

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7080025号

(P7080025)

(45)発行日 令和4年6月3日(2022.6.3)

(24)登録日 令和4年5月26日(2022.5.26)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 6/00 3 5 0 M

A 6 1 B 6/00 3 3 3

A 6 1 B 6/00 Z D M

請求項の数 10 (全19頁)

(21)出願番号 特願2017-168833(P2017-168833)
(22)出願日 平成29年9月1日(2017.9.1)
(65)公開番号 特開2019-42161(P2019-42161A)
(43)公開日 平成31年3月22日(2019.3.22)
審査請求日 令和2年8月27日(2020.8.27)

(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
特許業務法人大塚国際特許事務所
(72)発明者 野田 剛司
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
(72)発明者 町田 佳士
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 遠藤 直恵

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 情報処理装置、情報処理方法およびプログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

被写体の放射線画像を取得する取得手段と、
互いに異なるスペクトルの放射線により取得される複数の放射線画像に基づいて、前記被写体の内部を物質ごとの領域に抽出可能な物質特性画像を生成する生成手段と、
前記放射線画像および前記物質特性画像を、それぞれ異なる周波数帯域に制限された複数の帯域制限画像および複数の低周波画像に分解する分解手段と、
前記複数の低周波画像に分解された前記物質特性画像における特定の領域の位置に基づいて、前記放射線画像の前記複数の低周波画像および前記複数の帯域制限画像における特定の領域を強調又は減衰させる処理を行う画像処理手段と、
を備えることを特徴とする情報処理装置。

【請求項2】

前記特定の領域を強調又は減衰させた画像を再構成する再構成手段を更に備えることを特徴とする請求項1に記載の情報処理装置。

【請求項3】

前記画像処理手段は、
前記複数の低周波画像に分解された前記物質特性画像における前記特定の領域の位置に基づいて、前記放射線画像における前記特定の領域以外の領域を強調または減衰させるための調整係数を設定することを特徴とする請求項1に記載の情報処理装置。

【請求項4】

前記画像処理手段は、

前記放射線画像の帯域制限画像および低周波画像における特定の領域に対して異なる調整係数を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の情報処理装置。

【請求項 5】

前記画像処理手段は、前記特定の領域および前記特定の領域以外の領域に対して異なる調整係数を設定することを特徴とする請求項 3 に記載の情報処理装置。

【請求項 6】

前記物質特性画像は、前記被写体を構成する物質の実効原子番号の分布を表す実効原子番号画像であることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の情報処理装置。

【請求項 7】

前記物質特性画像は、前記被写体を構成する物質を弁別した物質弁別画像であることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の情報処理装置。

【請求項 8】

被写体の放射線画像を取得する取得手段と、

互いに異なるスペクトルの放射線により取得される複数の放射線画像に基づいて、前記被写体の内部を物質ごとの領域に抽出可能な実効原子番号画像または物質弁別画像を生成する生成手段と、

前記放射線画像、実効原子番号画像または物質弁別画像を、異なる周波数帯域に制限された複数の帯域制限画像および複数の低周波画像に分解する分解手段と、

前記複数の低周波画像に分解された前記実効原子番号画像または物質弁別画像における特定の領域の位置に基づいて、前記放射線画像の前記複数の低周波画像および複数の帯域制限画像における前記特定の領域を強調または減衰させる処理を行う画像処理手段と、

前記特定の領域を強調又は減衰させた画像を再構成する再構成手段と、

を備えることを特徴とする情報処理装置。

【請求項 9】

被写体を撮影した放射線画像に基づく情報を処理する情報処理方法であって、

前記被写体の放射線画像を取得する取得工程と、

互いに異なるスペクトルの放射線により取得される複数の放射線画像に基づいて、前記被写体の内部を物質ごとの領域に抽出可能な物質特性画像を生成する生成工程と、

前記放射線画像および前記物質特性画像を、それぞれ異なる周波数帯域に制限された複数の帯域制限画像および複数の低周波画像に分解する分解工程と、

前記複数の低周波画像に分解された前記物質特性画像における特定の領域の位置に基づいて、前記放射線画像の前記複数の低周波画像および前記複数の帯域制限画像における特定の領域を強調又は減衰させる処理を行う画像処理工程と、

を有することを特徴とする情報処理方法。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の情報処理方法の各工程をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、情報処理装置、情報処理方法およびプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

放射線による医療画像診断に用いる撮影装置として、平面検出器 (Flat Panel Detector、以下「FPD」と略す) を用いた放射線撮像装置が普及している。FPD は、撮影画像をデジタル画像処理することができるため、様々なアプリケーションの開発が行われ実用化されている。

【0003】

特許文献 1 には、一つのアプリケーションとして、2 種類のエネルギーの放射線で撮影した画像を用いて、所望とする組織の陰影のみに選択的に周波数処理を施すことのできる画

10

20

30

40

50

像処理技術が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】特開平04 - 156689号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1には、所望とする組織の陰影のみに選択的に周波数処理を施す方法として、抽出画像の高周波成分を原画像に加算する方法が記載されている。しかし、抽出画像と原画像が異なる物理量を表す画像、例えば、原画像が放射線画像であり、抽出画像が実効原子番号画像である場合は特許文献1の方法を用いることができない。

10

【0006】

本発明は、上記の課題に鑑みてなされたものであり、物質特性画像における特定の領域の位置に基づいて、対応する放射線画像における特定の領域を強調または減衰する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】

本発明の一態様による情報処理装置は、被写体の放射線画像を取得する取得手段と、互いに異なるスペクトルの放射線により取得される複数の放射線画像に基づいて、前記被写体の内部を物質ごとの領域に抽出可能な物質特性画像を生成する生成手段と、前記放射線画像および前記物質特性画像を、それぞれ異なる周波数帯域に制限された複数の帯域制限画像および複数の低周波画像に分解する分解手段と、前記複数の低周波画像に分解された前記物質特性画像における特定の領域の位置に基づいて、前記放射線画像の前記複数の低周波画像および前記複数の帯域制限画像における特定の領域を強調又は減衰させる処理を行う画像処理手段と、を備えることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、物質特性画像における特定の領域の位置に基づいて、対応する放射線画像における特定の領域を強調または減衰する技術させることが可能になる。

30

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】第1実施形態に係る放射線撮影システムの構成例を示す図。

【図2】領域強調減衰部の機能構成を例示する図。

【図3】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4】第1実施形態の実効原子番号画像の生成を説明する図。

【図5】物質の実効原子番号を例示する図。

【図6】周波数分解処理の概要を説明する図。

【図7】帯域制限画像の周波数特性の例を示す図。

40

【図8】(a)は放射線画像を例示する図であり、(b)は物質特性画像を例示する図。

【図9】低周波物質特性画像に基づいたゲイン調整を説明する図。

【図10】放射線画像の再構成処理の概要を説明する図。

【図11】第1実施形態における画像処理部の処理結果を例示する図。

【図12】第2実施形態に係る放射線撮影システムの構成例を示す図。

【図13】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14】物質特性計算部の機能構成を例示する図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態を例示的に詳しく説明する。ただし、この実施

