

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7169853号
(P7169853)

(45)発行日 令和4年11月11日(2022.11.11)

(24)登録日 令和4年11月2日(2022.11.2)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B

6/00

3 3 3

請求項の数 16 (全13頁)

(21)出願番号 特願2018-211700(P2018-211700)
 (22)出願日 平成30年11月9日(2018.11.9)
 (65)公開番号 特開2020-75046(P2020-75046A)
 (43)公開日 令和2年5月21日(2020.5.21)
 審査請求日 令和3年8月30日(2021.8.30)

(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
 野田 剛司
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (72)発明者 キヤノン株式会社内
 蔵田 真彦
 審査官

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 画像処理装置、放射線撮影装置、および画像処理方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

被写体に対して放射線を照射することによって得られた、少なくとも3種類のエネルギーに対応する少なくとも3つの放射線画像を取得する取得手段と、

前記被写体における所定の物質の減弱係数と、前記被写体における前記所定の物質を除く残りの物質の減弱係数と、前記少なくとも3種類のエネルギーにそれぞれ対応する放射線のエネルギースペクトルとで表される放射線減衰特性であって、前記少なくとも3種類のエネルギーに対応する複数の放射線減衰特性と、前記少なくとも3つの放射線画像とに基づいて、前記残りの物質の実効原子番号を計算する計算手段と、を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項2】

前記複数の放射線減衰特性のそれぞれは、前記所定の物質の減弱係数と、前記所定の物質の厚さまたは面密度と、前記残りの物質の減弱係数と、前記残りの物質の厚さまたは面密度と、を用いて表され、

前記計算手段は、前記所定の物質の既知の減弱係数を用いて、前記複数の放射線減衰特性のそれぞれを前記少なくとも3つの放射線画像に近似させるように、前記所定の物質の厚さまたは面密度と、前記残りの物質の前記実効原子番号と、前記残りの物質の厚さまたは面密度と、を計算することを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項3】

前記複数の放射線減衰特性のそれぞれは、前記所定の物質の減弱係数と、前記所定の物

質の厚さまたは面密度と、前記残りの物質の減弱係数と、前記残りの物質の厚さまたは面密度と、を用いて表され、

前記計算手段は、前記複数の放射線減衰特性と前記少なくとも3つの放射線画像に基づいて得られる非線形連立方程式を解くことにより、前記所定の物質の厚さまたは面密度と、前記残りの物質の厚さまたは面密度と、前記残りの物質の実効原子番号とを計算することを特徴とする請求項1または2に記載の画像処理装置。

【請求項4】

前記計算手段は、逐次近似法により前記非線形連立方程式を解くことを特徴とする請求項3に記載の画像処理装置。

【請求項5】

前記計算手段は、前記少なくとも3種類のエネルギーをそれぞれ単色エネルギーに近似して前記非線形連立方程式を解くことを特徴とする請求項3に記載の画像処理装置。

【請求項6】

被写体に対して放射線を照射することによって得られた複数の放射線画像から、少なくとも3種類のエネルギー情報を取得する手段と、

前記少なくとも3種類のエネルギー情報を用いて、前記被写体における所定の物質の厚さ又は面密度を計算する手段と、

前記所定の物質の厚さ又は面密度に基づいて、前記被写体における前記所定の物質を除く残りの物質の実効原子番号を計算する手段と、を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項7】

前記所定の物質は、骨または脂肪であることを特徴とする請求項1乃至6のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項8】

骨および脂肪を含む複数の物質から前記所定の物質をユーザに選択させるユーザーインターフェイスを提供する提供手段をさらに備えることを特徴とする請求項1乃至6のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項9】

前記残りの物質の前記実効原子番号を画像化した画像データを生成する生成手段をさらに備えることを特徴とする請求項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】

前記画像データを表示手段に表示する表示制御手段をさらに備えることを特徴とする請求項9に記載の画像処理装置。

【請求項11】

前記画像データは動画であることを特徴とする請求項9または10に記載の画像処理装置。

【請求項12】

前記画像データに基づいて、造影剤、医療デバイス、または病巣を抽出する抽出手段をさらに備えることを特徴とする請求項9乃至11のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項13】

コンピュータを、請求項1乃至12のいずれか1項に記載された画像処理装置の各手段として機能させるためのプログラム。

【請求項14】

請求項1乃至12のいずれか1項に記載された画像処理装置と、
前記被写体に対して放射線を照射することによって得られた前記被写体に関する放射線画像を撮影するための撮影手段と、を備えることを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項15】

