

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2012 年 4 月 19 日(19.04.2012)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/050149 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2011/073473

(22) 国際出願日: 2011 年 10 月 13 日(13.10.2011)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2010-231840 2010 年 10 月 14 日(14.10.2010) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 高橋 悠 (TAKAHASHI, Hisashi) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社 日立メディコ内 Tokyo (JP). 後藤 大雅 (GOTO, Taiga) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 廣川 浩一 (HIROKAWA, Koichi) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目

1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

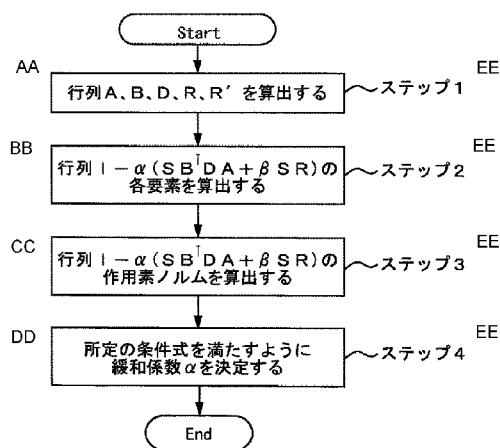
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: X-RAY CT APPARATUS AND IMAGE RECONSTRUCTION METHOD

(54) 発明の名称: X線CT装置及び画像再構成方法

[図8]



AA CALCULATE MATRICES A, B, D, R, R'
BB CALCULATE EACH ELEMENT OF MATRIX $I - \alpha (SB^T DA + \beta SR)$
CC CALCULATE THE OPERATOR NORM FOR MATRIX $I - \alpha (SB^T DA + \beta SR)$
DD DETERMINE THE RELAXATION FACTOR α SO AS TO SATISFY THE PRESCRIBED CONDITIONAL EXPRESSION
EE STEP

(57) Abstract: In order to provide an X-ray CT apparatus and the like, which reconstruct images using an iterative approximation method that converges stably and can be performed at high speed, the computing unit (5) of the X-ray CT apparatus (1) calculates matrices A, B, D, R and R' on the basis of radiography conditions input from the input unit (6) (Step 1). Next, the computing unit (5) calculates each element of the matrix $I - \alpha (SB^T DA + \beta SR)$ (Step 2). Then, the computing unit (5) calculates the operator norm for the matrix $I - \alpha (SB^T DA + \beta SR)$ $\|I - \alpha (SB^T DA + \beta SR)\|$ (Step 3). Then, the computing unit (5) determines the relaxation factor α so as to satisfy the prescribed conditional expression (Step 4).

(57) 要約: 安定に収束し、かつ高速に実行可能な逐次近似法によって画像を再構成する X 線 CT 装置等を提供するために、X 線 CT 装置 1 の演算装置 5 は、入力装置 6 から入力される撮影条件に基づいて、行列 A、B、D、R、R' を算出する (ステップ 1)。次に、演算装置 5 は、行列 $I - \alpha (SB^T DA + \beta SR)$ の各要素を算出する (ステップ 2)。次に、演算装置 5 は、行列 $I - \alpha (SB^T DA + \beta SR)$ の作用素ノルム $\|I - \alpha (SB^T DA + \beta SR)\|$ を算出する (ステップ 3)。そして、演算装置 5 は、所定の条件式を満たすように、緩和係数 α を決定する (ステップ 4)。



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： X線CT装置及び画像再構成方法

技術分野

[0001] 本発明は、逐次近似法によって画像を再構成するX線CT装置等に関するものである。

背景技術

[0002] X線CT装置は、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)状の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再構成することにより被検体の断層像を得る装置である。

[0003] X線CT装置における画像再構成法は、解析法と逐次近似法に大別される。解析法は、投影切断面定理に基づき解析的に問題を解く方法である。逐次近似法は、投影データ取得に至る観測系を数学的にモデル化し、数学モデルに基づいて反復法により最良の画像を推定する方法である。

[0004] 両者を比較すると、解析法の利点としては、実投影データから直接的に再構成画像が得られるため、計算量が圧倒的に少ないことが挙げられる。一方、逐次近似法の利点としては、投影データの取得に至る物理的過程および実投影データに含まれる統計的な揺らぎをそれぞれ数学モデルや統計モデルとして考慮できるため、解析法において発生するアーチファクト(コーンビームアーチファクトなど)や画像上の量子ノイズを低減できることが挙げられる。

[0005] 従来、マルチスライスCTにおける画像再構成法としては、計算量が少ないことを採用理由として、解析法であるFeldkamp法、またはFeldkamp法を改良した手法が主に用いられている。しかし、近年のコンピュータの高性能化に伴い、逐次近似法も実用化が検討され始めている。

[0006] 逐次近似法は、画像の評価指標を事前に設定しておき、評価指標を数値化した評価値が最大値もしくは最小値をとるように画像を逐次更新する方法である。評価指標としては、更新の過程において画像を投影データに変換した

順投影データと実投影データ間の矛盾や確率的な尤もらしさなどが用いられ、評価値を算出するための関数は評価関数と呼ばれる。

[0007] 非特許文献1では、罰則付き加重二乗誤差関数を評価関数として用いる逐次近似法が提案されている。これまでに提案されている手法としては、非特許文献1において提案されているように、順投影処理と逆投影処理とで互いに転置の関係にある行列を作用させることが一般的である。

[0008] 一方、少数ではあるが、順投影処理と逆投影処理とで互いに転置の関係ではない行列を作用させる逐次近似法も提案されている。非特許文献2では、ビュー方向重みを逆投影処理に適用して逐次更新を行う手法が提案されている。

[0009] 以降では、ビュー方向重みを使用する逆投影処理を「ビュー方向重み付き逆投影処理」と呼ぶことにする。

[0010] ビュー方向重み付き逆投影処理自体は、非特許文献3に提案されており、解析法において使用されている技術である。ビュー方向重み付き逆投影処理は、次のような利点を持つ。

(1) 投影データの冗長性を排除できる。

(2) 時間分解能を向上できる。

[0011] 順投影処理と逆投影処理とで互いに転置の関係ではない行列を作用させる場合、逐次更新を行うための更新式には、逐次近似法の収束の速度と安定性に関わる緩和係数が含まれる。逐次近似法が安定に収束するためには、緩和係数を特定の範囲に設定する必要がある。

[0012] 非特許文献2では、緩和係数を経験的に決定すると記載されている。一方、非特許文献4では、ベキ乗法を用いて緩和係数を算出する手法が提案されている。ベキ乗法は、任意の行列の最大固有値を求める反復解法である。

[0013] ところで、高速な寝台移動速度によってらせんスキャンを行った場合、列方向の実投影データが不足し、逐次近似法により画像が得られる領域が制限される問題がある。

[0014] この問題に対して、特許文献1では、解析法において、実投影データを拡張

して仮想列データおよび仮想チャネルデータを作成した後、逆投影処理を行う手法が記載されている。仮に、特許文献1の手法を逐次近似法に応用することができれば、領域の制限を緩和することができる。

[0015] 以降では、特許文献1の手法のように、実投影データを拡張して仮想列データおよび仮想チャネルデータを作成する処理を「データ拡張型逆投影処理」と呼ぶことにする。

先行技術文献

特許文献

[0016] 特許文献1：特開2009-90139号公報

非特許文献

[0017] 非特許文献1：H. Erdogan et. al., “Ordered subsets algorithms for transmission tomography,” Phys. Med. Biol., Vol.44, pp.2835-2851, 1999

非特許文献2：J. Sunnegardh, “Combining analytical and iterative reconstruction in helicalcone-beam CT,” Linkoping Studies in Science and Technology Thesis No. 1301, 2007

非特許文献3：S. Wesarg et. al., “Parker weights revisited,” Med. Phys. Vol.29, No.3, pp372-378, March 2002

非特許文献4：G. L. Zeng and G. T. Gullberg, “Unmatched projector/backprojector pairs in an iterative reconstruction algorithm,” IEEE. Trans. Med. Imag, Vol.19, No.5, pp548-555, May 2000

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0018] 従来技術によって解決されておらず、本発明が解決しようとする課題は、以下の通りである。

[0019] X線CT装置のスキャン撮影では、X線管とX線検出器を回転させながらデータを収集していくため、実投影データのビュー方向において撮影時間差が生じる。そのため、スキャン中に被検体が動いた場合、ビュー方向に位置情報が

異なる実投影データが収集されることになる。このようなデータに対して、順投影処理と逆投影処理とで互いに転置の関係にある行列を用いて逐次近似法を行った場合、被検体の動きによる矛盾を反映した画像が最適な画像として再構成される。その結果、得られる画像には、動きに起因した画質劣化を伴うことから、何らかの補正方法が必要である。

[0020] 非特許文献2の手法のように、逐次近似法にてビュー方向重み付き逆投影処理を使用することによって、被検体の動きに起因する画質の劣化を低減することはできる。しかし、非特許文献2の手法では、操作者が経験的に緩和係数を決定することに起因する問題がある。

[0021] 逐次近似法が収束するための緩和係数の十分条件は、撮影条件としての寝台送り速度や撮影F0V(Field Of View)等に依存して変化する。これらの多数の撮影条件に応じて、操作者が経験的に緩和係数を決定することは非常に煩雑であり、時間がかかる。

[0022] また、一般に、緩和係数を小さな値に設定すると、更新行列の性質により、撮影条件に因らず、逐次近似処理の収束条件は満たす。しかし、緩和係数をあまりに小さな値に設定してしまうと、逐次近似処理の収束が遅くなり、再構成される画像の画質も劣化する。

[0023] また、非特許文献4の手法のように、ベキ乗法を使用して緩和係数を決定する場合、撮影条件に応じて緩和係数を自動的に算出するため、逐次近似法自体は安定に収束する。しかし、X線CT装置の画像再構成に使用する画像と実投影データの次元数が膨大であるため、非特許文献4の手法では、大規模な行列演算を逐次計算する必要が生じ、計算時間が増大する。

[0024] 更に、特許文献1の手法のデータ拡張型逆投影処理を、逐次近似法の逆投影処理に適用した場合、順投影処理と逆投影処理とで互いに転置の関係ではない行列を逆投影処理において作用させることになる。そうすると、非特許文献2及び非特許文献4と同様、緩和係数に最適な値を設定する必要がある。すなわち、緩和係数を最適な値に設定しなければ、計算時間が増大するという課題が残る。

[0025] 本発明は、前述した問題点に鑑みてなされたもので、第1の目的は、安定に収束し、かつ高速に実行可能な逐次近似法によって画像を再構成するX線CT装置等を提供することである。第2の目的は、体動のあるデータに対し逐次近似法を適用した場合の画質劣化を抑制できるX線CT装置等を提供することである。第3の目的は、寝台移動速度が高速のらせんスキャン時またはアキシャルスキャン時においてデータ欠損が生ずる撮影条件において、逐次近似法を適用した場合の画質劣化を抑制できるX線CT装置等を提供することである。

