

(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6月26日(26.06.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/098196 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/084144
- (22) 国際出願日: 2013年12月19日(19.12.2013)
- (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 2012-276981 2012年12月19日(19.12.2012) JP
特願 2013-262778 2013年12月19日(19.12.2013) 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1385番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 加藤 徹 (KATO, Tooru); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカ

ルシステムズ株式会社内 Tochigi (JP). 及川 大造 (OIKAWA, Daizo); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内 Tochigi (JP). 中井 宏章 (NAKAI, Hiroaki); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内 Tochigi (JP).

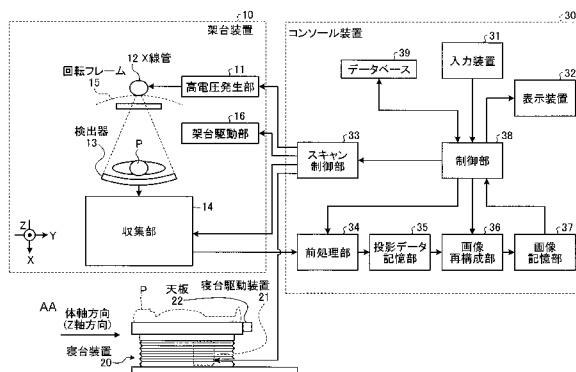
(74) 代理人: 酒井 宏明 (SAKAI, Hiroaki); 〒1006020 東京都千代田区霞が関三丁目2番5号 霞が関ビルディング 酒井国際特許事務所 Tokyo (JP).

(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, IR, 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,

[続葉有]

(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



- 10 Gantry apparatus
11 High-voltage generation unit
12 X-ray tube
13 Detector
14 Collection unit
15 Rotational frame
16 Gantry driving unit
20 Table apparatus
21 Table driving unit
22 Tabletop
30 Console apparatus
31 Input apparatus
32 Display apparatus
33 Scan control unit
34 Pre-processing unit
35 Projection data storage unit
36 Image reconstruction unit
37 Image storage unit
38 Control unit
39 Database
AA Body axis direction (z-axis direction)

(57) Abstract: An X-ray CT apparatus of an embodiment, said apparatus comprising: a collection unit (14); a control unit (38); and an image reconstruction unit (36). The collection unit (14) counts photons originating from X-rays which have passed through a subject, and collects, as count results, the results of discriminating the energy of the counted photons. The control unit (38) reports an energy division set, which is set in accordance with the X-ray absorption characteristic of a substance specified by an operator, to the collection unit (14). The image reconstruction unit (36) receives the collected count results by the collection unit (14) distributing count values respectively into a plurality of energy discrimination ranges set by the energy division set, and reconstructs image data by using the received count results.

(57) 要約: 実施形態のX線CT装置は、収集部(14)と、制御部(38)と、画像再構成部(36)とを備える。収集部(14)は、被検体を透過したX線に由来する光子を計数し、当該計数した光子のエネルギーを弁別した結果を計数結果として収集する。制御部(38)は、前記収集部(14)に対して、操作者から指定された物質のX線吸収特性に応じて設定したエネルギー分割セットを通知する。画像再構成部(36)は、前記収集部(14)が前記エネルギー分割セットで設定される複数のエネルギー弁別域それぞれに計数値を振り分けることで収集した計数結果を受信し、受信した計数結果を用いて画像データを再構成する。



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), ユーロ
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))

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] 本発明の実施形態は、X線CT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] 近年、フォトンカウンティング方式の検出器を用いてフォトンカウンティングCT (Computed Tomography) を行なうX線CT装置の開発が進められている。従来のX線CT装置で用いられている積分型の検出器と異なり、フォトンカウンティング方式の検出器は、被検体を透過したX線に由来する光子を個々に計数可能な信号を出力する。従って、フォトンカウンティングCTでは、SN比 (Signal per Noise) の高いX線CT画像を再構成可能となる。

[0003] また、フォトンカウンティング方式の検出器が出力した信号は、計数した個々の光子のエネルギーの計測 (弁別) に用いることができる。従って、フォトンカウンティングCTでは、1種類の管電圧でX線を照射することで収集されたデータを複数のエネルギー成分に分けて画像化することができる。例えば、フォトンカウンティングCTでは、K吸収端の違いを利用した物質の同定が可能となる画像を生成することができる。かかる物質としては、造影剤や、組織を特異的に標識できる化学的標識物質等が挙げられる。

[0004] このように、フォトンカウンティングCTでは、個々の光子 (フォトン) をエネルギー成分に分けて弁別することで、着目する物質の同定が可能となる画像を生成することができる。しかし、エネルギー弁別を細かく実施するとデータ量が膨大となり、データの転送時間や再構成時間が増大する。一方、エネルギー弁別を大まかに実施すると、着目する物質の同定に必要なデータ得られない。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開 2 0 1 2 - 3 4 9 0 1 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 本発明が解決しようとする課題は、操作者が着目する物質の画像化に必要なデータを確保したうえで、画像化を行なうためのデータ量を削減することができるX線CT装置及び画像処理装置及び画像処理方法を提供することである。

課題を解決するための手段

[0007] 実施形態のX線CT装置は、収集部と、制御部と、画像再構成部とを備える。収集部は、被検体を透過したX線に由来する光子を計数し、当該計数した光子のエネルギーを弁別した結果を計数結果として収集する。制御部は、前記収集部に対して、操作者から指定された物質のX線吸収特性に応じて設定したエネルギー分割セットを通知する。画像再構成部は、前記収集部が前記エネルギー分割セットで設定される複数のエネルギー弁別域それぞれに計数値を振り分けることで収集した計数結果を受信し、受信した計数結果を用いて画像データを再構成する。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]図1は、第1の実施形態に係るX線CT装置の構成例を示す図である。