被写体に対して放射線を照射することによって得られた、少なくとも3種類のエネルギーに対応する少なくとも3つの放射線画像を取得する取得工程と、

前記被写体における所定の物質の減弱係数と、前記被写体における前記所定の物質を除く残りの物質の減弱係数と、前記少なくとも3種類のエネルギーにそれぞれ対応する放射

10

20

30

40

50

線のエネルギースペクトルで表される放射線減衰特性であって、前記少なくとも 3 種類のエネルギーに対応する複数の放射線減衰特性と、前記少なくとも 3 つの放射線画像とに基づいて、前記残りの物質の実効原子番号を計算する計算工程と、を備えることを特徴とする画像処理方法。

【請求項 16】

被写体に対して放射線を照射することによって得られた複数の放射線画像から、少なくとも 3 種類のエネルギー情報を取得する工程と、

前記少なくとも 3 種類のエネルギー情報を用いて、前記被写体における所定の物質の厚さ又は面密度を計算する工程と、

前記所定の物質の厚さ又は面密度に基づいて、前記被写体における前記所定の物質を除く残りの物質の実効原子番号を計算する工程と、を備えることを特徴とする画像処理方法。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像処理装置、放射線撮影装置、および画像処理方法に関する。

【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。 20

【0003】

特許文献 1 には 2 つのエネルギー値の放射線を照射し、実効原子番号の異なる 3 つの物質で構成される被測定体に対して、複数の物質の同定と定量をする方法が開示されている。また、特許文献 2 には複数のエネルギー値の放射線を照射し、誤差を小さくして高精度に実効原子番号を求める方法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】特開平 05 - 237081 号公報

特開平 08 - 178873 号公報 30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

被写体を透過する放射線が 2 種類以上の物質を透過した場合、例えば人体において脂肪等の軟物質、造影剤からなる場合、計算される造影剤の実効原子番号は脂肪等の軟物質により平均化される。この場合、特許文献 2 に記載された方法では、造影剤の実効原子番号を精度よく計算することができない場合が生じ得る。

【0006】

本発明は、放射線画像から実効原子番号をより精度よく計算することを可能にすることを目的とする。 40

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一態様による画像処理装置は以下の構成を備える。すなわち、

被写体に対して放射線を照射することによって得られた、少なくとも 3 種類のエネルギーに対応する少なくとも 3 つの放射線画像を取得する取得手段と、

前記被写体における所定の物質の減弱係数と、前記被写体における前記所定の物質を除く残りの物質の減弱係数と、前記少なくとも 3 種類のエネルギーにそれぞれ対応する放射線のエネルギースペクトルとで表される放射線減衰特性であって、前記少なくとも 3 種類のエネルギーに対応する複数の放射線減衰特性と、前記少なくとも 3 つの放射線画像とに 50

基づいて、前記残りの物質の実効原子番号を計算する計算手段と、を備える。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、放射線画像から実効原子番号をより精度よく計算することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】第1実施形態による放射線撮影システムの構成例を示す図。

【図2】第1実施形態の画像処理部による処理を示すフローチャート。

【図3】実効原子番号の画像化により得られる画像を例示する図。

【図4】第2実施形態の画像処理部による処理を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0010】

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

【0011】

<第1実施形態>

図1は、第1実施形態に係る放射線撮影システム100の構成例を示すブロック図である。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、情報処理装置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。

【0012】

放射線発生装置104は、不図示の曝射スイッチへのユーザ操作（例えば、押下操作）により放射線管101に高電圧パルスを与えて放射線を発生させる。なお、放射線という用語は、X線の他、例えば、 γ 線、 β 線、 α 線粒子線、宇宙線などを含み得る。実施形態において放射線の種類は特に限定はしないが、医療用の画像診断には主にX線が用いられる。放射線管101から発生した放射線は被写体103を照射し、一部が被写体103を透過してFPD102に到達する。

【0013】

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し、情報処理装置120に転送する。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（不図示）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。

【0014】

情報処理装置120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。情報処理装置120は、制御部105、モニタ106、操作部107、記憶部108、画像処理部109、表示制御部116を有する。

【0015】

制御部105は、不図示の1つまたは複数のプロセッサーを備え、記憶部108に記憶されているプログラムを実行することにより情報処理装置120の各種制御を実現する。記憶部108は、画像処理の結果や各種プログラムを記憶する。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