課題を解決するための手段

[0026] 前述した目的を達成するために第1の発明は、順投影処理と逆投影処理とで互いに転置ではない行列を作用させる逐次近似法によって被写体の断層像を再構成するX線CT装置であって、撮影条件に基づいて前記被写体の実投影データを取得する撮影部と、前記撮影条件、及び、計算の収束性を定める緩和係数を含む前記逐次近似法の更新式を用いて、前記実投影データに対する逐次近似を行うことによって前記断層像を再構成する演算部と、を具備し、前記緩和係数は、前記撮影条件に基づいて解析的に算出されることを特徴とするX線CT装置である。

[0027] 第2の発明は、順投影処理と逆投影処理とで互いに転置ではない行列を作用させる逐次近似法によって被写体の断層像を再構成する画像再構成方法であって、撮影条件に基づいて前記被写体の実投影データを取得するステップと、前記撮影条件、及び、計算の収束性を定める緩和係数を含む前記逐次近似法の更新式を用いて、前記実投影データに対する逐次近似を行うことによって前記断層像を再構成するステップと、を含み、前記緩和係数は、前記撮影条件に基づいて解析的に算出されることを特徴とする画像再構成方法である。

発明の効果

[0028] 本発明により、安定に収束し、かつ高速に実行可能な逐次近似法によって画像を再構成するX線CT装置等を提供することができる。また、体動のあるデータに対し逐次近似法を適用した場合の画質劣化を抑制できるX線CT装置等を

提供することができる。また、寝台移動速度が高速のらせんスキャン時またはアキシャルスキャン時においてデータ欠損が生ずる撮影条件において、逐次近似法を適用した場合の画質劣化を抑制できるX線CT装置等を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0029] [図1]X線CT装置1の全体外観図

[図2]X線CT装置1の構成図

[図3]アキシャルスキャンとらせんスキャンを説明する為の図

[図4]scanF0V41を説明する為の図

[図5]寝台移動速度の違いによるscanF0V41の違いを説明する為の図

[図6]注目ビューと対向位相ビューの相関を説明する為の図

[図7]ビュー方向重みを説明する為の図

[図8]緩和係数の算出処理を示すフローチャート

[図9]拡張scanF0Vを説明する為の図

[図10]データ拡張型逆投影処理を示すフローチャート

[図11]拡張列数の算出処理を説明する為の図

[図12]FOMサイズを説明する為の図

発明を実施するための形態

[0030] 以下図面に基づいて、本発明の実施形態を詳細に説明する。最初に、図1～図3を参照しながら、全ての実施形態に共通するX線CT装置1の構成及びX線CT装置1による処理を説明する。

[0031] 図1に示すように、X線CT装置1は、X線管11や検出器12が搭載されるスキャナ2(撮影部)、被検体10を載置する寝台4、検出器12から得られるデータの処理を行う演算装置5(演算部)、マウス、トラックボール、キーボード、タッチパネルなどの入力装置6、及び再構成画像などを表示する表示装置7などを含む。

[0032] 操作者は、入力装置6を介して、撮影条件や再構成パラメータなどを入力する。撮影条件は、例えば、寝台送り速度、管電流、管電圧、スライス位置な

どである。また、再構成パラメータは、例えば、関心領域、再構成画像サイズ、逆投影位相幅、再構成フィルタ関数などである。

[0033] 図2に示すように、X線CT装置1は、大きく分けて、スキャナ2、操作ユニット3、寝台4から構成される。

[0034] スキャナ2は、X線管11(X線発生装置)、検出器12、コリメータ13、駆動装置14、中央制御装置15、X線制御装置16、高電圧発生装置17、スキャナ制御装置18、寝台制御装置19、寝台移動計測装置20、コリメータ制御装置21、プリアンプ22、A/Dコンバータ23などから構成されている。

[0035] 中央制御装置15は、操作ユニット3における入力装置6から撮影条件や再構成パラメータを入力し、撮影に必要な制御信号を、コリメータ制御装置21、X線制御装置16、スキャナ制御装置18、寝台制御装置19に送信する。

[0036] コリメータ制御装置21は、制御信号に基づいてコリメータ13の位置を制御する。

[0037] 撮影スタート信号を受けて撮影が開始されると、X線制御装置16は、制御信号に基づいて高電圧発生装置17を制御する。高電圧発生装置17は、X線管11(X線発生装置)に管電圧、管電流を印加する。X線管11では、印加された管電圧に応じたエネルギーの電子が陰極から放出され、放出された電子がターゲット(陽極)に衝突することによって電子エネルギーに応じたエネルギーのX線が被検体10に照射される。

[0038] また、スキャナ制御装置18は、制御信号に基づいて駆動装置14を制御する。駆動装置14は、X線管11、検出器12、プリアンプ22等が搭載されているガントリ部を被検体10の周りに周回させる。

寝台制御装置19は、制御信号に基づいて寝台4を制御する。

[0039] X線管11から照射されるX線は、コリメータ13によって照射領域が制限され、被検体10内の各組織においてX線減弱係数に応じて吸収(減衰)され、被検体10を通過し、X線管11に対向する位置に配置された検出器12によって検出される。検出器12は、2次元方向(チャンネル方向およびこれに直交する列方向)に配置された複数の検出素子によって構成される。各検出素子によって受光したX

線は、投影データ(以降、「実投影データ」という。)に変換される。すなわち、検出器12によって検出されるX線は、電流に変換され、プリアンプ22によって増幅され、A/Dコンバータ23によってデジタルデータに変換され、LOG変換され、キャリブレーションが行われて実投影データとして演算装置5に入力される。

[0040] このとき、互いに対向するX線管11と検出器12が、被検体10の周囲を回転するので、実投影データは、回転方向の離散的なX線管位置(および対応する検出器位置)において収集される。各々のX線管位置における実投影データの取得単位が、「ビュー」と呼ばれている。

[0041] 演算装置5は、再構成演算装置31、画像処理装置32等から構成される。また、入出力装置9は、入力装置6、表示装置7、記憶装置8(記憶部)等から構成される。

[0042] 再構成演算装置31は、実投影データを用いて画像再構成処理を行い、再構成画像を生成する。再構成演算装置31は、各ビューの実投影データに再構成フィルタを重畳してフィルタ補正投影データを生成し、フィルタ補正投影データに対して、ビュー方向に重み(以降、「ビュー方向重み」という。)を加重して逆投影処理を行うことによって、被検体10内部のX線減弱係数の分布図として非破壊的に断層像を画像化する。

[0043] 再構成演算装置31は、生成される再構成画像を記憶装置8に保存する。また、再構成演算装置31は、表示装置7にCT画像として再構成画像を表示する。あるいは、画像処理装置32が、記憶装置8に保存される再構成画像に対して画像処理を行い、画像処理された再構成画像を表示装置7にCT画像として表示する。

[0044] X線CT装置1は、2次元方向に検出素子が配列された検出器12を用いるマルチスライスCT、検出素子が1列すなわち1次元方向(チャネル方向のみ)に配列された検出器12を用いるシングルスライスCTに大別される。マルチスライスCTでは、検出器12に合わせてX線源であるX線管11から円錐状、もしくは角錐状に広がるX線ビームが照射される。シングルスライスCTでは、X線管11から扇

状に広がるX線ビームが照射される。通常、X線CT装置1による撮影では、ガントリ部が、寝台4に載置された被検体10の周りを周回しながら、X線の照射が行われる(但し、スキヤノグラム撮影は除く。

)。

[0045] 図3(a)に示すように、撮影中に寝台4が固定され、X線管11が被検体10の周りを円軌道状に周回する撮影は、アキシヤルスキャンなどと呼ばれる。また、図3(b)に示すように、寝台4が移動し、X線管11が被検体10の周りをらせん軌道状に周回する撮影は、らせんスキャンなどと呼ばれる。

[0046] 寝台制御装置20は、アキシヤルスキャンの場合、寝台4を静止した状態とする。また、寝台制御装置20は、らせんスキャンの場合、入力装置6を介して入力される撮影条件としての寝台送りの速さに応じて、寝台4を体軸方向に平行移動させる。

[0047] 本発明の実施の形態に係るX線CT装置1は、例えば、マルチスライスCTである。また、X線CT装置1のスキャン方式は、例えば、ローテートローテート方式(第3世代)である。

[0048] 次に、図4、図5を参照しながら、各実施形態の前提となる画像再構成処理について説明する。具体的には、(1)罰則付き加重二乗誤差関数を評価関数として用いる逐次近似法、(2)ビュー方向重み付き逆投影処理を行う逐次近似法について説明する。

[0049] 最初に、罰則付き加重二乗誤差関数を評価関数として用いる逐次近似法について説明する。これは、例えば、非特許文献1において提案されており、その更新式は次式によって表される。

$$\mathbf{x}^{(k+1)} = \mathbf{x}^{(k)} + \mathbf{S} \left[\mathbf{A}^T \mathbf{D} (\mathbf{y} - \mathbf{A} \mathbf{x}^{(k)}) + \beta \mathbf{R} \mathbf{x}^{(k)} \right] \quad \dots (1)$$

ここで、 $\mathbf{x}^{(k)}$ は、k回目の逐次更新における画像を表すベクトル(画像ベクトル)であり、 $\mathbf{y}$ は実投影データを表すベクトルである。 $\mathbf{A}$ は、画像と投影データに対応付ける行列であり、前述の数学モデルを介して撮影系の特性を表すことから、システムマトリクスと呼ばれる。 $\mathbf{A}^T$ は、 $\mathbf{A}$ の転置行列を表す。

[0050] $Ax^{(k)}$ は、画像ベクトル $x^{(k)}$ を投影データベクトルに変換する処理(順投影処理)に相当する。また、 $A^T(\cdot)$ は、括弧内の投影データベクトルを画像ベクトルに変換する処理(逆投影処理)に相当する。

[0051] D は、実投影データと順投影データの差分値に加重される重み係数を対角成分に持つ対角行列であり、CTの画像再構成においては検出フォトン数に応じた値を重み係数とする。

[0052] β は、罰則項の強さを調整する任意のパラメータである。罰則項は、逐次近似法の適用による画像の高周波強調効果を抑制する役割を持つ。

[0053] S は、次式によって表されるベクトル s の各要素の逆数を対角成分に持つ行列である。

$$\mathbf{s} = (\mathbf{A}^T \mathbf{D} \mathbf{A} + \beta \mathbf{R}') \mathbf{c} \quad \dots (2)$$

ここで、 c は、画像ベクトルと等しい要素数を持ち、全要素に1を値として持つベクトルである。(1)式の R および(2)式の R' は、罰則項の1階微分および2階微分の線型作用素であり、ともに画像ベクトルから画像ベクトルへの変換行列である。

[0054] R および R' の m 行 n 列の要素は、それぞれ次式のように表される。

$$\mathbf{R} = \begin{cases} -l_{mn} + \sum_{j=1}^J l_{mj} & (m = n) \\ -l_{mn} & (m \neq n) \end{cases} \quad \dots (3)$$

$$\mathbf{R}' = \begin{cases} -l_{mn} + \sum_{j=1}^J l_{mj} & (m = n) \\ 0 & (m \neq n) \end{cases} \quad \dots (4)$$

