

(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1月2日(02.01.2020)



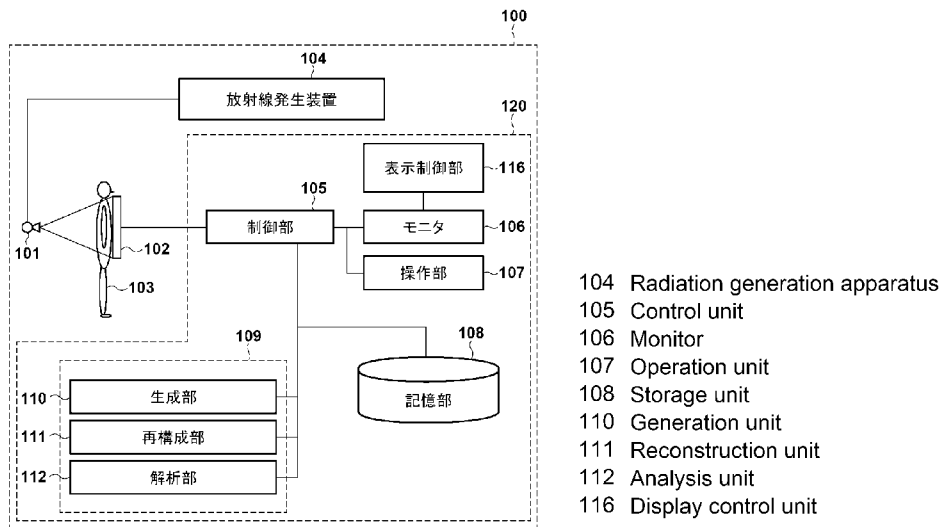
(10) 国際公開番号

WO 2020/003744 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/018337
- (22) 国際出願日: 2019年5月8日(08.05.2019)
- (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 2018-122352 2018年6月27日(27.06.2018) JP
特願 2018-122354 2018年6月27日(27.06.2018) 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: 鳥居 聡太 (TORII, Sota); 〒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). 岩下 貴司 (IWASHITA, Atsushi); 〒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). 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). 照井 晃介 (TERUI, Kosuke); 〒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). 佃 明 (TSUKUDA, Akira); 〒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).

(54) Title: RADIOGRAPHIC IMAGING APPARATUS, RADIOGRAPHIC IMAGING METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 放射線撮影装置、放射線撮影方法およびプログラム



(57) Abstract: A radiographic imaging apparatus (100) comprising: a generation unit (110) that generates substance property images for a plurality of substances included in radiographic images captured at different radiation energies; and a reconstruction unit (111) that sets different radiation energies for the respective plurality of substances and generates a reconstructed image on the basis of monochromatic radiographic images of the respective substances based on the different radiation energies.

(74) 代理人: 大塚 康徳, 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 7 F 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, 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))

(57) 要約: 放射線撮影装置(100)は、異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれる複数の物質について物質特性画像を生成する生成部(110)と、複数の物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定し、異なる放射線エネルギーに基づいた物質ごとの単色放射線画像に基づいて再構成画像を生成する再構成部(111)と、を備える。

明 細 書

発明の名称：放射線撮影装置、放射線撮影方法およびプログラム
技術分野

[0001] 本発明は、放射線撮影装置、放射線撮影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) を用いた放射線撮影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、例えば医療画像診断においては、一般撮影のような静止画撮影や、透視撮影のような動画撮影のデジタル撮影装置やCT装置として用いられている。

[0003] 特許文献1には、CT装置において、2種類の管電圧を用いて被写体を撮影するデュアルエネルギースキャンという手法を適用して物質の同定を行い、物質ごとに適切な放射線エネルギーを用いて放射線画像を生成する構成が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2014-61286号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかし、放射線エネルギーの減弱特性は物質ごとに異なるため、断層画像が得られない一般撮影や透視撮影では、放射線のビームライン上に存在している複数の物質ごとに放射線エネルギーを設定して放射線画像を再構成することが必要とされる。

[0006] 本発明は、複数の物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定して放射線画像を再構成することが可能な放射線撮影技術を提供する。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の一態様による放射線撮影装置は以下の構成を備える。すなわち、放射線撮影装置は、異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれる複数の物質について物質特性画像を生成する生成手段と、

前記複数の物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定し、前記異なる放射線エネルギーに基づいた物質ごとの単色放射線画像に基づいて再構成画像を生成する再構成手段と、

を備えることを特徴とする。

[0008] 本発明の他の態様による放射線撮影装置は以下の構成を備える。すなわち、放射線撮影装置は、放射線発生手段からの単一の放射線照射によって得られた複数の放射線画像から低エネルギーの放射線分布情報と、エネルギーレベルの高い高エネルギーの放射線分布情報とを取得する取得手段と、

前記低エネルギーの放射線分布情報および前記高エネルギーの放射線分布情報から第一の物質と第二の物質とに分離した物質特性画像を生成する生成手段と、

前記第一の物質に対応する第一の放射線エネルギーに基づく単色放射線画像と、前記第二の物質に対応する第二の放射線エネルギーに基づく単色放射線画像と、に基づいて再構成画像を生成する再構成手段と、を備えることを特徴とする。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、複数の物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定して放射線画像を再構成することが可能になる。

[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] 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]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]第1実施形態の画像処理部における処理の流れを説明する図。

[図3]3 aは高エネルギー放射線画像を例示する図、3 bは低エネルギー放射線画像を例示する図、3 cは脂肪の物質分離画像を例示する図、3 dは骨の物質分離画像を例示する図。

[図4]第1実施形態の効果を説明する図。

[図5]第1実施形態の解析値を求める関心領域を例示する図。

[図6]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7]第2実施形態の放射線エネルギーを決定するテーブルを例示する図。

[図8]第3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9]低エネルギー及び高エネルギーの放射線分布情報の対数比と、実効原子番号Zの関係を示す図。

[図10]物質の実効原子番号を例示する図。

[図11]実効原子番号と単一の放射線エネルギーとを対応付けるエネルギーテーブルを例示する図。

[図12]放射線画像における関心領域を例示する図。

[図13A]放射線エネルギーとノイズの関係を模式的に示す図。

[図13B]第3実施形態の効果を説明する図である。

発明を実施するための形態

[0012] 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。

[0013] (第1実施形態)

図1は、本発明の第1実施形態に係る放射線撮影システム100の構成例を示す図である。放射線撮影システム100は、放射線発生装置104、放射線源101、FPD102(放射線検出装置)、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。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。

[0014] 放射線発生装置 104 は照射スイッチの押下により放射線源 101 に高電圧パルスを与え放射線が発生させ、放射線源 101 は被写体 103 に放射線を照射する。放射線の種類は特に限定はしないが、一般的には X 線を用いることが可能である。

[0015] 放射線源 101 から放射線が被写体 103 に照射されると、FPD 102 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。FPD 102 は、放射線画像を情報処理装置 120 に転送する。尚、FPD 102 は、撮影毎に放射線画像を情報処理装置 120 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、FPD 102 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 FPD 102 から情報処理装置 120 に画像を、まとめて転送することが可能である。FPD 102 と情報処理装置 120 との間の通信は、有線通信でもよいし、無線通信でもよい。

[0016] FPD 102 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。FPD 102 の駆動部は、制御部 105 からの指示に従って読み出した画像信号（放射線画像）を制御部 105 に出力する。

[0017] 制御部 105 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 と、画像処理の結果や各種プログラムを記憶する記憶部 108 とを有する。記憶部 108 は、例えば、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) 等により構成される。記憶部 108 は制御部 105 から出力された画像や画像処理部 109 で画像処理された画像、画像処理部 109 における計算結果を記憶することが可能である。

- [0018] 画像処理部109は、機能構成として、生成部110、再構成部111、解析部112を有している。これらの機能構成は、例えば、一つ又は複数のCPU (central processing unit)、記憶部108から読み込んだプログラムを用いて、各部の機能が構成される。画像処理部109の各部の構成は、同様の機能を果たすのであれば、それらは集積回路などで構成してもよい。また、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ように構成することが可能である。
- [0019] モニタ106 (表示部) は、制御部105がFPD102から受信した放射線画像 (デジタル画像) や画像処理部109で画像処理された画像を表示する。表示制御部116は、モニタ106 (表示部) の表示を制御することが可能である。操作部107は、画像処理部109やFPD102に対する指示を入力することができ、ユーザーインターフェイスを介してFPD102に対する指示の入力を受け付ける。
- [0020] 制御部105は、被写体に照射する放射線のエネルギーが異なる複数の放射線画像を処理することによって新たな画像 (例えば、骨画像および脂肪画像) を得るエネルギーサブトラクション法を用いた撮影制御を行うことが可能である。エネルギーサブトラクション法による撮影を実施する場合、1枚のサブトラクション画像を生成するために異なる放射線エネルギーで撮影された少なくとも2枚の放射線画像が必要となる。FPD102は、1回の放射線照射に対して複数回のサンプリングを行う。これにより、FPD102は、低エネルギーの放射線による画像 (低エネルギー放射線画像) と高エネルギーの放射線による画像 (高エネルギー放射線画像) を1回の放射線照射で取得できる。FPD102による撮影は静止画撮影または動画撮影であってもよい。
- [0021] FPD102内に一時保存された放射線分布情報は、サンプリングホールド実施後、読み出し可能となり、制御部105は、FPD102から異なる

タイミングで、放射線分布情報 (X_L) と放射線分布情報 ($X_L + X_H$) の読み出しを実施する。制御部 105 は、放射線分布情報 ($X_L + X_H$) から放射線分布情報 (X_L) を差し引くことで、放射線分布情報 (X_H) を得ることができる。ここで、低エネルギーの放射線分布情報 (X_L) が低エネルギー放射線画像の基の画像になり、高エネルギーの放射線分布情報 (X_H) が高エネルギー放射線画像の基の画像になる。図 3 の 3 a は高エネルギー放射線画像を例示する図であり、図 3 の 3 b は低エネルギー放射線画像を例示する図である。図 3 の 3 b の低エネルギー放射線画像の骨部 302 は、図 3 の 3 a の高エネルギー放射線画像の骨部 301 に比べて、コントラストが明確に表示されている。

[0022] 画像処理部 109 は、機能構成として、生成部 110、再構成部 111、解析部 112 を有している。生成部 110 は、異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれる複数の物質を抽出することが可能である。また、生成部 110 は、異なる放射線エネルギーによる複数の放射線画像を用いて複数の物質特性画像を生成することが可能である。

[0023] 生成部 110 は、異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれる複数の物質について物質特性画像を生成する。すなわち、FPD 102 で撮影された放射線画像から、物質識別画像や物質分離画像などの物質特性画像を生成する。物質識別画像には、被写体に含まれる複数の物質について、実効原子番号の分布を示す実効原子番号画像と、面密度の分布を示す面密度画像とが含まれる。また、物質分離画像には、被写体を特定の 2 以上の物質で表した場合に、各物質の厚さ又は密度の分布を示す画像が含まれる。

[0024] 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、その構成物質と同じ割合で光子の減弱をする仮想の元素の原子番号を示す定量指標である。実効原子番号画像とは画素を単位として、被写体を単一の構成物質で表した場合に相当する原子番号で構成された画像をいう。生成部 110 は、FPD 102 で撮影された放射線画像から、実効原子番号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。

- [0025] エネルギーサブトラクション法により、制御部105が、放射線発生装置104からの単一の放射線照射によって得られた複数の放射線画像から低エネルギーの放射線分布情報と、エネルギーレベルの高い高エネルギーの放射線分布情報とを取得すると、この取得結果に基づいて、生成部110は、低エネルギーの放射線分布情報および高エネルギーの放射線分布情報から第一の物質と第二の物質とに分離した物質特性画像を生成する。
- [0026] 生成部110は、物質特性画像として複数の物質の厚さ、または面密度の分布を示す画像を生成することが可能である。
- [0027] また、再構成部111は、複数の物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定し、異なる放射線エネルギーに基づいた物質ごとの単色放射線画像に基づいて再構成画像を生成する。
- [0028] 例えば、複数の物質として、第一の物質と第二の物質に分離された場合、再構成部111は、第一の物質に対応する第一の放射線エネルギーに基づく単色放射線画像と、第二の物質に対応する第二の放射線エネルギーに基づく単色放射線画像と、に基づいて再構成画像を生成する。
- [0029] 再構成部111は、物質の厚さ又は面密度に、異なる放射線エネルギーにおける減弱係数（線減弱係数又は質量減弱係数）を乗じた単色放射線画像を取得し、物質ごとの乗算結果を足し合わせることで再構成画像を生成する。
- [0030] 解析部112は、再構成部111の処理により生成された再構成画像を解析し、複数の物質のコントラストに関する評価情報を取得する。
- [0031] 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。
- [0032] （S201：物質特性画像の生成）
- ステップS201において、生成部110は、物質特性画像として物質分

