

(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
2014 年 3 月 6 日(06.03.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/034888 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/073405
- (22) 国際出願日: 2013 年 8 月 30 日(30.08.2013)
- (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 2012-189917 2012 年 8 月 30 日(30.08.2012) JP
特願 2013-179627 2013 年 8 月 30 日(30.08.2013) JP
- (71) 出願人: 株式会社東芝(KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社(TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 田口 博基(TAGUCHI, Hiroki). 前田 達郎(MAEDA, Tatsuo).
- (74) 代理人: 特許業務法人 東京国際特許事務所(TOKYO INTERNATIONAL PATENT FIRM); 〒1050003 東京都港区西新橋一丁目 1 7 番 1 6 号 宮田ビル 2 階 Tokyo (JP).

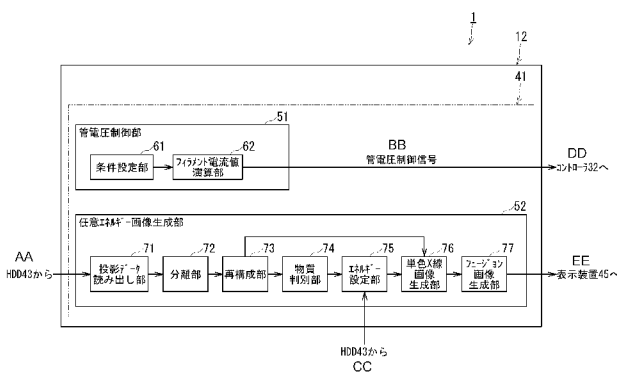
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, 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, 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:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: X-RAY CT APPARATUS, IMAGE PROCESSING APPARATUS, AND IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: X 線 CT 装置、画像処理装置、及び画像処理方法



AA From HDD 43
51 Tube voltage control unit
61 Condition setting unit
62 Filament current value computation unit
BB Tube voltage control signal
52 Arbitrary energy image generation unit
71 Projection data reading unit
72 Separation unit
73 Reconstruction unit
74 Material discrimination unit
75 Energy setting unit
76 Monochrome X-ray image generation unit
77 Fusion image generation unit
CC From HDD 43
DD To controller 32
EE To display device 45

(57) Abstract: An X-ray CT apparatus comprises: an X-ray tube; a high voltage power supply; an X-ray detector; a reconstruction unit that generates, on the basis of before-reconstruction data of multi-energy obtained by using scanning to capture images of a subject, a plurality of reference material images corresponding to the respective ones of a plurality of reference materials; a material discrimination unit that discriminates, on the basis of the plurality of reference material images, a plurality of materials included in an image capture range of the subject; a monochrome X-ray image generation unit that generates a monochrome X-ray image related to an energy defined by each of the discriminated ones of the plurality of materials; and a fusion image generation unit that integrates the monochrome X-ray images corresponding to the respective ones of the plurality of materials, thereby generating and causing an integrated image to be displayed on a display device.

(57) 要約: X 線 CT 装置は、X 線管と、高電圧電源と、X 線検出器と、スキャンによって被検体が撮影されることで得られる多重エネルギーの再構成前データに基づいて、複数の基準物質にそれぞれ相当する複数の基準物質画像を生成する再構成部と、複数の基準物質画像に基づいて、被検体の撮影範囲内に含まれる複数の物質をそれぞれ判別する物質判別部と、判別された複数の物質の各物質により定まるエネルギーに関する単色 X 線画像を生成する単色 X 線画像生成部と、複数の物質

に相当する複数の単色 X 線画像を統合し、統合画像を生成して表示装置に表示させるフュージョン画像生成部と、を有する。

WO 2014/034888 A1

明 細 書

発明の名称： X線CT装置、画像処理装置、及び画像処理方法 技術分野

[0001] 本発明の一態様としての本実施形態は、デュアルエネルギースキャン又はマルチエネルギースキャンを実行可能なX線CT (computed tomography) 装置、画像処理装置、及び画像処理方法に関する。

背景技術

[0002] X線CT装置は、被検体を透過したX線の強度に基づいて、被検体についての情報を画像により提供するものであり、疾病の診断・治療や手術計画等を初めとする多くの医療行為において重要な役割を果たしている。

[0003] 近年、X線CT装置では、デュアルエネルギースキャン (dual energy scan) という手法が用いられている。ここでいうデュアルエネルギースキャンとは、2種類の異なる管電圧を用いて被検体を撮影して画像を取得する手法である。デュアルエネルギースキャンを用いたCTを、「Dual Energy CT」という。

[0004] そして、デュアルエネルギースキャンの手法に関連する技術として、下記の非特許文献1及び特許文献1が知られている。これらによると、デュアルエネルギースキャンの手法を用いたX線CT装置は、2種類の異なる管電圧により得られた情報に基づいて物質の分離を行い、その上で、単色X線画像や密度画像、実効原子番号画像、アーチファクトが除去（低減）されるなどのような様々な画像を取得することができる。なお、この場合において用いられるX線は、種々のエネルギーのX線を含みかつ特定のエネルギー分布を有する連続スペクトルX線である。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2009-261942号公報

非特許文献

[0006] 非特許文献1: Johnson TR. et al., “Material differentiation by dual energy CT: initial experience”, Eur Radiol (2007), 17, 1510-1517

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 従来の技術においては、デュアルエネルギースキンの手法により各種の画像が得られる。しかし、撮影の対象範囲には複数の物質が通常含まれると考えられ、被検体の診断部位や物質などにより画像診断における最適なエネルギーが異なるために、候補として考えられるエネルギーの中からいずれかの1つのエネルギーを選択することが困難であるという問題があった。なお、画像診断における最適なエネルギーか否かの判断にあたっては、例えばCT値の差が大きくコントラストがつきやすいことや、骨やアーチファクトの除去が可能であることなどが考慮される。

[0008] 例えば、X線CT装置がデュアルエネルギースキンの手法により単色X線画像を生成する場合を想定してみる。撮影の対象範囲に軟組織が含まれており軟組織を画像診断する場合、比較的低いエネルギーのときにはCT値の差が大きくコントラストがつきやすく軟組織の画像診断をしやすいが、比較的高いエネルギーのときにはCT値の差が小さくコントラストがつかず軟組織の画像診断がしにくくなってしまう。そうすると、軟組織を画像診断するという観点からは、単色X線画像を生成するときの最適なエネルギーとして、比較的低いエネルギーが選択されるべきである。他方、撮影の対象範囲に含まれる骨やアーチファクトを除去するためには、高いエネルギーの方が都合がよい。そうすると、骨やアーチファクトの除去という観点からは、単色X線画像を生成するときの最適なエネルギーとして、比較的高いエネルギーが選択されるべきである。このような場合、候補として考えられるエネルギーの中からいずれかの1つのエネルギーを選択することが困難となってしまう。

[0009] また、別の例として、軟組織を画像診断する場合でメタルアーチファクト（金属を含む人工物に由来するアーチファクト）が生じるときを想定する。上記の通り、軟組織を画像診断するという観点からは、単色X線画像を生成するときの最適なエネルギーとして、比較的低いエネルギーが選択されるべきである。しかし、比較的高いエネルギーのときメタルアーチファクトが低減することから、メタルアーチファクトの低減という観点からは、単色X線画像を生成するときの最適なエネルギーとして、比較的高いエネルギーが選択されるべきである。この場合も、同様に、単色X線画像を生成するときの最適なエネルギーの選択が困難となる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]第1実施形態のX線CT装置を示す構成例を示す図。

[図2]第1実施形態のX線CT装置に設けるX線管及び高電圧発生装置の構成例を示す図。

[図3]第1実施形態のX線CT装置に備えるDASの構成例を示す図。

[図4]第1実施形態のX線CT装置の機能を示すブロック図。

[図5]第1実施形態のX線CT装置の動作を示すフローチャート。

[図6] $c_1(x, y)$ と $c_2(x, y)$ との相関関係に関して、造影剤、脂肪、尿酸、石灰化である炭酸カルシウム (CaCO_3) を例としてグラフ化したものを示す図。

[図7]画像処理装置のHDDやメモリに予め記憶されているエネルギーテーブルの構成例を示す図。

[図8]フュージョン画像の生成における概念図を説明するための図。

[図9]フュージョン画像の生成における概念図を説明するための図。

[図10]第2実施形態のX線CT装置を示す構成例を示す図。

[図11]第2実施形態のX線CT装置におけるX線検出器の構成を説明するための斜視図。

[図12]第2実施形態のX線CT装置におけるX線検出器及びDASを中心とした電氣的なブロック図。

[図13]第2実施形態のX線CT装置の機能を示すブロック図。

[図14]第2実施形態のX線CT装置の動作を示すフローチャート。

実施形態

- [0011] 本実施形態のX線CT装置、画像処理装置、及び画像処理方法について、添付図面を参照して説明する。
- [0012] 本実施形態のX線CT装置は、上述した課題を解決するために、X線を曝射するX線管と、前記X線管に管電圧を印加する高電圧電源と、複数のX線検出素子を有し、前記X線を検出するX線検出器と、スキャンによって被検体が撮影されることで得られる多重エネルギーの再構成前データに基づいて、複数の基準物質にそれぞれ相当する複数の基準物質画像を生成する画像生成手段と、前記複数の基準物質画像に基づいて、前記被検体の撮影範囲内に含まれる複数の物質をそれぞれ判別する判別手段と、前記判別された複数の物質の各物質により定まるエネルギーに関する単色X線画像を生成する単色X線画像生成手段前記複数の物質に相当する複数の単色X線画像を統合し、統合画像を生成する統合画像生成手段と、前記統合画像を表示装置に表示させる表示手段と、を有する。
- [0013] 本実施形態の画像処理装置は、上述した課題を解決するために、スキャンによって被検体が撮影されることで得られる多重エネルギーの再構成前データに基づいて、複数の基準物質にそれぞれ相当する複数の基準物質画像を生成する画像生成手段と、前記複数の基準物質画像に基づいて、前記被検体の撮影範囲内に含まれる複数の物質をそれぞれ判別する判別手段と、前記判別された複数の物質の各物質により定まるエネルギーに関する単色X線画像を生成する単色X線画像生成手段と、前記複数の物質に相当する複数の単色X線画像を統合し、統合画像を生成する統合画像生成手段と、前記統合画像を表示装置に表示させる表示手段と、を有する。
- [0014] 本実施形態の画像処理方法は、上述した課題を解決するために、スキャンによって被検体が撮影されることで得られ、記憶装置に記憶される多重エネルギーの再構成前データに基づいて、複数の基準物質のそれぞれに相当する

複数の基準物質画像を生成する画像生成ステップと、前記複数の基準物質画像に基づいて、前記被検体の撮影範囲内に含まれる複数の物質をそれぞれ判別する判別ステップと、前記判別された複数の物質の各物質により定まるエネルギーに関する単色X線画像を生成する単色X線画像生成ステップと、前記複数の物質に相当する複数の単色X線画像を統合し、統合画像を生成する統合画像生成ステップと、前記統合画像を表示装置に表示させる表示ステップと、を有する。

[0015] 本実施形態のX線CT装置、画像処理装置、及び画像処理方法によると、被検体の診断部位や物質などにより画像診断における最適なエネルギーが異なったとしても、候補として考えられるエネルギーの中からいずれかの1つのエネルギーを選択する必要性がなくなる。また、本実施形態のX線CT装置、画像処理装置、及び画像処理方法によると、被検体の診断部位や物質などにより画像診断における最適なエネルギーが異なったとしても、アーチファクトを低減しつつ、かつ、同時に物質ごとにコントラストが改善された画像を提供することができる。

[0016] なお、本実施形態のX線CT装置には、X線管と検出器とが1体として被検体の周囲を回転する回転／回転（ROTATE／ROTATE）タイプと、リング状に多数の検出素子がアレイされ、X線管のみが被検体の周囲を回転する固定／回転（STATIONARY／ROTATE）タイプ等様々なタイプがあり、いずれのタイプでも本発明を適用可能である。本実施形態では、現在、主流を占めている回転／回転タイプとして説明する。

[0017] また、本実施形態のX線CT装置の1つとしての第1実施形態のX線CT装置では、異なる複数の種類の管電圧を用いて被検体を撮影して画像を取得する手法であるデュアルエネルギースキャンが用いられる。このデュアルエネルギースキャンによる撮影方法中にも、大きく分けると少なくとも3つの方法が含まれる。第1の方法として、1つのX線管を用いて1つ目の管電圧で撮影した後に、1つ目の管電圧と異なる2つ目の管電圧で撮影する「Slow-kV switching方式（2回転方式）」がある。第2の方法

として、回転中（スキャン中）のビュー毎に高速にX線管の管電圧を切り替えて撮影する「Fast-kV switching方式（高速スイッチング方式）」がある。この場合、管電圧の切り替えに同期してデータ収集装置がデータ収集を行い、異なる管電圧のデータを1つのスキャン中に収集する。また、第3の方法として、1つのX線管ではなく2のX線管を搭載した上でそれらを用いて異なる管電圧で撮影する「Dual Source（2管球方式）」がある。第4の方法として、多層構造のX線検出器を用いる「多層方式」がある。例えば2層構造（浅い層の検出器、深い層の検出器）のX線検出器を用いる場合、浅い層の検出器で低エネルギーのX線が検出され、浅い層の検出器を通過した深い層の検出器で高エネルギーのX線が検出される。いずれのタイプでも本発明を適用することが可能である。本実施形態では、上記第2の方法の場合について説明する。

[0018] さらに、第1実施形態のX線CT装置ではデュアルエネルギースキャンを用いて2重エネルギーの再構成前データ（生データ又は投影データ）を収集する場合について説明するが、デュアルエネルギー（二重エネルギー）以上のマルチエネルギースキャンを用いて多重エネルギーの再構成前データを収集する場合にも本発明を適用することができる。

[0019] 加えて、本実施形態のX線CT装置の1つとしての第2実施形態のX線CT装置ではシングルエネルギースキャンを用いて2重エネルギーの再構成前データを収集する場合について説明するが、シングルエネルギースキャンを用いて多重エネルギーの再構成前データを収集する場合にも本発明を適用することができる。

[0020] （第1実施形態）

図1は、第1実施形態のX線CT装置1を示す構成例を示す図である。

[0021] 図1は、第1実施形態の、デュアルエネルギースキャンを実行するX線CT装置1を示す。X線CT装置1は、大きくは、スキャナ装置11及び画像処理装置（コンソール）12によって構成される。X線CT装置1のスキャナ装置11は、通常は検査室に設置され、患者O（被検体）に関するX線の

透過データを生成するために構成される。一方、画像処理装置 12 は、通常は検査室に隣接する制御室に設置され、透過データを基に投影データを生成して再構成画像の生成・表示を行なうために構成される。

[0022] X線CT装置 1 のスキャナ装置 11 は、X線管 21、絞り 22、X線検出器 23、DAS (data acquisition system) 24、回転部 25、高電圧発生装置 26、絞り駆動機構 27、回転駆動機構 28、天板 30、天板駆動装置 31、及びコントローラ 32 を設ける。

[0023] X線管 21 は、高電圧発生装置 26 から供給された管電圧に応じて金属製のターゲットに電子線を衝突させることでX線を発生させ、X線検出器 23 に向かって照射する。X線管 21 から照射されるX線によって、ファンビームX線やコーンビームX線が形成される。X線管 21 は、高電圧発生装置 26 を介したコントローラ 32 による制御によって、X線の照射に必要な電力が供給される。