50

形態に記載されている構成要素はあくまで例示であり、本発明の技術的範囲は、特許請求の範囲によって確定されるのであって、以下の個別の実施形態によって限定されるわけではない。

【 0 0 1 2 】

(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 1 0 0 の構成例を示す図である。放射線撮影システム 1 0 0 は、放射線発生装置 1 0 4、放射線源 1 0 1、F P D 1 0 2、情報処理装置 1 2 0 を有する。尚、放射線撮影システム 1 0 0 の構成を単に放射線撮影装置ともいう。情報処理装置 1 2 0 は、被写体を撮影した放射線画像に基づく情報を処理する。

10

【 0 0 1 3 】

放射線発生装置 1 0 4 は曝射スイッチの押下により放射線源 1 0 1 に高電圧パルスを与え放射線を発生させ、放射線源 1 0 1 は被写体 1 0 3 に放射線を照射する。尚、放射線の種類は特に限定はしないが、一般的には X 線が用いられることが多い。

【 0 0 1 4 】

放射線源 1 0 1 から放射線が被写体 1 0 3 に照射されると、F P D 1 0 2 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。F P D 1 0 2 は、放射線画像を情報処理装置 1 2 0 に転送する。尚、F P D 1 0 2 は、撮影毎に放射線画像を情報処理装置 1 2 0 に転送してもよいし、撮影した画像を、撮影毎に転送せずに、F P D 1 0 2 の内部の画像記憶部に記憶しておき、所定のタイミングで F P D 1 0 2 から情報処理装置 1 2 0 に画像を、まとめて転送することが可能である。F P D 1 0 2 と情報処理装置 1 2 0 との間の通信は、有線通信でもよいし、無線通信でもよい。

20

【 0 0 1 5 】

F P D 1 0 2 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 1 0 3 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変換された光を電気信号である画像信号に変換し、画像信号として出力する。このように、放射線検出部は被写体 1 0 3 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。F P D 1 0 2 の駆動部（不図示）は、制御部 1 0 5 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 1 0 5 に出力する。

30

【 0 0 1 6 】

制御部 1 0 5 は、F P D 1 0 2 から取得した放射線画像を処理する画像処理部 1 0 9 と、画像処理の結果や各種プログラムを記憶する記憶部 1 0 8 とを有する。記憶部 1 0 8 は、例えば、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) 等により構成される。記憶部 1 0 8 は制御部 1 0 5 から出力された画像や画像処理部 1 0 9 で画像処理された画像、画像処理部 1 0 9 における計算結果を記憶することが可能である。記憶部 1 0 8 は、例えば、実効原子番号や面密度、実効原子番号と物質とを対応付けたデータベースを記憶することが可能である。

【 0 0 1 7 】

画像処理部 1 0 9 は、機能構成として、物質特性計算部 1 1 0、領域強調減衰部 1 1 1 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 C P U (central processing unit)、記憶部 1 0 8 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 1 0 9 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、情報処理装置 1 2 0 の内部構成として、G P U (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可能である。

40

【 0 0 1 8 】

モニタ 1 0 6 (表示部) は、制御部 1 0 5 が F P D 1 0 2 から受信した放射線画像（デジタル画像）や画像処理部 1 0 9 で画像処理された画像を表示する。表示制御部 1 1 6 は、

50

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 FPD 102 に対する指示を入力することができ、不図示のユーザーインターフェイスを介して FPD 102 に対する指示の入力を受け付ける。

【0019】

画像処理部 109 は、機能構成として、物質特性計算部 110、領域強調減衰部 111 を有しており、画像処理部 109 は、FPD 102 で撮影された被写体の放射線画像における特定の領域を強調した領域強調画像、又は特定の領域を減衰した領域減衰画像を生成する。物質特性計算部 110 は、互いに異なるスペクトルの放射線により取得される複数の放射線画像に基づいて、被写体の内部を物質ごとの領域に抽出可能な物質特性画像を生成する生成部として機能する。物質特性計算部 110（生成部）は、物質特性画像として、例えば、被写体を構成する物質の実効原子番号の分布を表す実効原子番号画像、または被写体を構成する物質を弁別した物質弁別画像といった物質特性画像を生成することが可能である。

10

【0020】

領域強調減衰部 111 は、物質特性画像に基づき放射線画像を強調または減衰するための画像処理を行う。すなわち、画像処理部 109 の領域強調減衰部 111 は、物質特性画像における特定の領域の位置（位置情報）に基づいて、放射線画像における特定の領域を強調又は減衰させる処理を行う。領域強調減衰部 111 は機能構成として、図 2 に示すように、周波数分解部 211、ゲイン調整部 212、および周波数再構成部 213 を有する。周波数分解部 211、ゲイン調整部 212、および周波数再構成部 213 の具体的な処理については後に詳細に説明する。

20

【0021】

次に、第 1 実施形態の画像処理部 109 における処理を、図 3 に示すフローチャートを用いて詳細に説明する。制御部 105 は、FPD 102 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。

【0022】

（S301：物質特性画像の生成）

ステップ S301 において、物質特性計算部 110 は、物質特性画像である物質弁別画像、又は実効原子番号画像を生成する。具体的には、物質特性計算部 110 は、FPD 102 で撮影された、高エネルギー放射線画像 X_H と低エネルギー放射線画像 X_L から以下の（1）式、（2）式に基づいて物質弁別画像を生成する。

30

【0023】

【数 1】

$$-\ln X_L = \mu_{LA} d_A + \mu_{LI} d_I \quad \cdots (1)$$

【0024】

【数 2】

$$-\ln X_H = \mu_{HA} d_A + \mu_{HI} d_I \quad \cdots (2)$$

40

【0025】

ここで、 μ は線減弱係数であり、 d は物質の厚さである。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 I は、弁別する物質であり、それぞれ脂肪と造影剤を示す。なお、ここでは、弁別する物質例として、脂肪と造影剤を用いて説明しているが、この例に限定するものでなく、任意の物質を弁別することができる。物質特性計算部 110 は、（1）式と（2）式の連立方程式を解く演算処理を行うことにより、脂肪 d_A と造影剤 d_I とを弁別した物質弁別画像を得ることができる。

【0026】

また、物質特性計算部 110 は、図 4 に示すように高エネルギー放射線画像 X_H と低エネ

50

ルギー放射線画像 X_L との比の対数（対数比）から、対応する実効原子番号 Z を特定して、実効原子番号画像 Z_{eff} を生成することができる。図 4 に示す対数比と実効原子番号の関係は、予めテーブル化しておき、物質特性計算部 110 は、演算した対数比に対応する実効原子番号 Z を、テーブルの参照により特定して、実効原子番号画像 Z_{eff} を生成することができる。図 5 は、物質の実効原子番号を例示する図である。例えば、脂肪の実効原子番号は $5.9 \sim 6.5$ であり、筋肉の実効原子番号は $7.4 \sim 7.6$ であり、骨の実効原子番号は $12.3 \sim 13.8$ である。このように、脂肪、筋肉、骨など、人体（被写体）を構成する特定の領域を実効原子番号により特定することができる。

