

(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
2021年2月11日(11.02.2021)

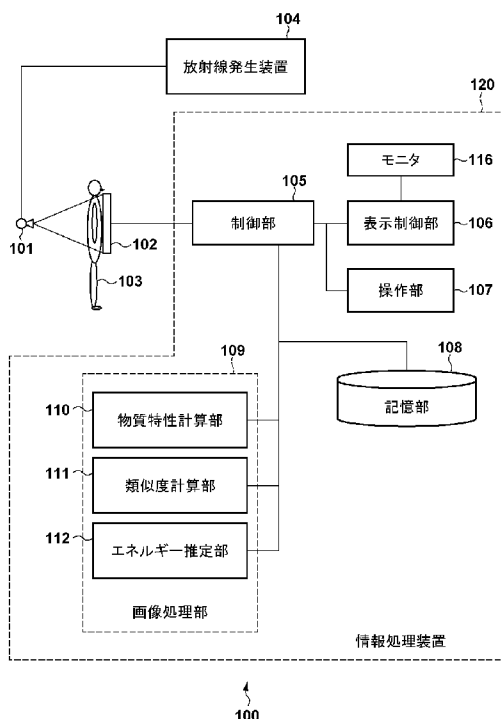


(10) 国際公開番号
WO 2021/024715 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2020/027397
- (22) 国際出願日: 2020年7月14日(14.07.2020)
- (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 2019-143310 2019年8月2日(02.08.2019) 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: 特許業務法人大塚国際特許事務所 (OHTSUKA PATENT OFFICE, P.C.); 〒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, IT, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,

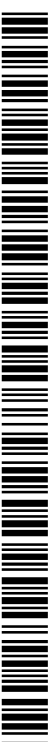
(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE AND METHOD FOR CONTROLLING SAME, RADIOGRAPHY DEVICE, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 画像処理装置およびその制御方法、放射線撮影装置、プログラム



- 100 Image processing device
- 104 Radiation generator
- 105 Control unit
- 106 Display control unit
- 107 Manipulation unit
- 108 Storage unit
- 109 Image processing unit
- 110 Material property calculation unit
- 111 Similarity calculation unit
- 112 Energy estimation unit
- 116 Monitor

(57) Abstract: This image processing device generates a substance property image on the basis of a plurality of radiation images corresponding to a plurality of types of radiation energies and the plurality of types of radiation energies, calculates the similarity between the substance property image obtained at a first timing and created on the basis of the plurality of radiation images and the substance property image obtained at a second timing after the first timing and created on the basis of the plurality of radiation images, and estimates at least one of the plurality of types of radiation energies at the



WO 2021/024715 A1

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,
ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, WS, 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, 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))

second timing on the basis of the calculated similarity.

(57) 要約：画像処理装置は、複数種類の放射線エネルギーに対応する複数の放射線画像とそれら複数種類の放射線エネルギーとに基づいて物質特性画像を生成し、第1のタイミングで取得された複数の放射線画像に基づいて生成された物質特性画像と、第1のタイミングよりも後の第2のタイミングで取得された複数の放射線画像に基づいて生成された物質特性画像との類似度を計算し、計算された類似度に基づいて、第2のタイミングにおける複数種類の放射線エネルギーの少なくとも1つを推定する。

明 細 書

発明の名称：

画像処理装置およびその制御方法、放射線撮影装置、プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、画像処理装置およびその制御方法、放射線撮影装置、プログラムに関する。

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) を用いた放射線撮影装置が普及している。FPDを用いて得られる撮影画像は、デジタル画像処理の対象とすることができるため、撮影画像を処理するための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つの管電圧の放射線を照射してエネルギーサブトラクション画像を得る構成において、被写体の体厚に基づいて照射する管電圧を決定する方法が開示されている。また、特許文献2には、エネルギーサブトラクションを利用した骨塩量分析において、骨塩量を求めるための校正曲線の経時ずれを、レファレンスを用いて補正す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2011-104103号公報

特許文献2：特開平08-266529号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 複数のエネルギーによる放射線を利用したエネルギーサブトラクションにおいては、照射する放射線のエネルギーが変動すると、エネルギーサブトラクション画像が不安定になり、診断、治療の妨げになる場合がある。例えば血管撮影装置において、治療中に造影血管を分離した画像（動画像）を得る

ようなエネルギーサブトラクションの応用が考えられる。このような透視撮影においては、撮影における画質の安定性を担保するために、装置側で被写体を透過する放射線量を一定に保つオートブライトネスコントロール（ABC）機能が設けられている。ABCは、放射線発生装置の管電圧、管電流、パルス幅を自動的に変更するため、ABCが機能すると放射線発生装置が照射する放射線のエネルギーが変動してしまう。上述したように、放射線エネルギーの変動は、エネルギーサブトラクション画像を不安定にするので、エネルギーサブトラクション画像を用いた透視画像が不安定になる。

[0006] 特許文献2に記載された方法を適用することにより、放射線エネルギーの変動に対して透視画像を安定させることができる可能性があるが、実用上の課題がある。すなわち、特許文献2に記載された方法では、照射野内にレファレンスを置く必要があるが、撮影中、被写体にレファレンスが重なるというケースが生じ得る。レファレンスが被写体に重ると校正曲線を補正できなくなり、安定したエネルギーサブトラクションを実行することができなくなる。

[0007] 本発明は、エネルギーサブトラクションにおいて用いられる放射線のエネルギー（スペクトル）の精度を向上することにより安定したエネルギーサブトラクションを実行する技術を提供する。

課題を解決するための手段

[0008] 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、複数種類の放射線エネルギーに対応する複数の放射線画像と前記複数種類の放射線エネルギーとに基づいて物質特性画像を生成する生成手段と、第1のタイミングで取得された複数の放射線画像に基づいて前記生成手段が生成した物質特性画像と、前記第1のタイミングよりも後の第2のタイミングで取得された複数の放射線画像に基づいて前記生成手段が生成した物質特性画像との類似度を計算する計算手段と、前記計算手段により計算された類似度に基づいて、前記第2のタイミングにおける前記複数種類の放射線エネルギーの少なくとも1つを推定する推定

手段と、を備える。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、エネルギーサブトラクションにおいて用いられる放射線のエネルギー（スペクトル）の精度が向上し、安定したエネルギーサブトラクションを実行することができる。

[0010] 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

[0011] [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、第1実施形態における放射線画像と物質特性画像の模式図である。

[図4]第1実施形態における放射線管の高電圧パルスを示す図である。

[図5]第1実施形態のシミュレーション結果を示す図である。

[図6]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

[0012] 以下、添付図面を参照して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発明を限定するものではない。実施形態には複数の特徴が記載されているが、これらの複数の特徴の全てが発明に必須のものとは限らず、また、複数の特徴は任意に組み合わせられてもよい。さらに、添付図面においては、同一若しくは同様の構成に同一の参照番号を付し、重複した説明は省略する。

[0013] <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

放射線管101、平面検出器（以下、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。

[0014] 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、本明細書において、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。

