

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6283875号  
(P6283875)

(45) 発行日 平成30年2月28日 (2018. 2. 28)

(24) 登録日 平成30年2月9日 (2018. 2. 9)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 1 0 A

A 6 1 B 6/03 3 5 0 K

請求項の数 9 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2013-184508 (P2013-184508)  
 (22) 出願日 平成25年9月5日 (2013. 9. 5)  
 (65) 公開番号 特開2015-51081 (P2015-51081A)  
 (43) 公開日 平成27年3月19日 (2015. 3. 19)  
 審査請求日 平成28年8月18日 (2016. 8. 18)

(73) 特許権者 594164542  
 キヤノン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 100108855  
 弁理士 蔵田 昌俊  
 (74) 代理人 100109830  
 弁理士 福原 淑弘  
 (74) 代理人 100088683  
 弁理士 中村 誠  
 (74) 代理人 100103034  
 弁理士 野河 信久  
 (74) 代理人 100075672  
 弁理士 峰 隆司  
 (74) 代理人 100153051  
 弁理士 河野 直樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置、X線診断装置およびX線コンピュータ断層撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医用画像に関するX線条件を記憶する記憶部と、  
 前記医用画像を構成する複数の画素値の代表値に基づいて基準値を決定する基準値決定部と、  
 前記複数の画素値のうち、前記基準値より高い画素値を前記基準値より低い画素値に変換する画素値変換部と、  
 前記複数の画素値を前記画素値変換部により変換した変換画像を、散乱関数に基づいて、前記医用画像における散乱線画像に変換する散乱線画像発生部と、  
 前記医用画像から前記散乱線画像を差分することにより、散乱線を低減した散乱線低減画像を発生する散乱線低減画像発生部と、  
 を具備することを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 2】

前記基準値決定部は、  
 前記複数の画素値の最頻値を前記代表値として用いて、前記基準値を決定すること、  
 を特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記基準値決定部は、  
 前記医用画像の関心領域に含まれる複数の画素値の平均値または中央値を前記代表値として用いることで、前記基準値を決定すること、

10

20

を特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記 X 線条件あるいは投影データに基づいて、被検体厚を決定する被検体厚決定部と、  
前記 X 線条件と前記被検体厚とに基づいて前記散乱関数を決定する散乱関数決定部とを  
さらに具備すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記散乱線画像発生部は、  
前記変換画像のフーリエ変換を、前記散乱関数のフーリエ変換に基づいて、前記散乱線  
画像に変換すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の医用画像処理装置を備えた X 線診断装置であって、

X 線を発生する X 線発生部と、

前記 X 線を検出する X 線検出部と、

前記 X 線検出部からの出力に基づいて、前記医用画像を発生する医用画像発生部と、

をさらに具備することを特徴とする X 線診断装置。

【請求項 7】

X 線を発生する X 線発生部と、

前記 X 線を検出する X 線検出部と、

前記 X 線検出部からの出力に基づいて、医用画像を発生する医用画像発生部と、

前記医用画像に関する X 線条件を記憶する記憶部と、

前記医用画像を構成する複数の画素値の代表値に基づいて基準値を決定する基準値決定  
部と、

前記複数の画素値のうち、前記基準値より高い画素値を前記基準値より低い画素値に変  
換する画素値変換部と、

前記複数の画素値を前記画素値変換部により変換した変換画像を、散乱関数に基づいて  
、前記医用画像における散乱線画像に変換する散乱線画像発生部と、

前記医用画像から前記散乱線画像を差分することにより、散乱線を低減した散乱線低減  
画像を発生する散乱線低減画像発生部と、

を具備することを特徴とする X 線診断装置。

【請求項 8】

X 線を発生する X 線管に前記 X 線を検出する X 線検出部を対向させて、回転軸周りを回  
転可能に支持する回転支持機構と、

前記 X 線検出部からの出力に基づいて、複数のビューにそれぞれ対応する複数の投影デ  
ータセットを発生する投影データ発生部と、

前記ビューのうち 90°異なるビューに対応する投影データセットに基づいて、前記ビ  
ューごとの被検体厚を決定する被検体厚決定部と、

前記被検体厚と X 線条件とに基づいて、散乱関数を決定する散乱関数決定部と、

前記投影データセット各々を構成する複数の投影データ値の代表値に基づいて、前記投  
影データセット各々の基準値を決定する基準値決定部と、

前記投影データセット各々に対応する前記基準値を用いて、前記投影データ値のうち前  
記基準値より高い投影データ値を、前記基準値より低い投影データ値に変換する投影デ  
ータ値変換部と、

前記投影データ値を前記投影データ値変換部により変換した変換データセット各々を、  
前記ビューごとの前記散乱関数に基づいて、前記ビュー各々に対応する散乱線データセ  
ットに変換する散乱線データ発生部と、

前記投影データセットから前記散乱線データセットを前記ビューごとに差分することに  
より、散乱線を低減した複数の散乱線低減投影データセットを発生する散乱線低減投影デ  
ータ発生部と、

10

20

30

40

50

前記散乱線低減投影データセットに基づいて、ボリュームデータを再構成する再構成部と、

を具備することを特徴とするX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項9】

前記基準値決定部は、前記代表値に所定の定数を乗算することにより、前記基準値を決定すること、

を特徴とする請求項1乃至5のうちいずれか一項に記載の医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、医用画像処理装置、X線診断装置およびX線コンピュータ断層撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、X線画像透視撮影装置によってX線を検出する場合、被検体により散乱されたX線（以下、散乱線と呼ぶ）が検出器に入射することがある。散乱線を検出器に入射させないために、グリッドが使用される。図14は、X線管から発生されたX線が、フラットパネルディテクタ（Flat Panel Detector：以下、FPDと呼ぶ）に検出される様子を図示したものである。一点鎖線で示す直接線は、被検体Pを透過しないX線である。点線で示す散乱線は、被検体Pを透過し、その際に被検体Pによって散乱されたX線である。実線で示す被検体Pを透過する非散乱線は、被検体Pを透過し散乱されないX線である。

【0003】

グリッドは例えば、X線を透過するアルミニウムなどの箔とX線の散乱線を吸収する鉛などの箔とを交互に並べたパターン構造を有する。図14のように、グリッドを検出器のX線入射面に配置してX線撮影あるいはX線透視が実行された場合、散乱線はグリッドによって除去される。これにより散乱線は、検出器に到達し難くなる。このことから、検出器に到達する散乱線の線量は低減される。しかしながら、グリッドにより除去されずに検出器に到達する散乱線もある。検出器に到達した散乱線は、検出器からの出力に基づいて発生された画像（以下、医用画像と呼ぶ）においてノイズとして表示される。このため、医用画像における散乱線成分を低減させる処理が実行される（以下、散乱線補正処理と呼ぶ）。

【0004】

従来、散乱線補正処理のひとつとして、周波数空間上の演算で散乱線補正処理を実行する手法がある。散乱線補正処理により散乱線成分が低減された画像（以下、散乱線低減画像と呼ぶ）のフーリエ変換は、医用画像のフーリエ変換と散乱関数のフーリエ変換とに基づいて、発生される。さらに、散乱線低減画像のフーリエ変換に逆フーリエ変換を適用することにより、散乱線低減画像が発生される。しかしながら、上記手法では、医用画像における画素の位置に応じて散乱関数を変化させることができない。従って、例えば直接線成分を含む医用画像または、被検体Pのうち部分的に厚みの薄い部分（以下、薄体厚部分と呼ぶ）を透過した非直接線成分を有する医用画像などにおいて、散乱線成分を適切に低減できない。例えば、散乱線成分を過度に補正してしまう（以下、過補正と呼ぶ）という問題がある。

【0005】

上記問題を解決するために、以下に示すように、繰り返し演算を所定の回数に亘って実行することにより、散乱線低減画像を発生する方法がある。この方法では、繰り返し回数が1回目のとき、医用画像に基づいて第1の散乱線成分が推定される。ここで、第1の散乱線成分は、医用画像における複数の画素値と散乱関数との畳み込み和に、直接線比率を乗じることにより計算される。直接線比率とは、医用画像各々の画素において、直接線の線量と散乱線の線量との和に対する直接線の線量の比率である。次いで、医用画像から第

10

20

30

40

50

1の散乱線成分を減算することにより、第1の散乱線低減画像が発生される。

【0006】

繰り返し回数が2回目のとき、第1の散乱線低減画像に基づいて第2の散乱線成分が推定される。ここで、第2の散乱線成分は、第1の散乱線低減画像における複数の画素値と散乱関数との畳み込み和に、直接線比率を乗じることにより計算される。直接線比率とは、第1の散乱線低減画像各々の画素において、直接線の線量と散乱線の線量との和に対する直接線の線量の比率である。次いで、第2の散乱線成分から第1の散乱線成分を減算することにより、第2の散乱線低減画像が発生される。

【0007】

すなわち、繰り返し回数が $n$  ( $n$ は2以上の自然数)のとき、第 $(n-1)$ の散乱線低減画像に基づいて、第 $n$ の散乱線成分が推定される。ここで、第 $n$ の散乱線成分は、第 $(n-1)$ の散乱線低減画像における複数の画素値と散乱関数との畳み込み和に、直接線比率を乗じることにより計算される。直接線比率とは、第 $(n-1)$ の散乱線低減画像各々の位置において、直接線の線量と散乱線の線量との和に対する直接線の線量の比率である。次いで、第 $n$ の散乱線成分から第 $(n-1)$ の散乱線成分を減算することにより、第 $n$ の散乱線低減画像が発生される。以上の処理を所定の回数に亘って繰り返すことにより、散乱線低減画像が発生される。