10

20

30

40

50

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。

【0016】

画像処理部 109 は、FPD102 から取得した放射線画像を処理する。例えば、画像処理部 109 の一つの態様によれば、被写体に対して放射線を照射することによって得られた複数の放射線画像から、少なくとも 3 種類のエネルギー情報を取得する。そして、画像処理部 109 は、少なくとも 3 種類のエネルギー情報から、所定の物質の厚さ又は面密度を計算し、所定の物質の厚さ又は面密度に基づいて、所定の物質を除外した実効原子番号を計算する。

【0017】

画像処理部 109 は、FPD102 から取得した放射線画像を処理する。画像処理部 109 は、機能構成として、物質特性計算部 110、実効原子番号計算部 111 を有している。画像処理部 109 のこれらの機能構成の詳細については後述する。なお、これらの機能構成は、制御部 105 のプロセッサーが所定のプログラムを実行することで実現されてもよいし、画像処理部 109 が備える一つ又は複数のプロセッサーが記憶部 108 から読み込んだプログラムを用いて実現されてもよい。制御部 105、画像処理部 109 のプロセッサーは、例えば、CPU (central processing unit) で構成される。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、情報処理装置 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可能である。

10

【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。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、不図示の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。

20

【0019】

以上の構成において、放射線発生装置 104 は、被写体に複数回、放射線を照射し、FPD102 これらの放射線照射により放射線画像を生成する。本実施形態では、放射線発生装置 104 から高エネルギー、中エネルギー、低エネルギーの 3 種類の放射線を照射し、FPD102 が高エネルギーの放射線画像 X_H 、中エネルギーの放射線画像 X_M 、低エネルギーの放射線画像 X_L を生成する。但し、3 種類以上のエネルギーで放射線の照射が行われても良いし、生成される放射線画像の種類が 3 種類以上であってもよい。制御部 105 は、FPD102 から複数種類の放射線エネルギーによる画像を取得する。制御部 105 は、FPD102 から、高エネルギーの放射線画像 X_H 、中エネルギーの放射線画像 X_M 、低エネルギーの放射線画像 X_L を取得する。

30

【0020】

放射線管 101 が発生する放射線のエネルギーは、放射線発生装置 104 が放射線管 101 の管電圧を設定することにより変更され得る。例えば、高エネルギー照射時は 120 kV、中エネルギー照射時は 100 kV、低エネルギー照射時は 80 kV が、放射線管 101 に設定される。これらのエネルギー差は大きいほど好ましいが、被写体の体厚や被曝量を考慮して適切なエネルギーを選択すればよい。

40

【0021】

なお、FPD102 として 1 回の放射線照射により複数のエネルギーに対応した放射線画像を取得できるものが用いられてもよい。この種の FPD102 では、放射線管 101 からの 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。すなわち、FPD102 は、放射線管 101 の放射線照射の立上がり時や立下り時に瞬間的にサンプリングを行うことで 1 回の放射線照射で高エネルギー放射線画像 X_H 、中エネルギー放射線画像 X_M 、低エネルギー放射線画像 X_L を得ることができる。このような撮影方法は心臓等の動きの激しい被写体でモーションアーチファクトを発生させないために有効である。

50

【0022】

また、FPD102が3段の積層構造になっているものを用いて、放射線管101からの1回の放射線照射から複数のエネルギーの放射線画像を取得するようにしても良い。この場合、放射線は下段になるほど、ビームハードニングが生じ、エネルギーが高くなる。よって、1回の放射線照射により、1段目のFPDの出力で低エネルギー放射線画像 X_L 、2段目のFPDの出力で中エネルギー放射線画像 X_M 、3段目のFPDの出力で高エネルギー放射線画像 X_H を得ることができる。このような撮影系は放射線管101の制御を行ふことなく、1回の放射線照射で複数のエネルギーの放射線画像が得られる点で有効である。また、モーションアーチファクトの発生も抑制される。

【0023】

物質特性計算部110は実効原子番号の計算から除外したい所定の物質（除外物質）の線減弱係数を $\mu_A(E)$ として取得し、当該物質の厚さ d_A を用いて除外物質による放射線減衰を計算する。なお、 $\mu_A(E)$ として除外物質の質量減弱係数を取得し、 d_A として当該物質の面密度を用いてもよい。

10

【0024】

実効原子番号計算部111は、除外物質を除外した残りの物質の実効原子番号とその実効原子番号に相当する物質の面密度または厚さを計算する。実効原子番号計算部111は、異なる放射線エネルギーによる複数の放射線画像と、物質特性計算部110が取得した除外物質の放射線減衰を用いてこの計算を行う。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原子番号を示し、その原子番号の物質と同等の放射線の減弱をする定量指標である。