[図2]図2は、第1の実施形態に係る検出器の一例を説明するための図である。

[図3]図3は、K吸収端を説明するための図である。

[図4A]図4Aは、従来技術の課題を説明するための図（1）である。

[図4B]図4Bは、従来技術の課題を説明するための図（2）である。

[図5A]図5Aは、図1に示すデータベースが記憶するデータ構成の一例を示す図（1）である。

[図5B]図5Bは、図1に示すデータベースが記憶するデータ構成の一例を示す図（2）である。

す図（２）である。

[図6]図 6 は、第 1 の実施形態に係る制御部が第 1 設定法に基づいて行なう制御処理を説明するための図（１）である。

[図7]図 7 は、第 1 の実施形態に係る制御部が第 1 設定法に基づいて行なう制御処理を説明するための図（２）である。

[図8]図 8 は、第 1 の実施形態に係る制御部が第 1 設定法に基づいて行なう制御処理を説明するための図（３）である。

[図9]図 9 は、第 1 の実施形態に係る制御部が複数の物質が指定された場合に行なう制御処理を説明するための図である。

[図10]図 1 0 は、第 1 の実施形態に係る制御部が行なう第 2 設定法の一例を示す図（１）である。

[図11A]図 1 1 A は、第 1 の実施形態に係る制御部が行なう第 2 設定法の一例を示す図（２）である。

[図11B]図 1 1 B は、第 1 の実施形態に係る制御部が行なう第 2 設定法の一例を示す図（３）である。

[図12]図 1 2 は、第 1 の実施形態に係る制御部が行なう第 3 設定法の一例を示す図である。

[図13A]図 1 3 A は、第 1 の実施形態に係る G U I の一例を示す図（１）である。

[図13B]図 1 3 B は、第 1 の実施形態に係る G U I の一例を示す図（２）である。

[図13C]図 1 3 C は、第 1 の実施形態に係る G U I の一例を示す図（３）である。

[図13D]図 1 3 D は、第 1 の実施形態に係る G U I の一例を示す図（４）である。

[図14]図 1 4 は、第 1 の実施形態に係る G U I の一例を示す図（５）である。

[図15]図 1 5 は、第 1 の実施形態に係る X 線 C T 装置の処理の一例を説明す

るためのフローチャートである。

[図16]図 1 6 は、図 1 に示す検出器及び収集部の第 1 構成例を示す図である。

[図17]図 1 7 は、図 1 に示す検出器及び収集部の第 2 構成例を示す図である。

[図18]図 1 8 は、図 1 に示す検出器及び収集部の第 3 構成例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0009] 以下、添付図面を参照して、X線CT装置の実施形態を詳細に説明する。

[0010] 以下の実施形態で説明するX線CT装置は、フォトンカウンティングCTを実行可能な装置である。すなわち、以下の実施形態で説明するX線CT装置は、従来の積分型（電流モード計測方式）の検出器ではなく、フォトンカウンティング方式の検出器を用いて被検体を透過したX線を計数することで、SN比の高いX線CT画像データを再構成可能な装置である。

[0011] フォトンカウンティングCTでは、光子の数を計数することで、光（X線）の量を測定する。単位時間当たりの光子数が多いほど、強い光（X線）となる。また、個々の光子は、異なるエネルギーを有するが、フォトンカウンティングCTでは、光子のエネルギー計測を行なうことで、X線のエネルギー成分の情報を得ることができる。すなわち、フォトンカウンティングCTでは、1種類の管電圧でX線を照射することで収集されたデータを複数のエネルギー成分に分けて画像化することができる。

[0012] ここで、物質固有のエネルギー成分として、吸収端がある。吸収端（K吸収端やL吸収端）のエネルギーは、吸収原子と励起される内殻電子の量子数および価電子帯の電子配置によって決まる。例えば、フォトンカウンティングCTでは、K吸収端の違いを利用した物質の同定が可能となる画像データを得ることができる。

[0013] （第 1 の実施形態）

まず、第 1 の実施形態に係るX線CT装置の構成について説明する。図 1

は、第１の実施形態に係るＸ線ＣＴ装置の構成例を示す図である。図１に示すように、第１の実施形態に係るＸ線ＣＴ装置は、架台装置１０と、寝台装置２０と、コンソール装置３０とを有する。

[0014] 架台装置１０は、被検体ＰにＸ線を照射し、被検体Ｐを透過したＸ線を計数する装置であり、高電圧発生部１１と、Ｘ線管１２と、検出器１３と、収集部１４と、回転フレーム１５と、架台駆動部１６とを有する。

[0015] 回転フレーム１５は、Ｘ線管１２と検出器１３とを被検体Ｐを挟んで対向するように支持し、後述する架台駆動部１６によって被検体Ｐを中心した円軌道にて高速に回転する円環状のフレームである。

[0016] Ｘ線管１２は、後述する高電圧発生部１１が供給する高電圧により被検体ＰにＸ線ビームを照射する真空管であり、回転フレーム１５の回転にともなって、Ｘ線ビームを被検体Ｐに対して照射する。

[0017] 高電圧発生部１１は、Ｘ線管１２に高電圧を供給する装置であり、Ｘ線管１２は、高電圧発生部１１から供給される高電圧を用いてＸ線を発生する。すなわち、高電圧発生部１１は、Ｘ線管１２に供給する管電圧や管電流を調整することで、被検体Ｐに対して照射されるＸ線量を調整する。

[0018] 架台駆動部１６は、回転フレーム１５を回転駆動させることによって、被検体Ｐを中心とした円軌道上でＸ線管１２と検出器１３とを旋回させる。

[0019] 検出器１３は、被検体Ｐを透過したＸ線に由来する光を計数するための複数の検出素子を有する。一例を挙げれば、第１の実施形態に係る検出器１３が有する各検出素子は、テルル化カドミウム（ $CdTe$ ）系の半導体である。すなわち、第１の実施形態に係る検出器１３は、入射したＸ線を光に直接変換して、Ｘ線に由来する光を計数する直接変換型の半導体検出器である。

[0020] 図２は、第１の実施形態に係る検出器の一例を説明するための図である。例えば、第１の実施形態に係る検出器１３は、図２に示すように、テルル化カドミウムにより構成される検出素子１３１が、チャンネル方向（図１中のＹ軸方向）にＮ列、体軸方向（図１中のＺ軸方向）にＭ列配置された面検出器である。検出素子１３１は、光子が入射すると、１パルスの電気信号を出

力する。検出素子 131 が出力した個々のパルスを弁別することで、検出素子 131 に入射した X 線に由来する光子（X 線光子）の数を計数することができる。また、個々のパルスの強度に基づく演算処理を行なうことで、計数した光子のエネルギーを計測することができる。

[0021] なお、以下では、検出器 13 が直接変換型の半導体検出器である場合について説明するが、第 1 の実施形態は、例えば、シンチレータと光電子増倍管とにより構成される間接変換型の検出器が検出器 13 として用いられる場合でも適用可能である。

[0022] 収集部 14 は、検出器 13 の出力信号を用いた計数処理の結果である計数結果を収集する。収集部 14 は、X 線管 12 から照射されて被検体 P を透過した X 線に由来する光子（X 線光子）を計数し、当該計数した光子のエネルギーを弁別した結果を計数結果として収集する。そして、収集部 14 は、計数結果を、コンソール装置 30 に送信する。

