(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7313194号
(P7313194)

(45)発行日　令和5年7月24日(2023.7.24)

(24)登録日　令和5年7月13日(2023.7.13)

(51)国際特許分類		FI		
A61B	*6/00 (2006.01)*	A61B	6/00	333
G06T	*1/00 (2006.01)*	G06T	1/00	290A
G06T	*5/00 (2006.01)*	G06T	5/00	705

請求項の数　22　（全18頁）

(21)出願番号　特願2019-101483(P2019-101483)
(22)出願日　令和1年5月30日(2019.5.30)
(65)公開番号　特開2020-192268(P2020-192268A)
(43)公開日　令和2年12月3日(2020.12.3)
審査請求日　令和4年5月30日(2022.5.30)

(73)特許権者　000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子３丁目３０番２号
(74)代理人　110003281
弁理士法人大塚国際特許事務所
(72)発明者　鳥居　聡太
東京都大田区下丸子３丁目３０番２号
キヤノン株式会社内
(72)発明者　岩下　貴司
東京都大田区下丸子３丁目３０番２号
キヤノン株式会社内
審査官　松岡　智也

最終頁に続く

(54)【発明の名称】　画像処理装置、画像処理方法及びプログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

異なる放射線エネルギーで撮影した複数の放射線画像に含まれる物質についての物質特性画像を前記放射線エネルギーのスペクトルを用いて生成する画像生成手段と、

前記物質特性画像のノイズ成分を低減するノイズ低減処理手段と、を備え、

前記画像生成手段は、

前記複数の放射線画像から取得した合成画像と、前記ノイズ成分が低減された第１の物質特性画像と、前記異なる放射線エネルギーのスペクトルから取得した合成スペクトルとを用いて、ノイズ低減された第２の物質特性画像を生成する画像処理装置。

【請求項２】

前記画像生成手段は、前記合成画像と、前記第１の物質特性画像と、前記合成スペクトルと、前記合成画像及び前記第１の物質特性画像が対応付けられている前記第２の物質特性画像に関する情報とを用いて、前記第２の物質特性画像を生成する請求項１に記載の画像処理装置。

【請求項３】

前記物質特性画像は、前記複数の放射線画像に含まれる複数の物質を分離した物質分離画像である請求項１または２に記載の画像処理装置。

【請求項４】

前記画像生成手段は、前記第１の物質特性画像として、前記複数の物質を構成する第１の物質の厚さ又は密度を示す画像を生成し、

前記第２の物質特性画像として、前記複数の物質を構成する第２の物質の厚さ又は密度を示す画像を生成する請求項３に記載の画像処理装置。
【請求項５】
前記物質には被検体を構成する軟物質として脂肪が含まれ、硬物質として骨が含まれる請求項１乃至４のいずれか１項に記載の画像処理装置。
【請求項６】
前記物質特性画像は、前記複数の放射線画像に含まれる物質の実効原子番号と面密度の分布を示す物質識別画像である請求項１または２に記載の画像処理装置。
【請求項７】
前記画像生成手段は、前記第１の物質特性画像として、前記面密度を示す画像を生成し、
前記第２の物質特性画像として、前記実効原子番号の分布を示す画像を生成する、又は、
前記画像生成手段は、前記第１の物質特性画像として、前記実効原子番号を示す画像を生成し、
前記第２の物質特性画像として、前記面密度を示す画像を生成する請求項６に記載の画像処理装置。
【請求項８】
前記画像生成手段は、前記実効原子番号の情報を用いることにより被検体の内部に入っている物質を識別する画像を生成する請求項６または７に記載の画像処理装置。
【請求項９】
前記画像生成手段で生成された画像を表示部に表示させる表示制御手段を更に備える請求項１乃至８のいずれか１項に記載の画像処理装置。
【請求項１０】
前記画像生成手段は１回の放射線照射で取得された前記複数の放射線画像を用いて前記物質特性画像を生成する請求項１乃至９のいずれか１項に記載の画像処理装置。
【請求項１１】
前記スペクトルには、前記放射線エネルギーに対応するフォトン数の情報が含まれる請求項１乃至１０のいずれか１項に記載の画像処理装置。
【請求項１２】
前記異なる放射線エネルギーごとに前記スペクトルを記憶した記憶手段を更に備える請求項１乃至１１のいずれか１項に記載の画像処理装置。
【請求項１３】
前記合成画像を生成する合成手段を更に備え、
前記合成手段は、重み付き加算処理を前記複数の放射線画像に行うことにより前記合成画像を生成する請求項１乃至１２のいずれか１項に記載の画像処理装置。
【請求項１４】
前記合成手段は、前記複数の放射線画像を撮影する際の線量またはフォトン数を計算し、前記複数の放射線画像における前記線量の比または前記フォトン数の比に基づいて、前記加算処理における重み係数を設定し、
測定した各放射線エネルギーの放射線スペクトルと前記重み係数に基づいて前記合成スペクトルを取得する、又は、
前記合成手段は、前記複数の放射線画像を構成するスペクトルを算出し、前記算出したスペクトルを加算平均することにより前記合成スペクトルを取得する請求項１３に記載の画像処理装置。
【請求項１５】
前記ノイズ低減処理手段は前記第２の物質特性画像のノイズ成分を低減し、
前記画像生成手段は、前記合成画像と、前記ノイズ成分が低減された第２の物質特性画像と、前記合成スペクトルとを用いて、ノイズ低減された第１の物質特性画像を更に生成する請求項1乃至１４のいずれか１項に記載の画像処理装置。
【請求項１６】
前記画像生成手段は、

前記合成画像と、ノイズ成分が低減された前記第１の物質特性画像と、前記合成スペクトルとを用いて、ノイズ低減された第２の物質特性画像を生成する処理と、

前記合成画像と、ノイズ成分が低減された前記第２の物質特性画像と、前記合成スペクトルとを用いて、ノイズ低減された第１の物質特性画像を生成する処理と、を交互に繰り返し実行する請求項１５に記載の画像処理装置。

【請求項１７】

前記画像生成手段は、

前記第１の物質特性画像と前記合成スペクトルとの乗算結果と、前記合成画像との差分に関する情報を用いて、前記第２の物質特性画像を生成する請求項１乃至１６のいずれか１項に記載の画像処理装置。

【請求項１８】

前記画像生成手段は、

前記合成画像の画素値と前記第１の物質特性画像における第１物質の厚さとが対応付けられている前記第２の物質特性画像における第２物質の厚さの分布を示すテーブルであって、前記合成画像の画素値と、前記第１の物質特性画像における第１物質の厚さとを前記テーブルに入力することにより、前記第２の物質特性画像における第２物質の厚さを取得する請求項２に記載の画像処理装置。

【請求項１９】

異なる放射線エネルギーで撮影した複数の放射線画像に含まれる物質に関する物質特性画像と、前記複数の放射線画像から取得した合成画像と、前記異なる放射線エネルギーのスペクトルから取得した合成スペクトルとを用いて、新たな物質特性画像を生成する画像生成手段を有する画像処理装置。

【請求項２０】

異なる放射線エネルギーで撮影した複数の放射線画像に含まれる物質についての物質特性画像のノイズ成分を低減する工程と、

前記複数の放射線画像から取得した合成画像と、前記ノイズ成分が低減された第１の物質特性画像と、前記異なる放射線エネルギーのスペクトルから取得した合成スペクトルとを用いて、ノイズ低減された第２の物質特性画像を生成する工程と、を有する画像処理方法。