【0008】

通常、繰り返し回数 $n$ が大きくなるほど、散乱線補正処理の精度は向上する。しかしながら上記手法では、 $n$ の値が大きくなるほど畳み込み和の回数が増加するため、計算量が増大する問題がある。すなわち、上記手法では、散乱線補正処理の実行に時間がかかる問題がある。例えば、X線透視においては表示遅延あるいはフレーム落ちなどが生じ、リアルタイムな表示が困難になる問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2011-147615号公報

【非特許文献】

【0010】

【非特許文献1】Meikle, Steven R., Brian F. Hutton, and Dale L. Bailey. "A transmission-dependent method for scatter correction in SPECT." Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine 35.2 (1994): 360.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

目的は、直接線成分を有する医用画像および、被検体のうち部分的に厚みの薄い部分を透過した非直接線成分を有する医用画像であっても、計算量を抑えて、過補正なく散乱線低減画像を発生することができる医用画像処理装置、X線診断装置およびX線コンピュータ断層撮影装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本実施形態に係る医用画像処理装置は、医用画像に関するX線条件を記憶する記憶部と、前記医用画像を構成する複数の画素値の代表値に基づいて基準値を決定する基準値決定部と、前記複数の画素値のうち、前記基準値より高い画素値を前記基準値より低い画素値に変換する画素値変換部と、前記複数の画素値を前記画素値変換部により変換した変換画像を、散乱関数に基づいて、前記医用画像における散乱線画像に変換する散乱線画像発生部と、前記医用画像から前記散乱線画像を差分することにより、散乱線を低減した散乱線低減画像を発生する散乱線低減画像発生部と、を具備することを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0013】

10

20

30

40

50

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置の構成の一例を示す構成図である。

【図 2】図 2 は、第 1 の実施形態に係り、医用画像を構成する複数の画素値の分布の一例を示す図である。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係り、直接線成分を有する医用画像に対して、散乱線補正処理を適用して発生した散乱線低減画像の一例を示す図である。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態に係り、直接線成分を有しない医用画像に対して、散乱線補正処理を適用して発生した散乱線低減画像の一例を示す図である。

【図 5】図 5 は、第 1 の実施形態に係り、散乱線補正処理の手順の一例を示すフローチャートである。

10

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態の変形例に係り、医用画像における関心領域の設定の一例を示す図である。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態の変形例に係り、散乱線補正処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【図 8】図 8 は、第 2 の実施形態に係る X 線診断装置の構成の一例を示す構成図である。

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態に係り、散乱線補正処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【図 10】図 10 は、第 2 の実施形態の変形例に係り、散乱線補正処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【図 11】図 11 は、第 3 の実施形態に係る X 線コンピュータ断層撮影装置の構成の一例を示す構成図である。

20

【図 12】図 12 は、第 3 の実施形態に係り、ビュー角とチャンネル番号とにより規定される投影データ値を濃淡で表したサイノグラムの一列を示す図である。

【図 13】図 13 は、第 3 の実施形態に係り、散乱線補正処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【図 14】図 14 は、従来技術に係る図面である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、図面を参照しながら実施形態に係る医用画像処理装置 1 を説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

30

【0015】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 の構成を示している。医用画像処理装置 1 は、インターフェース部 3 と、記憶部 5 と、被検体厚決定部 7 と、散乱関数決定部 9 と、基準値決定部 11 と、画素値変換部 13 と、散乱線画像発生部 15 と、散乱線低減画像発生部 17 と、入力部 19 と、表示部 21 と、制御部 23 とを有する。

【0016】

インターフェース部 3 は、ネットワークを介して複数の医用画像診断装置に接続される。医用画像診断装置は、例えば、X 線診断装置、X 線コンピュータ断層撮影 (Computed Tomography: 以下、CT と呼ぶ)、磁気共鳴イメージング (Magnetic Resonance Imaging: 以下 MRI と呼ぶ) 装置、超音波診断装置、核医学診断装置 (例えば、陽電子放出コンピュータ断層撮影 (Positron Emission Computed Tomography: 以下、PET と呼ぶ) 装置、単光子放出コンピュータ断層撮影 (Single Photon Emission Computed Tomography: 以下、SPECT と呼ぶ) 装置) などである。

40

【0017】

インターフェース部 3 は、医用画像診断装置から取り込んだ医用画像および X 線条件を、後述する記憶部 5 に出力する。X 線条件は、X 線撮影および X 線透視における、管電圧

50

、管電流、パルス時間、X線を照射する範囲を示す照射野などの条件である。なお、インターフェース部3は、医用画像診断装置から取り込んだ医用画像を、基準値決定部11、画素値変換部13、散乱線低減画像発生部17、表示部21などに、適宜出力してもよい。

#### 【0018】

記憶部5は、インターフェース部3から取り込んだX線条件、医用画像、後述する入力部19から送られてくる操作者の指示などを記憶する。なお、X線条件は、後述する入力部19を介して操作者が適宜変更可能である。操作者の指示は、後述する入力部19にて操作者が入力する各種指示、命令、情報、選択、設定などである。なお、記憶部5は、後述する散乱線補正処理に関するプログラムを記憶してもよい。

10

#### 【0019】

被検体厚決定部7は、記憶部5に記憶されたX線条件に基づいて被検体厚を決定する。X線条件はX線の発生に関する、管電圧、管電流、撮影時間などの条件である。被検体厚決定部7は図示していないメモリを備え、例えば、管電圧に対する被検体厚の対応表（以下、管電圧体厚対応表と呼ぶ）を記憶する。なお、管電圧体厚対応表は、管電圧以外の他の要素（例えば管電流、管電流時間積など）に対する被検体厚の対応表であってもよい。具体的には、被検体厚決定部7は、記憶部5から読み出したX線条件および管電圧体厚対応表に基づいて、被検体厚を決定する。なお、被検体厚は、後述する入力部19を介して、操作者の指示により決定されてもよい。

#### 【0020】

20

散乱関数決定部9は、記憶部5に記憶されたX線条件と、被検体厚決定部7で決定された被検体厚とに基づいて、散乱関数を決定する。散乱関数決定部9は図示していないメモリを備え、X線条件および被検体厚に対する散乱関数の対応表（以下、散乱関数対応表と呼ぶ）を記憶する。なお、散乱関数とは、医用画像において散乱線成分に対応する関数である。具体的には、散乱関数決定部9は、被検体厚決定部7で決定された被検体厚と記憶部5から読み出したX線条件、および散乱関数対応表とに基づいて、散乱関数を決定する。

#### 【0021】

基準値決定部11は、医用画像を構成する複数の画素値の代表値に所定の定数を乗算し、基準値を決定する。基準値決定部11は図示していないメモリを備え、所定の定数を記憶する。なお、所定の定数は、後述の入力部19を介して操作者の指示により変更されてもよい。所定の定数については、後程詳述する。基準値決定部11は、医用画像を構成する複数の画素値の最頻値を決定し、上記代表値として用いる。

30

#### 【0022】

なお、X線透視あるいは連続X線撮影などにおいて、上述の被検体厚決定部7、散乱関数決定部9、基準値決定部11の処理は、X線透視あるいは連続X線撮影などの前に実行されてもよい。上記各々の処理に用いられる医用画像は、X線透視あるいは連続X線撮影などの前に、インターフェース部3を介して入手される。

#### 【0023】

図2は、医用画像を構成する複数の画素値の分布（画素値分布）の一例を示す図である。画素値分布において直接線成分は、被検体Pの透過による線量の減弱がないため、非直接線成分に比べ高い画素値の範囲に存在する。

40

#### 【0024】

また、被検体Pのうち部分的に厚みの薄い部分（以下、薄体厚部分と呼ぶ）を透過した非直接線成分は、直接線成分と同様に、被検体Pの透過による線量の減弱が少ないため、非直接線成分に比べ高い画素値の範囲に存在する。説明を具体的にするため、胸部を対象とした医用画像を用いて説明する。胸部を対象とした医用画像において、胸部の厚みはほぼ一定である。しかし、被検体Pと背景との境界部分あるいは腕や首などの部分が、医用画像に投影される場合がある。上記部分は、胸部に比べ厚みが薄いため、被検体Pの透過による線量の減弱が他の非直接線成分に比べて少ない。従って、薄体厚部分を透過した非

50

直接線成分は、他の非直接線成分に比べ高い画素値の範囲に存在する。

【0025】

以下、説明を簡単にするために、直接線成分を有する医用画像についてのみ説明する。薄体厚部分を透過した非直接線成分を有する医用画像についても、同様の効果を有する。

【0026】

画素値変換部13は、図示していないメモリを備え、画素値変換表を記憶する。画素値変換表は、変換前の画素値と変換後の画素値との対応関係を示している。画素値変換部13は、画素値変換表および基準値に基づいて、医用画像を構成する複数の画素値のうち、基準値より高い画素値を基準値より低い画素値に変換する。例えば、画素値変換部13は、医用画像における直接線成分を有する画素の画素値を、低い画素値に変換する。

10

【0027】

具体的には、画素値変換表は、例えば以下のような、変換前の画素値と変換後の画素値との対応関係を表す。画素値変換部13は、医用画像の画素値のうち基準値以下の画素値に対して恒等変換を実行する。なお、画素値変換部13は、医用画像の画素値のうち基準値以下の画素値を不変としてもよい。画素値変換部13は、医用画像の画素値のうち基準値以上であって基準値の2倍以下である画素値を、基準値以下の画素値に変換する。画素値変換部13は、医用画像の画素値のうち基準値の2倍以上の画素値を0に変換する。なお、基準値以上であって基準値の2倍以上である画素値を低い画素値に変換することにより、医用画像の画素値を変換した画像（以下、変換画像と呼ぶ）を用いて、後述する散乱線画像発生部15により発生された散乱線画像において、アーチファクトの発生を抑制させることができる。