[0023] 具体的には、収集部 14 は、検出素子 131 が出力した各パルスを弁別して計数した X 線光子の入射位置（検出位置）と、当該 X 線光子のエネルギー値とを計数結果として、X 線管 12 の位相（管球位相）ごとに収集する。収集部 14 は、例えば、計数に用いたパルスを出力した検出素子 131 の位置を、入射位置とする。また、収集部 14 は、例えば、パルスのピーク値とシステム固有の応答関数とからエネルギー値を演算する。或いは、収集部 14 は、例えば、パルスの強度を積分することで、エネルギー値を演算する。収集部 14 は、演算したエネルギー値（E）を複数のエネルギー弁別域に振り分ける。

[0024] 本実施形態に係る収集部 14 は、演算したエネルギー値を、例えば、比較器（コンパレータ）を用いて、複数のエネルギー弁別域に振り分ける。複数のエネルギー弁別域は、収集部 14 がエネルギーの値を、所定の粒度のエネルギー範囲に弁別して振り分けるために、閾値を用いて設定されるエネルギー分割セットとなる。

[0025] 例えば、収集部 14 が収集する計数結果は、『管球位相「 $\alpha 1$ 」では、入

射位置「P 1 1」の検出素子 1 3 1 において、エネルギー弁別域「 $E 1 < E \leq E 2$ 」の光子の計数値が「N 1」であり、エネルギー弁別域「 $E 2 < E \leq E 3$ 」の光子の計数値が「N 2」である』といった情報となる。或いは、収集部 1 4 が収集する計数結果は、『管球位相「 $\alpha 1$ 」では、入射位置「P 1 1」の検出素子 1 3 1 において、エネルギー弁別域「 $E 1 < E \leq E 2$ 」の光子の単位時間当たりの計数値が「n 1」であり、エネルギー弁別域「 $E 2 < E \leq E 3$ 」の光子の単位時間当たりの計数値が「n 2」である』といった情報となる。

[0026] 寝台装置 2 0 は、被検体 P を載せる装置であり、天板 2 2 と、寝台駆動装置 2 1 とを有する。天板 2 2 は、被検体 P が載置される板であり、寝台駆動装置 2 1 は、天板 2 2 を Z 軸方向へ移動して、被検体 P を回転フレーム 1 5 内に移動させる。

[0027] なお、架台装置 1 0 は、例えば、天板 2 2 を移動させながら回転フレーム 1 5 を回転させて被検体 P をらせん状にスキャンするヘリカルスキャンを実行する。または、架台装置 1 0 は、天板 2 2 を移動させた後に被検体 P の位置を固定したままで回転フレーム 1 5 を回転させて被検体 P を円軌道にてスキャンするコンベンショナルスキャンを実行する。または、架台装置 1 0 は、天板 2 2 の位置を一定間隔で移動させてコンベンショナルスキャンを複数のスキャンエリアで行なうステップアンドシュート方式を実行する。

[0028] コンソール装置 3 0 は、操作者による X 線 C T 装置の操作を受け付けるとともに、架台装置 1 0 によって収集された計数結果を用いて X 線 C T 画像データを再構成する装置である。コンソール装置 3 0 は、図 1 に示すように、入力装置 3 1 と、表示装置 3 2 と、スキャン制御部 3 3 と、前処理部 3 4 と、投影データ記憶部 3 5 と、画像再構成部 3 6 と、画像記憶部 3 7 と、制御部 3 8 と、データベース 3 9 とを有する。

[0029] 入力装置 3 1 は、X 線 C T 装置の操作者が各種指示や各種設定の入力に用いるマウスやキーボード等を有し、操作者から受け付けた指示や設定の情報を、制御部 3 8 に転送する。例えば、入力装置 3 1 は、操作者から X 線 C T

画像データを再構成する際の再構成条件や、X線CT画像データに対する画像処理条件等を受け付ける。

- [0030] 表示装置32は、操作者によって参照されるモニタであり、制御部38による制御のもと、X線CT画像データを操作者に表示したり、入力装置31を介して操作者から各種指示や各種設定等を受け付けるためのGUI (Graphical User Interface) を表示したりする。第1の実施形態において表示されるGUIについては、後に詳述する。
- [0031] スキャン制御部33は、後述する制御部38の制御のもと、高電圧発生部11、架台駆動部16、収集部14及び寝台駆動装置21の動作を制御することで、架台装置10における計数情報の収集処理を制御する。
- [0032] 前処理部34は、収集部14から送信された計数結果に対して、対数変換処理、オフセット補正、感度補正、ビームハードニング補正等の補正処理を行なうことで、投影データを生成する。
- [0033] 投影データ記憶部35は、前処理部34により生成された投影データを記憶する。すなわち、投影データ記憶部35は、X線CT画像データを再構成するための投影データ（計数結果）を記憶する。
- [0034] 画像再構成部36は、投影データ記憶部35が記憶する投影データを、例えば、逆投影処理することで、X線CT画像データを再構成する。逆投影処理としては、例えば、FBP (Filtered Back Projection) 法による逆投影処理が挙げられる。なお、画像最高西部36は、逐次近似法等により、再構成処理を行っても良い。また、画像再構成部36は、X線CT画像データに対して各種画像処理を行なうことで、画像データを生成する。画像再構成部36は、再構成したX線CT画像データや、各種画像処理により生成した画像データを画像記憶部37に格納する。
- [0035] ここで、フォトンカウンティングCTで得られる計数結果から生成された投影データには、被検体Pを透過することで減弱されたX線のエネルギーの情報が含まれている。このため、画像再構成部36は、例えば、特定のエネルギー成分のX線CT画像データを再構成することができる。また、画像再

構成部３６は、例えば、複数のエネルギー成分それぞれのＸ線ＣＴ画像データを再構成することができる。

[0036] また、画像再構成部３６は、例えば、各エネルギー成分のＸ線ＣＴ画像データの各画素にエネルギー成分に応じた色調を割り当て、エネルギー成分に応じて色分けされた複数のＸ線ＣＴ画像データを重畳した画像データを生成することができる。また、画像再構成部３６は、物質固有のＫ吸収端を利用して、当該物質の同定が可能となる画像データを生成することができる。画像再構成部３６が生成する他の画像データとしては、単色Ｘ線画像データや密度画像データ、実効原子番号画像データ等が挙げられる。

[0037] データベース３９は、複数の物質それぞれのＸ線吸収スペクトルに関する情報を記憶する記憶部である。すなわち、データベース３９は、分析化学的情報を記憶するデータベースである。データベース３９は、外部の分析化学データベースの情報を用いて、分析化学的な様々な情報を更新して保持することが可能である。

[0038] 制御部３８は、架台装置１０、寝台装置２０及びコンソール装置３０の動作を制御することによって、Ｘ線ＣＴ装置の全体制御を行う。具体的には、制御部３８は、スキャン制御部３３を制御することで、架台装置１０で行なわれるＣＴスキャンを制御する。また、制御部３８は、前処理部３４や、画像再構成部３６を制御することで、コンソール装置３０における画像再構成処理や画像生成処理を制御する。また、制御部３８は、画像記憶部３７が記憶する各種画像データを、表示装置３２に表示するように制御する。なお、第１の実施形態において、制御部３８が行なう制御処理については、後に詳述する。