[0024] 絞り 22 は、絞り駆動機構 27 によって、X線管 21 から照射されるX線のx軸方向及びz軸方向（スライス方向）の照射範囲を調整する。すなわち、絞り駆動機構 27 によって絞り 22 の開口を調整することによって、スライス方向のX線照射範囲を変更できる。

[0025] X線検出器 23 は、チャンネル方向に複数、及び列（スライス）方向に単数の検出素子を有する 1 次元アレイ型の検出器である。また、X線検出器 23 は、マトリクス状、すなわち、チャンネル方向に複数、及びスライス方向に複数の検出素子を有する 2 次元アレイ型の検出器（マルチスライス型検出器ともいう。）でもよい。X線検出器 23 は、X線管 21 から照射され、患者 O を透過したX線を検出する。

[0026] DAS 24 は、デュアルエネルギースキャンにおける管電圧の切り替えに同期してデータ収集を行なう。DAS 24 は、X線検出器 23 の各検出素子が検出する透過データ（X線検出データ）の信号を増幅してデジタル信号に変換する。DAS 24 の出力データは、スキャナ装置 11 のコントローラ 32 を介して画像処理装置 12 に供給される。DAS 24 の詳細については後

述する。

[0027] 回転部 25 は、X線管 21、絞り 22、X線検出器 23、DAS 24、及び絞り駆動機構 27 を一体として保持する。回転部 25 は、X線管 21 と X線検出器 23 とを対向させた状態で、X線管 21、絞り 22、X線検出器 23、DAS 24、及び絞り駆動機構 27 を一体として患者 O の周りに回転できるように構成されている。高電圧発生装置 26 は、回転部 25 に保持されるものであってもよい。なお、回転部 25 の回転中心軸と平行な方向を z 軸方向、その z 軸方向に直交する平面を x 軸方向、y 軸方向で定義する。

[0028] 高電圧発生装置 26 は、コントローラ 32 による制御によって、デュアルエネルギースキャンを実行するために必要な電力を X線管 21 に供給する。

[0029] 図 2 は、第 1 実施形態の X線 CT 装置 1 に設ける X線管 21 及び高電圧発生装置 26 の構成例を示す図である。

[0030] 図 2 に示すように、X線管 21 は、陽極 21a 及びフィラメント（陰極）21b を備える。また、高電圧発生装置 26 は、低管電圧設定器 26a、高管電圧設定器 26b、タイミング制御器 26c、スイッチ 26d、高電圧電源 26e、しきい値設定器 26f、コンパレータ 26g、及びコンデンサ C を備える。以下、デュアルエネルギースキャンにおける High-kV（高管電圧）を 140 kV と、Low-kV（低管電圧）を 80 kV とする場合を説明するが、その場合に限定されるものではなく、どのような組み合わせの高管電圧と低管電圧に設定するようにしてもよい。そして、デュアルエネルギースキャンにおける High-kV（高管電圧）を「第 1 の管電圧」と定義し、Low-kV（低管電圧）を「第 2 の管電圧」と定義する。

[0031] 低管電圧設定器 26a は、Low-kV を設定する一方、高管電圧設定器 26b は、High-kV を設定する。管電圧設定器 26a と 26b の出力は、いずれも選択可能である。管電圧設定器 26a 又は 26b の出力は、タイミング制御器 26c によって制御されるスイッチ 26d を介して高電圧電源 26e に接続される。スイッチ 26d は、タイミング制御器 26c から出力される信号 a によって制御される。信号 a が「L」を示す場合、低管電圧

設定器 26 a が選択される一方、「H」を示す場合、高圧電圧設定器 26 b が選択される。

[0032] 高圧電圧電源 26 e のプラス側出力は、X線管 21 の陽極 21 a に電氣的に接続されると共に、接地される。また、高圧電圧電源 26 e のマイナス側出力は、X線管 21 のフィラメント 21 b に電氣的に接続される。高圧電圧電源 26 e の出力は、信号 a による切り替えのタイミングで Low-k V 又は High-k V (例えば管電圧 80 k V 又は 140 k V など) に切り換わる。高圧電圧電源 26 e には管電圧検出端子 T が備えられ、管電圧検出端子 T は、コンパレータ 26 g のプラス側入力に接続される。しきい値設定器 26 f は、コンパレータ 26 g のマイナス側入力に接続される。

[0033] コンパレータ 26 g は、高圧電圧電源 26 e の管電圧検出端子 T から入力する信号 b と、しきい値設定器 26 f から入力する信号 c とを入力し、信号 b が信号 c より大きい場合に「L」を示す一方、信号 b が信号 c 以下の場合「H」を示すような信号 d を D A S 24 に出力する。D A S 24 は、信号 d が「L」を示す場合、Low-k V による透過データと判断する一方、「H」を示す場合、High-k V による透過データと判断する。

[0034] コントローラ 32 は、後述する図 4 の CPU 41 の管電圧制御部 51 からの管電圧制御信号に従い、高圧電圧発生装置 26 のタイミング制御器 26 c を介してスイッチ 26 d の切り換えを制御してデュアルエネルギースキャンを実行させ、低管電圧設定器 26 a による Low-k V を高圧電圧電源 26 e から出力させるか、又は、高圧電圧設定器 26 b による High-k V を高圧電圧電源 26 e から出力させるかを選択する。コントローラ 32 からの制御信号により、スイッチ 26 d は、選択された管電圧設定信号を高圧電圧電源 26 e に与える。

[0035] また、コントローラ 32 からの制御信号は D A S 24 にも送られる。D A S 24 は、デュアルエネルギースキャンによって収集したデータが、Low-k V の X 線照射によるものか、又は、High-k V の X 線照射によるものかを認識する。

- [0036] 図1の説明に戻って、絞り駆動機構27は、コントローラ32による制御によって、絞り22におけるX線のx軸方向及びz軸方向の照射範囲を調整する機構を有する。
- [0037] 回転駆動機構28は、コントローラ32による制御によって、回転部25がその位置関係を維持した状態で空洞部の周りを回転するように回転部25を回転させる機構を有する。
- [0038] 天板30は、患者Oを載置可能である。
- [0039] 天板駆動装置31は、コントローラ32による制御によって、天板30をy軸方向に沿って昇降動させると共に、z軸方向に沿って進入／退避動させる機構を有する。回転部25の中央部分は開口を有し、その開口部の天板30に載置された患者Oが挿入される。
- [0040] コントローラ32は、図示しないCPU (central processing unit) 及びメモリ等を備える。コントローラ32は、画像処理装置12からの指示によってX線検出器23、DAS24、高電圧発生装置26、絞り駆動機構27、回転駆動機構28、及び天板駆動装置31等の制御を行なってデュアルエネルギーสキャンを実行させる。
- [0041] X線CT装置1の画像処理装置12は、コンピュータをベースとして構成されており、ネットワーク (local area network) Nと相互通信可能である。画像処理装置12は、大きくは、CPU41、メモリ42、HDD (hard disc drive) 43、入力装置44、及び表示装置45等の基本的なハードウェアから構成される。CPU41は、共通信号伝送路としてのバスを介して、画像処理装置12を構成する各ハードウェア構成要素に相互接続されている。なお、画像処理装置12は、記憶媒体ドライブ46を具備する場合もある。
- [0042] CPU41は、半導体で構成された電子回路が複数の端子を持つパッケージに封入されている集積回路 (LSI) の構成をもつ制御装置である。医師等の操作者によって入力装置44が操作等されることにより指令が入力されると、CPU41は、メモリ42に記憶しているプログラムを実行する。又

は、CPU 41は、HDD 43に記憶しているプログラム、ネットワークNから転送されてHDD 43にインストールされたプログラム、又は記憶媒体ドライブ46に装着された記録媒体から読み出されてHDD 43にインストールされたプログラムを、メモリ42にロードして実行する。

[0043] メモリ42は、ROM (read only memory) 及びRAM (random access memory) 等を含む記憶装置である。メモリ42は、IPL (initial program loading)、BIOS (basic input/output system) 及びデータを記憶したり、CPU 41のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いられったりする。

[0044] HDD 43は、磁性体を塗布又は蒸着した金属のディスクが着脱不能で内蔵されている構成をもつ記憶装置である。HDD 43は、画像処理装置12にインストールされたプログラム（アプリケーションプログラムの他、OS (operating system) 等も含まれる）や、データを記憶する記憶装置である。また、OSに、術者等の操作者に対する表示装置45への情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を入力装置44によって行なうことができるGUI (graphical user interface) を提供させることもできる。

[0045] 入力装置44は、操作者によって操作が可能なポインティングデバイスであり、操作に従った入力信号がCPU 41に送られる。

[0046] 表示装置45は、図示しない画像合成回路、VRAM (video random access memory)、及びディスプレイ等を含んでいる。画像合成回路は、画像データに種々のパラメータの文字データ等を合成した合成データを生成する。VRAMは、合成データをディスプレイに展開する。ディスプレイは、液晶ディスプレイやCRT (cathode ray tube) 等によって構成され画像を順次表示する。

[0047] 図3は、第1実施形態のX線CT装置1に備えるDAS 24の構成例を示す図である。

- [0048] 図3に示すように、DAS24は、ゲイン記憶回路24a、ゲイン制御回路24b、QV変換回路（積分回路及びゲイン可変増幅回路）24c、A/D変換回路24d、キャリブデータ記憶回路24e、及びキャリブデータ適用回路24fを備える。以下、各回路24a～24fがX線検出器23を構成するX線検出素子毎に備えられるものとするが、複数のX線検出素子によって構成されるX線検出素子群毎に備えられていてもよい。
- [0049] ゲイン記憶回路24aは、ゲイン（増幅率）を予め記憶する。ゲイン記憶回路24aは、頭部撮影用に、頭部の大きさに応じたゲインを予め記憶しておき、胸部撮影用に、胸部の大きさに応じたゲインを予め記憶しておき、腹部撮影用に、腹部の大きさに応じたゲインを予め記憶しておく。ゲイン記憶回路24aは、体径サイズの異なる複数部位について1回のX線照射で画像収集できるようなゲインを記憶することもできる。
- [0050] ゲイン制御回路24bは、コントローラ32の制御によって、ゲイン記憶回路24aに記憶されたゲインを設定するようにQV変換回路24cを制御する。
- [0051] QV変換回路24cは、X線検出器23を構成する第mチャンネル、第n列のX線検出素子 $E_{m,n}$ から出力される電圧信号をX線の照射周期に同期して周期的に積分する。また、QV変換回路24cは、オペアンプ（operational amplifier）A、異なる容量の3個のコンデンサC（C1、C2、C3）、及び3個のスイッチS（S1、S2、S3）を備える。スイッチS1、S2、S3は、それぞれ各コンデンサC1、C2、C3に対応され、ゲイン制御回路24bによってON/OFFを制御される。コンデンサC1、C2、C3のON/OFFの組み合わせによって、QV変換回路24cは、6種類のゲインを設定することができる。なお、QV変換回路24cは、6種類のゲインを設定するために同一容量の6個のコンデンサCを備えてもよい。また、QV変換回路24cが備えるコンデンサCの数は、3個及び6個に限定されるものではない。
- [0052] QV変換回路24cは、X線検出素子 $E_{m,n}$ から出力される透過データを、

ゲイン制御回路 24 b によって制御されたゲインを用いて増幅する。

[0053] A/D変換回路 24 d は、QV変換回路 24 c から出力されるアナログデータをデジタルデータに変換する。

[0054] キャリブデータ記憶回路 24 e は、コントローラ 32 の制御によってキャリブデータ（キャリブレーションデータ）用にデュアルエネルギースキャンで予め得られた正確なキャリブデータを記憶する。キャリブデータ記憶回路 24 e に記憶されるキャリブデータについて説明する。

[0055] キャリブデータ適用回路 24 f は、デュアルエネルギースキャンによる A/D変換回路 24 d の出力データに、キャリブデータ記憶回路 24 e に記憶されたキャリブデータを適用する。キャリブデータ適用回路 24 f は、デュアルエネルギースキャンによって収集したデータの管電圧ペアと、管電流モジュレーションにおける管電流の各値とを認識する。キャリブデータ適用回路 24 f は、キャリブデータ記憶回路 24 e から、認識した管電圧ペア及び管電流の各値に対応するキャリブデータを取得して A/D変換回路 24 d の出力信号に適用する。

[0056] キャリブデータ記憶回路 24 e が離散的な管電流に対してキャリブデータを有している場合には、キャリブデータ適用回路 24 f は、データの無い管電流については、キャリブデータを補間して適用する。

[0057] 図 1 の説明に戻って、画像処理装置 12 は、スキャナ装置 11 の D A S 24 から入力された 2 重エネルギーの生データに対して対数変換処理や、感度補正等の補正処理（前処理）を行なって投影データを生成して H D D 43 等の記憶装置に記憶させる。また、画像処理装置 12 は、前処理された投影データに対して散乱線の除去処理を行なう。画像処理装置 12 は、X 線曝射範囲内の投影データの値に基づいて散乱線の除去を行なうものであり、散乱線補正を行なう対象の投影データ又はその隣接投影データの値の大きさから推定された散乱線を、対象となる投影データから減じて散乱線補正を行なう。画像処理装置 12 は、補正された投影データに基づいて画像データを生成して H D D 43 等の記憶装置に記憶させたり、表示装置 45 に表示させたりす

る。

[0058] 図4は、第1実施形態のX線CT装置1の機能を示すブロック図である。

[0059] 図1に示す画像処理装置12のCPU41がプログラムを実行することによって、X線CT装置1は、図4に示すように、管電圧制御部51及び任意エネルギー画像生成部52としての機能を備える。具体的には、管電圧制御部51は、条件設定部61及びフィラメント電流値演算部62を備える。また、任意エネルギー画像生成部52は、投影データ読み出し部71、分離部72、再構成部73、物質判別部74、エネルギー設定部75、単色X線画像生成部76、及びフュージョン画像生成部77を備える。なお、画像処理装置12の管電圧制御部51と任意エネルギー画像生成部52の全部又は一部は、画像処理装置12にハードウェアとして備えられるものであってもよい。また、画像処理装置12の管電圧制御部51と任意エネルギー画像生成部52の全部又は一部は、画像処理装置12のみならず、高電圧発生装置26やコントローラ32に備えられるものであってもよい。

[0060] まず、管電圧制御部51の構成について説明する。管電圧制御部51は、高電圧発生装置26により発生される管電圧の切り替え及び切替時の条件などを制御するための管電圧制御信号を生成し、生成された管電圧制御信号をコントローラ32に供給する。

[0061] 管電圧制御部51の条件設定部61は、スキャン計画、スキャンに先立つ位置決め画像（スカウト画像）から得られる情報、又は、スキャン中に被検体を透過したX線透過データに基づいて、管電流条件（モジュレーション時の最大の管電流値）を設定する機能を有する。また、条件設定部61は、スキャン計画、スカウト画像から得られる情報、又は、スキャン中に被検体を透過したX線透過データに基づいて、時系列に対するX線照射量の変調（モジュレーション）の条件を設定する機能を有する。モジュレーションとしては、回転角に対する周期的なモジュレーション（回転角モジュレーション）、z軸方向に対するモジュレーション（z軸モジュレーション）、心電信号に同期した周期的なモジュレーション（心電同期モジュレーション）、及び

、眼球及び卵巣等の高感受性部位の被曝を低減するためのモジュレーション（高感受性部位モジュレーション）や、それらの組み合わせが挙げられる。条件設定部 6 1 によってそれぞれ設定された管電流条件及びモジュレーション条件は、フィラメント電流値演算部 6 2 に送られる。