20

【0028】

以下、説明を具体的にするために、上記対応関係を持つ画素値変換表を一例として用いる。

【0029】

なお、後述の入力部19において、操作者などの指示により基準値を変更させることで、画素値変換表は変更される。基準値は、所定の定数を変更することで変更される。所定の定数について、詳細は後述する。以下、医用画像の画素値を変換した画像を、変換画像と呼ぶ。

【0030】

30

散乱線画像発生部15は、医用画像を構成する複数の画素値を画素値変換部13により変換した変換画像を、散乱関数に基づいて、医用画像における散乱線画像に変換する。具体的には、散乱線画像発生部15は、変換画像のフーリエ変換を発生する。散乱線画像発生部15は、散乱関数のフーリエ変換を発生する。散乱線画像発生部15は、散乱関数のフーリエ変換を散乱関数のフーリエ変換と1との和で除算する（以下、除算の結果を散乱関数項と呼ぶ）。散乱線画像発生部15は、変換画像のフーリエ変換と散乱関数項とを乗算することで、散乱線画像のフーリエ変換を発生する。

【0031】

散乱線画像発生部15は、散乱線画像のフーリエ変換に逆フーリエ変換を適用することで、散乱線画像を発生する。変換画像のフーリエ変換と散乱関数項とを乗算することは、実空間において、医用画像の画素の位置に応じて近似的に散乱関数を変化させることに対応する。すなわち、散乱線画像は、散乱関数を医用画像の画素の位置に応じて近似的に変化させた画像である。

40

【0032】

散乱線低減画像発生部17は、医用画像から散乱線画像を差分することにより、散乱線低減画像を発生する。散乱線画像発生部15は、散乱線低減画像を表示部21に出力する。図3は、直接線成分を有する医用画像の散乱線低減画像の一例を示す図である。図3における領域Aは、直接線成分が多く含まれる画素領域である。図3から明らかなように、直接線成分を有する医用画像においても、本実施形態における散乱線補正処理を適用することにより、適切に散乱線補正処理が実行されている。すなわち、過度に補正すること（

50

以下、過補正と呼ぶ)なく散乱線補正処理が実行されている。図4は、直接線成分を有しない医用画像の散乱線低減画像の一例を示す図である。図4から明らかなように、直接線成分を有しない医用画像においても、本実施形態における散乱線補正処理を適用することにより、適切に散乱線補正処理が実行されている。

#### 【0033】

入力部19は、操作者などからの各種指示、命令、情報、選択、設定などを後述する制御部23に入力する。なお、入力部19は、所定の定数を操作者の指示により制御部23に入力してもよい。入力に基づいて、制御部23は、基準値決定部11のメモリに記憶された所定の定数を更新する。所定の定数は、直接線成分の画素値を低い画素値に変換するような値が望ましい。

10

#### 【0034】

入力部19は、上記各種指示、命令、情報、選択、設定などを入力するためのトラックボール、スイッチボタン、マウス、マウス・ホイール、キーボード等の入力デバイスを有する。なお、入力デバイスは、表示部21における表示画面を覆うタッチパネルでもよい。入力部19は、基準値決定部11で用いる医用画像上の関心領域を入力することも可能である。例えば、表示部21が表示した医用画像上にマウスのカーソルを移動させ、クリック、ドラッグなどを行うことにより、関心領域を設定する操作を入力する。

#### 【0035】

表示部21は、散乱線低減画像発生部17で発生された散乱線低減画像を表示する。また、関心領域を入力する際に、医用画像を表示することも可能である。

20

#### 【0036】

制御部23は、図示していないCPU(Central Processing Unit)とメモリを備える。制御部23は、入力部19から送られてくる操作者の指示などの情報を、図示していないメモリに一時的に記憶する。制御部23は、メモリに記憶された操作者の指示などに従って、画像処理を実行するために、被検体厚決定部7、散乱関数決定部9、基準値決定部11、画素値変換部13、散乱線画像発生部15、散乱線低減画像発生部17などを制御する。

#### 【0037】

図5は、第1の実施形態における散乱線補正処理の手順の一例を示すフローチャートである。

30

#### 【0038】

X線条件が、記憶部5から読み出される(ステップS a 1)。X線条件に基づいて、被検体厚が決定される(ステップS a 2)。被検体厚とX線条件とに基づいて、散乱関数が決定される(ステップS a 3)。X線条件によりX線撮影あるいはX線透視された医用画像を構成する複数の画素値の代表値に所定の定数を乗算し、基準値が決定される(ステップS a 4)。医用画像を構成する複数の画素値のうち、基準値より高い画素値が基準値より低い画素値に変換される(ステップS a 5)。医用画像の画素値を変換された変換画像と散乱関数とに基づいて、散乱線画像が発生される(ステップS a 6)。医用画像から散乱線画像を差分することにより、散乱線低減画像が発生される(ステップS a 7)。散乱線低減画像が表示される(ステップS a 8)。

40

#### 【0039】

(変形例)

第1の実施形態との相違は、基準値決定部11において、関心領域に含まれる画素値の代表値に基づいて基準値を決定することにある。

#### 【0040】

入力部19は、操作者などからの関心領域の設定を制御部23に入力する。

#### 【0041】

基準値決定部11は、入力部19で入力された関心領域に含まれる複数の画素値の平均値または中央値を代表値として用いることで、基準値を決定する。図6は、医用画像における関心領域の設定の一例を示す図である。

50



## 【 0 0 4 2 】

図 7 は、第 1 の実施形態の変形例における散乱線補正処理の手順の一例を示すフローチャートである。

## 【 0 0 4 3 】

表示部 2 1 で、医用画像が表示される（ステップ S b 1 ）。入力部 1 9 で入力された関心領域が、記憶部 5 に記憶される（ステップ S b 2 ）。X 線条件が、記憶部 5 から読み出される（ステップ S b 3 ）。X 線条件に基づいて、被検体厚が決定される（ステップ S b 4 ）。被検体厚と X 線条件とに基づいて、散乱関数が決定される（ステップ S b 5 ）。X 線条件により X 線撮影あるいは X 線透視された医用画像の関心領域に含まれる複数の画素値の代表値に所定の定数を乗算し、基準値が決定される（ステップ S b 6 ）。医用画像を構成する複数の画素値のうち、基準値より高い画素値が基準値より低い画素値に変換される（ステップ S b 7 ）。医用画像の画素値を変換された変換画像と散乱関数とに基づいて、散乱線画像が発生される（ステップ S b 8 ）。医用画像から散乱線画像を差分することにより、散乱線低減画像が発生される（ステップ S b 9 ）。散乱線低減画像が表示される（ステップ S b 1 0 ）。

10

## 【 0 0 4 4 】

以上に述べた構成によれば、以下のような効果を得ることができる。

## 【 0 0 4 5 】

第 1 の実施形態における医用画像処理装置 1 によれば、医用画像に基づいて、基準値を決定することができる。画素値変換表および基準値に基づいて、医用画像を構成する複数の画素各々の画素値を変換し、変換画像が発生することができる。変換画像は、医用画像を構成する複数の画素値のうち、基準値より高い画素値を基準値より低い画素値に変換されたものである。また、X 線条件および被検体厚に基づいて、散乱関数を決定することができる。本実施形態によれば、変換画像を用いることで、散乱関数を医用画像の画素の位置に応じて変化させて散乱線画像が発生することができる。これにより、散乱線画像は、医用画像における直接線成分を低減して発生される。すなわち、直接線成分を有する医用画像に対して、本実施形態における散乱線補正処理を適用することにより、過補正なく散乱線低減画像が発生することができる。

20

## 【 0 0 4 6 】

薄体厚部分を透過した非直接線成分についても、直接線成分と同様の効果を有する。変換画像は、医用画像を構成する複数の画素値のうち、基準値より高い画素値を基準値より低い画素値に変換されたものである。ゆえに、上記変換画像と散乱関数とに基づいて発生された散乱線画像は、医用画像における薄体厚部分を透過した非直接線成分を、低減して発生される。すなわち、薄体厚部分を有する医用画像に対して、本実施形態における散乱線補正処理を適用することにより、過補正なく散乱線低減画像が発生することができる。

30

## 【 0 0 4 7 】

また、第 1 の実施形態の変形例によれば、入力された医用画像上の関心領域に基づいて、基準値を決定することができる。基準値は、関心領域に含まれる複数の画素値の中央値あるいは平均値などである。決定された基準値に基づいて、医用画像を構成する複数の画素各々の画素値を変換し、変換画像が発生することができる。すなわち、関心領域を設定した医用画像に対して、関心領域に含まれる複数の画素各々の画素値に基づいて、本実施形態における散乱線補正処理を適用することにより、過補正なく散乱線低減画像が発生することができる。

40

## 【 0 0 4 8 】

以上のことから、第 1 の実施形態における医用画像処理装置 1 によれば、直接線を含む医用画像および、被検体のうち部分的に厚みの薄い部分（薄体厚部分）を透過した非直接線成分を有する医用画像でも、計算量を抑えて、過補正なく散乱線低減画像が発生することができる。

## 【 0 0 4 9 】

（第 2 の実施形態）

50

図 8 は、第 2 の実施形態に係る X 線診断装置 2 5 の構成の一例を示す構成図である。X 線診断装置 2 5 は、X 線発生部 2 7 と、X 線検出部 2 9 と、支持機構 3 1 と、支持機構駆動部 3 3 と、医用画像発生部 3 7 と、インターフェース部 3 と、記憶部 5 と、被検体厚決定部 7 と、散乱関数決定部 9 と、基準値決定部 1 1 と、画素値変換部 1 3 と、散乱線画像発生部 1 5 と、散乱線低減画像発生部 1 7 と、入力部 1 9 と、表示部 2 1 と、制御部 2 3 とを有する。