20

【0025】

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。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。上述したように、放射線の複数種類のエネルギーに対応した放射線画像が転送される。画像処理部109は、例えば、被写体に対して放射線を照射することによって得られた、少なくとも3種類のエネルギーに対応する少なくとも3つの放射線画像を取得する。画像処理部109は、制御部105から取得したこれら少なくとも3つの放射線画像を用いて以下の処理を実行する。なお、以下では、3種類の放射線エネルギーに対応した3つの放射線画像が用いられる。

30

【0026】

以下のステップS201～S203において、画像処理部109は、所定の物質と、被写体103から当該所定の物質を除いた残りの物質とで表される少なくとも3種類のエネルギーの放射線に対応した放射線減衰と放射線画像とに基づいて、残りの物質の実効原子番号を計算する。本実施形態において、除外する所定の物質とは、実効原子番号が既知の物質である。まず、ステップS201において、物質特性計算部110は、実効原子番号の計算から除外する所定の物質（以下、除外物質）の、放射線に対する減弱係数（線減弱係数または質量減弱係数）を取得する。そして、物質特性計算部110は、取得した減弱係数を用いて以下の【数1】に示すように、除外物質による放射線減衰を計算する。

40

【数1】

$$\mu_A(E)d_A$$

【0027】

ここで μ_A は除外物質の線減弱係数、 d_A は除外物質の厚さである。なお、 μ_A として除外物質の質量減弱係数が、 d_A として除外物質の面密度が用いられてもよい。 d_A には、本処理の1回目では所定の初期値が用いられ、2回目以降では後述のステップS203による計算結果が用いられる。また、除外物質をユーザが任意に設定できるようにしてもよい。例えば造影剤、ステント、ガイドワイヤを正確に抽出したい場合は、腹部では厚い軟

50

物質である脂肪を選択すれば良いし、頭や四肢では骨を選択すると良い。なお、画像処理部 109 は、例えば操作部 107 とモニタ 106 を用いて、骨および脂肪を含む複数の物質から除外物質をユーザに選択させるユーザーインターフェイスを提供するようにしてもよい。

【0028】

次に、ステップ S202において、実効原子番号計算部 111 は、S201 で取得した除外物質の減弱係数を用いて、以下の [数2]、[数3]、[数4] により高エネルギー、中エネルギー、低エネルギーの放射線減衰特性を計算する。[数2]～[数4] は、実効原子番号が既知である除外物質と被写体 103 から除外物質を除いた残りの物質とで表された、3種類のエネルギーの放射線に対応した放射線減衰の特性である。

【数2】

$$I_H = \frac{\int n_H(E) E e^{-\mu(Z,E)\sigma - \mu_A(E)d_A} dE}{\int n_H(E) E dE}$$

【数3】

$$I_M = \frac{\int n_M(E) E e^{-\mu(Z,E)\sigma - \mu_A(E)d_A} dE}{\int n_M(E) E dE}$$

【数4】

$$I_L = \frac{\int n_L(E) E e^{-\mu(Z,E)\sigma - \mu_A(E)d_A} dE}{\int n_L(E) E dE}$$

【0029】

ここで、 I_H は高エネルギーの放射線減衰特性、 I_M は中エネルギーの放射線減衰特性、 I_L は低エネルギーの放射線減衰特性を示す。また、 $n_H(E)$ は被写体に照射された高エネルギー放射線のエネルギースペクトル、 $n_M(E)$ は被写体に照射された中エネルギー放射線のエネルギースペクトル、 $n_L(E)$ は被写体に照射された低エネルギー放射線のエネルギースペクトルを示す。 E はエネルギーを表す変数である。また、 $\mu(Z, E)$ は実効原子番号 Z の物質（除外物質を除いた残りの物質）の線減弱係数であり、 σ は当該物質の厚さである。あるいは、 $\mu(Z, E)$ として質量減弱係数が、 d_A として面密度が用いられてもよい。

【0030】

なお、 Z と σ には、本処理の1回目では所定の初期値が用いられ、2回目以降では後述のステップ S203 による計算結果が用いられる。また、原子番号 Z の物質の減弱係数は、例えば NIST (アメリカ国立標準技術研究所) のデータベース等に公開されているテーブルを用いることができる。但し、実効原子番号の計算では原子番号が小数点を取り得るので、原子番号間を補間したテーブルを用いるものとする。