【請求項２１】

異なる放射線エネルギーで撮影した複数の放射線画像に含まれる物質に関する物質特性画像と、前記複数の放射線画像から取得した合成画像と、前記異なる放射線エネルギーのスペクトルから取得した合成スペクトルとを用いて、新たな物質特性画像を生成する工程を有する画像処理方法。

【請求項２２】

コンピュータを、請求項１乃至１９のいずれか１項に記載の画像処理装置の各手段として機能させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、画像処理装置、画像処理方法及びプログラムに関するもので、具体的には、医療診断における一般撮影などの静止画撮影や透視撮影などの動画撮影に用いられる画像処理技術に関する。

【背景技術】

【０００２】

近年、放射線のエネルギー情報を利用した画像化技術であるスペクトラル・イメージング技術では複数の異なる放射線エネルギー画像から複数の物質の厚さ画像を求めたり、あるいは面密度と実効原子番号画像の画像をもとめたりすることができる。こうした厚さ画像、面密度画像、実効原子番号画像(「物質にかかわる平面分布」の一例)は物質透過後の放射線が厚さなどの指数関数として減衰すると仮定して、透過放射線の画素値から逆算す

ることで求めることができる。
【０００３】
特許文献1では軟部組織の画像を平滑化し、その画像を蓄積画像から減算することで、骨部画像の画質を改善する技術が開示されている。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００４】
【文献】特開平３－２８５４７５号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００５】
しかしながら、物質にかかわる平面分布の推定演算においては、システムノイズや放射線に由来する量子ノイズが計算過程で伝播し、出力された画像はノイズを含んだものとなり得る。特許文献１の技術では、単純な四則演算を用いて平面分布の推定演算をしており、ビームハードニングの効果を考慮できていないため、物性値を定量的に求めることが困難となり得る。
【０００６】
本発明は、上記の課題に鑑み、ノイズが低減され、定量性に優れた物質特性画像を取得することが可能な画像処理技術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】
【０００７】
本発明の目的を達成するために、本発明の一態様による画像処理装置は、異なる放射線エネルギーで撮影した複数の放射線画像に含まれる物質についての物質特性画像を前記放射線エネルギーのスペクトルを用いて生成する画像生成手段と、
前記物質特性画像のノイズ成分を低減するノイズ低減処理手段と、を備え、
前記画像生成手段は、前記複数の放射線画像から取得した合成画像と、前記ノイズ成分が低減された第１の物質特性画像と、前記異なる放射線エネルギーのスペクトルから取得した合成スペクトルとを用いて、ノイズ低減された第２の物質特性画像を生成する。
【０００８】
本発明の他の態様による画像処理装置は、異なる放射線エネルギーで撮影した複数の放射線画像に含まれる物質についての物質特性画像を前記放射線エネルギーのスペクトルを用いて生成し、前記撮影した複数の放射線画像に対応する物質特性画像を出力する第１テーブルを生成する画像生成手段と、
前記物質特性画像のノイズ成分を低減するノイズ低減処理手段と、を備え、
前記画像生成手段は、
前記複数の放射線画像から取得した合成画像と、前記ノイズ成分が低減された第１の物質特性画像と、前記異なる放射線エネルギーのスペクトルから取得した合成スペクトルを用いて、ノイズ低減された第２の物質特性画像を出力する第２テーブルを生成し、前記合成画像及び前記第１の物質特性画像に対応する第２の物質特性画像を前記第２テーブルから出力することを特徴とする。
【発明の効果】
【０００９】
本発明によれば、ノイズが低減され、定量性に優れた物質特性画像を取得することが可能になる。
【図面の簡単な説明】
【００１０】
添付図面は明細書に含まれ、その一部を構成し、本発明の実施形態を示し、その記述と共に本発明の原理を説明するために用いられる。
【図１】第１実施形態に係る放射線撮影システムの構成を示す図。
【図２】第１実施形態の画像処理部における処理の流れを説明する図。

【図３】第１実施形態の合成放射線スペクトルの概要を示す図。
【図４】第２実施形態の画像処理部における処理の流れを説明する図。
【図５】第２実施形態の物質特性画像を取得するテーブルを例示する図。
【図６】第２実施形態のノイズ低減された物質特性画像を取得するテーブルを示す図。
【図７】本発明の実施形態の効果を例示する図。
【発明を実施するための形態】
【００１１】
以下、添付図面を参照して本発明の実施形態を詳しく説明する。尚、以下の実施形態は特許請求の範囲に係る本発明を限定するものでなく、また本実施形態で説明されている特徴の組み合わせの全てが本発明の解決手段に必須のものとは限らない。以下の実施形態及び特許請求の範囲において、放射線は、Ｘ線の他、α線、β線、γ線、及び各種粒子線なども含む。
【００１２】
［第１実施形態］
図１は、本発明の第１実施形態に係る放射線撮影システム１００の構成例を示す図である。放射線撮影システム１００は、放射線発生装置１０４、放射線管１０１、ＦＰＤ１０２（Flat Panel Detector（平面検出器））、画像処理装置１２０を有する。尚、放射線撮影システム１００の構成を単に放射線撮影装置ともいう。画像処理装置１２０は、被写体を撮影した放射線画像に基づく画像情報を処理する。画像処理装置１２０は、制御部１０５、記憶部１０８、画像処理部１０９、表示制御部１１６等を有する。
【００１３】
放射線発生装置１０４は曝射スイッチの押下により放射線管１０１に高電圧パルスを与え放射線を発生させ、放射線管１０１は被写体１０３に放射線を照射する。放射線の種類は特に限定はしないが、一般的にはここで使用するようにＸ線が用いられる。
【００１４】
放射線管１０１から放射線が被写体１０３に照射されると、ＦＰＤ１０２は画像信号に基づく電荷の蓄積を行って放射線画像を取得する。ＦＰＤ１０２は、放射線画像を画像処理装置１２０に転送する。
【００１５】
ＦＰＤ１０２は、放射線に応じた信号を生成するための画素アレイを備えた放射線検出部（不図示）を有する。放射線検出部は、被写体１０３を透過した放射線を画像信号として検出する。放射線検出部には、入射光に応じた信号を出力する画素がアレイ状（二次元の領域）に配置されている。各画素の光電変換素子は蛍光体により可視光に変換された放射線を電気信号に変換し、画像信号にとして出力する。このように、放射線検出部は被写体１０３を透過した放射線を検出して、画像信号（放射線画像）を取得するように構成されている。ＦＰＤ１０２の駆動部は、制御部１０５からの指示に従って読み出した画像信号（放射線画像）を制御部１０５に出力する。
【００１６】
制御部１０５は、ＦＰＤ１０２から取得した放射線画像を処理する画像処理部１０９と、画像処理の結果や各種プログラムを記憶する記憶部１０８とを有する。記憶部１０８は、例えば、ＲＯＭ（Read Only Memory）、ＲＡＭ（Random Access Memory）等により構成される。記憶部１０８は制御部１０５から出力された画像や画像処理部１０９で画像処理された画像、画像処理部１０９における計算結果を記憶することが可能である。
【００１７】
画像処理部１０９は、機能構成として、画像生成部１１０、ノイズ低減処理部１１１及び合成部１１２を有している。これらの機能構成は、例えば、一つ又は複数のＣＰＵ（central processing unit）、記憶部１０８から読み込んだプログラムを用いて、各部の機能が構成される。画像処理部１０９の各部の構成は、同様の機能を果たすのであれば、それらは集積回路などで構成してもよい。また、画像処理装置１２０の内部構成として、ＧＰＵ（Graphics Processing Unit）等のグラフィック制御部、ネットワークカード等