ここで、 l_{mn} は m 番目と n 番目の画素間の距離の逆数である。尚、以上の説明では、罰則項として2次関数を用いた場合を例として示している。

[0055] (1)式に示す更新式は、順投影処理と逆投影処理とで互いに転置の関係にある行列を作用させている。

[0056] 次に、ビュー方向重み付き逆投影処理を行う逐次近似法について説明する。これは、例えば、非特許文献2にて提案されている。尚、ビュー方向重み付き逆投影処理自体は、非特許文献3にて提案されている。

[0057] ビュー方向重み付き逆投影処理に対応する逆投影行列を $B^T(\cdot)$ とおくと、非特許文献2の提案手法は、次式によって表される。

$$\mathbf{x}^{(k+1)} = \mathbf{x}^{(k)} + \alpha \mathbf{B}^T (\mathbf{y} - \mathbf{A} \mathbf{x}^{(k)}) + \alpha \beta \mathbf{R} \mathbf{x}^{(k)} \quad \dots (5)$$

α は、逐次近似法の収束の速度と安定性に関わる緩和係数である。順投影処理と逆投影処理とで互いに転置ではない行列を作用させる場合($A \neq B$ の場合)、逐次近似法が安定に収束するためには、特定の値の範囲において緩和係数を設定する必要がある。

[0058] このことを説明する為に、まず、(5)式を以下のように変形する。

$$\mathbf{x}^{(k+1)} = \mathbf{Q} \mathbf{x}^{(k)} + \alpha \mathbf{B}^T \mathbf{y} \quad \dots (6)$$

$$\mathbf{Q} = \mathbf{I} - \alpha \mathbf{B}^T \mathbf{A} + \alpha \beta \mathbf{R} \quad \dots (7)$$

本発明の実施の形態では、(7)式の行列 $\mathbf{Q}$ を更新行列と呼ぶことにする。更新行列は、更新式に基づく1回の逐次更新処理当たりの画像の更新量と更新方向を決定する行列である。 $\mathbf{I}$ は、単位行列を表す。

[0059] 更新行列のスペクトル半径を $\rho(\mathbf{Q})$ とおくと、次に示す(8)式の条件の下、(6)式の画像ベクトル $\mathbf{x}^{(k+1)}$ は、次に示す(9)式に収束することが知られている。尚、行列のスペクトル半径とは、行列の固有値の絶対値の最小上界のことである。

$$\rho(\mathbf{Q}) < 1 \quad \dots (8)$$

$$\lim_{k \rightarrow \infty} \mathbf{x}^{(k)} = (\mathbf{B}^T \mathbf{A} - \beta \mathbf{R})^{-1} \alpha \mathbf{B}^T \mathbf{y} \dots (9)$$

ここで、 $(\cdot)^{-1}$ は、括弧内の行列の逆行列を表す。

[0060] (7)式の更新行列が、(8)式の条件を満たすように緩和係数 α を設定することにより、逐次近似法が安定に収束することになる。

[0061] 尚、非特許文献4にて提案されている手法では、ベキ乗法を使用し、更新行列の最大固有値を算出することによって、(8)式に示すスペクトル半径 $\rho(\mathbf{Q})$ を算出し、緩和係数 α を設定している。しかしながら、ベキ乗法は、問題を解析的に解く手法ではなく、大規模な行列演算を逐次計算する必要が生じ、計算時間が増大することとなる。

[0062] ところで、一般に、高速な寝台移動速度によってらせんスキャンを行う場合、列方向の実投影データが不足し、逐次近似法により画像が得られる領域が制限される問題がある。

この問題については、図4、図5を参照しながら説明する。

[0063] 図4(a)では、撮影断面における検出器12とX線管11の配置を示している。また、撮影断面におけるscanF0V41を示している。scanF0V41とは、投影切断面定理に基づき画像が結像する領域である。撮影断面におけるscanF0V41は、ほぼ円形となる。

[0064] 図4(b)では、体軸方向における検出器12とX線管11の配置を示している。また、体軸方向におけるscanF0V41を示している。体軸方向におけるscanF0V41は、寝台移動速度によって異なるが、3角形、4角形又は5角形等の多角形となる。

[0065] 図5では、寝台移動速度の違いによる体軸方向におけるscanF0V41の違いを示している。図5(a)と図5(b)を比較すると、寝台移動速度が速い程、scanF0V41の体軸方向の幅が狭くなることが分かる。scanF0V41の体軸方向の幅が所定値よりも狭い場合、ある断層像を再構成するために必要な180度分のビューが

取得出来ていないことを意味し、ひいては、画像を作成できる領域が制限されることを意味する。

[0066] 同様の理由によって、アキシャルスキャン時の体軸方向の周辺視野においても、画像を作成できる領域が制限される。

[0067] 更に、撮影断面内においても、検出器12のチャンネル方向において被検体10がはみ出す場合、同様の制限を受ける。

[0068] 以降では、前述の説明した内容を前提として、本発明の実施の形態を具体的に説明する。

[0069] <第1の実施の形態>

第1の実施の形態では、画像再構成処理を実行する前に、逐次近似法を安定に収束させるための緩和係数の値を解析的に算出する。そして、ビュー方向重み付き逆投影処理を行う逐次近似法による画像再構成処理を実行する。

[0070] ビュー方向重み付き逆投影処理は、下記に示すX線CT装置1のスキンの特徴を利用している。

[0071] (1)図6に示すように、半回転(回転方向に180度)ずつ撮影位相の異なるビューについて、対応するX線の透過経路がほぼ重なるチャンネルおよび列が存在し、それらの実投影データは互いに高い相関性を持つ。図6(a)では、チャンネル方向における注目ビューの透過経路及び対向位相ビューの透過経路を示している。図6(b)では、列方向における注目ビューの透過経路及び対向位相ビューの透過経路を示している。以降では、このような関係にあるデータを対向位相の実投影データと呼ぶことにする。

[0072] (2)前述のように、X線CT装置1は、X線管11と検出器12を回転させながらデータを収集していくため、実投影データのビュー方向に撮影時間差が生ずる。撮影中の寝台移動速度が一定であれば、撮影時間差はX線管11の体軸方向位置と画像の体軸方向位置の距離に比例する。

[0073] 図7は、ビュー方向重みの概念図である。図7に示すように、X線CT装置1の演算装置5は、ビュー方向重みとして、注目する画素を含むスライスの体軸方向位置とX線管11の体軸方向位置の距離に応じて、対向位相の実投影データ間

で加算して1になるような重みを加重する。更に、X線CT装置1の演算装置5は、ビュー方向重みとして、注目画素との体軸方向の距離が最も近いX線管11の体軸方向位置のビューを中心として両側の所定ビュー数分のビューを除き0の重みを付ける。以降では、0ではない重みが付けられるビューを逆投影ビューと呼び、逆投影ビューの数を逆投影ビュー数と呼ぶことにする。

[0074] 逆投影ビュー数は、らせんピッチ(撮影条件としての寝台送り速度及びガントリ回転速度によって定まる値)、及び検出器12の列方向の長さによって最適な値が定まる。

[0075] このようにビュー方向重みを定義することによって、ビュー方向重みを使用しない場合と比較して時間分解能を向上させることができる。これは、ビュー方向重みによって、画像再構成処理に寄与する複数のビューの時相がほぼ一致するからである。

[0076] ビュー方向重みの定義は、Feldkamp法と同様、全画素において共通の逆投影ビュー数を使用し、スライス毎に中心ビューを決定しても良い。また、ビュー方向重みの定義は、「特開2004-199163」のように、中心ビューを画素毎に決定しても良い。また、ビュー方向重みの定義は、各画素において逆投影ビュー数を決定しても良い。

[0077] 実投影データのベクトルのインデックスを i ($i=1, \dots, I$)、画像ベクトルのインデックスを j ($j=1, \dots, J$)とすると、ビュー方向重みは、実投影データのベクトルと画像ベクトルの要素毎に設定されるため、 w_{ij} と定義される。 i 番目の投影データと j 番目の画素において、システムマトリクス A の要素を a_{ij} とし、ビュー方向重みを乗算したシステムマトリクス B の要素を b_{ij} とすると、 b_{ij} は次式の通り表される。

$$b_{ij} = w_{ij} a_{ij} \quad \dots (10)$$

このとき、ビュー方向重みつき逆投影処理を表す逆投影行列は B^T となる。行列 B^T を逐次近似法の逆投影処理に使用する場合、前述のように(8)式の条件下

においてアルゴリズムが収束する。

[0078] ここで、システムマトリクスAの算出例について説明する。

システムマトリクスAは、前述の通り、画像と投影データを対応付ける行列である。

[0079] X線CT装置1の演算装置5は、X線CT装置1の装置仕様や、入力装置6から入力される撮影条件に基づいて、各要素 a_{ij} を算出する。システムマトリクスAの計算手法としては、例えば、「Joseph, P. M. (1982). An Improved Algorithm for Reprojecting Rays Through Pixel Images. IEEE Transactions on Medical Imaging MI-1, 192-196.」において提案されているJoseph法が挙げられる。

[0080] システムマトリクスAの計算に用いられるX線CT装置1の装置仕様としては、例えば、以下が挙げられる。

- ・ 検出器12の列方向素子数
- ・ 検出器12のチャネル方向素子数
- ・ 検出器12の列方向1素子のサイズ
- ・ 検出器12のチャネル方向1素子のサイズ
- ・ X線管11と回転中心との距離 d_{sod}
- ・ X線管11と検出器12の中心(検出器中心)との距離 d_{sid}

[0081] また、システムマトリクスAの計算に用いられる撮影条件としては、例えば、以下が挙げられる。尚、意味が分かり難い撮影条件については、設定内容を例示する。

- ・ ビームピッチ(寝台送り速度を回転中心における列方向検出器サイズによって割った値): 「高速に相当する値」又は「低速に相当する値」など。
- ・ 撮影回転数
- ・ 撮影開始角度
- ・ 回転速度
- ・ 回転あたりの撮影ビュー数
- ・ 撮影方法: 「アキシャルスキャン」又は「らせんスキャン」など。

- ・画素数(断面内)：横方向の画素数×縦方向の画素数
- ・画像スライス数
- ・画素サイズ(断面内)
- ・画像スライス厚
- ・画像中心位置(断面内)：「回転中心に一致」など。
- ・画像スライス方向中心位置：「撮影回転数2.5回転目に一致」など。

[0082] 前述の実投影データのベクトルの次元数Iは、装置仕様及び撮影条件から定まる。具体的には、 $I = \text{検出器12の列方向素子数} \times \text{検出器12のチャンネル方向素子数} \times \text{回転あたりの撮影ビュー数} \times \text{撮影回転数}$ である。同様に、画像ベクトルの次元数Jも、撮影条件から定まる。具体的には、 $J = \text{横方向の画素数} \times \text{縦方向の画素数} \times \text{画像スライス数}$ である。