【0027】

また、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弁別することができる。

10

【0028】

以下の処理において、領域強調減衰部 111 は、物質特性計算部 110 により生成された物質特性画像に基づき放射線画像を強調または減衰する画像処理を行う。すなわち、領域強調減衰部 111 は、物質弁別画像や実効原子番号に基づいて、放射線画像を選択的に強調、減衰する画像処理を行う。特に、実効原子番号画像は、被写体を構成する物質の実効原子番号の分布を表す画像であり、もとの放射線画像とは全く異なる物理量を表す。このため、画像成分を加算するような方法により放射線画像を選択、強調を行うことができないが、本実施形態の画像処理によれば、放射線画像の特定の領域（弁別された物質の領域、または、実効原子番号の分布領域）を選択的に強調、減衰することができる。

20

【0029】

（S302：帯域制限画像の生成）

ステップ S302 において、周波数分解部 211 は、放射線画像および物質特性画像を周波数分解し、放射線画像および物質特性画像において、それぞれ異なる周波数帯域に制限された複数の帯域制限画像（高周波画像）を生成する。本ステップで、周波数分解部 211 は、放射線画像および物質特性画像を、それぞれ異なる周波数帯域に制限された複数の帯域制限画像および低周波画像に分解する。放射線画像および物質特性画像の両方を周波数分解することにより、両画像における領域の位置関係を維持することができる。

30

【0030】

図 6 は、周波数分解処理の概要を説明する図であり、図 6 に示すように、周波数分解部 211 は、入力画像 L_n （放射線画像および物質特性画像）をローパスフィルター（LPF）でエイリアシング防止処理を行い、 $1/2$ にダウンサンプリング（ ）することで低周波画像 L_{n+1} を取得する。

【0031】

また、周波数分解部 211 は、低周波画像 L_{n+1} を 2 倍にアップサンプリング（ ）する処理を行い、ローパスフィルター（LPF）を用いてエイリアシング防止処理をして、入力画像 L_n から差分処理（ - ）を行うことで、帯域制限画像 H_n を取得する。周波数分解部 211 は、以上の処理を逐次的に行って、入力画像 L_n （放射線画像、及び物質特性画像）を周波数分解した n レベルの低周波画像 L_n 及び帯域制限画像 H_n を作成することができる。複数の帯域制限画像が生成される。

40

【0032】

図 7 は、ステップ S302 の処理によって生成される帯域制限画像の周波数特性の例を示す図であり、横軸は規格化周波数を示し、縦軸は振幅を示す。以降の説明において、放射線画像を周波数分解した n レベルの低周波放射線画像を LX_n 、帯域制限放射線画像を HX_n とし、物質特性画像を周波数分解した n レベルの低周波物質特性画像を LM_n 、帯域制限物質特性画像を HM_n とする。

【0033】

50

(S 3 0 3 : 強調減衰画像の生成)

本ステップでは、画像処理部 1 0 9 のゲイン調整部 2 1 2 は、低周波画像に分解された物質特性画像における特定の領域の位置に基づいて、放射線画像の帯域制限画像および低周波画像における特定の領域を強調または減衰させるための調整係数 (ゲイン) を設定する。

【 0 0 3 4 】

また、ゲイン調整部 2 1 2 は、低周波画像に分解された物質特性画像における特定の領域の位置に基づいて、特定の領域以外の領域を強調または減衰させるための調整係数 (ゲイン) を設定する。ここで、ゲイン調整部 2 1 2 は、放射線画像の帯域制限画像および低周波画像における特定の領域に対して異なる調整係数 (ゲイン) を設定することが可能であり、ゲイン調整部 2 1 2 は、特定の領域および特定の領域以外の領域に対して異なる調整係数 (ゲイン) を設定することが可能である。

10

【 0 0 3 5 】

具体的には、ゲイン調整部 2 1 2 は、低周波物質特性画像 $L M n$ における特定の領域の位置に基づいて、帯域制限放射線画像 $H X n$ 及び低周波放射線画像 $L X n$ の特定の領域のゲインを調整する。図 8 (a) は放射線画像を例示する図であり、図 8 (b) は物質特性画像を例示する図であり、それぞれ人体を模式的に描写したものである。図 8 (a) の放射線画像において、領域 8 0 1 は造影剤によって造影された血管を示す。物質弁別画像や実効原子番号画像のような物質特性画像は、造影剤 (ヨウ素を含む) の部分に高い画素値や実効原子番号が表現されるため、閾値処理等により、図 8 (b) の物質特性画像において、領域 8 0 2 のように造影剤部分を抽出することができる。

20

【 0 0 3 6 】

特許文献 1 により示される処理方法では、図 8 (b) の領域 8 0 2 の部分に対して、高周波成分を取得する周波数分解処理を行い、図 8 (a) の放射線画像に高周波成分を加算するものであるが、画像成分を加算するような方法は、物質特性画像のうち物質弁別画像には適用できるが、実効原子番号画像のようにもとの放射線画像と異なる物理量を示す画像には使用できない。

【 0 0 3 7 】

また、物質弁別画像のように、もとの放射線画像と同じ物理量を持つ画像の場合でも、一般に異なる画像の所定の領域のみの高周波成分を強調して、加算すると他の領域との不整合によりアーチファクトを生じやすい。

30

【 0 0 3 8 】

そこで、本実施形態では図 9 に示すように、ゲイン調整部 2 1 2 は、放射線画像を各周波数帯域に分解した画像 (帯域制限放射線画像 $H X n$ 及び低周波放射線画像 $L X n$) に対し、周波数分解レベルに対応する低周波物質特性画像 $L M n$ に基づいたゲイン調整を行う。

【 0 0 3 9 】

図 9 では、帯域制限放射線画像 $H X 0$ に対応する低周波物質特性画像は $L M 0$ である。また、帯域制限放射線画像 $H X 1$ に対応する低周波物質特性画像は $L M 1$ であり、帯域制限放射線画像 $H X 2$ に対応する低周波物質特性画像は $L M 2$ である。なお、図 9 の例では、説明の便宜上、分解レベルの次数を 2 ($n = 2$) としたが、この例に限らず、分解レベルの次数は任意である。

40

【 0 0 4 0 】

画像処理部 1 0 9 は、物質特性画像における領域の位置を参照して、当該領域の位置に対応する放射線画像における特定の領域を強調又は減衰させる画像処理を行うことが可能である。また、画像処理部 1 0 9 は、物質特性画像における領域の位置を参照して、当該領域の位置に対応する放射線画像における特定の領域を除いた、特定の領域以外の領域を強調又は減衰させる画像処理を行うことが可能である。

【 0 0 4 1 】

ゲイン調整部 2 1 2 は、図 9 の低周波物質特性画像 $L M n$ ($n = 0, 1, 2$) において、造影剤領域 9 0 1 は低周波物質特性画像 $L M n$ における特定の領域の位置を示している。放射線画像の低周波画像および帯域制限画像 (低周波放射線画像 $L n$ および帯域制限放射

50

線画像 H_n ($n = 0, 1, 2$)) において、係る造影剤領域 901 に対応する特定の領域もしくは特定の領域以外の領域に任意のゲインを乗じることにより、各領域を強調又は減衰させる画像処理を行う。

