

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5406063号
(P5406063)

(45) 発行日 平成26年2月5日(2014.2.5)

(24) 登録日 平成25年11月8日(2013.11.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 350 U
A 6 1 B 6/03 350 X

請求項の数 7 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2010-15030 (P2010-15030)
 (22) 出願日 平成22年1月27日 (2010.1.27)
 (65) 公開番号 特開2011-152255 (P2011-152255A)
 (43) 公開日 平成23年8月11日 (2011.8.11)
 審査請求日 平成24年12月14日 (2012.12.14)

(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
 (74) 代理人 100096091
 弁理士 井上 誠一
 (72) 発明者 後藤 大雅
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 廣川 浩一
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 高橋 悠
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】再構成演算装置、再構成演算方法、及びX線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定のスキャン軌跡による撮影にて取得したX線投影データに対して逐次近似処理を含む再構成処理を行い、第1画像を生成する第1の再構成手段と、

前記第1画像を順投影することにより順投影データを生成する順投影データ生成手段と、

前記順投影データに対して、所望の再構成条件を設定した解析的な再構成処理を行い、最終画像を再構成する第2の再構成手段と、を備え、

前記順投影データ生成手段は、

前記撮影と比較して、前記第2の再構成手段の再構成処理におけるアーチファクトの混入が少ないスキャン軌跡で、前記第1画像を順投影することを特徴とする再構成演算装置。

【請求項2】

前記順投影データ生成手段は、前記第1画像に対して、単列検出器及びノーマルスキャンによって2次元順投影処理を行い、

前記第2の再構成手段は、前記2次元順投影処理により取得した順投影データに対して、所望の再構成条件にてフィルタ補正2次元逆投影処理を適用することを特徴とする請求項1に記載の再構成演算装置。

【請求項3】

前記順投影データ生成手段は、前記第1画像に対して、前記撮影時よりも少ない列数の

10

20

多列検出器及び低速ならせんスキャンによって3次元順投影処理を行い、

前記第2の再構成手段は、前記3次元順投影処理により取得した順投影データに対して、所望の再構成条件にてフィルタ補正2次元逆投影処理を適用することを特徴とする請求項1に記載の再構成演算装置。

【請求項4】

前記順投影データ生成手段は、前記第1の画像に対して、前記撮影時よりも少ない列数の多列検出器及び低速ならせんスキャンによって3次元順投影処理を行い、

前記第2の再構成手段は、前記3次元順投影処理により取得した順投影データに対して、所望の再構成条件にてフィルタ補正3次元逆投影処理を適用することを特徴とする請求項1に記載の再構成演算装置。

10

【請求項5】

前記再構成条件は、周波数特性条件を含むことを特徴とする請求項1乃至請求項4のうちのいずれか一項に記載の再構成演算装置。

【請求項6】

所定のスキャン軌跡による撮影にて取得したX線投影データに対して逐次近似処理を含む再構成処理を行い、第1画像を生成する第1の再構成ステップと、

前記第1画像を順投影することにより順投影データを生成する順投影データ生成ステップと、

前記順投影データに対して、所望の再構成条件を設定した解析的な再構成処理を行い、最終画像を再構成する第2の再構成ステップと、を含み、

20

前記順投影データ生成ステップにおいて、

前記撮影と比較して、前記第2の再構成手段の再構成処理におけるアーチファクトの混入が少ないスキャン軌跡で、前記第1画像を順投影することを特徴とする再構成演算方法。

【請求項7】

被検体周囲の複数角度方向から被検体に対してX線を照射し、被検体を透過したX線投影データを収集するスキャナと、スキャナにて収集したX線投影データに基づいてX線CT画像を再構成する再構成演算装置と、を備えたX線CT装置であって、

前記再構成演算装置は、

所定のスキャン軌跡による撮影にて取得した前記X線投影データに対して逐次近似処理を含む再構成処理を行い、第1画像を生成する第1の再構成手段と、

30

前記第1画像を順投影することにより順投影データを生成する順投影データ生成手段と、

前記順投影データに対して、所望の再構成条件を設定した解析的な再構成処理を行い、最終画像を再構成する第2の再構成手段と、を備え、

前記順投影データ生成手段は、

前記撮影と比較して、前記第2の再構成手段の再構成処理におけるアーチファクトの混入が少ないスキャン軌跡で、前記第1画像を順投影することを特徴とするX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、逐次近似法を利用したX線CT画像の再構成演算処理に関する。

【背景技術】

【0002】

X線CT装置は、被検体の周囲からX線を照射し、被検体を透過したX線の強度に関するデータをX線検出器にて収集し、収集したデータに基づいて被検体内部のX線吸収係数の分布情報を画像化する装置である。

【0003】

画像の再構成法には、大別して、解析的再構成法と代数的再構成法とがある。これらの画像再構成法のうち解析的再構成法には、例えばフーリエ変換法、フィルタ補正逆投影法

50

(Filtered Back Projection; 以下、FBP法という)、重畠積分法があり、代数的再構成法には、例えばMLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization) 法やOSEM (Ordered Subset Expectation Maximization) 法に代表される逐次近似再構成法がある。このうち、現在実用化されている解析的再構成法は、広いコーン角 (X線ビームのスライス方向への広がり角) を有したマルチスライスCTへ適用すると、再構成アルゴリズムの不完全性によりコーンビームアーチファクトを生じるという問題がある。一方、代数的再構成法は、解析的再構成法と比較して完全性が高いことが知られているが、その反面、再帰的演算を行うために計算時間が長大となる。このため代数的再構成法は、従来は核医学画像の分野では用いられており、X線CT画像の分野では普及していなかった。しかし、逐次近似再構成法 (代数的再構成法) の計算時間についての問題は、近年のコンピュータ技術の発達により解決されつつあり、X線CT装置の画像形成に逐次近似再構成法を用いて画質改善を行うことが特許文献1に開示されている。10