【0031】

ステップ S203 で、実効原子番号計算部 111 は、上述の3種類のエネルギーの放射線に対応した放射線減衰特性と、3種類のエネルギーの放射線に対応した放射線画像とに基づいて、被写体 103 から除外物質を除いた残りの物質の実効原子番号を計算する。本実施形態では、実効原子番号計算部 111 は、S202 で計算した各エネルギーの放射線減衰特性 I_H 、 I_M 、 I_L と、被写体の撮影で得られた各エネルギーの放射線画像 X_H 、 X_M 、 X_L より、実効原子番号 Z 、その実効原子番号に相当する物質の面密度 σ 、除外物質の厚さ d_A の計算を行う。本計算は3つ非線形連立方程式と解く必要がある。当該計算には任意の公知の技術を用いれば良いが、ここでは逐次近似法の一つであるニュートンラブソン法を用いる。具体的には、以下の [数5] による計算を反復して Z 、 σ 、 d_A を逐次

10

20

30

40

50

的に求めていく。ここで k は反復回数を示す。

【数 5】

$$\begin{pmatrix} \sigma^{k+1} \\ Z^{k+1} \\ d_A^{k+1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sigma^k \\ Z^k \\ d_A^k \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \frac{\partial I_H^k}{\partial \sigma} & \frac{\partial I_H^k}{\partial Z} & \frac{\partial I_H^k}{\partial d_A} \\ \frac{\partial I_M^k}{\partial \sigma} & \frac{\partial I_M^k}{\partial Z} & \frac{\partial I_M^k}{\partial d_A} \\ \frac{\partial I_L^k}{\partial \sigma} & \frac{\partial I_L^k}{\partial Z} & \frac{\partial I_L^k}{\partial d_A} \\ \frac{\partial \sigma}{\partial \sigma} & \frac{\partial Z}{\partial Z} & \frac{\partial d_A}{\partial d_A} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} I_H^k - X_H \\ I_M^k - X_M \\ I_L^k - X_L \end{pmatrix}$$

10

【0 0 3 2】

次に、ステップ S 2 0 4において、実効原子番号計算部 1 1 1は、計算の終了判定を行う。終了の判定基準を満たさない間（ステップ S 2 0 4でNO）、上述のステップ S 2 0 1～S 2 0 3の処理が反復して実行される。なお、判定基準としては、例えば、ステップ S 2 0 3で計算された Z 、 X 、 d_A の各値が所定の精度に達したこと、反復計算による値の更新量が十分に小さくなつたこと、反復回数が所定の回数に到達したことがあげられる。

【0 0 3 3】

以上の処理を各エネルギーの放射線画像 X_H 、 X_M 、 X_L のすべての画素について行うことにより、各画素の Z 、 X 、 d_A が得られる。画像処理部 1 0 9は、これらを用いて、実効原子番号画像、その実効原子番号に相当する物質の厚さ画像（または面密度画像）を生成することができる。すなわち、画像処理部 1 0 9は、除外物質以外の残りの物質について得られた実効原子番号を画像化した画像データを生成する生成部を含むことができる。画像データは、表示制御部 1 1 6によりモニタ 1 0 6上に表示され得る。また、画像処理部 1 0 9が、画像データに基づいて、造影剤、医療デバイス、または病巣を抽出する抽出部をさらに有していてもよい。図 3 (b)により後述されるように、除外物質を除いた実効原子番号の画像を用いることで、造影剤などの抽出がより正確かつ容易に行える。なお、上記処理により得られた実効原子番号 Z と X は除外物質を除いた物質の実効原子番号とその厚さ／面密度を表す。なお、物質の密度が既知であれば、面密度に密度を乗ずることで厚さに変換することができ、面密度と厚さは相互に変換可能な量となる。

20

【0 0 3 4】

次に、図 3を参照して、本実施形態により生成される画像の特徴（効果）を説明する。図 3 (a)は、2つのエネルギーの放射線画像を用いた一般的な処理により生成される実効原子番号画像の模式図である。図 3 (b)は本実施形態による3つのエネルギーの放射線画像を用いた実効原子番号画像の模式図である。ここで、3 0 1 及び 3 0 4 は骨、3 0 2 及び 3 0 5 は造影剤、3 0 3 及び 3 0 6 は軟組織を示している。