離画像を生成する。具体的には、生成部110は、FPD102で撮影された図3の3aに示すような高エネルギー放射線画像と図3の3bに示すような低エネルギー放射線画像から以下の[数1]式、[数2]式に基づいて物質分離画像を生成する。

[0033] [数1]

$$-\ln X_L = \mu_{LA}d_A + \mu_{LB}d_B$$

[0034] [数2]

$$-\ln X_H = \mu_{HA}d_A + \mu_{HB}d_B$$

[0035] ここで、 X_L は低エネルギーの放射線分布情報であり、低エネルギーの放射線分布情報（ X_L ）が低エネルギー放射線画像の基の画像になる。また、 X_H は高エネルギーの放射線分布情報であり、高エネルギーの放射線分布情報（ X_H ）が高エネルギー放射線画像の基の画像になる。以下、低エネルギー放射線画像を低エネルギー放射線画像 X_L として表記し、高エネルギー放射線画像を高エネルギー放射線画像 X_H として表記する。

[0036] μ は線減弱係数、 d は物質の厚さであり、添え字のHとLはそれぞれ高エネルギーと低エネルギーを示し、添え字のAとBはそれぞれ分離する物質（例えば、脂肪と骨）を意味する。なお、ここでは、分離する物質の例として、脂肪と骨を物質例として用いるが、特に限定するものでなく任意の物質を用いることができる。

[0037] 本実施形態において、制御部105は、放射線源101からの単一の放射線照射によってFPD102（放射線検出装置）が撮影した複数の放射線画像（ X_L 、 X_H ）を取得する取得部として機能する。制御部105（取得部）は、FPD102（放射線検出装置）が撮影した複数の放射線画像を、異なる放射線エネルギーによる複数の放射線画像として取得する。生成部110は、制御部105（取得部）が取得した複数の放射線画像（ X_L 、 X_H ）に基づいて、複数の物質特性画像を生成する。

[0038] 生成部110は、[数1]式と[数2]式の連立方程式を解く演算処理を行うことにより、各物質に分離した物質分離画像を得ることができる。図3の3

cは脂肪の厚さ d_A に基づいて取得した物質分離画像を例示する図であり、図3の3dは骨の厚さ d_B に基づいて取得した物質分離画像を例示する図である。

[0039] (S202:再構成画像の生成)

ステップS202において、再構成部111は、ステップS201で生成した物質特性画像である物質分離画像から以下の[数3]式に基づいて、再構成した放射線画像(X_{proc})を生成する。例えば、分離した物質が、脂肪及び骨である場合、再構成部111は、脂肪の厚さ d_A に基づいて取得した物質分離画像、及び骨の厚さ d_B に基づいて取得した物質分離画像から以下の[数3]式に基づいて、再構成した放射線画像(X_{proc})を生成する。以下、再構成した放射線画像(X_{proc})を再構成画像、または再構成放射線画像ともいう。

[0040] [数3]

$$-\ln X_{proc} = \mu_{E_1A} d_A + \mu_{E_2B} d_B$$

[0041] ここで、Eは再構成画像(X_{proc})の生成に用いる単一の放射線エネルギーあり、 E_1 と E_2 は異なる放射線エネルギーであることを示す。dは物質の厚さであり、添え字のAとBはそれぞれ分離した物質(脂肪と骨)を示す。

μ は線減弱係数であり、 μ_{E_1A} は放射線エネルギー E_{1A} に対応した線減弱係数であり、 μ_{E_2B} は放射線エネルギー E_{2B} に対応した線減弱係数である。再構成部111は、物質の厚さに、異なる放射線エネルギーにおける減弱係数(線減弱係数)を乗じた単色放射線画像($\mu_{E_1A} d_A$ 、 $\mu_{E_2B} d_B$)を取得し、物質ごとの乗算結果を足し合わせるにより再構成画像(X_{proc})を生成する。

[0042] 図4は、第1実施形態の効果を説明する図である。図4には、放射線エネルギーと線減弱係数との対応関係(減弱特性情報)が示されており、波形401は骨の減弱特性を示す波形であり、波形402は脂肪の減弱特性を示す波形である。記憶部108は、放射線エネルギーと減弱係数(線減弱係数、質量減弱係数)との対応関係を示す減弱特性情報を記憶する。複数の物質ごとに減弱特性情報は異なる。例えば、図4の波形401、402に示すように、複数の物質ごとに減弱特性情報は異なるものとなる。

- [0043] 一般的に、低い放射線エネルギーで物質を透過させると、画像のコントラストは上がるが、ノイズも大きくなる。一方、より高い放射線エネルギーで物質を透過させると、画像のコントラストは下がり、ノイズも小さくなる。図4に示すように、よく見たい物質（例えば、骨）については、より放射線を吸収してコントラストを上げるように低い放射線エネルギーで物質を透過させ、骨の周りの脂肪部分のノイズの影響を低減するように、より高い放射線エネルギーで物質を透過させることで、分離した画像間における相対的なコントラストを向上させることができる。
- [0044] 例えば、脂肪と骨を100keVの単色放射線で画像化（再構成）した場合、骨と脂肪との間の相対的なコントラストはコントラスト1で示される。一方、本実施形態の処理により、物質ごとに放射線エネルギーを設定して放射線画像を再構成する場合、例えば、脂肪に対する放射線エネルギーを $E_1 = 100\text{keV}$ とし、骨に対する放射線エネルギーを $E_2 = 30\text{keV}$ とした単色放射線で画像化（再構成）する場合、骨と脂肪との間の相対的なコントラストはコントラスト2で示され、分離した脂肪と骨のコントラストがつきやすくなる。
- [0045] 人体の大部分は脂肪で構成されているため、軟物質である脂肪の厚さが厚く、放射線吸収が強すぎると、再構成した放射線画像の黒潰れや白潰れを生じさせてしまう。そこで、物質ごとに放射線エネルギーを設定して放射線画像を再構成する。すなわち、脂肪に対しては高エネルギーを設定し、骨に対しては低エネルギーを設定して再構成画像（Xproc）を生成することで、脂肪の厚さの影響を低減した再構成放射線画を取得することが可能になる。
- [0046] 例えば、コントラストの下限となる値（基準値）を設定した場合、再構成部111は、図4に示すような減弱特性情報に基づいて、複数の物質のコントラストが予め設定された基準値より大きくなるように、物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定することが可能である。また、コントラストの上限となる値は、以下に説明する再構成放射線画像の解析に基づいた繰り返し計算によるシミュレーションにより、解析結果が収束したときの値となる。

[0047] 尚、本実施形態では、再構成部111は、ステップS201で生成した物質特性画像である物質分離画像から[数3]式に基づいて、再構成した放射線画像(X_{proc})を生成しているが、この例に限定されない。例えば、生成部110が異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれる複数の物質を抽出し、抽出した物質の情報を[数3]式に適用した結果に基づいて、再構成部111は再構成した放射線画像(X_{proc})を生成することも可能である。

[0048] (S203:再構成放射線画像の解析)

ステップS203において、解析部112は、再構成した放射線画像を解析し評価情報を取得する。解析部112は、ステップS202で生成した再構成画像(X_{proc})を解析する。ここで、再構成画像(X_{proc})の解析のための評価情報として、以下の[数4]式に示す情報を用いることができる。評価情報として以下の[数4]式では、複数の物質の関心領域間のコントラストと、複数の物質のうちいずれか一方の物質の関心領域における画素値の標準偏差と、の比(コントラスト雑音比)として取得されるCNR(Contrast to Noise Ratio)を用いるが、この他に標準偏差SD(Standard Deviation)や、分離した物質について、複数の物質の関心領域における画素値の平均値を差分することにより取得されるコントラスト($M_A - M_B$)、SN比(SNR: signal-to-noise ratio)等を評価情報として用いることも可能である。

[0049] [数4]

$$CNR = (M_A - M_B) / SD_A$$

[0050] CNRは、複数の物質の関心領域における画素値の平均値を差分することにより取得されるコントラスト($M_A - M_B$)と、複数の物質のうちいずれか一方の物質の関心領域における画素値の標準偏差(SD値)と、の比として取得される。

[0051] ここで、Mは図5に示す関心領域における画素値の平均値であり、SDは関心領域における画素値の標準偏差(SD値)である。添え字Aは脂肪の関心領域501の値を示し、 M_A は脂肪の関心領域における画素値の平均値を示

す。SD_Aは脂肪の関心領域における画素値の標準偏差を示す。また、添え字Bは骨の関心領域502の値を示し、M_Bは骨の関心領域における画素値の平均値を示す。関心領域の設定方法は事前に指定しても良いし、解析処理の実行開始の際に技師が操作部107の操作により関心領域を設定することも可能である。

[0052] (S204：解析値の収束判定)

ステップS204において、解析部112は、CNRが収束した解析値（最適値）になっているかどうか判定する。再構成放射線画像を生成する[数3]式において、放射線エネルギーを示すE₁、E₂は未知の量であるため、初期値を定め微小変化させながら、分離した物質毎に任意の単一放射線エネルギーに基づいた再構成画像(X_{proc})を[数3]式により生成し、[数4]式の評価関数に基づいて、CNRの最適値を求めることになる。

[0053] 解析値の収束判定処理として、解析部112は、最初の計算で取得した評価情報（CNRの値）を記憶部108に記憶する。そして、解析部112は、2回目以降の繰り返し計算で取得した評価情報（CNRの値）について収束判定を行う。解析部112は、例えば、n+1回目（n≧1の整数）の繰り返し計算で取得した評価情報と、記憶部108に記憶しているn回目の計算に基づく評価情報とを比較する。具体的には、2回目の繰り返し計算で取得した評価情報と、記憶部108に記憶している1回目の計算に基づく評価情報とを比較する。あるいは、3回目の繰り返し計算で取得した評価情報と、記憶部108に記憶している2回目の計算に基づく評価情報とを比較する。

[0054] 最適化方法には、例えば、二分法、勾配法、ニュートン法等種々の非線形最適化手法を用いることができる。収束判定は所定の回数を設定してもよいし、放射線エネルギーの微小変化量ΔE刻みで、放射線エネルギーE₁、E₂を変化させながら、放射線エネルギーE₁、E₂の組み合わせの総当たりで評価情報を算出し、放射線エネルギーE₁及び放射線エネルギーE₂が収束する解析値（最適値）を取得しても良い。例えば、一般の放射線機器の場合、放射

線エネルギー E_1 、 E_2 の取りうる範囲は 20keV~200keV 程度となるため、プリセット範囲としてこの範囲で放射線エネルギー E_1 、 E_2 を変化させることが可能である。また、それ以外の範囲で再構成画像 (X_{proc}) を生成することも可能であるため、プリセット範囲を変更し、変更後の範囲で放射線エネルギー E_1 、 E_2 を変化させ変化させながら、放射線エネルギー E_1 及び放射線エネルギー E_2 が収束する解析値 (最適値) を取得しても良い。

[0055] あるいは、[数4]式の評価情報 (CNRの値) が繰り返し計算により変動しなくなった時点を設定してもよい。例えば、比較結果により得られる評価情報の差分または評価情報の変化率が収束判定の基準値以下となる場合、解析部 112 は、評価情報が収束したと判定することが可能である。

[0056] ステップ S204 の収束判定で、評価情報 (CNRの値) が収束した場合 (S204-Yes)、処理を終了する。一方、ステップ S204 の収束判定で、評価情報が収束していない場合 (S204-No)、解析部 112 は、処理をステップ S205 に進める。

[0057] (S205:放射線エネルギー E_1 、 E_2 の変更)