#### 【 0 0 5 0 】

X 線発生部 2 7 は、図示していない X 線管と高電圧発生器とを有する。高電圧発生器は、X 線管に供給する管電流と、X 線管に印加する管電圧とを発生する。高電圧発生器は、X 線撮影あるいは X 線透視にそれぞれ適した管電流を X 線管に供給し、X 線撮影あるいは X 線透視各々にそれぞれ適した管電圧を X 線管に印加する。X 線管は、高電圧発生器から供給された管電流と、高電圧発生器により印加された管電圧とに基づいて、X 線の焦点（以下、管球焦点と呼ぶ）から X 線を発生する。

#### 【 0 0 5 1 】

X 線検出部 2 9 は、X 線発生部 2 7 において発生され、被検体 P を透過した X 線を検出する。X 線検出部 2 9 は、X 線発生部 2 7 において発生された X 線を検出する。X 線検出部 2 9 は、例えば平面検出器（Flat Panel Detector：以下、FPD と呼ぶ）を有する。FPD は、光を電気信号に変える光電変換膜を有する。FPD は、光電変換膜によって、入射 X 線を電気信号に変換する。光電変換膜によって発生された電気信号は、図示していないアナログデジタル変換器（Analog to Digital converter：以下、A/D 変換器と呼ぶ）に出力される。A/D 変換器は、電気信号をデジタルデータに変換する。A/D 変換器は、デジタルデータを、図示していない前処理部に出力する。X 線検出部 2 9 は、FPD における X 線入射面の前面に、グリッドを配置する。なお、X 線検出部 2 9 は、イメージインテンシファイア（Image intensifier）を有してもよい。

#### 【 0 0 5 2 】

支持機構 3 1 は、X 線発生部 2 7 と X 線検出部 2 9 とを移動可能に支持する。具体的には、支持機構 3 1 は、例えば、図示していない C アームと C アーム支持部とを有する。C アームは、X 線発生部 2 7 と X 線検出部 2 9 とを、互いに向き合うように搭載する。なお、C アームの代わりに アームなどが用いられてもよい。なお、X 線診断装置 2 5 は、アームを有しない消化管撮影装置、胸部撮影装置、乳房撮影装置などであってもよい。

#### 【 0 0 5 3 】

支持機構駆動部 3 3 は、後述する制御部 2 3 の制御のもとで、支持機構 3 1 を駆動する。具体的には、支持機構駆動部 3 3 は、制御部 2 3 からの制御信号に応じた駆動信号を C アーム支持部に供給して、C アームを所定の方向にスライド、回転させる。X 線撮影あるいは X 線透視時においては、X 線発生部 2 7 と X 線検出部 2 9 との間に、天板 3 5 に載置された被検体 P が配置される。

#### 【 0 0 5 4 】

図示していない天板駆動部は、後述する制御部 2 3 の制御のもとで、天板 3 5 を駆動することにより、天板 3 5 を移動させる。具体的には天板駆動部は、制御部 2 3 からの制御信号に基づいて、天板 3 5 の短軸方向（図 8 の X 方向）または天板 3 5 の長軸方向（図 8 の Y 方向）に、天板 3 5 をスライドさせる。また、天板駆動部は、鉛直方向（図 8 の Z 方向）に関して、天板 3 5 を昇降する。加えて、天板駆動部は、長軸方向と短軸方向とのうち少なくとも一つの方向を回転軸（図 8 の X 軸、Y 軸）として、天板 3 5 を傾けるために天板 3 5 を回転してもよい。

#### 【 0 0 5 5 】

図示していない前処理部は、X 線検出部 2 9 から出力されたデジタルデータに対して、前処理を実行する。前処理とは、X 線検出部 2 9 におけるチャンネル間の感度不均一の補正、および脱落に関する補正等である。前処理されたデジタルデータは、後述する医用画像発生部 3 7 に出力される。

## 【 0 0 5 6 】

医用画像発生部 3 7 は、処理されたデジタルデータに基づいて、医用画像を発生する。医用画像発生部 3 7 は、医用画像を基準値決定部 1 1、画素値変換部 1 3、散乱線低減画像発生部 1 7、表示部 2 1 に適宜出力する。なお、医用画像発生部 3 7 は、発生した医用画像を、後述する記憶部 5 に出力してもよい。

## 【 0 0 5 7 】

インターフェース部 3 は、医用画像診断装置から取り込んだ医用画像を、後述する記憶部 5 に出力してもよい。なお、インターフェース部 3 は、他の医用画像診断装置から取り込んだ医用画像および X 線条件を、基準値決定部 1 1、画素値変換部 1 3、散乱線低減画像発生部 1 7、表示部 2 1 などに、適宜出力してもよい。

10

## 【 0 0 5 8 】

記憶部 5 は、後述する入力部 1 9 から送られてくる操作者の指示などを記憶する。記憶部 5 は、後述する入力部 1 9 において操作者の指示により入力された X 線条件を記憶する。なお、記憶部 5 は、インターフェース部 3 から取り込んだ X 線条件を記憶してもよい。なお、記憶部 5 は、医用画像発生部 3 7 から取り込んだ医用画像あるいはインターフェース部 3 から取り込んだ医用画像を記憶してもよい。記憶部 5 は、後述する散乱線補正処理に関するプログラムを記憶してもよい。

## 【 0 0 5 9 】

被検体厚決定部 7 は、記憶部 5 に記憶された X 線条件に基づいて被検体厚を決定する。被検体厚決定部 7 は、図示していないメモリを備え、管電圧体厚対応表を記憶する。具体的には、被検体厚決定部 7 は、記憶部 5 から読み出した X 線条件および管電圧体厚対応表に基づいて、被検体厚を決定する。

20

## 【 0 0 6 0 】

散乱関数決定部 9 は、記憶部 5 に記憶された X 線条件と、被検体厚決定部 7 で決定された被検体厚とに基づいて、散乱関数を決定する。散乱関数決定部 9 は、図示していないメモリを備え、散乱関数対応表を記憶する。具体的には、散乱関数決定部 9 は、被検体厚決定部 7 で決定された被検体厚と記憶部 5 から読み出した X 線条件、および散乱関数対応表とに基づいて、散乱関数を決定する。

## 【 0 0 6 1 】

基準値決定部 1 1 は、医用画像を構成する複数の画素値の代表値に所定の定数を乗算し、基準値を決定する。

30

## 【 0 0 6 2 】

画素値変換部 1 3 は、図示していないメモリを備え、画素値変換表を記憶する。画素値変換部 1 3 は、画素値変換表および基準値に基づいて、医用画像を構成する複数の画素値のうち、基準値より高い画素値を基準値より低い画素値に変換する。例えば、画素値変換部 1 3 は、医用画像における直接線成分を有する画素の画素値を、低い画素値に変換する。

## 【 0 0 6 3 】

散乱線画像発生部 1 5 は、画素値変換部 1 3 で変換された変換画像と散乱関数決定部 9 で決定された散乱関数とに基づいて、散乱線画像を発生する。具体的には、散乱線画像発生部 1 5 は、変換画像のフーリエ変換を発生する。散乱線画像発生部 1 5 は、散乱関数のフーリエ変換を発生する。散乱線画像発生部 1 5 は、散乱関数のフーリエ変換と 1 との和で除算する（散乱関数項）。散乱線画像発生部 1 5 は、変換画像のフーリエ変換と散乱関数項とを乗算することで、散乱線画像のフーリエ変換を発生する。散乱線画像発生部 1 5 は、散乱線画像のフーリエ変換に逆フーリエ変換を適用することで、散乱線画像を発生する。

40

## 【 0 0 6 4 】

散乱線低減画像発生部 1 7 は、医用画像から散乱線画像発生部 1 5 で決定された散乱線画像を差分することにより、散乱線低減画像を発生する。散乱線画像発生部 1 5 は、散乱線低減画像を表示部 2 1 に出力する。

50

## 【 0 0 6 5 】

入力部 1 9 は、操作者が所望する X 線条件、X 線撮影位置、X 線透視位置、X 線撮影あるいは X 線透視の開始および終了と、投影画像の表示と複数の断面画像の表示とを表示させる切り替えなどを入力する。入力部 1 9 は、操作者などからの各種指示、命令、情報、選択、設定などを後述する制御部 2 3 に入力する。なお、入力部 1 9 は、所定の定数を操作者の指示により制御部 2 3 に入力してもよい。入力に基づいて、制御部 2 3 は、基準値決定部 1 1 のメモリに記憶された所定の定数を更新する。

## 【 0 0 6 6 】

入力部 1 9 は、上記各種指示、命令、情報、選択、設定などを入力するためのトラックボール、スイッチボタン、マウス、マウス・ホイール、キーボード等の入力デバイスを有する。なお、入力デバイスは、表示部 2 1 における表示画面を覆うタッチパネルでもよい。入力部 1 9 は、基準値決定部 1 1 で用いる医用画像上の関心領域を入力することも可能である。例えば、表示部 2 1 が表示した医用画像上にマウスのカーソルを移動させ、クリック、ドラッグなどを行うことにより、関心領域を設定する操作を入力する。

## 【 0 0 6 7 】

表示部 2 1 は、散乱線低減画像発生部 1 7 で発生された散乱線低減画像を表示する。また、表示部 2 1 は、関心領域を設定する際に、医用画像を表示することも可能である。

## 【 0 0 6 8 】

制御部 2 3 は、図示していない C P U とメモリを備える。制御部 2 3 は、入力部 1 9 から送られてくる操作者の指示などの情報を、図示していないメモリに一時的に記憶する。制御部 2 3 は、メモリに記憶された操作者の指示などに従って、X 線診断を実行するために、X 線発生部 2 7、散乱関数決定部 9、画素値変換部 1 3、散乱線画像発生部 1 5、散乱線低減画像発生部 1 7 などを制御する。