の通信部、キーボード、ディスプレイ又はタッチパネル等の入出力制御部等を含む構成も可能である。

【００１８】

モニタ１０６（表示部）は、制御部１０５がＦＰＤ１０２から受信した放射線画像（デジタル画像）や画像処理部１０９で画像処理された画像を表示する。表示制御部１１６は、モニタ１０６（表示部）の表示を制御することが可能である。操作部１０７は、画像処理部１０９やＦＰＤ１０２に対する指示を入力することができ、ユーザーインターフェイスを介してＦＰＤ１０２に対する指示の入力を受け付ける。

【００１９】

制御部１０５は、被写体に照射する放射線のエネルギーが異なる複数の放射線画像を処理することによって新たな画像（例えば、骨画像および脂肪画像）を得るエネルギーサブトラクション法を用いた撮影制御を行うことが可能である。エネルギーサブトラクション法による撮影を実施する場合、１枚のサブトラクション画像を生成するために異なる放射線エネルギーで撮影された複数の放射線画像（例えば、少なくとも２枚の放射線画像）が必要となる。ＦＰＤ１０２は、１回の放射線照射に対して複数回のサンプリングを行う。これにより、ＦＰＤ１０２は、低エネルギーの放射線による画像（低エネルギー放射線画像）と高エネルギーの放射線による画像（高エネルギー放射線画像）を１回の放射線照射で取得できる。ＦＰＤ１０２による撮影は静止画撮影または動画撮影であってもよい。

【００２０】

ＦＰＤ１０２内に一時保存された放射線分布情報は、サンプリングホールド実施後、読み出し可能となり、制御部１０５は、ＦＰＤ１０２から異なるタイミングで、放射線分布情報（X_L）と放射線分布情報（X_L+X_H）の読み出しを実施する。制御部１０５は、放射線分布情報（X_L+X_H）から放射線分布情報（X_L）を差し引くことで、放射線分布情報（X_H）を得ることができる。ここで、低エネルギーの放射線分布情報（X_L）が低エネルギーの放射線による画像（低エネルギー画像）になり、高エネルギーの放射線分布情報（X_H）が高エネルギーの放射線による画像（高エネルギー画像）になる。

【００２１】

画像処理部１０９は、機能構成として、画像生成部１１０、ノイズ低減処理部１１１及び合成部１１２を有している。画像生成部１１０は、異なる放射線のエネルギーで撮影した複数の放射線画像を用いて複数の物質特性画像生成することが可能であり、画像生成部１１０は、ＦＰＤ１０２で撮影された放射線画像から、物質分離画像、物質識別画像といった物質特性画像を生成する。

【００２２】

画像生成部１１０は、異なる放射線エネルギーで撮影した複数の放射線画像に含まれる物質についての物質特性画像を放射線エネルギーのスペクトルを用いて生成する。画像生成部１１０は１回の放射線照射で取得された複数の放射線画像を用いて物質特性画像を生成する。

【００２３】

ノイズ低減処理部１１１は、ノイズ低減処理により物質特性画像のノイズ成分を低減する。また、合成部１１２は、複数の放射線画像（低エネルギー画像、高エネルギー画像）から合成画像を生成する。そして、画像生成部１１０は、複数の放射線画像（低エネルギー画像、高エネルギー画像）から取得した合成画像と、ノイズ低減処理された第１の物質特性画像と、異なる放射線エネルギーのスペクトルから取得した合成スペクトルを用いて、ノイズ低減された第２の物質特性画像を生成する。

【００２４】

ここで物質分離画像とは、複数の放射線画像（低エネルギー画像、高エネルギー画像）に含まれる複数の物質を分離した画像であり、被写体を特定の２以上の物質で表した場合に、その物質の厚さ又は密度で構成された２以上の画像に分離した画像をいう。例えば、複数の物質には被検体を構成する軟物質として脂肪が含まれ、硬物質として骨が含まれる。

【００２５】

また、物質識別画像とは、複数の放射線画像（低エネルギー画像、高エネルギー画像）に含まれる物質の実効原子番号と面密度の分布を示す画像であり、被写体を特定の１物質で表した場合に、その物質の実効原子番号と面密度の分布に分解した画像をいう。

【００２６】

ここで、実効原子番号とは、元素、化合物、混合物の元素を平均的に見た場合に相当する物質の原子番号を示し、その物質と同じ割合で光子を減弱する仮想の元素の原子坂番号を示す定量指標である。実効原子番号画像とは、画素を単位として、被写体を特定の１物質で表した場合に相当する原子番号で構成された画像をいう。

【００２７】

次に、第１実施形態の画像処理部１０９における処理を、図２に示すフローチャートを用いて詳細に説明する。ここでは、被写体に照射する放射線のエネルギーが異なる複数の放射線画像を処理することによって、新たに取得する複数の画像として、脂肪画像と骨画像に分離する場合について説明するが、他の物質で分離する場合や物質識別画像を用いた場合でも適応できる。

【００２８】

ＦＰＤ１０２は、１回の放射線照射に対して複数回のサンプリングを行う。これにより、ＦＰＤ１０２は、低エネルギーの放射線による画像（低エネルギー画像２０１）と高エネルギーの放射線による画像（高エネルギー画像２０２）を１回の放射線照射で取得できる。制御部１０５は、ＦＰＤ１０２で撮影された放射線画像を記憶部１０８に記憶するとともに、画像処理部１０９に放射線画像を転送する。

【００２９】

（Ｓ２１０：物質特性画像の生成）

ステップＳ２１０において、画像生成部１１０は、物質特性画像である物質分離画像を生成する。具体的には、画像生成部１１０は、ＦＰＤ１０２で撮影された低エネルギー画像２０１（X_L）と高エネルギー画像２０２（X_H）から以下の式（数１、数２）に基づいて物質分離画像を生成する。

【００３０】

【数１】

$$X_L = \frac{\int_0^\infty N_L(E)\exp\{-\mu_B(E)\,d_B - \mu_A(E)d_A\}\,E\,dE}{\int_0^\infty N_L(E)E\,dE}$$

【００３１】

【数２】

$$X_H = \frac{\int_0^\infty N_H(E)\exp\{-\mu_B(E)\,d_B - \mu_A(E)d_A\}\,E\,dE}{\int_0^\infty N_H(E)E\,dE}$$

【００３２】

ここでμは線減弱係数、ｄは物質の厚さであり、Ｅは放射線のエネルギー、Ｎ（Ｅ）は放射線のスペクトル、添え字のＨとＬはそれぞれ高エネルギーと低エネルギーを示し、添え字のＡとＢはそれぞれ脂肪と骨を示す。数１、数２において、未知の変数は、厚さd_A、d_Bである。異なる２つのエネルギーの放射線による画像（低エネルギー画像２０１（X_L）、高エネルギー画像２０２（X_H））を撮影し、数１、数２に代入し、独立した２つの連立方程式を解くことで、厚さd_A、d_Bの値を求めることができる。

【００３３】

なお、ここでは、分離の例として、脂肪と骨を物質例として用いるが、分離する物質は、脂肪及び骨に限定するものでなく任意の物質を分離することができる。数１と数２の連立方程式をニュートンラプソン法や二分法などの最適化手法で、各物質の厚さ（脂肪の厚さd_A、骨の厚さd_B）について解けば、図２に示す脂肪画像と骨画像とに分離した物質

