

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-142478

(P2010-142478A)

(43) 公開日 平成22年7月1日(2010.7.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 3	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/03 3 5 O R	
	A 6 1 B 6/03 3 5 O F	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-324199 (P2008-324199)	(71) 出願人	300019238
(22) 出願日	平成20年12月19日 (2008.12.19)		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
			アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
		(74) 代理人	100106541
			弁理士 伊藤 信和
		(72) 発明者	今井 靖浩
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
			ジーイー横河メディカルシステム株式会社 社内
		Fターム(参考)	4C093 AA22 CA13 EA07 FC11 FD07 FD09 FD11 FD13

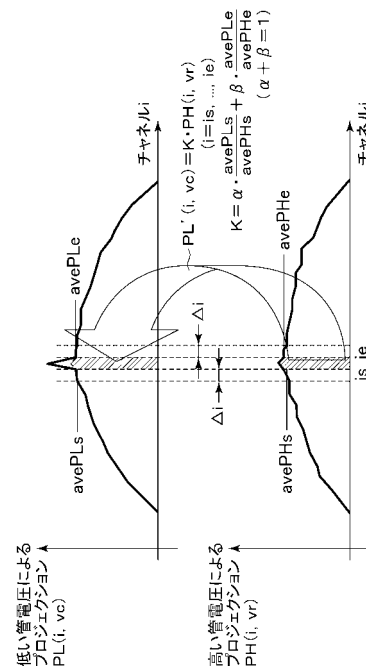
(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【要約】

【課題】 X線管の管電圧をビュー単位で高速に切り換えるデュアルエネルギー撮影による画像を精度よく高画質に得る。

【解決手段】 低い管電圧によるプロジェクションにおいて、基になった透過X線の検出信号強度がしきい値以下である補正対象データ $PL(is,vc) \sim PL(ie,vc)$ を、ビューが補正対象データのビュー vc に近接するビュー vr である、高い管電圧によるプロジェクションにおける対応データ $PH(is,vr) \sim PH(ie,vr)$ やその近接データを基に補正する。例えば、補正対象データを、対応データに近接するデータの代表値 $avePL$ に対する補正対象データに近接するデータの代表値 $avePH$ の比 K を対応データに乗算してなるデータに置換する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の管電圧と前記第 1 の管電圧より小さい第 2 の管電圧とにより被検体に X 線を照射する X 線管と、前記被検体の透過 X 線を検出する X 線検出器と、前記 X 線検出器による透過 X 線の検出信号強度に基づく複数ビューの投影データを用いて画像を生成する画像生成手段とを備える X 線 CT 装置であって、

前記画像生成手段は、

前記第 2 の管電圧による投影データ PL を構成するデータの中で、基になった透過 X 線の検出信号強度が所定レベル以下であるデータを特定する特定手段と、

前記第 1 の管電圧による投影データ PH を構成しており、前記特定されたデータの基になった透過 X 線と同一のパスおよび / または該パスに近接するパスを通る透過 X 線によるデータに基づいて、前記特定されたデータを補正する補正手段と、

前記投影データ PH と前記補正されたデータを含む投影データ PL とを用いて画像を作成する作成手段とを備える X 線 CT 装置。

【請求項 2】

前記 X 線管は、管電圧を前記第 1 の管電圧と前記第 2 の管電圧とに 1 または数ビュー単位にて繰り返し切り換えながら前記被検体に X 線を照射する請求項 1 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 3】

前記補正手段は、ビューが前記特定されたデータと近接しており、チャンネルが前記特定されたデータと同一である対応データおよび / または該対応データに近接するデータに基づいて前記特定されたデータを補正する請求項 2 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 4】

前記第 1 の管電圧による投影データ PH および前記第 2 の管電圧による投影データ PL は、前記第 1 の管電圧による投影データと前記第 2 の管電圧による投影データの少なくとも一方に対してビュー方向における補間処理を行うことにより、同一の複数ビューについてそれぞれ得られる投影データであり、

前記補正手段は、ビューおよびチャンネルが前記特定されたデータと同一である対応データおよび / または該対応データに近接するデータに基づいて、前記特定されたデータを補正する請求項 2 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 5】

前記補正手段は、前記対応データに近接する所定数のデータの代表値と前記特定されたデータに近接する所定数のデータの代表値との比に基づいて前記特定されたデータを補正する請求項 3 または請求項 4 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 6】

前記代表値は、平均値、中間値、最大値、および最小値のいずれかである請求項 5 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 7】

前記補正手段は、前記特定されたデータを、前記比に基づく係数を前記対応データに乗算してなるデータに置換する請求項 5 または請求項 6 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 8】

前記補正手段は、前記特定されたデータを、前記比に基づく係数を前記対応データに近接するデータに乗算してなるデータに置換する請求項 5 または請求項 6 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 9】

前記所定レベルは、前記投影データ PL または該投影データ PL を構成するデータの基になる透過 X 線の検出信号強度に基づいて変化する請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 10】

前記作成手段は、前記投影データ PH に基づく画像と前記補正されたデータを含む投影

10

20

30

40

50

データ P L に基づく画像との比または差分を表す画像を作成する請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の X 線 C T 装置。

【請求項 1 1】

前記作成手段は、前記投影データ P H に基づいて第 1 の画像を再構成するとともに、前記補正されたデータを含む投影データ P L に基づいて第 2 の画像を再構成し、前記第 1 および第 2 の画像を用いて前記比または差分を表す画像を作成する請求項 1 0 に記載の X 線 C T 装置。

【請求項 1 2】

前記作成手段は、前記投影データ P H と前記補正されたデータを含む投影データ P L とを用いて所定の投影データを作成し、該所定の投影データに基づいて前記比または差分を表す画像を再構成する請求項 1 0 に記載の X 線 C T 装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X 線 C T (Computed Tomography) 装置に関し、特にデュアルエネルギー (dual energy) 撮影に関する。

