

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2020年5月14日(14.05.2020)



(10) 国際公開番号

WO 2020/095578 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2019/038717

(22) 国際出願日: 2019年10月1日(01.10.2019)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2018-211700 2018年11月9日(09.11.2018) JP

(71) 出願人: キヤノン株式会社 (CANON KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 野田 剛司(NODA, Takeshi); 〒1468501 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 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 大塚 康德, 外(OHTSUKA, Yasunori et al.); 〒1020094 東京都千代田区紀尾井町3番6号 紀尾井町パークビル7F Tokyo (JP).

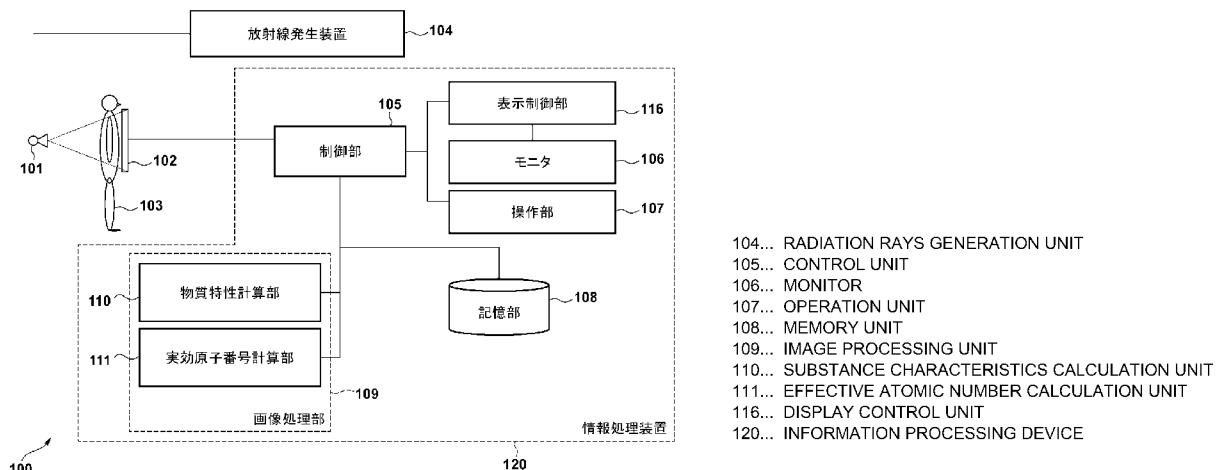
(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS,

(54) Title: INFORMATION PROCESSING DEVICE AND METHOD, AND RADIOGRAPHY SYSTEM

(54) 発明の名称: 情報処理装置および方法、放射線撮影システム

[図1]



(57) Abstract: In this invention, an image processing device uses at least three radiation images corresponding to at least three types of energy and obtained on the basis of a radiation radiated onto a photographic subject, and radiation attenuation characteristics corresponding to the at least three types of energy and expressed by a predetermined substance and a remaining substance resulting from removing the predetermined substance from the photographic subject, to calculate the effective atomic number of the remaining substance.

(57) 要約: 画像処理装置は、被写体に対して照射された放射線に基づいて得られた、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つの放射線画像と、所定の物質と被写体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種類のエネルギーに対応した放射線の減衰の特性とに基づいて、当該残りの物質の実効原子番号を計算する。

MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

- 一 国際調査報告（条約第21条(3)）

明 細 書

発明の名称： 情報処理装置および方法、放射線撮影システム

技術分野

[0001] 本発明は、情報処理装置および方法、放射線撮影システムに関する。

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。

[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] 特許文献1：特開平05-237081号公報

特許文献2：特開平08-178873号公報

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技術を提供する。

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以下の構成を備える。すなわち、
被写体に対して照射された放射線に基づいて得られた、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、
、
所定の物質と前記被写体から前記所定の物質を除いた残りの物質とで表される前記少なくとも３種類のエネルギーに対応した放射線の減衰の特性と、
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。