分離画像２０３を生成することができる。図２の例では、物質分離画像２０３は脂肪画像を例示的に示している。

【００３４】

（Ｓ２１１：放射線画像と放射線スペクトルの合成）

ステップＳ２１１において、合成部１１２は、低エネルギーの放射線による画像（低エネルギー画像２０１（X_L））と高エネルギーの放射線による画像（高エネルギー画像２０２（X_H））とに基づいて、合成した放射線画像（以下、合成放射線画像）を生成する。すなわち、合成部１１２は、低エネルギー画像２０１（X_L）と高エネルギー画像２０２（X_H）から、以下の式（数３）に基づいて、合成放射線画像２０４（Ｘproc）を生成する。合成部１１２は、重み付き加算処理を複数の放射線画像に行うことにより合成画像（合成放射線画像２０４（Ｘproc））を生成する。

【００３５】

【数３】

$$\mathrm{Xproc} = aX_L + bX_H$$

【００３６】

ここで、重み係数ａ，ｂは任意の正数であり、ａ，ｂの和は１となるように設定されている。例えば、合成部１１２は、低エネルギー画像２０１（X_L）、高エネルギー画像２０２（X_H）を撮影する際の線量やフォトン数を計算し、複数の放射線画像における線量の比またはフォトン数の比（割合）に基づいて、数３式の加算処理における重み係数ａ，ｂの値を設定することも可能である。

【００３７】

合成部１１２は、放射線画像の合成とともに合成放射線画像２０４（Ｘproc）Ｘprocを構成する合成放射線スペクトル（単に、「合成スペクトル」ともいう）を取得する。図３は、合成スペクトルの概要を示す図である。放射線スペクトル（単に、「スペクトル」ともいう）には、放射線エネルギーに対応するフォトン数の情報が含まれる。図３において、横軸は放射線エネルギー（ＫｅＶ）を示し、縦軸はフォトン数を示している。記憶部１０８には、異なる放射線エネルギーごとにスペクトルが記憶されている。

【００３８】

図３で示すように、合成スペクトル$N_{proc}(E)$は、ａX_L、ｂX_Hを構成する放射線スペクトル$N_L(E)$、$N_H(E)$を計算により算出し、算出した放射線スペクトル$N_L(E)$、$N_H(E)$を加算平均することにより合成スペクトル$N_{proc}(E)$を取得することができる。事前に重み係数ａ，ｂの値が分かっている場合は、低エネルギー及び高エネルギーの放射線スペクトルをスペクトロメーターで測定しておき、予め測定した各放射線エネルギーの放射線スペクトルに基づいて合成スペクトルを取得することも可能である。

【００３９】

（Ｓ２１２：ノイズ低減処理）

ステップＳ２１２において、ノイズ低減処理部１１１は、ステップＳ２１０で生成した物質分離画像２０３に対してノイズ低減処理を行う。ノイズ低減処理部１１１は、ノイズ低減処理の対象として、分離された脂肪画像または骨画像に対してノイズ低減処理を行うことが可能である。例えば、より鮮明な骨画像を取得する場合に、ノイズ低減処理部１１１は、脂肪画像に対してノイズ低減処理を行い、より鮮明な脂肪画像を取得する場合に、ノイズ低減処理部１１１は、骨画像に対してノイズ低減処理を行えばよい。

【００４０】

ここでは、より鮮明な骨画像を取得する場合を例として、脂肪画像に対してノイズ低減処理を行う例を説明する。ノイズ低減処理部１１１は、脂肪画像に対してノイズ低減処理し、平滑化された脂肪画像２０５を取得する。ノイズ低減処理部１１１は、ノイズ低減手法として、エッジ構造を失わないような構造保存型のノイズ低減処理を適用することが可能である。例えば、バイラテラルフィルタやNon Local Means、イプシロンフィルタな

どのノイズ低減手法を適用することが可能である。また、ノイズ低減処理部１１１は、脂肪画像のようにエッジ構造が少ない画像に対して、高周波成分を低減するようなガウシアンフィルタなどのノイズ低減手法を適用することも可能である。

【００４１】

（Ｓ２１３：ノイズ低減された骨画像の推定）

ステップＳ２１３において、画像生成部１１０は、ノイズ低減された物質分離画像（骨画像２０６）を生成する。具体的には、画像生成部１１０は、ＦＰＤ１０２で撮影された低エネルギー画像２０１（X_L）と高エネルギー画像２０２（X_H）を合成した合成放射線画像２０４（Ｘproc：Ｓ２１１）と、ノイズ低減された脂肪画像２０５（Ｓ２１２）と、から以下の式（数４）に基づいてノイズ低減された骨画像２０６を生成する。

【００４２】

【数４】

$$X_{\mathrm{proc}} = \frac{\int_0^{\infty} N_{proc}(\mathrm{E}) \exp\{-\mu_{\mathrm{B}}(\mathrm{E})\, \mathrm{d_B} - \mu_{\mathrm{A}}(\mathrm{E}) \mathrm{d_A}\}\, \mathrm{E}\, \mathrm{dE}}{\int_0^{\infty} N_{proc}(\mathrm{E}) \mathrm{E}\, \mathrm{dE}}$$

【００４３】

ここでμは線減弱係数、ｄは物質の厚さであり、Ｅは放射線のエネルギー、Ｎ（Ｅ）は放射線のスペクトル、添え字のprocは合成を示し、添え字のＡとＢはそれぞれ脂肪と骨を示す。

【００４４】

図２に示す処理において、画像生成部１１０は、例えば、第１の物質特性画像として、脂肪画像を生成し（Ｓ２１０）、ノイズ低減処理部１１１は脂肪画像に対してノイズ低減処理を行う（Ｓ２１２）。画像生成部１１０は、複数の放射線画像から取得した合成画像（合成放射線画像２０４（Ｘproc））と（Ｓ２１１）、ノイズ低減処理された第１の物質特性画像（脂肪画像）と、異なる放射線エネルギーのスペクトルから取得した合成スペクトル（合成放射線スペクトルN_{proc}(Ｅ)）を用いて、ノイズ低減された第２の物質特性画像（骨画像）を生成する（Ｓ２１３）。すなわち、画像生成部１１０は、第１の物質特性画像として、複数の物質を構成する第１の物質（例えば、脂肪）の厚さ（又は密度）を示す画像を生成し、第２の物質特性画像として、複数の物質を構成する第２の物質（例えば、骨）の厚さ（又は密度）を示す画像を生成する。

【００４５】

なお、ここでは、分離の例として、脂肪と骨を物質例として用いるが、分離する物質は、脂肪及び骨に限定するものでなく任意の物質を分離することができる。数４の方程式をニュートンラプソン法や二分法などの最適化手法で、物質の厚さ（例えば、骨の厚さd_B）について解けば、図２に示すノイズ低減された骨画像２０６を取得することができる。

【００４６】

本実施形態は一例であり、図２で説明した処理の流れに限定されるものではない。例えば、分離した骨画像と脂肪画像を足し合わせた画像に対してノイズ低減処理を行い、数４の方程式を各物質の厚さ（脂肪の厚さd_A、骨の厚さd_B）について解くことによりノイズ低減された画像を取得することができる。数４の方程式を、物質の厚さ（骨の厚さd_B）について解けば、上述のようにノイズ低減された骨画像を取得することができ、物質の厚さ（脂肪の厚さd_A）について解けば、ノイズ低減された脂肪画像を取得することができる。

【００４７】

さらに、放射線エネルギーが異なる画像（低エネルギー画像２０１、高エネルギー画像２０２）をそれぞれ複数用意して、複数の物質（例えば、複数の脂肪画像、複数の骨画像）に分離される場合についても適用することが可能である。また、図２の処理を物質特性画像それぞれに交互に繰り返し、さらにノイズ低減処理を実施しても良い。