## 【 0 0 6 9 】

図 9 は、第 2 の実施形態における散乱線補正処理の手順の一例を示すフローチャートである。

## 【 0 0 7 0 】

入力部 1 9 で、X 線条件が入力される（ステップ S c 1）。入力された X 線条件に基づいて、被検体厚が決定される（ステップ S c 2）。被検体厚と X 線条件とに基づいて、散乱関数が決定される（ステップ S c 3）。X 線条件により X 線撮影あるいは X 線透視された医用画像を構成する複数の画素値の代表値に所定の定数を乗算し、基準値が決定される（ステップ S c 4）。医用画像を構成する複数の画素値のうち、基準値より高い画素値が基準値より低い画素値に変換される（ステップ S c 5）。医用画像の画素値を変換された変換画像と散乱関数とに基づいて、散乱線画像が発生される（ステップ S c 6）。医用画像から散乱線画像を差分することにより、散乱線低減画像が発生される（ステップ S c 7）。散乱線低減画像が表示される（ステップ S c 8）。

## 【 0 0 7 1 】

（変形例）

第 2 の実施形態との相違は、以下に記載する処理を実行することにある。X 線透視あるいは連続 X 線撮影の前に被検体 P を撮影すること（以下、第 1 撮影と呼ぶ）により、第 1 撮影に関する医用画像（以下、第 1 医用画像と呼ぶ）が発生する。さらに、第 1 医用画像に基づいて、基準値が決定される。加えて、決定された基準値に基づいて、X 線透視あるいは連続 X 線撮影（以下、第 2 撮影と呼ぶ）によって発生された医用画像（以下、第 2 医用画像と呼ぶ）に対して、散乱線補正処理が実行される。

## 【 0 0 7 2 】

X 線発生部 2 7 は、第 1 撮影において、管球焦点から X 線が発生する。X 線発生部 2 7 は、第 2 撮影において、管球焦点から X 線が発生する。

## 【 0 0 7 3 】

X 線検出部 2 9 は、第 1 撮影において、X 線発生部 2 7 から発生され被検体 P を透過した X 線を検出する。X 線検出部 2 9 は、第 2 撮影において、X 線発生部 2 7 から発生され

10

20

30

40

50

被検体 P を透過した X 線を検出する。

【 0 0 7 4 】

図示していない前処理部は、第 1 撮影によって X 線検出部 2 9 から出力されたデジタルデータ（以下、第 1 デジタルデータと呼ぶ）に対して、前処理を実行する。前処理された第 1 デジタルデータは、後述する医用画像発生部 3 7 に出力される。図示していない前処理部は、第 2 撮影によって X 線検出部 2 9 から出力されたデジタルデータ（以下、第 2 デジタルデータと呼ぶ）に対して、前処理を実行する。前処理された第 2 デジタルデータは、後述する医用画像発生部 3 7 に出力される。

【 0 0 7 5 】

医用画像発生部 3 7 は、前処理された第 1 デジタルデータに基づいて、第 1 医用画像を発生する。医用画像発生部 3 7 は、第 1 医用画像を基準値決定部 1 1 に出力する。医用画像発生部 3 7 は、第 2 撮影によって、第 2 デジタルデータに基づいて、第 2 医用画像を発生する。医用画像発生部 3 7 は、第 2 医用画像を、画素値変換部 1 3 および散乱線低減画像発生部 1 7 に出力する。なお、第 1 および第 2 医用画像は、記憶部 5 に記憶されてもよい。

10

【 0 0 7 6 】

基準値決定部 1 1 は、第 1 医用画像を構成する複数の画素値の代表値に、所定の定数を乗算した基準値を決定する。

【 0 0 7 7 】

画素値変換部 1 3 は、図示していないメモリを備え、画素値変換表を記憶する。画素値変換部 1 3 は、画素値変換表および基準値に基づいて、第 2 医用画像を構成する複数の画素値のうち、基準値より高い画素値を基準値より低い画素値に変換する。画素値変換部 1 3 は、画素値変換表および基準値に基づいて、医用画像発生部 3 7 で発生された第 2 医用画像の画素値を変換する。以下、第 2 医用画像の画素値を変換した画像を、変換画像と呼ぶ。

20

【 0 0 7 8 】

散乱線画像発生部 1 5 は、変換画像と散乱関数とに基づいて、散乱線画像を発生する。具体的には、散乱線画像発生部 1 5 は、変換画像のフーリエ変換を発生する。散乱線画像発生部 1 5 は、散乱関数のフーリエ変換を発生する。散乱線画像発生部 1 5 は、散乱関数のフーリエ変換を散乱関数のフーリエ変換と 1 との和で除算する（散乱関数項）。散乱線画像発生部 1 5 は、変換画像のフーリエ変換と散乱関数項とを乗算することで、散乱線画像のフーリエ変換を発生する。散乱線画像発生部 1 5 は、散乱線画像のフーリエ変換に逆フーリエ変換を適用することで、散乱線画像を発生する。

30

【 0 0 7 9 】

散乱線低減画像発生部 1 7 は、医用画像発生部 3 7 で発生された第 2 医用画像から散乱線画像を差分することにより、散乱線低減画像を発生する。散乱線低減画像発生部 1 7 は、散乱線低減画像を表示部 2 1 に出力する。

【 0 0 8 0 】

表示部 2 1 は、散乱線低減画像発生部 1 7 で発生された散乱線低減画像を表示する。

【 0 0 8 1 】

なお、X 線透視あるいは連続撮影などにおいて、X 線発生部 2 7、X 線検出部 2 9、図示していない前処理部、医用画像発生部 3 7、画素値変換部 1 3、散乱線画像発生部 1 5、散乱線低減画像発生部 1 7、表示部 2 1 の処理は、複数回実行されてもよい。

40

【 0 0 8 2 】

図 1 0 は、第 2 の実施形態における散乱線補正処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【 0 0 8 3 】

入力部 1 9 で、X 線条件が入力される（ステップ S d 1）。入力された X 線条件に基づいて、被検体厚が決定される（ステップ S d 2）。被検体厚と X 線条件とに基づいて、散乱関数が決定される（ステップ S d 3）。第 1 撮影において、第 1 医用画像が発生される

50

(ステップS d 4)。第1医用画像を構成する複数の画素値の代表値に所定の定数を乗算し、基準値が決定される(ステップS d 5)。第2撮影が開始される(ステップS d 6)。医用画像発生部37で、第2医用画像が発生される(ステップS d 7)。第2医用画像を構成する複数の画素値のうち、基準値より高い画素値が基準値より低い画素値に変換される(ステップS d 8)。第2医用画像の画素値を変換された変換画像と散乱関数とに基づいて、散乱線画像が決定される(ステップS d 9)。第2医用画像から散乱線画像を差分することにより、散乱線低減画像が発生される(ステップS d 10)。散乱線低減画像が表示される(ステップS d 11)。第2撮影終了指示が入力された場合は処理終了、入力されない場合はステップS d 7に戻る(ステップS d 12)。

【0084】

以上に述べた構成によれば、以下のような効果を得ることができる。

【0085】

第2の実施形態におけるX線診断装置25によれば、医用画像に基づいて、基準値を決定することができる。画素値変換表および基準値に基づいて、医用画像を構成する複数の画素各々の画素値を変換し、変換画像が発生することができる。変換画像は、医用画像を構成する複数の画素値のうち、基準値より高い画素値を基準値より低い画素値に変換されたものである。また、X線条件および被検体厚に基づいて、散乱関数を決定することができる。本実施形態によれば、変換画像を用いることで、散乱関数を医用画像の画素の位置に応じて変化させて散乱線画像が発生することができる。これにより、散乱線画像は、医用画像における直接線成分を低減して発生される。すなわち、直接線成分を有する医用画像に対して、本実施形態における散乱線補正処理を適用することにより、過補正なく散乱線低減画像が発生することができる。

【0086】

薄体厚部分を透過した非直接線成分についても、直接線成分と同様の効果を有する。変換画像は、医用画像を構成する複数の画素値のうち、基準値より高い画素値を基準値より低い画素値に変換されたものである。ゆえに、上記変換画像と散乱関数とに基づいて発生された散乱線画像は、医用画像における薄体厚部分を透過した非直接線成分を低減して発生される。すなわち、薄体厚部分を有する医用画像に対して、本実施形態における散乱線補正処理を適用することにより、過補正なく散乱線低減画像が発生することができる。

【0087】

また、第2の実施形態の変形例によれば、X線透視あるいは連続X線撮影において、X線透視あるいは連続X線撮影の前に撮影した第1医用画像に基づいて、基準値を決定することができる。画素値変換表および基準値に基づいて、第2医用画像を構成する複数の画素各々の画素値を変換し、変換画像が発生することができる。変換画像は、第2医用画像を構成する複数の画素値のうち、基準値より高い画素値を基準値より低い画素値に変換されたものである。また、X線条件および被検体厚に基づいて、散乱関数を決定することができる。変換画像と散乱関数とに基づいて、散乱線画像が発生することができる。散乱線画像は、第2医用画像における直接線成分を低減して発生される。従って、直接線成分を有する第2医用画像においても、過補正なく散乱線低減画像が発生することができる。

【0088】

薄体厚部分を透過した非直接線成分についても、直接線成分と同様の効果を有する。変換画像は、第2医用画像を構成する複数の画素値のうち、基準値より高い画素値を基準値より低い画素値に変換されたものである。ゆえに、上記変換画像と散乱関数とに基づいて発生された散乱線画像は、第2医用画像における薄体厚部分を透過した非直接線成分を低減して発生される。従って、薄体厚部分を透過した非直接線成分を有する第2医用画像において、過補正なく散乱線低減画像が発生することができる。

【0089】

以上のことから、第2の実施形態におけるX線診断装置25によれば、直接線成分を有する医用画像および、被検体Pのうち部分的に厚みの薄い部分(薄体厚部分)を透過した非直接線成分を有する医用画像でも、計算量を抑えて、過補正なく散乱線低減画像を発生