【0042】

すなわち、画像処理部 209 は、物質特性画像における特定の領域の位置を参照して、放射線画像における特定の領域および特定の領域以外の領域をそれぞれ強調又は減衰させる画像処理を行う。具体的には、ゲイン調整部 212 は、物質特性画像における造影剤領域 901 に対応する放射線画像における特定の領域および特定の領域以外の両領域に、任意のゲインを乗じることにより、各領域を強調又は減衰させる画像処理を行う。例えば、ゲイン調整部 212 は、物質特性画像における特定の領域（造影剤領域 901）の位置を参照して、放射線画像における特定の領域を強調し、または特定の領域以外の領域を減衰させる画像処理を行う。ここで、両領域に乗ずるゲインの値は、それぞれ異なるものであってもよく、ゲイン調整部 212 は、ゲインの値を各 $H \times n$ 及び $L \times n$ によって任意に変更することが可能である。以下、ゲイン調整された、放射線画像の帯域制限画像を $H \times G_n$ 、放射線画像の低周波画像を $L \times G_n$ とする。

10

【0043】

ゲイン調整で用いるゲインの値を 1 より大きくすることで対応する帯域制限画像が強調され、ゲインの値を 1 より小さくすると帯域制限画像が減衰（抑制）される。ゲイン調整部 212 は、例えば、周波数分解レベル毎に異なるゲインの値を設定することで、様々な周波数強調あるいは抑制を行った画像を生成することができる。

20

【0044】

設定したゲインに基づいて、放射線画像における特定の領域、または特定の領域以外の領域の画像特性を強調又は減衰することができる。

【0045】

（S304：再構成処理）

ステップ S304 において、周波数再構成部 213 は、ステップ S303 でゲイン調整された放射線画像（帯域制限画像 $H \times G_n$ 、低周波画像 $L \times G_n$ ）を再構成する。具体的には、周波数再構成部 213 は、図 10 に示すように、周波数分解された放射線画像のうち、低周波画像 $L \times G_{n+1}$ をアップサンプリング（ ）し、ローパスフィルタ（LPF）でエイリアシング防止処理した拡大画像を生成する。また、周波数再構成部 213 は、生成した拡大画像に、放射線画像の帯域制限画像 $H \times G_n$ を加算することで、放射線画像の低周波画像 $L \times G_n$ を生成する。周波数分解レベル $n+1$ から周波数分解レベル n である低周波画像 $L \times G_n$ が生成される。

30

【0046】

周波数再構成部 213 は、以上の処理を逐次的に行って、放射線画像における低周波画像 $L \times G_0$ を生成する。低周波画像 $L \times G_0$ はゲイン調整がされない場合、もとの放射線画像（図 8（a））と一致する。ゲイン調整がされた場合は、図 8（a）の放射線画像における領域 801（特定領域）を強調もしくは減衰した画像、または、領域 801（特定領域）以外の領域を強調もしくは減衰した画像が生成される。本処理により画像処理部 109 における処理は終了する。

40

【0047】

図 11 は、第 1 実施形態における画像処理部 109 の処理結果を例示する図である。図 11（a）は放射線画像であり、造影剤領域 1101 は図 8 の領域 801 に対応する領域である。画像処理部 109 の処理によれば、図 11（a）のように放射線画像の造影剤領域 1101（図 8（a）の領域 801（特定領域）に対応する領域）が強調された画像を得ることができる。

【0048】

また、画像処理部 109 は、造影剤領域 1101 以外の領域を減衰させることで、図 11（b）のように造影剤領域 1102 を抽出した疑似 DSA（デジタル・サブトラクション・アンギオグラフィ）画像を生成することもできる。なお、図 11（b）において、画像

50

処理部 109 は、造影剤領域 1102 を強調しつつ、造影剤領域外を減衰させればより好適な疑似 DSA 画像が生成できる。例えば、画像処理部 109 のゲイン調整部 212 は、図 8 (a) の放射線画像における領域 801 (特定領域) を強調するゲインを領域 801 (特定領域) に乗じ、かつ、領域 801 (特定領域) 以外の領域を減衰させるゲインを特定領域以外の領域に乘じるゲイン調整を行い、周波数再構成部 213 が、ゲイン調整された放射線画像 (帯域制限画像 $H \times G_n$ 、低周波画像 $L \times G_n$) を再構成することで、造影剤領域 1102 を強調しつつ、造影剤領域外を減衰させた疑似 DSA 画像を生成することができる。

【0049】

本実施形態によれば物質特性画像が実効原子番号画像のような、放射線画像と特性が異なる画像の場合でも、実効原子番号画像を用いて放射線画像を適切に強調減衰させることができる。また、特定の領域の高周波成分のみを強調するのではなく、帯域制限画像を連続的にゲイン調整することで、アーチファクトが生じにくい強調減衰処理が実現可能である。造影剤の領域を選択的に強調した画像は、より低量の造影剤での手技の実現につながる。また、造影剤以外の領域を選択的に減衰させた疑似的な DSA 画像は、マスク画像を使用しない DSA 画像 (マスクレス DSA 画像) の実現につながる。これにより低侵襲であり、利便性の高い医療技術の実現が可能になる。

【0050】

(第 2 実施形態)

本実施形態では、放射線画像の画素値の分散値および平均値に基づき、物質特性画像を生成する情報処理装置の構成を説明する。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、互いに異なるスペクトルの放射線画像 (例えば、第 1 実施形態で説明した、高エネルギー放射線画像 X_H や低エネルギー放射線画像 X_L 等) を取得できない場合においても物質特性画像を生成し、生成した物質特性画像を利用して放射線画像における所定の領域を強調又は減衰させることが可能である。

【0051】

図 12 は、本発明の第 2 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。本実施形態では、画像処理部 1209 は、被写体を撮影した放射線画像の画素値の平均値を取得する平均値取得部 1201、放射線画像の画素値の分散値を取得する分散値取得部 1202、物質特性計算部 1203 および領域強調減衰部 111 を備える。ここで、物質特性計算部 1203 は、放射線画像の画素値とその分散に基づいて、被写体の内部を物質ごとの領域に抽出可能な物質特性画像を生成する。物質特性計算部 1203 は、機能構成として、図 14 に示すように、積分処理部 1401、更新処理部 1402、判定部 1403 を有する。本実施形態では、画像処理部 1209 の構成として、平均値取得部 1201、分散値取得部 1202、および物質特性計算部 1203 を備える点で第 1 実施形態の画像処理部 109 の構成と異なる。領域強調減衰部 111 は、物質特性画像における特定の領域の位置に基づいて、放射線画像における特定の領域を強調又は減衰させる処理を行う。

【0052】

次に、第 2 実施形態の画像処理部 1209 における処理を、図 13 に示すフローチャートを用いて詳細に説明する。制御部 105 は、FPD 102 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 1209 に放射線画像を転送する。

【0053】

(S1301: 平均情報 (平均値画像) の生成)

ステップ S1301 において、平均値取得部 1201 は、被写体を有する放射線画像の画素値を、被写体が無い放射線画像の画素値で除算した画素値の平均値 (平均情報) を示す平均値画像を取得する。具体的には、平均値取得部 1201 は、FPD 102 で撮影された、被写体を有する放射線画像 $M(x, y, t)$ と、被写体が無い放射線画像 $M_0(x, y, t)$ と、を用いて平均値画像 $A(x, y)$ を取得 (生成) する ((3) 式)。ここで