ステップ S204 で解析値の収束が十分でないと判定された場合、ステップ S205 において、解析部 112 は放射線エネルギー E_1 、 E_2 を変更する。解析部 112 は、評価情報が最大値となるように、物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定する。例えば、両方の放射線エネルギー (E_1 、 E_2) の差分が大きくなるように、一方の放射線エネルギー (例えば、 E_1) を固定し、他方の放射線エネルギー (例えば、 E_2) を、より大きな単色放射線エネルギーに変更してもよい。解析部 112 は放射線エネルギーを変更した後、処理をステップ S202 に戻す。

[0058] ステップ S202 において、再構成部 111 は、設定を変更した異なる放射線エネルギーに基づいて再構成画像 (X_{proc}) を生成する。すなわち、再構成部 111 は、変更された放射線エネルギー E_1 、 E_2 に対応する線減弱係数 μ を取得し、[数3]式に基づいて、再構成画像 (X_{proc}) を生成する。そして、ステップ S203 で、解析部 112 は、生成された再構成画像 (X_{proc}

)に基づいて評価情報を解析し、ステップS204で収束が十分と判定されるまでステップ202～ステップ205の処理が繰り返される。

[0059] 解析部112は、繰り返し計算により取得した評価情報が収束したか判定し、評価情報が収束した場合、再構成部111は、収束した評価情報の計算の際に用いた放射線エネルギーを、物質ごとに異なる放射線エネルギーとして設定する。評価情報の解析結果が収束し、分離した物質ごとに異なる放射線エネルギー E_1 、 E_2 が最終的に設定されると、再構成部111は、設定した放射線エネルギー E_1 、 E_2 に対応する線減弱係数 μ を、記憶部108に記憶されている減弱特性情報に基づいて取得し、[数3]式を用いて、再構成画像(Xproc)を生成し、モニタ106(表示部)に出力する。

[0060] 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ことが可能である。表示制御部116は、再構成部111により生成された再構成画像(Xproc)をモニタ106(表示部)に表示させる。また、表示制御部116は、再構成画像(Xproc)と、物質特性画像である物質分離画像とを並べてモニタ106(表示部)に表示させるよう表示制御を行うことも可能である。また、表示制御部116は、モニタ106(表示部)に表示されている画像から技師により選択された少なくとも一つの画像を表示部に表示させるよう表示制御を行うことも可能である。

[0061] 本実施形態によれば、一般撮影や透視撮影であっても、断層画像を用いることなく、複数の物質ごとに放射線エネルギーを設定して放射線画像を再構成することができ、特定物質の強調画像を簡便に取得するが可能となる。

[0062] (第2実施形態)

第1実施形態では解析により放射線エネルギーを求める構成を説明したが、本実施形態では、放射線エネルギー E_1 、 E_2 の値をテーブルなどで事前に保持しておくことで、分離した物質に対応する放射線エネルギー E_1 、 E_2 を決定する解析時間を短縮する構成について説明する。

[0063] 以下の説明では、第1実施形態と同様の部分は重複を避けるために説明を

省略し、第2実施形態に特有な構成部分についてのみ説明を行う。本実施形態の構成は、透視撮影時などのリアルタイム性が要求される場合に有利な効果がある。

- [0064] 図7は放射線エネルギー E_1 、 E_2 の値を保持するテーブルの構成を例示する図であり、記憶部108は、被写体の情報と、物質ごとに異なる放射線エネルギーとを対応づけたテーブルを保持している。被写体の情報には、被写体の体厚の情報または物質の厚さの情報が含まれる。図7に示すテーブルには、被写体の情報として、被写体の体厚に応じて放射線エネルギーの値が保持されている。被写体の体厚を求めることができれば、被写体の体厚に対応した、異なる放射線エネルギー E_1 、 E_2 を取得することができる。
- [0065] 第2実施形態の画像処理部109における処理を、図6に示すフローチャートを用いて詳細に説明する。まず、ステップS601において、生成部110は、物質特性画像である物質分離画像を生成する。この処理は図2のステップS2で説明したフローチャートのステップS201の処理と同様の処理となる。
- [0066] ステップS602において、再構成部111は、記憶部108に記憶されているテーブルの参照により、撮影対象の被写体の情報に対応する、物質ごとに異なる放射線エネルギー E_1 、 E_2 を設定する。被写体の体厚は、撮影情報に基づいて被写体の体厚を取得してもよいし、技師が操作部107から選択してもよいし、物質分離画像における各物質の厚さ（例えば、脂肪の厚さ）から被写体の体厚を推定してもよい。
- [0067] ステップS603において、再構成部111は、ステップS601で生成した物質特性画像である物質分離画像（脂肪と骨の厚み画像）から[数3]式に基づいて、再構成画像（ X_{proc} ）を生成する。ここで、再構成画像（ X_{proc} ）の生成に用いる単一の放射線エネルギー E_1 、 E_2 はステップS602においてテーブルの参照により設定した値である。
- [0068] 表示制御部116は、再構成部111により生成された再構成画像（ X_{proc} ）をモニタ106（表示部）に表示させる。表示制御部116は、再構成画

像 (Xproc) の表示とともに、異なる放射線エネルギー E_1 、 E_2 の設定を連続的に変更するユーザインタフェース (UI) としてスクロールバーをモニター 106 (表示部) に表示させる。スクロールバーを技師が操作することにより、放射線エネルギー E_1 、 E_2 を連続的に変更することができる。再構成部 111 は、ユーザインタフェース (スクロールバー) の操作により変更された放射線エネルギー E_1 、 E_2 に対応する減弱特性情報を図 4 の参照により取得して再構成画像 (Xproc) を生成することができる。表示制御部 116 は、変更された放射線エネルギーに基づいて生成された再構成画像 (Xproc) をモニター 106 (表示部) に表示させる。

[0069] 技師は、放射線エネルギー E_1 、 E_2 の値を連続的に変化させながら、変化に対応して生成される再構成画像 (Xproc) の変化を観察することができる。例えば、骨成分の減弱を強めていく場合 (放射線エネルギーを低く設定する場合) に、強調される病変であれば、骨に関わる病変であることがわかる。これにより病変が脂肪成分に依存した病変であるのか骨成分に依存した病変であるのかを見分けることが可能になる。

[0070] また、ステップ S602 において、表示制御部 116 は、テーブルに保持されている値を推奨値としてモニター 106 (表示部) に表示させることも可能である。技師はモニター 106 (表示部) に表示された値を参照して、見たい物質を強調するように、放射線エネルギーの値を操作部 107 から変更することが可能である。再構成部 111 は、操作部 107 からの入力により変更された放射線エネルギー E_1 、 E_2 に対応する線減弱係数を図 4 から取得して再構成画像 (Xproc) を生成し、表示制御部 116 は、変更された放射線エネルギーに基づいて生成された再構成画像 (Xproc) をモニター 106 (表示部) に表示させる。

[0071] 本実施形態によれば、事前に放射線エネルギー E_1 、 E_2 の値をテーブルに保持しておくことで、最適化手法の処理を実行することなく良好な再構成放射線画像を生成することが可能となる。透視撮影では、例えば、15FPS 程度の描画速度が求められるため、本実施形態の処理は透視撮影時などのリア

ルタイム性が要求される処理においても本実施形態の処理を適用することが可能である。

[0072] 本実施形態によれば、一般撮影や透視撮影であっても、断層画像を用いることなく、複数の物質ごとに放射線エネルギーを設定して放射線画像を再構成することができ、特定物質の強調画像を簡便に取得するが可能となる。

[0073] (第3実施形態)

第3実施形態では解析により、実効原子番号 Z_1 、 Z_2 に対応する放射線エネルギー E_1 、 E_2 の値を求める構成を説明する。本発明の第3実施形態に係る放射線撮影システム100の構成例は、第1実施形態で説明した図1の放射線撮影システム100と同様であり、放射線撮影システム100は、放射線発生装置104、放射線源101、FPD102（放射線検出装置）、情報処理装置120を有する。第1実施形態の構成と重複する部分については説明を省略し、相違する部分について説明する。

[0074] エネルギーサブトラクション法により、制御部105が、放射線発生装置104からの単一の放射線照射によって得られた複数の放射線画像から低エネルギーの放射線分布情報と、エネルギーレベルの高い高エネルギーの放射線分布情報とを取得すると、この取得結果に基づいて、生成部110は、放射線画像に含まれる複数の物質について物質特性画像を生成する。生成部110は、低エネルギーの放射線分布情報および高エネルギーの放射線分布情報から複数の物質に分離した画像（物質分離画像）を物質特性画像として生成する。生成部110は、分離した画像（物質分離画像）として複数の物質の厚さ、または密度の分布を示す画像を生成することが可能である。

[0075] また、生成部110は、低エネルギーの放射線分布情報および前記高エネルギーの放射線分布情報から複数の物質の分布を示す画像（物質識別画像）を物質特性画像として生成する。生成部110は、複数の物質の分布を示す画像（物質識別画像）として複数の物質の実効原子番号の分布を示す画像、または物質の面密度の分布を示す面密度画像を生成することが可能である。

[0076] また、再構成部111は、複数の物質の位置ごとに異なる放射線エネルギー

—（単色の放射線エネルギー）を設定し、異なる放射線エネルギーに基づいて再構成画像を生成する。ここで、物質の位置としては、放射線画像における画素または複数の画素により構成される領域が含まれる。すなわち、再構成部 1 1 1 は、物質の位置として画素ごとに、異なる放射線エネルギーを設定することが可能である。あるいは、再構成部 1 1 1 は、物質の位置として複数の画素により構成される領域ごとに、異なる放射線エネルギーを設定することが可能である。

[0077] 具体的な処理として、再構成部 1 1 1 は、複数の物質の位置ごとに異なる放射線エネルギーにおける減弱係数（質量減弱係数）に各画素の面密度を乗じた単色放射線画像を再構成画像として生成する。ここで、減弱係数（質量減弱係数）は、複数の物質の情報及び放射線エネルギーに対応づけられた情報であり、複数の物質の情報には、物質の実効原子番号又は複数の物質に分離した物質の情報（物質の厚さ等）が含まれる。

[0078] 解析部 1 1 2 は、複数の物質と異なる放射線エネルギーとを対応付けるエネルギーテーブルを作成する。解析部 1 1 2 は、再構成画像を生成する際に使用する放射線エネルギー（再構成エネルギー）として、各画素の実効原子番号 $Z_{\text{eff } i}$ に対する単一の放射線エネルギーを対応付けたエネルギーテーブルを作成する。再構成部 1 1 1 は、エネルギーテーブルを参照して、複数の物質の位置ごとに異なる放射線エネルギーを設定する。

[0079] 次に、第 3 実施形態の画像処理部 1 0 9 における処理を、図 8 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、FPD 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。

[0080] （S 8 0 1：物質特性画像の生成）

ステップ S 8 0 1 において、生成部 1 1 0 は、物質特性画像として物質分離画像、または物質識別画像を生成する。具体的には、生成部 1 1 0 は、FPD 1 0 2 で撮影された図 3 の 3 a に示すような高エネルギー放射線画像と図 3 の 3 b に示すような低エネルギー放射線画像から、第 1 実施形態で説明

した[数1]式、[数2]式に基づいて物質分離画像を生成する。

[0081] 本実施形態において、生成部110は、低エネルギーの放射線分布情報 (X_L) と高エネルギーの放射線分布情報 (X_H) との対数比 ($\ln X_L / \ln X_H$) を取得して、取得した対数比に基づいて、実効原子番号画像 Z_{eff} を生成する。図9は低エネルギー及び高エネルギーの放射線分布情報の対数比と、実効原子番号 Z の関係を示す図であり、予め図9に示すような、対数比と実効原子番号 Z の関係をテーブル化しておき、記憶部108に記憶しておく。生成部110は、テーブルの参照により、対数比に対応する実効原子番号 Z を、画素（画素の位置、または複数の画素により構成される領域）ごとに特定することにより実効原子番号画像 Z_{eff} を生成することができる。生成部110は、実効原子番号画像 Z_{eff} に基づいて、実効原子番号に対応する物質の面密度の分布を示す面密度画像 D を生成することができる。

[0082] 図10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5.9～6.5であり、水の実効原子番号は7.4である。また、筋肉の実効原子番号は7.4～7.6であり、骨の実効原子番号は12.3～13.8である。このように、脂肪、水、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。