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。
- [0009] 本発明のその他の特徴及び利点は、添付図面を参照とした以下の説明により明らかになるであろう。なお、添付図面においては、同じ若しくは同様の構成には、同じ参照番号を付す。

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、本発明の実施の形態を示し、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]図１は、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である。
- [図2]図２は、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である。
- [図3]図３は、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である。
- [図4]図４は、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である。

発明を実施するための形態

[0011] 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。

[0012] <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。

[0013] 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線その他、例えば、 α 線、 β 線、 γ 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。

[0014] 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。

[0015] 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。

[0016] 制御部 105 は、不図示の 1 つまたは複数のプロセッサを備え、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、FPD 102 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。

[0018] 画像処理部 109 は、FPD 102 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。

[0019] モニタ 106（表示部）は、制御部 105 が FPD 102 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 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。

[0020] 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、FPD 102 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、FPD 102 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、FPD 102 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、FPD 102 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。

[0021] 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。

[0022] なお、FPD 102 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 FPD 102 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、FPD 102 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を 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。

[0023] また、F P D 1 0 2 が3段の積層構造になっているものを用いて、放射線管 1 0 1 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F P Dの出力で低エネルギー放射線画像 X_L 、2段目のF P Dの出力で中エネルギー放射線画像 X_M 、3段目のF P D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 1 0 1 の制御を特に行うことなく、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。

[0024] 物質特性計算部 1 1 0 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。

[0025] 実効原子番号計算部 1 1 1 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 1 1 1 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 1 1 0 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。

[0026] 次に、第1実施形態の画像処理部 1 0 9 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 1 0 5 は、F P D 1 0 2 で撮影された放射線画像を記憶部 1 0 8 に記憶するとともに、画像処理部 1 0 9 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、被写体に対して照射された放射線に基づいて得られた、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。

[0027] 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種類のエネルギーに対応した放射線の減衰の特性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。

[0028] 〔数1〕

$$\mu_A(E)d_A$$

[0029] 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。

[0030] 次に、ステップS 2 0 2において、実効原子番号計算部1 1 1は、S 2 0 1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の減衰の特性を計算する。〔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1 0 3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。

[0031] 〔数2〕

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

[0032] 〔数3〕

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

[0033] 〔数4〕

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

[0034] ここで、 I_H は高エネルギーの放射線の減衰の特性、 I_M は中エネルギーの放射線の減衰の特性、 I_L は低エネルギーの放射線の減衰の特性を示す。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（除外物質を除外した残りの物質）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、 σ として面密度が用いられてもよい。

[0035] 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S 2 0 3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N I S T（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。

[0036] ステップS 2 0 3で、実効原子番号計算部 1 1 1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の減衰の特性と、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 1 0 3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 1 1 1は、ステップS 2 0 2で計算した各エネルギーの放射線の減衰の特性 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を解く必要がある。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プソン法を用いる。具体的には、以下の[数5]による計算を反復して Z 、 σ 、 d_A を逐次的に求めていく。ここで k は反復回数を示す。

[0037] [数5]

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

[0038] 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 、 σ 、 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ったこと、反復回数が所定の回数に到達したことがあげられる。

[0039] 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 、 σ 、 d_A が得られる。画像処理部109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109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の機能を有する。換言すれば、画像処理部109は、残りの物質の実効原子番号を、除外物質を除いて計算することができる。画像データは、表示制御部116によりモニタ106上に表示され得る。また、画像処理部109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の実効原子番号画像3b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 σ 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。

[0040] 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において、3a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。3b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、301及び304は骨、302及び305は造影剤、303及び306は軟組織を示している。

[0041] 図3の実効原子番号画像3aは、以下の[数6]～[数8]を反復することで計算される。

[0042] [数6]

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

[0043] [数7]

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

[0044] [数8]

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

[0045] 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、実効原子番号画像3a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、実効原子番号画像3a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。

[0046] 一方、図3の実効原子番号画像3b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、実効原子番号画像3b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。