【0004】

特許文献1では、上述のFBP法を用いた画像の再構成処理が行われた後、関心領域 (ROI) について再構成画像の画質を改善するために、後処理としてOSEM法を用いた画質改善処理が行われる。画質改善処理は再投影画像と投影画像とを同一角度で比較した比較画像を作成し、比較画像の標準偏差SDを算出し、この標準偏差SDの大きさによって更に画質改善が必要か否かを判定し、終了条件を満たすまで画質改善の処理を繰り返すものである。20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2006-25868号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上述の特許文献1のように、FBP法による画像の再構成処理後にOSEM法 (逐次近似再構成法) を用いた画質改善処理を行うと、FBP法で用いた再構成フィルタの効果が損なわれてしまう。例えば、医師等の診断には所定の周波数特性を有する画像等が要求される場合もあるが、上述のFBP法で採用した再構成フィルタによって調整した周波数特性は、その後のOSEM法によって損なわれてしまう。30

【0007】

本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであり、医用診断に有効なX線CT画像を、より高速かつより正確に作成することが可能な再構成演算装置、再構成演算方法、及びX線CT装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

前述した目的を達成するために第1の発明は、所定のスキャン軌跡による撮影にて取得したX線投影データに対して逐次近似処理を含む再構成処理を行い、第1画像を生成する第1の再構成手段と、前記第1画像を順投影することにより順投影データを生成する順投影データ生成手段と、前記順投影データに対して、所望の再構成条件を設定した解析的な再構成処理を行い、最終画像を再構成する第2の再構成手段と、を備え、前記順投影データ生成手段は、前記撮影と比較して、前記第2の再構成手段の再構成処理におけるアーチファクトの混入が少ないスキャン軌跡で、前記第1画像を順投影することを特徴とする再構成演算装置である。40

【0009】

第2の発明は、所定のスキャン軌跡による撮影にて取得したX線投影データに対して逐次近似処理を含む再構成処理を行い、第1画像を生成する第1の再構成ステップと、前記第1画像を順投影することにより順投影データを生成する順投影データ生成ステップと、50

前記順投影データに対して、所望の再構成条件を設定した解析的な再構成処理を行い、最終画像を再構成する第2の再構成ステップと、を含み、前記順投影データ生成ステップにおいて、前記撮影と比較して、前記第2の再構成手段の再構成処理におけるアーチファクトの混入が少ないスキャン軌跡で、前記第1画像を順投影することを特徴とする再構成演算方法である。

【0010】

第3の発明は、被検体周囲の複数角度方向から被検体に対してX線を照射し、被検体を透過したX線投影データを収集するスキャナと、スキャナにて収集したX線投影データに基づいてX線CT画像を再構成する再構成演算装置と、を備えたX線CT装置であって、前記再構成演算装置は、所定のスキャン軌跡による撮影にて取得した前記X線投影データに対して逐次近似処理を含む再構成処理を行い、第1画像を生成する第1の再構成手段と、前記第1画像を順投影することにより順投影データを生成する順投影データ生成手段と、前記順投影データに対して、所望の再構成条件を設定した解析的な再構成処理を行い、最終画像を再構成する第2の再構成手段と、を備え、前記順投影データ生成手段は、前記撮影と比較して、前記第2の再構成手段の再構成処理におけるアーチファクトの混入が少ないスキャン軌跡で、前記第1画像を順投影することを特徴とするX線CT装置である。

10

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、医用診断に有効なX線CT画像を、より高速かつ正確に作成することが可能な再構成演算装置、再構成演算方法、及びX線CT装置を提供できる。

20

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】X線CT装置1の全体構成を示す外観図

【図2】X線CT装置1のハードウェアブロック図

【図3】単列検出器205A、多列検出器205Bについての説明図

【図4】ノーマルスキャン、らせんスキャンについての説明図

【図5】本発明の基本的な処理の流れを説明するフローチャート

【図6】再構成演算装置45による第1の再構成処理、順投影、第2の再構成処理を説明する図

30

【図7】本発明の第1実施例を説明するフローチャート

【図8】本発明の第2実施例を説明するフローチャート

【図9】本発明の第3実施例を説明するフローチャート

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、添付図面を参照しながら、本発明の好適な実施形態について詳細に説明する。

【0014】

まず、図1～図2を参照して、本実施の形態のX線CT装置1の構成について説明する。

なお、本実施形態では、X線CT装置1は、被検体全体をカバーするワイドファンビームを照射しつつX線源とX線検出器とが一体となり回転する回転・回転方式(rotate-rotate方式)、電子ビームを電気的に偏向させながらターゲット電極に当てる電子ビーム走査方式(Scanning Electron Beam方式)、その他の方のものがあるが、本発明はいずれの方式のX線CT装置にも適用可能である。

40

【0015】

図1及び図2に示すように、X線CT装置1は、スキャナ2、寝台3、操作ユニット4から構成される。X線CT装置1は、寝台3上に固定された被検体6をスキャナ2の開口部に搬入してスキャンすることにより、被検体周囲の各角度(ビュー)方向からそれぞれ投影データを取得する。

【0016】

スキャナ2は、図2に示すようにX線発生装置(X線源)201、高電圧発生装置22

50

、X線制御装置202、コリメータ203、コリメータ制御装置204、X線検出器205、プリアンプ206、A/Dコンバータ207、回転板24、駆動装置208、駆動伝達系210、スキャナ制御装置23、及び中央制御装置21から構成される。