30

【0 0 3 5】

図 3 (a)の実効原子番号画像は、以下の【数 6】～【数 8】を反復することで計算される。

【数 6】

$$I_H = \frac{\int n_H(E) E e^{-\mu_A(E) d_A} dE}{\int n_H(E) E dE}$$

40

【数 7】

$$I_L = \frac{\int n_L(E) E e^{-\mu_A(E) d_A} dE}{\int n_L(E) E dE}$$

【数 8】

50

$$\begin{pmatrix} \sigma^{k+1} \\ Z^{k+1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sigma^k \\ Z^k \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \frac{\partial I_H^k}{\partial \sigma} & \frac{\partial I_H^k}{\partial Z} \\ \frac{\partial I_L^k}{\partial \sigma} & \frac{\partial I_L^k}{\partial Z} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} I_H^k - X_H \\ I_L^k - X_L \end{pmatrix}$$

【 0 0 3 6 】

造影剤はヨウ素としてシミュレーションしているため原子番号は 53 に相当するが、図 3 (a) では、造影剤 302 の実効原子番号の値はおよそ 7 となっている。これは造影剤 302 に比較して人体の軟組織 303 が極めて厚いため、実効原子番号が平均化されているためである。同様に骨の実効原子番号は 12.3 ~ 13.8 であるが、図 3 (a) では骨 301 の実効原子番号の値はおよそ 6.7 になってしまっている。

10

【 0 0 3 7 】

一方、図 3 (b) における造影剤 305 の実効原子番号は、本来の値である、およそ 53 の値が得られている。これは [数 2] から [数 5] で示される実効原子番号の計算において、軟組織（脂肪）が除外されているためである。同様に、図 3 (b) における実効原子番号画像では、骨 304 も本来の実効原子番号の値である、およそ 12 の値が得られている。

【 0 0 3 8 】

さらに造影剤を閾値処理等により抽出することにより、図 3 (b) の画像から図 3 (c) に示すような骨のみの画像と図 3 (d) に示すような造影血管のみの画像を抽出することも容易になる。一方、図 3 (a) の実効原子番号画像では、骨、軟物質、造影剤の実効原子番号が近くなっている、骨の画像、造影血管の画像を分離することはより困難である。

20

【 0 0 3 9 】

以上のように、第 1 実施形態によれば、所定の物質を除外物質として除去することにより、除外物質以外の物質についての実効原子番号を精度よく計算することができる。例えば、軟組織を除外物質として除去することにより、除外対象外の物質である造影剤および骨の実効原子番号を精度よく計算することができる。これにより、狭窄血管等を正確に描出し、医師の診断、治療をより容易かつ正確にすることができます。したがって、造影剤量の低減、手術手技の迅速化を図ることができ、低侵襲、効率性の高い医療技術の実現が可能となる。

30

【 0 0 4 0 】

なお、造影剤に限らず、ステント、カテーテル、コイル等の医療デバイス、痛風の診断のための尿酸の検出等、病巣の識別も容易になる。さらに第 1 実施形態においては、骨、軟組織、造影剤の 3 物質が含まれている例を示したが、医療デバイス等が含まれ 4 物質以上になった場合も、物質の識別を容易に行うことができる。

【 0 0 4 1 】

< 第 2 実施形態 >

第 2 実施形態では、所定の物質を除外した残りの物質に関する実効原子番号の計算に、ニュートンラブソン法などの反復計算を用いた。第 2 実施形態では、複数種類のエネルギーをそれぞれ単色エネルギーに近似することで、反復計算を用いずに、簡易的に、所定の物質を除外した残りの物質に関する実効原子番号を取得する。なお、第 2 実施形態の放射線撮影システム 100 の構成は第 1 実施形態（図 1 ）と同様である。

40

【 0 0 4 2 】

第 2 実施形態の画像処理部 109 における処理を、図 4 のフローチャートを用いて詳細に説明する。制御部 105 は、F P D 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。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 401 において、物質特性計算部 110 は、除外物質の減弱係数（線減弱係数または質量減弱係数）を取得する。より具体的には、物質特性計算部 110 は、 n_H (

50

E)、 $n_M(E)$ 、 $n_L(E)$ を単色エネルギーに近似した E_H 、 E_M 、 E_L それぞれにおける除外物質の減弱係数($\mu_A(E_H)$ 、 $\mu_A(E_M)$ 、 $\mu_A(E_L)$)を取得する。単色エネルギーへの近似についてはステップS402で詳述する。