[0047] さらに造影剤を閾値処理等により抽出することにより、実効原子番号画像3bの画像から図3に示すような骨のみの画像3cと造影血管のみの画像3dを抽出することも容易になる。一方、図3の実効原子番号画像3aでは、骨、軟物質、造影剤の実効原子番号が近くなっており、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。

[0048] 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る。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。

[0049] 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。

[0050] <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、ニュートンラプ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。

[0051] 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、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。

[0052] ステップS401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、 $n_H(E)$ 、 $n_M(E)$ 、 $n_L(E)$ 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。

[0053] 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の減衰の特性を計算する。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 $\delta(E_H)$ 、 $\delta(E_M)$ 、 $\delta(E_L)$ 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値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。

[0054] 〔数9〕

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

[0055] 〔数10〕

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

[0056] 〔数11〕

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

[0057] 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。

[0058] 〔数12〕

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

[0059] 〔数13〕

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

[0060] 〔数14〕

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

[0061] 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σ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。

[0062] 〔数15〕

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

[0063] 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 σ と d_A を計算する。

[0064] [数16]

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

[0065] 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。

[0066] 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。

[0067] （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。

[0068] 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、ASIC）によっても実現可能である。

[0069] 本発明は上記実施の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。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

[0070] 本願は、２０１８年１１月９日提出の日本国特許出願特願２０１８－２１１７００を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てを、ここに援用する。

請求の範囲

- [請求項1] 被写体に対して照射された放射線に基づいて得られた、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、
- 所定の物質と前記被写体から前記所定の物質を除いた残りの物質とで表される前記少なくとも3種類のエネルギーに対応した放射線の減衰の特性と、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情報処理装置。
- [請求項2] 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に記載の情報処理装置。
- [請求項3] 前記計算手段は、前記少なくとも3種類のエネルギーに対応する放射線の減衰の特性と前記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に記載の情報処理装置。
- [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に記載の情報処理装置。
- [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に記載の情報処理装置。
- [請求項6] 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5のいずれか1項に記載の情報処理装置。
- [請求項7] 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 5 のいずれか 1 項に記載の情報処理装置。

[請求項8] 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 7 のいずれか 1 項に記載の情報処理装置。

[請求項9] 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 8 に記載の情報処理装置。

[請求項10] 前記画像データは動画であることを特徴とする請求項 8 または 9 に記載の情報処理装置。

[請求項11] 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 8 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の情報処理装置。

[請求項12] 前記計算手段は、前記残りの物質の実効原子番号を、前記所定の物質を除いて計算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13] 請求項 1 乃至 12 のいずれか 1 項に記載された情報処理装置と、
前記放射線を検出して前記少なくとも 3 つの放射線画像を取得するように構成された放射線検出部と、を備えることを特徴とする放射線撮影システム。

[請求項14] 被写体に対して照射された放射線に基づい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取得手段と、

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、前記所定の物質を除外した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放射線撮影システム。