[0039] 以上、第１の実施形態に係るＸ線ＣＴ装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第１の実施形態に係るＸ線ＣＴ装置は、フォトンカウンティングＣＴにより、物質固有のエネルギー成分を利用した画像データの再構成処理や生成処理を行なう。

[0040] ここで、物質に固有のエネルギー成分の一例であるＫ吸収端について、図

3を用いて説明する。図3は、K吸収端を説明するための図である。図3では、様々な物質のX線吸収スペクトルを示している。なお、図3の横軸は、エネルギー（単位：keV）であり、図3の縦軸は、線減弱係数（単位： cm^{-1} ）である。

[0041] 図3では、ヨード系の造影剤が混在した血液（Iodine-mixed blood）のX線吸収スペクトルと、ガドリウム系の造影剤が混在した血液（Gd-mixed blood）のX線吸収スペクトルと、ビスマス系の造影剤が混在した血液（Bi-mixed blood）のX線吸収スペクトルとを示している。また、図3では、水（Water）、下肢（Rib）、脊椎（Spi）のX線吸収スペクトルも合わせて示している。

[0042] 図3に例示するように、K吸収端の前後では、減弱係数が急激に上昇する。例えば、K吸収端が「33.16 keV」のヨウ素を着目物質とすると、ヨード系の造影剤が存在する組織を透過したX線光子の計数値は、「33.16 keV」の前後のエネルギー範囲で、大きく異なる。そこで、K吸収端の違いを利用した物質の同定を行なう場合、画像再構成部36は、例えば、K吸収端より値が小さいエネルギー弁別域の計数結果（投影データ）からX線CT画像データ（以下、第1画像データ）を再構成する。また、画像再構成部36は、例えば、K吸収端より値が大きいエネルギー弁別域の計数結果（投影データ）からX線CT画像データ（以下、第2画像データ）を再構成する。そして、画像再構成部36は、例えば、第2画像データから第1画像データを差し引くことで、差分画像データを生成する。かかる差分画像データには、計数値が大きく異なる領域（例えば、ヨード系の造影剤が存在する組織）が、主に描出されることとなる。

[0043] しかし、エネルギー弁別を細かく実施するとデータ量が膨大となり、データの転送時間や再構成時間が増大する。一方、エネルギー弁別を大まかに実施すると、着目する物質の同定に必要なデータ得られない。この点について、図4A及び図4Bを用いて説明する。図4A及び図4Bは、従来技術の課題を説明するための図である。図4Aでは、粗い粒度で設定されたエネルギー

一弁別域を例示しており、図4 Bでは、細かい粒度で設定されたエネルギー弁別域を例示している。また、図4 A及び図4 Bそれぞれには、異なる2つの物質（物質A及び物質B）のX線吸収スペクトルを例示している。

[0044] 図4 Aに例示するように、同じ幅の粗い粒度で5個のエネルギー弁別域（0～4）が設定された場合、計数結果として発生するデータ量を少なくすることができる。しかし、5個のエネルギー弁別域それぞれのエネルギー範囲が広いため、各エネルギー弁別域の計数結果から生成した画像データは、物質の弁別能が低い画像データとなる。例えば、図4 Aに示すエネルギー弁別域（0）とエネルギー弁別域（1）とは、物質AのK吸収端のエネルギー値を境界として分けられている。このため、エネルギー弁別域（0）の計数結果とエネルギー弁別域（1）の計数結果とを用いて、物質Aを同定可能な差分画像データを生成することができる。一方、例えば、図4 Aに示すエネルギー弁別域（1）の中心付近に、物質BのK吸収端のエネルギー値が含まれている。このため、例えば、エネルギー弁別域（1）の計数結果とエネルギー弁別域（2）の計数結果とを用いて差分画像データを生成したとしても、かかる差分画像データは、物質Bを同定可能な差分画像データとはならない。

[0045] これに対して、図4 Bに例示するように、同じ幅の細かい粒度で15個のエネルギー弁別域（0～14）が設定された場合、15個のエネルギー弁別域それぞれのエネルギー範囲が狭いため、各エネルギー弁別域の計数結果から生成した画像データは、物質の弁別能が高い画像データとなる。例えば、図4 Bに例示するエネルギー弁別域（2）の計数結果とエネルギー弁別域（3）の計数結果とを用いて、物質Aを同定可能な差分画像データを生成することができる。また、例えば、図4 Bに例示するエネルギー弁別域（5）の計数結果とエネルギー弁別域（6）の計数結果とを用いて、物質Aを同定可能な差分画像データを生成することができる。しかし、図4 Bに例示するように、細かい粒度で多数のエネルギー弁別域が設定された場合、計数結果として発生するデータ量が増大する。

[0046] このように、従来では、画像化を行なうためのデータ量が少なくなるように、エネルギー弁別域を粗く設定すると、操作者が着目する物質の画像化に必要なデータを確保できなくなる場合が発生する。また、従来では、操作者が着目する物質の画像化に必要なデータを確保できるように、エネルギー弁別域を細かく設定すると、画像化を行なうためのデータ量が多くなる。

[0047] そこで、第１の実施形態に係る制御部３８は、操作者が着目する物質の画像化に必要なデータを確保したうえで、画像化を行なうためのデータ量を削減するために、以下の制御を収集部１４に対して行なう。

[0048] すなわち、制御部３８は、収集部１４に対して、操作者から指定された物質のＸ線吸収特性に応じてエネルギー分割セットを設定する。そして、制御部３８は、設定したエネルギー分割セットを収集部１４に通知する。ここで、制御部３８は、計数結果の収集前に、エネルギー分割セットを設定する。

[0049] かかる制御により、収集部１４は、エネルギー分割セットで設定される複数のエネルギー弁別域それぞれに計数値を振り分けることで計数結果を収集し、架台装置３０に送信する。そして、画像再構成部３６は、収集部１４から受信した計数結果を用いて画像データを再構成する。画像再構成部３６は、収集部１４から受信した計数結果から生成された投影データを用いて画像データを再構成する。

[0050] すなわち、本実施形態では、制御部３８は、操作者が着目する物質のＸ線吸収特性に応じて、能動的にエネルギー分割セットを設定する。換言すると、制御部３８は、操作者が着目する物質の画像化に必要な情報が確保される複数のエネルギー弁別域で構成され、かつ、エネルギー弁別域の数が少なくなるエネルギー分割セットを設定する。