[0015] 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、取得した放射線画像を情報処理装置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）と放射線検出部を駆動して画像信号を読み出す駆動部（不図示）とを有する。放射線検出部は、被写体103を透過して放射線検出部の検出面に到達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シンチレータ（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の駆動部は、制御部105からの指示に従って放射線検出部から読み出した画像信号（放射線画像）を情報処理装置120（制御部105）に出力する。

[0016] 情報処理装置120は、FPD102が被写体を撮影した放射線画像を処理する。情報処理装置120は、制御部105、表示制御部106、操作部107、記憶部108、画像処理部109、モニタ116を有する。

[0017] 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12

0の各種制御を実現する。記憶部108は、制御部105などにより実行される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)、ハードディスク等により構成される。また、記憶部108は、上記プログラムの他に、例えば、制御部105から出力された画像、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。

[0018] 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、類似度計算部111、エネルギー推定部112を有している。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実行することで実現されてもよい。なお、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。また、制御部105と画像処理部109の各機能部の一部あるいは全部が、同様の機能を果たす集積回路などで実現されてもよい。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んでもよい。

[0019] 表示制御部106は、制御部105がFPD102から受信した放射線画像 (デジタル画像)、画像処理部109で画像処理された画像などをモニター116に表示する。操作部107は、画像処理部109及びFPD102に対する指示をユーザが入力するためのユーザインターフェイス (不図示) を提供する。制御部105は、このユーザインターフェイスを介して、画像処理部109およびFPD102に対するユーザ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、放射線管101に高電圧を印加し、放射線管101から被写体103に連続的又は間欠的に放射線を照射させる。FPD102は放射線管101からの放射線照射により複数の

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が放射線管101から高エネルギー、低エネルギーの2種類の放射線を照射し、FPD102は高エネルギー放射線画像 XH_n 、低エネルギー放射線画像 XL_n を生成する。ここで、 n は動画フレーム番号を示す。但し、3種類以上の放射線エネルギーの放射線照射を行うことにより、1フレームに生成される放射線画像の種類を3種類以上としてもよい。制御部105は、FPD102から高エネルギーの放射線画像 XH_n と、低エネルギーの放射線画像 XL_n を取得し、表示制御部106を介してモニタ116に表示する。モニタ116に表示された放射線画像は、診断又は治療の用に供することができる。また、制御部105は、放射線画像を記憶部108に記憶し、画像処理部109に送信する。

[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に設定する管電圧／パルス幅により、設定、変更され得る。例えば、高エネルギー放射線の照射時は120kV、低エネルギー放射線の照射時は80kVの高電圧パルスが放射線管101に印加される。エネルギーサブトラクションにおいて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が選択される。

[0022] 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に印加される高電圧パルス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 XH_n 、低エネルギー放射線画像 XL_n 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、2段のディテクターが積層構造になっているFPD102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、1段目のディテクターを放射線

が透過することにより、ビームハードニングが生じ、2段目のディテクターでの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段目のディテクターの出力で低エネルギー放射線画像 X_{L_n} 、2段目のディテクターの出力で高エネルギー放射線画像 X_{H_n} 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110は、少なくとも2種類のエネルギーに対応する放射線減衰と、少なくとも2種類のエネルギーに対応する少なくとも2つの放射線画像と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、物質の厚さの画像を取得する。より具体的には、本実施形態の物質特性計算部110は高エネルギー放射線画像 X_{H_n} 、低エネルギー放射線画像 X_{L_n} を用いて、重み付け差分又は逆問題を解くことにより、物質特性画像を生成する。ここで物質特性画像とは、例えば被写体を構成する脂肪、骨、造影剤等の厚さを画素値とする画像、又は、被写体を構成する物質の実効原子番号を画素値とする画像をいう。
- [0025] 類似度計算部111は、第1のタイミングで物質特性計算部110が生成した物質特性画像と、第1のタイミングとは異なる第2のタイミングで物質特性計算部110が生成した物質特性画像との類似度を計算する。ここで、第2のタイミングは、第1のタイミングよりも時間的に後のタイミングである。本実施形態では、類似度の指標として画素値の差分二乗和 (Sum of Squared Difference : SSD) を用いるが、これに限られるものではない。例えば、画素値の差分絶対和 (Sum of Absolute Difference : SAD)、正規化相互相関 (Normalized Cross-Correlation : NCC) 等の、画像の類似度を比較する一般的な指標を用いることができる。
- [0026] エネルギー推定部112は、類似度計算部111により計算される指標によって示される類似度がなるべく高くなるように、すなわち指標である差分二乗和が小さくなるように、物質特性計算部110が用いる放射線エネルギー

ー（スペクトル）を推定する。エネルギー推定部112は、このような放射線エネルギーを求めるために、最適化演算を行う。この最適化演算により、エネルギー推定部112は、放射線発生装置104が放射線管101に印加した電圧、または、放射線管101から照射される放射線のエネルギースペクトルを推定する。最適化演算の詳細は後述する。

[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。図2は、画像処理部109の処理を説明するフローチャートである。また、図3の画像3a、3bは、FPD102から得られる高エネルギーおよび低エネルギーの放射線画像の例を示し、画像3c、3dは、画像処理部109が生成する物質特性画像の例を示している。

[0028] 画像処理部109は、何らかのトリガの発生（例えば、撮影条件（管電圧、電圧のパルス幅）が変更されたこと）に応じて図2に示される処理を実行する。図2のステップS201～S204において、画像処理部109は、高エネルギー放射線画像 XH_n （画像3a）、低エネルギー放射線画像 XL_n （画像3b）を用いて物質特性画像（画像3c、画像3d）を生成する。画像処理部109は、上記トリガの発生前（第1のタイミング）に生成された物質特性画像と、今回（第2のタイミング）生成された物質特性画像との間の類似度に基づいて、放射線発生装置104が放射線管101に印加された管電圧、または、放射線管101から照射される放射線のエネルギースペクトルを推定する。すなわち、第1のタイミングで得られた物質特性画像をリファレンス画像として、第2のタイミングにおける放射線エネルギーが推定される。以下、ステップごとに詳細に説明する。

[0029] まず、ステップS201において、物質特性計算部110は、エネルギーサブトラクションを用いて物質特性画像を生成する。以下の[数1]、[数2]により高エネルギー及び低エネルギー放射線の減衰特性を計算する。

[数1]

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

[数2]

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

[0030] ここで、 I_H は高エネルギー放射線の減衰特性、 I_L は低エネルギー放射線の減衰特性を示す。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、 $n_L(E)$ 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。エネルギースペクトルは予めスペクトrometer等で測定してもよいし、シミュレーションにより求めても良い。Eはエネルギーを表す変数である。また、 $\mu_A(E)$ は軟物質の線減弱係数、 $\mu_C(E)$ は造影剤の線減弱係数である。また、 d_A は軟物質の厚さ、 d_C は造影剤の厚さを表す。

[0031] 物質特性計算部110は、[数1]に示した高エネルギー放射線の減衰特性 I_H が高エネルギー放射線画像 XH_n (図3の画像3a)の画素値に一致し、[数2]に示した低エネルギー放射線の減衰特性 I_L が低エネルギー放射線画像 XL_n (図3の画像3b)の画素値に一致するように、軟物質の厚さ d_A 、造影剤の厚さ d_C を求める。この計算には任意の公知の技術を用いれば良いが、本実施形態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た例を説明する。具体的には、以下の[数3]による計算を反復することにより、軟物質の厚さ d_A と造影剤の厚さ d_C を求める。なお、[数3]においてkは反復回数を示す。