【0017】

X線発生装置201はX線源であり、高電圧発生装置22から印加・供給される管電圧・管電流に従った強度のX線を被検体6に対して連続的または断続的に照射する。X線制御装置202は、中央制御装置21により決定された管電圧及び管電流に従って、高電圧発生装置22を制御する。

【0018】

コリメータ203は、X線発生装置201から放射されたX線を、例えばコーンビーム（円錐形または角錐形ビーム）状に成形して被検体6に照射させるものであり、コリメータ制御装置204により制御される。被検体6を透過したX線はX線検出器205に入射する。

【0019】

X線検出器205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X線検出素子群をチャネル方向（周回方向）に例えば1000個程度、列方向（体軸方向）に例えば1~320個程度配列したものであり、被検体6を介してX線発生装置201に対向するように配置される。X線検出器205はX線発生装置201から放射されて被検体6を透過したX線を検出し、検出したX線投影データをプリアンプ206にて増幅した後、A/Dコンバータ207に出力する。

【0020】

A/Dコンバータ207は、X線検出器205の個々のX線検出素子により検出され、プリアンプ206により増幅されたX線投影データを収集し、デジタル信号に変換して操作ユニット4の演算装置44に出力する。

【0021】

回転板24には、X線発生装置201、コリメータ203、X線検出器205、プリアンプ206等が搭載される。回転板24は、スキャナ制御装置23によって制御される駆動装置208から、駆動伝達系210を通じて伝達される駆動力によって回転される。

【0022】

中央制御装置21は、CPU(Central Processing Unit)、ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)等により構成される。中央制御装置21は、X線管制御装置202、コリメータ制御装置204、スキャナ制御装置23、操作ユニット4の演算装置44を制御し、また、寝台3内の寝台制御装置301を制御するものである。

【0023】

図1及び図2に示す寝台3は、寝台制御装置301に制御されて、所定の高さ位置、体軸位置、及び体幅位置に移動される。これにより、被検体6がスキャナ2のX線照射空間に搬入及び搬出される。

【0024】

操作ユニット4は、表示装置41、入力装置42、記憶装置43、及び演算装置44から構成される。また演算装置44は、再構成演算装置45及び画像処理装置46から構成される。操作ユニット4はスキャナ2に接続される。表示装置41、入力装置42、記憶装置43、及び演算装置44の各部はスキャナ2内の中央制御装置21により制御される。

【0025】

表示装置41は、液晶パネル、CRTモニタ等のディスプレイ装置と、ディスプレイ装置と連携して表示処理を実行するための論理回路で構成され、演算装置44に接続される。表示装置41は、中央制御装置21及び演算装置44の制御によって演算装置44から出力される再構成画像(X線CT画像)並びに中央制御装置21が取り扱う種々の情報を表示するものである。

10

20

30

40

50

【0026】

入力装置42は、例えば、キーボード、マウス、テンキー等の入力装置、及び各種スイッチボタン等により構成され、操作者によって入力される各種の指示や情報を演算装置44に出力する。演算装置44は、入力装置42から入力された各種指示や情報を中央制御装置21に出力する。操作者は、表示装置41及び入力装置42を使用して対話的にX線CT装置1を操作する。

【0027】

記憶装置43は、ハードディスク等により構成されるものであり、演算装置44に接続される。記憶装置43には、演算装置44から出力された画像や後述する処理に必要なプログラム及び各種データを記憶する。

10

【0028】

演算装置44は、CPU、ROM、RAM等により構成され、中央制御装置21の制御に従って操作ユニット4全体を制御する。

再構成演算装置45は、中央制御装置21の制御によってスキャナ2内のA/Dコンバータ207から出力されたX線投影データを取得し、画像の再構成処理を行う。すなわち、再構成演算装置45は、取得したX線投影データに対して、log変換、キャリブレーション等の前処理を行い、更にX線投影データに対して後述する処理(図5参照)を施すことにより、被検体6のX線CT画像を再構成する。再構成されたX線CT画像は、記憶装置43に記憶されるとともに、表示装置41に表示される。画像処理装置46は、再構成演算装置45によって生成されたX線CT画像に対して、操作者の所望する画像加工処理を施す装置である。

20

【0029】

次に、図3を参照してX線検出器205及びX線ビームについて説明する。

X線検出器205には、図3(a)に示すような単列検出器205Aと、図3(b)に示すような多列検出器205Bとがある。

単列検出器205Aは、回転板24の周回方向に1次元(1列)に検出素子を配列したものであり、1次元検出器、シングルスライスとも呼ばれる。

一方、多列検出器205Bは、回転板24の周回方向及び周回軸方向の2次元に検出素子を配置したものであり、2次元検出器、マルチスライスとも呼ばれる。

30

【0030】

単列検出器205Aを搭載したシングルスライスCT装置では、X線発生装置201から扇状に広がるX線ビームが照射される。また、多列検出器205Bを搭載したマルチスライスCT装置では、多列検出器205Bの列数に応じたコーン角を有する円錐状または角錐状に広がるX線ビームが、X線発生装置201から照射される。

【0031】

次に、図4を参照してスキャン方式について説明する。

X線CT装置1では、寝台3に載せられた被検体6の周りを、回転板24が回転しながらX線照射が行われる。このとき、図4(a)に示すように、回転板24の周回中は寝台3の位置を変えず、X線源201が被検体6の周りを円軌道を描くようにして周回する撮影のことをノーマルスキャンまたはアキシャルスキャンと呼ぶ。一方、図4(b)に示すように、回転板24の周回中に寝台3の位置を体軸(z)方向に移動させ、X線源201が被検体6の周りをらせん軌道を描くように周回する撮影をらせんスキャンまたはヘリカルスキャンという。