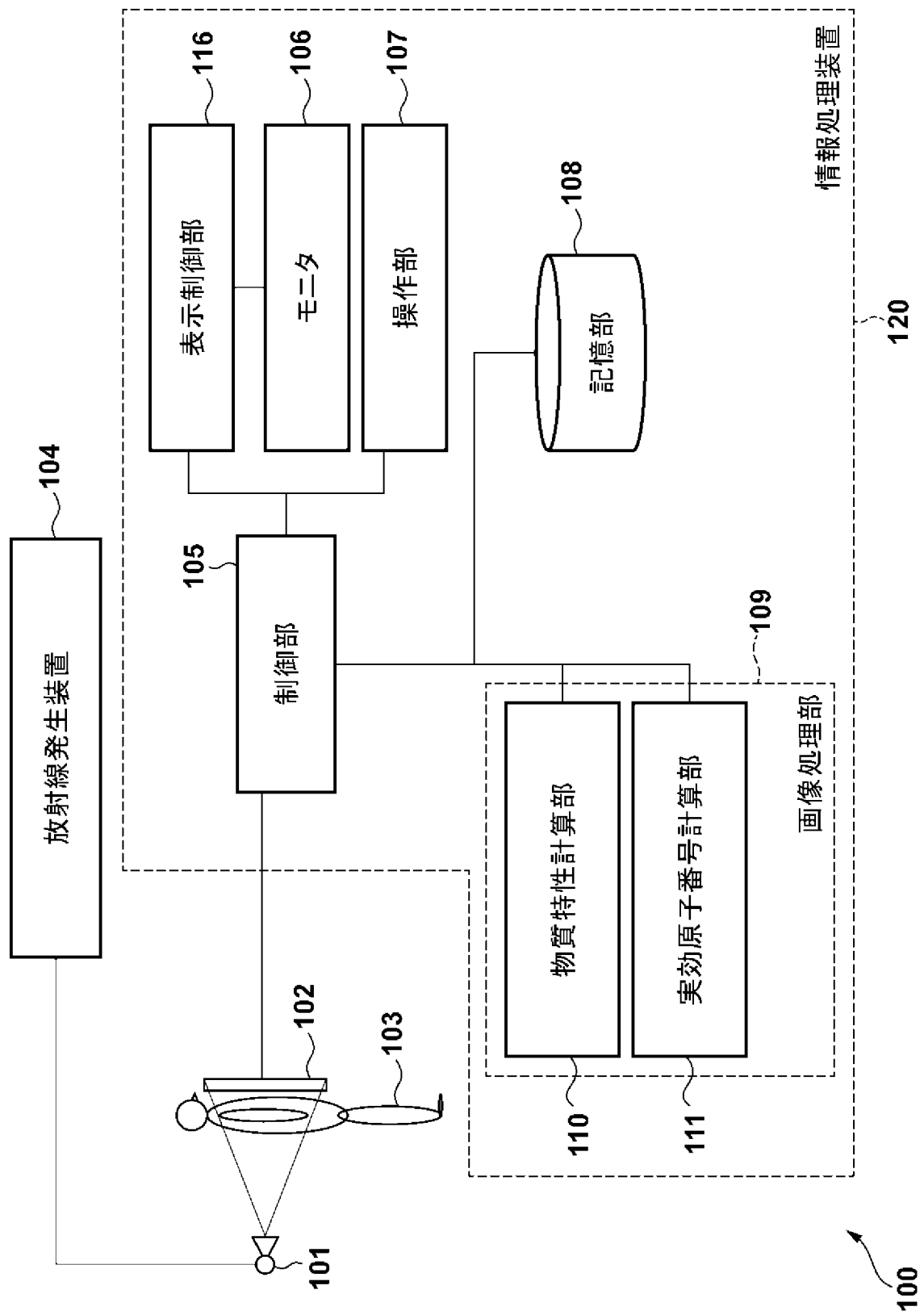
[請求項15] 被写体に対して照射された放射線に基づいて得られた、少なくとも

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、