[0032] [数3]

$$\begin{pmatrix} d_A^{k+1} \\ d_C^{k+1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_A^k \\ d_C^k \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \frac{\partial I_H^k}{\partial d_A} & \frac{\partial I_H^k}{\partial d_C} \\ \frac{\partial I_L^k}{\partial d_A} & \frac{\partial I_L^k}{\partial d_C} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I_H^k - XH_n \\ I_L^k - XL_n \end{pmatrix}$$

- [0033] この計算を、高エネルギー放射線画像 $X H_n (i, j)$ 、低エネルギー放射線画像 $X L_n (i, j)$ の全画素で行うことで、物質特性画像である軟物質の厚さ画像 $d_{A_n} (i, j)$ (図3の画像3c)、造影剤の厚さ画像 $d_{C_n} (i, j)$ (図3の画像3d) が得られる。ここで、 i, j はそれぞれ画像の行方向、列方向の座標を示す。なお、本実施形態では軟物質と造影剤の厚さに物質分離を行ったが、これに限られるものではなく、他の任意の物質、例えば軟物質と骨の厚さに物質分離を行うことも可能である。また、2つの放射線エネルギーで軟物質と造影剤について物質分離を行った場合、画像3dのように骨301と造影剤302は同じ物質特性画像に分離される。
- [0034] ステップS202において、類似度計算部111は、物質特性画像間の類似度の指標を計算する。本実施形態では61番目の動画フレーム(以下、動画フレーム61のように記載する)で撮影角度に変更があり、これによりABC機能が働いて撮影条件が変更されて高エネルギー放射線のパルス幅が4 msec程度に短くなった場合を考える。このとき、放射線発生装置104から放射線管101に印加される実際の管電圧波形は図4の実線で示したようになる。すなわち、放射線管101と放射線発生装置104間をつなぐ高電圧ケーブル等のインピーダンスによって、管電圧の立ち上りと立ち下りに鈍りが生じ、図4の実線の波形のように、所定の管電圧を印加することができなくなる。結果、管電圧と実効的な管電圧が異なっている。
- [0035] このような状態では、高エネルギー放射線のエネルギースペクトル $n_H (E)$ は、図4に破線で示した理想的な波形の120kVにおけるエネルギースペクトルにはならない。また、過渡的に管電圧が変化する状態になるため、エネルギースペクトルを特定すること自体が困難になる。また、一般的に高エネルギー放射線と低エネルギー放射線は同程度の照射線量にすることが望ましいため、照射線量を下げるために高エネルギー放射線のパルス幅は短くなりやすい。
- [0036] 類似度計算部111は、第1のタイミングでステップS201において生成された物質特性画像である動画フレーム60と、第2のタイミングでステ

ステップS201において生成された物質特性画像である動画フレーム61との物質特性画像の類似度を計算する。具体的には、例えば、差分最小二乗和（SSD）を用いて、以下の〔数4〕に示されるように類似度の指標が計算される。

〔数4〕

$$SSD = \sum_{i,j}^{w,h} (d_{c60}(i,j) - d_{c61}(i,j))^2$$

ここでw、hはそれぞれ画像の横方向の画素数、縦方向の画素数である。また、物質特性画像として、造影剤の厚さ d_c を用いてSSDを計算しているが、軟物質の厚さ d_A が用いられても良い。なお、本実施形態で造影剤の厚さが用いられるのは、造影剤の厚さが、比較的体動が生じにくく厚さが変化しない骨の厚さを含むからである。物質特性画像として骨の分離画像が得られるのであれば、〔数4〕の計算に骨の厚さが用いられてもよい。

〔0037〕 ステップS203において、エネルギー推定部112は物質特性画像間の類似度が最も高くなるように放射線エネルギーを推定する。すなわち、本実施形態では、〔数4〕の差分最小二乗和（SSD）を最小にする放射線エネルギーを探索するために、例えば以下の最適化演算が行われる。

〔0038〕 まず、高エネルギー放射線の計算上の管電圧をHから ΔH 分変化させる。 ΔH の大きさは任意であるが、本実施形態では0.5kVとした。これにより、高エネルギー放射線の減衰特性は、〔数5〕のようになる。 $n_{H+\Delta H}(E)$ は、管電圧 $=H+\Delta H$ における放射線エネルギースペクトルである。

〔数5〕

$$I_{H+\Delta H} = \frac{\int n_{H+\Delta H}(E) E e^{-\mu_A(E)\delta_A - \mu_c(E)\delta_c} dE}{\int n_{H+\Delta H}(E) E dE}$$

〔0039〕 さらに物質特性計算部110を用いて以下の〔数6〕による計算を反復して軟物質の厚さ δ_A 、造影剤の厚さ δ_c を逐次的に求めていく。

[数6]

$$\begin{pmatrix} \delta_A^{k+1} \\ \delta_C^{k+1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \delta_A^k \\ \delta_C^k \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \frac{\partial I_{H+\Delta H}^k}{\partial d_A} & \frac{\partial I_{H+\Delta H}^k}{\partial d_C} \\ \frac{\partial I_L^k}{\partial d_A} & \frac{\partial I_L^k}{\partial d_C} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I_H^k - XH_{61} \\ I_L^k - XL_{61} \end{pmatrix}$$

[0040] ここで求められた造影剤の厚さ δ_C は、動画フレーム 60 と動画フレーム 61 とで同じ被写体を撮影している場合、 d_C と近似的に近いものになるはずである。被写体が動いて心臓の拍動、呼吸、造影剤の流れが生じたとしても、図 3 の画像 3 d に示す主要な骨 301 にはフレーム間で大きな変化がないからである。よって、類似度計算部 111 によって以下の [数 7] を計算し、 SSD_M が最も小さくなるようにすれば、実効的な管電圧を推定することができる。ここで実効的な管電圧とは、図 4 の実際の波形で照射される放射線のエネルギーを提供する管電圧を意味する。

[数7]

$$SSD_M = \sum_{i,j}^{w,h} (d_{c60}(i,j) - \delta_{c61}(i,j))^2$$

[0041] 本実施形態では、エネルギー推定部 112 は、類似度計算部により計算される類似度が大きくなるように、放射線エネルギーを探索する。例えば、類似度を最大にする放射線エネルギーを、最適化手法を用いて探索する。本実施形態では、最適化手法として勾配法を用いるが、これに限られるものではなく、例えば、ニュートン法、二分法などが用いられてもよい。勾配法を用いると、推定される管電圧 H_E は以下の [数 8] で表される。ここで α は勾配法の収束を調整するための係数である。

[数8]

$$H_E = H - \alpha \frac{SSD - SSD_M}{\Delta H}$$

[0042] ステップ S204 では、画像処理部 109 が収束判定を行う。この収束判定が NO の場合、エネルギー推定部 112 は、ステップ S203 で推定され