【0044】

ステップS402において、実効原子番号計算部111は、ステップS401で計算した除外物質の減弱係数を用いて、高エネルギー、中エネルギー、低エネルギーの放射線減衰特性を計算する。第2実施形態では、第1実施形態の[数2]、[数3]、[数4]における放射線のエネルギースペクトル、 $n_H(E)$ 、 $n_M(E)$ 、 $n_L(E)$ を単色エネルギーすなわち、デルタ関数(E_H)、(E_M)、(E_L)で近似する。ここで E_H 、 E_M 、 E_L はエネルギースペクトルの代表値であり、例えば平均エネルギーやスペクトルのピーク位置を使用することができる。これにより第1実施形態の[数2]、[数3]、[数4]はそれぞれ以下の[数9]、[数10]、[数11]のようになる。

【0045】

【数9】

$$I_H = e^{-\mu(Z, E_H) \sigma - \mu_A(E_H) d_A}$$

【数10】

$$I_M = e^{-\mu(Z, E_M) \sigma - \mu_A(E_M) d_A}$$

10

20

【数11】

$$I_L = e^{-\mu(Z, E_L) \sigma - \mu_A(E_L) d_A}$$

【0046】

さらに[数9]～[数11]に対数変換を行うことにより、[数12]～[数14]を得る。

【数12】

$$-\ln I_H = \mu(Z, E_H) \sigma + \mu_A(E_H) d_A$$

30

【数13】

$$-\ln I_M = \mu(Z, E_M) \sigma + \mu_A(E_M) d_A$$

【数14】

$$-\ln I_L = \mu(Z, E_L) \sigma + \mu_A(E_L) d_A$$

40

【0047】

次に、ステップS403において、実効原子番号計算部111は[数12]から[数14]を用いて、除外物質を除いた物質の実効原子番号 Z と面密度 σ 、および除外物質の厚さ d_A を計算する。具体的には[数12]から[数14]を整理して及び d_A を消去すると、以下の[数15]となる。[数15]では未知変数は Z のみであるため、二分法等の公知の方法により[数15]を解くことで実効原子番号 Z を得ることができる。

【数15】

$$\frac{\mu(Z, E_H) \ln I_M - \mu(Z, E_M) \ln I_H}{\mu_A(E_H) \mu(Z, E_M) - \mu_A(E_M) \mu(Z, E_H)} = \frac{\mu(Z, E_H) \ln I_L - \mu(Z, E_L) \ln I_H}{\mu_A(E_H) \mu(Z, E_L) - \mu_A(E_L) \mu(Z, E_H)}$$

50

【0048】

また、実効原子番号計算部111は、[数15]の結果を用いて、以下の[数16]によりと d_A を計算する。

【数16】

$$\begin{pmatrix} \sigma \\ d_A \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mu(Z, E_H) & \mu_A(E_H) \\ \mu(Z, E_L) & \mu_A(E_L) \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} -\ln I_H \\ -\ln I_L \end{pmatrix}$$

【0049】

以上のように第2実施形態によれば、第1実施形態の[数2]から[数4]の数値積分及び[数5]の反復計算が不要になるため、第1実施形態よりも高速に除外物質（例えば軟組織）を除去した実効原子番号を計算することができる。この結果、画像処理部109は、除外物質以外の残り物質の実効原子番号の画像化において動画を生成することが可能になる。これにより、第2実施形態では、特に放射線の動画（透視撮影）においても狭窄血管等を正確に描出することができる。そのため、医師の診断、治療を容易にすると共に、造影剤量の低減、手術手技の迅速化を図ることができ、低侵襲、利便性の高い医療技術の実現が可能になる。

10

【0050】

以上のように、上記各実施形態によれば、実効原子番号が既知（すなわち減弱係数が既知）である除外物質を除いた残りの物質について実効原子番号を計算することにより、除外物質（例えば脂肪）の影響が低減された、より正確な実効原子番号が得られる。したがって、各実施形態によれば、被写体を透過する放射線が2種類以上の物質を透過した場合でも、放射線画像から特定の物質を除外物質として除去することでエネルギー情報が平均化されずに実効原子番号を精度よく計算することが可能となる。

20

【0051】

（その他の実施形態）

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探ることもできる。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。