[0083] 例えば、撮影条件の1つであるビームピッチが、「高速に相当する値」の場合と、「低速に相当する値」の場合とでは、システムマトリクスAが異なる。ひいては、逐次近似法が安定に収束する緩和係数 α も異なる。

[0084] ところで、前述の非特許文献4では、ベキ乗法により更新行列のスペクトル半径を算出するが、計算時間および計算に要するメモリ使用量が多いという問題がある。そこで、本発明におけるX線CT装置1では、更新行列のスペクトル半径を算出する代わりに、更新行列の作用素ノルムを算出する。

[0085] 一般に、行列の作用素ノルムは次のような性質を持つ。

[0086] (1)任意のベクトル $\mathbf{x}$ に関して、ベクトルのノルムに p -ノルムを採用したときの任意の正方行列 $\mathbf{C}$ の作用素ノルム $\|\mathbf{C}\|$ は、次式の通り表される。

$$\|\mathbf{C}\| = \sup_{\mathbf{x} \neq \mathbf{0}} \frac{\|\mathbf{C}\mathbf{x}\|_p}{\|\mathbf{x}\|_p} \quad \dots (11)$$

[0087] (2)いかなる作用素ノルム $\|\mathbf{C}\|$ に対しても次式が成り立つ。

$$\rho(\mathbf{C}) \leq \|\mathbf{C}\| \quad \dots (12)$$

[0088] 上記の2つの性質を利用して、(8)式は、次式の通り置き換えることができる。

$$\|\mathbf{Q}\| < 1 \quad \dots (13)$$

明らかに、更新行列の作用素ノルムが1より小さい場合((13)式を満たす場合)、更新行列のスペクトル半径は1より小さい((8)式を満たす)。

[0089] 以降では、非特許文献3にて提案されている手法に対し、ビュー方向重み付き逆投影処理および緩和係数を導入する例を挙げる。但し、本発明は、この例に限定されず、緩和係数によってスペクトル半径を調整可能な更新行列を更新式に含む逐次近似法であれば適用可能である。

[0090] まず、(1)式にビュー方向重み付き逆投影処理の逆投影行列 $\mathbf{B}^T$ および緩和係数 α を導入し、次式を得る。

$$\mathbf{x}^{(k+1)} = \mathbf{x}^{(k)} + \alpha \mathbf{S} [\mathbf{B}^T \mathbf{D} (\mathbf{y} - \mathbf{A} \mathbf{x}^{(k)}) + \beta \mathbf{R} \mathbf{x}^{(k)}] \quad \dots (14)$$

[0091] ここで、 $\mathbf{S}$ は、次式にて表されるベクトル $\mathbf{s}$ の各要素の逆数を対角成分に持つ行列である。

$$\mathbf{s} = (\mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{A} + \beta \mathbf{R}') \mathbf{c} \quad \dots (15)$$

[0092] さらに、(7)式と同様にして更新行列 $\mathbf{Q}$ を導出すると、次式のようになる。

$$\mathbf{Q} = \mathbf{I} - \alpha (\mathbf{S} \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{A} + \beta \mathbf{S} \mathbf{R}) \quad \dots (16)$$

[0093] (16)式を(13)式に代入し、次式を得る。

$$\|\mathbf{I} - \alpha (\mathbf{S} \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{A} + \beta \mathbf{S} \mathbf{R})\| < 1 \quad \dots (17)$$

(17)式を満たすように緩和係数 α を決定することにより、(14)式に示す更

新式が安定に収束する。

[0094] ここで、(17)式の左辺における行列の作用素ノルムの次数は、いくつでも良い。

[0095] 例えば、(17)式において、1-ノルム(1次ノルム)を採用した場合、X線CT装置1の演算装置5は、行列 $I - \alpha (SB^T DA + \beta SR)$ の要素を列方向に加算し、行方向における最大値を、作用素ノルム $\|I - \alpha (SB^T DA + \beta SR)\|$ の値とすれば良い。

[0096] 以上によって、X線CT装置1の演算装置5は、撮影条件に基づいて緩和係数 α を解析的に算出する。これによって、X線CT装置1は、ベキ乗法に代表される固有値問題の反復解法と比較して、高速かつ簡便に緩和係数 α を決定できる。

[0097] また、撮影条件に基づいて緩和係数 α が決定されることから、緩和係数 α を経験的に決定する場合と比較して、アルゴリズムの安定性を確保できる。

[0098] 図8を参照しながら、緩和係数の算出処理の詳細について説明する。

スキャナ2が撮影条件に基づいて被検体10の実投影データを取得し、操作者が入力装置6を介して画像再構成の指示を行うと、X線CT装置1の演算装置5は、入力装置6から入力される撮影条件に基づいて、(17)式における行列A、B、D、R、R'を算出する(ステップ1)。

[0099] 次に、演算装置5は、行列 $I - \alpha (SB^T DA + \beta SR)$ の各要素を算出する(ステップ2)。

[0100] 次に、演算装置5は、行列 $I - \alpha (SB^T DA + \beta SR)$ の作用素ノルム $\|I - \alpha (SB^T DA + \beta SR)\|$ を算出する(ステップ3)。

そして、演算装置5は、(17)式(所定の条件式)を満たすように、緩和係数 α を決定する(ステップ4)。

[0101] このように、X線CT装置1の演算装置5は、撮影条件に基づいて解析的に緩和係数 α を算出する。

[0102] X線CT装置1の演算装置5は、緩和係数 α を決定すると、撮影条件及び緩和係数 α を含む逐次近似法の更新式を用いて、実投影データに対する逐次近似を行うことによって断層像を再構成する。前述の通り、第1の実施の形態におけ

る逐次近似法は、順投影処理と逆投影処理とで互いに転置ではない行列を作
用させるものである。そして、第1の実施の形態における逐次近似法の更新式
は、(14)式である。

[0103] 第1の実施の形態では、緩和係数は、(16)式に示す更新行列Qの作用素ノル
ムに基づいて定義される(17)式を満たすように算出される。これによって、(14)式の更新式に基づく逐次更新処理は、安定に収束する。

[0104] (17)式は、更新行列Qの作用素ノルムが1より小さいことを示す式である。
ここで、X線CT装置1の演算装置5は、(14)式に適用される緩和係数 α の値を、
(17)式の条件式を満たす最大値として算出することが望ましい。すなわち、
演算装置5は、(14)式に適用される緩和係数 α の値として、(17)式の条件式を
満たす範囲内において、出来る限り大きい値を設定することが望ましい。

[0105] これによって、逐次更新処理の反復回数が少なくなり、計算時間が短縮さ
れるとともに、再構成される画像の画質も向上する。

[0106] また、第1の実施の形態における逐次近似法は、ビュー方向重みを用いる逆
投影処理を行うものである。演算装置5は、注目画素との体軸方向の距離が最
も近いX線管位置のビューを中心として両側に所定ビュー数分のビューを除き
0の重みを付けるビュー方向重みを算出し、ビュー方向重みを用いて逆投影処
理として作用させる逆投影行列 B^T を算出し、逆投影行列 B^T が適用される(14)式
の更新式を用いて実投影データに対する逐次近似を行い、被検体10の断層像
を再構成する。

[0107] これによって、投影データの冗長性を排除できるとともに、時間分解能を
向上できる。ひいては、体動のあるデータに対し逐次近似法を適用した場合
の画質劣化を抑制できる。

[0108] 前述の説明では、X線CT装置1の演算装置5は、スキャナ2が実投影データを取
得すると、撮影条件に基づいて緩和係数 α を算出し、自らが算出する緩和
係数 α を用いて実投影データに対する逐次近似を行うものとした。

[0109] しかしながら、本発明では、緩和係数 α の算出処理を実行する装置は、演
算装置5に限定されない。

[0110] 例えば、X線CT装置1の演算装置5、又は、その他のコンピュータが、様々な撮影条件(例えば、前述したシステムマトリクスAの計算に用いられる撮影条件)ごとに、図8に示す緩和係数 α の算出処理を実行し、算出結果をX線CT装置1の記憶装置8に記憶させる。すなわち、記憶装置8は、撮影条件ごとに緩和係数 α を記憶する。

[0111] そして、X線CT装置1の演算装置5は、スキャナ2が実投影データを取得すると、入力装置6から入力される撮影条件を検索キーとして、記憶装置8に記憶される緩和係数 α の設定値を検索し、検索結果として取得される緩和係数 α の設定値を用いて、実投影データに対する逐次近似を行うものとしても良い。

[0112] <第2の実施の形態>

第2の実施の形態では、第1の実施の形態によって解析的に算出される緩和係数 α を用いて、データ拡張型逆投影処理を行う逐次近似法による画像再構成処理を実行する。

[0113] このような画像再構成処理は、所定時間内に、被検体10の体軸方向に長い範囲を撮影する必要がある場合に有効である。例えば、救急医療などの場面において、画像の画質よりも、撮影時間の短縮を優先する場合に有効である。但し、本発明では、撮影時間の短縮を実現するとともに、画像の画質も一定レベルを維持することが可能となる。

[0114] データ拡張型逆投影処理は、図9に示すように、チャンネル方向および列方向に投影データを拡張し、仮想的な投影データ(以降、「拡張投影データ」という。)を用いて、scanF0V41を拡げることが目的である。以降では、データ拡張型逆投影処理の適用により拡張されるscanF0V41を「拡張scanF0V」と呼ぶことにする。

[0115] 図9(a)では、チャンネル方向における拡張を示している。拡張チャンネル42a及び42bは、チャンネル方向に拡張される投影データである。また、チャンネル方向拡張scanF0V43は、拡張チャンネル42a及び42bを用いて、データ拡張型逆投影処理の適用によりscanF0V41が拡張されたものである。

[0116] 図9(b)では、列方向における拡張を示している。拡張列44は、列方向に拡張される投影データである。また、列方向拡張scanF0V45は、拡張列44を用いて、データ拡張型逆投影処理の適用によりscanF0V41が拡張されたものである。

[0117] 図10を参照しながら、データ拡張型逆投影処理の詳細について説明する。

図10に示すように、X線CT装置1の演算装置5は、入力装置6から入力される撮影条件に基づいて、拡張列数および拡張チャンネル数の算出処理を実行する(ステップ11)。

[0118] 図11、図12を参照しながら、演算装置5が拡張列数を算出する例を説明する。但し、本発明はこの例に限定されるわけではなく、操作者が任意に拡張列数を設定してもよい。また、アキシアルスキャンの場合、拡張列数の算出処理は、例えば、特許文献1と同様に行うことができる。

[0119] 図11に示すように、X線管11と回転中心との距離を d_{sod} とする。また、X線管11と検出器12の中心(検出器中心52)との距離を d_{sid} とする。また、FOM(Field Of Measurement)51の大きさであるFOMサイズを d_ϕ とする。