た管電圧 H_E を新たな管電圧 H としてステップS201に戻り、ステップS201～S203の処理を繰り返す。すなわち、エネルギー推定部112は、新たな管電圧 H についてSSDを計算し(S201)、新たな管電圧 H を ΔH 変動させてSSD_Mを計算し(S202)、[数8]により(推定された)管電圧 H_E を算出する。

[0043] なお、ステップS204の収束判定に用いられる最適化手法の収束条件は、例えば、指標で表される類似度が閾値を越えたこと、類似度の変化が所定の範囲に入ったこと、あらかじめ設定されたループ回数を実行したこと、があげられる。類似度が閾値を越えたこととは、例えば、[数7]で示される最小二乗和SSD_Mが十分に小さくなったこと(SSD_Mが閾値未満になったこと)である。類似度の変化が所定の範囲に入ったこととは、例えば、 $|SSD - SSD_M|$ が十分に小さくなったこと、である。また、あらかじめ設定されたループ回数を実行したこととは、例えば、ステップS201～S203のループが所定の回数繰り返されたこと、である。これら収束条件の何れかを満足した場合に収束したと判定される。

[0044] ステップS204において収束したと判定された場合(収束判定がYESの場合)、エネルギー推定部112は、[数8]の計算により得られた管電圧 H_E を推定管電圧として処理を終了する。この推定管電圧 H_E が図4に示される実際の電圧波形に対応する実効的な管電圧であり、この推定管電圧 H_E のエネルギースペクトル n_{H_E} が図4に示される実際の電圧波形を有する放射線の実効的なエネルギースペクトルに相当する。

[0045] 図5は本実施形態による管電圧の推定の効果を示すシミュレーション結果である。本シミュレーションでは、人体を模擬した軟物質、造影剤、骨からなる数値ファントムに、高エネルギー放射線の管電圧を120kV、低エネルギー放射線の管電圧を70kVとしてX線を照射することにより高エネルギー放射線画像 X_{H_n} 、低エネルギー放射線画像 X_{L_n} を得る。物質特性計算部110は、高エネルギー放射線画像 X_{H_n} 、低エネルギー放射線画像 X_{L_n} からステップS201の計算によって軟物質の厚さ画像 d_{A_n} 、造影剤の厚さ

画像 d_{c_n} を順次生成する。本シミュレーションでは動画フレーム 61 で意図的に高エネルギー放射線の管電圧を 90 kV に変更している。このような状態において、ステップ S202 と S203 の処理を行うことで管電圧を推定している。

[0046] なお、本シミュレーションでは、収束判定 (S204) を行っておらず、S201～S203 をループさせていない。すなわち、S201～S203 の処理を 1 回行うことで得られた管電圧の推定値が示されている。図 5 に示されるように、第一実施形態による管電圧の推定値は動画フレーム 61 から徐々にシミュレーションによる設定値に漸近しはじめ、動画フレーム 80 ぐらいでほぼシミュレーションによる設定値の 90 kV に一致していることがわかる。図 2 に示したように収束判定 (S204) を行って S201～S203 の処理のループを十分に行えば、管電圧の推定値は動画フレーム 61 で 90 kV とすることができる。ただし、正確な推定値を得るためには十分なループ回数が必要であるため、求められる動画の処理速度を考慮したループ回数を設定する必要がある。

[0047] 以上、ステップ S201～S204 の処理が本実施形態による実効的な管電圧、すなわち、エネルギースペクトルの推定である。上記実施形態では、この処理は、何らかのイベントの発生をトリガとして開始されるものとしたが、X線透視撮影中に常に実行されてもよい。また、放射線エネルギーを推定する処理を開始させるイベントとしては、例えば、制御部 105 が放射線発生装置 104 から撮影条件 (例えば、管電圧 (kV)、管電流 (mA)、パルス幅 (ms)) の少なくとも 1 つ) の変更の通知を受けることがあげられる。

[0048] 或いは、放射線エネルギーを推定する処理を開始させるイベントの他の例として、物質特性計算部 110 によって生成される物質特性画像の劣化 (画質の変化) の検出があげられる。例えば、[数 4] により算出される SSD が所定の閾値を越えて変化したか否かにより物質特性画像の劣化が発生したか否かを判定することができる。また、物質特性画像の劣化の発生を検出す

るために [数4] によるSSDの算出を行う場合、直前のフレームとの比較に限られるものではなく、現在のフレームの物質特性画像と所定フレーム数前の物質特性画像との類似度が比較されてもよい。

[0049] また、放射線エネルギーを推定する処理は、第1のタイミングで得られた物質特性画像をリファレンスとして用いて、第1のタイミングよりも後の第2のタイミングで得られる物質特性画像がリファレンスに類似するように放射線エネルギーを推定する。これは、放射線エネルギーを推定する処理が透視撮影中に常に実行される場合でも、トリガに応じて実行される場合でも同じである。上記実施形態では、イベントの発生直前（上記実施形態では動画フレーム60）の物質特性画像をリファレンスとして用いているが、リファレンスとして用いる物質特性画像はこれに限られるものではない。イベントの発生前の任意のタイミングで得られた物質特性画像をリファレンスとして用いることができる。撮影中に常に放射線エネルギーの推定を実行する場合も、直前のフレームの物質特性画像をリファレンスとして用いる、撮影中の任意のタイミングで得られた、正確な放射線エネルギーで算出された物質特性画像をリファレンスとして用いることなどが考えられる。

[0050] さらに、設定された領域（ROI（関心領域））について [数7] で示される類似度の計算を行うようにしてもよい。例えば、縦隔の部分は、拍動する心臓や呼吸によって動く横隔膜などに起因して大きく動く。縦隔の部分のように、動画撮影中における動きの大きい部分を、類似度を計算するための領域（ROI）から除外することで、より精度良く管電圧を推定することができる。この処理を実現するために、例えば、エネルギー推定部112は、放射線画像（高エネルギー放射線画像でも低エネルギー放射線画像でもよい）のフレーム間の画素値の変動が所定の閾値より大きい部分を類似度を計算する領域から除外する。また、この所定の閾値を、ユーザがユーザインターフェイスを介して設定できるようにしてもよい。或いは、医師や放射線技師等の操作者が、モニタ116上で類似度を計算する領域（ROI）を指定できるようにユーザインターフェイスを設けてもよい。