【背景技術】

【0002】

X 線 C T 装置を用いたデュアルエネルギー撮影方法が知られている。その 1 つとして、X 線管の管電圧を高い管電圧と低い管電圧とに数ビュー (view) 単位で繰り返し切り換えながら被検体に X 線を照射して、複数ビューにて被検体の透過 X 線を検出器で検出し、透過 X 線の検出信号強度に基づく上記複数ビューのプロジェクション (projection) を用いていわゆるデュアルエネルギー画像を生成する方法がある (例えば、特許文献 1, 図 4 等参照)。

20

【特許文献 1】特開 2008 - 279153 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところで、デュアルエネルギー撮影では、生成画像の画質をよくするため、透過 X 線の検出信号強度におけるフォトンノイズを、高い管電圧のときと低い管電圧のときとで所定レベル以下にし、更には同レベルにすることが望ましい。そのため、管電圧が変わっても被検体に照射される X 線の線量が一定となるよう、高い管電圧のときよりも低い管電圧のときに管電流をより大きく設定するのが理想である。

30

【0004】

一方、X 線管の管電流は管電圧と違って高速での切換えが難しく、単一の X 線管を用いる場合には、高い管電圧と低い管電圧とで管電流を大きく変えることができない場合がある。また、この場合に、仮に管電流を低い管電圧に合わせて設定すると、高い管電圧のときに被検体に照射する X 線の線量が過多になり、被検体への被曝が増大するという問題がある。

40

【0005】

そのため、デュアルエネルギー撮影において、上記のように管電流を大きく変えることができない事情がある場合には、低い管電圧のときに理想よりも低くなる電流値を設定することになり、低い管電圧側で被検体に照射する X 線の線量が不足し、生成画像にアーチファクト (artifact) が発生する場合がある。

【0006】

なお、線量不足による生成画像のアーチファクトを抑えるためのプロジェクション補正方法が種々提案されているが (例えば特許文献、特開 2001 - 112749 号公報, 特開 2004 - 208713 号公報等参照)、これらの補正方法は単一の管電圧による撮影を対象としており、デュアルエネルギー撮影にそのまま適用しても生成画像を精度よく高

50

画質に得ることは難しい。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記事情に鑑み、高い管電圧と低い管電圧とで管電流の差が小さいデュアルエネルギー撮影においても画像を精度よく高画質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 0 8 】

第 1 の観点では、本発明は、第 1 の管電圧と前記第 1 の管電圧より小さい第 2 の管電圧とにより被検体に X 線を照射する X 線管と、前記被検体の透過 X 線を検出する X 線検出器と、前記 X 線検出器による透過 X 線の検出信号強度に基づく複数ビューの投影データ (data) を用いて画像を生成する画像生成手段とを備える X 線 CT 装置であって、前記画像生成手段が、前記第 2 の管電圧による投影データ PL を構成するデータの中で、基になった透過 X 線の検出信号強度が所定レベル (level) 以下であるデータを特定する特定手段と、前記第 1 の管電圧による投影データ PH を構成しており、前記特定されたデータの基になった透過 X 線と同一のパスおよび / または該パスに近接するパスを通る透過 X 線によるデータに基づいて、前記特定されたデータを補正する補正手段と、前記投影データ PH と前記補正されたデータを含む投影データ PL とを用いて画像を作成する作成手段とを備える X 線 CT 装置を提供する。

10

【 0 0 0 9 】

ここで、「1 または数ビュー」は、1 ~ 10 ビュー程度である。

20

【 0 0 1 0 】

「ビュー」は、X 線管のビュー角度位置と、X 線管がそのビュー角度位置に位置するときの時刻とにより規定される概念である。

【 0 0 1 1 】

「X 線検出器」は、X 線管から発生する X 線ビーム (beam) の扇状に広がる方向に並ぶ複数の X 線検出素子により構成される検出器列を 1 または複数有する。

【 0 0 1 2 】

「検出信号強度」は、A/D (analog-digital) 変換後ではカウント (count) 数 (値) ともいう。

【 0 0 1 3 】

「投影データ」は、例えば、いわゆるプロジェクション (データ) である。プロジェクションは、X 線検出器の各 X 線検出素子における透過 X 線の検出信号強度を対数変換して得られる各チャネル (channel) のデータで構成されており、各チャネルのデータは、そのデータの基になった透過 X 線の検出信号強度が小さいほど大きい値を取る。

30

【 0 0 1 4 】

第 2 の観点では、本発明は、前記 X 線管が、管電圧を前記第 1 の管電圧と前記第 2 の管電圧とに 1 または数ビュー単位にて繰り返し切り換えながら前記被検体に X 線を照射する上記第 1 の観点の X 線 CT 装置を提供する。

【 0 0 1 5 】

第 3 の観点では、本発明は、前記補正手段が、ビューが前記特定されたデータと近接しており、チャネルが前記特定されたデータと同一である対応データおよび / または該対応データに近接するデータに基づいて前記特定されたデータを補正する上記第 2 の観点の X 線 CT 装置を提供する。

40

【 0 0 1 6 】

第 4 の観点では、本発明は、前記第 1 の管電圧による投影データ PH および前記第 2 の管電圧による投影データ PL が、前記第 1 の管電圧による投影データと前記第 2 の管電圧による投影データの少なくとも一方に対してビュー方向における補間処理を行うことにより、同一の複数ビューについてそれぞれ得られる投影データであり、前記補正手段が、ビューおよびチャネルが前記特定されたデータと同一である対応データおよび / または該対応データに近接するデータに基づいて、前記特定されたデータを補正する上記第 2 の観点

50

の X 線 CT 装置を提供する。

【 0 0 1 7 】

第 5 の観点では、本発明は、前記補正手段が、前記対応データに近接する所定数のデータの代表値と前記特定されたデータに近接する所定数のデータの代表値との比に基づいて前記特定されたデータを補正する上記第 3 の観点または第 4 の観点の X 線 CT 装置を提供する。