[0083] 造影剤などに含まれるヨウ素の実効原子番号は53であり、バリウムの実効原子番号は56であり、カテーテルのガイドワイヤ等に用いられる部材としてステンレスの実効原子番号は26である。また、ステントに用いられる部材として、チタンの実効原子番号は22である。実効原子番号の情報を用いることにより、撮影手技に応じて人体（被写体）の内部に入っている物質を識別することができる。

[0084] 尚、生成部110は、第1実施形態で説明した[数1]式及び[数2]式の代わりに、質量減弱係数と、低エネルギーの放射線分布情報 (X_L) と、高エネルギーの放射線分布情報 (X_H) とに基づいた連立方程式を解くことにより実効原子番号画像 Z 及び面密度画像 D を取得することも可能である。

[0085] (S802：エネルギーテーブルの作成)

ステップS802において、解析部112は、複数の物質と異なる放射線エネルギーとを対応付けるエネルギーテーブルを作成する。

[0086] 図11は、実効原子番号と単一の放射線エネルギーとを対応付けるエネルギーテーブルを例示する図である。図11において、縦軸は放射線エネルギー(E)を示し、横軸は実効原子番号(Z_{eff})を示す。実効原子番号の Z_1 、 Z_2 はヒストグラム解析を用いて、実効原子番号画像における実効原子番号のうち、下位から第1の割合(例えば、下位5%)に相当する実効原子番号、上位から第2の割合(例えば、上位5%)に相当する実効原子番号とすることができる。

[0087] 図12は、放射線画像における関心領域を例示する図である。図12に示すように、放射線画像に対する画像処理により部位認識を行い、第一の物質(例えば、脂肪)や第二の物質(例えば、骨)や第三の物質(例えば、カテーテルやステントなどの医療デバイス)を抽出し、対応する物質の実効原子番号の値を、エネルギーテーブルにおける実効原子番号としてもよい。例えば、第一の物質(例えば、脂肪)の関心領域1201における実効原子番号の平均値を Z_1 とし、第二の物質(例えば、骨)の関心領域1202における実効原子番号の平均値を Z_2 としてもよい。

[0088] 実効原子番号 Z_1 、 Z_2 に対応付ける放射線エネルギーは、複数の物質に対応する画素の実効原子番号や複数の物質に対応する関心領域1201、1202における実効原子番号の平均値を用いて最適化して求めてもよい。図13Aは、放射線エネルギーとノイズの関係を模式的に示す図であり、図13Aの13a、13bは比較例1、比較例2を示す図であり、13cは本実施形態の処理を示す図である。

[0089] 図13Aの13a(比較例1)に示すように、一般的に、低い放射線エネルギー E_2 で第一の物質及び第二の物質を透過させると、第一の物質及び第二の物質の画像のコントラストは全体的に上がるが、ノイズも全体的に大きくなる。一方、13b(比較例2)に示すように、より高い放射線エネルギー E_1 で第一の物質及び第二の物質の画像を透過させると、第一の物質及び第二

の物質の画像のコントラストは下がり、ノイズも小さくなる。図13Aの13a、13bに示すように、画像間のコントラストに対するノイズの割合（CNR）は、ほぼ一定となる。

[0090] 本実施形態では、図13Aの13cに示すように、よく見たい第一の物質（例えば、骨）については、より放射線を吸収してコントラストを上げるように低い放射線エネルギー E_2 で物質を透過させ、骨の周りの第二の物質（例えば、脂肪）のノイズの影響を低減するように、より高い放射線エネルギー E_1 で物質を透過させることで、異なる物質の画素、または、異なる物質の領域ごとに異なる放射線エネルギーを設定することで、第一の物質の画像及び第二の物質の画像間における相対的なコントラストに対するノイズの割合（CNR）を向上させるものである。

[0091] 再構成放射線画像を生成する、以下の[数5]式において、実効原子番号に対応する放射線エネルギーは未知の量であるため、各放射線エネルギーの初期値を定め、放射線エネルギーの微小変化量 ΔE 刻みで、放射線エネルギーを変化させながら、再構成部111は、設定を段階的に変更した異なる放射線エネルギーに基づいて再構成画像（ X_{proc} ）を[数5]式により順次生成し、解析部112は、再構成画像（ X_{proc} ）を解析し、複数の物質のコントラストに関する評価情報を取得する。

[0092] 評価情報には、複数の物質に対応する各領域における画素値の平均値を差分することにより取得されるコントラストが含まれる。また、評価情報には、複数の物質に対応する領域間におけるコントラストと、複数の物質のうちいずれか一方の物質に対応する領域における画素値の標準偏差と、の比（コントラスト雑音比）として取得されるCNR (Contrast to Noise Ratio)が含まれる。また、標準偏差SD (Standard Deviation)や、SN比（SNR : signal-to-noise ratio）等を評価情報として用いることも可能である。解析部112は、評価情報が最大値となるように、物質ごとに異なる放射線エネルギー（ E_1 、 E_2 ）を設定する。

[0093] 図11に示すエネルギーテーブルの作成において、実効原子番号の設定 Z_1

、 Z_2 を既知の情報に基づいて予め設定しておくことも可能である。例えば、脂肪の実効原子番号や骨の実効原子番号は、既知であるので、これらの実効原子番号をプリセットとしてもよい。

[0094] また、図11に示すエネルギーテーブルの作成において、放射線エネルギー E_1 （実効原子番号 Z_1 ）と、放射線エネルギー E_2 （実効原子番号 Z_2 ）との間を線形補間しているが、対数補間やシグモイド関数で補間してもよい。更に、図11では、実効原子番号 Z_1 以下の値、実効原子番号 Z_2 以上の値はアーチファクト防止のため一定値としているが、線形補間等で外挿してもよい。

[0095] 実効原子番号 Z_1 、 Z_2 に対応付ける放射線エネルギー E_1 、 E_2 は、一般的な放射線撮影装置の場合、20keV~200keV程度となるため、プリセット範囲としてこの範囲で放射線エネルギー E_1 、 E_2 を設定することが可能である。また、それ以外の範囲で放射線エネルギー E_1 、 E_2 を設定することも可能である。ここでは、実効原子番号画像を例に用いて説明したが、第1実施形態で説明した[数1]式、[数2]式に基づいて取得した物質分離後の各物質の情報（厚さまたは密度）と、再構成する時の単一の放射線エネルギーとを対応付けることで同様の処理を行うことも可能である。この場合、解析部112は、エネルギー物質分離後の各物質の情報（厚さまたは密度）をエネルギーテーブルの横軸に設定し、各物質の情報に対応付ける単一の放射線エネルギーをエネルギーテーブルの縦軸に設定すればよい。

[0096] （S803：再構成画像の生成）

ステップS803において、再構成部111は、エネルギーテーブルを参照して、複数の物質の位置ごとに異なる放射線エネルギー（単色の放射線エネルギー）を設定し、異なる放射線エネルギーに基づいて再構成画像を生成する。再構成部111は、ステップS801で生成した実効原子番号画像（ Z_{eff} ）と面密度画像（ D ）から以下の[数5]式に基づいて、再構成した放射線画像（ X_{proc} ）を生成する。以下、再構成した放射線画像（ X_{proc} ）を再構成画像、または再構成放射線画像ともいう。

[0097] [数5]

$$-\ln X_{proc_i} = \mu_i(E_i, Z_{eff_i}) \times D_i$$

[0098] ここで、Eは再構成画像 (X_{proc}) の生成に用いる単一の放射線エネルギーあり、添え字iは画素を示す。D_iは各画素の面密度を示す。μ_iは質量減弱係数であり、質量減弱係数μ_iは各画素における実効原子番号Z_{eff_i}と、放射線エネルギーE_iとに対応する。各画素の実効原子番号と、放射線エネルギーとの対応関係は、例えば、図11のようなエネルギーテーブルにより対応付けられており、実効原子番号画像 (Z_{eff}) に基づいて、各画素の実効原子番号を特定することができれば、対応する放射線エネルギーを画素の位置、または複数の画素により構成される領域ごとに設定することができる。

[0099] 記憶部108には、物質の実効原子番号及び放射線エネルギーに対応する減弱係数の情報 (質量減弱係数μ (Z, E)) を保持するテーブルが記憶されている。実効原子番号Z及び放射線エネルギーEにおける質量減弱係数μ (Z, E) をテーブル化して記憶部108に記憶しておくことにより、再構成部111は、テーブルの参照により、質量減弱係数μ (Z, E) を取得することができる。

[0100] [数5] 式に基づいて、再構成部111は、物質の実効原子番号及び放射線エネルギーに対応する減弱係数に対応する減弱係数の情報 (質量減弱係数μ (Z, E)) と、複数の物質の面密度の分布を示す面密度画像Dとに基づいて、再構成画像 (X_{proc}) を生成する。

[0101] 図13Bは、第3実施形態の効果を説明する図である。図13Bには、放射線エネルギーと質量減弱係数との対応関係 (減弱特性情報) が示されており、波形1301は第一の物質 (例えば、骨) の減弱特性を示す波形であり、波形1302は第二の物質 (例えば、脂肪) の減弱特性を示す波形である。図13Bの波形1301、1302に示すように、複数の物質 (実効原子番号) ごとに減弱特性情報は異なるものとなる。

[0102] 例えば、脂肪と骨を100keVの単色放射線で画像化 (再構成) した場合、骨と脂肪との間の相対的なコントラストはコントラスト1で示される。

一方、物質の位置（画素、または領域）ごとに放射線エネルギーを設定して放射線画像を再構成する場合、例えば、第二の物質（例えば、脂肪）の画素に対する放射線エネルギーを 100 keV とし、第一の物質（例えば、骨）の画素に対する放射線エネルギーを 30 keV とした単色放射線で画像化（再構成）する場合、骨の画素と脂肪の画素との間の相対的なコントラストはコントラスト2で示され、脂肪と骨の画素間でコントラストがつきやすくなる。

[0103] 人体の大部分は脂肪で構成されているため、軟物質である脂肪の厚さが厚く、放射線吸収が強すぎると、再構成した放射線画像の黒潰れや白潰れを生じさせてしまう。そこで、各物質の実効原子番号に基づいて、画素（画素の位置、または複数の画素により構成される領域）ごとに放射線エネルギーを設定して放射線画像を再構成する。例えば、第二の物質（例えば、脂肪）の実効原子番号を示す画素に対しては高エネルギーを設定し、第一の物質（例えば、骨）の実効原子番号を示す画素に対しては低エネルギーを設定して再構成画像（ X_{proc} ）を生成することで、第一の物質を強調し、第二の物質の影響を低減した再構成放射線画を取得することが可能になる。

[0104] 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ことが可能である。表示制御部116は、再構成部111により生成された再構成画像（ X_{proc} ）をモニタ106（表示部）に表示させる。

[0105] 本実施形態によれば、一般撮影や透視撮影であっても、断層画像を用いることなく、複数の物質の位置ごとに異なる放射線エネルギーを設定して放射線画像を再構成することができ、特定物質の強調画像を簡便に取得するが可能となる。

[0106] 尚、本実施形態では、再構成部111は、ステップS801で生成した実効原子番号画像（ Z_{eff} ）と面密度画像（ D ）から[数5]式に基づいて、再構成した放射線画像（ X_{proc} ）を生成しているが、この例に限定されない。例えば、生成部110が異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれ

る複数の物質を抽出し、抽出した物質の情報を〔数5〕式に適用した結果に基づいて、再構成部111は再構成した放射線画像(X_{proc})を生成することも可能である。

[0107] (第4実施形態)

第3実施形態では解析により、実効原子番号 Z_1 、 Z_2 に対応する放射線エネルギー E_1 、 E_2 の値を求める構成を説明したが、本実施形態では、技師が操作部107を操作して放射線エネルギー E_1 、 E_2 の値を設定したエネルギーテーブルを事前に記憶部108に保持しておく構成について説明する。

[0108] 本実施形態では、図11のエネルギーテーブルを作成する際に、放射線エネルギー E_1 、 E_2 の値を記憶部108から取得し、取得した放射線エネルギー E_1 、 E_2 に基づいて図11のエネルギーテーブルを作成する構成について説明する。

[0109] 以下の説明では、第3実施形態と同様の部分は重複を避けるために説明を省略し、第4実施形態に特有な構成部分についてのみ説明を行う。本実施形態の構成は、透視撮影時に要求されるリアルタイム性よりも、静止画撮影時に技師が強調したいエネルギースペクトルに基づいて再構成画像を生成する場合に有利な効果がある。