[0062] フィラメント電流値演算部 6 2 は、コントローラ 3 2 及び高電圧発生装置 2 6 を介して、条件設定部 6 1 によって設定された管電流条件及びモジュレーション条件に基づく X 線管 2 1 のフィラメント電流値を算出する機能を有する。また、フィラメント電流値演算部 6 2 は、算出されたフィラメント電流値を X 線管 2 1 のフィラメントに供給する機能を有する。

[0063] 次に、任意エネルギー画像生成部 5 2 の構成について説明する。任意エネルギー画像生成部 5 2 は、撮影の対象範囲に存在する物質ごとに適切なエネルギーを用いた任意のエネルギー画像を生成する。任意エネルギー画像生成部 5 2 が任意のエネルギー画像を生成する場合、第 1 実施形態の X 線 CT 装置 1 では、X 線 CT 装置 1 によりデュアルエネルギースキャンが実行されて 2 重エネルギーの投影データが収集される。例えば、デュアルエネルギースキャンの 1 つの方法として、回転中（スキャン中）のビュー毎に高速に X 線管の管電圧を切り替えて撮影する「Fast-kV switching 方式（高速スイッチング方式）」が用いられる。

[0064] 任意エネルギー画像生成部 5 2 の投影データ読み出し部 7 1 は、画像処理装置 1 2 の HDD 4 3 に記憶されている 2 重エネルギーの投影データを再構成前データとして読み出す。投影データ読み出し部 7 1 は、読み出した 2 重エネルギーの投影データを分離部 7 2 に供給する。なお、投影データ読み出し部 7 1 は、投影データの代わりに、再構成前データとしての生データを読み出してもよい。

[0065] 分離部 7 2 は、投影データ読み出し部 7 1 からの 2 重エネルギーの投影データを用いて、撮影の対象範囲に存在する、予め決定された複数の基準物質（造影剤、 CaCO_3 、尿酸、及び脂肪等）を分離（弁別）する。以下、分離部 7 2 が、2 つの基準物質を分離して 2 つの基準物質のそれぞれに対応する

2組の投影データを生成する場合について説明するが、複数であればよく2つに限定されるものではない。分離部72は、分離した2つの基準物質のそれぞれに対応する2組の投影データを再構成部73に供給する。なお、分離部72における基準物質の分離方法については、図5のフローチャートを用いて詳述する。

[0066] 再構成部73は、分離部72によって分離された2つの基準物質のそれぞれに対応する2組の投影データを基に、基準物質毎に、画像データとしての基準物質画像（基準物質強調画像）を再構成する。再構成部73は、基準物質1に相当する組の投影データに基づいて基準物質1の基準物質画像を生成し、基準物質2に相当する組の投影データに基づいて基準物質2の基準物質画像を生成する。再構成部73によって生成された複数の基準物質画像を組み合わせることで、複数エネルギーに相当する複数の画像データとしての複数の単色X線画像を生成することが可能である。再構成部73は、生成した2つの基準物質のそれぞれに対応する2つの基準物質画像を物質判別部74及び単色X線画像生成部76に供給する。

[0067] 物質判別部74は、再構成部73によって生成された、2つの基準物質のそれぞれに対応する2つの基準物質画像を用いて、撮影の対象範囲に存在する各物質（組織、造影剤、及び骨等を含む）の判別（特定）を行ない、判別結果をエネルギー設定部75に供給する。なお、物質判別部74における物質の判別方法については、図5のフローチャートを用いて詳述する。

[0068] エネルギー設定部75は、物質判別部74からの判別結果に基づいて、画像処理装置12のHDD43やメモリ42に予め記憶されているエネルギーテーブルを参照して、撮影の対象範囲に存在する物質ごとに、各物質に関する単色X線画像を生成する際のエネルギーを設定する。エネルギー設定部75は、設定したエネルギーに関するデータを単色X線画像生成部76に供給する。

[0069] 単色X線画像生成部76は、エネルギー設定部75によって設定された各物質に関するエネルギーと、再構成部73によって生成された、2つの基準

物質のそれぞれに対応する2つの基準物質画像に基づいて、撮影の対象範囲に存在する各物質に関する単色X線画像を生成する。なお、第1実施形態で用いられる「単色X線画像」とは、特定のX線実効エネルギーを有する連続スペクトルX線を用いて撮影された投影データに基づいて作成される画像であって、特定のエネルギーの有する単色X線を用いて撮影される場合に得られる画像と等価な関係となる画像を意味する。単色X線画像生成部76は、生成した単色X線画像に関するデータをフュージョン画像生成部77に供給する。

[0070] フュージョン画像生成部77は、単色X線画像生成部76によって生成された単色X線画像を用いて、フュージョン画像を生成する。

[0071] 続いて、第1実施形態のX線CT装置1におけるフュージョン画像表示処理について説明する。

[0072] 図5は、第1実施形態のX線CT装置1の動作を示すフローチャートである。

[0073] ステップS1において、X線CT装置1のスキャナ装置11は、コントローラ32の制御に従い、デュアルエネルギースキャンを実行し、デュアルエネルギースキャン（例えば、Fast-kV switching方式（高速スイッチング方式））による投影データを収集する。具体的には、スキャナ装置11は、回転中（スキャン中）のビュー毎に高速にX線管の管電圧を切り替えて撮影し、High-kV（高管電圧）とLow-kV（低管電圧）の2種類の異なる管電圧を用いて被検体Oを撮影する。なお、X線CT装置1は、デュアルエネルギー以上のマルチエネルギーを用いることができ、例えば三重エネルギースキャンの場合には3種類の異なる管電圧を用いて被検体Oを撮影する。

[0074] ステップS2において、スキャナ装置11のDAS24は、デュアルエネルギースキャンにおける管電圧の切り替えに同期してデータ収集を行い、X線検出器23の各検出素子が検出する透過データの信号を増幅してデジタル信号に変換する。DAS24の出力データは、スキャナ装置11のコントロ

ーラ 3 2 を介して画像処理装置 1 2 に供給される。

[0075] そして、X線CT装置 1 の画像処理装置 1 2 のCPU 4 1 は、スキャナ装置 1 1 のDAS 2 4 から入力された 2 重エネルギーの生データを取得し、取得された生データに対して対数変換処理や、感度補正等の補正処理（前処理）を行なって投影データを生成してHDD 4 3 等の記憶装置に記憶させる。HDD 4 3 は、CPU 4 1 の制御に従い、2 重エネルギーの投影データを記憶する。

[0076] ステップS 3 において、CPU 4 1 の任意エネルギー画像生成部 5 2 の投影データ読み出し部 7 1 は、画像処理装置 1 2 のHDD 4 3 に記憶されている、2 重エネルギーに相当する投影データを読み出す。投影データ読み出し部 7 1 は、読み出した投影データを分離部 7 2 に供給する。

[0077] ステップS 4 において、分離部 7 2 は、投影データ読み出し部 7 1 からの 2 重エネルギーの投影データを用いて、撮影の対象範囲に存在する 2 つの基準物質を分離する。分離部 7 2 は、分離した 2 つの基準物質のそれぞれに対応する 2 組の投影データを再構成部 7 3 に供給する。

[0078] ステップS 5 において、再構成部 7 3 は、分離部 7 2 によって分離された 2 つの基準物質のそれぞれに対応する 2 組の投影データを基に、基準物質毎に、画像データとしての基準物質画像（基準物質強調画像）を再構成する。再構成部 7 3 は、第 1 基準物質に相当する組の投影データに基づいて第 1 基準物質の基準物質画像を生成し、第 2 基準物質に相当する組の投影データに基づいて第 2 基準物質の基準物質画像を生成する。再構成部 7 3 によって生成された複数の基準物質画像を組み合わせることで、複数エネルギーに相当する複数の画像データとしての複数の単色画像を生成することが可能である。再構成部 7 3 は、生成した 2 つの基準物質のそれぞれに対応する 2 つの基準物質画像を物質判別部 7 4 及び単色X線画像生成部 7 6 に供給する。

[0079] ステップS 6 において、物質判別部 7 4 は、再構成部 7 3 によって生成された、2 つの基準物質のそれぞれに対応する 2 つの基準物質画像を用いて、撮影の対象範囲に存在する各物質の判別を行なう。ここで、撮影の対象範囲

に存在する基準物質の分離方法と、各物質の判別方法の概念について説明する。

[0080] 第1に、撮影の対象範囲に存在する物質の特定方法の概念について詳述する。2重エネルギーのデータによる物質の特定方法については、大きく分けて、2重エネルギーの投影データから生成された画像自体を元にして物質の特定を行なう画像ベースによるもの（上述した非特許文献1参照）と、2重エネルギーの投影データを2つの基準物質に分離し、それぞれの基準物質に基づく画像を作成し、それらの画像より物質の特定を行なう生ベースによるもの（上述した特許文献1）とがある。いずれの場合であっても本発明を適用することはできるが、第1実施形態では後者を用いて説明する。勿論、上記以外の方法でもよく、物質を特定することができさえすればよい。

[0081] 分離部72は、2重エネルギーの投影データについて2つの基準物質で分離を行なう。2つの基準物質により分離を行なう方法は、上述した特許文献1に記載された方法である。例えば任意の物質が2つの基準物質により構成されると仮定した場合に、任意の物質に関して取得されたX線減弱係数 $\mu(E, x, y)$ を2つの基準物質に関するX線減弱係数（線減弱係数）の和により表すことを考える。なお、任意の物質が2つの基準物質により構成されると仮定するということの意義は、主として、任意の物質に関して取得されたX線減弱係数 $\mu(E, x, y)$ を2つの基準物質に関するX線減弱係数（線減弱係数）の和（線形結合）によって数式で表す（表現する）ことにあり、任意の物質が実際に2つの基準物質により物理的に構成されることを前提とするものではない。そして、この方法により、いかなる物質に関するX線減弱係数 $\mu(E, x, y)$ も、2つの基準物質に関するX線減弱係数（線減弱係数）の和に分離することが可能となる。

[0082] 再構成部73は、このように分離された投影データをそれぞれ再構成処理して2つの再構成画像を生成する。この2つの再構成画像に基づいて、 $c_1(x, y)$ 、 $c_2(x, y)$ が導出される。 $c_1(x, y)$ と $c_2(x, y)$ は、 (x, y) におけるピクセル（又はボクセル）の基準物質1と基準物質2の

存在率を示している。つまり、 $c_1(x, y)$ と $c_2(x, y)$ は、任意の物質がどれだけ基準物質 1 と基準物質 2 に類似しているかを表している。

[0083] この場合、任意の物質に関して取得された X 線減弱係数 $\mu(E, x, y)$ は、次の式 (1) のように表される。

[0084] [数1]

$$\mu(E, x, y) = \mu_1(E)c_1(x, y) + \mu_2(E)c_2(x, y) \quad \cdots (1)$$

[0085] ここで、 E は X 線エネルギーを示している。また、 $\mu_1(E)$ 、 $\mu_2(E)$ は、エネルギー E のときの基準物質 1 の線減弱係数と基準物質 2 の線減弱係数を示している。

[0086] 次に、 $c_1(x, y)$ と $c_2(x, y)$ に関する情報が取得された後に行なわれる物質の判別方法の概念について説明する。任意の物質がいかなる物質であるかを判別する場合、 $c_1(x, y)$ と $c_2(x, y)$ との相関関係が利用される。例えば基準物質 1 が造影剤 50 [mg I / ml] で、かつ、基準物質 2 が水であるものとする。そして、基準物質の分離処理で $c_1(x, y)$ と $c_2(x, y)$ の算出後に、各ピクセル又はボクセルごとに c_1 を y 軸にとり、 c_2 を x 軸にとりグラフ化する。このグラフは、図 6 に示される。

[0087] なお、第 1 実施形態では、例として c_1 を y 軸、 c_2 を x 軸としたが、逆に c_1 を x 軸、 c_2 を y 軸でもよいし、直交座標系に代えて斜交座標系等の他の座標系を用いることも可能であるし、原点を中心に所定の角度で回転させたものや、 c_1 、 c_2 に係数を掛けて 2 軸を変形させたものなどでもよい。すなわち、線形結合画像における 2 つの基準物質画像の相関を表すことができるものであれば十分であり、 c_1 、 c_2 の相関を示した図であれば、本発明を適用することができる。

[0088] 図 6 の場合、基準物質として、造影剤、脂肪、尿酸、石灰化である炭酸カルシウム (CaCO_3) を例としてグラフ化したものである。上述したように、任意の物質に関して取得された X 線減弱係数 $\mu(E, x, y)$ を、2 つの基準物質である造影剤 50 [mg I / ml] と水に関する X 線減弱係数 (線

減弱係数)の和により表すことを考える。なお、任意の物質を2つの基準物質により分解した結果、任意の物質によっては、 $c_1(x, y)$ と $c_2(x, y)$ は1よりも大きい値となりうる。

[0089] 例えば基準物質の1つである造影剤50 [mg I / ml]を2つの基準物質である造影剤50 [mg I / ml]と水に関するX線減弱係数(線減弱係数)の和により表す場合には、100%の造影剤50 [mg I / ml]であるから、 $c_1=1$ 、 $c_2=0$ となる。100%の造影剤50 [mg I / ml]は、A点により示される。他方、基準物質の1つである水を2つの基準物質である造影剤50 [mg I / ml]と水に関するX線減弱係数(線減弱係数)の和により表す場合には、100%の水であるから、 $c_1=0$ 、 $c_2=1$ となる。100%の水は、B点により示される。このことから、造影剤と水の混合物は、点Aと点Bにより結ばれる直線1上に存在する点により示される。このような相関関係を有する直線1は、直線の方程式 $c_1 = a_1 c_2 + b_1$ により表される。

[0090] 同様に、水と脂肪、水と尿酸、水と炭酸カルシウムとの相関関係を示す直線の方程式が求められる。例えば水と脂肪の混合物は、点Bと点Cにより結ばれる直線2上に存在する点により示される。なお、第1実施形態では便宜的に水と他の物質との相関関係を示す直線の方程式を求めるようにしたが、このような場合に限らず、いずれかの点により示される物質を中心にして相関関係を示す直線の方程式を求めるようにすればよい。

[0091] このような相関関係が成り立つことを利用して、 $c_1(x, y)$ と $c_2(x, y)$ に関する情報に基づいて物質の判別が可能となる。すなわち、上記で求めた相関の直線が表しているものは、各物質と水の混合物を示している。つまり、直線が異なれば混合物に含まれる物質が異なることを示しており、これにより物質の分離が可能となる。さらに、 $c_1(x, y)$ と $c_2(x, y)$ により示される点がどの直線上のどこに存在するかにより、どのような物質であるかを判別することも可能となる。

[0092] 例えば、造影剤と水の混合物であれば、基準物質が水と造影剤であるため

に、傾き $a_1 = -1$ 、切片 $b_1 = 1$ の直線 1 ($c_1 = a_1 c_2 + b_1$) によって造影剤と水の混合物であること及び造影剤と水の混合の割合がどの程度か判別することができる。また、炭酸カルシウム (CaCO_3) と水の混合物であれば、傾き $a_{\text{Ca}} = 0.9$ 、切片 $b_{\text{Ca}} = -0.9$ の直線 4 によって炭酸カルシウムと水の混合物であること及び炭酸カルシウムと水の混合の割合がどの程度か判別することができる。

[0093] なお、第 1 実施形態では、2 つの基準物質を用いて説明したが、3 つ以上の基準物質を用いて物質の判別をしてもよい。これにより、より高精細に物質を判別することができる。