[0120] ここで、FOMサイズ d_ϕ は、図12に示すように、再構成F0V53(作成したい画像領域)の頂点のうち、回転中心から最も遠い頂点54と回転中心との距離の2倍である。

[0121] また、体軸方向における検出素子の開口幅を d_{dtc} 、検出素子の列数を r_{re} 、拡張する列数を r_{im} とする。X線管11と検出器中心52を結ぶ直線をq軸とする。検出素子の1列分の長さは一定であるから、 r_{im} を算出することによって、拡張列数が求まる。

[0122] ここで、q軸と直交し、かつFOM51に接する2つの平面のうち、X線管11に近い方の平面(以下、「X線管側平面」という。)に注目する。体軸方向において、X線管側平面とX線ビームが交差する長さを d_s とすると、 d_s は、次式の通り表される。

$$d_s = \frac{d_{dte}(r_{re} + r_{im})\{d_{sod} - (d_\phi / 2)\}}{d_{sid}} \quad \dots (18)$$

[0123] また、ファン角を Φ 、寝台送りの速さを κ (単位は、例えば、1回転当たりの移動距離[mm/rot])とし、観測系が $\pi + \Phi$ [rad]だけ回転したとき、体軸方向における寝台4に対する観測系の相対移動量 d_t は、次式の通り表される。

$$d_t = \kappa[F + \{\Phi / (2\pi)\}] \quad \dots (19)$$

[0124] ここで、 F は逆投影位相幅であり、本実施形態においては拡張投影データの推定誤差に起因する画質劣化と実投影データの欠損に起因する画質劣化のトレードオフを調整するためのパラメータである。

[0125] (18)式の d_s と(19)式の d_t が等しい場合、 $F0M51$ は、 $scanF0V41$ の内部に含まれるため、データ欠損の無い撮影条件となる。そこで、次式に従って r_{im} を算出する。

$$r_{im} = \frac{d_{sid}\kappa[F + \{\Phi / (2\pi)\}]}{d_{dte}\{d_{sod} - (d_\phi / 2)\}} - r_{re} \quad \dots (20)$$

X線CT装置1の演算装置5は、(20)式によって拡張する列数 r_{im} を算出する。

[0126] 尚、チャネル方向については、演算装置5は、撮影断面内の拡張 $scanF0V43$ を内包するようにチャネルを拡張すればよく、拡張チャネル数を容易に算出できる。

[0127] 図10の説明に戻る。

次に、演算装置5は、ステップ11によって算出される拡張列数および拡張チャネル数に基づいて、拡張投影データの作成処理を実行する(ステップ12)。

[0128] ステップ12における拡張投影データの作成処理について説明する。

[0129] (20)式に基づき算出される拡張列について、インデックスを r ($r=1, \dots, r_{im}$)とする。また、拡張投影データの投影値を Ψ ($\Psi_r : r=1, \dots, r_{im}$)とする。

[0130] 本実施の形態では、順投影データと実投影データの差分データから、外挿によって列方向の拡張投影データを推定する。ここでは、最も単純な場合として、実投影データとして得られるデータの中で列方向に最も外側に位置するデータを用いる0次外挿によって列方向の拡張投影データを推定する。

[0131] 実投影データから拡張投影データへの変換行列を $P(p_{ri} : r=1, \dots, r_{im}, i=1, \dots, I)$ とすると、拡張投影データの投影値 Ψ は、次式の通り表される。

$$\Psi = P(y - Ax) \quad \dots (21)$$

X線CT装置1の演算装置5は、(21)式によって拡張投影データの投影値 Ψ を算出する。

[0132] そして、演算装置5は、スキャナ2によって取得される被検体10の実投影データ、及び、ステップ12において作成される拡張投影データを組み合わせて、逆投影処理を実行する(ステップ13)。

[0133] ステップ13における実投影データと拡張投影データを組み合わせた逆投影処理について説明する。

[0134] ステップ12において算出される Ψ によって定義される逆投影行列を $Z(z_{jr} : j=1, \dots, J, r=1, \dots, r_{im})$ とする。これによって、拡張投影データの逆投影処理は、 $ZP(\cdot)$ と表される。

[0135] また、実投影データの逆投影処理は、 $A^T(\cdot)$ と表される。

従って、実投影データと拡張投影データを組み合わせた逆投影処理を示す拡張逆投影行列を B^T とすると、次式の通り表される。

$$B^T = (A^T + ZP) \quad \dots (22)$$

以上から、データ拡張型逆投影処理を行う逐次近似法は、(14)式に、(22)式を代入することによって、定式化することができる。

[0136] 以上の説明では、らせんスキャンへの適用について説明したが、本発明は、アキシャルスキャンについても適用できる。また、チャネル方向および列方向について拡張したが、チャネル方向、列方向のどちらか一方のみを拡張してもよい。

[0137] 第2の実施の形態における逐次近似法は、実投影データをチャネル方向及び/又は列方向に拡張することによって得られる拡張投影データを用いることによって逆投影処理を行うものである。

[0138] X線CT装置1の演算装置5は、第1の実施の形態と同様に、入力装置6によって入力される撮影条件に基づいて緩和係数 α を解析的に算出する。そして、演算装置5は、入力装置6によって入力される撮影条件に基づいて実投影データから拡張投影データへの変換行列 P を算出し、変換行列 P を用いて実投影データ及び拡張投影データを組み合わせた逆投影処理として作用させる拡張逆投影行列 $B^T (= A^T + ZP)$ を算出し、拡張逆投影行列 B^T が適用される(14)式を更新式として、実投影データ及び拡張投影データに対する逐次近似を行うことによって断層像を再構成する。

[0139] これによって、寝台移動速度が高速のらせんスキャン時またはアキシャルスキャン時においてデータ欠損が生ずる撮影条件において、逐次近似法を適用した場合の画質劣化を抑制できる。

[0140] また、第1の実施の形態および第2の実施の形態を組み合わせることも可能である。

[0141] 第1の実施の形態および第2の実施の形態を組み合わせることによる逐次近似法は、実投影データをチャネル方向及び/又は列方向に拡張することによって得られる拡張投影データ、及び、ビュー方向重みを用いることによって逆投影処理を行うものである。

[0142] まず、X線CT装置1の演算装置5は、第1の実施の形態と同様に、入力装置6によって入力される撮影条件に基づいて緩和係数 α を解析的に算出する。

[0143] 次に、演算装置5は、入力装置6によって入力される撮影条件に基づいて実投影データから拡張投影データへの変換行列Pを算出する。また、演算装置5は、注目画素との体軸方向の距離が最も近いX線管位置のビューを中心として両側に所定ビュー数分のビューを除き0の重みを付けるビュー方向重みを算出し、ビュー方向重みを用いて逆投影処理として作用させる逆投影行列B^Tを算出する。

[0144] そして、演算装置5は、変換行列P及びビュー方向重みを用いて実投影データ及び拡張投影データを組み合わせた逆投影処理として作用させる拡張逆投影行列を算出し、この拡張逆投影行列が適用される(14)式の更新式を用いて実投影データ及び拡張投影データに対する逐次近似を行うことによって断層像を再構成する。

[0145] これによって、投影データの冗長性を排除できるとともに、時間分解能を向上できる。

ひいては、体動のあるデータに対し逐次近似法を適用した場合の画質劣化を抑制できる。

また、寝台移動速度が高速のらせんスキャン時またはアキシャルスキャン時においてデータ欠損が生ずる撮影条件において、逐次近似法を適用した場合の画質劣化を抑制できる。

[0146] 以上、本発明の様々な実施形態に関する記述から、本発明の目的が達成されることは明らかである。本発明を詳細にわたって記述すると共に図示しているが、これらは説明及び例示のみを意図したものであって、これらに限定されるものではない。また、本発明の要旨は、特許請求の範囲によってのみ限定されるものとする。

符号の説明

[0147] 1 X線CT装置、 2 スキャナ、 3 操作ユニット、 4 寝台、 5 演算装置、 6 入力装置、 7 表示装置、 8 記憶装置、 10 被検体、 11 X線管、 12 検出器、 41 scanF0V、 42a、 42b 拡張チャンネル、 43 チャンネル方向拡張scanF0V、 44 拡張列、 45 列方向拡張scanF0V、

51 FOM、 52 検出器中心、 53 再構成F0V

請求の範囲

- [請求項1] 順投影処理と逆投影処理とで互いに転置ではない行列を作用させる逐次近似法によって被写体の断層像を再構成するX線CT装置であって、
- 、
- 撮影条件に基づいて前記被写体の実投影データを取得する撮影部と、
- 、
- 前記撮影条件、及び、計算の収束性を定める緩和係数を含む前記逐次近似法の更新式を用いて、前記実投影データに対する逐次近似を行うことによって前記断層像を再構成する演算部と、
- を具備し、
- 前記緩和係数は、前記撮影条件に基づいて解析的に算出されることを特徴とするX線CT装置。
- [請求項2] 前記緩和係数は、前記更新式の更新量及び更新方向を定める更新行列の作用素ノルムに基づいて定義される所定の条件式を満たすように算出される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] 前記所定の条件式は、前記更新行列の作用素ノルムが1より小さいことを示す式であることを特徴とする請求項2に記載のX線CT装置。
- [請求項4] 前記緩和係数は、前記所定の条件式を満たす最大値として算出されることを特徴とする請求項3に記載のX線CT装置。
- [請求項5] 前記逐次近似法は、前記実投影データをチャンネル方向及び／又は列方向に拡張することによって得られる拡張投影データを用いることによって逆投影処理を行うものであり、
- 前記演算部は、前記撮影条件に基づいて前記実投影データから前記拡張投影データへの変換行列を算出し、前記変換行列を用いて前記実投影データ及び前記拡張投影データを組み合わせた逆投影処理として作用させる拡張逆投影行列を算出し、前記拡張逆投影行列が適用される前記更新式を用いて前記実投影データ及び前記拡張投影データに対する逐次近似を行うことによって前記断層像を再構成することを特徴

とする請求項1に記載のX線CT装置。

[請求項6] 前記逐次近似法は、ビュー方向重みを用いる逆投影処理を行うものであり、

前記演算部は、注目画素との体軸方向の距離が最も近いX線管位置のビューを中心として両側に所定ビュー数分のビューを除き0の重みを付ける前記ビュー方向重みを算出し、前記ビュー方向重みを用いて逆投影処理として作用させる逆投影行列を算出し、前記逆投影行列が適用される前記更新式を用いて前記実投影データに対する逐次近似を行うことによって前記断層像を再構成することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

[請求項7] 前記逐次近似法は、前記実投影データをチャンネル方向及び／又は列方向に拡張することによって得られる拡張投影データ、及び、ビュー方向重みを用いることによって逆投影処理を行うものであり、

前記演算部は、前記撮影条件に基づいて前記実投影データから前記拡張投影データへの変換行列を算出し、注目画素との体軸方向の距離が最も近いX線管位置のビューを中心として両側の所定ビュー数分のビューを除き0の重みを付ける前記ビュー方向重みを算出し、前記変換行列及び前記ビュー方向重みを用いて前記実投影データ及び前記拡張投影データを組み合わせた逆投影処理として作用させる拡張逆投影行列を算出し、前記拡張逆投影行列が適用される前記更新式を用いて前記実投影データ及び前記拡張投影データに対する逐次近似を行うことによって前記断層像を再構成することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