40

【0032】

本発明のX線CT装置1のX線検出器205は、図3(b)に示す多列検出器205Bを搭載したマルチスライスCT装置である。被検体6を撮影する際、スキャナ2は多列検出器205Bを用い、図4(a)のノーマルスキャンまたは図4(b)のらせんスキャンにてX線投影データを取得する。また、再構成演算装置45は、後述するようにFBP法等によって解析的に再構成したCT画像に対して順投影(再投影)、逆投影を繰り返すことにより第1画像を生成するが、第1画像の生成後に再度順投影処理を行い、この順投影

50

処理による順投影データを用いて所望の再構成条件にて第2の再構成処理を行う。第1画像の生成の順投影処理では、再構成演算装置45は、単列検出器205Aまたは撮影時よりも少ない列数の多列検出器205Bを仮想的に用いたスキャンを行う。

【0033】

以下、図5のフローチャート及び図6を参照して、X線CT装置1の動作について説明する。

【0034】

本実施の形態のX線CT装置1の中央制御装置21は、被検体6の撮影及び画像再構成を行う際に、図5に示すフローチャートの手順で処理を実行する。すなわち、中央制御装置21は、記憶装置43から当該処理に関するプログラム及びデータを読み出し、このプログラム及びデータに基づいて以下の手順で処理を実行する。10

【0035】

まず、中央制御装置21は、撮影条件及び再構成条件の設定を受け付ける。撮影条件としては、例えば、寝台移動速度、管電流、管電圧、コリメータ条件、らせんピッチ、スライス位置等が挙げられる。また再構成条件としては、再構成FOV、再構成中心位置、再構成ピッチ(スライス厚)、関心領域、再構成画像マトリクスサイズ、再構成フィルタ関数、逐次近似処理の最大反復回数、収束条件等が挙げられる(ステップS1)。

【0036】

操作ユニット4の入力装置42から撮影条件等が入力されると、次に、中央演算装置21は、ステップS1で入力された撮影条件等に基づいて、撮影に必要な制御信号をX線制御装置202、寝台制御装置301、スキャナ制御装置23に送出する。また中央演算装置21は、撮影スタート信号を発し、撮影を開始させる(ステップS2)。20

【0037】

撮影が開始されると、X線制御装置202により高電圧発生装置22に制御信号が送られ、X線発生装置201に高電圧が印加される。X線発生装置201はX線を被検体6にに対して照射する。このとき、スキャナ制御装置23から駆動装置208に制御信号が送られ、X線発生装置201、X線検出器205、プリアンプ206等が被検体6の周りに周回される。一方、寝台制御装置301により被検体6を載せた寝台3は、ノーマルスキャン時は、所定のスライス位置で静止し、らせんスキャン時は所定のらせんピッチで体軸方向に平行移動される。30

【0038】

X線発生装置201から照射されたX線は、コリメータ203により照射領域を制限され、被検体6内の各組織で吸收(減衰)され、被検体6を通過し、X線検出器205で検出される。X線検出器205で検出されたX線は電流に変換され、プリアンプ206で増幅され、A/Dコンバータ207でデジタルデータに変換されて、操作ユニット4の演算装置44へ出力される。演算装置44は取得したデジタルデータに対してlog変換やキャリブレーションを行い、投影データとする。この投影データは再構成演算装置45による再構成演算の対象となる。

【0039】

再構成演算装置45は、投影データを取得すると、まず、第1の再構成処理を行い、第1の再構成画像(以下、第1画像という)を得る(ステップS3)。40

この第1の再構成処理において、再構成演算装置45は逐次近似法を含む再構成処理を行う。すなわち、再構成演算装置45は、投影データに対して所定の初期画像を与えて逐次近似法による再構成処理を開始するか、或いは、演算処理の高速化のために、投影データに対して予め解析的再構成法により初期画像を再構成し、この初期画像のノイズやアーチファクトを確認した上で、逐次近似法による再構成処理を開始する。

【0040】

初期画像を得るための解析的再構成法としては、ラドン変換法、フーリエ変換法、フィルタ補正逆投影法(FBP法)等、どの方法を用いてもよいが、64列程度のX線検出器205を有するマルチスライスCT装置の場合には、例えばWeighted Field

k a m p 法をベースとしたフィルタ補正 3 D 逆投影処理、或いはこれを改良した処理が好適である。Weighted Field k a m p 法をベースとしたフィルタ補正 3 D 逆投影処理を採用した場合には、コーン角を考慮した再構成処理が行われるため、逐次近似処理の収束までの繰り返し回数が少なくなり、演算時間を短縮できる。また、初期画像として、一定値画像を用いてもよい。ただし、一定値画像を用いる場合は、投影データに対する尤度が低い場合が多いので、逐次近似処理の収束が遅くなり演算時間が長大となってしまう。このため、ステップ S 3 の処理の高速化の観点からは、できるだけ投影データに対する尤度の高い初期画像を採用することが望ましい。

【 0 0 4 1 】

図 6 を参照して、ここまで流れを説明する。図 6 (a) は、逐次近似処理において画像データを修正する方式であり、図 6 (b) は、逐次近似処理において投影データを修正する方式である。

【 0 0 4 2 】

図 6 (a) に示す画像データを修正する方式では、再構成演算装置 4 5 は、ステップ S 1 ~ ステップ S 2 で得た投影データ 6 1 に基づいて、画像を再構成する。例えば、投影データ 6 1 に対して F B P 法によって再構成画像 6 2 を算出し、これを初期画像として逐次近似処理 6 3 を行う。逐次近似処理 6 3 では、F B P 再構成画像 6 2 を再投影処理して再投影データ 6 4 を取得し、投影データ 6 1 と再投影データ 6 4 とから修正成分投影データ 6 5 を推定し、推定された修正成分投影データ 6 5 を再構成して修正成分画像 6 6 を生成し、再投影処理に使用した再構成画像 6 2 を修正して補正後画像 (第 1 画像 6 7) を取得する。以上の再投影処理 再構成処理 画像修正処理を繰り返し実行し、収束条件を満たした場合は逐次近似処理 6 3 を終了して補正後画像 (第 1 画像 6 7) を得る。