- [0051] また、上記実施形態において、類似度計算部 111 は、放射線発生装置から通知された撮影条件に含まれている管電圧を初期値として用いて、類似度を最大にする管電圧を勾配法により探索した。しかしながら、これに限られるものではなく、通知された撮影条件から実効的な管電圧を推定し、これを初期値として用いるようにしてもよい。例えば、類似度計算部 111 は、撮影条件に含まれている管電圧とパルス幅から実効的な管電圧を大まかに推定し、これを初期値として勾配法により類似度を最大にする管電圧を推定するようにしてもよい。初期値をより適切に設定することによって、勾配法の収束条件を満足するまでの処理時間、および処理量を減少させることができる。例えば、物質特性計算部 110 は、管電圧とパルス幅を含む撮影条件に応じて実効的な管電圧が登録されたテーブルを有し、通知された撮影条件に基づいてこのテーブルから取得した実効的な管電圧を用いて物質特性画像を生成する。類似度計算部 111 は、テーブルから取得した実効的な管電圧を初期値として用いて、上述した方法で類似度を最大にする管電圧を推定することができるので、より迅速に放射線エネルギーの推定結果を得ることができる。
- [0052] また、ステップ S203 で管電圧を H から ΔH ずつ変更して物質特性画像を生成するので、変更された管電圧に対応した放射線エネルギースペクトルが必要となる。これに対応するために、例えば、あらかじめ ΔH 刻みで管電圧を変更して放射線エネルギーを測定し、保持しておいてもよい。或いは、例えば、エネルギー推定部 112 が、変更後の管電圧に対応する放射線スペクトルを近似式により算出して用いるようにしてもよい。
- [0053] 以上のように、第 1 実施形態によれば、物質特性画像間の類似度を利用してリアルタイムに管電圧を推定することができる。これにより、血管撮影装置においてエネルギーサブトラクション技術を利用して造影血管を抽出する際に、撮影途中の ABC（オートブライトネスコントロール）等により管電圧が変動した場合にも、安定してエネルギーサブトラクションを行うことができる。

[0054] <第2実施形態>

第1実施形態では、物質特性画像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、物質特性画像を取得する。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。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、主に第2実施形態に特有な構成部分について説明を行う。

[0055] 第2実施形態の画像処理部109における処理を、図6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。

[0056] ステップS601において、物質特性計算部110は第1実施形態の[数1]、[数2]における放射線のエネルギースペクトルを、 $n_H(E) = \delta(E_H)$ 、 $n_L(E) = \delta(E_L)$ として、単色エネルギーに近似する。なお、 δ はディラックの δ 関数である。ここで E_H 、 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[数1]、[数2]はそれぞれ以下の[数9]、[数10]になる。

[数9]

$$I_H = e^{-\mu_A(E_H)d_A - \mu_C(E_H)d_C}$$

[数10]

$$I_L = e^{-\mu_A(E_L)d_A - \mu_C(E_L)d_C}$$

[0057] さらに[数9]、[数10]に対数変換を行うことにより、[数11]、[数12]が得られる。

[数11]

$$-\ln I_H = \mu_A(E_H)d_A + \mu_C(E_H)d_C$$

[数12]

$$-\ln I_L = \mu_A(E_L)d_A + \mu_C(E_L)d_C$$

[0058] [数11]、[数12]により表される軟物質の厚さ d_A 、造影剤の厚さ d_C は、以下の [数13] により求まる。

[数13]

$$\begin{pmatrix} d_A \\ d_B \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mu_A(E_H) & \mu_C(E_H) \\ \mu_A(E_L) & \mu_C(E_L) \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} -\ln I_H \\ -\ln I_L \end{pmatrix}$$

[0059] 以上のように第2実施形態によれば、第1実施形態の [数1]、[数2] の数値積分及び [数3] 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物質特性画像を計算することができる。ステップ S602、S603、S604 の処理は、それぞれ第一実施形態 (図2) のステップ S202、S203、S204 の処理と同様である。以上の処理により物質特性画像間の類似度を利用してレファレンスを使用せずとも、リアルタイムに E_H 、 E_L を推定することができる。これにより、血管撮影装置においてエネルギーサブトラクション技術を利用する際に、例えば撮影途中の ABC (オートブライトネスコントロール) 等により管電圧が変動した場合に、安定してエネルギーサブトラクションを行うことができる。

[0060] 上記各実施形態では、理解しやすくするために高エネルギー放射線のエネルギーのみが変化した場合を説明したが、低エネルギー放射線、高エネルギー放射線と低エネルギー放射線のエネルギーが変化した場合も同様に推定を行える。高エネルギー放射線と低エネルギー放射線のエネルギーが同時に変化した場合は、高エネルギー放射線と低エネルギー放射線のそれぞれの管電圧を ΔH ずつ変化させて、最大の類似度を提供する放射線エネルギーを探索すればよい。

[0061] また、上記各実施形態では、X線透視撮影などの放射線動画撮影に本発明を適用した例を説明したが、本発明は放射線静止画撮影にも適用できる。例えば、放射線エネルギーを変更しながら複数枚の静止画を撮影する場合に、

あらかじめリファレンスとしての物質特性画像を得ておけば、各静止画撮影における放射線エネルギーを推定することができ、正確な物質特性画像が得られる。

[0062] (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。

[0063] 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。

[0064] 発明は上記実施形態に制限されるものではなく、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、発明の範囲を公にするために請求項を添付する。

[0065] 本願は、2019年8月2日提出の日本国特許出願特願2019-143310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] 複数種類の放射線エネルギーに対応する複数の放射線画像と前記複数種類の放射線エネルギーとに基づいて物質特性画像を生成する生成手段と、
- 第1のタイミングで取得された複数の放射線画像に基づいて前記生成手段が生成した物質特性画像と、前記第1のタイミングよりも後の第2のタイミングで取得された複数の放射線画像に基づいて前記生成手段が生成した物質特性画像との類似度を計算する計算手段と、
- 前記計算手段により計算された類似度に基づいて、前記第2のタイミングにおける前記複数種類の放射線エネルギーの少なくとも1つを推定する推定手段と、を備えることを特徴とする画像処理装置。
- [請求項2] 前記推定手段は、前記計算手段により計算された類似度が大きくなるように放射線エネルギーを探索することにより、前記第2のタイミングにおける前記複数種類の放射線エネルギーの少なくとも1つを推定する、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] 前記類似度は、前記第1のタイミングで生成された物質特性画像と前記第2のタイミングで生成された物質特性画像との差分二乗和、差分絶対和、または相互相関を指標とする類似度であ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] 前記生成手段は、管電圧とパルス幅を含む撮影条件に応じた実効的な管電圧を登録したテーブルから、前記第2のタイミングにおける撮影条件に基づいて取得した実効的な管電圧の放射線エネルギーを用いて物質特性画像を生成することを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の画像処理装置。
- [請求項5] 前記推定手段は、前記生成手段が取得した前記実効的な管電圧を初期値として、前記類似度を大きくするように放射線エネルギーを探索することを特徴とする請求項4に記載の画像処理装置。
- [請求項6] 前記物質特性画像は、軟物質、骨、造影剤の少なくとも何れかの厚

さの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 項に記載の画像処理装置。

[請求項7] 前記推定手段は、前記類似度を最大にする放射線エネルギーを最適化手法により探索す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] 前記最適化手法による探索の収束条件は、前記類似度が閾値を越えたこと、前記類似度の変化が所定の範囲に入ったこと、あらかじめ設定されたループ回数を実行したこと、のいずれかを満足することである、ことを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