[0094] また、図 6 に示されるような直線の式を得るためには、2 重エネルギーのデータにより予め既知な物質を撮影して、各物質の直線の式を取得しておきテーブルなどの形式でそれぞれ対応付けて記憶させておき、物質判別に際して参照する方法が考えられる。さらに、2 重エネルギーの投影データを取得する場合は、線減弱係数を用いて図 6 に示されるような直線の式を得る算出する方法がある。

[0095] 後者の線減弱係数を用いて算出する方法について説明する。各物質の線減弱係数 μ は既知である。そこで、骨や造影剤や水、脂肪などが存在する部位が明らかである場合に、上記式 (1) に、High-kV (高管電圧) と Low-kV (低管電圧) の 2 種類の異なる管電圧を用いた場合の異なる 2 種類の X 線エネルギーにおける $\mu_1(E_{\text{Low}})$ と $\mu_2(E_{\text{Low}})$ 及び $\mu_1(E_{\text{High}})$ と $\mu_2(E_{\text{High}})$ を代入し、次の式 (2) に示される連立方程式を解くことで c_1 、 c_2 の値を取得することができる。なぜならば、次の式 (2) における未知数は、 c_1 、 c_2 の 2 つのみであるからである。

[0096] [数 2]

$$\begin{aligned} \mu(E_{\text{Low}}) &= \mu_1(E_{\text{Low}})c_1 + \mu_2(E_{\text{Low}})c_2 \\ \mu(E_{\text{High}}) &= \mu_1(E_{\text{High}})c_1 + \mu_2(E_{\text{High}})c_2 \end{aligned} \quad \dots (2)$$

[0097] ここで、E は X 線エネルギーを示している。Low・High は、2 種類の X 線エネルギーにおける低・高エネルギーのことを示している。 μ は X 線

エネルギーEにおける各物質の線減弱係数である。

[0098] この c_1 、 c_2 と水を結ぶ直線に関する傾きと切片を求めることにより、各物質と水との混合物に関する直線の傾きaと切片bが取得できる。その結果、図6と同様の相関関係が取得可能である。このように、予め既知な物質を撮影しておく方法、あるいは、線減弱係数を用いて算出する方法により直線の式が取得されたものと、再構成部73が2重エネルギーの投影データにより生成する基準物質画像に基づく $c_1(x, y)$ と $c_2(x, y)$ に関する情報とを比較することにより物質の判別ができる。

[0099] なお、第1実施形態では、再構成前データを元にして基準物質の分離を行ない、基準物質画像を元にして物質の判別を行なう場合について説明したが、基準物質の分離及び物質の判別ができさえすればよく、別な手段でもかまわない。

[0100] 物質判別部74は、撮影の対象範囲に存在する各物質の判別結果をエネルギー設定部75に供給する。

[0101] ステップS7において、エネルギー設定部75は、物質判別部74からの判別結果を取得する。エネルギー設定部75は、画像処理装置12のHDD43やメモリ42に予め記憶されているエネルギーテーブルを読み出す。

[0102] 図7は、画像処理装置12のHDD43やメモリ42に予め記憶されているエネルギーテーブルの構成例を示す図である。

[0103] 図7が示すように、物質と、物質に関する単色X線画像を生成する際のエネルギーとが対応付けられて記憶されている。例えば物質Aには、物質Aに関する単色X線画像を生成する際のエネルギーとして75[k e V]が対応付けられて記憶されている。また、骨には、アーチファクトに関する単色X線画像を生成する際のエネルギーとして130[k e V]が対応付けられて記憶されている。さらに、アーチファクトには、アーチファクトに関する単色X線画像を生成する際のエネルギーとして130[k e V]が対応付けられて記憶されている。なお、任意の物質のみで構成されているものでなくとも、2つの物質の混合物に関してエネルギーを対応付けてもよいし、1つの

物質に関してエネルギーを対応付けてもよい。

[0104] なお、エネルギーテーブルにおいて物質と対応付けられて記憶されるエネルギーは、物質に関していわゆる適切なエネルギーであり、ここでいう適切なエネルギーか否かの判断にあたっては、例えばCT値の差が大きくコントラストがつきやすいことや、骨やアーチファクトの除去が可能であることなど種々の要素が考慮されて決定されるものである。

[0105] エネルギー設定部75は、エネルギーテーブルを参照して、撮影の対象範囲に存在する物質ごとに、各物質に関する単色X線画像を生成する際のエネルギーを設定する。なお、ここにおけるエネルギー設定が物質ごとに高精細にされることにより、その後のステップS8の処理で高精細に単色X線画像が作成可能となる。

[0106] エネルギー設定部75は、設定したエネルギーに関するデータを単色X線画像生成部76に供給する。

[0107] ステップS8において、単色X線画像生成部76は、エネルギー設定部75により設定された各物質に関するエネルギーと、再構成部73によって生成された、2つの基準物質画像に基づいて、撮影の対象範囲に存在する各物質に関する単色X線画像を生成する。このとき、単色X線CT画像は、次の式(3)で定義される。

[0108] [数3]

$$CT \text{ number}(E, x, y) = 1000 \times \frac{\mu(E, x, y) - \mu_{\text{water}}(E, x, y)}{\mu_{\text{water}}(E, x, y)} \quad \dots (3)$$

[0109] ここで、 $\mu_{\text{water}}(E, x, y)$ は水の線減弱係数を示している。 $\mu(E, x, y)$ は物質に関して取得されたX線減弱係数を示しており、上記式(1)により求められる値である。従って、ステップS6の処理により $c_1(x, y)$ と $c_2(x, y)$ に関する情報がピクセル(ボクセル)ごとに取得されれば、上記式(1)により任意のエネルギーでの線減弱係数 $\mu(E, x, y)$ が求められ、これを上記式(3)に代入することで任意のエネルギーでの単

色X線画像が取得可能である。この計算は、上記で物質の判別後、物質毎に任意のエネルギーで単色X線画像が生成される。

[0110] 単色X線画像生成部76は、生成した単色X線画像に関するデータをフュージョン画像生成部77に供給する。なお、単色X線画像生成部76は、ユーザ入力装置44を用いて指定する任意のエネルギーの単色X線画像を物質ごとに生成するようにしてもよい。

[0111] ステップS9において、フュージョン画像生成部77は、単色X線画像生成部76により生成された単色X線画像を用いて、フュージョン（統合）画像を生成する。具体的には、図8が示すように、フュージョン画像生成部77は、物質ごとの単色X線画像をフュージョン（重畳又は統合）し、フュージョン画像（統合画像）を生成する。

[0112] 図8及び図9は、フュージョン画像の生成における概念図を説明するための図である。

[0113] 図9が示すように、軟組織1に設定されるエネルギー（最適エネルギー）が80[k e V]であり、軟組織2に設定されるエネルギー（最適エネルギー）が50[k e V]であり、軟組織3に設定されるエネルギー（最適エネルギー）が50[k e V]であるものとする。また、骨に設定されるエネルギーが130[k e V]であり、アーチファクトに設定されるエネルギーが130[k e V]であるものとする。この場合には、図8が示すように、軟組織1に関しては、エネルギーが80[k e V]の場合の単色X線画像が生成（作成）され、軟組織2と3に関しては、エネルギーが50[k e V]の場合の単色X線画像が生成され、骨とアーチファクトに関しては、エネルギーが130[k e V]の場合の単色X線画像が生成される。その上で、軟組織1乃至3と骨とアーチファクトに関して生成された3つの単色X線画像がフュージョン（統合）され、フュージョン画像が生成される。

[0114] なお、フュージョン画像生成部77は、物質ごとの単色X線画像のうち特定の画像に関して任意の係数で重み付け加算処理又は重み付け減算処理を施すようにしてもよい。これにより、単に物質ごとの単色X線画像が均一に同

じ割合で統合されるのではなく、特定の単色X線画像を強調することができる。

[0115] フュージョン画像生成部77は、生成されたフュージョン画像を表示装置45に供給する。ステップS10において、CPU41は、表示装置45を制御し、生成されたフュージョン画像を表示させる。このフュージョン画像に関しては、2D表示（2次元表示）でもよいし、3D表示（3次元表示）でもよい。なお、CPU41は、物質ごとの単色X線画像を統合することなく、そのままそれぞれの単色X線画像を表示装置45に表示させるようにしてもよい。このとき、CPU41は、それぞれの単色X線画像を表示装置45に異なる色を用いてカラー表示させるようにしてもよいし、2D表示又は3D表示（3次元表示）するようにしてもよい。また、1枚の単色X線画像に重み付け係数をかけて表示して、強調又は抑制画像を表示するようにしてもよい。

[0116] なお、単色X線画像を生成するエネルギーが物質ごとに異なるために、表示装置45に表示されるCT値が異なってしまうことが考えられる。そこで、表示装置45に表示されるCT値は特定のエネルギーで固定した上で、上述したように画像の表示だけ各物質でエネルギーが異なるようにしてもよい。

[0117] また、第1実施形態のX線CT装置1は、フュージョン画像表示処理を行なう場合にデュアルエネルギースキャン又はマルチエネルギースキャンを実行して投影データを生成するようにしている。しかし、このような場合に限りならず、デュアルエネルギースキャン又はマルチエネルギースキャンが予め実行されて生成された投影データがHDD43に記憶されている場合にも本発明を適用することができる。

[0118] 第1実施形態のX線CT装置1によると、多重エネルギーの再構成前データに基づいて物質ごとに任意のエネルギーの画像を作成した上で、1枚のフュージョン画像を作成して表示することができる。これにより、第1実施形態のX線CT装置1によると、被検体の診断部位や物質などにより画像診断

における最適なエネルギーが異なったとしても、候補として考えられるエネルギーの中からいずれかの1つのエネルギーを選択する必要性がなくなる。また、第1実施形態のX線CT装置1によると、被検体の診断部位や物質などにより画像診断における最適なエネルギーが異なったとしても、アーチファクトを低減しつつ、かつ、同時に物質ごとにコントラストが改善された画像を提供することができる。

[0119] (変形例)

第1実施形態のX線CT装置1では、多重エネルギーの投影データを得るために、デュアルエネルギースキャンを行なう構成について説明した。X線CT装置1の変形例は、多層構造のX線検出器を用いる「多層方式」においてシングルエネルギースキャンを行なうことで多重エネルギーの投影データを得るものである。

[0120] X線CT装置1の変形例では、X線検出器23（図1に図示）は、多層構造、例えば2層構造（浅い層の検出器、深い層の検出器）を有する。その場合、浅い層の検出器で低エネルギーのX線が検出され、浅い層の検出器を通過した深い層の検出器で高エネルギーのX線が検出される。そして、投影データ読み出し部71（図4に図示）は、画像処理装置12のHDD43に記憶されている、2層構造のそれぞれの層から得られる2重エネルギーに相当する投影データを読み出す。なお、X線CT装置1の分離部72（図4に図示）以降の動作は、X線CT装置1の変形例にも適用される。

[0121] (第2実施形態)

第2実施形態のX線CT装置は、光子計数型のX線CT装置である。

[0122] 図10は、第2実施形態のX線CT装置の構成例を示す図である。

[0123] 図10は、第2実施形態のX線CT装置1Aを示す。X線CT装置1Aは、大きくは、スキャナ装置11A及び画像処理装置（コンソール）12Aによって構成される。X線CT装置1Aのスキャナ装置11Aは、通常は検査室に設置され、患者O（被検体）に関するX線の透過データを生成するために構成される。一方、画像処理装置12Aは、通常は検査室に隣接する制御

室に設置され、透過データを基に投影データを生成して再構成画像の生成・表示を行なうために構成される。

[0124] X線CT装置1Aのスキナ装置11Aは、X線管21、絞り22、X線検出器（光子計数型画像検出器）23A、DAS24A、回転部25、高電圧発生装置26A、絞り駆動機構27、回転駆動機構28、天板30、天板駆動装置31、及びコントローラ32を設ける。

[0125] なお、図10に示すX線CT装置1Aの構成において、図1に示すX線CT装置1と同一部材には同一符号を付して説明を省略する。

[0126] X線検出器23Aは、マトリクス状、すなわち、チャンネル方向に複数チャンネル、スライス方向に複数列の画素を有する。しかも、X線検出器23Aのチャンネル方向は、特に、X線管21からのX線ビームの広がり角度を考慮して湾曲を持たせている。なお、X線検出器23Aの全体の形状は、用途によって決まり、平板状であってもよい。以下、半導体検出器を例にとって説明するが、本発明は半導体検出器に限らず光子計算が可能な如何なる検出器にも適用できる。

[0127] 図11は、第2実施形態のX線CT装置1AにおけるX線検出器23Aの構成を説明するための斜視図である。

[0128] 図11に示すように、X線検出器23Aは、2次元面を複数の面に分割するように複数の検出器ブロック23aに分割され、かつ、複数の検出器ブロック23a同士を着脱自在に結合可能になっている。また、検出器ブロック23aのX線入射側の前面には、モリブデン製、又はタングステン製の図示しないコリメータがスライス方向に配置された状態で、X線管21からのX線透過像が得られるようになっている。

[0129] 各検出器ブロック23aは、化合物半導体によって構成され、かつ、所定サイズ（例えば数センチ×数センチ）の層状の半導体セルSと、半導体セルSの放射線入射面を電圧印加用の荷電電極E1で覆うと共に、半導体セルSの放射線入射面に反対側の面を2次元アレイ状（基盤目状）に分割した複数の集電電極E2で覆うモノリシック構造を有する。集電電極E2が各画素に

対応している。半導体セルSの材料としては、テルル化カドミウム半導体（CdTe半導体）、カドミウムジンクテルライド半導体（CdZnTe半導体）、シリコン半導体（Si半導体）等が用いられる。荷電電極E1には例えば数十V～数百V程度の比較的高い電圧が印加される。これにより、半導体セルSに入射したX線光子に因り、その内部に電子と正孔の対が発生し、このうちの電子が相対的に正電位の集電電極E2それぞれに集められ、この電子による電荷がパルス状の信号として検知される。つまり、放射線入射面に入射したX線は電気量のパルス信号に直接、変換される。

[0130] 基盤目状に分割された複数の集電電極E2それぞれのサイズにより、X線に対する画素のサイズが決まる。このサイズは、X線を光子（粒子）として検出することが可能な十分小さい値になっている。これにより、フォトンカウンティング（光子計数）が可能なX線検出器23Aが構成され、その全体では所定数個でかつマトリクス状の画素チャンネルが形成されている。

[0131] これにより、患者Oを透過したX線は、X線検出器23AによりX線粒子（すなわちX線光子）として一定時間毎に計数され、光子エネルギーに応じたアナログ量の検出信号が画素P（画素P1乃至Pk）毎に出力される。

[0132] X線検出器23Aから出力された各画素の検出信号は、DAS24に送られる。

[0133] 図12は、第2実施形態のX線CT装置1AにおけるX線検出器23A及びDAS24Aを中心とした電氣的なブロック図である。

[0134] 図12に示すように、X線検出器23Aは、画素P毎に、コントローラ32によって制御される半導体セルSを備える。

[0135] DAS24Aは、画素P毎に、コントローラ32によって制御される処理回路Cを備える。処理回路Cは、チャージアンプ81、波形整形回路82、 n （ n ：正の整数）段の比較器（Dual Discriminator）83₁～83 _{n} 、 n 段のスイッチ84₁～84 _{n} 、閾値論理回路（Discriminator Logic）85、 m （ m ：正の整数）段のカウンタ（counter CLK）86₁～86 _{m} 、重み付け回路87、及び加算回路88を備える。