[0110] 第4実施形態の画像処理部109における処理を、図8のフローチャートを用いて詳細に説明する。まず、ステップS801において、生成部110は、物質特性画像である物質識別画像を生成する。ここで、物質識別画像には、被写体に含まれる複数の物質について、実効原子番号の分布を示す実効原子番号画像と、面密度の分布を示す面密度画像とが含まれる。

[0111] ステップS802において、解析部112は、記憶部108に記憶されているテーブルの参照により、設定されている放射線エネルギー E_1 、 E_2 を取得する。放射線エネルギー E_1 、 E_2 の値は技師が操作部107から任意に設定することが可能であり、例えば、被写体の撮影部位や被写体の体格などの撮影情報に応じて、放射線エネルギー E_1 、 E_2 を保持した複数種類のテーブルを記憶部108に記憶しておくことが可能である。

- [0112] 解析部112は、操作部107から設定された放射線エネルギー E_1 、 E_2 に基づいて、エネルギーテーブルを作成する。また、解析部112は、操作部107から予め設定された複数の放射線エネルギーのうち撮影情報に応じて変更した放射線エネルギーに基づいて、エネルギーテーブルを作成することが可能である。解析部112は、例えば、撮影条件等に応じて変更したテーブルの参照により取得した放射線エネルギー E_1 、 E_2 に基づいて、実効原子番号 Z_1 、 Z_2 と放射線エネルギー E_1 、 E_2 とを対応付けたエネルギーテーブル（図11）を作成する。
- [0113] ステップS803において、再構成部111は、ステップS801で生成した物質識別画像である実効原子番号画像（ Z_{eff} ）と面密度画像（ D ）から[数3]式に基づいて、再構成画像（ X_{proc} ）を生成する。再構成画像（ X_{proc} ）の生成において、再構成部111は、ステップS802で作成したエネルギーテーブル（図11）を参照して、各画素における実効原子番号 $Z_{\text{eff } i}$ と、放射線エネルギー E_i とに対応する質量減弱係数 μ_i に基づいて、再構成画像（ X_{proc} ）を生成する。
- [0114] 実効原子番号画像（ Z_{eff} ）に基づいて、各画素の実効原子番号を特定することができれば、対応する放射線エネルギーを、画素の位置、または複数の画素により構成される領域ごとに設定することができる。
- [0115] 実効原子番号 Z 及び放射線エネルギー E が決まれば、記憶部108のテーブルを参照して、実効原子番号 Z 及び放射線エネルギー E における質量減弱係数 $\mu(Z, E)$ を取得することができる。
- [0116] [数3]式に基づいて、再構成部111は、物質の実効原子番号及び放射線エネルギーに対応する減弱係数に対応する減弱係数の情報（質量減弱係数 $\mu(Z, E)$ ）と、複数の物質の面密度の分布を示す面密度画像 D とに基づいて、再構成画像（ X_{proc} ）を生成する。
- [0117] 表示制御部116は、再構成部111により生成された再構成画像（ X_{proc} ）をモニタ106（表示部）に表示させる。表示制御部116は、再構成画像（ X_{proc} ）の表示とともに、異なる放射線エネルギー E_1 、 E_2 の設定を連続

的に変更するユーザインタフェース（UI）としてスクロールバーをモニター106（表示部）に表示させる。

- [0118] スクロールバーを技師が操作することにより、放射線エネルギー E_1 、 E_2 を連続的に変更することができる。解析部112は、ユーザインタフェース（スクロールバー）の操作により変更された放射線エネルギー E_1 、 E_2 に基づいて、異なる実効原子番号 Z_1 、 Z_2 と放射線エネルギー E_1 、 E_2 とを対応付けるエネルギーテーブル（図11）を作成する。
- [0119] 再構成部111は、変更された放射線エネルギー E_1 、 E_2 に基づいて生成されたエネルギーテーブルの参照により、質量減弱係数 $\mu(Z, E)$ を取得することができ、再構成部111は、取得した質量減弱係数 $\mu(Z, E)$ と、複数の物質の面密度の分布を示す面密度画像 D とに基づいて、再構成画像（ X_{proc} ）を生成することが可能である。
- [0120] 技師は、放射線エネルギー E_1 、 E_2 の値を連続的に変化させながら、変化に対応して生成される再構成画像（ X_{proc} ）の変化を観察することができる。例えば、骨成分の減弱を強めていく場合（放射線エネルギーを低く設定する場合）に、強調される病変であれば、骨に関わる病変であることがわかる。これにより病変が脂肪成分に依存した病変であるのか骨成分に依存した病変であるのかを見分けることが可能になる。
- [0121] 本実施形態によれば、事前に放射線エネルギー E_1 、 E_2 の値をテーブルに保持しておくことで、最適化手法の処理を実行することなく良好な再構成放射線画像を生成することが可能となる。例えば、静止画撮影時に技師が強調したいエネルギースペクトルに基づいて再構成放射線画像を生成することができる。
- [0122] 本実施形態によれば、一般撮影や透視撮影であっても、断層画像を用いることなく、複数の物質の位置ごとに異なる放射線エネルギーを設定して放射線画像を再構成することができ、特定物質の強調画像を簡便に取得することが可能となる。
- [0123] （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、ASIC）によっても実現可能である。

[0124] 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。

[0125] 本願は、2018年6月27日提出の日本国特許出願特願2018-122352及び特願2018-122354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。

符号の説明

[0126] 100：放射線撮影システム、101：放射線源、102：FPD（放射線検出装置）、104：放射線発生装置、105：制御部、106：モニタ（表示部）、107：操作部、108：記憶部、109：画像処理部、110：生成部、111 再構成部、112：解析部、120：情報処理装置

請求の範囲

- [請求項1] 異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれる複数の物質について物質特性画像を生成する生成手段と、
- 前記複数の物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定し、前記異なる放射線エネルギーに基づいた物質ごとの単色放射線画像に基づいて再構成画像を生成する再構成手段と、
- を備えることを特徴とする放射線撮影装置。
- [請求項2] 放射線発生手段からの単一の放射線照射によって得られた複数の放射線画像から低エネルギーの放射線分布情報と、エネルギーレベルの高い高エネルギーの放射線分布情報とを取得する取得手段と、
- 前記低エネルギーの放射線分布情報および前記高エネルギーの放射線分布情報から第一の物質と第二の物質とに分離した物質特性画像を生成する生成手段と、
- 前記第一の物質に対応する第一の放射線エネルギーに基づく単色放射線画像と、前記第二の物質に対応する第二の放射線エネルギーに基づく単色放射線画像と、に基づいて再構成画像を生成する再構成手段と、
- を備えることを特徴とする放射線撮影装置。
- [請求項3] 前記生成手段は、前記物質特性画像として前記複数の物質の厚さ、または面密度の分布を示す画像を生成することを特徴とする請求項1または2に記載の放射線撮影装置。
- [請求項4] 前記再構成手段は、前記物質の厚さ又は面密度に、異なる放射線エネルギーにおける減弱係数を乗じた単色放射線画像を取得し、物質ごとの乗算結果を足し合わせることにより前記再構成画像を生成することを特徴とする請求項3に記載の放射線撮影装置。
- [請求項5] 前記生成手段は、前記複数の放射線画像についてエネルギーサブトラクションを行った結果に基づいて前記複数の物質の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項に記載の放

射線撮影装置。

- [請求項6] 放射線エネルギーと減弱係数との対応関係を示す減弱特性情報を記憶する記憶手段を更に備え、前記複数の物質ごとに減弱特性情報は異なることを特徴とする請求項1に記載の放射線撮影装置。
- [請求項7] 前記再構成手段は、前記減弱特性情報に基づいて、前記複数の物質のコントラストが設定された基準値より大きくなるように、前記物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定することを特徴とする請求項6に記載の放射線撮影装置。
- [請求項8] 前記再構成画像を解析し、前記複数の物質のコントラストに関する評価情報を取得する解析手段を更に備えることを特徴とする請求項1に記載の放射線撮影装置。
- [請求項9] 前記評価情報には、前記複数の物質の関心領域における画素値の平均値を差分することにより取得されるコントラストが含まれることを特徴とする請求項8に記載の放射線撮影装置。
- [請求項10] 前記評価情報には、前記コントラストと、前記複数の物質のうちいずれか一方の物質の関心領域における画素値の標準偏差と、の比として取得されるCNR (Contrast to Noise Ratio)が含まれることを特徴とする請求項9に記載の放射線撮影装置。
- [請求項11] 前記解析手段は、前記評価情報が最大値となるように、前記物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定することを特徴とする請求項8乃至10のいずれか1項に記載の放射線撮影装置。
- [請求項12] 前記再構成手段は、設定を変更した異なる放射線エネルギーに基づいて前記再構成画像を生成し、前記解析手段は、前記再構成画像に基づいて前記評価情報を繰り返し計算することを特徴とする請求項8乃至11のいずれか1項に記載の放射線撮影装置。
- [請求項13] 前記解析手段は、前記繰り返し計算により取得した前記評価情報が収束したか判定し、
前記評価情報が収束した場合、前記再構成手段は、当該収束した評

価情報の計算の際に用いた放射線エネルギーを、前記物質ごとに異なる放射線エネルギーとして決定することを特徴とする請求項 1 2 に記載の放射線撮影装置。

[請求項14] 放射線発生手段からの単一の放射線照射によって放射線検出装置が撮影した複数の放射線画像を取得する取得手段を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮影装置。

[請求項15] 前記取得手段は、前記放射線検出装置が撮影した複数の放射線画像を、前記異なる放射線エネルギーによる複数の放射線画像として取得し、

前記生成手段は、前記取得手段が取得した複数の放射線画像に基づいて、前記複数の物質特性画像を生成することを特徴とする請求項 1 4 に記載の放射線撮影装置。

[請求項16] 前記記憶手段は、被写体の情報と、物質ごとに異なる放射線エネルギーとを対応づけたテーブルを保持し、

前記再構成手段は、前記テーブルの参照により、撮影対象の前記被写体の情報に対応する、前記物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定することを特徴とする請求項 6 に記載の放射線撮影装置。

[請求項17] 前記被写体の情報には、前記被写体の体厚の情報または前記物質の厚さの情報が含まれることを特徴とする請求項 1 6 に記載の放射線撮影装置。

[請求項18] 異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれる複数の物質を抽出する抽出手段と、

前記複数の物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定し、前記異なる放射線エネルギーに基づいた物質ごとの単色放射線画像に基づいて再構成画像を生成する再構成手段と、

を備えることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項19] 前記再構成画像を表示手段に表示させる表示制御手段を更に備え、前記表示制御手段は、前記再構成画像の表示とともに、異なる放射

線エネルギーの設定を連続的に変更するユーザーインターフェイスを前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項1乃至18のいずれか1項に記載の放射線撮影装置。

[請求項20] 異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれる複数の物質について物質特性画像を生成する生成手段と、

前記複数の物質の位置ごとに異なる放射線エネルギーを設定し、前記異なる放射線エネルギーに基づいて再構成画像を生成する再構成手段と、

を備えることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項21] 異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれる複数の物質を抽出する抽出手段と、

前記複数の物質の位置ごとに異なる放射線エネルギーを設定し、前記異なる放射線エネルギーに基づいて再構成画像を生成する再構成手段と、

を備えることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項22] 放射線撮影装置による放射線撮影方法であって、

異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれる複数の物質について物質特性画像を生成する生成工程と、

前記複数の物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定し、前記異なる放射線エネルギーに基づいた物質ごとの単色放射線画像に基づいて再構成画像を生成する再構成工程と、

を有することを特徴とする放射線撮影方法。

[請求項23] 放射線撮影装置による放射線撮影方法であって、

異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれる複数の物質を抽出する抽出工程と、

前記複数の物質ごとに異なる放射線エネルギーを設定し、前記異なる放射線エネルギーに基づいた物質ごとの単色放射線画像に基づいて再構成画像を生成する再構成工程と、

を有することを特徴とする放射線撮影方法。

[請求項24]

放射線撮影装置による放射線撮影方法であって、
異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれる複数の物質について物質特性画像を生成する生成工程と、
前記複数の物質の位置ごとに異なる放射線エネルギーを設定し、前記異なる放射線エネルギーに基づいて再構成画像を生成する再構成工程と、