10

20

30

40

50

することができる。

【0090】

(第3の実施形態)

図11は、第3の実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置39の構成の一例を示す構成図である。X線コンピュータ断層撮影装置39は、ガントリ41と、投影データ発生部65と、記憶部5と、被検体厚決定部7と、散乱関数決定部9と、基準値決定部11と、投影データ値変換部67と、散乱線データ発生部69と、散乱線低減投影データ発生部71と、再構成部73と、入力部19と、表示部21と、制御部23とを有する。

【0091】

ガントリ41には、回転支持機構43が收容される。回転支持機構43は、図示していない回転リングと、回転軸Zを中心として回転自在に回転リングを支持する図示していないリング支持機構と、回転リングの回転を駆動する回転駆動部45(電動機)とを有する。回転支持機構43には、高電圧発生器47と、X線管49と、コリメータユニット51、2次元アレイ型または多列型とも称されるX線検出器53、データ収集回路(Data Acquisition System:以下、DAS57と呼ぶ)、非接触データ伝送部59、図示していない冷却装置及びガントリ制御装置などが搭載される。

10

【0092】

高電圧発生器47は、後述する制御部23による制御の下で、スリップリング61を介して供給された電力を用いて、X線管49に印加する管電圧と、X線管49に供給する管電流とを発生する。高電圧発生器47は、発生した管電圧をX線管49に印加する。高電圧発生器47は、発生した管電流をX線管49に供給する。

20

【0093】

X線管49は、高電圧発生器47からの管電圧の印加および管電流の供給を受けて、X線の焦点からX線を放射する。

【0094】

X線の焦点から放射されたX線は、X線管49のX線放射窓に取り付けられたコリメータユニット51により、例えばコーンビーム形(角錐形)に整形される。X線の放射範囲63は、点線で示されている。X軸は、回転軸Zと直交し、放射されるX線の焦点を通る直線である。Y軸は、X軸および回転軸Zと直交する直線である。なお、説明の便宜上このXYZ座標系は、回転軸Zを中心として回転する回転座標系として説明する。

30

【0095】

X線検出器53は、回転軸Zを挟んでX線管49に対峙する位置およびアングルで、回転リングに取り付けられる。X線検出器53は、複数のX線検出素子を有する。ここでは、単一のX線検出素子が単一のチャンネルを構成しているものとして説明する。複数のチャンネルは、回転軸Zに直交し、かつ放射されるX線の焦点を中心として、この中心から1チャンネル分のX線検出素子の受光部中心までの距離を半径とする円弧方向(チャンネル方向)とZ方向との2方向に関して2次元状に配列される。

【0096】

なお、X線検出器53は、複数のX線検出素子を1列に配列した複数のモジュールで構成されてもよい。このとき、モジュール各々は、上記チャンネル方向に沿って略円弧方向に1次元状に配列される。

40

【0097】

また、複数のX線検出素子は、チャンネル方向とスライス方向との2方向に関して2次元状に配列させてもよい。すなわち、2次元状の配列は、上記チャンネル方向に沿って1次元状に配列された複数のチャンネルを、スライス方向に関して複数列並べて構成される。このような2次元状のX線検出素子配列を有するX線検出器53は、略円弧方向に1次元状に配列される複数の上記モジュールをスライス方向に関して複数列並べて構成してもよい。

【0098】

撮影又はスキャンに際しては、X線管49とX線検出器53との間の円筒形の撮影領域

50

55内に、被検体Pが天板35に載置され挿入される。X線検出器53の出力側には、DAS57が接続される。

【0099】

DAS57には、X線検出器53の各チャンネルの電流信号を電圧に変換するI-V変換器と、この電圧信号をX線の曝射周期に同期して周期的に積分する積分器と、この積分器の出力信号を増幅するアンプと、このアンプの出力信号をデジタル信号変換するアナログ・デジタル・コンバータとが、チャンネルごとに取り付けられている。DAS57から出力されるデータ(純生データ(pure raw data))は、磁気送受信又は光送受信を用いた非接触データ伝送部59を経由して、後述する投影データ発生部65に伝送される。

10

【0100】

投影データ発生部65は、DAS57から出力される純生データに対して前処理を施し、投影データ(生データ(raw data))を発生する。前処理には、例えばチャンネル間の感度不均一補正処理、X線強吸収体、主に金属部による極端な信号強度の低下または、信号脱落を補正する処理等が含まれる。投影データは、データ収集したときにビュー角を表すデータと関連付けられて、磁気ディスク、光磁気ディスク、又は半導体メモリを備えた記憶部5に記憶される。

【0101】

なお、投影データとは、被検体を透過したX線の強度に応じたデータ値の集合である。ここでは説明の便宜上、ワンショットで略同時に収集したビュー角が同一である全チャンネルにわたる一揃いの投影データを、投影データセットと称する。また、ビュー角は、X線管49が回転軸Zを中心として周回する円軌道の各位置を、回転軸Zから鉛直上向きにおける円軌道の最上部を0°として360°の範囲の角度で表したものである。例えば、円軌道上において、円軌道上の位置が同一である-90°と270°は、同一のビュー角である。円軌道上において、円軌道上の位置が同一である450°と90°は、同一のビュー角である。すなわち、 $n^\circ$ と $(n \pm 360)^\circ$ は同一のビュー角である。なお、投影データセットの各チャンネルに対する投影データは、ビュー角、コーン角、チャンネル番号によって識別される。

20

【0102】

記憶部5は、投影データ発生部65で発生された投影データセット、散乱線データセットおよび散乱線低減投影データセットを記憶する。記憶部5は、後述する入力部19から送られてくる操作者の指示などを記憶する。記憶部5は、インターフェース部3から取り込んだX線条件を記憶する。なお、記憶部5は、所定の閾値を記憶してもよい。

30

【0103】

被検体厚決定部7は、投影データ発生部65から発生されたビューのうち、90°異なるビュー(以下、被検体厚決定ビューと呼ぶ)に対応する投影データセットに基づいて、ビューごとの被検体厚を決定する。

【0104】

図12は、ビュー角とチャンネル番号とにより規定される投影データ値を濃淡で表したサイノグラムの一例を示す図である。図12は、ビュー角 $i^\circ$ の被検体を決定するとき、ビュー角が90°異なる $(i - 90)^\circ$ あるいは $(i + 90)^\circ$ のビュー角に対応する投影データセットを用いることを示す。被検体厚決定部7は、図12に双方向矢印で示す被検体厚Aあるいは被検体厚Bを、被検体厚として決定する。具体的には、例えば、被検体厚決定部7は、対象ビューと90°異なるビューの投影データセットにおいて、所定の閾値より大きい投影データ値に対応する複数のチャンネルのうち、最小のチャンネル番号から最大のチャンネル番号との間の距離に基づいて、被検体厚を決定する。具体的には、被検体厚決定部7は、最小のチャンネル番号から最大のチャンネル番号までの距離を拡大率で除することで、被検体厚を決定する。拡大率は、管球焦点と被検体との距離、および管球焦点と被検体との距離に基づいて、決定される。なお、被検体厚決定部7は、被検体厚Aと被検体厚Bとの平均値などに基づいて、被検体厚を決定してもよい。

40

50



## 【 0 1 0 5 】

なお、対象ビューに対して被検体厚決定ビューが存在しない場合、被検体厚決定部 7 は、投影データ発生部 6 5 により、補間法などを用いて被検体厚決定ビューに対応する投影データセットを発生させる。投影データ発生部 6 5 は、被検体厚決定ビューに対応する投影データセットを被検体厚決定部 7 に出力する。被検体厚決定部 7 は、被検体厚決定ビューに対応する投影データセットに基づいて、被検体厚を決定する。

## 【 0 1 0 6 】

散乱関数決定部 9 は、被検体厚決定部 7 で決定された被検体厚と、記憶部 5 に記憶された X 線条件とに基づいて、ビューごとの散乱関数を決定する。散乱関数決定部 9 は図示していないメモリを備え、散乱関数対応表を記憶する。具体的には、散乱関数決定部 9 は、被検体厚決定部 7 で決定されたビューごとの被検体厚と記憶部 5 から読み出した X 線条件、および散乱関数対応表とに基づいて、ビューごとの散乱関数を決定する。

10

## 【 0 1 0 7 】

基準値決定部 1 1 は、投影データセット各々を構成する複数の投影データ値の代表値に所定の定数を乗算し、ビューごとの基準値を決定する。基準値決定部 1 1 は図示していないメモリを備え、所定の定数を記憶する。

## 【 0 1 0 8 】

投影データ値変換部 6 7 は、図示していないメモリを備え、投影データ値変換表を記憶する。投影データ値変換表は、変換前の投影データ値と変換後の投影データ値との対応関係を示している。投影データ値変換部 6 7 は、投影データ値変換表およびビューごとの基準値に基づいて、投影データセットを構成する複数の投影データ値のうち上記基準値より高い投影データ値を、上記基準値より低い投影データ値に変換する。例えば、投影データ値変換部 6 7 は、投影データセットにおける直接線成分を有する投影データ値を、低い投影データ値に変換する。以下、投影データセットの投影データ値を投影データ値変換部 6 7 により変換したものを、変換データセットと呼ぶ。