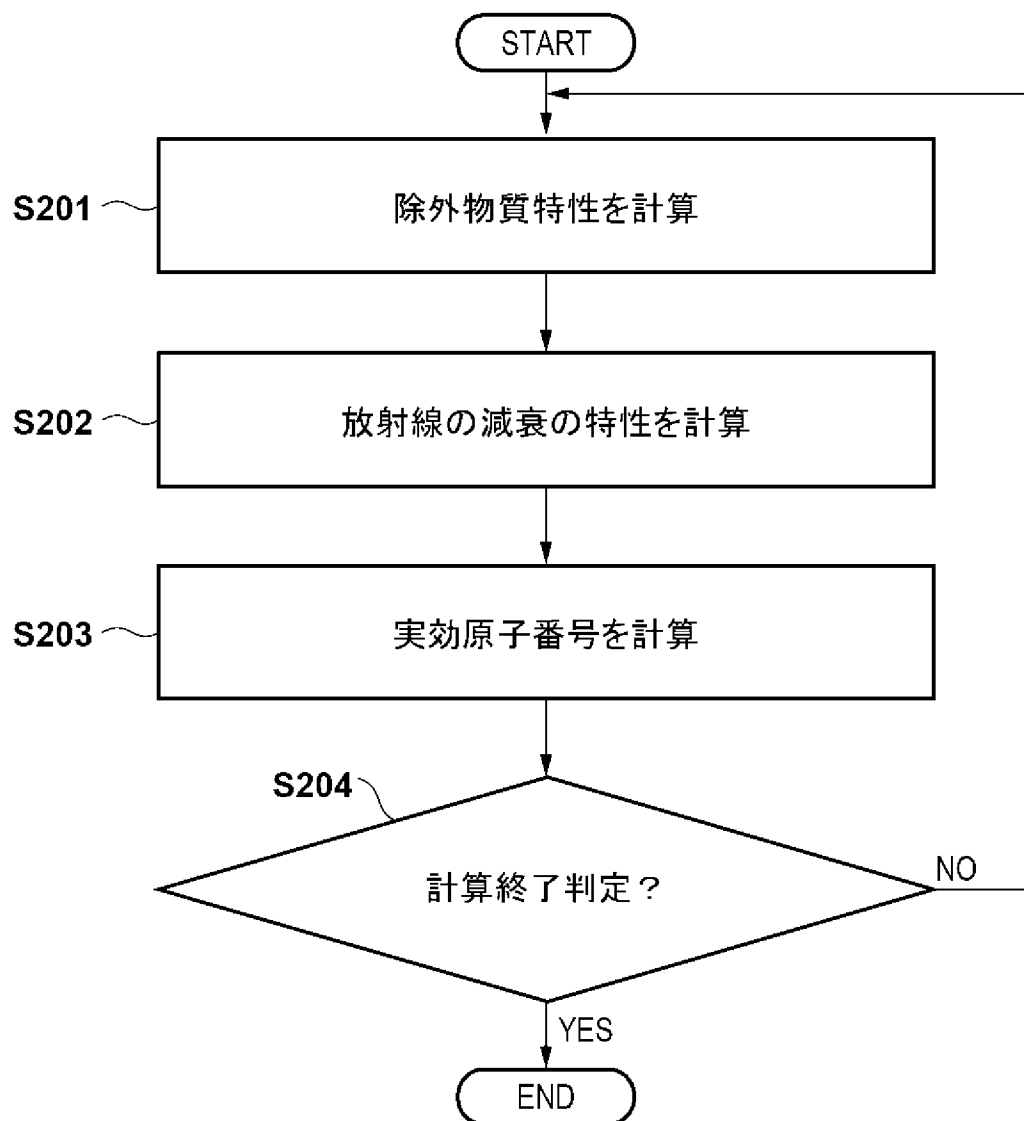
所定の物質と前記被写体から前記所定の物質を除いた残りの物質とで表される前記少なくとも3種類のエネルギーに対応した放射線の減衰の特性と、前記少なくとも3つの放射線画像とに基づいて、前記残りの物質の実効原子番号を計算する計算工程と、を備えることを特徴とする情報処理方法。