を有することを特徴とする放射線撮影方法。

[請求項25]

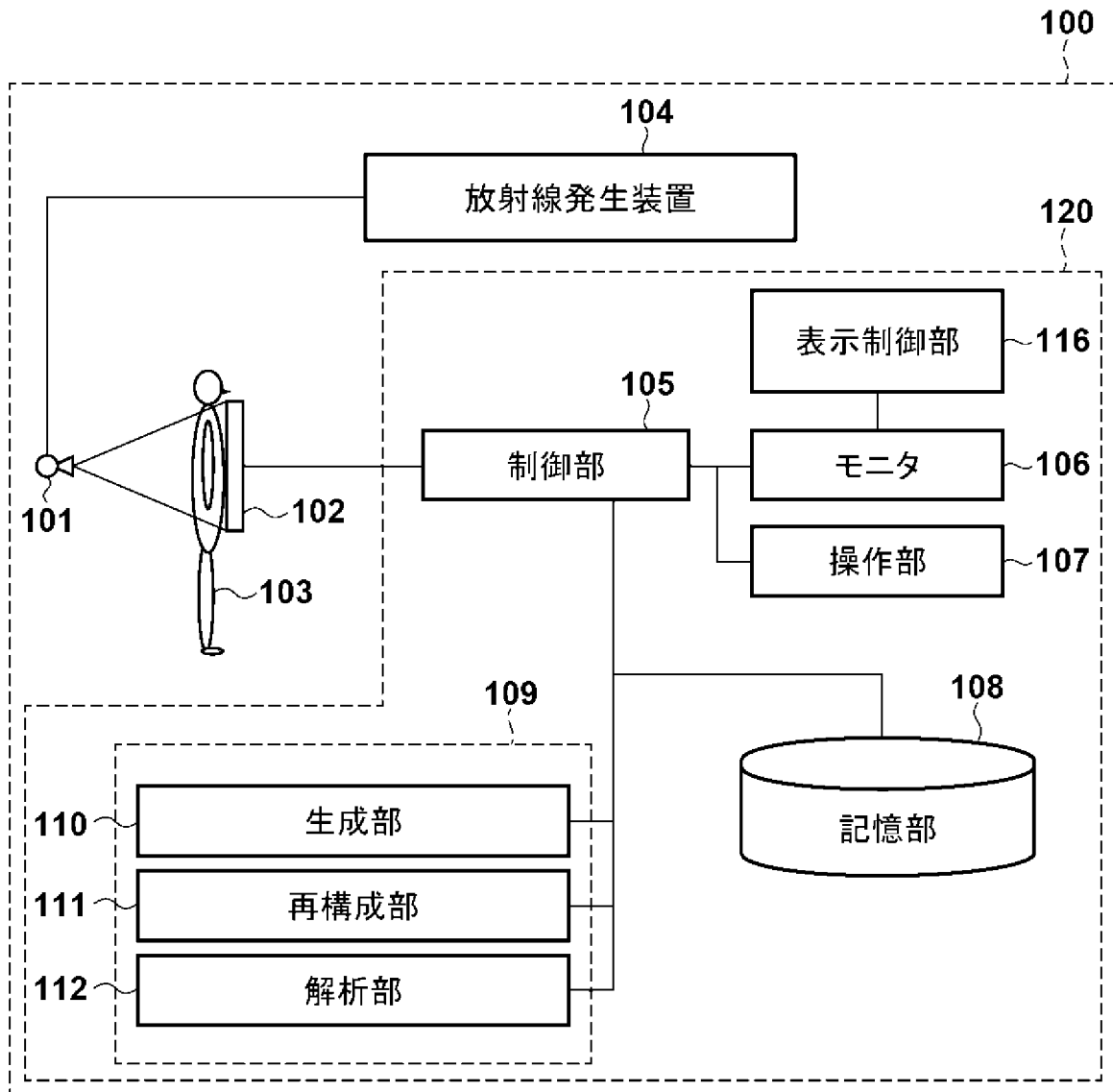
放射線撮影装置による放射線撮影方法であって、
異なる放射線のエネルギーで撮影した放射線画像に含まれる複数の物質を抽出する抽出工程と、
前記複数の物質の位置ごとに異なる放射線エネルギーを設定し、前記異なる放射線エネルギーに基づいて再構成画像を生成する再構成工程と、

を有することを特徴とする放射線撮影方法。

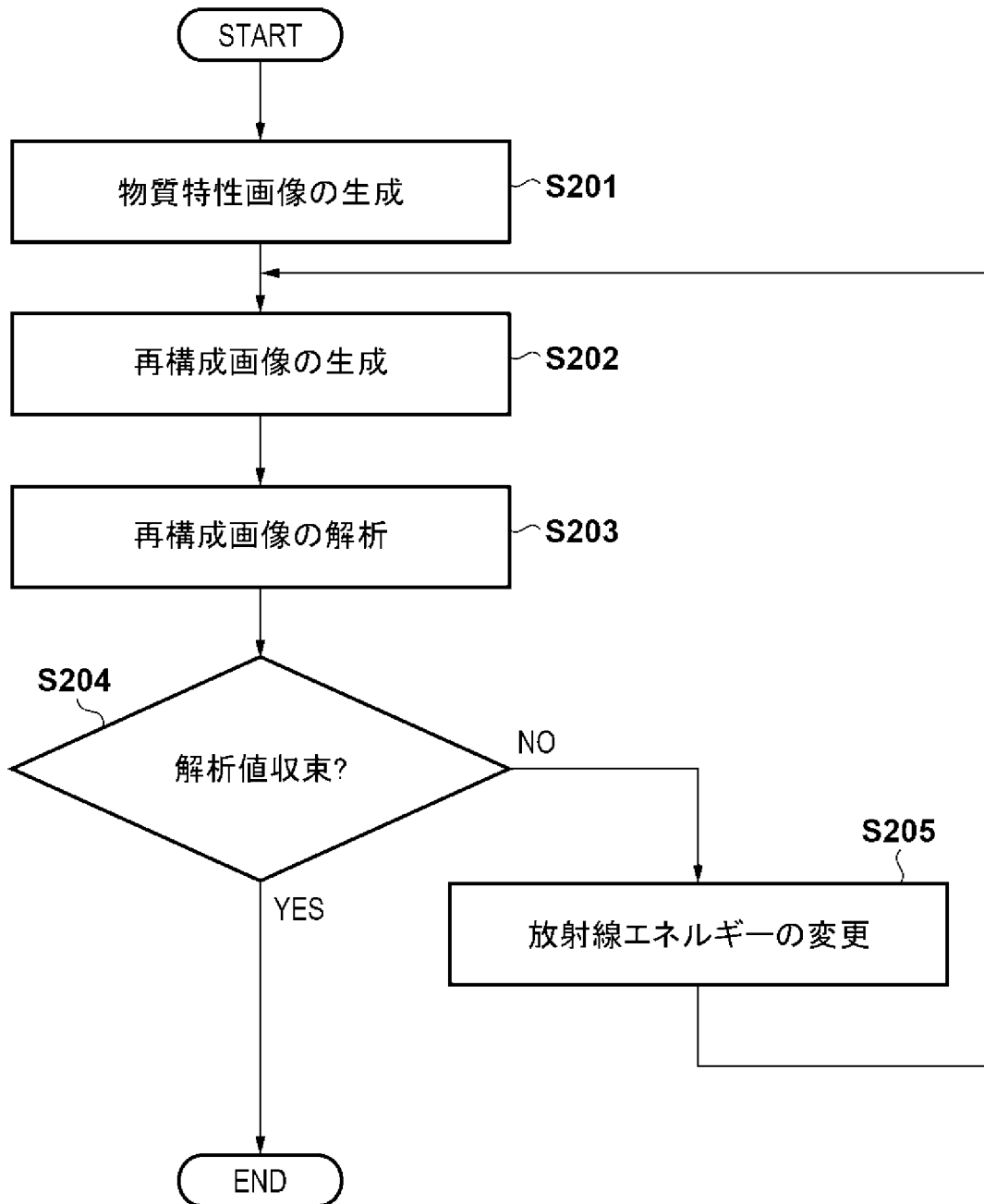
[請求項26]

コンピュータに、請求項22乃至25のいずれか1項に記載の放射線撮影方法の各工程を実行させるためのプログラム。

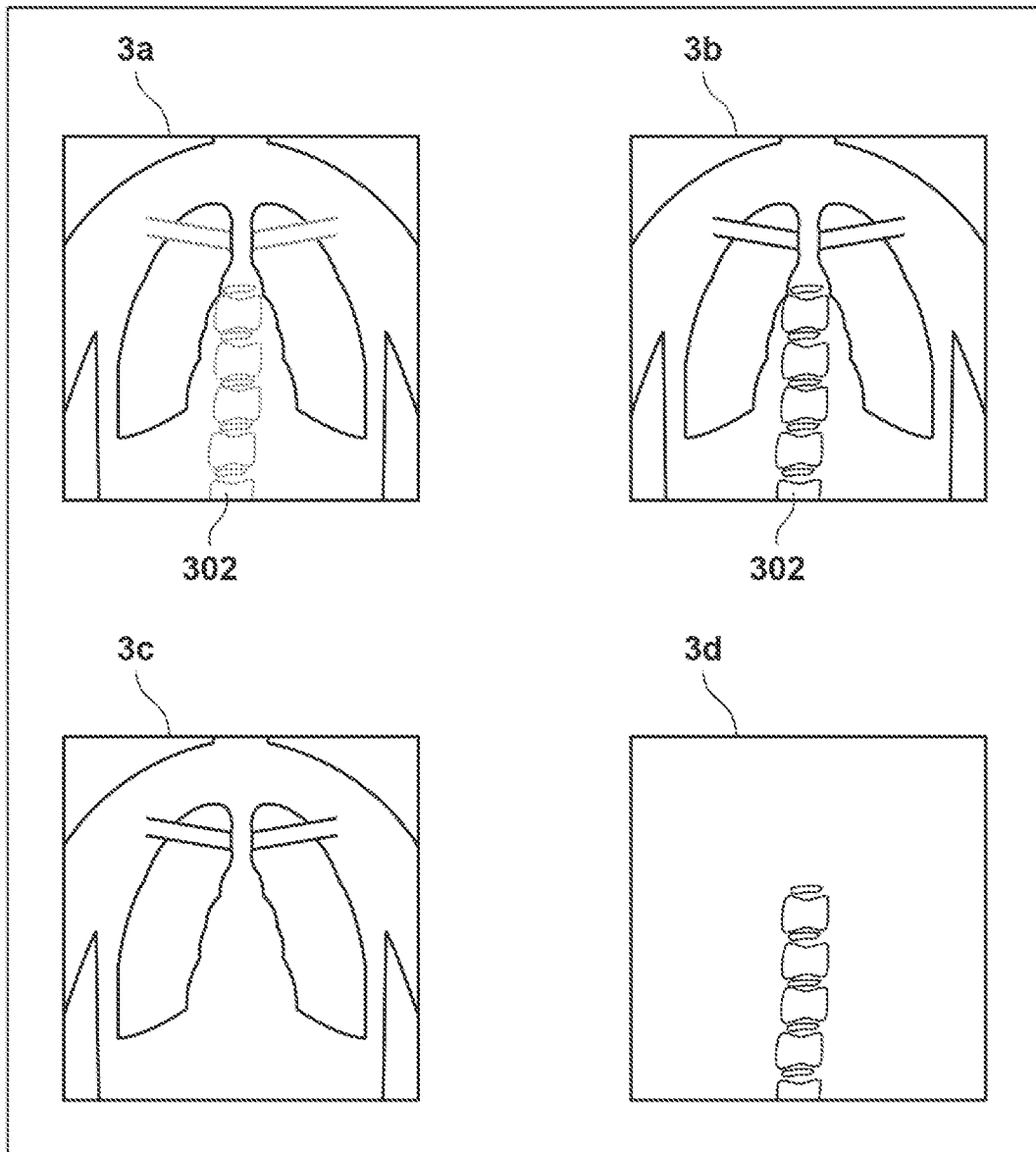
[図1]