20

## 【 0 1 0 9 】

散乱線データ発生部 6 9 は、投影データセットを構成する複数の投影データ値を投影データ値変換部により変換した変換データセット各々を、ビューごとの散乱関数に基づいて、ビューにそれぞれ対応する散乱線データセットに変換する。具体的には、散乱線データ発生部 6 9 は、ビューごとに変換データセットのフーリエ変換を発生する。散乱線データ発生部 6 9 は、ビューごとに散乱関数のフーリエ変換を発生する。散乱線データ発生部 6 9 は、ビューごとに散乱関数のフーリエ変換を散乱関数のフーリエ変換と 1 との和で除算する（散乱関数項）。散乱線データ発生部 6 9 は、ビューごとに変換データセットのフーリエ変換と散乱関数項とを乗算することで、ビューごとの散乱線データセットのフーリエ変換を発生する。散乱線データ発生部 6 9 は、ビューごとに散乱線データセットのフーリエ変換に逆フーリエ変換を適用することで、ビューごとの散乱線データセットを発生する。なお、散乱線データセットは、ビューに対応する数だけ発生される。

30

## 【 0 1 1 0 】

散乱線低減投影データ発生部 7 1 は、投影データセットから散乱線データセットをビューごとに差分することにより、散乱線を低減した散乱線低減投影データセットをビューごとに発生する。なお、散乱線低減投影データセットは、ビューに対応する数だけ発生される。散乱線低減投影データ発生部 7 1 は、散乱線低減投影データセットを表示部 2 1 に出力する。

40

## 【 0 1 1 1 】

再構成部 7 3 は、ビュー角が  $360^\circ$  又は  $180^\circ + \text{ファン角}$  の範囲内の散乱線低減投影データセットに基づいて、略円柱形のポリウムデータを再構成する。再構成画像は、記憶部 5 に記憶される。

## 【 0 1 1 2 】

入力部 1 9 は、操作者などからの各種指示、命令、情報、選択、設定などを後述する制御部 2 3 に入力する。なお、入力部 1 9 は、所定の定数を操作者の指示により制御部 2 3

50

に入力してもよい。入力に基づいて、制御部 23 は、基準値決定部 11 のメモリに記憶された所定の定数を更新する。

【0113】

入力部 19 は、上記各種指示、命令、情報、選択、設定などを入力するためのトラックボール、スイッチボタン、マウス、マウス・ホイール、キーボード等の入力デバイスを有する。なお、入力デバイスは、表示部 21 における表示画面を覆うタッチパネルでもよい。

【0114】

表示部 21 は、散乱線低減投影データ発生部 71 で発生された散乱線低減投影データセットを表示する。

10

【0115】

制御部 23 は、図示していない CPU とメモリを備える。制御部 23 は、入力部 19 から送られてくる操作者の指示などの情報を、図示していないメモリに一時的に記憶する。制御部 23 は、メモリに記憶された操作者の指示などに従って、画像処理を実行するために、被検体厚決定部 7、散乱関数決定部 9、基準値決定部 11、投影データ値変換部 67、散乱線データ発生部 69、散乱線低減投影データ発生部 71 などを制御する。

【0116】

図 13 は、第 3 の実施形態における散乱線補正処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【0117】

20

1 スキャンにおける複数のビューにそれぞれ対応する複数の投影データセットが発生される（ステップ S e 1）。ビューのうち 90°異なるビューに対応する投影データセットに基づいて、ビューごとの被検体厚が決定される（ステップ S e 2）。被検体厚と X 線条件とに基づいて、散乱関数が決定される（ステップ S e 3）。投影データセット各々を構成する複数の投影データ値の代表値に所定の定数を乗算することにより、投影データセット各々の基準値が決定される（ステップ S e 4）。投影データセット各々に対応する基準値を用いて、投影データ値のうち基準値より高い投影データ値が、基準値より低い投影データ値に変換される（ステップ S e 5）。変換投影データセット各々が、ビューごとの散乱関数に基づいて、ビュー各々に対応する複数の散乱線投影データセットに変換される（ステップ S e 6）。投影データセットから散乱線データセットをビューごとに差分することにより、散乱線を低減した複数の散乱線低減投影データセットが発生される（ステップ S e 7）。散乱線低減投影データセットに基づいて、ポリウムデータが再構成される（ステップ S e 8）。

30

【0118】

以上に述べた構成によれば、以下のような効果を得ることができる。

【0119】

第 3 の実施形態における X 線コンピュータ断層撮影装置 39 によれば、ビューのうち 90°異なるビューに対応する投影データセットに基づいて、ビューごとの被検体厚が決定される。被検体厚と X 線条件に基づいて、散乱関数を決定することができる。投影データセット各々を構成する複数の投影データ値の代表値に基づいて、投影データセット各々の基準値を決定することができる。投影データセット各々に対応する基準値を用いて複数の投影データ値を変換し、変換投影データセットを発生することができる。変換投影データセットは、投影データセットを構成する複数の投影データ値のうち、基準値より高い投影データ値を基準値より低い投影データ値に変換されたものである。本実施形態によれば、変換データセットを用いることで、散乱関数を投影データセットのデータ番号に応じて変化させて散乱線データセットを発生することができる。これにより、散乱線データセットは、投影データセットにおける直接線成分を低減して発生される。すなわち、直接線成分を有する投影データセットに対して、本実施形態における散乱線補正処理を適用することにより、過補正なく散乱線低減投影データセットを発生することができる。従って、散乱線低減投影データセットを再構成することで、過補正なく散乱線低減処理が実行されたボ

40

50

リウムデータを発生することができる。

【 0 1 2 0 】

薄体厚部分を透過した非直接線成分についても、直接線成分と同様の効果を有する。変換投影データセットは、投影データセットを構成する複数の投影データ値のうち、基準値より高い投影データ値を基準値より低い投影データ値に変換されたものである。ゆえに、上記変換投影データセットと散乱関数とに基づいて発生された散乱線データセットは、投影データセットにおける薄体厚部分を透過した非直接線成分を低減して発生される。すなわち、薄体厚部分を透過した非直接線成分を有する投影データセットに対して、本実施形態における散乱線補正処理を適用することにより、過補正なく散乱線低減投影データセットを発生することができる。従って、散乱線低減投影データセットを再構成することで、  
10 過補正なく散乱線低減処理が実行されたボリュームデータを発生することができる。

【 0 1 2 1 】

加えて、実施形態に係る各機能は、散乱線補正処理プログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記憶媒体に格納して頒布することも可能である。

【 0 1 2 2 】

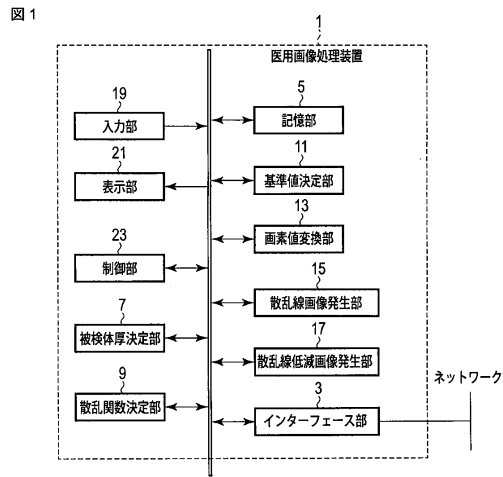
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。  
20

【 符号の説明 】

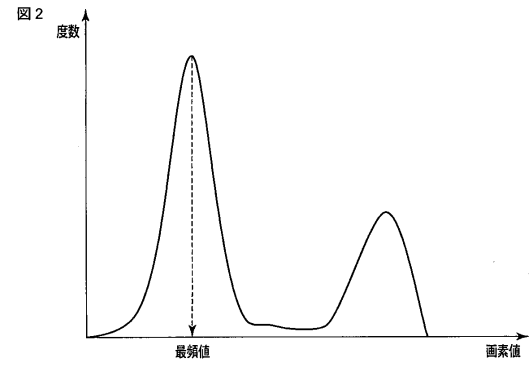
【 0 1 2 3 】

1 ... 医用画像処理装置、3 ... インターフェース部、5 ... 記憶部、7 ... 被検体厚決定部、9 ... 散乱関数決定部、11 ... 基準値決定部、13 ... 画素値変換部、15 ... 散乱線画像発生部、17 ... 散乱線低減画像発生部、19 ... 入力部、21 ... 表示部、23 ... 制御部、25 ... X線診断装置、27 ... X線発生部、29 ... X線検出部、31 ... 支持機構、33 ... 支持機構駆動部、35 ... 天板、37 ... 医用画像発生部、39 ... X線コンピュータ断層撮影装置、41 ... ガントリ、43 ... 回転支持機構、45 ... 回転駆動部、47 ... 高電圧発生器、49 ... X線管、51 ... コリメーターユニット、53 ... X線検出器、55 ... 撮影領域、57 ... D A S、59 ... 非接触データ伝送部、61 ... スリップリング、63 ... 放射範囲、65 ... 投影データ発生部、67 ... 投影データ値変換部、69 ... 散乱線データ発生部、71 ... 散乱線低減投影データ発生部、73 ... 再構成部  
30