[請求項9] 前記推定手段は、管電圧、管電流、パルス幅の少なくとも 1 つを含む撮影条件の変化に応じて前記第 2 のタイミングにおける放射線エネルギーの推定を開始し、前記第 1 のタイミングは、前記撮影条件の前記変化の発生より前のタイミングであ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] 前記推定手段が、前記生成手段により生成された物質特性画像の劣化の検出に応じて前記第 2 のタイミングにおける放射線エネルギーの推定を開始し、前記第 1 のタイミングは、前記劣化が検出されるより前のタイミングであ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11] 前記推定手段は、放射線画像のフレームごとに前記第 2 のタイミングにおける放射線エネルギーの推定を行う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12] 物質特性画像に、前記計算手段が類似度を計算するための領域を設定する設定手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

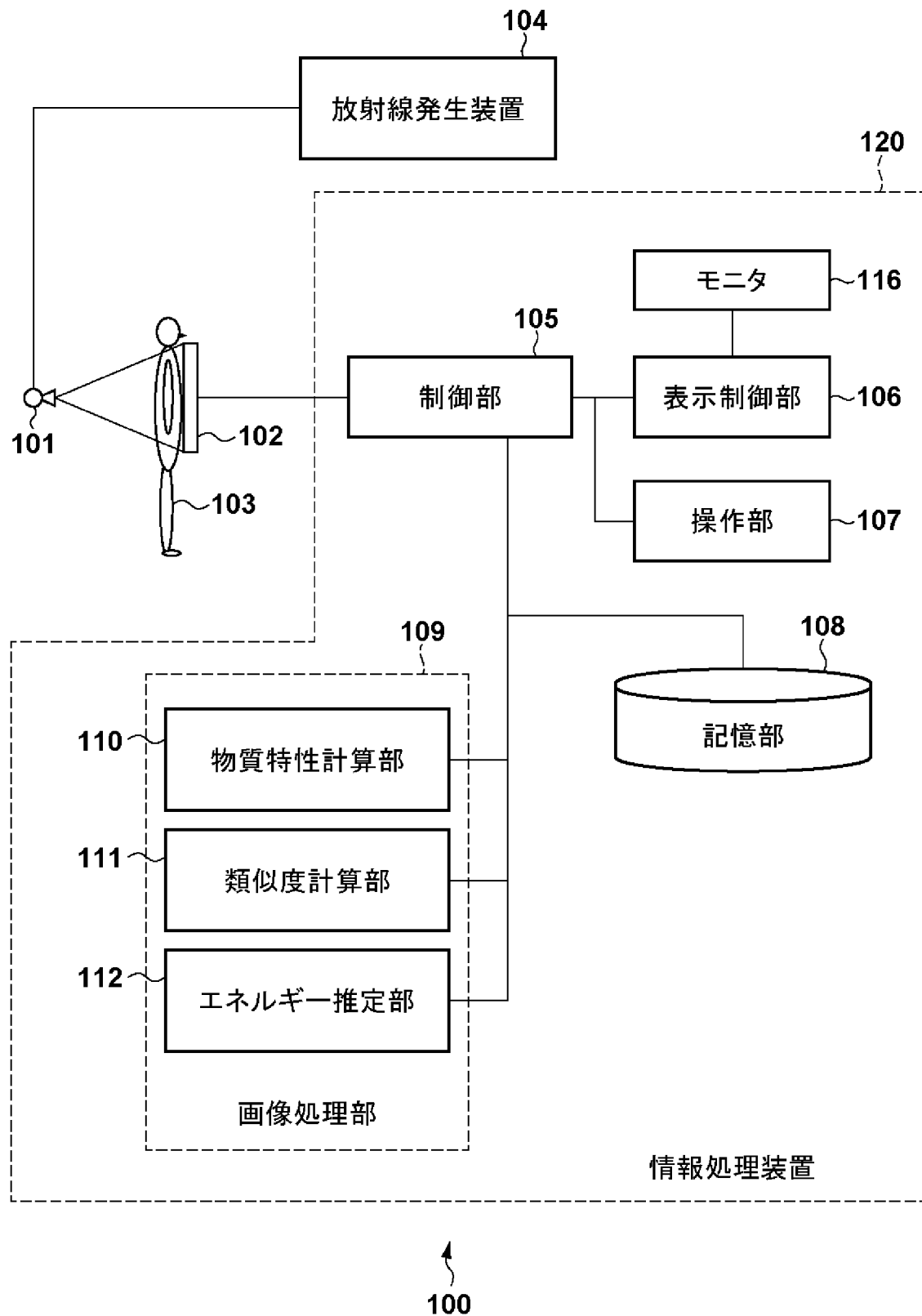
[請求項13] 前記設定手段は、放射線画像のフレーム間における画素値の変動が閾値よりも大きい画素を除外した領域を、前記類似度を計算するための領域に設定することを特徴とする請求項 1 2 に記載の画像処理装置

- 。
- [請求項14] 前記設定手段は、ユーザによる領域の指定に従って、前記類似度を計算するための領域を設定することを特徴とする請求項12に記載の画像処理装置。
- [請求項15] 前記生成手段は、少なくとも2種類の放射線エネルギーに対応する特定の物質の放射線減衰と、前記少なくとも2種類の放射線エネルギーに対応する放射線画像と、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、特定の物質の厚さを取得することを特徴とする請求項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] 前記生成手段は、前記少なくとも2種類の放射線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15に記載の画像処理装置。
- [請求項17] 複数種類の放射線エネルギーに対応する複数の放射線画像を撮影する放射線検出部と、
前記放射線検出部により撮影された複数の放射線画像と前記複数種類の放射線エネルギーとに基づいて物質特性画像を生成する生成手段と、
第1のタイミングで前記放射線検出部が取得した複数の放射線画像に基づいて前記生成手段が生成した物質特性画像と、前記第1のタイミングよりも後の第2のタイミングで前記放射線検出部が取得した複数の放射線画像に基づいて前記生成手段が生成した物質特性画像との類似度を計算する計算手段と、
前記計算手段により計算された類似度に基づいて、前記第2のタイミングにおける前記複数種類の放射線エネルギーの少なくとも1つを推定する推定手段と、を備えることを特徴とする放射線撮影装置。
- [請求項18] 複数種類の放射線エネルギーに対応する複数の放射線画像と前記複数種類の放射線エネルギーとに基づいて物質特性画像を生成する生成工程と、