- [0136] チャージアンプ 8 1 は、半導体セル S の複数の集電電極 E 2 のそれぞれに接続される。チャージアンプ 8 1 は、X 線粒子の入射に応答して集電される電荷を電圧パルス信号として出力する。チャージアンプ 8 1 の出力端は、ゲイン及びオフセットが調整可能な波形整形回路 8 2 に接続される。
- [0137] 波形整形回路 8 2 は、検知した電圧パルス信号の波形を、予め調整されているゲイン及びオフセットで処理して波形整形する。波形整形回路 8 2 のゲイン及びオフセットは、半導体セル S の画素毎の電荷チャージアップ特性に対する不均一性を考慮した調整パラメータである。画素毎の波形整形回路 8 2 のゲイン及びオフセットをキャリブレーション作業にて事前に調整しておくことにより、かかる不均一性を排除した波形整形を行なうことができる。この結果、各収集チャンネルの波形整形回路 8 2 から出力された、波形整形されたパルス信号は実質的に入射 X 線粒子のエネルギー量を反映した特性を有することになり、画素間のかかるばらつきは殆ど解消される。波形整形回路 8 2 の出力端は、複数の比較器 8 3₁ ~ 8 3_n の比較入力端にそれぞれ接続される。
- [0138] 比較器 8 3₁ ~ 8 3_n の各基準入力端には、それぞれ値が異なる基準値 TH₁（上限基準値 THH）~ TH_n（下限基準値 THL）が印加されている。波形整形回路 8 2 から 1 個のパルス信号の波高値（吸収された X 線光子のエネルギー）を異なる基準値 TH₁ ~ TH_n で比較することで、半導体セル S で吸収された X 線光子（X 線粒子）のエネルギーを、事前に複数に分けて設定されたエネルギー領域のうちいずれかに分離できる。例えば、n が 3 である場合、パルス信号の波高値が基準値 TH₁ ~ TH₃ のどの値を超えているかにより、分離されるエネルギー領域が異なる。波高値が基準値 TH₁ と TH₂ との間にある場合、吸収された X 線光子のエネルギーは第 1 のエネルギー領域に含まれるように分離される。波高値が基準値 TH₂ と TH₃ との間にある場合、吸収された X 線光子のエネルギーは第 2 のエネルギー領域に含まれるように分離される。波高値が基準値 TH₃（下限基準値 THL）以下の場合や、基準値 TH₁（上限基準値 THH）以上の場合、外乱や半導体

セルSやチャージアンプ81からのホワイトノイズを検出させないものとして分離される。基準値TH1（上限基準値THH）以上の場合は、他にもX線光子が2個以上同時に画素に入射した場合にも起こりうるが、ここではそのような事象は発生確率が低いものとし画像情報を形成する主な信号ではないとして外乱などと同様に扱うものとする。

[0139] なお、基準値の数が3、すなわち、分離可能なエネルギー領域の数が3の場合に限定されるものではない。基準値の数は、2や4等であってもよい。

[0140] スイッチ84₁～84_nは、比較器83₁～83_nからそれぞれ出力されるパルス信号がスイッチ84₁～84_nの基準値TH1～TH_nを超える場合にオンとなり、それ以外の場合にオフとなるように設計されている。例えば、スイッチ84₁は、比較器83₁から出力されるパルス信号がスイッチ84₁の基準値TH1を超える場合にオンとなり、それ以外の場合にオフとなるように設計されている。スイッチ84₁～84_nの出力端は、閾値論理回路85に接続されている。

[0141] 閾値論理回路85は、スイッチ84₁～84_nからそれぞれ出力されるパルス信号を基に、比較器83₁～83_nのうちいずれがオン（オフ）になっているかを読み取り、オンになっている比較器83₁～83_nのうちの最大のパルス信号に対応する出力パルスを計数（カウント）するようにクロックパルスを発生する。閾値論理回路85の複数の出力端は、複数のカウンタ86₁～86_mに各別に接続され、クロックパルスを計数する。複数のカウンタ86₁～86_mはパルス信号の波高に対応してそれぞれのカウンタに計数するように動作する。例えばTH2を超えTH1より小さなパルスはカウンタ86₁で計数され、TH3を超えTH2より小さなパルスはカウンタ86₂で計数される（以下同様）。この場合は、必要なカウンタの数mは、比較器の数nを用いて、 $m = n - 1$ となる。

[0142] 別の例ではカウンタの数mは、比較器の数nを用いて、 $m < n - 1$ となることもある。各比較器で波高分離されたパルス数をそれぞれの波高範囲毎ではなく、複数の波高範囲をまとめて計数する場合がそれに当たる。もっとも

小さいカウンタの数 m は、 $m = 1$ である。この場合、閾値論理回路85が出力するクロックパルスを1つのカウンタにより計数するので、X線光子のエネルギーの区別をせずに光子数を計数することになる。

[0143] カウンタ86₁～86_mは、閾値論理回路85から出力されるクロックパルスをカウントアップして、各担当するエネルギー領域に入るX線光子の数を一定時間に渡って計測する。

[0144] 重み付け回路87は、カウンタ86₁～86_mからそれぞれ出力される計数値に対する重み付けを行なう。

[0145] 加算回路88は、重み付け回路87から出力される、重み付けされたエネルギー領域別の計数値を相互に加算して、画素P毎の生データを生成し、生データを、コントローラ32を介して画像処理装置12Aに送る。加算回路88は、複数のエネルギー領域にそれぞれ対応する複数の計数値に基づく2重エネルギーの生データや、異なる複数の重み付けによってそれぞれ得られる複数の加算値に基づく2重エネルギーの生データを生成する。

[0146] このように、DAS24は、リセットされるまでの一定時間の間に、複数のカウンタ86₁～86_mにより、X線検出器23Aの各画素Pに入射したX線光子の数をカウンタの段数 m に応じたエネルギー領域毎に計測する。その結果としての計数値、すなわち、X線光子の計数値は、複数のカウンタ86₁～86_mからデジタル量の検出データ（生データ）として読み出される。データ読出しは、ASIC層AS内に画素P毎に行なわれる。

[0147] 図10の説明に戻って、高電圧発生装置26Aは、コントローラ32による制御によって、X線の照射に必要な電力をX線管21に供給する。

[0148] X線CT装置1Aの画像処理装置12Aは、コンピュータをベースとして構成されており、ネットワークNと相互通信可能である。画像処理装置12Aは、画像処理装置12（図1に図示）と同様に、CPU41、メモリ42、HDD43、入力装置44、及び表示装置45等の基本的なハードウェアから構成される。CPU41は、共通信号伝送路としてのバスを介して、画像処理装置12Aを構成する各ハードウェア構成要素に相互接続されている

。なお、画像処理装置 1 2 A は、記憶媒体ドライブ 4 6 を具備する場合もある。

[0149] 画像処理装置 1 2 A は、画像処理装置 1 2 (図 1 に図示)と同様に、スキャナ装置 1 1 A の D A S 2 4 A から入力された 2 重エネルギーの生データに対して対数変換処理や、感度補正等の補正処理(前処理)を行なって投影データを生成して H D D 4 3 等の記憶装置に記憶させる。また、画像処理装置 1 2 A は、画像処理装置 1 2 (図 1 に図示)と同様に、前処理された投影データに対して散乱線の除去処理を行なう。画像処理装置 1 2 A は、画像処理装置 1 2 (図 1 に図示)と同様に、X 線曝射範囲内の投影データの値に基づいて散乱線の除去を行なうものであり、散乱線補正を行なう対象の投影データ又はその隣接投影データの値の大きさから推定された散乱線を、対象となる投影データから減じて散乱線補正を行なう。画像処理装置 1 2 A は、画像処理装置 1 2 (図 1 に図示)と同様に、補正された投影データに基づいて画像データを生成して H D D 4 3 等の記憶装置に記憶させたり、表示装置 4 5 に表示させたりする。

[0150] 図 1 3 は、第 2 実施形態の X 線 C T 装置 1 A の機能を示すブロック図である。

[0151] 図 1 0 に示す画像処理装置 1 2 A の C P U 4 1 がプログラムを実行することによって、X 線 C T 装置 1 A は、図 1 3 に示すように、任意エネルギー画像生成部 5 2 としての機能を備える。具体的には、任意エネルギー画像生成部 5 2 は、投影データ読み出し部 7 1、分離部 7 2、再構成部 7 3、物質判別部 7 4、エネルギー設定部 7 5、単色 X 線画像生成部 7 6、及びフュージョン画像生成部 7 7 を備える。なお、画像処理装置 1 2 A の任意エネルギー画像生成部 5 2 の全部又は一部は、画像処理装置 1 2 A にハードウェアとして備えられるものであってもよい。また、画像処理装置 1 2 A の任意エネルギー画像生成部 5 2 の全部又は一部は、画像処理装置 1 2 A のみならず、高電圧発生装置 2 6 A やコントローラ 3 2 に備えられるものであってもよい。

[0152] なお、図 1 3 に示す X 線 C T 装置 1 A の機能において、図 1 4 に示す X 線

C T装置 1 と同一部材には同一符号を付して説明を省略する。

[0153] 図 1 4 は、第 2 実施形態の X 線 C T 装置 1 A の動作を示すフローチャートである。

[0154] なお、図 1 4 に示す X 線 C T 装置 1 A の動作において、図 5 に示す X 線 C T 装置 1 と同一ステップには同一符号を付して説明を省略する。

[0155] ステップ S 1 1 において、X 線 C T 装置 1 A のスキャナ装置 1 1 A は、コントローラ 3 2 の制御に従いシングルエネルギースキャンを実行する。

[0156] ステップ S 1 2 において、スキャナ装置 1 1 A の D A S 2 4 A は、複数のエネルギー領域にそれぞれ対応する複数の計数値に基づく 2 重エネルギーの生データや、異なる複数の重み付けによってそれぞれ得られる複数の加算値に基づく 2 重エネルギーの生データを生成する。D A S 2 4 A の出力データは、スキャナ装置 1 1 A のコントローラ 3 2 を介して画像処理装置 1 2 A に供給される。

[0157] そして、X 線 C T 装置 1 A の画像処理装置 1 2 A の C P U 4 1 は、スキャナ装置 1 1 A の D A S 2 4 A から入力された 2 重エネルギーの生データを取得し、取得された生データに対して対数変換処理や、感度補正等の補正処理（前処理）を行なって 2 重エネルギーの投影データを生成して H D D 4 3 等の記憶装置に記憶させる。H D D 4 3 は、C P U 4 1 の制御に従い、2 重エネルギーの投影データを記憶する。

[0158] なお、第 2 実施形態の X 線 C T 装置 1 A は、フュージョン画像表示処理を行なう場合にシングルエネルギースキャンを実行して投影データを生成するようにしている。しかし、このような場合に限らず、シングルエネルギースキャンが予め実行されて生成された投影データが H D D 4 3 に記憶されている場合にも本発明を適用することができる。

[0159] 第 2 実施形態の X 線 C T 装置 1 A によると、2 重エネルギーの再構成前データに基づいて物質ごとに任意のエネルギーの画像を作成した上で、1 枚のフュージョン画像を作成して表示することができる。これにより、第 2 実施形態の X 線 C T 装置 1 A によると、被検体の診断部位や物質などにより画像

診断における最適なエネルギーが異なったとしても、候補として考えられるエネルギーの中からいずれかの1つのエネルギーを選択する必要性がなくなる。また、第2実施形態のX線CT装置1Aによると、被検体の診断部位や物質などにより画像診断における最適なエネルギーが異なったとしても、アーチファクトを低減しつつ、かつ、同時に物質ごとにコントラストが改善された画像を提供することができる。

[0160] 以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

請求の範囲

- [請求項1] X線を曝射するX線管と、
 前記X線管に管電圧を印加する高電圧電源と、
 複数のX線検出素子を有し、前記X線を検出するX線検出器と、
 スキャンによって被検体が撮影されることで得られる多重エネルギーの再構成前データに基づいて、複数の基準物質にそれぞれ相当する複数の基準物質画像を生成する画像生成手段と、
 前記複数の基準物質画像に基づいて、前記被検体の撮影範囲内に含まれる複数の物質をそれぞれ判別する判別手段と、
 前記判別された複数の物質の各物質により定まるエネルギーに関する単色X線画像を生成する単色X線画像生成手段と、
 前記複数の物質に相当する複数の単色X線画像を統合し、統合画像を生成する統合画像生成手段と、
 前記統合画像を表示装置に表示させる表示手段と、
 を有するX線C T装置。
- [請求項2] 前記画像生成手段は、前記スキャンとしての、異なる複数の管電圧を用いたデュアルエネルギースキャン又はマルチエネルギースキャンによって前記被検体が撮影されることで、前記多重エネルギーの再構成前データを得る請求項1に記載のX線C T装置。
- [請求項3] 前記X線検出器は、光子計数型画像検出器であり、
 前記画像生成手段は、複数のエネルギー領域にそれぞれ対応する複数の計数値に基づいて前記多重エネルギーの再構成前データを得る請求項1に記載のX線C T装置。
- [請求項4] 前記X線検出器は、多層構造のX線検出器であり、
 前記画像生成手段は、前記多層構造のそれぞれの層から前記多重エネルギーの再構成前データを得る請求項1に記載のX線C T装置。
- [請求項5] 前記統合画像生成手段は、前記複数の単色X線画像に対して重み付け加算処理又は重み付け減算処理を行い、前記統合画像を生成する請

求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の X 線 C T 装置。

[請求項6] 前記表示手段は、前記各物質に相当する単色 X 線画像に基づく単色 X 線画像を表示させる請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の X 線 C T 装置。

[請求項7] 前記表示手段は、前記各物質に相当する単色 X 線画像に基づく単色 X 線画像をカラー表示させる請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の請求項に記載の X 線 C T 装置。

[請求項8] 前記表示手段は、重み付け加算処理又は重み付け減算処理がなされた後の前記単色 X 線画像に基づく単色 X 線画像を表示させる請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の請求項に記載の X 線 C T 装置。

[請求項9] 前記表示手段は、前記統合画像を 2 次元表示又は 3 次元表示させる請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の X 線 C T 装置。

[請求項10] 前記表示手段は、前記統合画像を表示させるとともに、前記被検体の対象範囲内の C T 値の表示に関しては特定のエネルギーに固定し、特定のエネルギーのみに関する C T 値を表示する請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の X 線 C T 装置。

[請求項11] 前記単色 X 線画像生成手段は、前記複数の物質の物質ごとに、任意のエネルギーに関する単色 X 線画像を生成する請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の X 線 C T 装置。

[請求項12] 前記判別手段は、デュアルエネルギースキャン又はマルチエネルギースキャンの実行中に得られる複数の基準物質画像に基づいて、前記各物質に関して取得される X 線減弱係数を前記複数の基準物質に関する複数の X 線減弱係数にそれぞれ所定の係数を乗じたものの和で表し、前記複数の所定の係数の相関関係から前記被検体の撮影範囲内に含まれる物質を判別する請求項 2 に記載の X 線 C T 装置。

[請求項13] 前記各物質と、前記単色 X 線画像手段により前記単色 X 線画像が生成される際のエネルギーとを対応付けてテーブルとして記憶する記憶手段をさらに有し、

前記単色X線画像生成手段は、前記記憶手段により記憶される前記テーブルを参照して、前記各物質により定まるエネルギーを設定し、前記単色X線画像を生成する請求項1乃至4のいずれか一項に記載のX線CT装置。