[0051] ここで、操作者から指定された物質のＸ線吸収特性は、例えば、Ｋ吸収端等の物質固有の特性エネルギー値である。Ｋ吸収端等の特性エネルギー値は、操作者が入力しても良いが、かかる操作を行なうためには、操作者は、自身が着目する物質の特性エネルギー値を調べる必要がある。本実施形態は、物質固有の特性エネルギー値を操作者が入力する場合であっても良いが、操

作者の負担を軽減するために、上述したデータベース 39 が設置される。すなわち、制御部 38 は、複数の物質それぞれの X 線吸収スペクトルに関する情報を記憶するデータベース 39 を用いて、上記のエネルギー分割セットを設定する。

[0052] ここで、第 1 の実施形態に係る制御部 38 は、操作者が指定した物質が 1 つの場合には、第 1 設定法に基づいてエネルギー分割セットの設定を行なう。また、第 1 の実施形態に係る制御部 38 は、操作者が指定した物質が複数の場合には、エネルギー分割セットを、第 2 設定法、又は、第 1 設定法と第 2 設定法とを組み合わせた第 3 設定法に基づいてエネルギー分割セットの設定を行なう。

[0053] まず、制御部 38 が第 1 設定法に基づいて行なう制御処理について、図 5 A、図 5 B、図 6 及び図 7 を用いて説明する。図 5 A 及び図 5 B は、図 1 に示すデータベースが記憶するデータ構成の一例を示す図であり、図 6 及び図 7 は、第 1 の実施形態に係る制御部が第 1 設定法に基づいて行なう制御処理を説明するための図である。なお、以下に説明する制御処理は、K 吸収端の違いを利用した物質の同定が可能となる差分画像データを生成する場合に適用される処理である。

[0054] まず、制御部 38 は、物質を特定可能なパラメータの入力を操作者から受け付けた場合に、受け付けたパラメータに該当する物質に固有の特性エネルギー値をデータベース 39 から取得する。すなわち、制御部 38 は、データベース 39 を用いて、物質に固有のエネルギー成分の検索処理を行なう。

[0055] 例えば、データベース 39 は、図 5 A に示すように、「物質名：A」と「商品名：A'」と「X 線吸収スペクトル：S(A)」とを対応付けて記憶する。図 5 A に例示するデータベース 39 は、複数の物質それぞれの X 線吸収スペクトルを、物質を特定可能なパラメータである物質名と商品名とに関連付けたデータ構造となる。

[0056] 或いは、データベース 39 は、図 5 B に示すように、「物質名：A」と「商品名：A'」と「K 吸収端： $E_K(A)$ 」と「L 吸収端： $E_L(A)$ 」とを

対応付けて記憶する。図5Bに例示するデータベース39は、複数の物質それぞれのX線吸収スペクトルを特徴付ける特性エネルギー値を、物質を特定可能なパラメータである物質名と商品名とに関連付けたデータ構造となる。

[0057] このように、データベース39は、造影剤及び化学標識物質を含む物質の名前（物質名や商品名）に対応付けて、該当する物質のX線吸収係数及び特性エネルギー値の少なくとも一方を記憶する。

[0058] なお、第1の実施形態では、データベース39がX線CT装置内（コンソール装置30内）に設置される場合について説明するが、第1の実施形態は、データベース39が、X線CT装置（コンソール装置30）の外部に設置される場合であっても良い。かかる場合、コンソール装置30とデータベース39とは、有線通信網や無線通信網により接続される。

[0059] 図6は、第1設定法を行なう場合の制御処理の一例をシーケンス図で示している。図6に示すように、制御部38は、操作者が入力したパラメータを送信して、データベース39に問い合わせを行なう。例えば、制御部38は、「物質名：AAA、特性エネルギー：K吸収端」を、データベース39に問い合わせる。ここで、「物質名：AAA」がキセノン系の造影剤名であるとする。データベース39は、「物質名：AAA、特性エネルギー：K吸収端」を検索キーワードとして、自身が記憶するデータを検索し、検索結果を制御部38に回答する。例えば、データベース39は、図6に示すように、「物質名：AAA」がキセノン系の造影剤名であることから、キセノンのK吸収端「 $E_K = 34.56 \text{ keV}$ 」を制御部38に回答する。なお、データベース39が自装置外に設置される場合、制御部38は、自装置の外部に設置されたデータベース39に対して通信網を介して問い合わせを行なう。

[0060] 上記の場合では、データベース39は、検索機能を有する。すなわち、制御部38は、操作者が入力したパラメータをキーワードとする特性エネルギー値の検索要求を行ない、データベース39は、制御部38の問い合わせに付加されているパラメータをキーワードとする特性エネルギー値の検索を行ない、検索結果を回答する。なお、データベース39は、検索の結果、パラ

メータに対応するデータが存在しない場合、例えば、「Not Found」等のメッセージを回答する。

[0061] ただし、第1の実施形態は、制御部38が検索を行なう場合であっても良い。かかる場合、制御部38は、操作者が入力したパラメータをキーワードとして、データベース39を検索して、パラメータに対応する物質に固有の特性エネルギー値（例えば、K吸収端）を取得する。

[0062] また、上記では、物質名とともにエネルギー成分の種類が検索用のパラメータとして用いられる場合について説明したが、第1の実施形態は、物質名や商品名を検索用のパラメータとして用い、特性エネルギーの種類を検索用のパラメータとして用いない場合であっても良い。この場合、データベース39は、複数種類の特性エネルギー値を制御部38に回答し、表示装置32は、制御部38の制御により、例えば、種類が明記された複数の特性エネルギー値のテーブルを表示する。操作者は、テーブルを参照した後、入力装置31等を用いて物質同定に用いる特性エネルギー値を指定する。

[0063] 上述した処理により、操作者が指定した物質のX線吸収特性を示す特性エネルギー値を取得すると、制御部38は、第1設定法として、図6に示すように、特性エネルギー値を中心として、粒度の異なる複数のエネルギー弁別域を設定する。具体的には、制御部38は、特性エネルギー値の近傍のエネルギー領域に対して細かい粒度でエネルギー弁別域を設定する。また、制御部38は、特性エネルギー値の近傍のエネルギー領域以外のエネルギー領域に対して粗い粒度でエネルギー弁別域を設定する。

[0064] 第1設定法により設定されるエネルギー分割セットの一例について図7を用いて説明する。図7は、キセノンのK吸収端「 $E_K = 34.56 \text{ keV}$ 」を用いた差分画像データを生成する場合に、第1設定法により設定されるエネルギー分割セットの一例を示している。なお、図7に示すX線吸収スペクトルの縦軸は、質量減弱係数である。

[0065] 図7に例示する「0～9」それぞれは、制御部38により設定されたエネルギー分割セットである10個のエネルギー弁別域「 $E_{R0} \sim E_{R9}$ 」を示

