決定部44aを有する。決定部44aは、設定された第1画像厚と、X線スキャンのスキャン速度とによって得られる時間に基づいて、第1再構成処理の開始タイミングを決定する。制御部44は、決定された開始タイミングで第1再構成処理を開始させる。

10

【0072】

このように、第1画像厚等により得られる時間に基づいて第1再構成処理の開始タイミングを決定することにより、第1再構成処理に必要な最小限の検出データが揃った時点で再構成処理を開始することができる。従って、第1再構成処理を迅速に行うことができる。すなわち、再度のCT撮影の要否を判断するための情報を迅速に得ることができる。

【0073】

また、本実施形態のX線CT装置1は、表示部47と、表示制御部45とを有する。表示制御部45は、第1再構成処理により得られた画像を表示部47に表示させる。

【0074】

20

このように、第1再構成処理により得られた画像を表示させることで、医師等が当該画像を参照し、再度のCT撮影の要否を迅速に判断することができる。

【0075】

また、本実施形態のX線CT装置1における表示制御部45は、第1再構成処理により得られた画像における所望の対象が識別可能となるような速度で当該画像を表示させる。

【0076】

このように、表示制御部45が所望の対象が識別可能となるような速度で画像を表示させることにより、医師等が見やすい画像を提供することができる。よって、再度のCT撮影の要否判断をより迅速に行うことができる。

【0077】

30

また、本実施形態のX線CT装置1における表示制御部45は、外部からの指示入力に基づいて、第1再構成処理により得られた複数の画像から所望の画像を表示部47に表示させる。

【0078】

このように、複数の画像から所望の画像を表示させることにより、医師等は再度のCT撮影の要否を判断するための画像（病変部等が表示されている画像）を容易に確認することが可能となる。

【0079】

（変形例）

再構成処理を行うための画像厚は、第2再構成処理と第1再構成処理で必ずしも同じ値である必要は無い。たとえば、第1再構成処理に基づく画像は、再度のCT撮影が必要か否かを判断できるものであれば足りる。従って、第1再構成処理に基づく画像は、第2再構成処理に基づく画像に比べ、空間分解能が低いものであってもよい場合がある。

40

【0080】

具体例として、検査プランデータにおいて、第2画像厚の値と共に第2画像厚とは異なる画像厚を予め設定しておく。そして、入力部48等からX線スキャンを行う部位が選択された場合、選択部43aが、複数の検査プランデータから当該部位に対応する検査プランデータを特定する。そして、選択部43aは、特定されたデータに関連付けられた第2画像厚を選択する。更に、設定部43は、選択された第2画像厚に対応する画像厚を第1画像厚として設定する。

50

【 0 0 8 1 】

このように、第1再構成処理における第1画像厚と、第2再構成処理における第2画像厚とを変えることにより、再度のCT撮影の要否を判断するための情報を更に迅速に得ることができる。たとえば、第1画像厚を第2画像厚よりも薄くすることにより、第1再構成処理にかかる時間を短縮することができる。従って、表示制御部45は、第1再構成処理に基づく画像をより早く表示させることができる。