[請求項16] コンピュータを、請求項1乃至12のいずれか1項に記載された情報処理装置の各手段として機能させるためのプログラム。

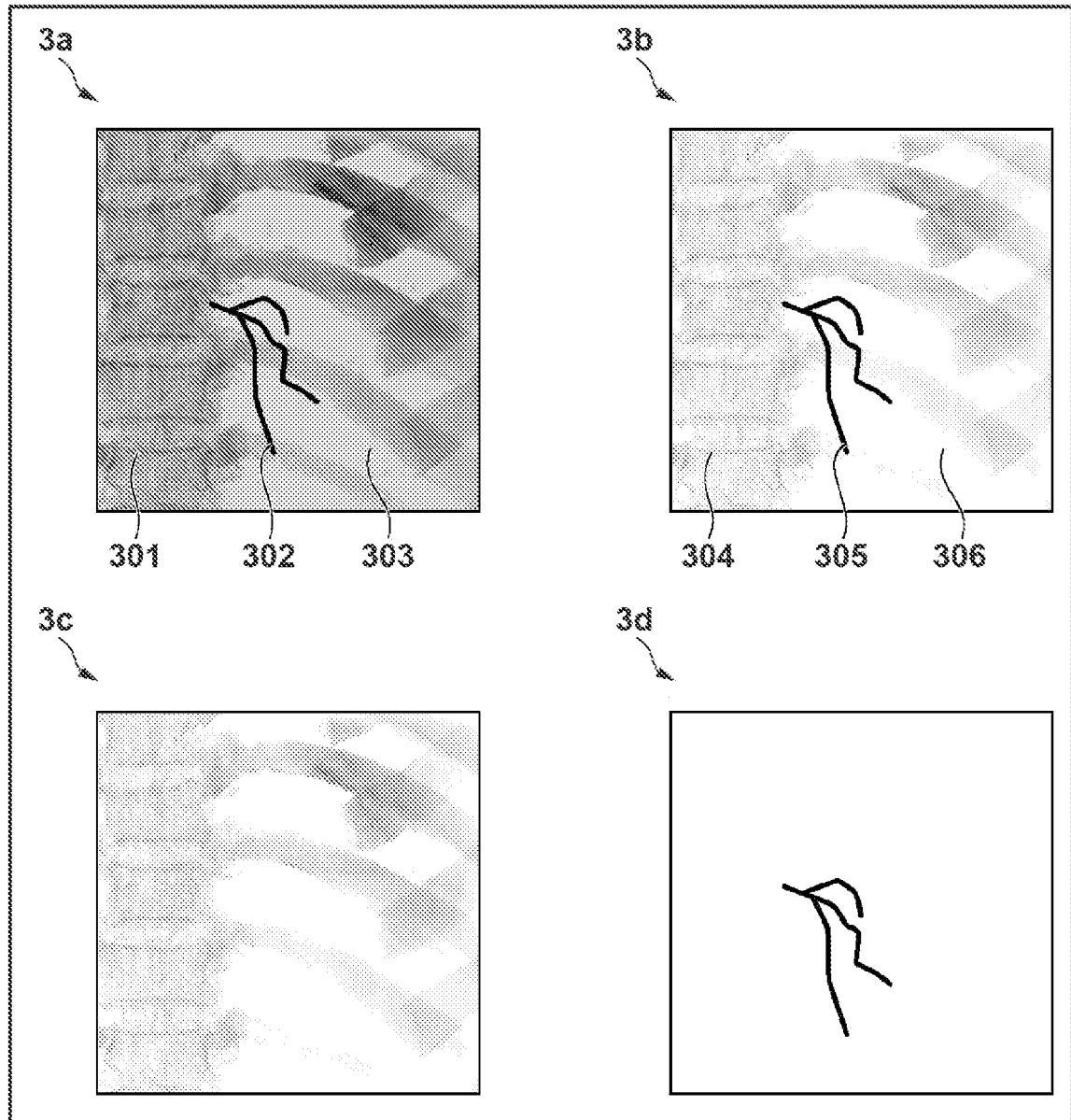
[図1]