【 0 0 1 8 】

第 6 の観点では、本発明は、前記代表値が、平均値、中間値、最大値、および最小値のいずれかである上記第 5 の観点の X 線 CT 装置を提供する。

【 0 0 1 9 】

第 7 の観点では、本発明は、前記補正手段が、前記特定されたデータを、前記比に基づく係数を前記対応データに乗算してなるデータに置換する上記第 5 の観点または第 6 の観点の X 線 CT 装置を提供する。

【 0 0 2 0 】

第 8 の観点では、本発明は、前記補正手段が、前記特定されたデータを、前記比に基づく係数を前記対応データに近接するデータに乗算してなるデータに置換する上記第 5 の観点または第 6 の観点の X 線 CT 装置を提供する。

【 0 0 2 1 】

第 9 の観点では、本発明は、前記所定レベルが、前記投影データ PL または該投影データ PL を構成するデータの基になる透過 X 線の検出信号強度に基づいて変化する上記第 1

【 0 0 2 2 】

第 10 の観点では、本発明は、前記作成手段が、前記投影データ PH に基づく画像と前記補正されたデータを含む投影データ PL に基づく画像との比または差分を表す画像を作成する第 1 の観点から第 9 の観点のいずれか 1 つの観点の X 線 CT 装置を提供する。

【 0 0 2 3 】

「比または差分を表す画像」は、対応する画素間における画素値の比または差分をその画素と同じ位置の画素の画素値として作成される画像である。なお、比または差分を取る前に対象となる 2 画像の少なくとも一方の画素値をシフト(shift)変換またはリニア(linear)変換する場合を含む。

【 0 0 2 4 】

第 11 の観点では、本発明は、前記作成手段が、前記投影データ PH に基づいて第 1 の画像を再構成するとともに、前記補正されたデータを含む投影データ PL に基づいて第 2 の画像を再構成し、前記第 1 および第 2 の画像を用いて前記比または差分を表す画像を作成する上記第 10 の観点の X 線 CT 装置を提供する。

【 0 0 2 5 】

第 12 の観点では、本発明は、前記作成手段が、前記投影データ PH と前記補正されたデータを含む投影データ PL とを用いて所定の投影データを作成し、該所定の投影データに基づいて前記比または差分を表す画像を再構成する上記第 10 の観点の X 線 CT 装置を提供する。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 6 】

本発明によれば、上記構成により、低い管電圧による投影データにおける、基になった透過 X 線の検出信号強度が小さい補正対象データを、高い管電圧による投影データにおける、補正対象データの対応データやその近接データを基に補正するので、透過 X 線の検出信号強度が大きいことから信頼性が高く、基になった透過 X 線のパスが補正対象データと略同じであることから本来得られるべきデータと強い相関関係を有するデータを用いて補正対象データを補正することができ、高い管電圧と低い管電圧とで管電流の差が小さいデュアルエネルギー撮影においても画像を精度よく高画質に得ることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 7 】

以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【 0 0 2 8 】

図 1 は、本実施形態にかかる X 線 C T 装置 1 0 0 を示す構成図である。

【 0 0 2 9 】

この X 線 C T 装置 1 0 0 は、操作コンソール (console) 1 と、寝台装置 1 0 と、走査ガントリ (gantry) 2 0 とを具備している。

【 0 0 3 0 】

操作コンソール 1 は、ユーザ (user) の入力を受け付ける入力装置 2 と、デュアルエネルギー撮影を行うための各種の制御や画像を生成するための各種のデータ処理等を行う中央処理装置 3 と、走査ガントリ 2 0 で取得したデータを収集するデータ収集バッファ (buffer) 5 と、画像を表示するモニタ (monitor) 6 と、プログラム (program) やデータ等を記憶する記憶装置 7 とを具備している。

【 0 0 3 1 】

寝台装置 1 0 は、撮像対象 H を載せて走査ガントリ 2 0 の開口部 B に入れ出しするテーブル (table) 1 2 を具備している。テーブル 1 2 は、寝台装置 1 0 に内蔵するモータ (motor) で昇降および水平直線移動される。なお、ここでは、テーブル 1 2 の直線移動方向を z 方向、鉛直方向を y 方向、z 方向および y 方向に垂直な水平方向を x 方向とする。

【 0 0 3 2 】

走査ガントリ 2 0 は、回転部 1 5 と回転部 1 5 を回転可能に支持する本体部 2 0 a とを有する。回転部 1 5 には、X 線管 2 1 と、X 線管 2 1 を制御する X 線コントローラ (controller) 2 2 と、X 線管 2 1 から発生したコーンビーム (cone beam) X 線を整形するコリメータ (collimator) 2 3 と、X 線検出素子がチャンネル方向に複数配置された検出器列を z 方向に複数配列してなる X 線検出器 2 4 と、X 線検出器 2 4 の出力を投影データに変換して収集する D A S (Data Acquisition System) 2 5 と、X 線コントローラ 2 2 , コリメータ 2 3 , D A S 2 5 の制御を行う回転部コントローラ 2 6 とが搭載される。本体部 2 0 a は、制御信号などを操作コンソール 1 や寝台装置 1 0 とやり取りする制御コントローラ 2 9 を具備する。回転部 1 5 と本体部 2 0 a とは、スリップリング (slip ring) 3 0 を介して電氣的に接続されている。

【 0 0 3 3 】

なお、走査ガントリは、本発明における X 線照射・検出手段の実施形態の一例である。また、中央処理装置 3 は、本発明における特定手段、補正手段および作成手段を有する画像生成手段の実施形態の一例であり、これらの手段は中央処理装置 3 の機能により実現される。