10

20

30

40

50

、 x と y は画像の画素の座標、 t は整数で時系列に撮影された画像のフレーム番号を表す。また、ブラケット「 $\langle \rangle_t$ 」は時間平均を表す。被写体が無い放射線画像 M_0 の時間平均（平均情報）により、被写体を有する放射線画像 M の時間平均（平均情報）を除算することにより、F P D 1 0 2のゲイン特性のばらつきを補正することができる。被写体が無い放射線画像 $M_0(x, y, t)$ は、予め撮影されて記憶部108に記憶されている。平均値取得部1201は、平均値画像を取得する際に、記憶部108から被写体が無い放射線画像 $M_0(x, y, t)$ を読み出して、(3)式の演算処理を行う。

【0054】

【数3】

$$A(x, y) = \frac{\langle M(x, y, t) \rangle_t}{\langle M_0(x, y, t) \rangle_t} \cdot \cdot \cdot \quad (3)$$

10

【0055】

(S1302：分散情報（分散値画像）の生成）

ステップS1302において、分散値取得部1202は、被写体を有する放射線画像の画素値を、被写体が無い放射線画像の画素値で除算した画素値の分散値（分散情報）を示す分散値画像を取得する。具体的には、分散値取得部1202は、F P D 1 0 2で撮影された、被写体を有する複数の放射線画像 $M(x, y, t)$ と、被写体が無い放射線画像 $M_0(x, y, t)$ と、を用いて分散値画像 $V(x, y)$ を取得（生成）する（(4)式）。 x と y は画像の画素の座標、 t は整数で時系列に撮影された画像のフレーム番号を表す。また、ブラケット「 $\langle \rangle_t$ 」は時間平均を表す。被写体が無い放射線画像 $M_0(x, y, t)$ は、予め撮影されて記憶部108に記憶されている。分散値取得部1202は、分散値画像を取得する際に、記憶部108から被写体が無い放射線画像 $M_0(x, y, t)$ を読み出して、(4)式の演算処理を行う。

20

【0056】

【数4】

$$V(x, y) = \frac{\langle M^2(x, y, t) \rangle_t - \langle M(x, y, t) \rangle_t^2}{\langle M_0^2(x, y, t) \rangle_t - \langle M_0(x, y, t) \rangle_t^2} \cdot \cdot \cdot \quad (4)$$

30

【0057】

(S1303：演算処理に用いるパラメータの算出)

ステップS1303において、物質特性計算部1203の積分処理部1401は、被写体を構成する物質の実効原子番号および面密度を取得するための以下6つのパラメータを算出する。

【0058】

ここで、(5)式のパラメータ A_c は理論的に計算される放射線画像の画素値であり平均値（平均情報）に相当する。(6)式のパラメータ V_c は理論的に計算される放射線画像の画素値であり分散値（分散情報）に相当する。すなわち、パラメータ A_c （平均情報）はエネルギーの一次モーメント、パラメータ V_c （分散情報）はエネルギーの二次のモーメントとなる。

40

【0059】

(7)～(10)式のパラメータは、(5)式および(6)式により取得したパラメータ A_c 、 V_c の導関数である。ステップS1303で取得したパラメータは、次のステップにおける演算処理（更新演算）で使用される。これらのパラメータは、ステップS1304における更新演算における反復計算で使用される。

【0060】

【数5】

50

$$Ac = \frac{\int_0^{\infty} N(E) \exp\{-\mu(Z_{\text{eff}}, E)\sigma_{\text{eff}}\} E dE}{\int_0^{\infty} N(E) E dE} \dots (5)$$

【 0 0 6 1 】

【 数 6 】

$$Vc = \frac{\int_0^{\infty} N(E) \exp\{-\mu(Z_{\text{eff}}, E)\sigma_{\text{eff}}\} E^2 dE}{\int_0^{\infty} N(E) E^2 dE} \dots (6)$$

10

【 0 0 6 2 】

【 数 7 】

$$\frac{\partial Ac}{\partial \sigma_{\text{eff}}} = \frac{\int_0^{\infty} -\mu(Z_{\text{eff}}, E) N(E) \exp\{-\mu(Z_{\text{eff}}, E)\sigma_{\text{eff}}\} E dE}{\int_0^{\infty} N(E) E dE} \dots (7)$$

20

【 0 0 6 3 】

【 数 8 】

$$\frac{\partial Vc}{\partial \sigma_{\text{eff}}} = \frac{\int_0^{\infty} -\mu(Z_{\text{eff}}, E) N(E) \exp\{-\mu(Z_{\text{eff}}, E)\sigma_{\text{eff}}\} E^2 dE}{\int_0^{\infty} N(E) E^2 dE} \dots (8)$$

30

【 0 0 6 4 】

【 数 9 】

$$\frac{\partial Ac}{\partial Z_{\text{eff}}} = \frac{\int_0^{\infty} -\frac{\partial \mu(Z_{\text{eff}}, E)}{\partial Z_{\text{eff}}} \sigma_{\text{eff}} N(E) \exp\{-\mu(Z_{\text{eff}}, E)\sigma_{\text{eff}}\} E dE}{\int_0^{\infty} N(E) E dE} \dots (9)$$

【 0 0 6 5 】

【 数 1 0 】

$$\frac{\partial Vc}{\partial Z_{\text{eff}}} = \frac{\int_0^{\infty} -\frac{\partial \mu(Z_{\text{eff}}, E)}{\partial Z_{\text{eff}}} \sigma_{\text{eff}} N(E) \exp\{-\mu(Z_{\text{eff}}, E)\sigma_{\text{eff}}\} E^2 dE}{\int_0^{\infty} N(E) E^2 dE} \dots (10)$$

40

【 0 0 6 6 】

ここで σ_{eff} は、物質の面密度[g / c m²]、 μ は減弱係数[c m² / g]、 Z_{eff} は物質の実効原番号、 E は放射線のエネルギー、 $N(E)$ は放射線のエネルギースペクトルを示す。

【 0 0 6 7 】

50

物質特性計算部 1 2 0 3 の積分処理部 1 4 0 1 は、画素平均値の変化率または画素分散値の変化率の取得において、放射線のエネルギーと、既知の元素の原子番号と当該原子番号に対応する減弱係数とを用いて、減弱係数を補間する補間情報を生成する。また、物質特性計算部 1 2 0 3 の積分処理部 1 4 0 1 は、画素平均値の変化率または画素分散値の変化率の取得において、補間情報に基づいて補間された減弱係数の単位原子番号あたりの変化率を取得する。

【 0 0 6 8 】

補間情報および補間された減弱係数の単位原子番号あたりの変化率は、放射線のエネルギー (E) と、既知の元素の原子番号 (Z) と原子番号 (Z) に対応する減弱係数とを用いて、以下の (1 1) 式、(1 2) 式のように表現することができる。

10

【 0 0 6 9 】

積分処理部 1 4 0 1 は、既知の元素の原子番号と減弱係数を、例えば、記憶部 1 0 8 に記憶しておき、記憶部 1 0 8 の参照により、既知の元素の原子番号と減弱係数とを減弱係数 μ の補間に使用することが可能である。また、積分処理部 1 4 1 1 は、単位実効原子番号の変化に対する減弱係数 μ の変化率を示す変化率情報 (導関数) を生成する ((1 2) 式) 。ここで、(1 1) 式、(1 2) 式において、($[x]$) の表記は、実数 x に対して x 以下の最大の整数を出力する床関数を示す。