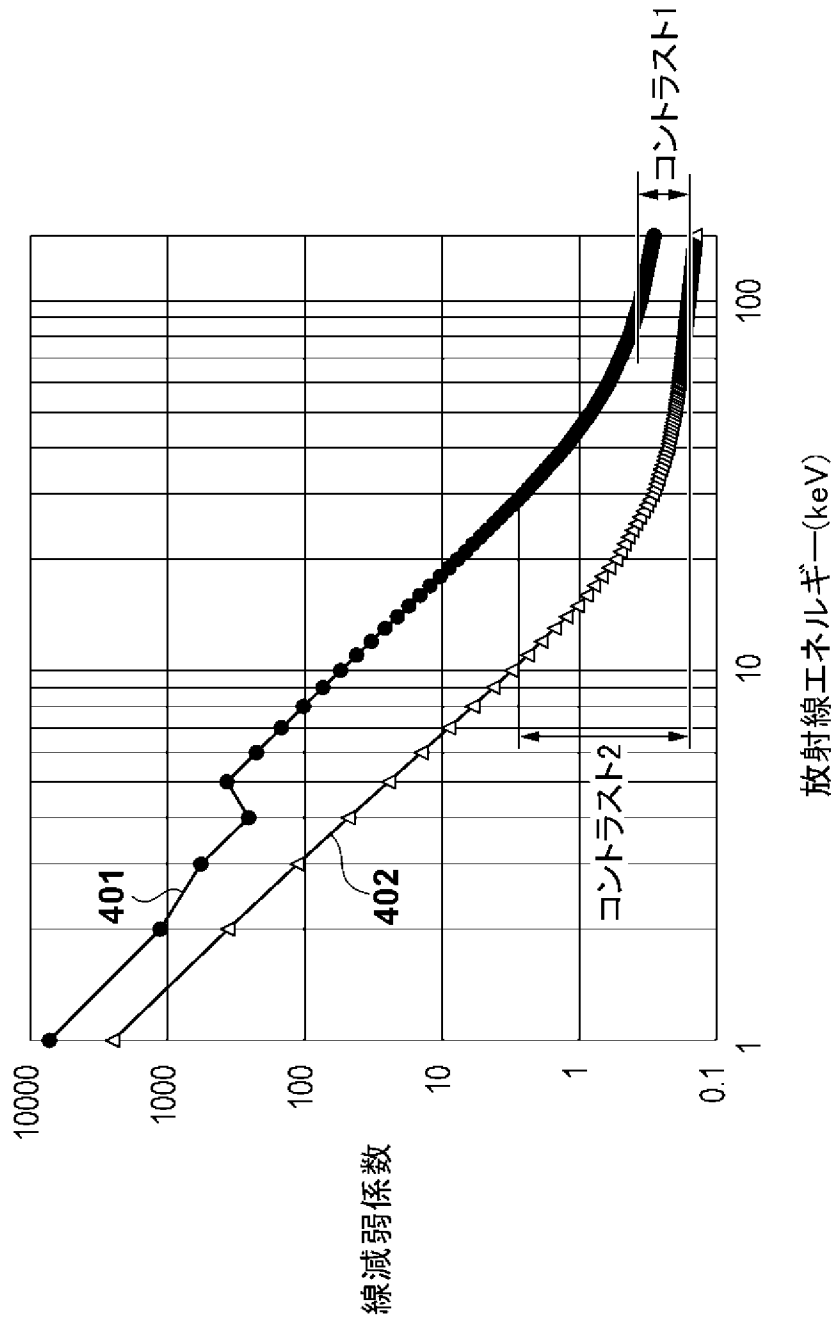
[図2]



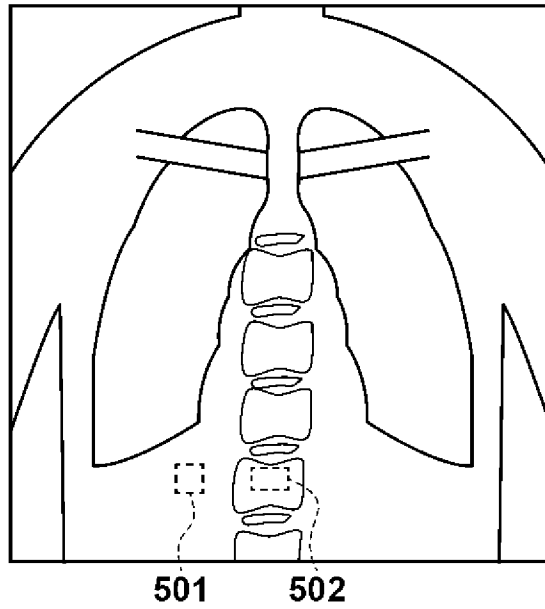
[図3]



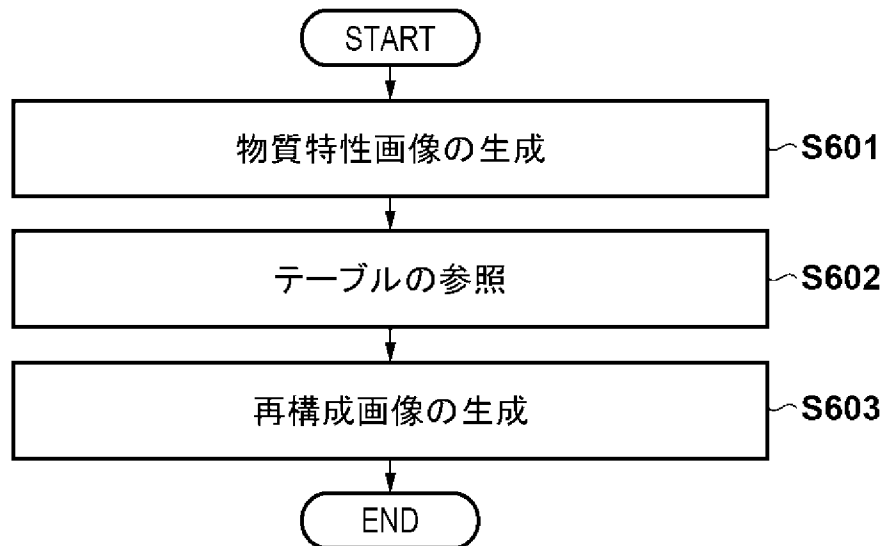
[図4]



[図5]



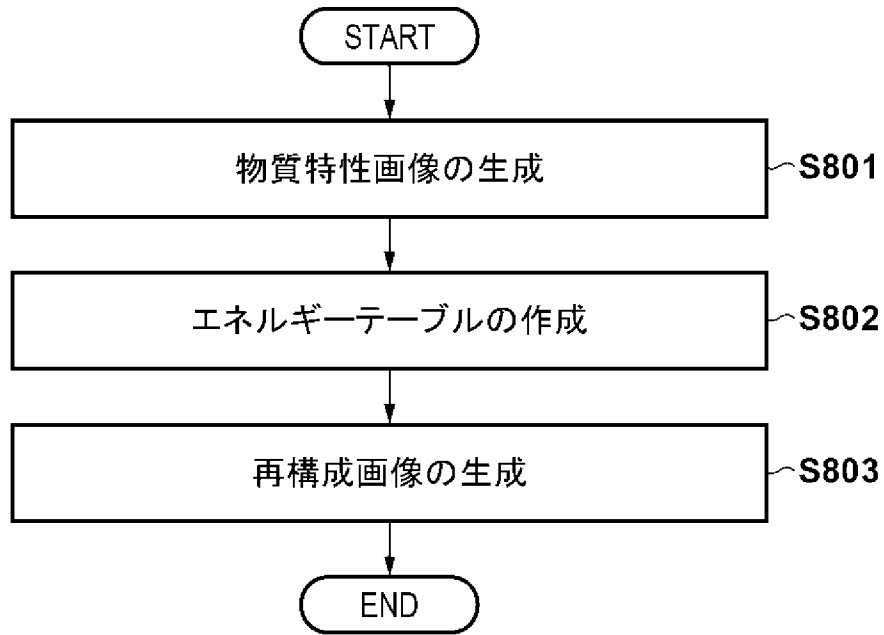
[図6]



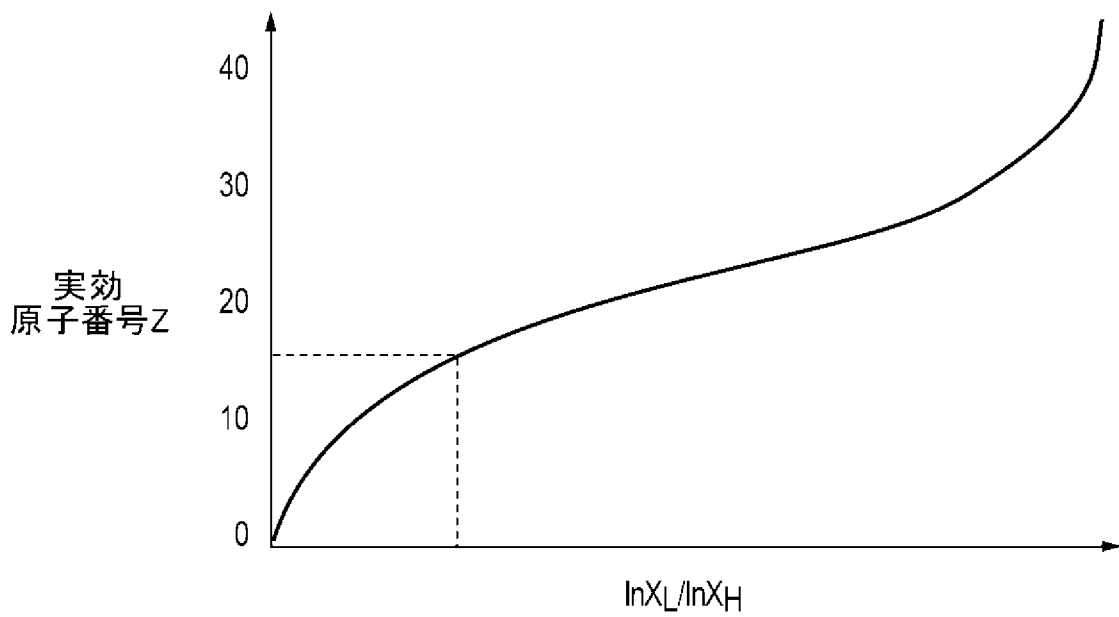
[図7]

被写体厚さ	E1 (keV)	E2 (keV)
薄い	60	40
中程度	70	40
厚い	80	40

[図8]



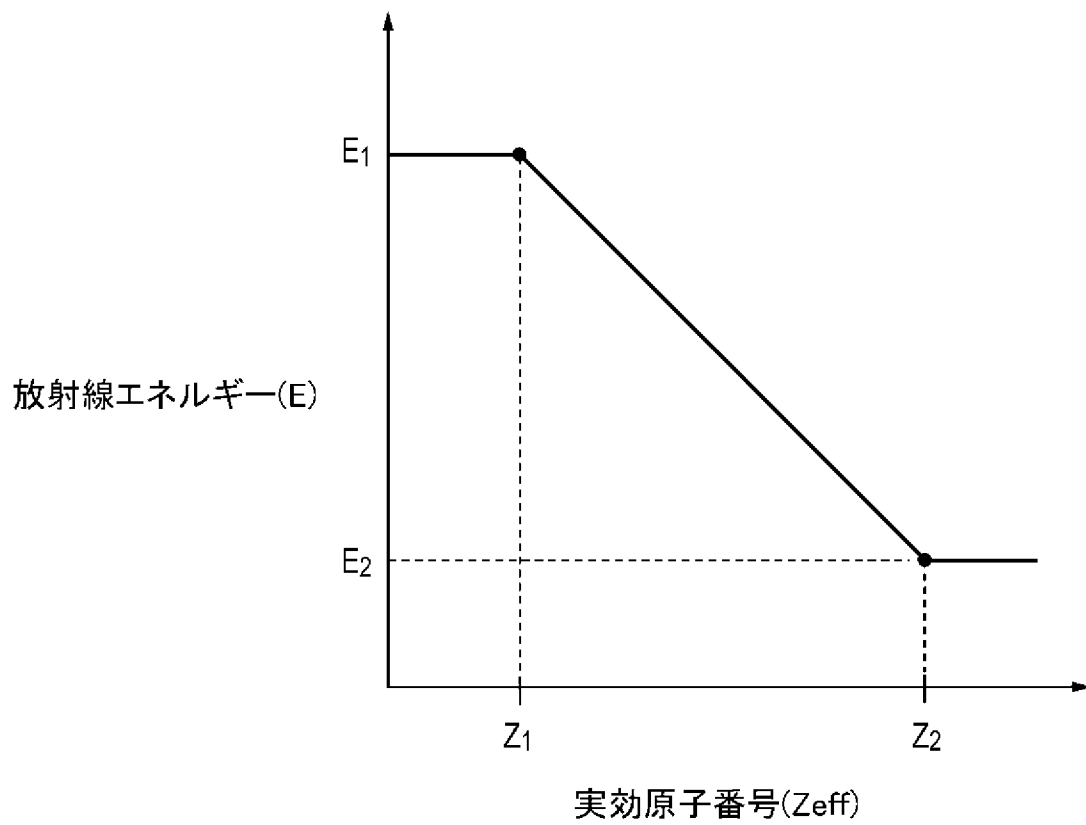
[図9]