【 0 0 3 4 】

これより、本実施形態におけるデュアルエネルギー撮影による画像生成処理について説明する。

【 0 0 3 5 】

図 2 は、本実施形態におけるデュアルエネルギー撮影による画像生成処理の一例を示すフロー (flow) 図である。

【 0 0 3 6 】

ステップ (step) S 1 では、スキャン (scan) 計画を立てる。ここで、ユーザが入力装置 2 を介して入力した情報を基に、デュアルエネルギー撮影に必要な諸種のスキャン条件を設定する。スキャン条件としては、例えば、スライス (slice) 厚、スキャン範囲、切換え管電圧、管電流、回転部 1 5 の 1 回転時間 (回転速度) 、テーブルスピード等がある。なお、切換え管電圧は、例えば、高い管電圧 (第 1 の管電圧) H V を 1 4 0 k V 、低い管電圧 (第 2 の管電圧) L V を 8 0 k V に設定する。1 回転時間は、例えば 1 秒に設定する。また、管電流は、例えば 1 2 0 m A に設定する。

【 0 0 3 7 】

ステップ S 2 では、設定されたスキャン条件に従ってスキャンを実行することによりデュアルエネルギー撮影を行う。まず、回転部 1 5 を回転させる。次に、例えば図 3 に示すように、管電圧を高い管電圧 H V と低い管電圧 L V とに 1 ビュー単位で交互に切り換えながら、X 線管 2 1 の焦点 F からの X 線 X b を被検体 H が置かれる撮像視野 S F O V に照射する。X 線検出器 2 4 は、各チャンネルにおける被検体 H の透過 X 線の検出信号を出力する。D A S 2 5 は、その各チャンネルの検出信号をビュー単位で収集して A D 変換し、検出信号強度に応じたカウント値を有するローデータ (raw data) をデータ収集バッファ 5 に送る。データ収集バッファ 5 は、そのローデータを記憶装置 7 に記憶する。なお、スキャンするビュー数は、例えば 2 0 0 0 ビュー程度とする。すなわち、高い管電圧 H V により 1 0 0 0 ビュー程度、低い管電圧 L V により 1 0 0 0 ビュー程度、データを収集する。

10

【 0 0 3 8 】

ステップ S 3 では、管電圧毎に前処理を行う。まず、中央処理装置 3 が、指定された所定のスライス位置に対応する所定ビュー角度分のローデータを記憶装置 7 から読み出す。そして、読み出したローデータを高い管電圧 H V によるローデータと低い管電圧 L V によるローデータとに分け、それぞれに所定の前処理を行う。前処理としては、例えば、対数変換、ビームハードニング (beam hardening) 補正、リファレンスチャンネル (reference channel) を用いたローデータの正規化 (リファレンス補正) 等がある。なお、ここでは、ローデータのカウント値を対数変換して得られるデータをプロジェクション (投影データ) と呼ぶ。また、高い管電圧 H V によるローデータを対数変換して得られるデータを高い管電圧 H V によるプロジェクション、低い管電圧 L V によるローデータを対数変換して得られるデータを低い管電圧 L V によるプロジェクションと呼ぶことにする。

20

【 0 0 3 9 】

ステップ S 4 では、低い管電圧によるプロジェクションの補正を行う。この補正の内容については、後ほど詳しく説明する。

【 0 0 4 0 】

ステップ S 5 では、管電圧毎に画像再構成処理を行う。すなわち、高い管電圧 H V による所定ビュー角度分のプロジェクションを画像再構成処理して高い管電圧 H V による断層像 G H を得る。また、低い管電圧 L V による所定ビュー角度分のプロジェクションを画像再構成処理して低い管電圧 L V による断層像 G L を得る。画像再構成処理には、例えばフィルタード・バックプロジェクション (filtered backprojection) を用いる。

30

【 0 0 4 1 】

ステップ S 6 では、高い管電圧 H V による断層像 G H と低い管電圧 L V による断層像 G L とを用いてデュアルエネルギー画像 D G を作成する。デュアルエネルギー画像 D G としては、例えば、断層像 G H と断層像 G L との比を表す比画像、断層像 G H と断層像 G L との差分を表す差分画像等がある。いずれも断層像中の物質を特定するのに有効な画像として知られている。なお、デュアルエネルギー画像は、高い管電圧によるプロジェクションと低い管電圧によるプロジェクションとを用いて所定のプロジェクションを作成し、その所定のプロジェクションを画像再構成処理しても同様に得られる。よって、デュアルエネルギー画像の作成手順は、本実施形態に限定されない。

【 0 0 4 2 】

40

ステップ S 7 では、作成したデュアルエネルギー画像 D G をモニタ 6 に表示する。

【 0 0 4 3 】

ここで、ステップ S 4 における低い管電圧によるプロジェクションの補正の内容について詳しく説明する。なお、ここでは、簡単化のため、単一の検出器列により収集されたデータに注目して説明する。また、ビュー番号を v 、チャンネル番号を i で表し、低い管電圧 L V によるローデータのカウント値を $CL(i, v)$ 、高い管電圧 H V によるプロジェクションのデータを $PH(i, v)$ 、低い管電圧 L V によるプロジェクションのデータを $PL(i, v)$ でそれぞれ表す。

【 0 0 4 4 】

図 4 は、管電圧が低い管電圧 L V であるビュー番号 v_c のビューのときに、X 線 X b を

50

X線管21の焦点Fから被検体Hに照射したときに得られるローデータのカウンタ値 $CL(i, vc)$ とプロジェクション $PL(i, vc)$ を示す図である。

【0045】

管電圧をビュー単位で高速に切り換えるデュアルエネルギー撮影の場合、前述したように、低い管電圧LVのときに発生するX線Xbの線量が少なくなるため、低い管電圧LVによるローデータのカウンタ値 $CL(i, vc)$ は、高い管電圧HVの場合よりも全体的に小さくなる。ローデータの中でカウンタ値が非常に小さいチャンネルのデータはフォトンノイズあるいはショットノイズ(shot noise)と呼ばれるノイズの影響を大きく受けるため、信頼性が低く、再構成画像のアーチファクトの原因となる場合が多い。そこで、低い管電圧LVによるプロジェクション $PL(i, vc)$ を構成する個々のデータすなわち各チャンネルのデータの中で、基になったローデータでのカウンタ値 $CL(i, vc)$ が所定のしきい値(所定レベル) th 以下となるデータ $PL(is, vc) \sim PL(ie, vc)$ を補正する。