[請求項8] 前記演算部は、前記撮影部が前記実投影データを取得すると、前記撮影条件に基づいて前記緩和係数を算出し、自らが算出する緩和係数を用いて前記実投影データに対する逐次近似を行うことを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

[請求項9] 前記撮影条件ごとに前記緩和係数を記憶する記憶部を更に具備し、

前記演算部は、前記撮影部が前記実投影データを取得すると、前記撮影条件に基づいて前記記憶部に記憶される前記緩和係数を検索し、検索される前記緩和係数を用いて前記実投影データに対する逐次近似を行うことを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

[請求項10]

順投影処理と逆投影処理とで互いに転置ではない行列を作用させる逐次近似法によって被写体の断層像を再構成する画像再構成方法であって、

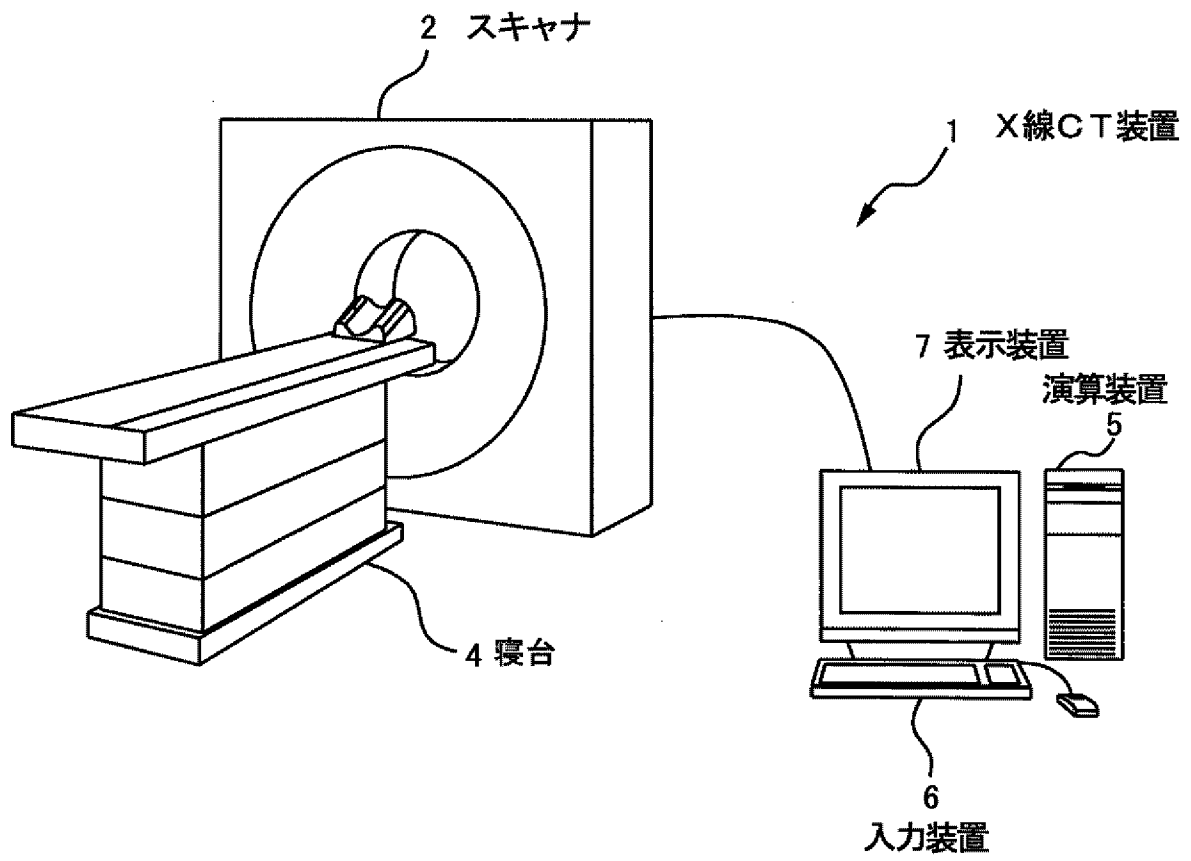
撮影条件に基づいて前記被写体の実投影データを取得するステップと、

前記撮影条件、及び、計算の収束性を定める緩和係数を含む前記逐次近似法の更新式を用いて、前記実投影データに対する逐次近似を行うことによって前記断層像を再構成するステップと、

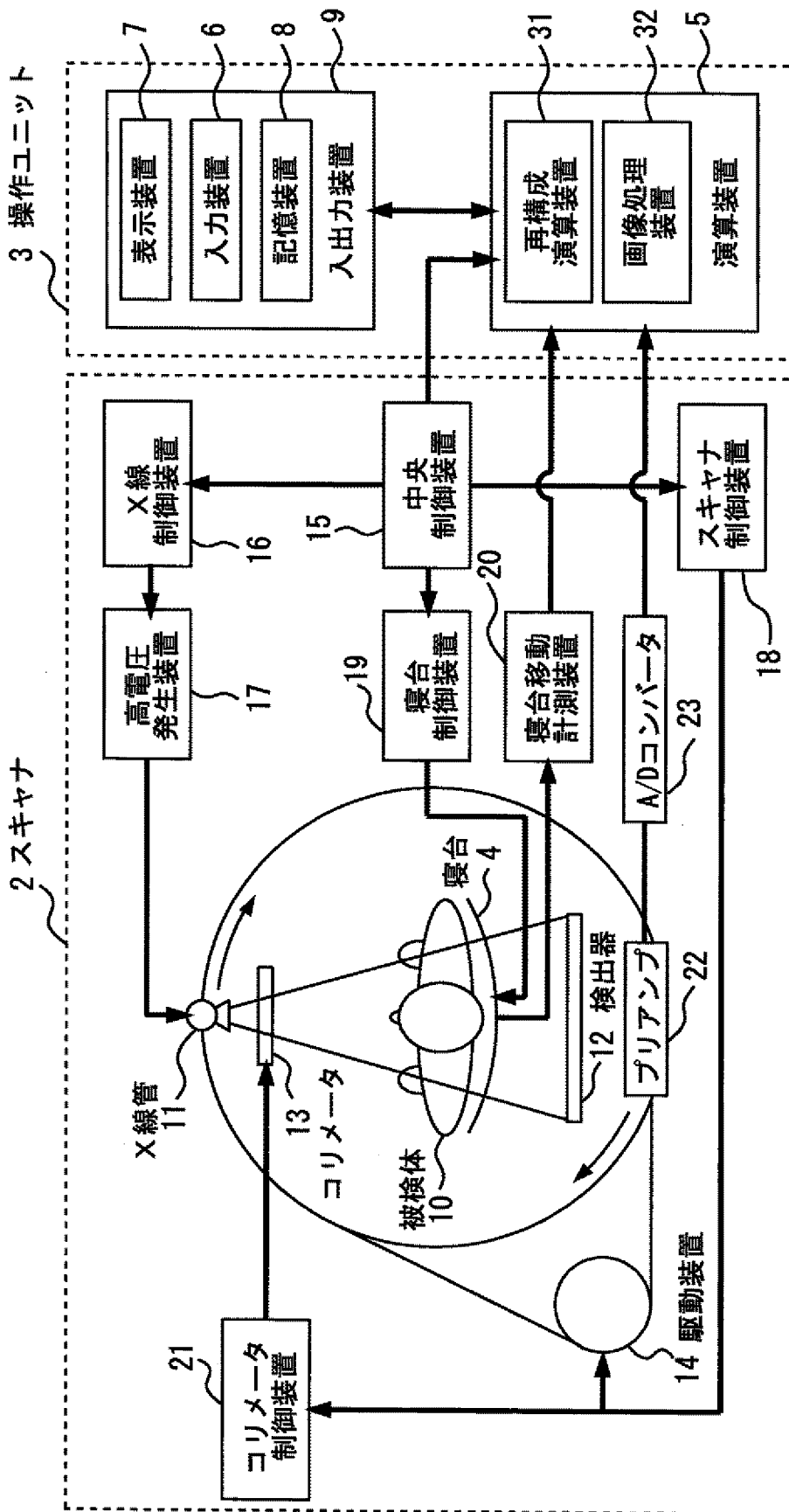
を含み、

前記緩和係数は、前記撮影条件に基づいて解析的に算出されることを特徴とする画像再構成方法。

[図1]

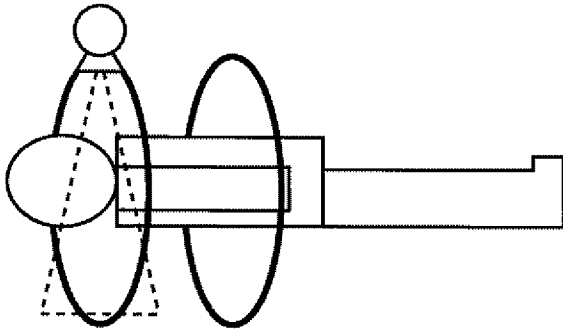


[図2]

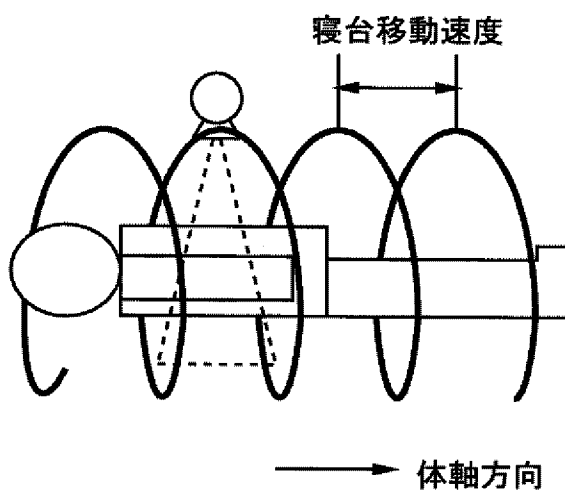


[図3]

(a)

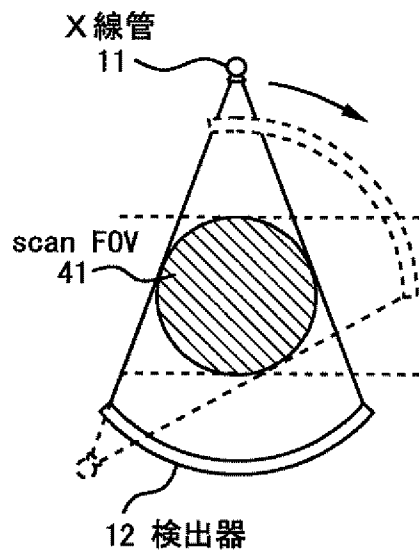


(b)