す。制御部 38 は、図 7 に例示するように、キセノンの K 吸収端「 $E_K = 34.56 \text{ keV}$ 」を中心とする近傍のエネルギー領域では、狭い幅の「 E_R4 、 E_R5 、 E_R6 、 E_R7 」を設定する。図 7 に例示する場合では、 E_R5 と E_R6 との境界が、キセノンの K 吸収端「 $E_K = 34.56 \text{ keV}$ 」に対応する。

[0066] そして、制御部 38 は、図 7 に例示するように、「 $E_R4 \sim E_R7$ 」の領域以外の領域については、「 $E_R4 \sim E_R7$ 」の幅より広い幅の「 E_R0 、 E_R1 、 E_R2 、 E_R3 」と「 E_R8 、 E_R9 」とを設定する。図 7 に例示する場合では、弁別域の幅は、「 $E_R0 = E_R1 = E_R2 = E_R9 > E_R3 = E_R8 > E_R4 = E_R5 = E_R6 = E_R7$ 」となっている。

[0067] 着目物質以外の物質の X 線吸収スペクトルは、着目物質の K 吸収端の近傍領域では、滑らかに変化している。差分処理によりキセノン以外の物質の情報を効率的に除去するためには、差分に用いるエネルギー範囲を狭めることが好適である。このため、制御部 38 は、キセノンの K 吸収端を用いた差分画像データの生成に必要となる情報が含まれる領域については、 E_R5 と E_R6 との境界がキセノンの K 吸収端となるように調整したうえで、狭い幅の「 E_R4 、 E_R5 、 E_R6 、 E_R7 」を設定する。

[0068] また、着目物質の K 吸収端の近傍領域以外の領域は、K 吸収端を用いた差分画像データの生成に必ずしも必要でない。このため、制御部 38 は、キセノンの K 吸収端の近傍領域である「 $E_R4 \sim E_R7$ 」以外の領域では、広い幅のエネルギー弁別域を設定する。

[0069] そして、制御部 38 は、図 6 に示すように、設定したエネルギー分割セットに関する設定値を収集部 14 に通知する。この設定値は、エネルギー値が演算された各パルスの計数結果を、10 個のエネルギー弁別域「 $E_R0 \sim E_R9$ 」に振り分けるための複数の閾値となる。エネルギー分割セットが設定された後に CT スキャンが開始されると、収集部 14 は、図 6 に示すように、各エネルギー弁別域に計数値を振り分ける。

[0070] 図 8 では、検出器 13 から出力されたパルスを弁別した結果得られた各 X

線光子のエネルギー値を、時系列に沿って配列した棒グラフを示している。

図8に例示する場合、収集部14は、「ER0」の計数値「C(ER0)」が「3」であり、「ER1」の計数値「C(ER1)」が「4」であり、「ER2」の計数値「C(ER2)」が「4」であり、「ER3」の計数値「C(ER3)」が「5」であるとする計数結果を収集する。

[0071] また、図8に例示する場合、収集部14は、「ER4」の計数値「C(ER4)」が「1」であり、「ER5」の計数値「C(ER5)」が「2」であり、「ER6」の計数値「C(ER6)」が「0」であり、「ER7」の計数値「C(ER7)」が「1」であるとする計数結果を収集する。また、図8に例示する場合、収集部14は、「ER8」の計数値「C(ER8)」が「0」であり、「ER9」の計数値「C(ER9)」が「1」であるとする計数結果を収集する。

[0072] 収集部14は、各管球位相で「C(ER0)～C(ER9)」を収集し、コンソール装置30に送信する。そして、画像再構成部36は、画像再構成処理を行なう。例えば、画像再構成部36は、図7に示すように、制御部38の指示により、或いは、操作者の指示により、「C(ER4)+C(ER5)」の計数結果に対応する投影データから第1画像データ101を再構成する。また、例えば、画像再構成部36は、図7に示すように、制御部38の指示により、或いは、操作者の指示により、「C(ER6)+C(ER7)」の計数結果に対応する投影データから第2画像データ102を再構成する。そして、画像再構成部36は、例えば、図7に示すように、第2画像データ102から第1画像データ101を差分することで、差分画像データ103を生成する。表示装置32は、制御部38の制御により、差分画像データ103を表示する。

[0073] なお、画像再構成部36は、制御部38の制御により、例えば、図7に示すように、差分画像データ103に第2画像データ102を重畳させた重畳画像データ104を生成しても良い。差分画像データ103には、キセノン系の造影剤が分布している領域が描出されている。しかし、かかる領域がど

の領域に対応するかを操作者が確認するためには、組織形態全体が描出されたX線CT画像データを差分画像データ103に重畳させた画像データを表示することが望ましい。なお、重畳対象となるX線CT画像データは、第1画像データ101であっても、全計数結果に対応する投影データから再構成されたX線CT画像データであっても良い。

[0074] なお、第1画像データ101は、「C(ER3)~C(ER5)」の計数結果に対応する投影データや、「C(ER0)~C(ER5)」の計数結果に対応する投影データから再構成される場合であっても良い。同様に、第2画像データ102は、「C(ER6)~C(ER8)」の計数結果に対応する投影データや、「C(ER6)~C(ER9)」の計数結果に対応する投影データから再構成される場合であっても良い。かかる条件変更は、差分画像データ103や重畳画像データ104を参照した操作者により任意に変更可能である。

[0075] 次に、第2設定法及び第3設定法について図9、図10、図11A、図11B及び図12を用いて説明する。図9は、第1の実施形態に係る制御部が複数の物質が指定された場合に行なう制御処理を説明するための図である。また、図10、図11A及び図11Bは、第1の実施形態に係る制御部が行なう第2設定法の一例を示す図であり、図12は、第1の実施形態に係る制御部が行なう第3設定法の一例を示す図である。

[0076] 図9は、第2設定法、又は、第3設定法を行なう場合の制御処理の一例をシーケンス図で示している。図9に示すように、制御部38は、操作者が入力した複数のパラメータを送信して、データベース39に複数の物質の問い合わせを行なう。例えば、制御部38は、「物質名：A、特性エネルギー：K吸収端」、「物質名：B、特性エネルギー：K吸収端」及び「物質名：C、特性エネルギー：K吸収端」を、データベース39に問い合わせる。ここで、「物質名：A」がヨード系の造影剤名であり、「物質名：B」がガドリウム系の造影剤名であり、「物質名：C」がビスマス系の造影剤名であるとす