【 0 0 4 3 】

また、図 6 (b) に示す投影データを更新する方式では、再構成演算装置 4 5 は、ステップ S 1 ~ ステップ S 2 で得た投影データ 7 1 (図 6 (a) の投影データ 6 1 と同じもの) に基づいて、F B P 再構成画像 7 2 (図 6 (a) の F B P 再構成画像 6 2 と同じもの) を算出した後、更に逐次近似処理 7 3 を行う。逐次近似処理 7 3 では、F B P 再構成画像 7 2 を再投影処理して再投影データ 7 4 を取得し、投影データ 7 1 と再投影データ 7 4 とから修正成分投影データ 7 5 を推定し、再投影処理によって得られた再投影データ 7 4 を修正成分投影データ 7 5 により修正して修正後投影データ 7 6 を生成し、これを再構成して補正後画像 (第 1 画像 7 7) を取得する。以上の再投影処理 投影データ修正処理 再構成処理を繰り返し実行し、収束条件を満たした場合は逐次近似処理 7 3 を終了して補正後画像 (第 1 画像 7 7) を得る。

【 0 0 4 4 】

逐次近似処理 6 3 , 7 3 としては、ML (最尤推定 : Maximum Likelihood 法) 、MAP (事後最大確率 : Maximum a Posteriori 法) 、WLS (重み付き最小自乗 : Weighted Least Squares 法) 、PWLS (罰則つき重み付け最小自乗法 : Penalized Weighted Least Squares 法) 、SIRT (Simultaneous Reconstruction Technique) 法といった公知の手法を用いればよい。また、これらの逐次近似処理に OS (Ordered Subset) や SPS (Separable Paraboloidal Surrogate) 等の高速化手法を適用してもよい。

【 0 0 4 5 】

以上のようにして、第 1 の再構成処理 (ステップ S 3) が終了すると、コーンビームアーチファクトやノイズ等が除去された第 1 画像 6 7 , 7 7 が得られる。例えばステップ S 2 (撮影) において、64 列マルチスライス CT 装置によって、らせんピッチ 80 度の高速らせんスキャン、またはスライス厚 0.625 mm 程度のノーマルスキャンによる撮影が行われ、投影データ 6 1 , 7 1 を得たものとする。この場合、上述の F B P 再構成画像 6 2 , 7 2 にはコーンビームアーチファクトが生じてしまう。こうしたコーンビームアーチファクトは上述の逐次近似処理 6 3 , 7 3 によって除去される。

10

20

30

40

50

【0046】

逐次近似処理 63, 73 によって得た第1画像 67, 77 は、コーンビームアーチファクト等が除去され画質は向上しているが、逐次近似処理では実投影データを元に修正データを推定しているので、再構成フィルタ、再構成FOV、再構成中心等、予め設定した再構成条件の影響を得られない。

【0047】

そこで、再構成演算装置 45 は、第2の再構成処理を実行し、第1画像 67, 77 の画質を保ちつつ、所望の再構成条件を適用した解析的再構成処理によって最終画像を生成する。

この第2の再構成処理は、画質が向上した第1画像 67, 77 の順投影データ 68, 78 に対して行われる。 10

【0048】

すなわち、再構成演算装置 45 は、ステップ S3 によって得られた第1画像 67, 77 に対して順投影処理を行う。この順投影処理では、ステップ S2 の撮影におけるスキャン軌跡と比較して、アーチファクトの混入の少ないスキャン軌跡にて仮想的なスキャンが行われる（ステップ S4）。

【0049】

ここで、アーチファクトの混入の少ないスキャン軌跡について説明する。アーチファクトは、順投影データ 68, 78 を再構成した画像（第2の再構成処理後に得られる最終画像 69, 79）に顕現する。従って、ここで生成する順投影データ 68, 78 は、最終画像 69, 79 にアーチファクトを極力含まないように生成されればよい。 20

【0050】

最終画像 69, 79 にアーチファクトを含まないようにするには、コーン角の狭い検出器 205 及びスキャン方式を用いた順投影処理を行えばよい。また、得られた順投影データ 68, 78 に対して適した再構成処理を組み合わせることが好ましい。

【0051】

すなわち、順投影処理において使用する仮想的な検出器は、単列検出器 205A（シングルスライス）とするか、或いは撮影時に使用した X 線検出器（例えば、64列）よりも列数の少ない多列検出器 205B（例えば、4列～16列程度）を使用することが望ましい。また、再構成する画像に関連するデータ数が多い方が画質が向上するので、スキャンの方式は、単列検出器 205A（シングルスライス）の場合はノーマルスキャン、多列検出器 205B の場合は低速ならせんスキャンとすることが望ましい。特に、従来のシングルスライス CT 装置で行われていた、フィルタ補正 2D 再構成法は、数学的に厳密な解（正確な解）を得られることが知られている。 30

【0052】

従って、具体的には、後述の実施例（1）のように、順投影処理を単列検出器 205A（シングルスライス）を用いたノーマルスキャン（2次元順投影）とし、これにより得られた順投影データ 68, 78 に対してフィルタ補正 2D 再構成法を適用すれば、正確な解（最終画像 69, 79）を得られる。また、演算速度も高速である。

【0053】

また、近似的な解であっても、後述の実施例（2）及び（3）のように、より少ない列数の多列検出器 205B を用いればコーン角を小さくでき、より低速のらせんスキャン（すなわち、体軸方向に密なスキャン）であれば、再構成演算に用いる順投影データをより多く得ることができる。 40