【 0 0 7 0 】

【数 1 1】

$$\mu(Z, E) = \mu([Z]+1, E) - \mu([Z], E)(Z - [Z]) + \mu([Z], E) \quad \cdots (11)$$

20

【 0 0 7 1 】

【数 1 2】

$$\frac{\partial \mu(Z, E)}{\partial Z} = \mu([Z]+1, E) - \mu([Z], E) \quad \cdots (12)$$

【 0 0 7 2 】

(S 1 3 0 4 : 実効原子番号および面密度の更新演算)

30

ステップ S 1 3 0 4 では、物質特性計算部 1 2 0 3 の更新処理部 1 4 0 2 は、(1 3) 式に基づいて実効原子番号、面密度を取得する。

【 0 0 7 3 】

具体的には、物質特性計算部 1 2 0 3 の更新処理部 1 4 0 2 は、以下の (1 3) 式の計算により物質の実効原子番号 (Z_{eff}) と物質の面密度 (ρ_{eff}) を、反復演算により更新する。ここで、「()」の表記は行列を表し、「 $^{-1}$ 」は逆行列を示す。また、添え字の n は反復演算の回数を示している。

【 0 0 7 4 】

(1 3) 式の連立方程式において、パラメータ A_c 、 V_c の導関数は (7) 式 ~ (1 0) 式の演算により取得したパラメータである。また、 A は (3) 式の演算により取得した平均値画像の情報 (放射線画像における画素値の平均情報) であり、 A_c は、(5) 式の理論的計算に基づく放射線画像の画素値の平均情報である。また、(1 3) 式において、 V は (4) 式の演算により取得した分散値画像の情報 (放射線画像における画素値の分散情報) であり、 V_c は、(6) 式の理論的計算に基づく放射線画像の画素値の分散情報である。

40

【 0 0 7 5 】

更新処理部 1 4 0 2 は、(1 3) 式の演算処理を反復して実行することにより、被写体を構成する物質の実効原子番号 (Z_{eff}) と面密度 (ρ_{eff}) を取得する。このとき、演算の初期値として、0 値等、任意の値を設定することができる。

【 0 0 7 6 】

50

【数 1 3】

$$\begin{pmatrix} Z_{\text{eff}}^{n+1} \\ \sigma_{\text{eff}}^{n+1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} Z_{\text{eff}}^n \\ \sigma_{\text{eff}}^n \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \frac{\partial A c}{\partial Z_{\text{eff}}^n} & \frac{\partial A c}{\partial \sigma_{\text{eff}}^n} \\ \frac{\partial V c}{\partial Z_{\text{eff}}^n} & \frac{\partial V c}{\partial \sigma_{\text{eff}}^n} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} A - A c^n \\ V - V c^n \end{pmatrix} \cdots (13)$$

【0077】

本ステップでは、実効原子番号について、物質特性計算部1203は、実効原子番号に対する、被写体に照射した放射線のエネルギースペクトルと減弱係数とに基づいて取得される放射線画像の画素平均値の変化率と、面密度に対する画素平均値の変化率と、平均値と画素平均値との差分と、に基づいて、実効原子番号を算出する。

10

【0078】

また、面密度について、物質特性計算部1203の更新処理部1402は、実効原子番号に対する、被写体に照射した放射線のエネルギースペクトルと減弱係数とに基づいて取得される放射線画像の画素分散値の変化率と、面密度に対する画素分散値の変化率と、分散値と画素分散値との差分と、に基づいて、面密度を算出する。

【0079】

物質特性計算部1203の更新処理部1402は、画素平均値の変化率と、平均値と画素平均値との差分と、に基づく実効原子番号と、画素分散値の変化率と、分散値と画素分散値との差分と、に基づく面密度とを、連立方程式として解析し、解析の結果に基づく反復演算により実効原子番号および面密度を更新する。

20

【0080】

(ステップS1305：収束判定)

ステップS1305において、物質特性計算部1203の判定部1403は、更新処理部1402により更新された実効原子番号および面密度の収束を判定する。判定部1403は、ステップS1304の反復演算により更新された物質の実効原子番号(Z_{eff})および物質の面密度(σ_{eff})が収束したか判定する。収束判定方法としては種々の方法により判定することが可能である。判定部1403は、例えば、 n 回目の更新演算結果と、 $n+1$ 回目の更新演算結果との比較により、両者の差分が所定の閾値以下となった場合、所定の計算精度が得られたものとして、 $n+1$ 回目の更新演算結果は収束したと判定することが可能である。あるいは、判定部1403は、更新処理部1402による更新演算の反復回数を取得して、所定の反復回数の更新演算が実行された場合に更新演算結果は収束したと判定することも可能である。

30

【0081】

ステップS1305の収束判定で、判定部1403が収束していないと判定した場合(S1305-No)、処理はステップS1303に戻され、積分値の生成処理(演算処理に用いるパラメータの算出)を再び実行する。一方、ステップS1305の収束判定で、判定部1403が収束していると判定した場合(S1305-Yes)、物質特性計算部1203は、収束した実効原子番号または面密度を、被写体を構成する物質の実効原子番号または面密度として出力し、物質特性計算部1203は、収束した実効原子番号画像を物質特性画像として出力する。ステップS1301～S1305の処理により、物質特性計算部1203(生成部)は、物質特性画像として、放射線画像の画素値と画素値の分散に基づいて、被写体の内部を物質ごとの領域に抽出可能な実効原子番号画像を生成する。

40

【0082】

以降の処理は第1実施形態のステップS302以降と同じである。領域強調減衰部111は、物質特性計算部1203により生成された物質特性画像に基づき放射線画像を強調または減衰する画像処理を行う。すなわち、領域強調減衰部111は、生成された物質特性画像に基づいて、放射線画像を選択的に強調、減衰する画像処理を行う。

【0083】

50

最終的に図 8 (a) の放射線画像における領域 8 0 1 (特定領域) を強調もしくは減衰した画像、または、領域 8 0 1 (特定領域) 以外の領域を強調もしくは減衰した画像が生成される。本処理により画像処理部 1 2 0 9 における処理は終了する。

【 0 0 8 4 】

本実施形態の画像処理部 1 2 0 9 の処理によれば、図 1 1 (a) のように放射線画像の造影剤領域 1 1 0 1 (図 8 (a) の領域 8 0 1 (特定領域) に対応する領域) が強調された画像を得ることができる。

【 0 0 8 5 】

また、本実施形態の画像処理部 1 2 0 9 の処理によれば、造影剤領域 1 1 0 1 以外の領域を減衰させることで、図 1 1 (b) のように造影剤領域 1 1 0 2 を抽出した疑似 D S A (デジタル・サブトラクション・アンギオグラフィ) 画像を生成することもできる。図 1 1 (b) において、画像処理部 1 0 9 は、造影剤領域 1 1 0 2 を強調しつつ、造影剤領域外を減衰させればより好適な疑似 D S A 画像が生成できる。