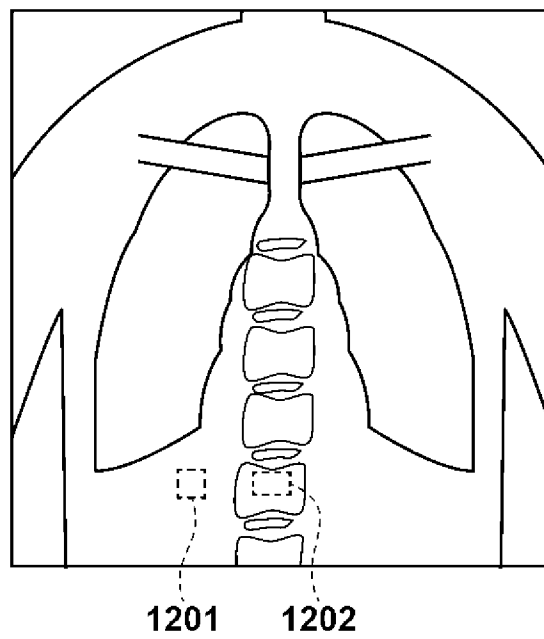
[図10]

物質	実効原子番号
脂肪	5.9~6.5
水	7.4
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

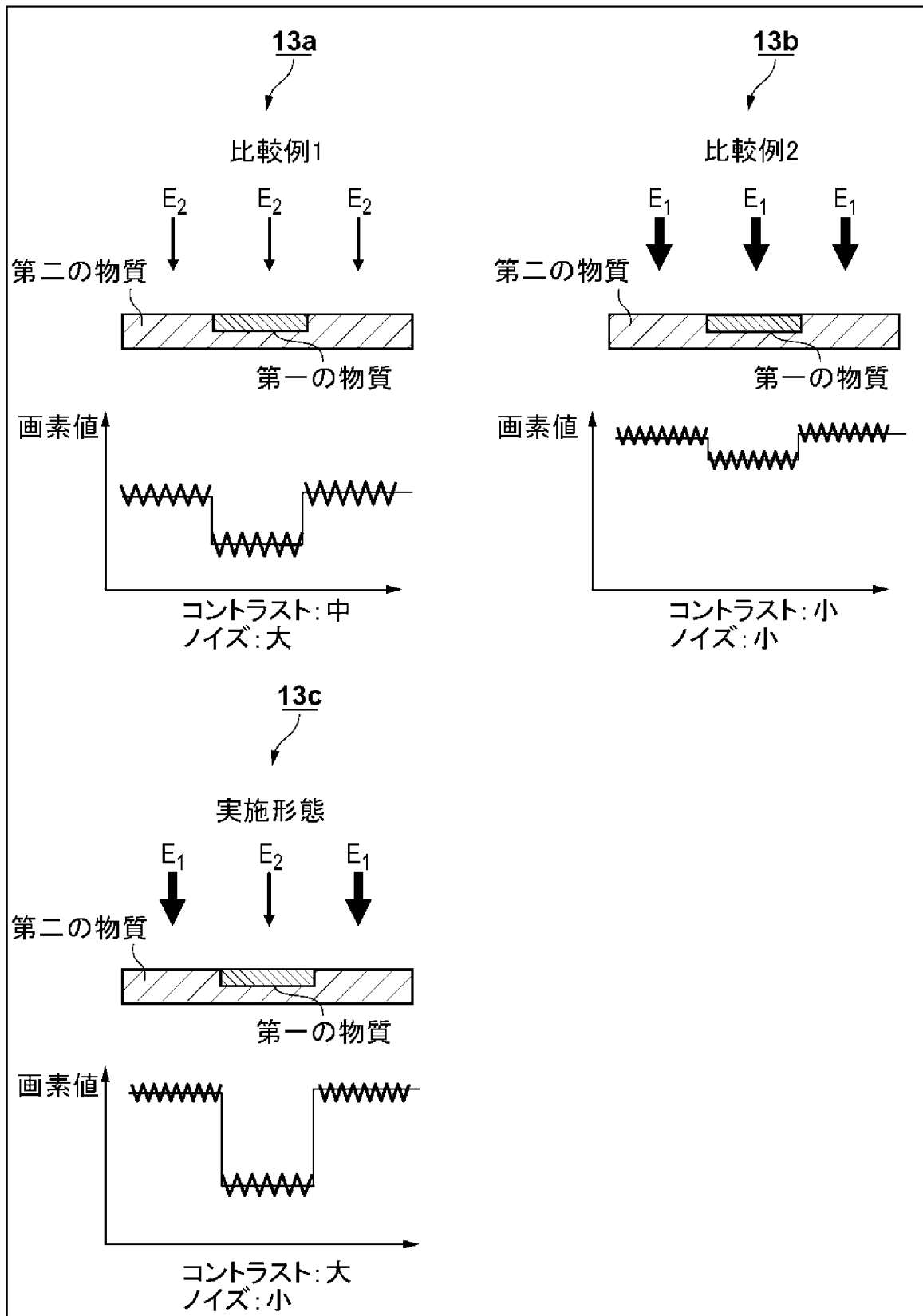
[図11]



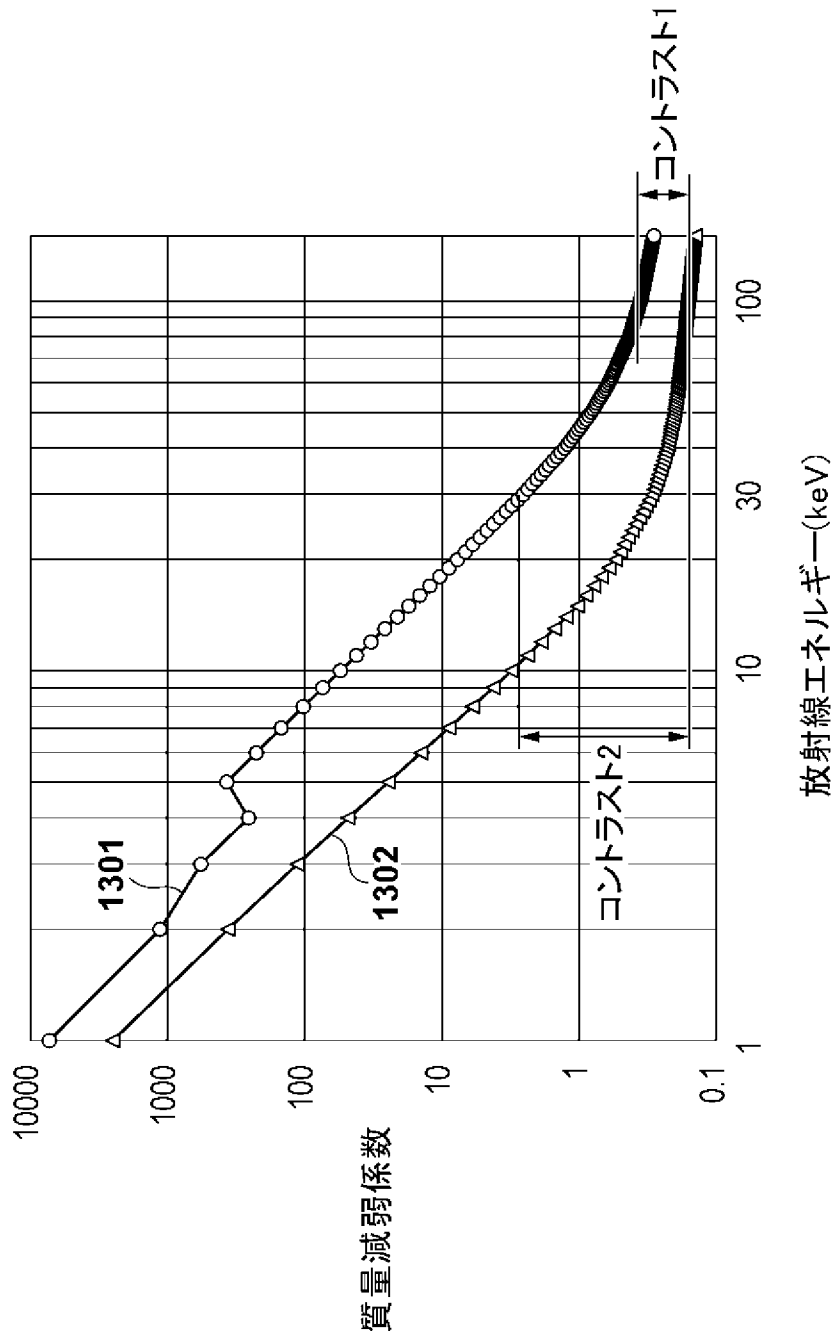
[図12]



[図13A]



[図13B]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/018337

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. A61B6/00-6/14 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 1971-2019 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 Y A	JP 2014-61286 A (TOSHIBA CORP.) 10 April 2014, paragraphs [0064]-[0118], fig. 5, 7-8 & US 2014/0321603 A1, paragraphs [0078]-[0131], fig. 5, 7-8 & WO 2014/034888 A1 & CN 104105445 A	1-2, 5, 14-15, 18, 22-23, 26 3-4, 6-8, 16, 19 9-13, 17, 20-21, 24-25
X Y A	JP 2011-172803 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC.) 08 September 2011, paragraphs [0031]-[0101], fig. 11-12 (Family: none)	20-21, 24-25 3-4, 6-7, 16 1-2, 5, 8-15, 17-19, 22-23
Y A	JP 2016-193921 A (GE HEALTHCARE AS) 17 November 2016, paragraphs [0002], [0087] & US 2013/0116554 A1, paragraphs [0002], [0100] & WO 2012/007456 A1 & CN 102985114 A	8 1-7, 9-26
Y A	WO 2016/147844 A1 (HITACHI, LTD.) 22 September 2016, paragraph [0260], fig. 28 (Family: none)	19 1-18, 20-26
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 04 July 2019 (04.07.2019)		Date of mailing of the international search report 16 July 2019 (16.07.2019)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

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. A61B6/00-6/14		
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 1971-2019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	JP 2014-61286 A (株式会社東芝) 2014.04.10, 段落[0064]-[0118], 図5, 7-8 & US 2014/0321603 A1 段落[0078]-[0131], 図5, 7-8 & WO 2014/034888 A1 & CN 104105445 A	1-2, 5, 14-15, 18, 22-23, 26
Y		3-4, 6-8, 16, 1 9
A		9-13, 17, 20-2 1, 24-25
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input 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 04.07.2019	国際調査報告の発送日 16.07.2019	
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） 松岡 智也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2U 1130

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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	JP 2011-172803 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) 2011.09.08, 段落 [0031]-[0101], 図 11-12 (ファミリーなし)	20-21, 24-25
Y		3-4, 6-7, 16
A		1-2, 5, 8-15, 17-19, 22-23
Y	JP 2016-193921 A (ジーイー・ヘルスケア・アクスイェ・セルスカ ブ) 2016.11.17, 段落[0002], [0087] & US 2013/0116554 A1 段落 [0002], [0100] & WO 2012/007456 A1 & CN 102985114 A	8
A		1-7, 9-26
Y	WO 2016/147844 A1 (株式会社日立製作所) 2016.09.22, 段落[0260], 図 28 (ファミリーなし)	19
A		1-18, 20-26