【００４８】
例えば、ノイズ低減処理部は、ノイズ低減処理により、ステップＳ２１３で生成された第２の物質特性画像（例えば、骨画像）のノイズ成分を低減する（Ｓ２１２）。そして、画像生成部１１０は、合成画像（Ｓ２１１、２０４）と、ノイズ成分が低減された第２の物質特性画像と、合成スペクトルを用いて、ノイズ低減された第１の物質特性画像（例えば、脂肪画像）を更に生成する（Ｓ２１３）。
【００４９】
画像生成部１１０は、合成画像（Ｓ２１１、２０４）と、ノイズ成分が低減された第１の物質特性画像（Ｓ２１２，脂肪画像２０５）と、合成スペクトルを用いて、ノイズ低減された第２の物質特性画像（Ｓ２１３、骨画像２０６）を生成する処理（第１処理）を実行する。また、画像生成部１１０は、合成画像（Ｓ２１１、２０４）と、ノイズ成分が低減された第２の物質特性画像（Ｓ２１２、骨画像２０６）と、合成スペクトルを用いて、ノイズ低減された第１の物質特性画像（Ｓ２１３、脂肪画像２０５）を生成する処理（第２処理）を実行する。そして、画像生成部１１０は、第１処理と第２処理とを交互に繰り返し実行する。
【００５０】
図２の処理を、物質識別画像に適用する場合、実効原子番号と面密度の空間分布は、以下の数５式及び数６式を解くことにより求めることができる。
【００５１】
【数５】

$$X_L = \frac{\int_0^\infty N_L(\mathrm{E})\exp\{-\mu(\mathrm{Z_{eff}},\mathrm{E})\mathrm{D_{eff}}\}\,\mathrm{E}\,\mathrm{dE}}{\int_0^\infty N_L(\mathrm{E})\mathrm{E}\,\mathrm{dE}}$$

【００５２】
【数６】

$$\mathrm{X_H} = \frac{\int_0^\infty N_H(\mathrm{E})\exp\{-\mu(\mathrm{Z_{eff}},\mathrm{E})\mathrm{D_{eff}}\}\,\mathrm{E}\,\mathrm{dE}}{\int_0^\infty N_H(\mathrm{E})\mathrm{E}\,\mathrm{dE}}$$

【００５３】
数５式及び数６式において、Ｅはエネルギー、Ｎ（Ｅ）は放射線のスペクトル、μ（Z_{eff}，Ｅ）は実効原子番号Z_{eff}とエネルギーＥにおける質量減弱係数、D_{eff}は面密度である。また、添え字のＨとＬはそれぞれ高エネルギーと低エネルギーを示している。数５式及び数６式において未知の変数は、実効原子番号Z_{eff}と面密度D_{eff}である。よって、物質ごとの厚さの空間分布（物質分離画像）を求める場合と同様に、異なる２つのエネルギーの放射線にて撮影した画像（複数の放射線画像（低エネルギー画像、高エネルギー画像））を数５式及び数６式に代入することで、２つの独立した式が生成可能であるから、その独立した２つの式を解くことで実効原子番号Z_{eff}と面密度D_{eff}の値を求めることができる。
【００５４】
また、合成放射線画像２０４（Ｘproc）の生成は、先に説明した数３式を用いることで生成することができ、数４式に代わり以下の数７式を解くことにより、ノイズ低減された物質識別画像を生成することができる。
【００５５】
【数７】

$$\mathrm{X_{proc}} = \frac{\int_0^\infty N_{proc}(\mathrm{E})\exp\{-\mu(\mathrm{Z_{eff}},\mathrm{E})\mathrm{D_{eff}}\}\,\mathrm{E}\,\mathrm{dE}}{\int_0^\infty N_{proc}(\mathrm{E})\mathrm{E}\,\mathrm{dE}}$$

【００５６】
数７式の方程式をニュートンラプソン法や二分法などの最適化手法で解けば、ノイズ低減されたノイズ低減された物質識別画像（実効原子番号Z_{eff}または面密度D_{eff}の分布を示す画像）を取得することができる。
【００５７】
Ｅはエネルギー、Ｎ（Ｅ）は放射線のスペクトル、μ（Z_{eff}，Ｅ）は実効原子番号Z_{eff}とエネルギーＥにおける質量減弱係数、D_{eff}は面密度である。添え字のprocは合成を示す。
【００５８】
図２に処理において、画像生成部１１０は、例えば、第１の物質特性画像として、面密度画像を生成し（Ｓ２１０）、ノイズ低減処理部１１１は面密度画像に対してノイズ低減処理を行う（Ｓ２１２）。
【００５９】
画像生成部１１０は、複数の放射線画像から取得した合成画像（合成放射線画像２０４（Ｘproc））と（Ｓ２１１）、ノイズ低減処理された第１の物質特性画像（面密度画像）と、異なる放射線エネルギーのスペクトルから取得した合成スペクトル（合成放射線スペクトルN_{proc}(Ｅ)）を用いて、ノイズ低減された第２の物質特性画像（実効原子番号の分布を示す画像）を生成する（Ｓ２１３）。すなわち、画像生成部１１０は、第１の物質特性画像として、面密度画像を生成し（Ｓ２１０）、第２の物質特性画像として、実効原子番号画像を生成する（Ｓ２１３）。
【００６０】
この例に限られず、画像生成部１１０は、第１の物質特性画像として、実効原子番号画像を生成し（Ｓ２１０）、ノイズ低減処理部１１１は実効原子番号画像に対してノイズ低減処理を行う場合（Ｓ２１２）、画像生成部１１０は、複数の放射線画像から取得した合成画像（合成放射線画像２０４（Ｘproc））と（Ｓ２１１）、ノイズ低減処理された第１の物質特性画像（実効原子番号画像）と、異なる放射線エネルギーのスペクトルから取得した合成スペクトル（合成放射線スペクトルN_{proc}(Ｅ)）を用いて、ノイズ低減された第２の物質特性画像（面密度画像）を生成する（Ｓ２１３）。すなわち、画像生成部１１０は、第１の物質特性画像として、実効原子番号を示す画像を生成し（Ｓ２１０）、第２の物質特性画像として、面密度画像を生成する（Ｓ２１３）。
【００６１】
造影剤などに含まれるヨウ素の実効原子番号は５３であり、バリウムの実効原子番号は５６であり、カテーテルのガイドワイヤ等に用いられる部材としてステンレスの実効原子番号は２６である。また、ステントに用いられる部材として、チタンの実効原子番号は２２である。実効原子番号の情報を用いることにより、撮影手技に応じて人体（被写体）の内部に入っている物質を識別することができる。
【００６２】
画像生成部１１０は、実効原子番号の情報を用いることにより、撮影手技に応じて人体（被写体）の内部に入っている物質を識別する画像を生成することができ、生成された画像は、仮想単色放射線画像として、エネルギーサブトラクションを用いた血管造影（ＤＳＡ：Digital Subtraction Angiography）などの他の処理に用いることも可能である。
【００６３】
本実施形態によれば、ビームハードニングの影響を低減し、ノイズが低減された物質分離画像を取得することが可能になる。
【００６４】
［第２実施形態］
第１実施形態では、エネルギーサブトラクションの演算処理時に画素毎に最適化手法を用いているために、物質特性画像を生成するのに所定の時間を要する場合がある。第２実施形態では、エネルギーサブトラクションの演算処理結果をテーブルなどに予め記憶しておき、エネルギーサブトラクションの処理の際にテーブルを参照することで、物質特性画