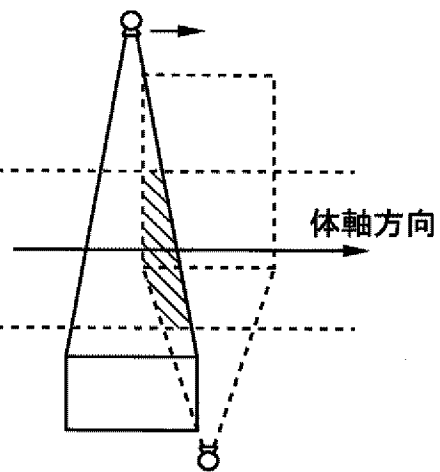


[図4]

(a)

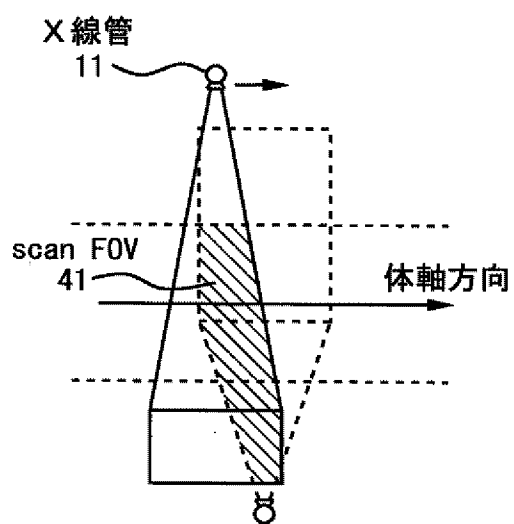


(b)

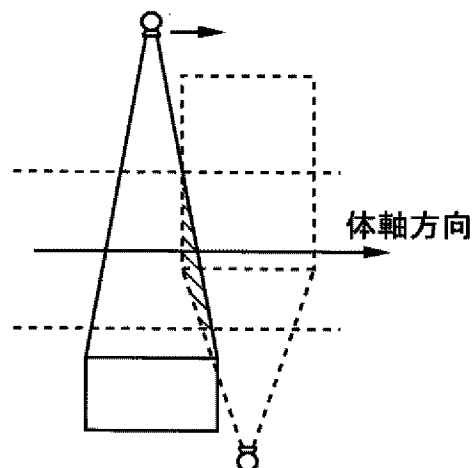


[図5]

(a)

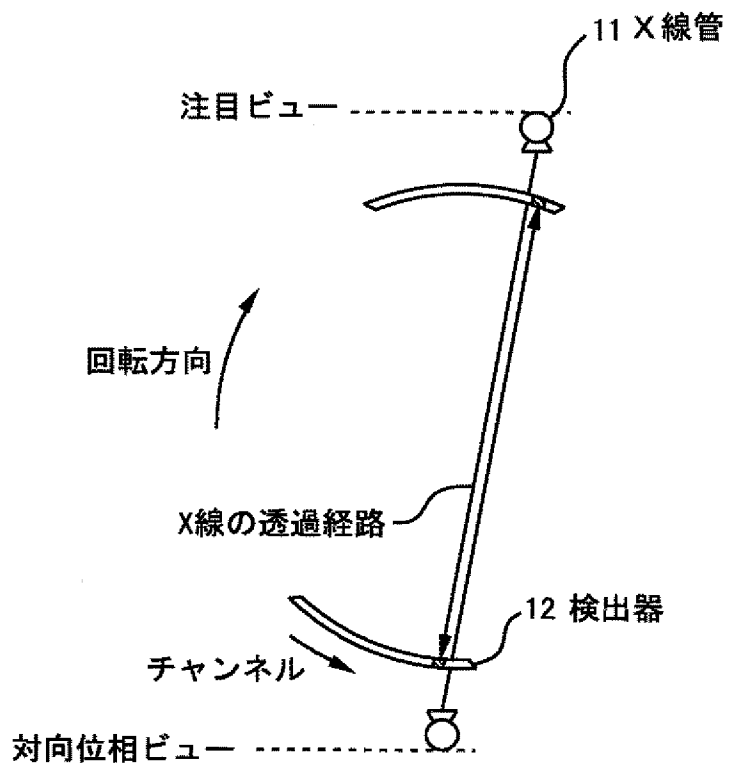


(b)

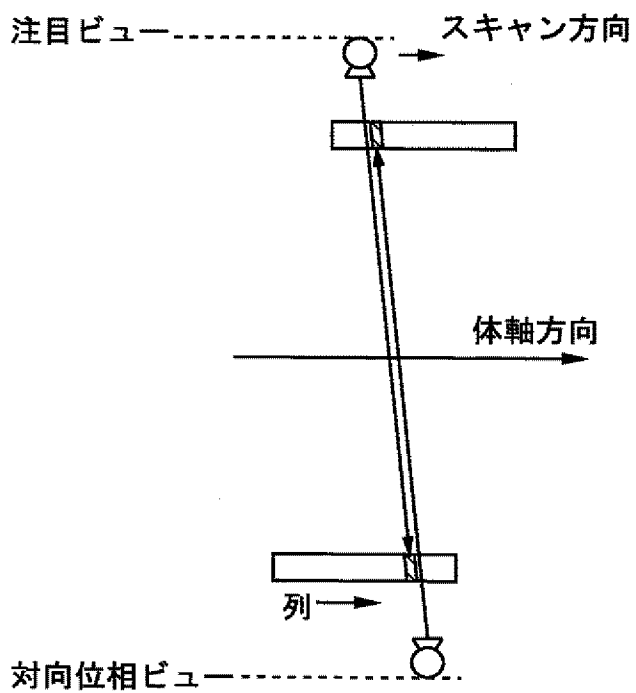


[図6]

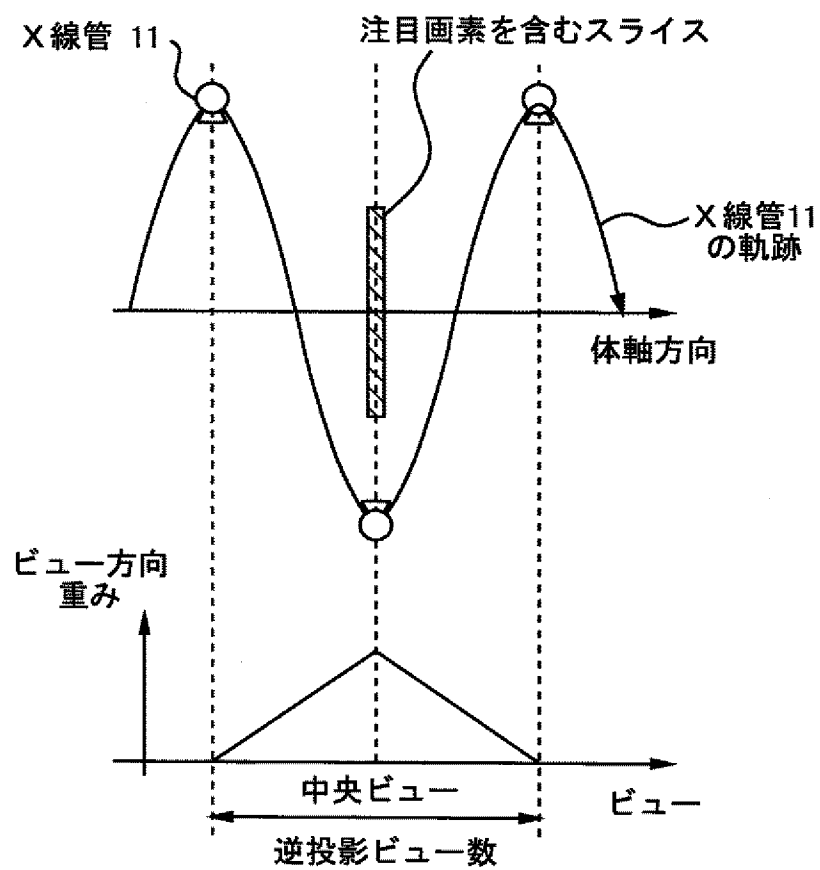
(a)



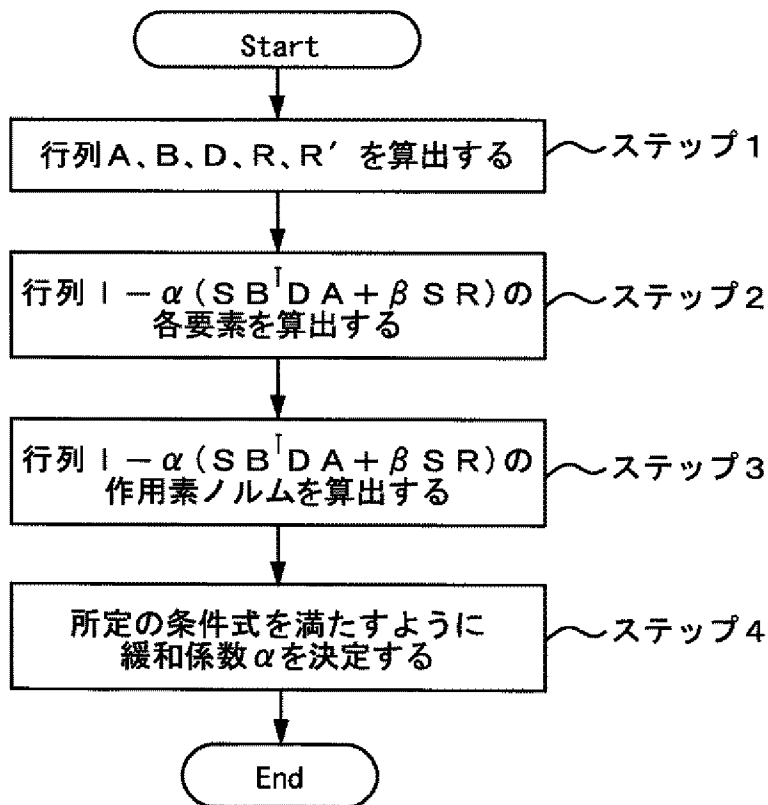
(b)