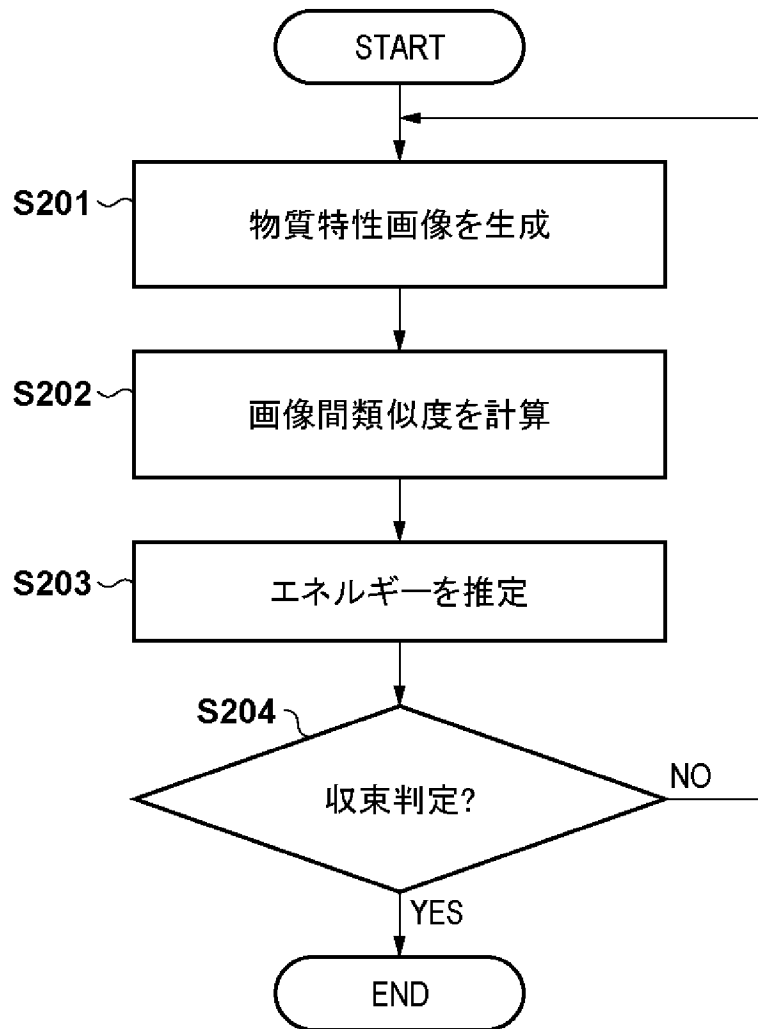
第1のタイミングで取得された複数の放射線画像に基づいて前記生成工程で生成された物質特性画像と、前記第1のタイミングよりも後の第2のタイミングで取得された複数の放射線画像に基づいて前記生成工程で生成された物質特性画像との類似度を計算する計算工程と、前記計算工程により計算された類似度に基づいて、前記第2のタイミングにおける前記複数種類の放射線エネルギーの少なくとも1つを推定する推定工程と、を備えることを特徴とする画像処理装置の制御方法。

[請求項19] 請求項18に記載された制御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。

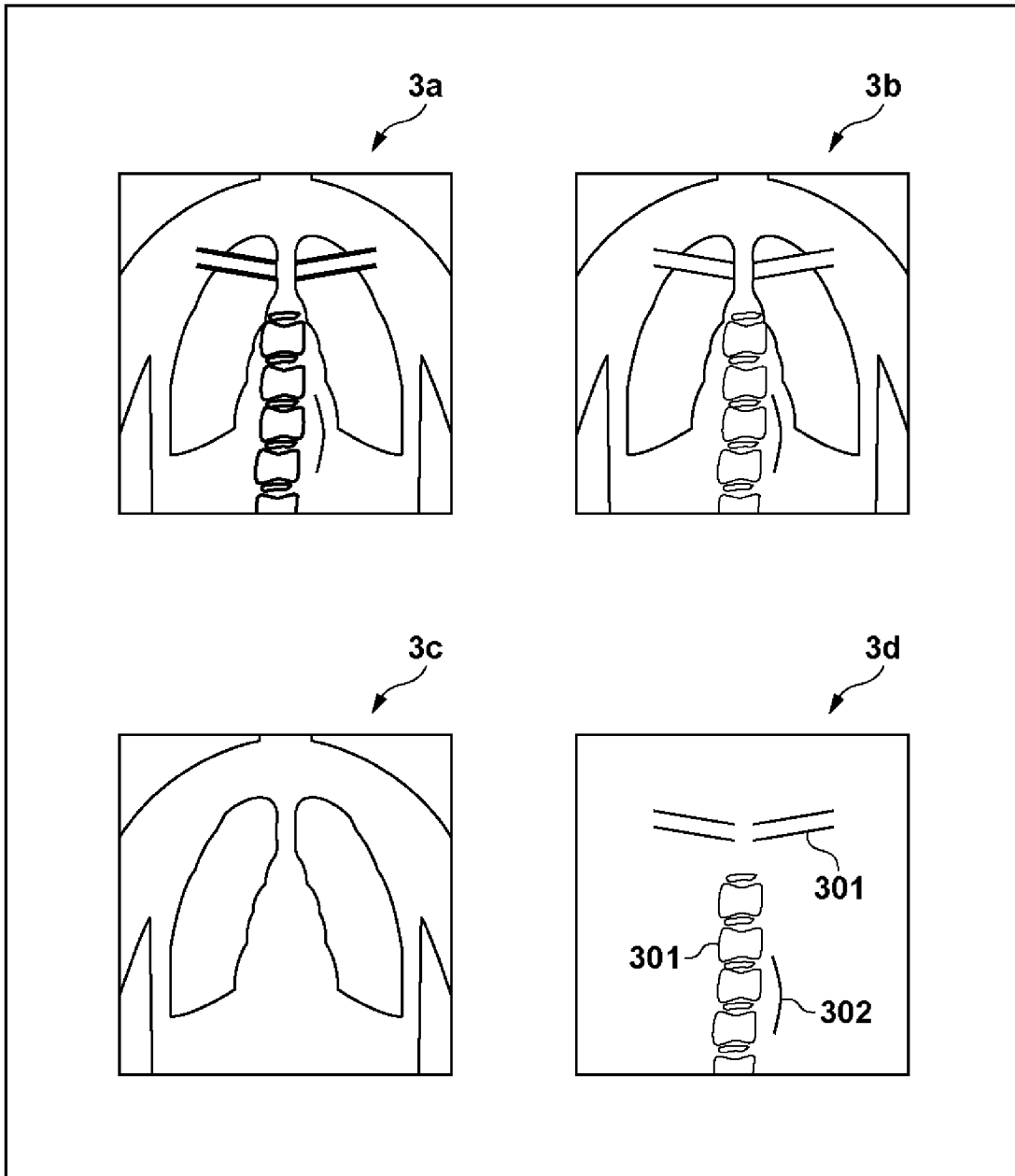
[図1]