【0054】

上述の順投影処理及び第2の再構成処理の具体的な例として、まず実施例（1）を図7に示す。

図7の実施例（1）では、再構成演算装置 45 は、上述のステップ S1～ステップ S3 と同様に、撮影条件の設定（ステップ S11）、撮影条件に従った撮影（ステップ S12）、撮影により得た投影データに基づくフィルタ補正 3D 逆投影処理（ステップ S13）

、ステップ S 1 3 によって得た初期画像に基づく逐次近似処理（ステップ S 1 4）を行う。

【 0 0 5 5 】

次に再構成演算装置 4 5 は、ステップ S 1 4 により得た第 1 画像 6 7, 7 7 に対して、2 D 順投影処理を行う。2 D 順投影処理とは、シングルスライス（単列検出器）かつノーマルスキャンによる順投影である（ステップ S 1 5）。

【 0 0 5 6 】

この場合は、第 2 の再構成処理においてフィルタ補正 2 D 逆投影処理を使用できる（ステップ S 1 6）。フィルタ補正 2 D 逆投影処理を採用することにより、順投影データ 6 8, 7 8 と再構成画像（最終画像 6 9, 7 9）とに矛盾が生じない正確な解が得られる。また、フィルタ補正 2 D 逆投影処理の再構成フィルタとして、所望の周波数特性を有するものを適用したり、所望の F O V で再構成したりするようにすれば、ステップ S 1 4 で生成した第 1 画像 6 7, 7 7 とは異なる、診断に有効な最終画像 6 9, 7 9 を生成できる。10

【 0 0 5 7 】

例えば、撮影部位が頭部である場合には、被検体サイズが小さく、また小さな病変を識別したいため、より高周波成分を強調した再構成フィルタを使用して分解能の高い画像を生成すればよい。また、撮影部位が腹部である場合には、被写体サイズが大きいため、ノイズを低減する目的で高周波成分を抑制したフィルタを使用すればよい。

従って、実施例（1）によれば、逐次近似処理によって画質を向上させた第 1 画像 6 7, 7 7 の順投影データ 6 8, 7 8 に対して正確で、かつ診断に有効な特性を持つ解（最終画像 6 9, 7 9）を得ることが可能となる。20

【 0 0 5 8 】

また、上述の順投影処理及び第 2 の再構成処理の実施例（2）を図 8 に示す。

図 8 の実施例（2）では、再構成演算装置 4 5 は、上述のステップ S 1 ~ ステップ S 3 と同様に、撮影条件の設定（ステップ S 2 1）、撮影条件に従った撮影（ステップ S 2 2）、撮影により得た投影データに基づくフィルタ補正 3 D 逆投影処理（ステップ S 2 3）、ステップ S 2 3 によって得た初期画像に基づく逐次近似処理（ステップ S 2 4）を行う。

【 0 0 5 9 】

次に再構成演算装置 4 5 は、ステップ S 2 4 により得た第 1 画像 6 7, 7 7 に対して、3 D 順投影処理を行う。3 D 順投影処理とは、複数列スライス（多列検出器）かつらせんスキャンによる順投影である（ステップ S 2 5）。この実施例（2）では、例えば、列数を 4 列程度、らせんピッチを 5 程度とする。30

【 0 0 6 0 】

この場合は、第 2 の再構成処理においてらせん補正フィルタ補正 2 D 再構成処理を使用できる（ステップ S 2 6）。

実施例（1）の場合と比較して、順投影処理時の検出器の列数が複数であるため、コーン角が生じてしまい近似的な解となるが、第 1 画像 6 7, 7 7 より画質がよく、所望の再構成条件を適用した最終画像 6 9, 7 9 を取得できる。また、再構成処理が 2 次元であるため、演算時間は実施例（1）と同程度に高速に行える。特に、再構成ピッチ（スライス厚；画像平面の体軸方向の間隔）を狭くする場合には、実施例（1）よりも高速な演算を行える。また、実施例（1）と同様に、ステップ S 2 6 の 2 D 再構成処理時に所望の再構成条件（周波数特性等）を設定したりできるため、ステップ S 2 4 で生成した第 1 画像 6 7, 7 7 とは異なる、診断に有効な最終画像 6 9, 7 9 を生成できる。40

【 0 0 6 1 】

また、上述の順投影処理及び第 2 の再構成処理の実施例（3）を図 9 に示す。

図 9 の実施例（3）では、再構成演算装置 4 5 は、上述のステップ S 1 ~ ステップ S 3 と同様に、撮影条件の設定（ステップ S 3 1）、撮影条件に従った撮影（ステップ S 3 2）、撮影により得た投影データに基づくフィルタ補正 3 D 逆投影処理（ステップ S 3 3）、ステップ S 3 3 によって得た初期画像に基づく逐次近似処理（ステップ S 3 4）を行う

。

【0062】

次に再構成演算装置45は、ステップS34により得た第1画像67,77に対して、3D順投影処理を行う。この実施例(3)では、例えば、列数を16列程度、らせんピッチは20程度とする。

【0063】

この場合は、後述する第2の再構成処理において、Weighted Feldkamp法をベースとした重み付きフィルタ補正3D再構成処理を使用できる(ステップS36)。

第2の再構成処理を3次元とすることで、演算時間は実施例(1)及び(2)よりも低速となるが、1画像を生成するために参照するデータ数が多くなるため、実施例(2)により得られる最終画像69,79より良好な画質となる。また、実施例(1)、(2)と同様に、ステップS36の3D再構成処理時に所望の撮影条件(周波数特性等)にて再構成できるため、ステップS34で生成した第1画像67,77とは異なる、診断に有効な画像を生成できる。