[請求項14]

スキャンによって被検体が撮影されることで得られる多重エネルギーの再構成前データに基づいて、複数の基準物質にそれぞれ相当する複数の基準物質画像を生成する画像生成手段と、

前記複数の基準物質画像に基づいて、前記被検体の撮影範囲内に含まれる複数の物質をそれぞれ判別する判別手段と、

前記判別された複数の物質の各物質により定まるエネルギーに関する単色X線画像を生成する単色X線画像生成手段と、

前記複数の物質に相当する複数の単色X線画像を統合し、統合画像を生成する統合画像生成手段と、

前記統合画像を表示装置に表示させる表示手段と、
を有する画像処理装置。

[請求項15]

スキャンによって被検体が撮影されることで得られ、記憶装置に記憶される多重エネルギーの再構成前データに基づいて、複数の基準物質のそれぞれに相当する複数の基準物質画像を生成する画像生成ステップと、

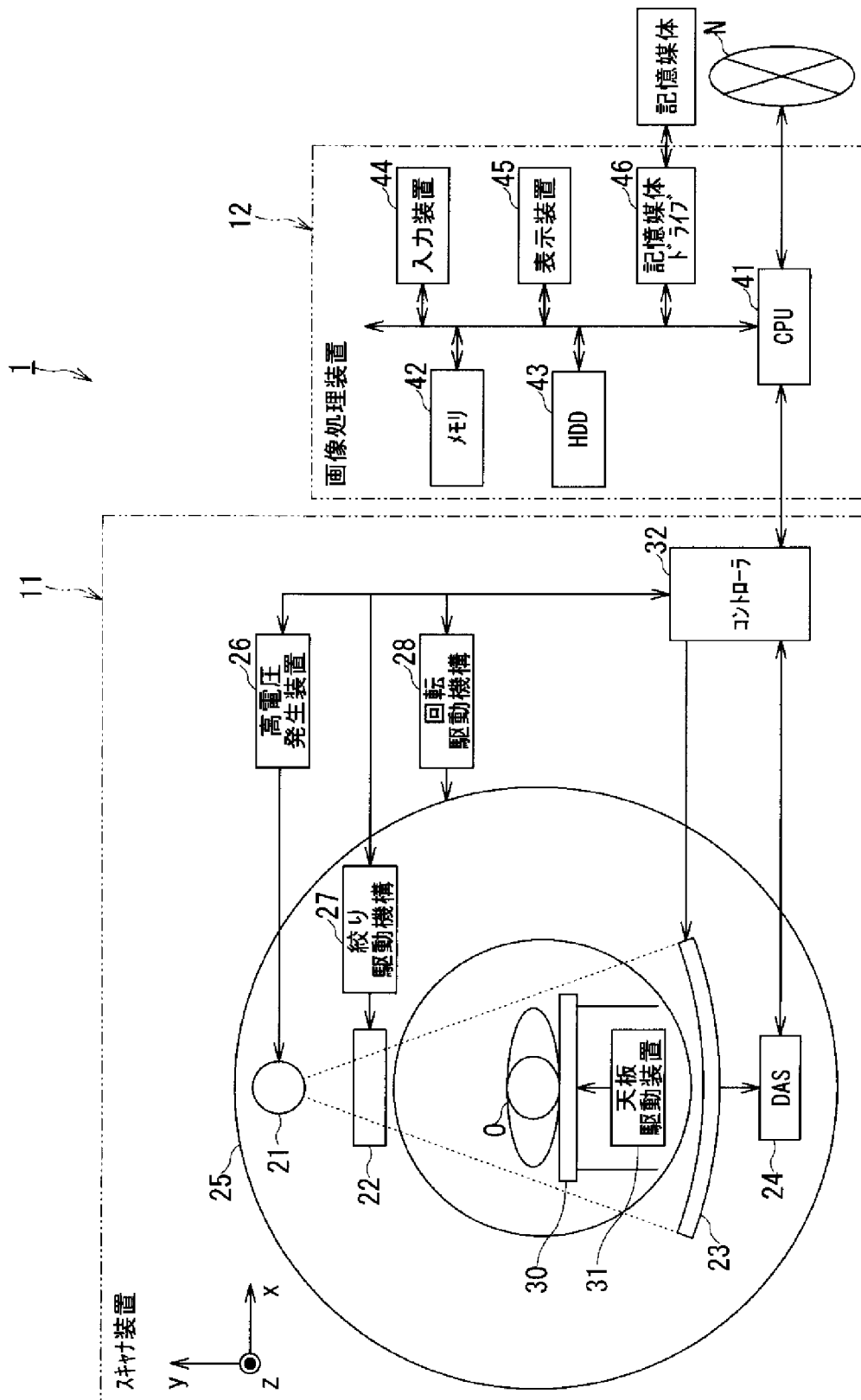
前記複数の基準物質画像に基づいて、前記被検体の撮影範囲内に含まれる複数の物質をそれぞれ判別する判別ステップと、

前記判別された複数の物質の各物質により定まるエネルギーに関する単色X線画像を生成する単色X線画像生成ステップと、

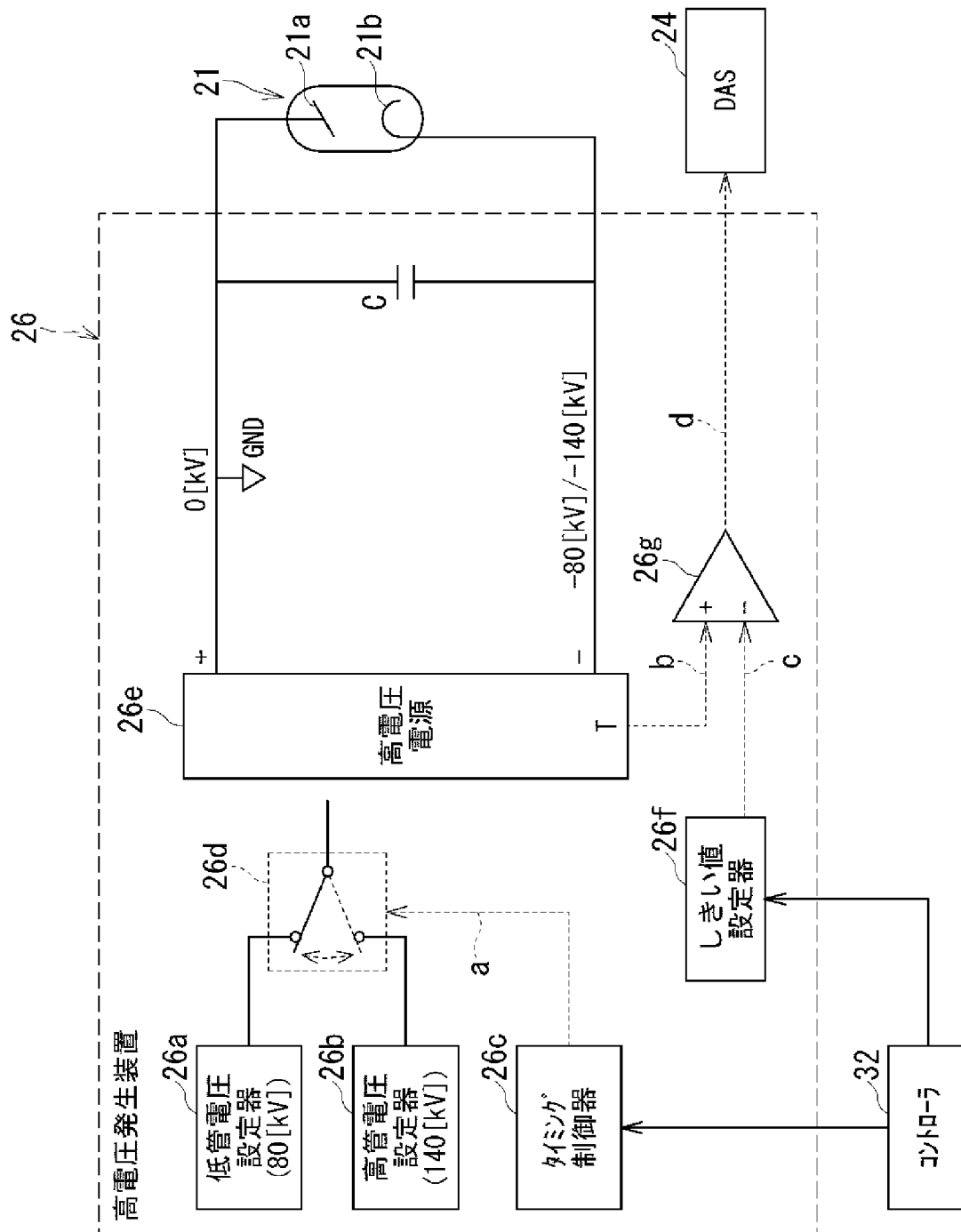
前記複数の物質に相当する複数の単色X線画像を統合し、統合画像を生成する統合画像生成ステップと、

前記統合画像を表示装置に表示させる表示ステップと、
を有する画像処理方法。

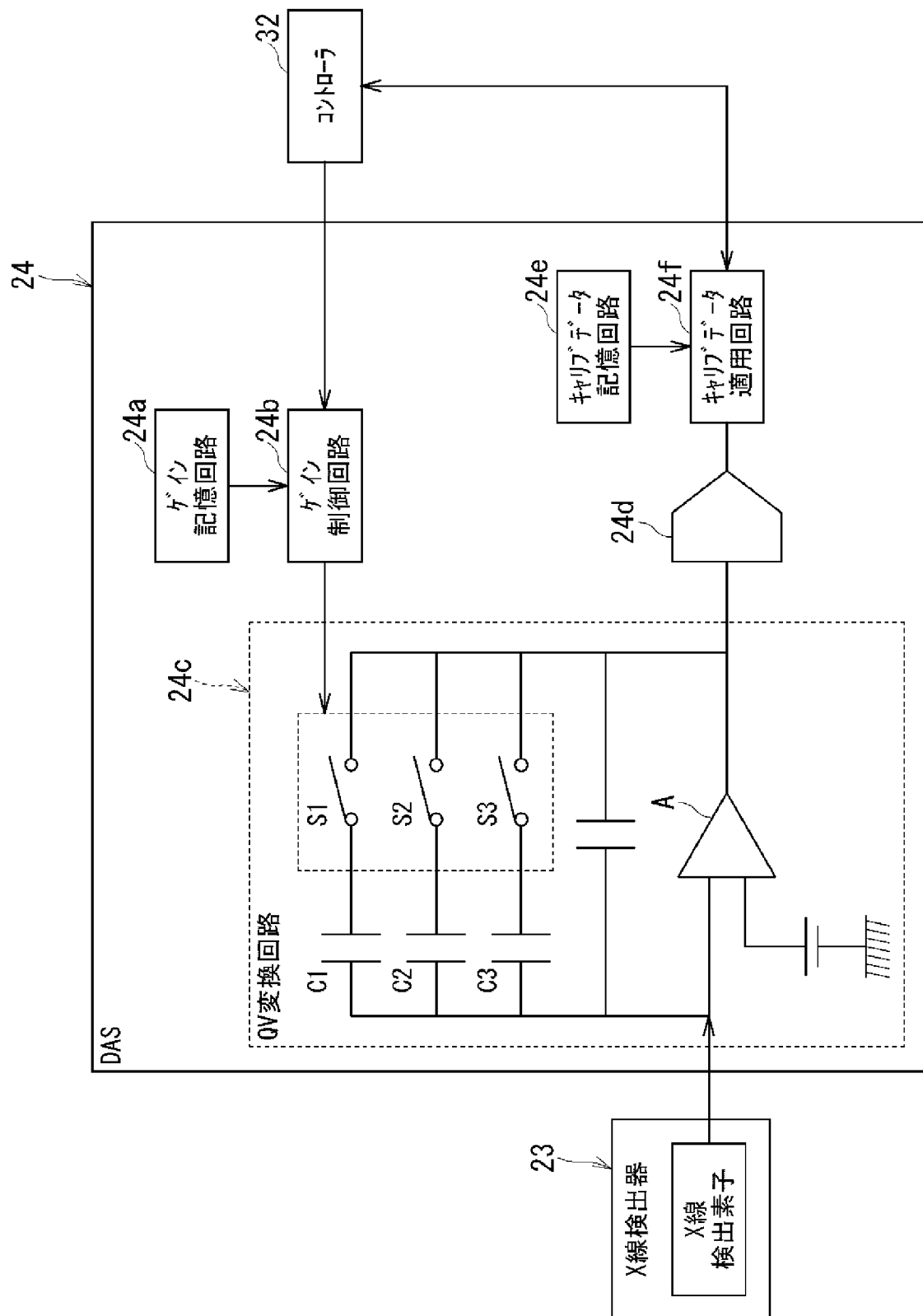
[図1]



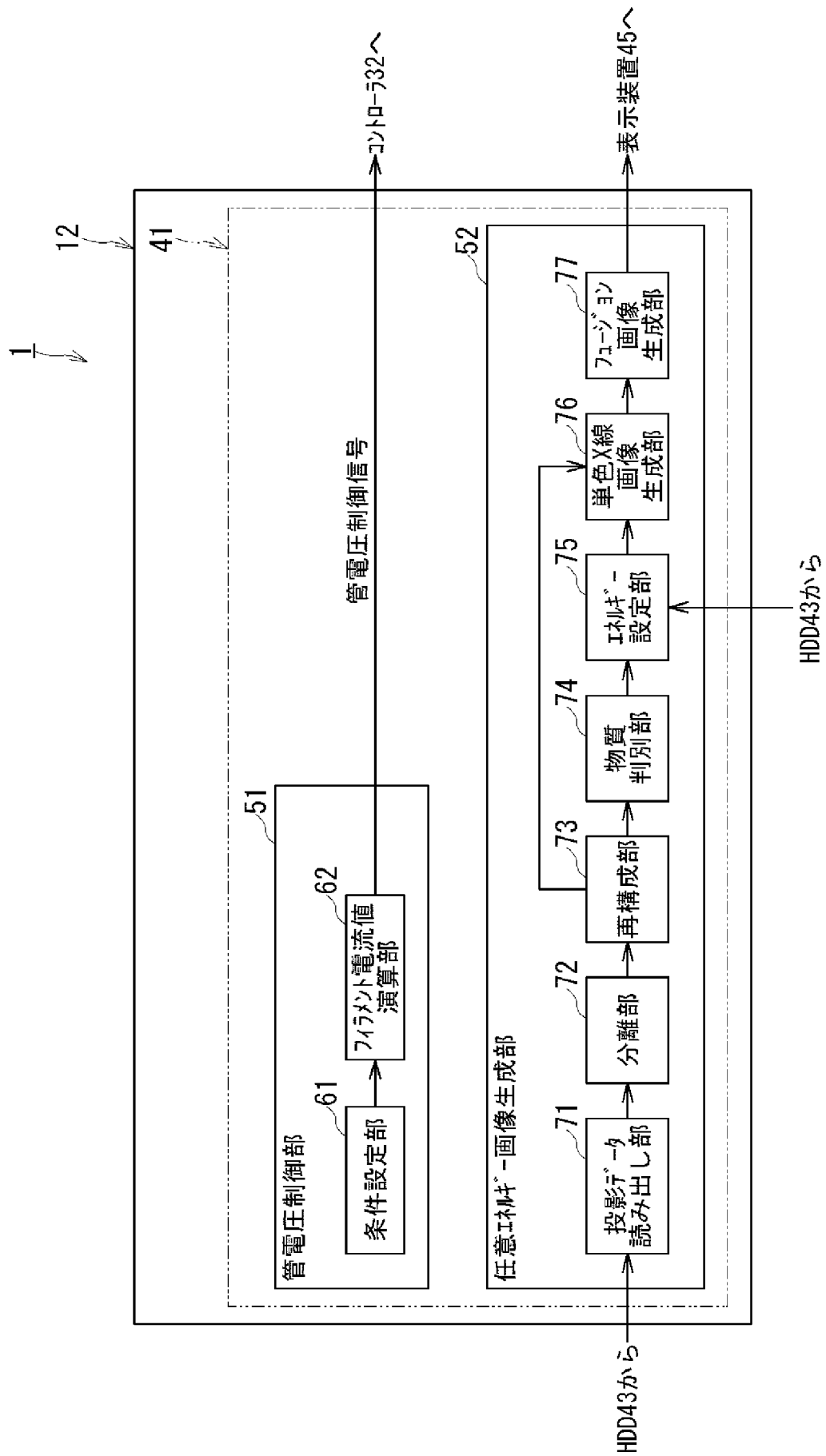
[図2]