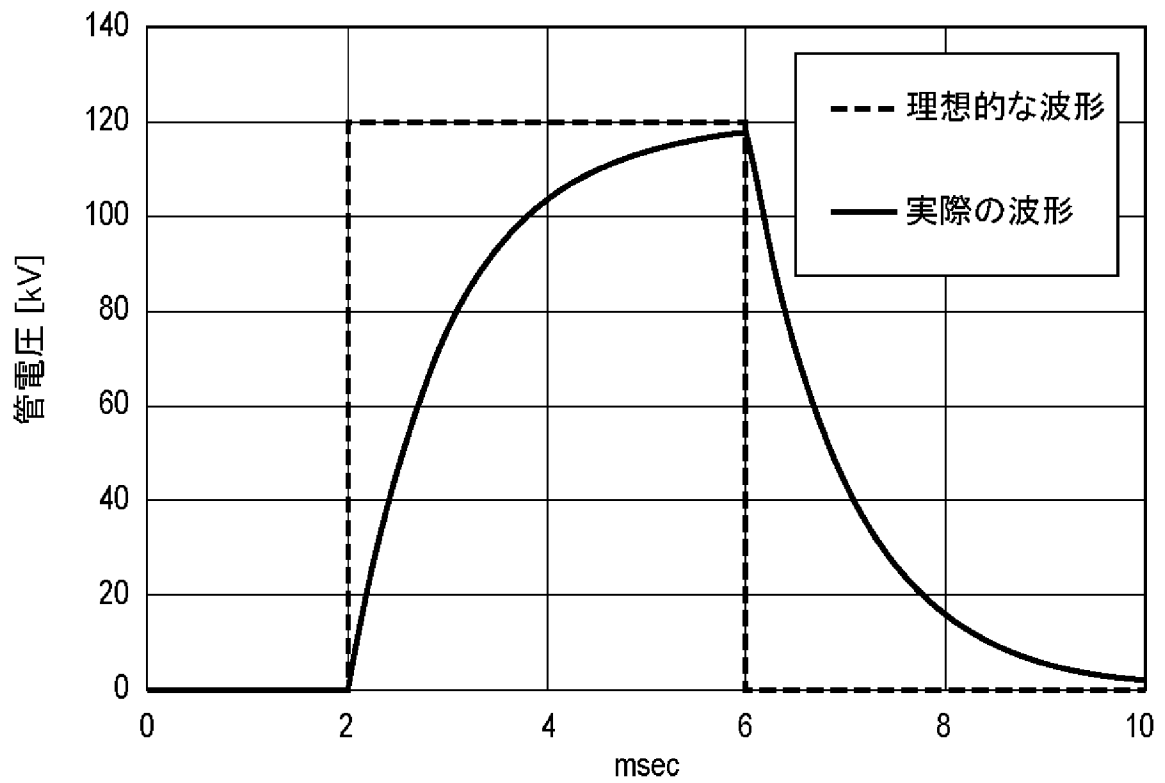
[図2]



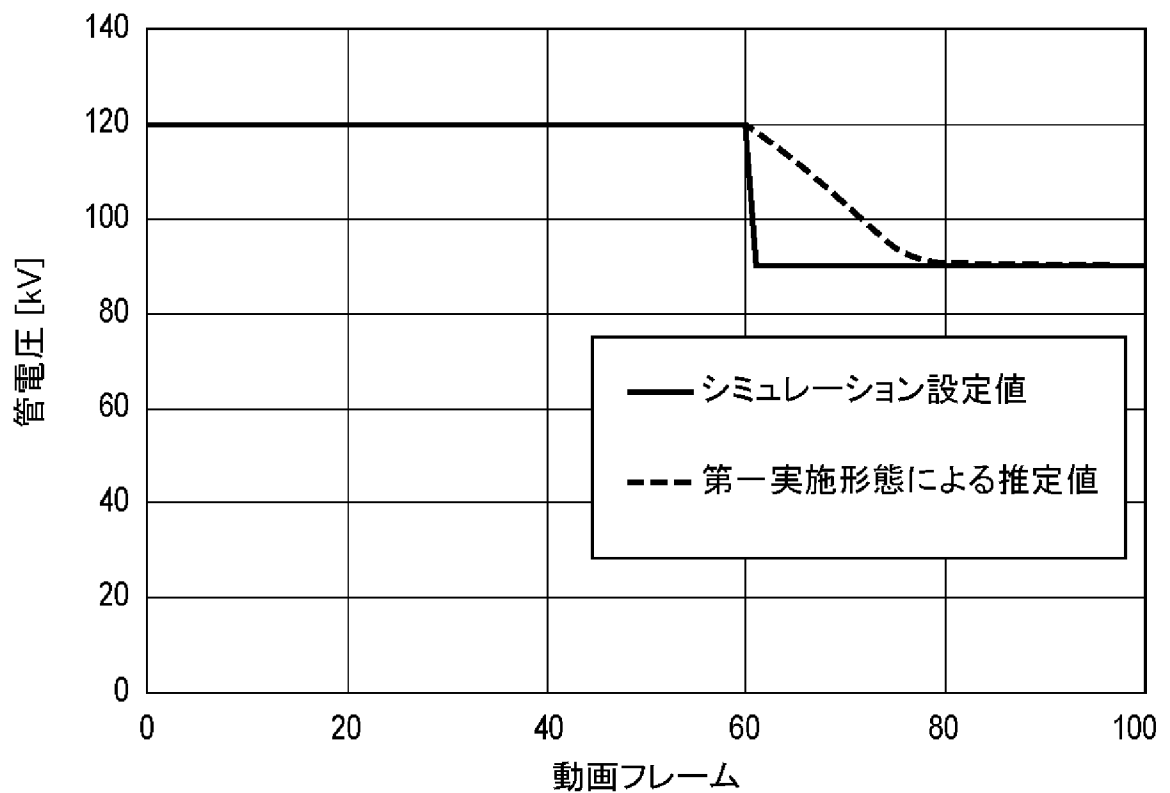
[図3]



[図4]



[図5]



[図6]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/027397

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B6/00(2006.01) i
 FI: A61B6/00333, A61B6/00350S, A61B6/00350Z

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. A61B6/00-6/14

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	1971-2020
Registered utility model specifications of Japan	1996-2020
Published registered utility model applications of Japan	1994-2020

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.
A	JP 2010-512826 A (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N. V.) 30.04.2010 (2010-04-30), entire text, all drawings	1-19
A	JP 2018-057669 A (CANON INC.) 12.04.2018 (2018-04-12), entire text, all drawings	1-19
A	JP 2017-086901 A (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORP.) 25.05.2017 (2017-05-25), entire text, all drawings	1-19

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“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
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“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
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“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
“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)	“&” document member of the same patent family
“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	

Date of the actual completion of the international search 26.08.2020	Date of mailing of the international search report 08.09.2020
---	--

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
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2020/027397

JP 2010-512826 A	30.04.2010	US 2010/0008558 A1 entire text, all drawings WO 2008/072175 A1 CN 101557762 A
JP 2018-057669 A	12.04.2018	WO 2018/066570 A1
JP 2017-086901 A	25.05.2017	US 2017/0119325 A1 entire text, all drawings

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 6/00(2006.01)i FI: A61B6/00 333; A61B6/00 350S; A61B6/00 350Z		
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）） A61B6/00-6/14 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 1971-2020年 日本国実用新案登録公報 1996-2020年 日本国登録実用新案公報 1994-2020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
A	JP 2010-512826 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ) 30.04.2010 (2010 - 04 - 30) 全文, 全図	1-19
A	JP 2018-057669 A (キヤノン株式会社) 12.04.2018 (2018 - 04 - 12) 全文, 全図	1-19
A	JP 2017-086901 A (東芝メディカルシステムズ株式会社) 25.05.2017 (2017 - 05 - 25) 全文, 全図	1-19
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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、一般的な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抵触するものではなく、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 26.08.2020	国際調査報告の発送日 08.09.2020	
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 相川 俊 2U 1130 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2020/027397

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2010-512826 A	30.04.2010	US 2010/0008558 A1 全文,全図	
		WO 2008/072175 A1	
		CN 101557762 A	
JP 2018-057669 A	12.04.2018	WO 2018/066570 A1	
JP 2017-086901 A	25.05.2017	US 2017/0119325 A1 全文,全図	