[0077] データベース39は、「物質名：A、特性エネルギー：K吸収端」、「物質名：B、特性エネルギー：K吸収端」及び「物質名：C、特性エネルギー：K吸収端」を検索キーワードとして、自身が記憶するデータを検索し、検索結果を制御部38に回答する。データベース39は、「物質名：A、特性エネルギー：K吸収端」については、ヨウ素のK吸収端「 $E_K = 33.16 \text{ keV}$ 」を「閾値：Th2」として、制御部38に回答する。また、データベース39は、「物質名：B、特性エネルギー：K吸収端」については、ガドリニウムのK吸収端「 $E_K = 50.24 \text{ keV}$ 」を「閾値：Th3」として、制御部38に回答する。また、データベース39は、「物質名：B、特性エネルギー：K吸収端」については、ビスマスのK吸収端「 $E_K = 90.55 \text{ keV}$ 」を「閾値：Th4」として、制御部38に回答する。なお、制御部38は、データベース39を検索して「Th2、Th3、Th4」を取得しても良いし、「Th2、Th3、Th4」を操作者から受け付けても良い。

[0078] そして、制御部38は、図9に示すように、各物質のエネルギー分割セットを設定し、各物質のエネルギー分割セットを設定するための設定値を、収集部14に通知する。物質ごとのエネルギー分割セットが設定された後にCTスキャンが開始されると、収集部14は、図9に示すように、物質ごとの各エネルギー弁別域に計数値を振り分ける。

[0079] 第2設定法を行なう制御部38は、操作者から複数の物質が指定された場合、各物質のX線吸収特性を示す特性エネルギー値により複数のエネルギー弁別域を設定して、エネルギー分割セットを設定する。例えば、制御部38は、図10に示すように、「Th2、Th3、Th4」とともに、ノイズレベルを判定するための下限閾値である「Th1」と、再構成処理に不要なエネルギーレベルを判定するための上限閾値「Th5」とを用いて、複数のエネルギー弁別域を設定する。ここで、「Th1」及び「Th5」は、システム固有に設定される閾値であり、制御部38に予め設定されている値である。すなわち、制御部38は、指定された3個の物質それぞれに固有の閾値で

ある「Th2、Th3、Th4」と、システム固有の下限閾値である「Th1」と、システム固有の上限閾値である「Th5」とを用いて、計数結果を振り分けるための4個のエネルギー弁別域を設定する。

[0080] 例えば、制御部38は、図10で「1」で示す「ER(1) : Th1 ≤ E < Th2」と、図10で「2」で示す「ER(2) : Th2 ≤ E < Th3」と、図10で「3」で示す「ER(3) : Th3 ≤ E < Th4」と、図10で「4」で示す「ER(4) : Th4 ≤ E < Th5」とを設定する。なお、制御部38は、図10で「0」で示す「ER(0) : E < Th1」の計数結果を破棄するように設定する。また、制御部38は、図10で図示しない「ER(5) : Th5 ≤ E」の計数結果を破棄するように設定する。

[0081] そして、制御部38は、更に、複数の物質それぞれの特性エネルギー値に応じて、複数のエネルギー弁別域を粗い粒度の複数のエネルギー弁別域に束ねることで、複数の物質それぞれのエネルギー分割セットを設定する。例えば、制御部38は、図10に示すように、「Th1、Th2、Th5」により、「ER(1)」及び「ER(2) + ER(3) + ER(4)」の2個をI（ヨウ素）用のエネルギー分割セットとして設定する。また、例えば、制御部38は、図10に示すように、「Th1、Th3、Th5」により、「ER(1) + ER(2)」及び「ER(3) + ER(4)」の2個をGd（ガドリウム）用のエネルギー分割セットとして設定する。また、例えば、制御部38は、図10に示すように、「Th1、Th4、Th5」により、「ER(1) + ER(2) + ER(3)」及び「ER(4)」の2個をBi（ビスマス）用のエネルギー分割セットとして設定する。

[0082] ここで、「ER(1)」の計数値を「C(ER1)」とし、「ER(2)」の計数値を「C(ER2)」とし、「ER(3)」の計数値を「C(ER3)」とし、「ER(4)」の計数値を「C(ER4)」とする。

[0083] 図10に示すエネルギー分割セットが設定された場合、収集部14は、図11Aに示すように、I用の計数結果として、「C(ER1)」と、加算値「C(ER2) + C(ER3) + C(ER4)」とをコンソール装置30に

送信する。また、収集部 14 は、図 11 A に示すように、G d 用の計数結果として、加算値「 $C(ER1) + C(ER2)$ 」と、加算値「 $C(ER3) + C(ER4)$ 」とをコンソール装置 30 に送信する。また、収集部 14 は、図 11 A に示すように、B i 用の計数結果として、加算値「 $C(ER1) + C(ER2) + C(ER3)$ 」と、「 $C(ER4)$ 」とをコンソール装置 30 に送信する。

[0084] これにより、画像再構成部 36 は、図 11 A に示すように、I 用の計数結果から差分画像データ (I) を生成し、G d 用の計数結果から差分画像データ (G d) を生成し、B i 用の計数結果から差分画像データ (B i) を生成する。

[0085] なお、第 1 の実施形態は、例えば、制御部 38 が、「 $ER(1)$ 、 $ER(2)$ 、 $ER(3)$ 、 $ER(4)$ 」のエネルギー分割セットを収集部 14 に通知しても良い。かかる場合、収集部 14 は、「 $C(ER1)$ 、 $C(ER2)$ 、 $C(ER3)$ 、 $C(ER4)$ 」を送信する。そして、制御部 38 の指示により、画像再構成部 36 は、「 $C(ER1)$ 、 $C(ER2)$ 、 $C(ER3)$ 、 $C(ER4)$ 」の投影データを、I 用の投影データと、G d 用の投影データと、B i 用の投影データとに分割して、差分画像データ (I) と差分画像データ (G d) と差分画像データ (B i) とを生成する。

[0086] いずれの場合であっても、各物質の差分画像データを用いた弁別能は確保され、かつ、データ量は、低減される。なお、例えば、各差分画像データを参照した操作者により、各物質の K 吸収端前後のみのエネルギー弁別域で差分処理を行なうように条件変更が行なわれても良い。かかる場合、収集部 14 は、図 11 B に示すように、I 用の計数結果として、「 $C(ER1)$ 」と「 $C(ER2)$ 」とをコンソール装置 30 に送信する。また、収集部 14 は、図 11 B に示すように、G d 用の計数結果として、「 $C(ER2)$ 」と、「 $C(ER3)$ 」とをコンソール装置 30 に送信する。また、収集部 14 は、図 11 B に示すように、B i 用の計数結果として、「 $C(ER3)$ 」と、「 $C(ER4)$ 」とをコンソール装置 30 に送信する。