像を短時間で取得する構成について説明する。

【００６５】

以下の説明では、第１実施形態と同様の部分は説明を省略し、第２実施形態に特有な構成部分についてのみ説明を行う。本実施形態の構成は、透視時などのリアルタイム性が要求される場合に有利な効果がある。

【００６６】

本実施形態において、画像生成部１１０は、異なる放射線エネルギーで撮影した複数の放射線画像に含まれる物質についての物質特性画像を放射線エネルギーのスペクトルを用いて生成し、撮影した複数の放射線画像に対応する物質特性画像を出力する第１テーブル（例えば、図５の５０１、５０２）を生成する（Ｓ４１０）。

【００６７】

ノイズ低減処理部１１１は、物質特性画像のノイズ成分を低減する。すなわち、ノイズ低減処理部１１１は、第１テーブル（例えば、図５の５０１、５０２）から出力された物質特性画像のノイズ成分を低減する。

【００６８】

ここで、画像生成部１１０は、複数の放射線画像から取得した合成画像（Ｓ４１２、４０４）と、ノイズ低減処理された第１の物質特性画像（Ｓ４１３，４０５）と、異なる放射線エネルギーのスペクトルから取得した合成スペクトルを用いて、ノイズ低減された第２の物質特性画像を生成した演算結果に基づいた第２テーブル（例えば、図６の６０１）を生成し（Ｓ４１４）、合成画像（４０４）及びノイズ低減処理された第１の物質特性画像（４０５）に対応する第２の物質特性画像（Ｓ４１５、４０６）を第２テーブル（６０１）から出力する。

【００６９】

次に第２実施形態の画像処理部１０９における処理の流れを図４に示すフローチャートを用いて詳細に説明する。

【００７０】

（Ｓ４１０：物質に関するテーブルの生成）

ステップＳ４１０において、画像生成部１１０は、予めエネルギーサブトラクション処理を行い、演算結果をテーブル化する。画像生成部１１０は、人体を構成する複数の物質について、取りうる物質の厚さの組み合わせ（例えば、第１物質として脂肪と、第２物質として骨との厚さの組み合わせ）から、数１、数２の連立方程式を解き、低エネルギー画像（X_L）と高エネルギー画像（X_H）を取得する。２つの連立方程式の解析には、例えば、ニュートンラプソン法などの最適化手法を用いることが可能である。画像生成部１１０は、数１、数２の連立方程式から取得した低エネルギー画像（X_L）と、高エネルギー画像（X_H）と、第１物質（例えば、脂肪）の厚さとの対応関係を図５（ａ）に示すテーブル５０１として生成し、記憶部１０８に記憶する。また、画像生成部１１０は、数１、数２の連立方程式から取得した低エネルギー画像（X_L）と、高エネルギー画像（X_H）と、第２物質（例えば、骨）の厚さとの対応関係を図５（ｂ）に示すテーブル５０２として生成し、記憶部１０８に記憶する。

【００７１】

画像生成部１１０は、生成するテーブルの縦軸及び横軸における刻み幅を細かく設定することによりテーブルの精度を良くすることが可能である。刻み幅を細かく設定するとテーブルの生成に時間を要するので、また、画像生成部１１０は、所望の精度が得られるようにテーブルの刻み幅を任意に設定することが可能である。テーブルの縦軸及び横軸の設定は、線形的に値が設定されたものや対数的に値が設定されたものでもよい。また、テーブルの縦軸及び横軸の設定は、近傍の設定値の値を用いて補間することが可能であるため、連続的でなくても良い。

【００７２】

（Ｓ４１１：物質特性画像の取得）

ステップＳ４１１において、画像生成部１１０は、ステップＳ４１０で生成したテーブ

ル（図５（ａ）、図５（ｂ））と、低エネルギー画像４０１（X_L）と高エネルギー画像４０２（X_H）を用いて、物質特性画像である物質分離画像を取得する。具体的には、画像生成部１１０は、低エネルギー画像４０１（X_L）と高エネルギー画像４０２（X_H）の各画素の値に基づいて、テーブル（脂肪厚みテーブル（図５（ａ）、骨厚みテーブル（図５（ｂ））を参照して、物質特性画像である物質分離画像（脂肪厚み画像と骨厚み画像）を取得する。テーブルの値は、例えば、バイリニア補間や対数補間などの手法により補間することが可能である。

【００７３】

（Ｓ４１２：放射線画像と放射線スペクトルの合成）

ステップＳ４１２において、ステップＳ２１１と同様に、合成部１１２は、低エネルギーの放射線による画像（低エネルギー画像４０１（X_L））と高エネルギーの放射線による画像（高エネルギー画像４０２（X_H））とに基づいて、合成した放射線画像（以下、合成放射線画像）を生成する。すなわち、合成部１１２は、低エネルギー画像４０１（X_L）と高エネルギー画像４０２（X_H）から、数３式に基づいて、合成放射線画像４０４（Ｘproc）を生成する。

【００７４】

（Ｓ４１３：ノイズ低減処理）

ステップＳ４１３におい、ステップＳ２１２と同様に、ノイズ低減処理部１１１は、ステップＳ４１１で取得した物質分離画像４０３に対してノイズ低減処理を行う。ノイズ低減処理部１１１は、ノイズ低減処理の対象として、分離された脂肪画像または骨画像に対してノイズ低減処理を行うことが可能である。例えば、より鮮明な骨画像を取得する場合に、ノイズ低減処理部１１１は、脂肪画像に対してノイズ低減処理を行い、より鮮明な脂肪画像を取得する場合に、ノイズ低減処理部１１１は、骨画像に対してノイズ低減処理を行えばよい。ここでは、より鮮明な骨画像を取得する場合を例として、ノイズ低減処理部１１１は、脂肪画像に対してノイズ低減処理し、平滑化された脂肪画像４０５を取得する。

【００７５】

（Ｓ４１４：ノイズ低減された物質特性画像を取得するテーブルの生成）

画像生成部１１０は、第１物質（例えば、脂肪）の厚さと、合成放射線画像の画素値と、第２物質（例えば、骨）の厚さとを対応づけるテーブル６０１を生成し、記憶部１０８に記憶する。図６は、ノイズ低減された物質特性画像を取得するテーブル６０１を例示する図である。横軸には合成放射線画像４０４（Ｘproc）の画素値が設定され、縦軸には第１物質（脂肪）の厚さが設定されており、合成放射線画像４０４（Ｘproc）の画素値と、第１物質（脂肪）の厚さと、第２物質（骨）の厚さの分布とが対応づけられている。

【００７６】

具体的なテーブル６０１の生成方法として、画像生成部１１０は、人体でとりうる第１物質（脂肪）の厚さd_Aと合成放射線画像４０４（Ｘproc）の画素値との組み合わせに基づいて数４式から、第２物質（骨）の厚さd_Bを求める。そして、画像生成部１１０は、求めた第２物質（骨）の厚さd_Bと、合成放射線画像４０４（Ｘproc）の画素値、第１物質（脂肪）の厚さd_Aとを対応づけるテーブル６０１を生成する。

【００７７】

（Ｓ４１５：ノイズ低減された骨画像の取得）

ステップＳ４１５において、画像生成部１１０は、ステップＳ４１４で生成したテーブル６０１と合成放射線画像４０４（Ｘproc）と、ステップＳ４１３でノイズ低減された第１物質（脂肪）の厚さの画像（平滑化された脂肪画像４０５）を用いて、物質特性画像である第２物質（骨）の厚さの画像（骨画像４０６）を取得する。画像生成部１１０は、テーブル６０１を参照することにより、ステップＳ４１３でノイズ低減された第１物質（脂肪）の厚さd_Aと合成放射線画像４０４（Ｘproc）の画素値から第２物質（骨）の厚さd_Bを求めることができ、第２物質（骨）の厚さd_Bからノイズ低減された骨画像を取得する。