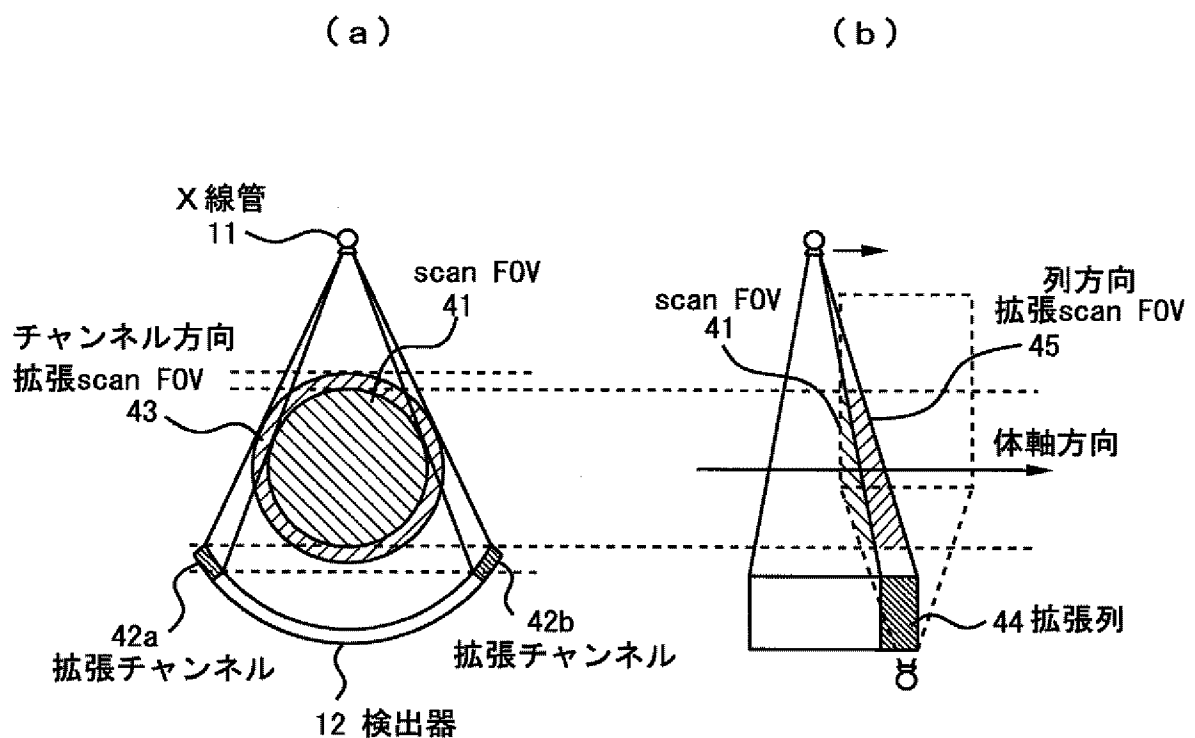
[図7]



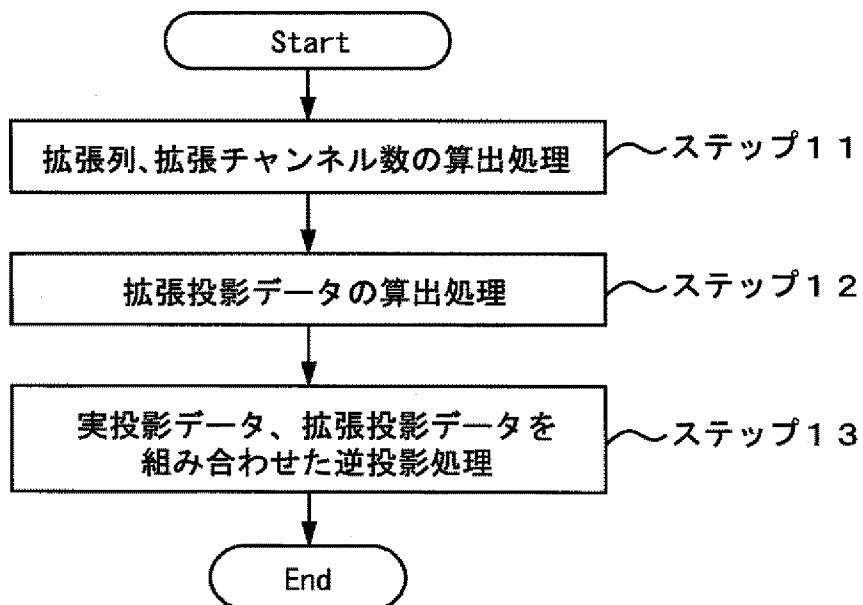
[図8]



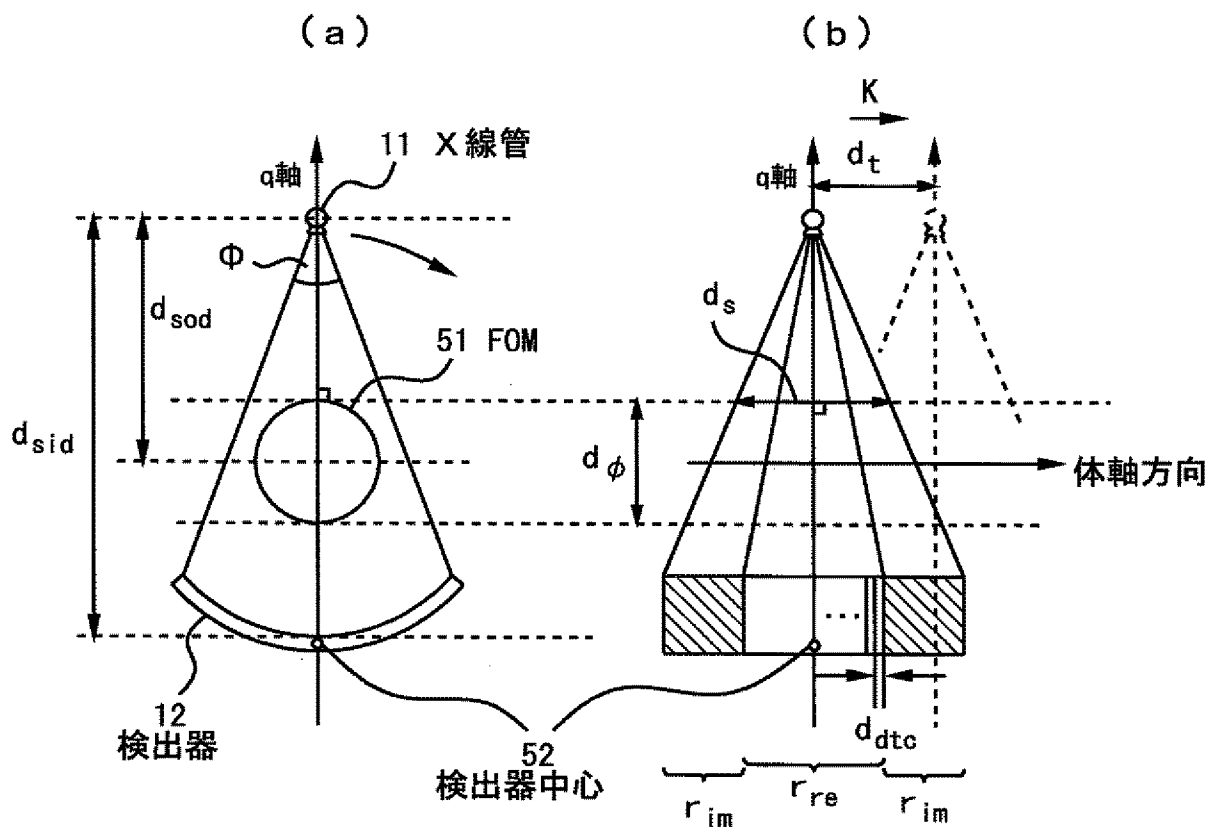
[図9]



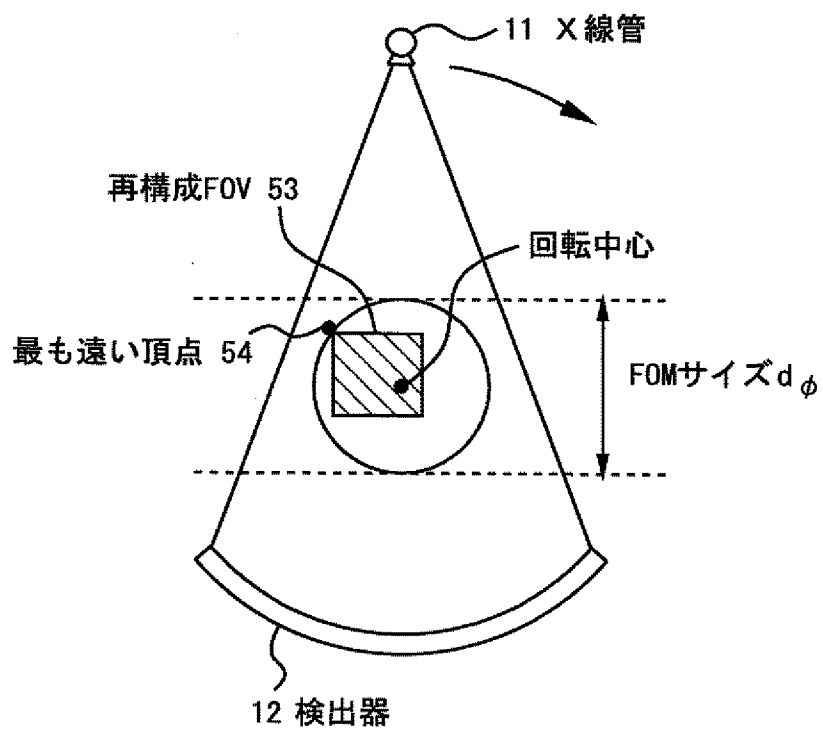
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/073473

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/03

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-136958 A (The University of Tokushima), 24 June 2010 (24.06.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	WO 2010/016425 A1 (Hitachi Medical Corp.), 11 February 2010 (11.02.2010), entire text; all drawings & CN 102105106 A	1-10
A	JP 2006-105975 A (General Electric Co.), 20 April 2006 (20.04.2006), entire text; all drawings & US 2006/0067461 A1 & EP 1643447 A1 & DE 602005003738 D	1-10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
31 October, 2011 (31.10.11)

Date of mailing of the international search report
08 November, 2011 (08.11.11)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/073473

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-065663 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 05 March 2002 (05.03.2002), entire text; all drawings & US 6798860 B1 & DE 10123816 A1 & IL 143073 D	1-10
A	JP 2001-509400 A (Analogic Corp.), 24 July 2001 (24.07.2001), entire text; all drawings & AU 8274098 A & CN 1268034 A & EP 996361 A & TW 381012 B & US 5907594 A & WO 1999/001065 A1	1-10

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/03(2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/03

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 1 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 1 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 1 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2010-136958 A（国立大学法人徳島大学） 2010.06.24, 全文、全図（ファミリーなし）	1-10
A	WO 2010/016425 A1（株式会社日立メディコ） 2010.02.11, 全文、全図 & CN 102105106 A	1-10
A	JP 2006-105975 A（ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ） 2006.04.20, 全文、全図	1-10

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

3 1 . 1 0 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

0 8 . 1 1 . 2 0 1 1

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

亀澤 智博

2 Q

4 7 4 6

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	& US 2006/0067461 A1 & EP 1643447 A1 & DE 602005003738 D JP 2002-065663 A (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) 2002.03.05, 全文、全図 & US 6798860 B1 & DE 10123816 A1 & IL 143073 D	1-10
A	JP 2001-509400 A (アナロジック コーポレーション) 2001.07.24, 全文、全図 & AU 8274098 A & CN 1268034 A & EP 996361 A & TW 381012 B & US 5907594 A & WO 1999/001065 A1	1-10