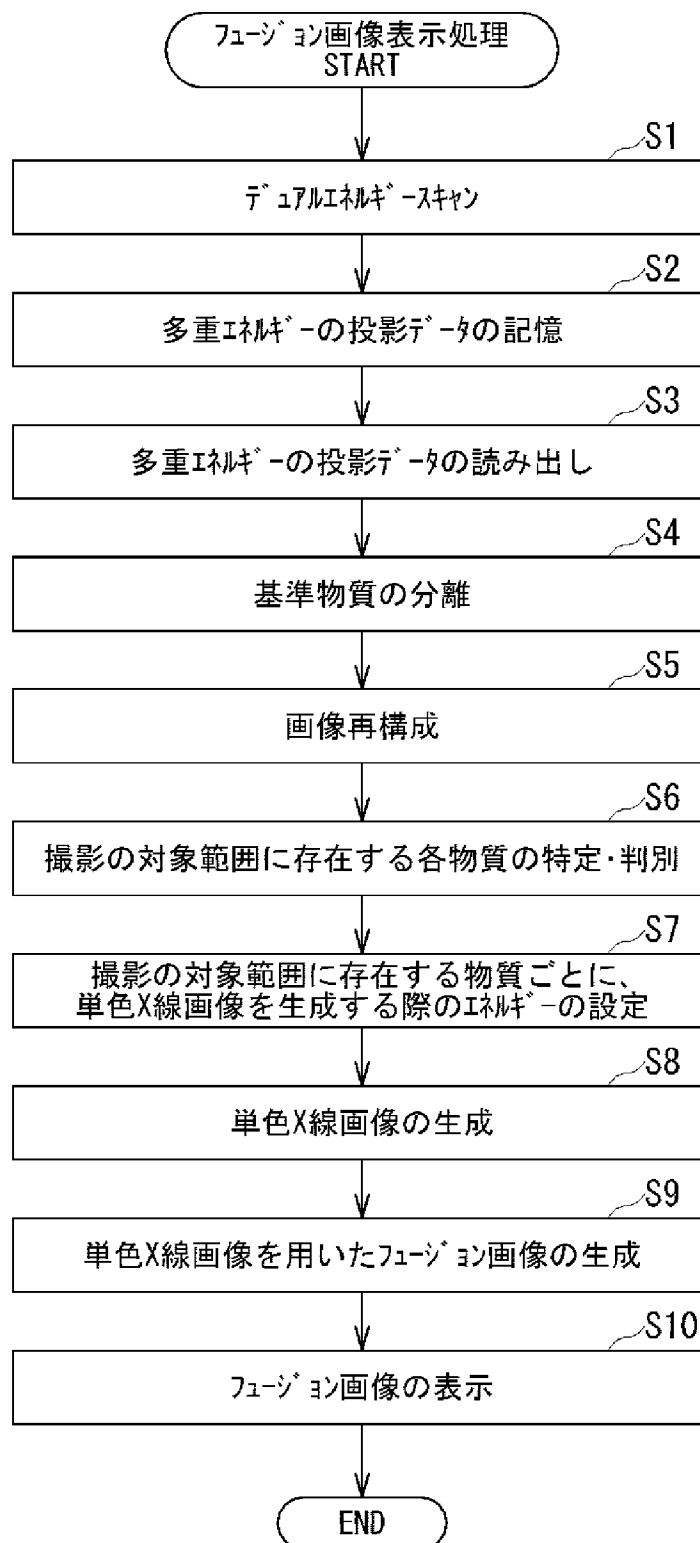
[図3]



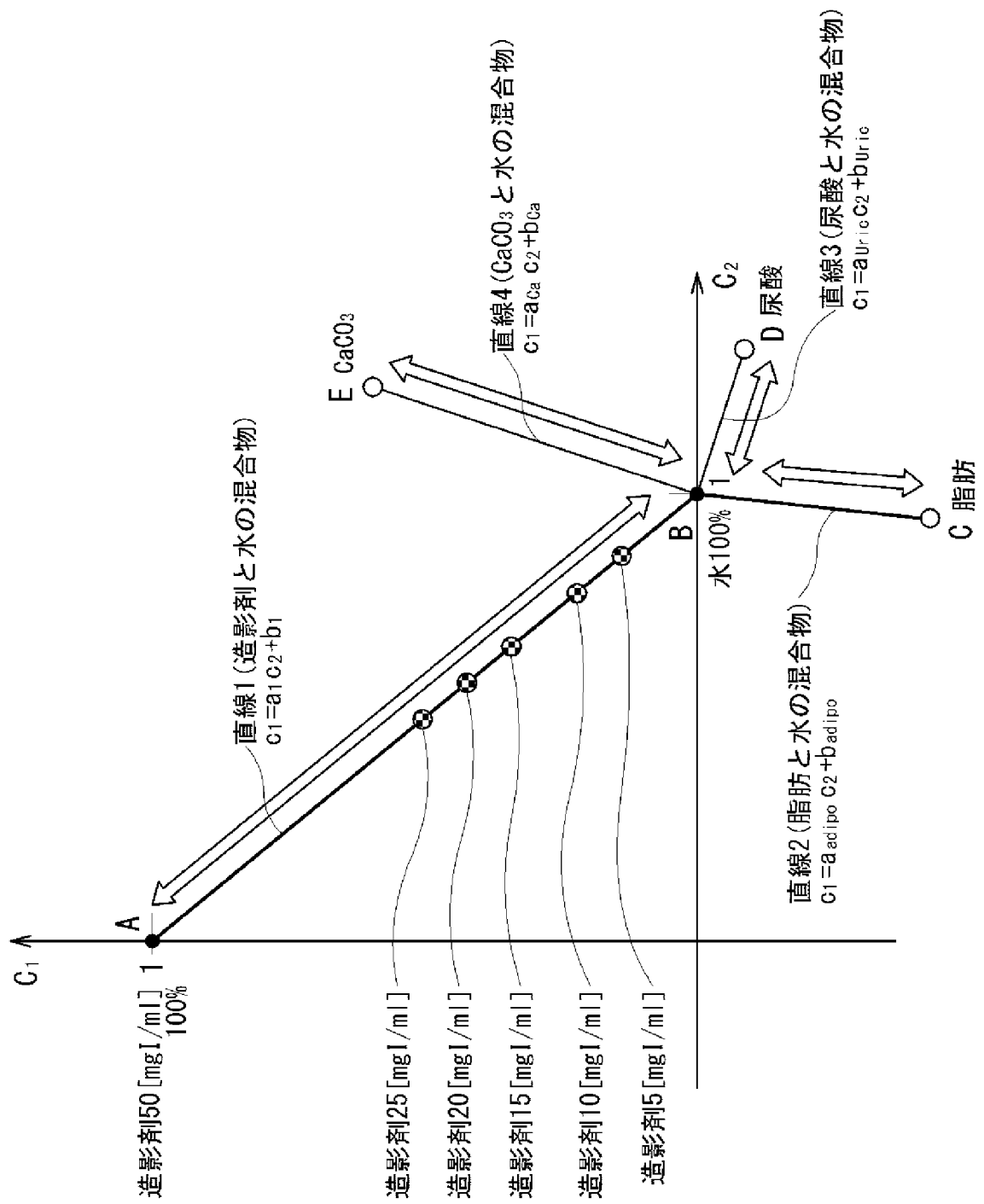
[図4]



[図5]



[図6]

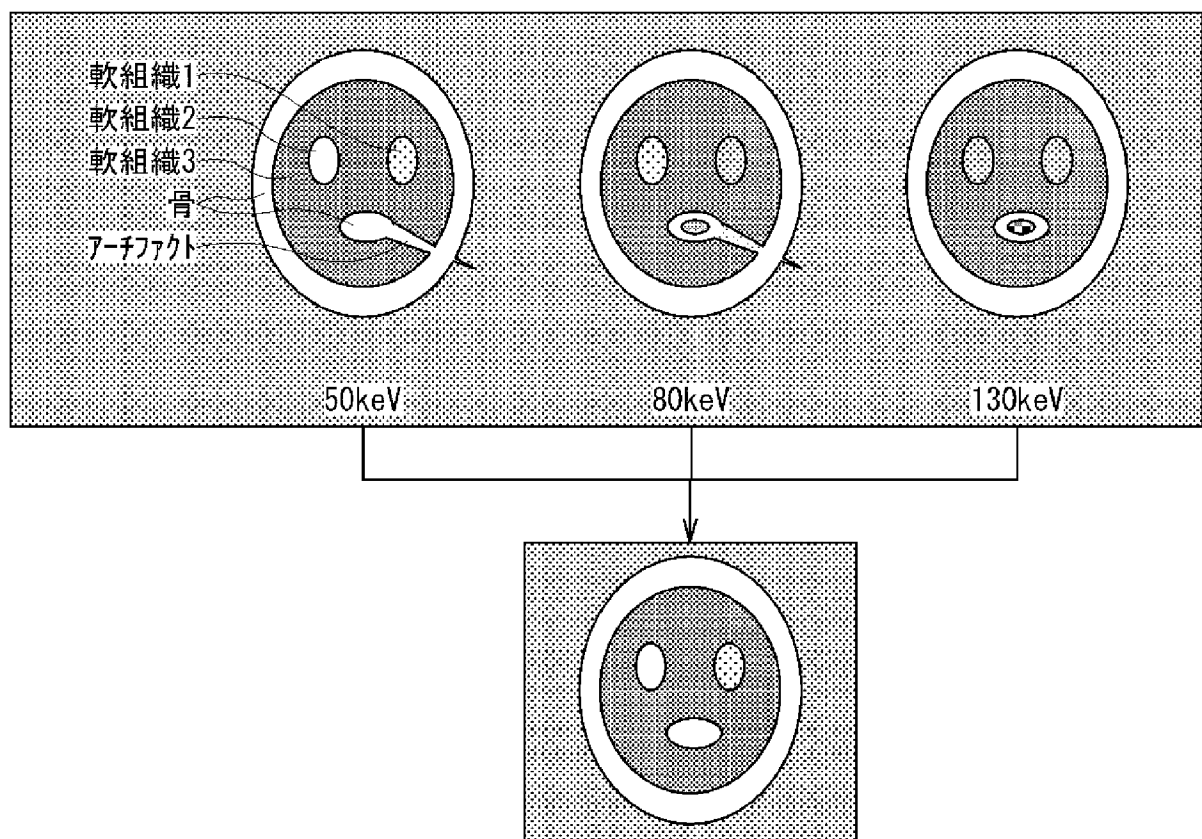


[図7]

エネルギーテーブル

物質	エネルギー
A	75keV
B	60keV
C	60keV
⋮	⋮
骨	130keV
アーチファクト	130keV

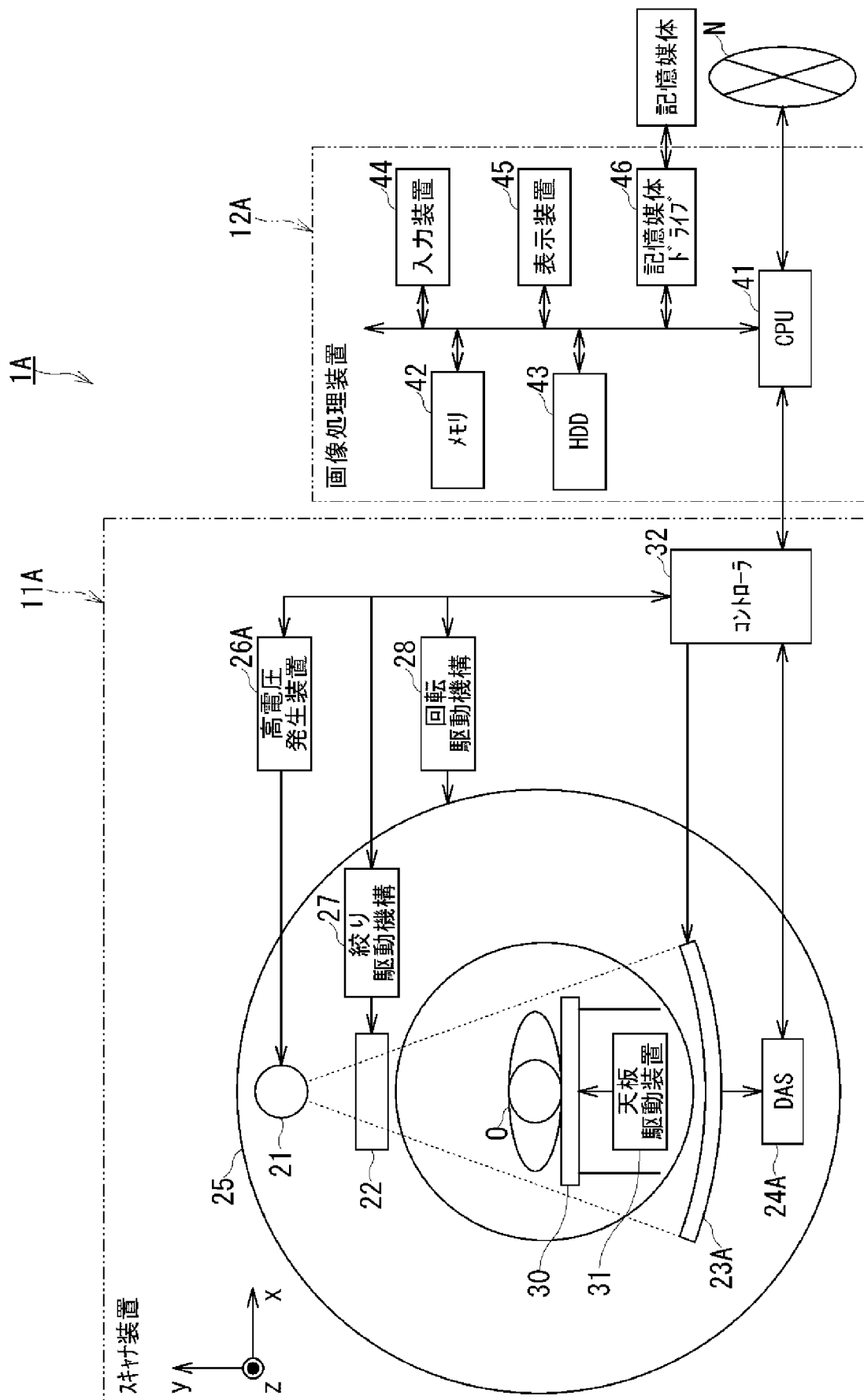
[図8]