【 0 0 8 6 】

例えば、領域強調減衰部 1 1 1 のゲイン調整部 2 1 2 は、図 8 (a) の放射線画像における領域 8 0 1 (特定領域) を強調するゲインを領域 8 0 1 (特定領域) に乗じ、かつ、領域 8 0 1 (特定領域) 以外の領域を減衰させるゲインを特定領域以外の領域に乘じるゲイン調整を行い、周波数再構成部 2 1 3 は、ゲイン調整された放射線画像 (帯域制限画像 H X G n、低周波画像 L X G n) を再構成することで、造影剤領域 1 1 0 2 の領域を強調しつつ、造影剤領域 1 1 0 2 以外の領域を減衰させた疑似 D S A 画像を生成することができる。

【 0 0 8 7 】

本実施形態によれば、互いに異なるスペクトルの放射線画像を取得できない場合においても物質特性画像を生成し、これを利用して放射線画像における所定の領域を強調又は減衰する際に有用である。

【 0 0 8 8 】

尚、本発明は、上記の実施形態に限定することなく、要旨を変更しない範囲内で適宜変形して実施できるものである。本発明は、例えば、システム、装置、方法、プログラム若しくは記憶媒体等としての実施態様を採ることもできる。具体的には、複数の機器から構成されるシステムに適用してもよいし、また、一つの機器からなる装置に適用してもよい。

【 0 0 8 9 】

(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がプログラムを読み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、A S I C) によっても実現可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 0 】

1 0 0 : 放射線撮影システム、1 0 1 : 放射線源、1 0 2 : F P D、
1 0 4 : 放射線発生装置、1 0 5 : 制御部、1 0 6 : モニタ、
1 0 7 : 操作部、1 0 8 : 記憶部、1 0 9 : 画像処理部、
1 1 0 : 物質特性計算部、1 1 1 : 領域強調減衰部、2 1 1 : 周波数分解部、
2 1 2 : ゲイン調整部、2 1 3 : 周波数再構成部、1 2 0 1 : 平均値取得部、
1 2 0 2 : 分散値取得部、1 2 0 3、物質特性計算部、
1 4 0 1 : 積分処理部、1 4 0 2 : 更新処理部、1 4 0 3 : 判定部

10

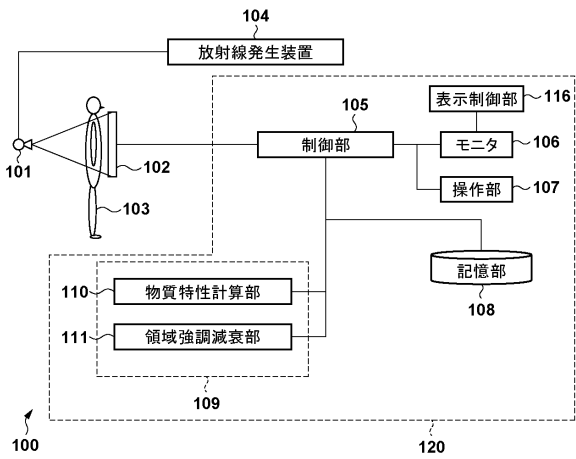
20

30

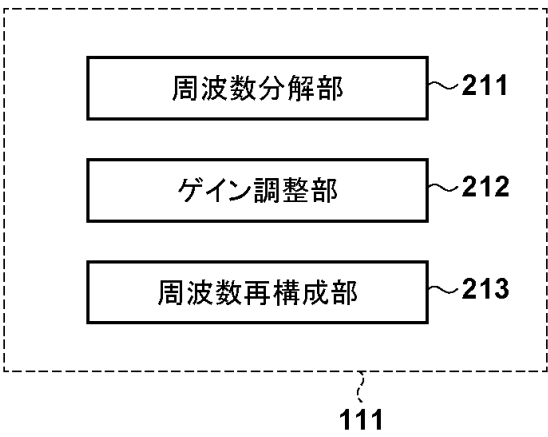
40

【図面】

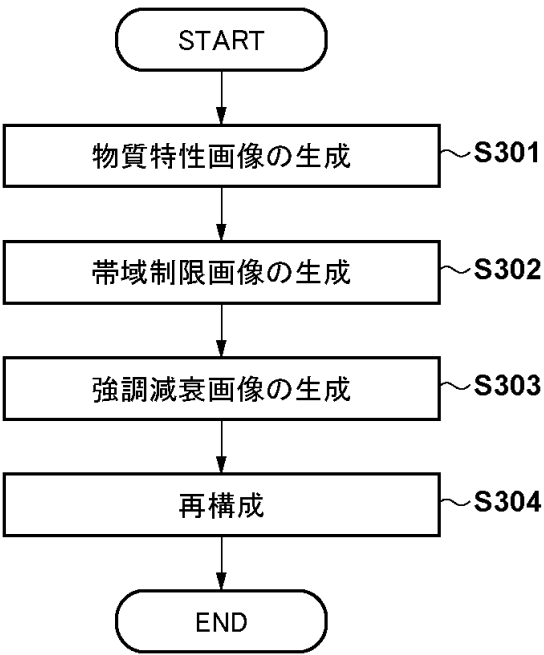
【図 1】



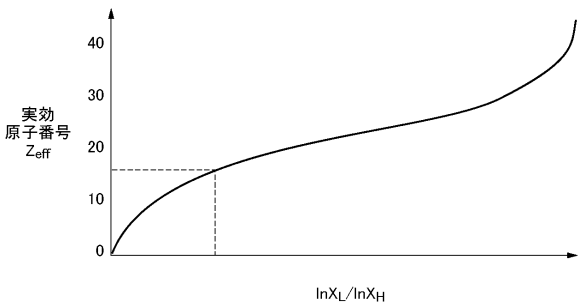
【図 2】



【図 3】



【図 4】



10

20

30

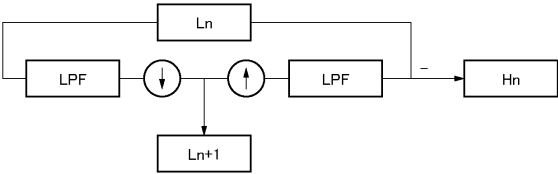
40

50

【 図 5 】

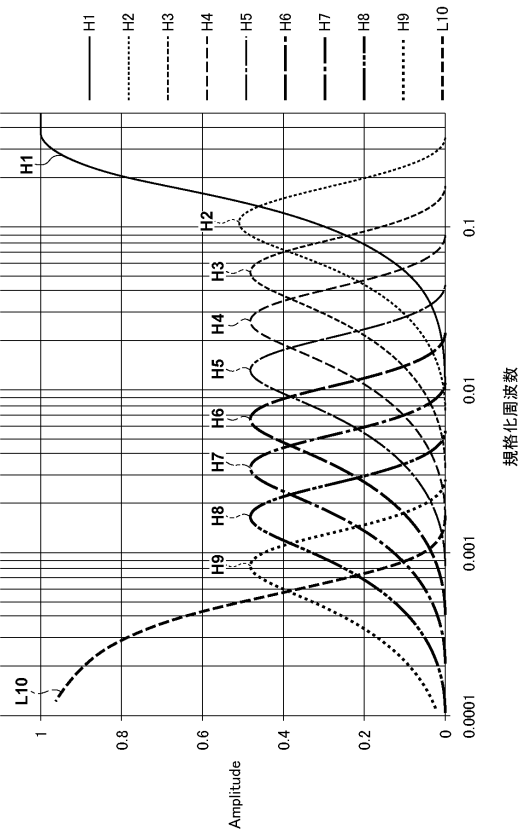
| 物質 | 実効原子番号 |
|-------|-----------|
| 脂肪 | 5.9～6.5 |
| 筋肉 | 7.4～7.6 |
| 骨 | 12.3～13.8 |
| チタン | 22 |
| ステンレス | 26 |
| ヨウ素 | 53 |
| バリウム | 56 |