【 0 0 8 2 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

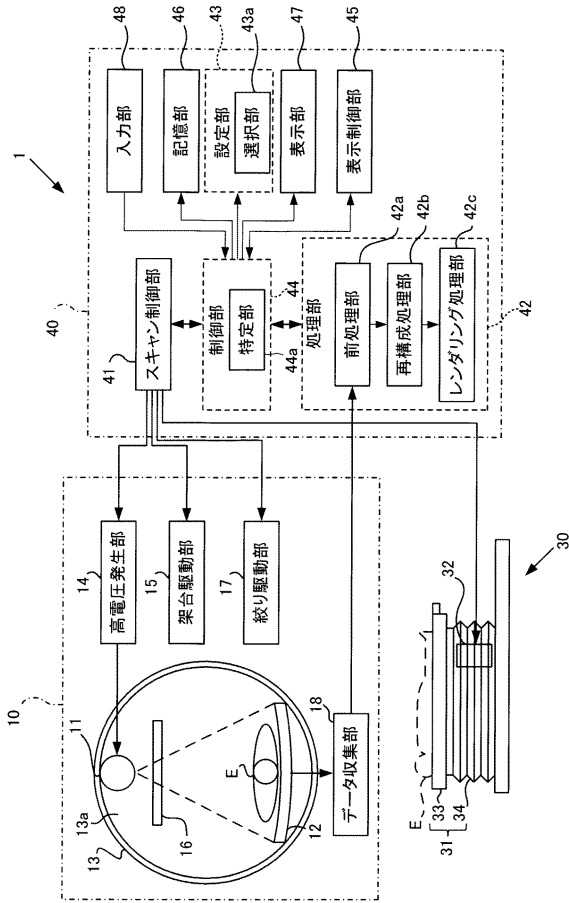
10

【符号の説明】

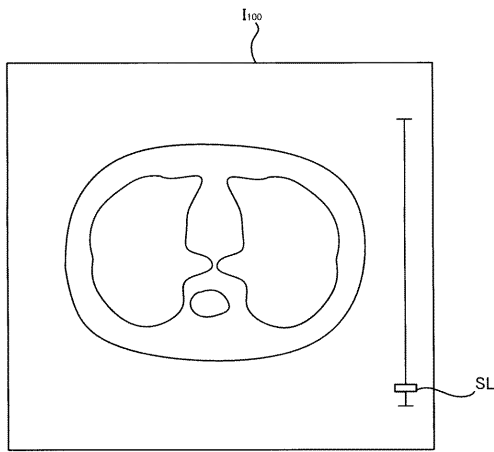
【 0 0 8 3 】

- | | | |
|------|-----------|----|
| 1 | X線CT装置 | |
| 10 | 架台装置 | |
| 11 | X線発生部 | |
| 12 | X線検出部 | |
| 13 | 回転体 | 20 |
| 14 | 高電圧発生部 | |
| 15 | 架台駆動部 | |
| 16 | X線絞り部 | |
| 17 | 絞り駆動部 | |
| 18 | データ収集部 | |
| 30 | 寝台装置 | |
| 32 | 寝台駆動部 | |
| 33 | 寝台天板 | |
| 34 | 基台 | |
| 40 | コンソール装置 | 30 |
| 41 | スキャン制御部 | |
| 42 | 処理部 | |
| 42 a | 前処理部 | |
| 42 b | 再構成処理部 | |
| 42 c | レンダリング処理部 | |
| 43 | 設定部 | |
| 43 a | 選択部 | |
| 44 | 制御部 | |
| 44 a | 特定部 | |
| 45 | 表示制御部 | 40 |
| 46 | 記憶部 | |
| 47 | 表示部 | |
| 48 | 入力部 | |

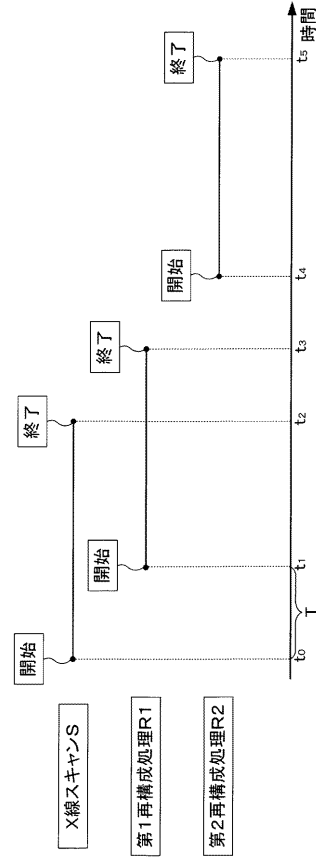
【図1】



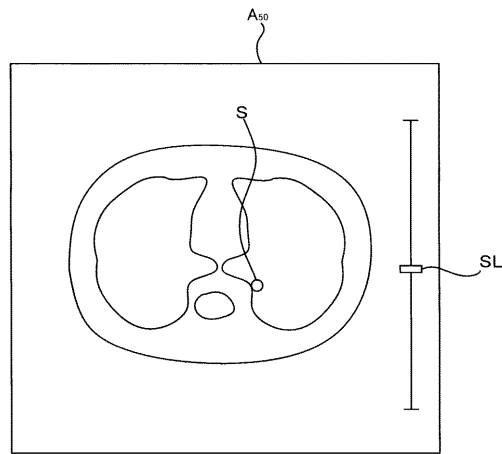
【図3A】



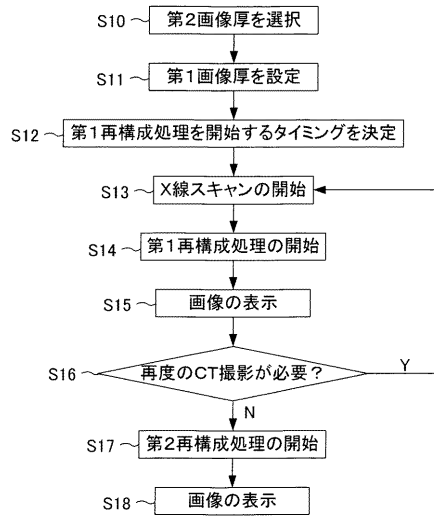
【図2】



【図3B】



【 図 4 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2004-267601(JP,A)
特開2010-131044(JP,A)
特開2007-050264(JP,A)
特開2012-005894(JP,A)
特開2006-087544(JP,A)
特開2010-194297(JP,A)
特開2003-190144(JP,A)
特開2008-061957(JP,A)
特表2005-510279(JP,A)
米国特許出願公開第2007/0172021(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/03