10

【0046】

ただし、ここでの補正は、低い管電圧LVによる断層像GLだけ画質をよくするのではなく、目的の画像であるデュアルエネルギー画像DGが精度よく高画質で得られるようにする。したがって、ここでの補正は、低い管電圧LVによるプロジェクション $PL(i, v)$ に従来の補正方法を単純に適用するものではない。

【0047】

図5は、低い管電圧によるプロジェクションの補正処理の一例を示すフロー図である。

20

【0048】

ステップS41では、低い管電圧によるプロジェクション $PL(i, v)$ が存在する範囲内において、注目ビュー vc および注目チャンネル ic を設定する。なお、このステップを2回目以降で実行するときは、設定済みのビューおよびチャンネルを除いて設定する。

【0049】

ステップS42では、注目ビュー vc および注目チャンネル ic の低い管電圧によるローデータのカウンタ値 $CL(ic, vc)$ が、しきい値 th 以下であるか否かを判定する。判定条件が成立する場合にはステップS43に進み、判定条件が成立しない場合にはステップS47に進む。

【0050】

30

ステップS43では、注目チャンネル ic に続く連続したチャンネルについて、ステップS42と同様のしきい値判定処理を行い、例えば図4に示す補正対象データ $PL(is, vc) \sim PL(ie, vc)$ を特定する。

【0051】

ステップS44では、高い管電圧HVによるプロジェクション $PH(i, v)$ において、ビューが補正対象データのビュー vc と近接しており、チャンネルが補正対象データのチャンネル $is \sim ie$ と同一である、例えば図6に示す対応データ $PH(is, vr) \sim PH(ie, vr)$ を特定する。ここでは、管電圧を1ビュー単位で切り換えてデータを収集しているので、近接するビュー vr は $vc - 1$ または $vc + 1$ である。

【0052】

40

ステップS45では、対応データ $PH(is, vr) \sim PH(ie, vr)$ を基に、補正用データ $PL'(is, vc) \sim PL'(ie, vc)$ を算出する。

【0053】

補正対象データは、通常、本来得られるべきデータとどの程度の誤差があるか分からないデータである。しかし、ビューが互いに同一であるまたは互いに近接している、高い管電圧によるプロジェクションと低い管電圧によるプロジェクションとにおいては、互いに同一であるまたは互いに近接するチャンネル同士のデータは、略同じパス(path)を通る透過X線によるものと考えられる。したがって、対応データと補正対象データとの比は、対応データに近接するデータと補正対象データに近接するデータとの比に近い値を取ると推定できる。

50

【 0 0 5 4 】

そこで、例えば、図 7 に示すように、対応データ $PH(is, vr) \sim PH(ie, vr)$ に、対応データに近接する所定数のデータの代表値と、補正対象データに近接する所定数のデータの代表値との比に基づく所定の係数 K を乗算して、補正用データ $PL'(is, vc) \sim PL'(ie, vc)$ を算出する。代表値には、平均値、中間値、最小値、最大値等を用いることができるが、特にこれらに限定されない。

【 0 0 5 5 】

ここで、係数 K の算出方法を含む補正用データの算出方法について幾つか提案する。

【 0 0 5 6 】

次式は、第 1 の補正用データ算出方法を示す数式である。

10

【 数 1 】

$$PL'(i, vc) = K \cdot PH(i, vr) \quad (i = is, \dots, ie) \quad (\text{数式 1})$$

$$K = \frac{avePL}{avePH} \quad (\text{数式 2})$$

$$avePH = \frac{1}{2\Delta i} \left\{ \sum_{n=1}^{\Delta i} (PH(is-n, vr) + PH(ie+n, vr)) \right\} \quad (\text{数式 3})$$

20

$$avePL = \frac{1}{2\Delta i} \left\{ \sum_{n=1}^{\Delta i} (PL(is-n, vc) + PL(ie+n, vc)) \right\} \quad (\text{数式 4})$$

$$(1 \leq \Delta i \leq 10)$$

第 1 の補正用データ算出方法では、対応データ $PH(is, vr) \sim PH(ie, vr)$ に近接する前後各 Δi チャンネル分のデータにおける平均値 $avePH$ に対する、補正対象データ $PL(is, vc) \sim PL(ie, vc)$ に近接する前後各 Δi チャンネル分のデータにおける平均値 $avePL$ の比を係数 K とし、この係数 K を対応データに乗算して補正用データ $PL'(i, vc)$, $i = is, \dots, ie$ を算出する。ただし、 Δi はあまり大きすぎると、これら近接データの各チャンネルに対応する透過 X 線のパスと、補正対象データのチャンネルに対応する透過 X 線のパスとが殆ど同じであるとは見ることができなくなるので、1 ~ 10 程度で設定する。なお、計算に用いるデータすなわち対応データおよび補正対象データに近接するデータは、前後同数でなくてもよく、また、前寄り Δi チャンネル分のデータだけ、あるいは後寄り Δi チャンネル分のデータだけとしてもよい。