【００７８】

図４で説明した処理によれば、ステップＳ４１０でテーブル５０１、５０２を参照することにより、数１、数２式に基づいた演算負荷を低減しつつ物質特性画像である物質分離画像を取得することができる。また、ステップＳ４１４でテーブル６０１を参照することにより、数４式に基づいた演算負荷を低減しつつノイズ低減された物質特性画像である物質分離画像を取得することができる。図４で説明した第２実施形態の処理によれば、より高速な画像処理が必要とされる動画撮影に適用することが可能になる。

【００７９】

［画像処理結果の比較］

本発明の実施形態（第１実施形態、第２実施形態）で得られる物質特性画像の精度について説明する。図７は、本発明の実施形態の効果を例示する図である。図７（ａ）は効果を測定するためのファントムの構成を例示する図である。図７（ａ）に示すファントムを用いて、低エネルギーの放射線による画像（低エネルギー画像）と高エネルギーの放射線による画像（高エネルギー画像）を取得し、本発明の実施形態（例えば、第１実施形態または第２実施形態）の処理に基づいて、ファントムを構成する物質の厚さを求めた結果が図７（ｂ）の波形７０１である。比較例として、特許文献１で開示されているエネルギーサブトラクションの手法を用いた結果が図７（ｂ）の波形７０２である。ファントムの構成は、アクリル樹脂（ＰＭＭＡ）とアルミ（ＡＬ）とから構成されており、アクリル樹脂（ＰＭＭＡ）は軟物質である脂肪に対応し、アルミ（ＡＬ）は硬物質である骨に対応する。ファントムの構成において、アルミ（ＡＬ）の厚さは１ｃｍで一定である。アクリル樹脂（ＰＭＭＡ）の厚さは、１５ｃｍ、２０ｃｍ、２５ｃｍの３種類である。

【００８０】

図７（ｂ）において、横軸はアクリル樹脂（ＰＭＭＡ）の厚さを示し、縦軸は、アルミ（ＡＬ）の厚さ１ｃｍに対する誤差を示している。図７（ｂ）に示すように、特許文献１で開示されているエネルギーサブトラクションの手法では、アクリル樹脂（ＰＭＭＡ）の厚さに対して、アルミ（ＡＬ）の厚さ誤差は、－７％から＋４％の範囲でばらついている。一方、本発明の実施形態の処理によれば、アクリル樹脂（ＰＭＭＡ）の厚さに対して、アルミ（ＡＬ）の厚さ誤差は、約±１％の範囲内に収まっている。

【００８１】

本発明の実施形態は、従来技術である特許文献１の処理に比べて、誤差を低減することができ、画像処理において定量性が求められる測定の場合は、本技術の実施形態が有効である。特にアクリル樹脂（ＰＭＭＡ）の厚さが変わって、ビームハードニングが起こっても定量性に優れていることが特徴である。

【００８２】

（その他の実施形態）

本発明は、上述の実施形態の１以上の機能を実現するプログラムを、ネットワーク又は記憶媒体を介してシステム又は装置に供給し、そのシステム又は装置のコンピュータにおける１つ以上のプロセッサーがプログラムを読出し実行する処理でも実現可能である。また、１以上の機能を実現する回路（例えば、ＡＳＩＣ）によっても実現可能である。

【００８３】

本発明は上記実施形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。

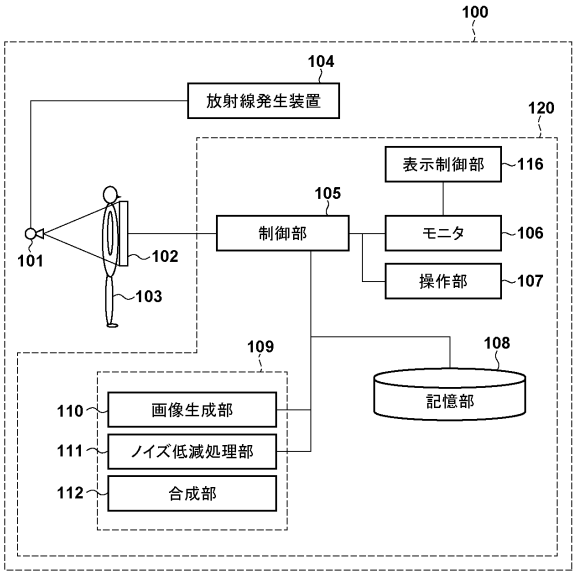
【符号の説明】

【００８４】

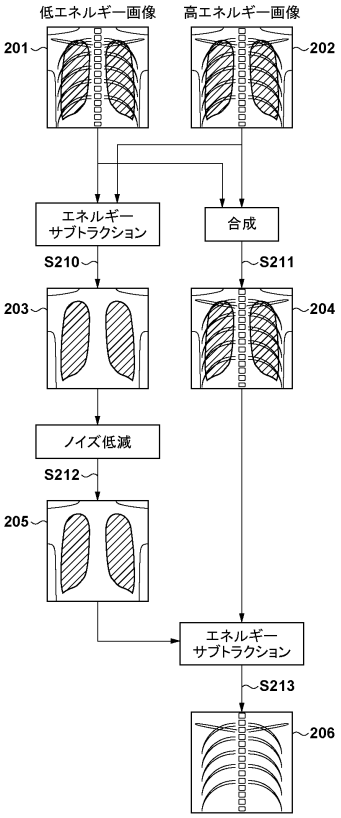
１００：放射線撮影システム、１０１：放射線源、１０２：ＦＰＤ（放射線検出装置）、１０４：放射線発生装置、１０５：制御部、１０６：モニタ（表示部）、１０７：操作部、１０８：記憶部、１０９：画像処理部、１１０：生成部、１１１：ノイズ低減処理部、１１２：合成部、１２０：画像処理装置

【図面】

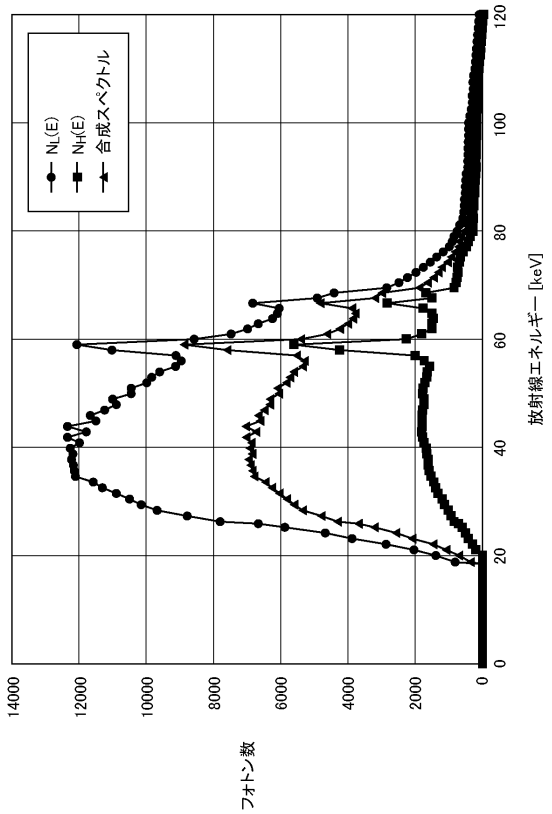
【図１】


100
104
放射線発生装置
120
表示制御部
116
105
制御部
モニタ
106
操作部
107
101
102
103
109
108
記憶部
110
画像生成部
111
ノイズ低減処理部
112
合成部