【 図 6 】

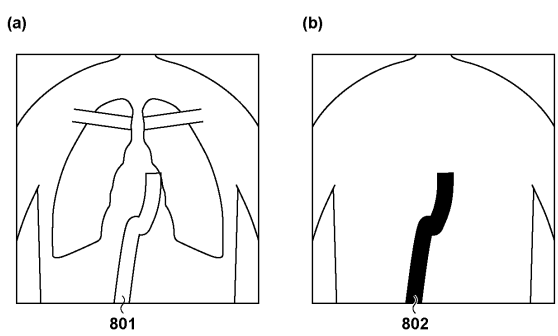


10

【 図 7 】



【 図 8 】



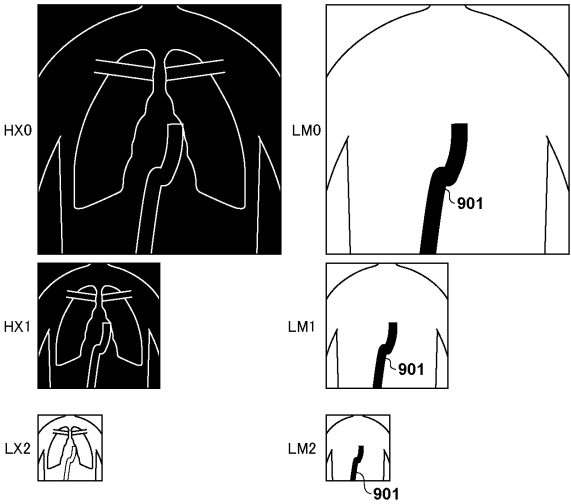
20

30

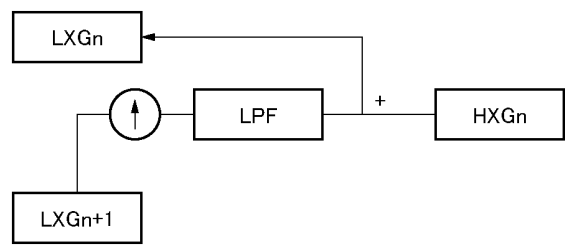
40

50

【図 9】

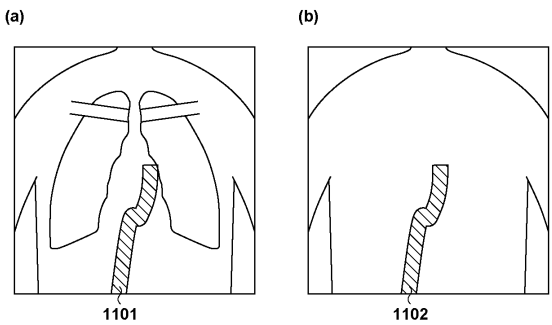


【図 10】

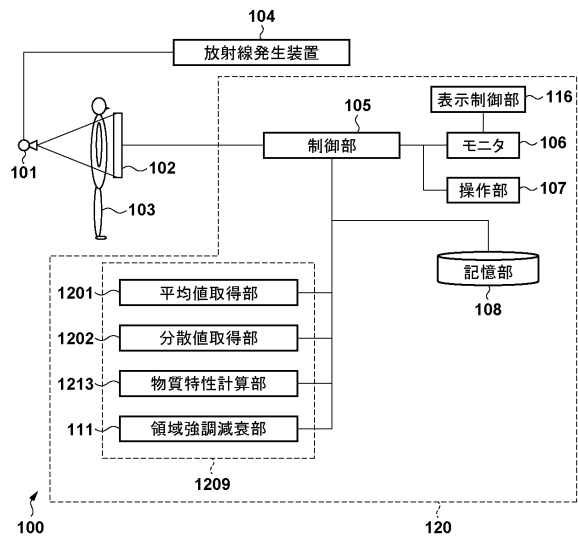


10

【図 11】



【図 12】



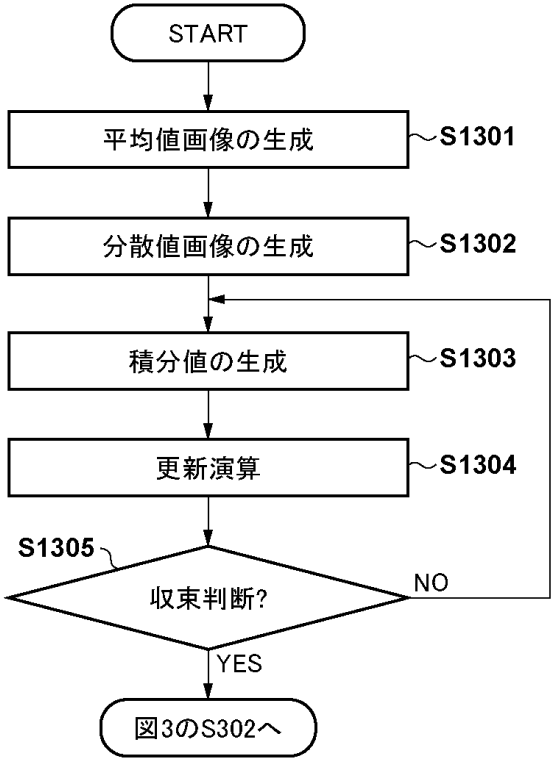
20

30

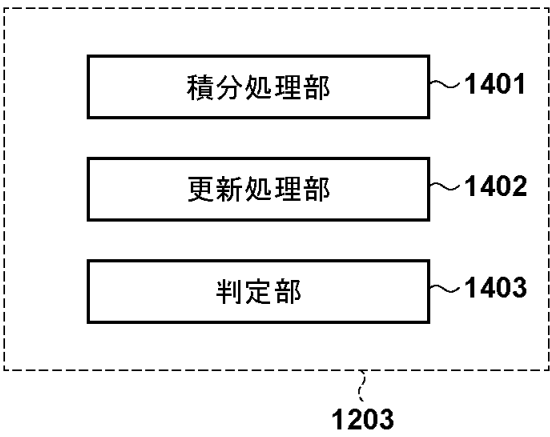
40

50

【図 1 3】



【図 1 4】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 1 7 - 0 0 0 6 7 5 (J P , A)
 特開 2 0 0 6 - 0 2 6 1 9 8 (J P , A)
 特開 2 0 0 9 - 1 1 8 9 8 5 (J P , A)
 特開 2 0 1 0 - 1 3 1 2 6 3 (J P , A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
- A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4