30

【 0 0 5 7 】

次式は、第 2 の補正用データ算出方法を示す数式である。

【数 2】

$$PL'(i,vc) = K \cdot PH(i,vr) \quad (i = is, \dots, ie) \quad (\text{数式 1})$$

$$K = \alpha \cdot \frac{avePLs}{avePHs} + \beta \cdot \frac{avePLe}{avePHe} \quad (\text{数式 5})$$

$$avePLs = \frac{1}{\Delta i} \sum_{n=1}^{\Delta i} PL(is-n,vc) \quad (\text{数式 6})$$

$$avePLe = \frac{1}{\Delta i} \sum_{n=1}^{\Delta i} PL(ie+n,vc) \quad (\text{数式 7})$$

$$avePHs = \frac{1}{\Delta i} \sum_{n=1}^{\Delta i} PH(is-n,vr) \quad (\text{数式 8})$$

$$avePHe = \frac{1}{\Delta i} \sum_{n=1}^{\Delta i} PH(ie+n,vr) \quad (\text{数式 9})$$

$$(1 \leq \Delta i \leq 10, \alpha + \beta = 1, 0 \leq \alpha, 0 \leq \beta)$$

10

20

第 2 の補正用データ算出方法では、対応データ $PH(is, vr) \sim PH(ie, vr)$ に近接する前寄り Δi チャンネル分のデータにおける平均値 $avePHs$ に対する、補正対象データ $PL(is, vc) \sim PL(ie, vc)$ に近接する前寄り Δi チャンネル分のデータにおける平均値 $avePLs$ の比と、対応データ $PH(is, vr) \sim PH(ie, vr)$ に近接する後寄り Δi チャンネル分のデータにおける平均値 $avePHe$ に対する、補正対象データ $PL(is, vc) \sim PL(ie, vc)$ に近接する後寄り Δi チャンネル分のデータにおける平均値 $avePLe$ の比とを重み付け加算したものを係数 K とし、この係数 K を対応データに乗算して補正用データ $PL'(i, v)$, $i = is, \dots, ie$ を算出する。重み係数 α , β は、常に一定であってもよいし、諸条件に従って変化させてもよい。

30

【0058】

次式は、第 3 の補正用データ算出方法を示す数式である。この算出方法は、第 2 の補正用データ算出方法において、重み係数 α , β を、チャンネルの位置に応じて変化させる場合の算出方法である。

【数 3】

$$PL'(i,vc) = K(i) \cdot PH(i,vr) \quad (i = is, \dots, ie) \quad (\text{数式 10})$$

$$K(i) = \alpha(i) \cdot \frac{avePLs}{avePHs} + \beta(i) \cdot \frac{avePLe}{avePHe} \quad (\text{数式 11})$$

$$\alpha(i) = \frac{ie-i}{ie-is}, \quad \beta(i) = \frac{i-is}{ie-is} \quad (\text{数式 12})$$

40

なお、より簡易的な方法として、対応データに近接するデータに所定の係数を乗算してなるデータを補正用データとして算出することもできる。また、1 チャンネル分の補正用データを補正対象データの各チャンネルの補正用データとしてもよい。

50

【 0 0 5 9 】

ステップ S 4 6 では、補正対象データ $PL(i_s, v_c) \sim PL(i_e, v_c)$ を、補正用データ $PL'(i_s, v_c) \sim PL'(i_e, v_c)$ に置換して補正する。

【 0 0 6 0 】

ステップ S 4 7 では、予定しているすべてのビューおよびチャンネルについて、ステップ S 4 2 および S 4 3 の補正対象を特定するための処理をしたかを判定する。判定条件が成立する場合にはこの補正処理を終了する。判定条件が成立しない場合にはステップ S 4 1 に進み、新たな注目チャンネルもしくは注目ビューを設定して補正処理を継続する。

【 0 0 6 1 】

なお、デュアルエネルギー撮影による画像生成処理において、図 8 に示すように、ステップ S 4 における低い管電圧 LV によるプロジェクションの補正を行う前に、管電圧毎のプロジェクションに対してビュー方向における補間処理（ステップ S 8）を行ってもよい。つまり、管電圧毎に、データが収集できなかった欠落したビューについて、その前後のビューのローデータもしくはプロジェクションを重み付け加算処理することにより、高い管電圧 HV によるプロジェクションと低い管電圧 LV によるプロジェクションとを同一の複数ビューについて得るようにする。

10

【 0 0 6 2 】

この場合には、同一のビューについて、高い管電圧 HV によるプロジェクションと低い管電圧 LV によるプロジェクションとがあるので、ステップ S 4 4 において特定する対応データのビュー v_r は、補正対象データのビュー v_c に近接するビューではなくビュー v_c そのものにする方がよい。

20

【 0 0 6 3 】

このように、上記の実施形態によれば、低い管電圧によるプロジェクションにおける、基になった透過 X 線の検出信号強度が小さい補正対象データを、高い管電圧によるプロジェクションにおける、補正対象データの対応データやその近接データを基に補正するので、透過 X 線の検出信号強度（カウント値）が大きいことから信頼性が高く、基になった透過 X 線のパスが補正対象データと略同じであることから本来得られるべきデータと強い相関関係を有するデータを用いて補正対象データを補正することができ、高い管電圧と低い管電圧とで管電流の差が小さいデュアルエネルギー撮影においても画像を精度よく高画質に得ることができる。

30

【 0 0 6 4 】

また、上記の実施形態によれば、対応データに近接する所定数のデータの代表値と、補正対象データに近接する所定数のデータの代表値との比に基づく係数を、対応データに乗算して補正用データを求めているので、補正対象データに近接するデータを用いて線形補間等により補正用データを求める場合と比較して、本来得られるべきデータにより近い補正用データを求めることができる。

【 0 0 6 5 】

なお、低い管電圧によるプロジェクションの補正に関する上記の説明においては、単一の検出器列により収集されたデータに注目して説明したが、検出器列が複数あることを考慮する場合でも、同様の補正が行える。すなわち、補正対象データやその対応データを特定する際に、パラメータとしてビュー番号、チャンネル番号の他に検出器列番号を加えるだけで、低い管電圧によるプロジェクションの補正を同様に行うことができる。