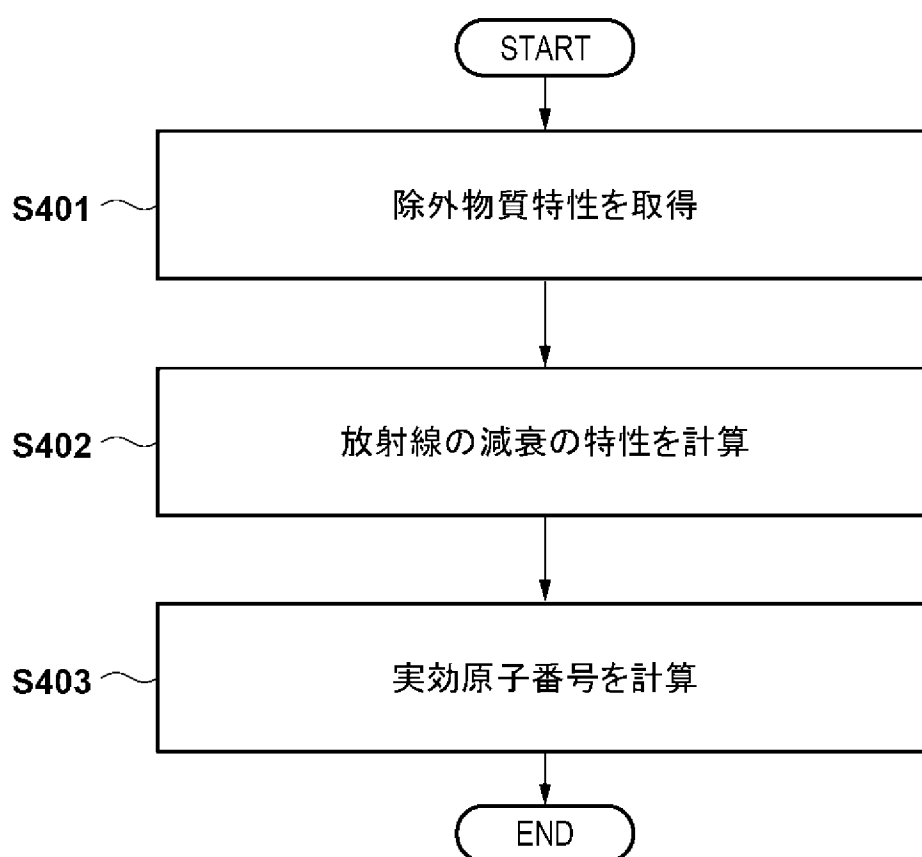
[図2]



[図3]



[図4]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/038717

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B6/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B6/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2019
Registered utility model specifications of Japan	1996-2019
Published registered utility model applications of Japan	1994-2019

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2011-217805 A (SUMITOMO HEAVY INDUSTRIES, LTD.) 04 November 2011, paragraphs [0044]-[0064] (Family: none)	1, 12-13, 15-16
Y		6, 11
A		2-5, 14
Y	JP 2018-15664 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 01 February 2018, paragraph [0108] & US 2013/0101089 A1, paragraph [0137] & WO 2013/058567 A1 & EP 2583625 A1 & KR 10-2013-0043974 A & CN 103054601 A & BR 112014009735 A	6, 7



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
05 December 2019 (05.12.2019)

Date of mailing of the international search report
17 December 2019 (17.12.2019)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/038717

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2017/073399 A1 (HITACHI, LTD.) 04 May 2017, paragraph [0003] & US 2018/0263576 A1, paragraph [0003] & CN 108135560 A	8-11
Y	JP 2008-142435 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY CO., LLC) 26 June 2008, paragraphs [0037]-[0039] (Family: none)	8-11

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y A	JP 2011-217805 A (住友重機械工業株式会社) 2011.11.04, [0044] - [0064] (ファミリーなし)	1, 12-13, 15-16 6-11 2-5, 14
Y	JP 2018-15664 A (三星電子株式会社) 2018.02.01, [0108] & US 2013/0101089 A1, [0137] & WO 2013/058567 A1 & EP 2583625 A1 & KR 10-2013-0043974 A & CN 103054601 A & BR 112014009735 A	6-7

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

05.12.2019

国際調査報告の発送日

17.12.2019

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊藤 昭治

2U

4077

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2017/073399 A1 (株式会社日立製作所) 2017.05.04, [0003] & US 2018/0263576 A1, [0003] & CN 108135560 A	8-11
Y	JP 2008-142435 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2008.06.26, [0037] - [0039] (ファミリーなし)	10-11