10

【0064】

なお、本実施の形態の手順での再構成処理は、撮影した全ての画像に対して適用せずともよく、より詳細に診察したい部位を含む画像や、フィルミング(露光記録)される画像に対してのみ適用するようにしてもよい。この場合は、詳細に診察したい部位を含む画像等については画質向上を優先し、他の画像については演算処理速度を優先する等、診断を行う医師等にとって効率の良い画像生成を行える。

20

【0065】

以上説明したように、本発明のX線CT装置1は、多列検出器及び所定のスキャン軌跡を用いた撮影により取得された投影データを使用して逐次近似処理を含む第1の再構成処理によって第1画像67,77を生成する。その後、生成した第1画像67,77に対して、撮影と比較してアーチファクトの混入の少ないスキャン軌跡にて順投影を行う。そして、その順投影データ68,78に基づいて、例えば所望の周波数条件等の撮影条件を設定して、解析的手法による第2の再構成処理を行って、最終画像69,79を生成する。

【0066】

従って、多列・高速スキャンでの撮影により得た投影データに対する逐次近似処理の適用(第1の再構成処理)により、患者に負担の少ない撮影を行いつつ、ノイズやコーンビームアーチファクトを低減した良好な画像を生成できる。このような高画質な画像を基に診断に有効な画像を再び再構成するために、撮影時よりもアーチファクトの混入の少ないスキャン軌跡で順投影処理を行うことにより画質劣化を抑え、得られた順投影データに対して所望の再構成条件を適用して解析的手法による第2の再構成処理を施す。そのため、所望の特徴(周波数特性、再構成FOV等)を表現した診断に有効な画像を良好な画質で生成できる。

30

【0067】

特に、順投影処理時のスキャンに、2次元順投影処理(単列検出器を用いたノーマルスキャン)を採用する場合には、完全なアルゴリズムであるフィルタ補正2D逆投影法を用いて、正確かつ高速に所望の特性を有する最終画像を得ることが可能となる。

40

【0068】

また、順投影処理時のスキャンに、撮影時よりも列数の少ない多列検出器を用い、撮影時よりも低速のらせんスキャン(3次元順投影処理)を採用する場合には、列幅やらせんピッチに応じて適したフィルタ補正再構成処理を用いた再構成処理を行うことが可能となる。例えば、フィルタ補正2D再構成処理を行えば、高速に演算を行うことが可能となり、フィルタ補正3D再構成処理を行えば、画質を向上できる。

【0069】

なお、上述の実施の形態では、順投影処理のスキャン軌跡の様として、ノーマルスキャンやらせんスキャンとしたが、これに限定されず、ノーマルスキャンとラインスキャン

50

の組み合わせ等、複数態様のスキャンの組み合わせとしてもよい。いずれのスキャンまたはその組み合わせであっても、コーン角が小さく、再構成画像に関連するデータ数が多くなるような順投影を行う。

また第2の再構成処理は、フィルタ補正逆投影法に限定されず、フーリエ再構成法等のフィルタ重畠型再構成法を用いてもよい。

【0070】

以上、本発明に係る再構成演算装置、再構成演算方法、及びX線CT装置の好適な実施形態について説明したが、本発明は、上述の実施形態に限定されるものではない。例えば、上述の実施の形態では、ガントリータイプのX線CT装置について説明したがCアーム型のX線CT装置でもよい。また、当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【符号の説明】

【0071】

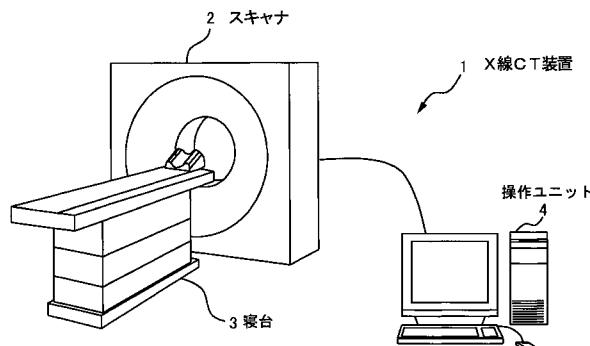
| | | | | | | |
|---------|---|---|---|---|---|-------------|
| 1 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | X線CT装置 |
| 2 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | スキャナ |
| 2 1 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | 中央制御装置 |
| 2 0 1 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | X線発生装置(X線源) |
| 2 0 5 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | X線検出器 |
| 3 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | 寝台 |
| 4 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | 操作ユニット |
| 4 1 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | 表示装置 |
| 4 2 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | 操作装置 |
| 4 3 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | 記憶装置 |
| 4 4 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | 演算装置 |
| 4 5 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | 再構成演算装置 |
| 4 6 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | 画像処理装置 |
| 6 | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | 被検体 |
| 2 0 5 A | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | 単列検出器 |
| 2 0 5 B | ・ | ・ | ・ | ・ | ・ | 多列検出器 |