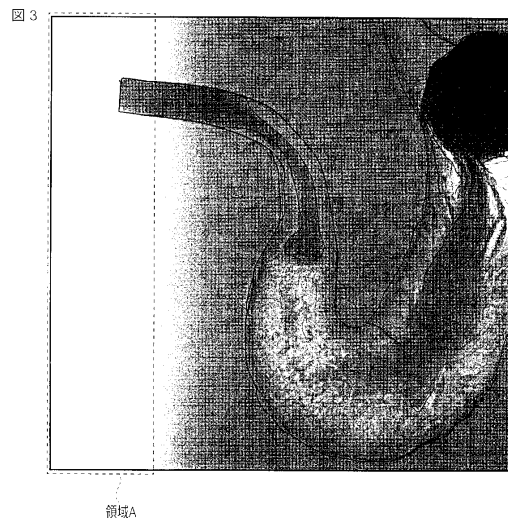
【図 1】



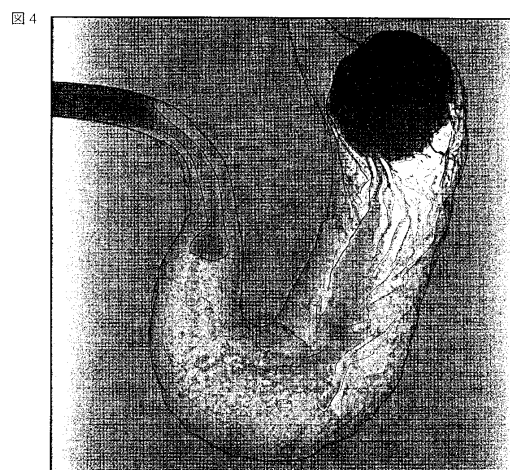
【図 2】



【図 3】

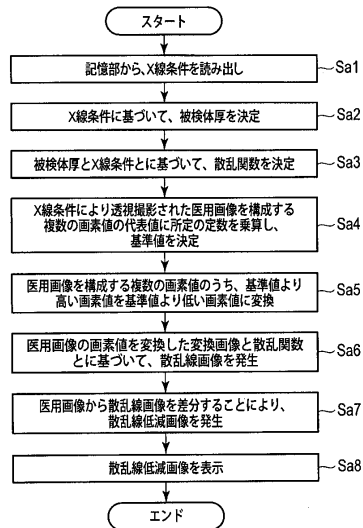


【図 4】



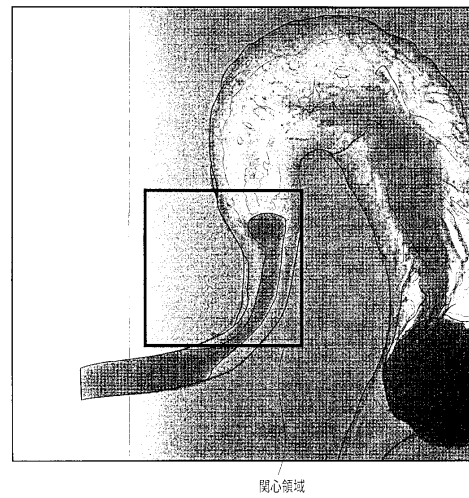
【図 5】

図 5



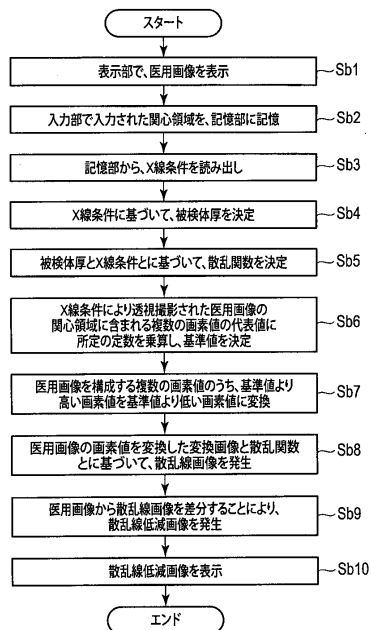
【図 6】

図 6



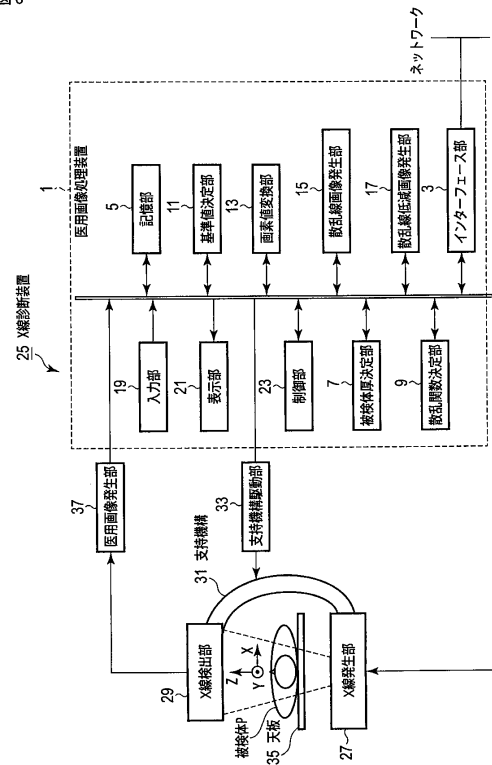
【図 7】

図 7



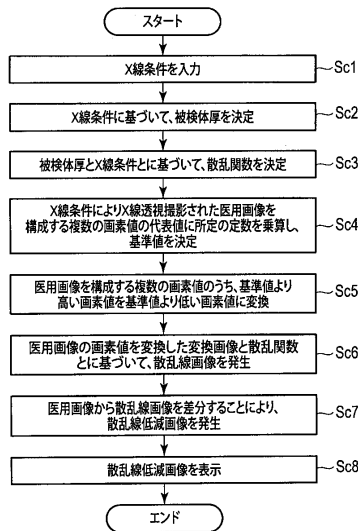
【図 8】

図 8



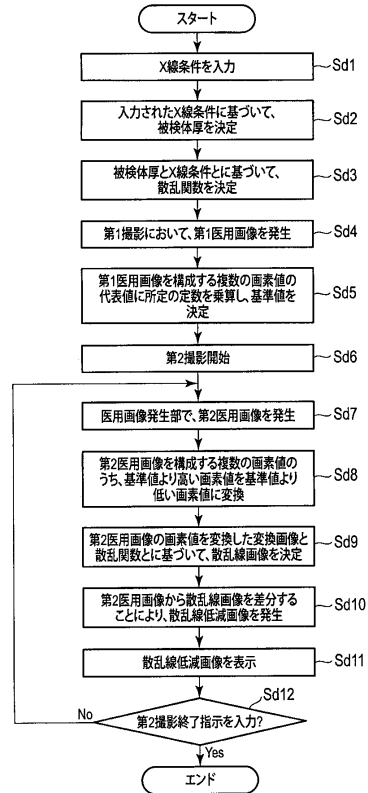
【図 9】

図 9



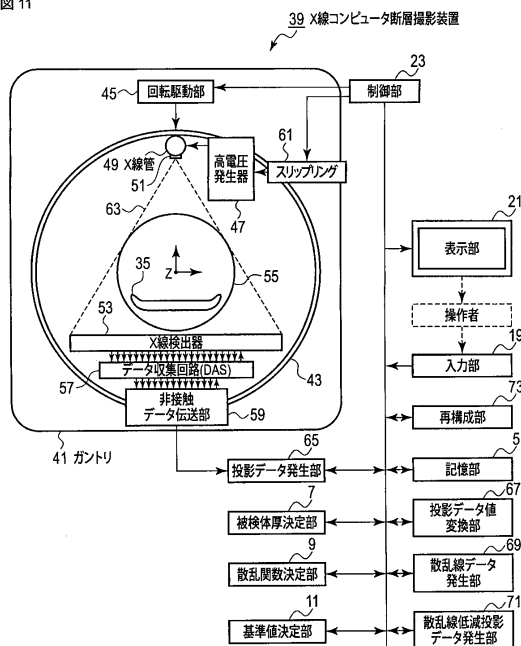
【図 10】

図 10



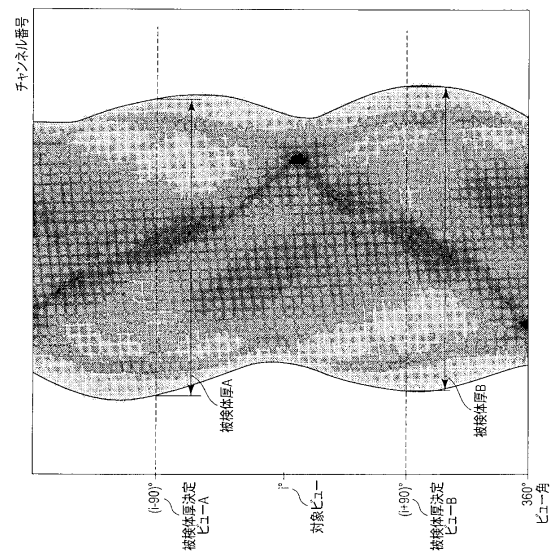
【図 11】

図 11



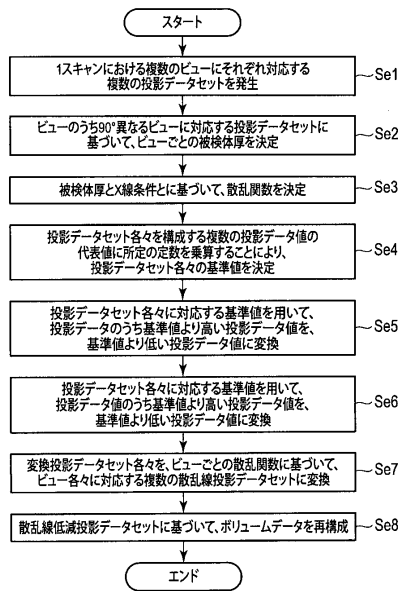
【図 12】

図 12



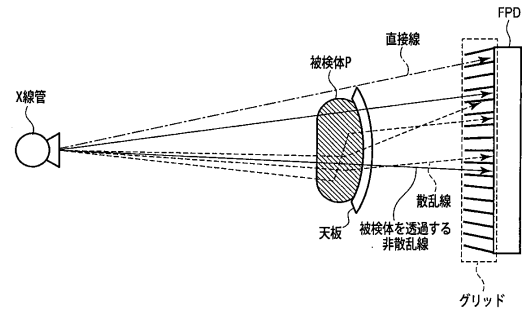
【図 13】

図 13



【図 14】

図 14



---

フロントページの続き

- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805  
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580  
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062  
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 小林 由昌  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 加藤 久典  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 大橋 俊平  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 九鬼 一慶

- (56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 0 5 2 6 8 7 ( J P , A )  
米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 2 0 8 8 7 0 ( U S , A 1 )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4