40

【 0 0 6 6 】

また、上記の実施形態では、補正対象データを特定する際のしきい値判定におけるしきい値 t_h は固定しているが、低い管電圧によるプロジェクションあるいは、そのプロジェクションの基になった透過 X 線の検出信号強度に基づいて変化させてもよい。例えば、プロジェクションを構成するデータやその基になった検出信号強度のヒストグラム、チャンネル方向における形状等に基づいてしきい値を変化させる。これにより、補正が必要なデータをよりの確に特定できるので、精度の高い補正が期待できる。

【 0 0 6 7 】

50

また、上記の実施形態では、管電圧を1ビュー毎に切り換えているが、もちろん2以上のビュー単位で切り換えてもよい。高い管電圧によるビュー数と低い管電圧によるビュー数とは等しくなくてもよい。また、回転部15を π +ファン角分または 2π 分回転させる毎に管電圧を高い管電圧と低い管電圧とに切り換えてもよい。

【0068】

また、上記の実施形態では、単一のX線管を用いてデュアルエネルギー撮影を行っているが、X線の照射方向が互いに異なる複数のX線管を用いてデュアルエネルギー撮影を行ってもよい。この場合、第1のX線管は高い管電圧が設定され、第2のX線管は低い管電圧が設定されてもよい。

【0069】

また、上記の実施形態では、高い管電圧によるプロジェクションのうち、補正対象データとビューが同一または近接するプロジェクションを構成しており、チャンネルが補正対象データと同一である対応データまたはその近接データを用いて補正対象データを補正している。しかし、高い管電圧によるプロジェクションのうち、補正対象データのビューの対向ビューまたはその対向ビューに近接するビューのプロジェクションを構成しており、チャンネルが補正対象データと同一である対応データまたはその近接するデータを用いても同様に補正することができる。要は、高い管電圧によるプロジェクションのうち、補正対象データの基になった透過X線のパスと同一のパスまたは近接するパスを通る透過X線によるデータであれば、それを基に補正対象データを補正することができる。

【0070】

また、上記の実施形態では、高い管電圧によるプロジェクションから、低い管電圧によるプロジェクションにおける補正対象データの補正用データを推定して求めているが、より簡易的な方法として、例えば、低い管電圧によるプロジェクション側に、基になった透過X線の検出信号強度が小さいために大きくなったそのデータの値をより小さくする周知の補正方法（線形補間方法等）を適用し、その補正結果と同等の結果が得られる補正を高い管電圧によるプロジェクション側の対応するデータにも施す方法が考えられる。この方法によれば、高い管電圧によるプロジェクションと低い管電圧によるプロジェクションのいずれにも同様のデータ変更が加えられるので、高い管電圧によるプロジェクションと低い管電圧によるプロジェクションとで互に対応するデータ間における値の比や差分が保たれ、精度を落とさずにアーチファクトを抑制したデュアルエネルギー画像を作成することができる。また、これにより、プロジェクションにおける空間分解能やノイズレベルが

【図面の簡単な説明】

【0071】

【図1】本実施形態にかかるX線CT装置を示す構成図である。

【図2】本実施形態におけるデュアルエネルギー撮影による画像生成処理の一例を示すフロー図である。

【図3】各ビューと管電圧との対応関係を示す図である。

【図4】低い管電圧によるローデータのカウンタ値とプロジェクションを示す図である。

【図5】低い管電圧によるプロジェクションの補正処理の一例を示すフロー図である。

【図6】高い管電圧によるローデータのカウンタ値とプロジェクションを示す図である。

【図7】補正用データの算出方法の一例を示す図である。

【図8】本実施形態におけるデュアルエネルギー撮影による画像生成処理の他の一例を示すフロー図である。

【符号の説明】

【0072】

100 X線CT装置

1 操作コンソール

2 入力装置

10

20

30

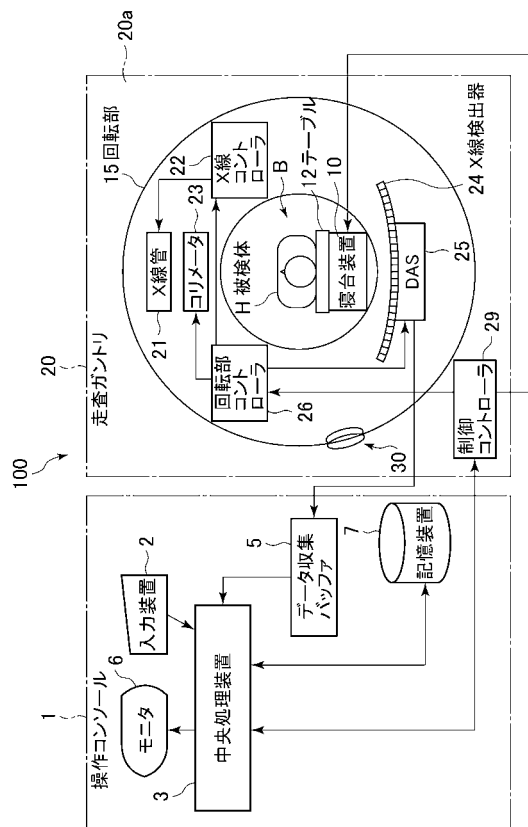
40

50

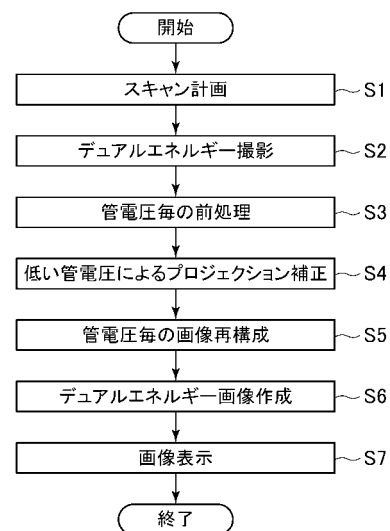
- 3 中央処理装置
- 5 データ収集バッファ
- 6 モニタ
- 7 記憶装置
- 10 寝台装置
- 12 テーブル
- 15 回転部
- 20 走査ガントリ
- 20a 本体部
- 21 X線管
- 22 X線コントローラ
- 23 コリメータ
- 24 X線検出器
- 25 D A S
- 26 回転部コントローラ
- 29 制御コントローラ
- 30 スリッピング
- B 開口部
- H 被検体