10

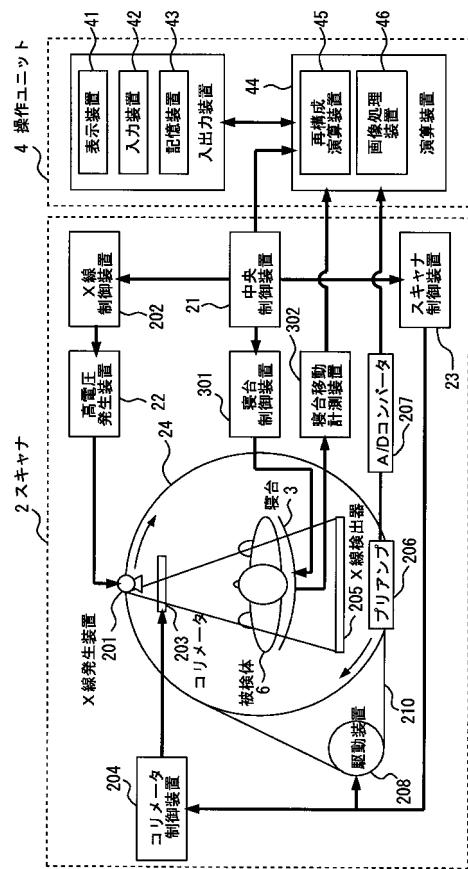
20

30

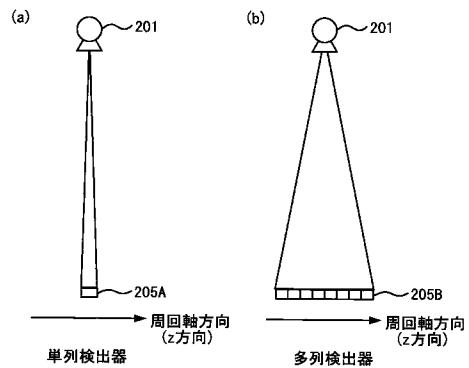
【図1】



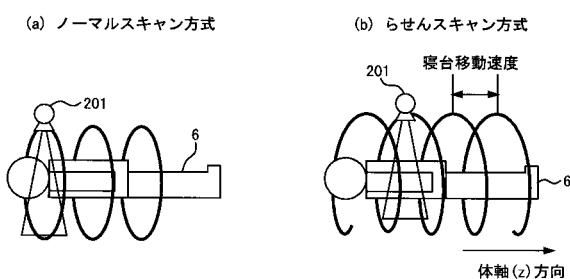
【図2】



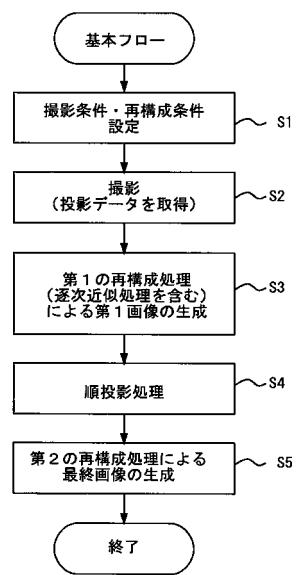
【図3】



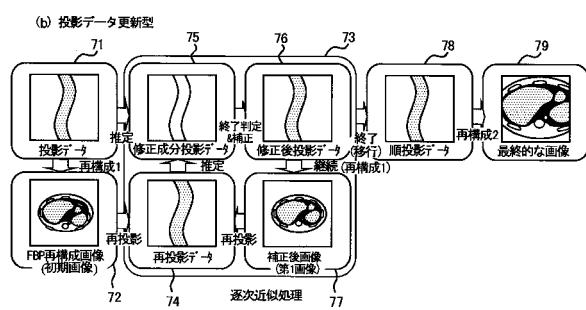
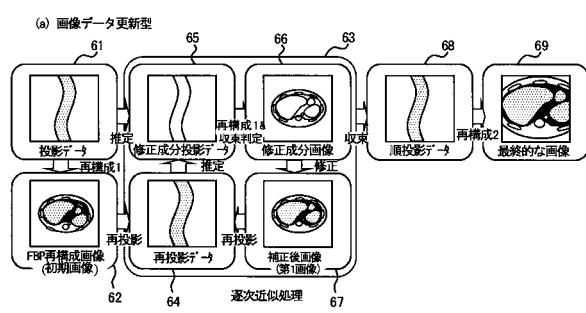
【図4】



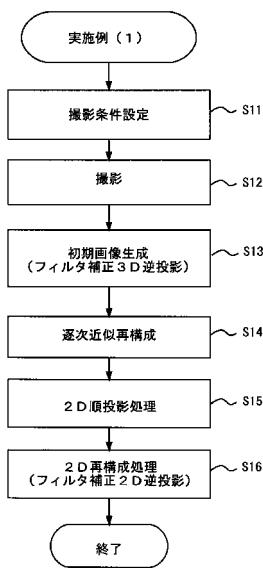
【図5】



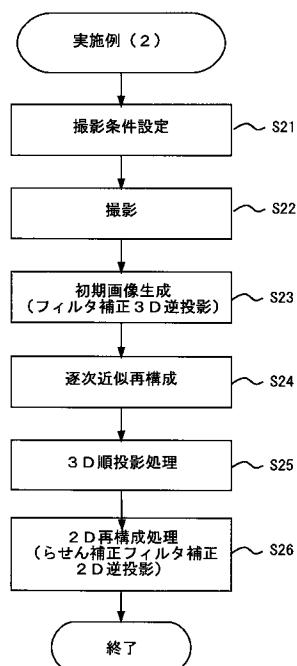
【図6】



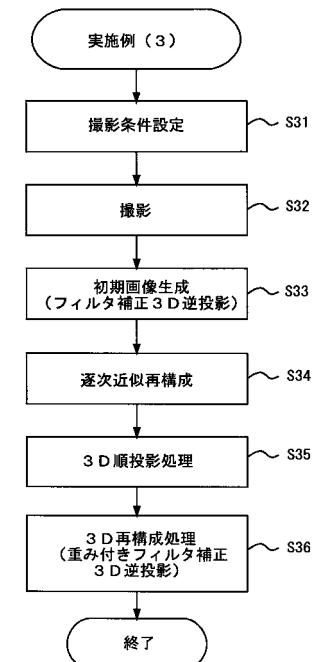
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開2001-286463(JP,A)

特開平05-192325(JP,A)

特開平08-117221(JP,A)

特開2006-025868(JP,A)

特開昭58-206726(JP,A)

特表2003-529423(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 03