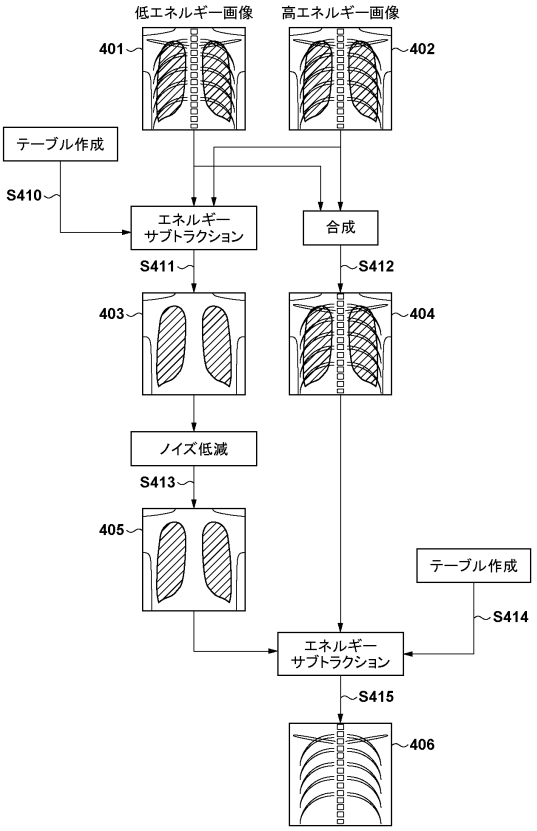
【図２】


低エネルギー画像
高エネルギー画像
201
202
エネルギー
サブトラクション
合成
S210
S211
203
204
ノイズ低減
S212
205
エネルギー
サブトラクション
S213
206

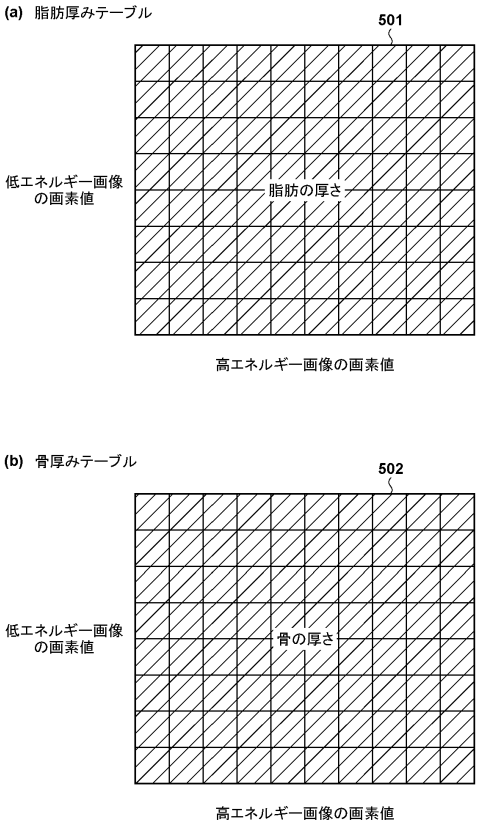
【図３】


$N_L(E)$
$N_H(E)$
合成スペクトル
フォトン数
放射線エネルギー [keV]
14000
12000
10000
8000
6000
4000
2000
0
0
20
40
60
80
100
120

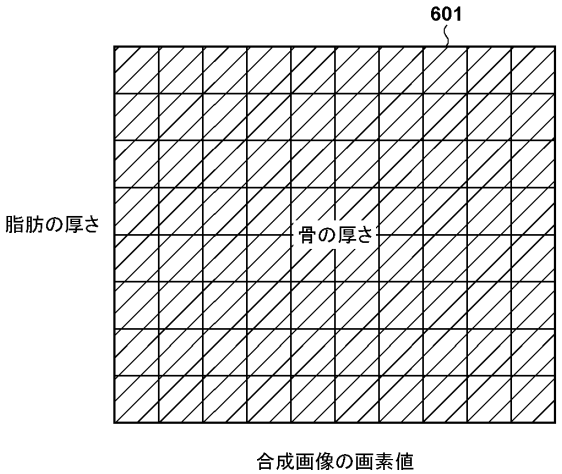
【図４】


低エネルギー画像
高エネルギー画像
401
402
テーブル作成
S410
エネルギー
サブトラクション
合成
S411
S412
403
404
ノイズ低減
S413
405
テーブル作成
S414
エネルギー
サブトラクション
S415
406

【図５】

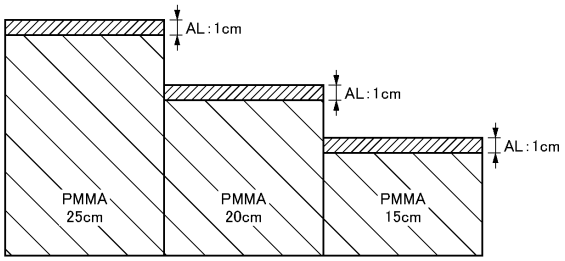

(a) 脂肪厚みテーブル
501
低エネルギー画像
の画素値
脂肪の厚さ
高エネルギー画像の画素値
(b) 骨厚みテーブル
502
低エネルギー画像
の画素値
骨の厚さ
高エネルギー画像の画素値

【図６】

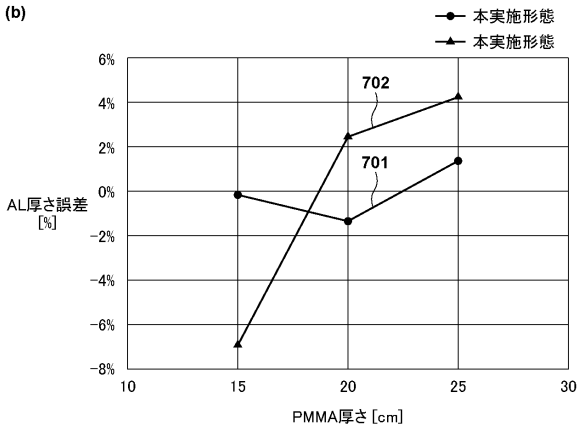

601
脂肪の厚さ
骨の厚さ
合成画像の画素値

【図７】

(a)


AL : 1cm
AL : 1cm
AL : 1cm
PMMA
25cm
PMMA
20cm
PMMA
15cm

(b)


本実施形態
本実施形態
702
701
6%
4%
2%
0%
−2%
−4%
−6%
−8%
AL厚さ誤差
[%]
10
15
20
25
30
PMMA厚さ [cm]

フロントページの続き

(56)参考文献 特開２０１４－２１０１８０（ＪＰ，Ａ）
特開平０３－２８５４７５（ＪＰ，Ａ）
特開２００８－６２０３５（ＪＰ，Ａ）
特開２００８－１２５９００（ＪＰ，Ａ）
特表２００９－５０６８５４（ＪＰ，Ａ）
国際公開第２０１８／１８７７３５（ＷＯ，Ａ１）
岩元 新一郎，”[教育講演資料] Ｘ線減弱係数の仕分けと医用画像”，医用画像情報学会雑誌，2015年，Vol.32, No.3，pp.54-62

(58)調査した分野 (Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ ６／００－６／１４