30

【0052】

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、ASIC）によっても実現可能である。

【符号の説明】

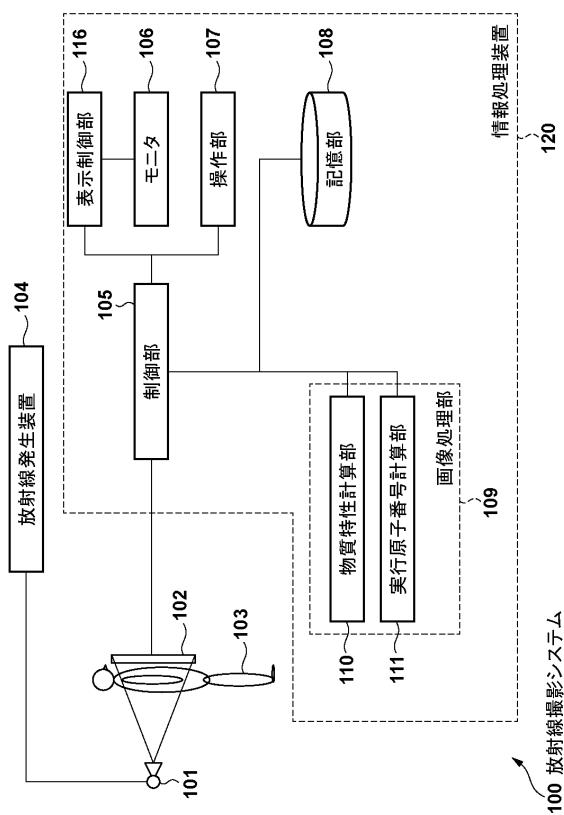
【0053】

100：放射線撮影システム、101：放射線管、102：FPD、103：被写体、104：放射線発生装置、105：制御部、106：モニタ、107：操作部、108：記憶部、109：画像処理部、110：物質特性計算部、111：実効原子番号計算部、120：情報処理装置

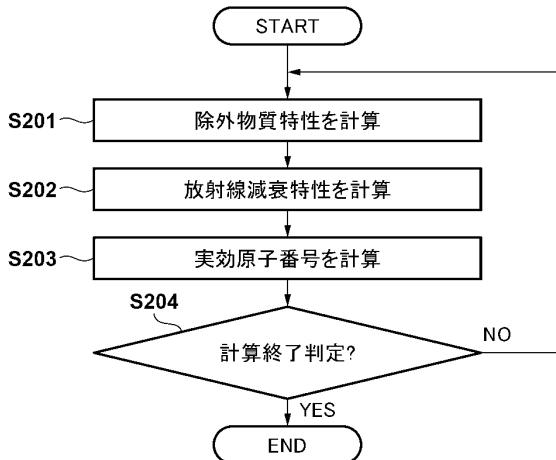
40

【図面】

【図 1】



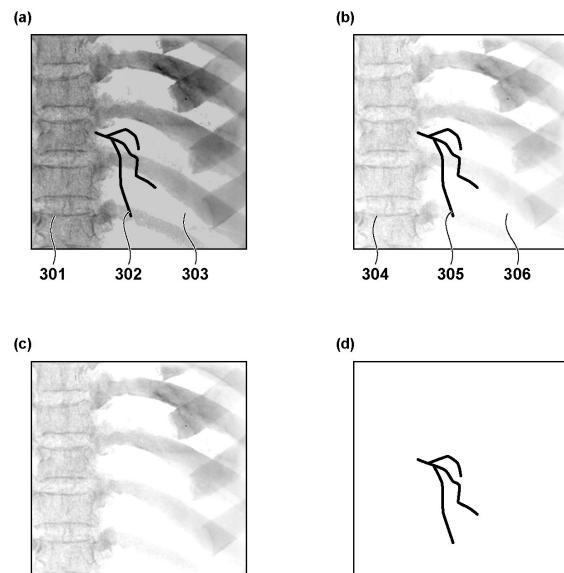
【図 2】



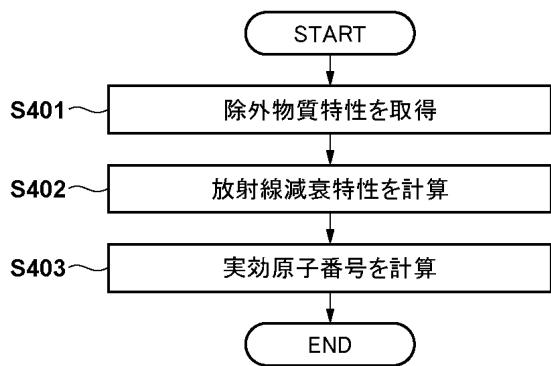
10

20

【図 3】



【図 4】



30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献
- 特開2011-217805 (JP, A)
特開2018-015664 (JP, A)
国際公開第2017/073399 (WO, A1)
特開2008-142435 (JP, A)
特表2011-529765 (JP, A)
特開2008-229122 (JP, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
- A61B 6/00 - 6/14
G01N 23/00 - 23/2276