10

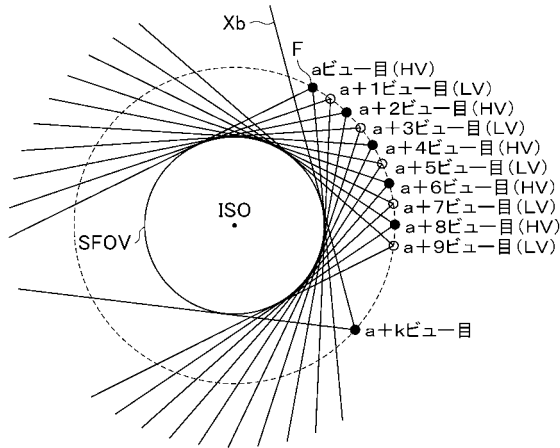
【図1】



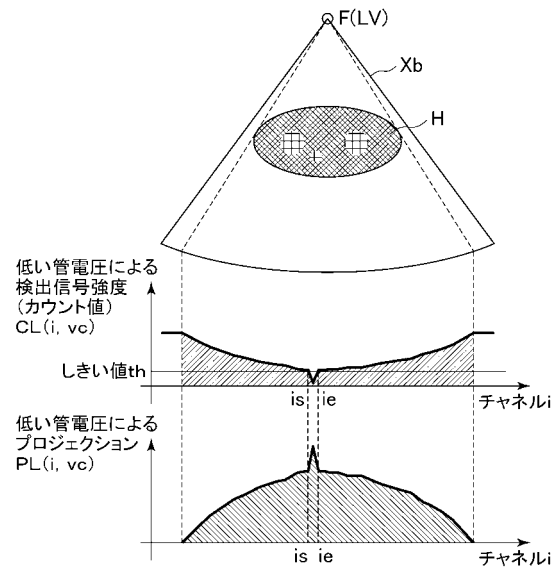
【図2】



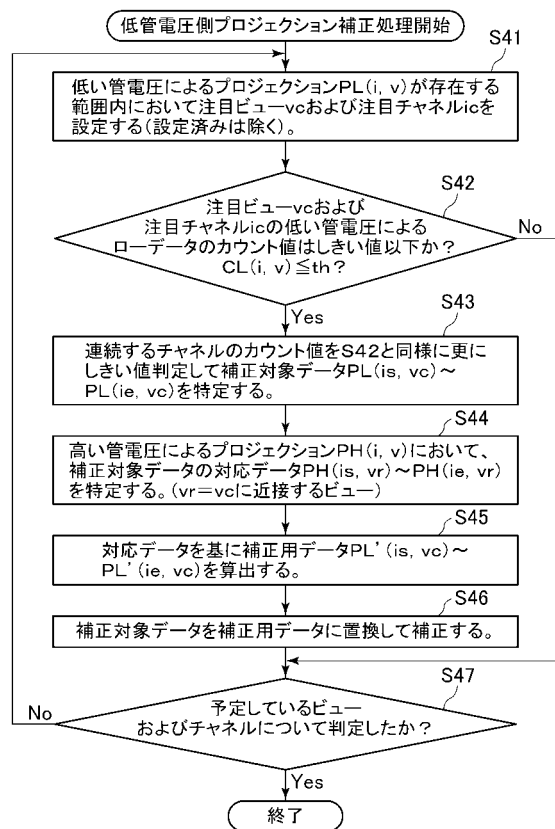
【図 3】



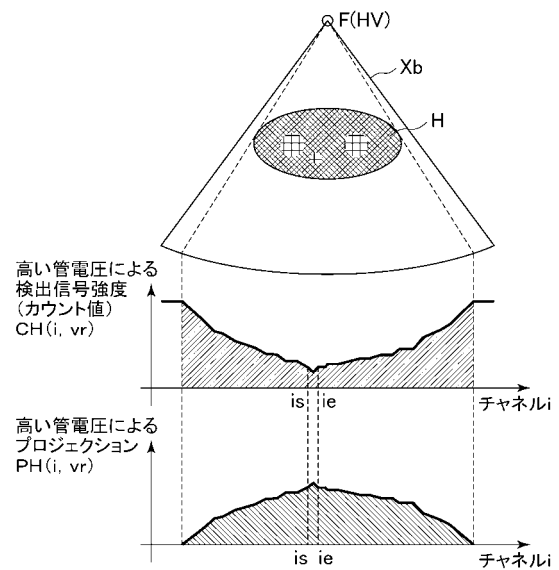
【図 4】



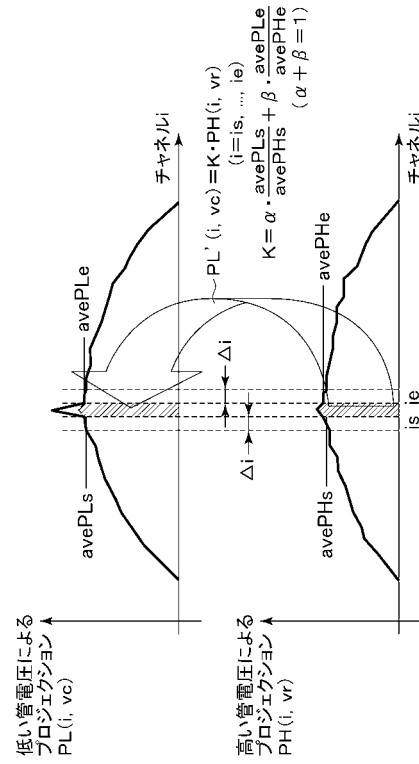
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【図 8】