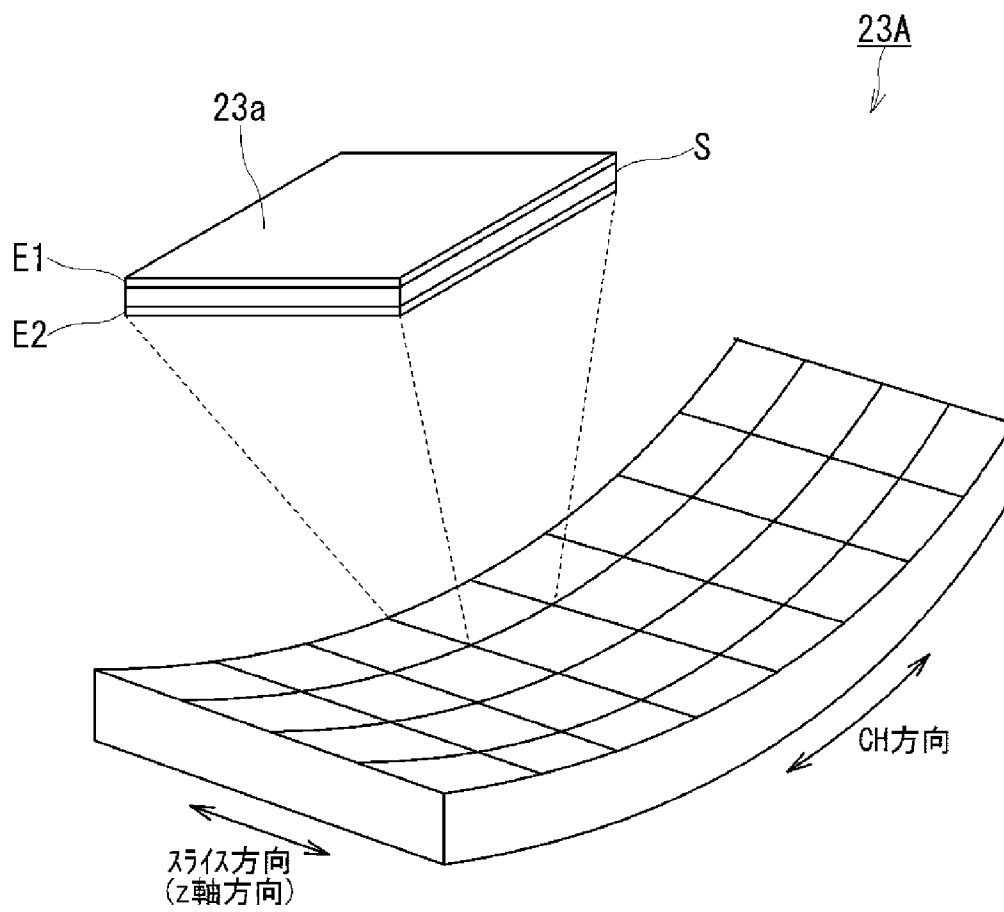
[図9]

物質	エネルギー
軟組織1	80keV
軟組織2	50keV
軟組織3	50keV
骨	130keV
アーチファクト	130keV

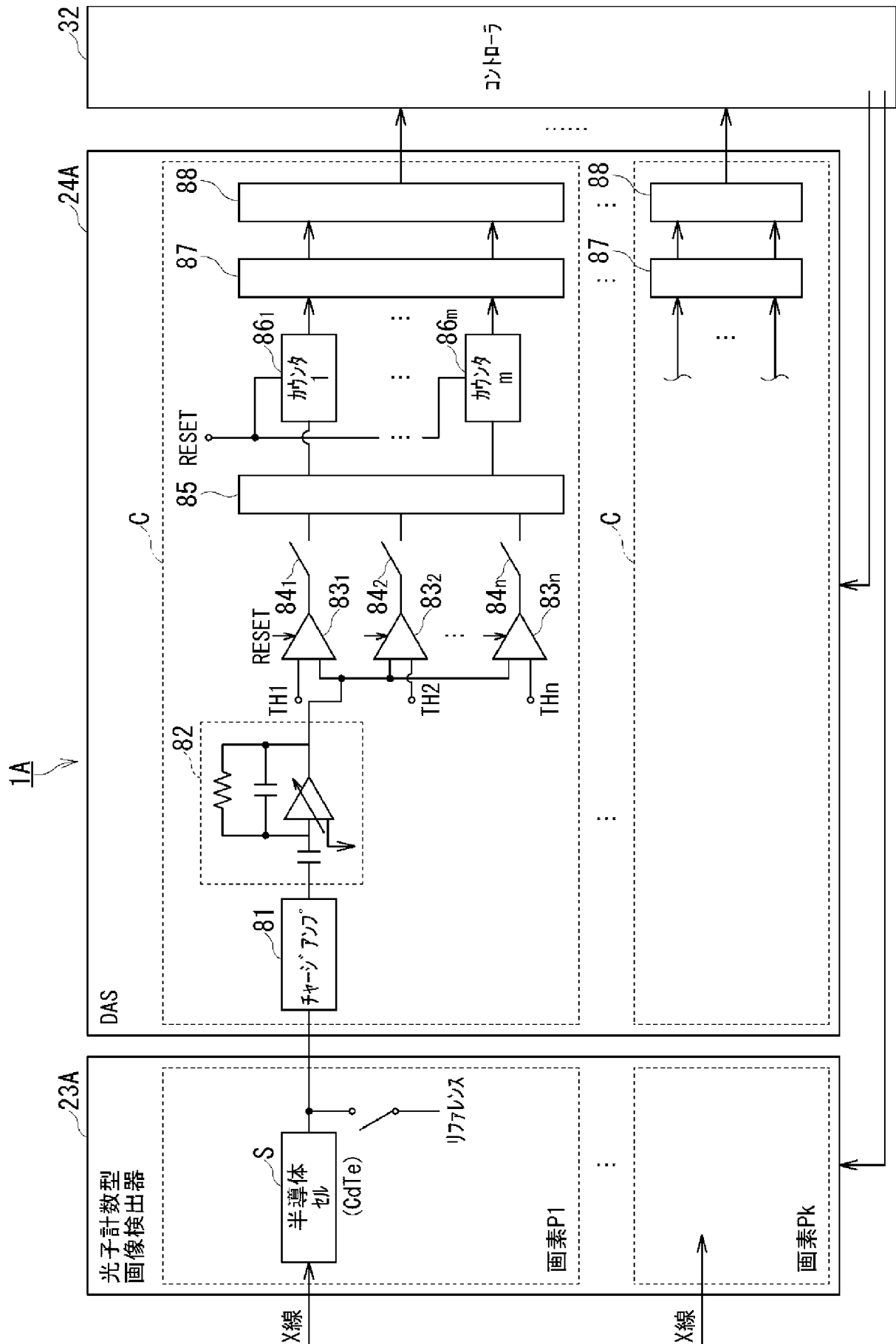
[図10]



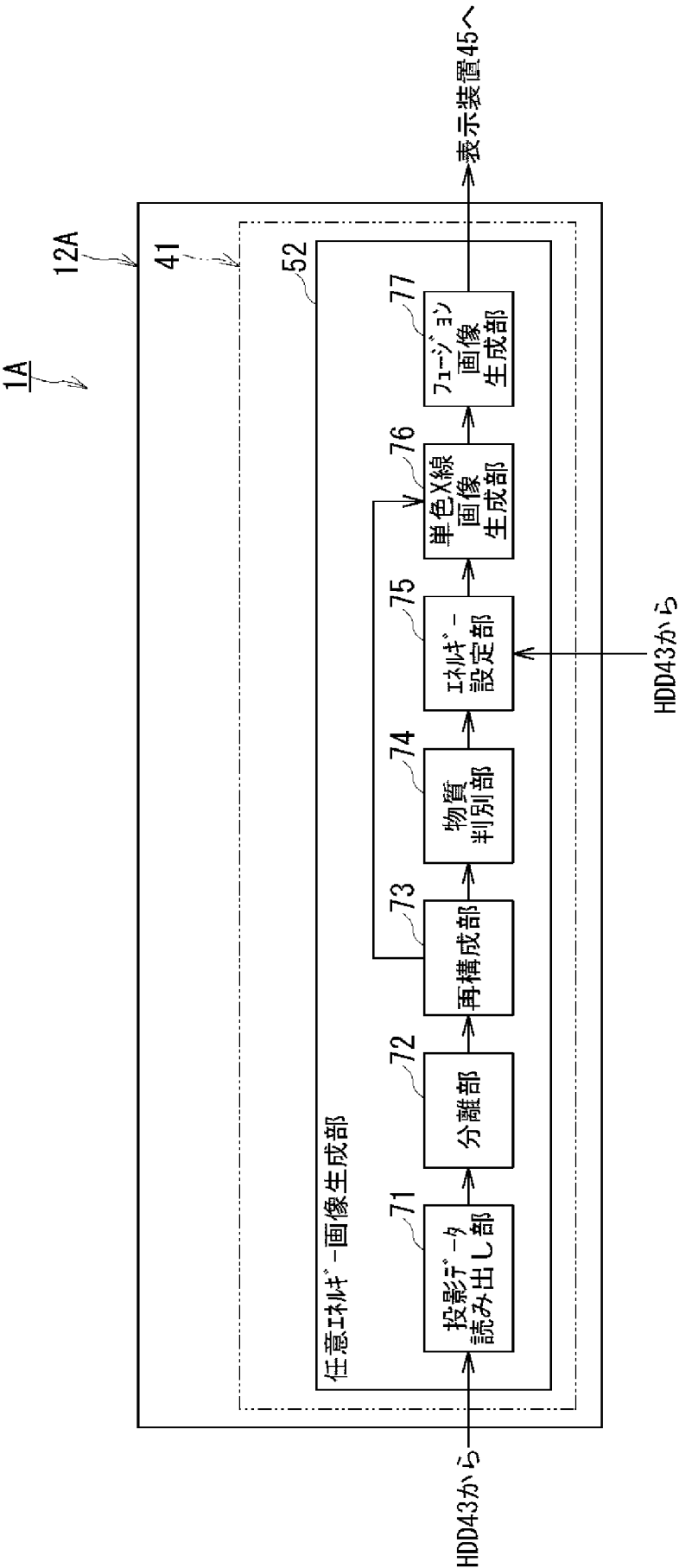
[図11]



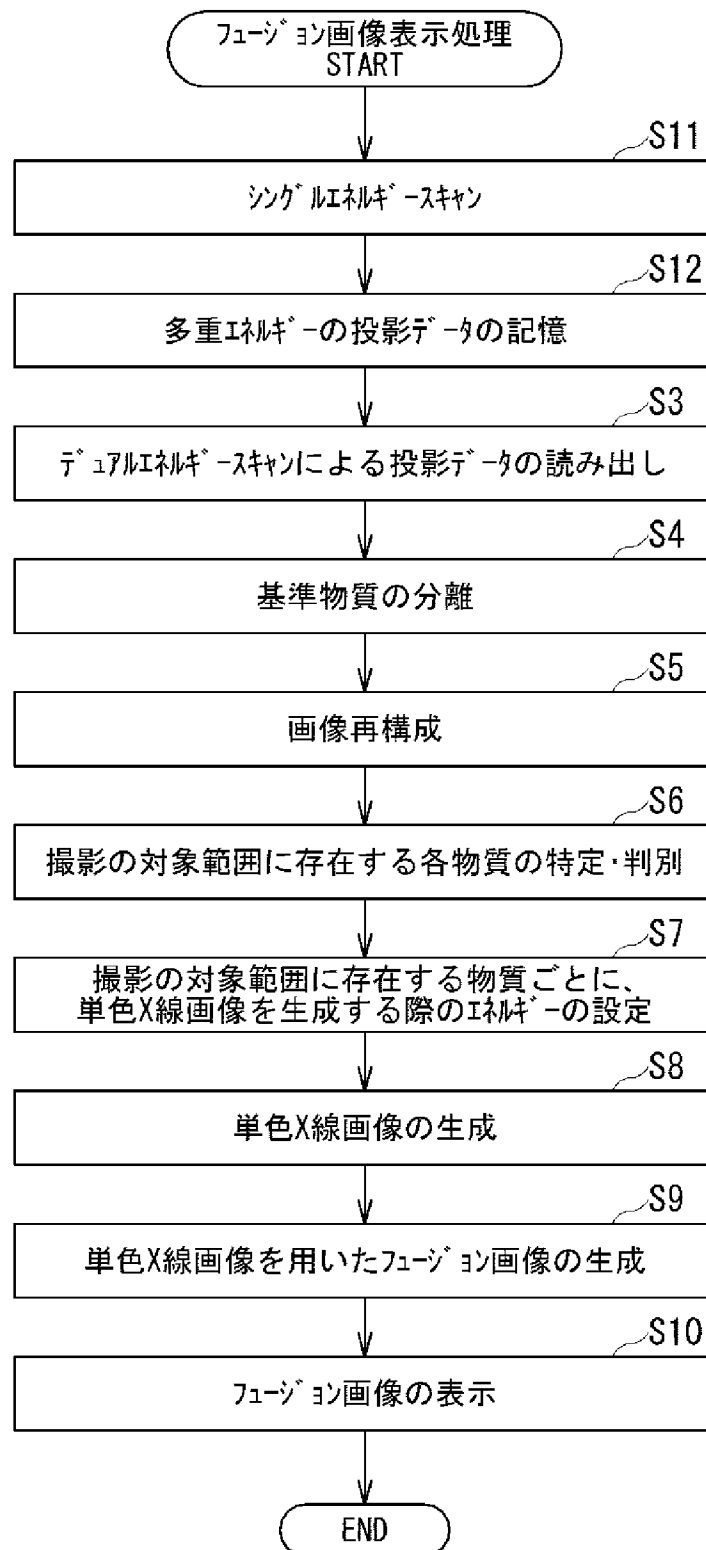
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/073405

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03(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)

A61B6/03

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
Y	JP 2011-110245 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 09 June 2011 (09.06.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
Y	JP 2006-320464 A (Hitachi Medical Corp.), 30 November 2006 (30.11.2006), entire text; all drawings & US 2009/0147919 A1 & EP 1882449 A1 & WO 2006/123581 A1 & CN 101175440 A	1-15
A	JP 2010-274108 A (Toshiba Corp. et al.), 09 December 2010 (09.12.2010), paragraphs [0049] to [0050] & US 2010/0303196 A1 & CN 101897595 A	3, 4

☒ 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
19 September, 2013 (19.09.13)

Date of mailing of the international search report
01 October, 2013 (01.10.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/073405

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-172803 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 08 September 2011 (08.09.2011), paragraphs [0062], [0098] (Family: none)	13

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/03(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（I P C））

Int.Cl. A61B6/03

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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
Y	JP 2011-110245 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）2011.06.09, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-15
Y	JP 2006-320464 A（株式会社日立メディコ）2006.11.30, 全文, 全図 & US 2009/0147919 A1 & EP 1882449 A1 & WO 2006/123581 A1 & CN 101175440 A	1-15

☒ 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

1 9 . 0 9 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 1 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
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）

福田 裕司

2 Q

9 1 0 9

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

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
A	JP 2010-274108 A (株式会社東芝 外 1 名)2010. 12. 09, 【0049】 - 【0050】 & US 2010/0303196 A1 & CN 101897595 A	3, 4
A	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, 【0062】 ; 【0098】 (ファミリーなし)	13