[0087] ただし、図 1 1 B に例示する場合、画像化のための情報量が低減して、差分画像データを用いた弁別能が低減する可能性がある。従って、図 1 1 B に例示する処理を行なうか否かは、例えば、操作者により選択される。差分画像データを用いた弁別能を確保するためには、図 1 1 A に例示する処理が行なわれることが望ましい。

[0088] 次に、第 3 設定法について説明する。第 3 設定法を行なう制御部 3 8 は、操作者から複数の物質が指定された場合、各物質の特性エネルギー値 (Th 2、Th 3、Th 4) を取得し、物質ごとのエネルギー分割セットを、第 1 設定法により設定する。なお、制御部 3 8 は、各物質の特性エネルギー値とともに、上述した Th 1 及び Th 5 も用いる。例えば、制御部 3 8 は、図 1 2 に示すように、Th 2 の値を中心とする領域については細かい粒度のエネルギー弁別域 (図中の「1」及び「2」を参照) を設定し、当該領域以外の領域については粗い粒度のエネルギー弁別域 (図中の「3」及び「4」を参照) を設定することで、I 用のエネルギー分割セットを設定する。

[0089] また、制御部 3 8 は、図 1 2 に示すように、Th 3 の値を中心とする領域については細かい粒度のエネルギー弁別域 (図中の「2」及び「3」を参照) を設定し、当該領域以外の領域については粗い粒度のエネルギー弁別域 (図中の「1」、「4」及び「5」を参照) を設定することで、G d 用のエネルギー分割セットを設定する。また、制御部 3 8 は、図 1 2 に示すように、Th 4 の値を中心とする領域については細かい粒度のエネルギー弁別域 (図中の「3」及び「4」を参照) を設定し、当該領域以外の領域については粗い粒度のエネルギー弁別域 (図中の「1」、「2」及び「5」を参照) を設定することで、B i 用のエネルギー分割セットを設定する。そして、制御部 3 8 は、図 1 2 に示す物質ごとのエネルギー分割セットを収集部 1 4 に通知して、C T スキャンを開始させる。

[0090] なお、図 1 2 に示す第 3 設定法では、収集部 1 4 は、5 個の閾値「Th 1 ~ Th 5」に加え、更に、7 個の閾値を用いてエネルギー弁別を行なう必要がある。そこで、制御部 3 8 は、第 1 設定法の規則が守られる範囲内で、各

物質のエネルギー弁別域を設定して、5個の閾値「Th1～Th5」の他に収集部14が用いる閾値が少なくなるように調整を行なっても良い。

[0091] 第1の実施形態に係る制御部38は、更に、収集部14に通知したエネルギー分割セットの設定に用いた設定値（複数の閾値）を、該当する物質に対応付けて所定の記憶部に格納する。この所定の記憶部としては、データベース39が挙げられる。例えば、第1設定法を行なった制御部38は、図6に示すように、データベース39に対して、設定値の保管要求を行なう。これにより、例えば、データベース39は、「物質名：AAA」等に対応付けて、「ER0～ER9」の設定に用いられた設定値を記憶する。かかる処理により、再度、操作者から「物質名：AAA」の指定を受け付けた場合、データベース39は、制御部38の問い合わせに対して、「ER0～ER9」の設定値を回答する。また、制御部38は、所定の記憶部として、自装置内の内部メモリを用いても良い。

[0092] また、例えば、第2設定法や第3設定法を行なった制御部38は、図9に示すように、データベース39に対して、各物質の設定値の保管要求を行なう。これにより、例えば、データベース39は、「物質名：I」等に対応付けて、「ER(1)」及び「ER(2)+ER(3)+ER(4)」の設定値を記憶する。また、例えば、データベース39は、「物質名：Gd」等に対応付けて、「ER(1)+ER(2)」及び「ER(3)+ER(4)」の設定値を記憶する。また、例えば、データベース39は、「物質名：Bi」等に対応付けて、「ER(1)+ER(2)+ER(3)」及び「ER(4)」の設定値を記憶する。

[0093] 以上の第1設定法～第3設定法を用いたエネルギー分割セットの設定が行なわれることで、収集部14は、操作者が着目する物質の画像化に必要な情報が確保された計数結果を収集する。かかる計数結果のデータ量は、エネルギー分割セットの設定により、例えば、図4Bに示すエネルギー分割セットと比較して、大幅に低減している。

[0094] 次に、上記の処理を制御部38が行なうための、操作者が入力操作を行な

うために表示されるG U Iについて、図13A、図13B、図13C、図13D及び図14を用いて説明する。図13A、図13B、図13C、図13D及び図14は、第1の実施形態に係るG U Iの一例を示す図である。

[0095] 例えば、制御部38の制御により、表示装置32は、図13Aに示すように、画像データを表示する「データ表示領域200」とともに、操作者が物質を特定可能なパラメータを入力するための入力用G U I 300を表示する。

[0096] 図13Aに例示する入力用G U I 300には、操作者がパラメータを入力するためのボックス301が配置される。操作者は、ボックス301をマウスで選択し、キーボードを用いて、例えば、図13Bに示すように、パラメータ「A A A」をボックス301に入力する。そして、操作者は、入力したパラメータを確認後、例えば、検索要求用のショートカットキーを押下する。これにより、図6～図8を用いて説明した検索処理や制御処理が自動的に開始される。

[0097] また、操作者は、ボックス301をマウスで選択し、キーボードを用いて、例えば、図13Cに示すように、パラメータ「I, G d, B i」をボックス301に入力する。そして、操作者は、入力したパラメータを確認後、例えば、検索要求用のショートカットキーを押下する。これにより、図9～図11Bを用いて説明した検索処理や制御処理が自動的に開始される。

[0098] 更に、制御部38の制御により、表示装置32は、制御部38が収集部14に通知した設定値を読み出すための操作ボタンを表示装置32に表示する。制御部38は、収集部14に通知したエネルギー分割セットの設定に用いた設定値（複数の閾値）を、該当する物質に対応付けてデータベース39や内部メモリに格納している。そこで、図13Aに例示する入力用G U I 300には、一度設定された設定値を用いた処理を実行させるためのショートカット用の操作ボタン群302（操作ボタン302a～302d）が配置される。

[0099] 例えば、操作ボタン302aは、図13Dに例示するように、I用のエネ

ルギー分割セットとG d用のエネルギー分割セットとB i用のエネルギー分割セットとの設定に制御部38が用いた設定値を、制御部38が、データベース39や内部メモリから取得するための操作ボタンである。操作者は、例えば、図13Dに示すように、「I, G d, B i」の文字が記載された操作ボタン302a上にカーソルを移動し、マウスでクリックする。これにより、「I, G d, B i」それぞれの差分画像データを収集するためのCTスキャンが開始可能となる。

[0100] 上記の場合では、操作ボタン群302として表示される各ショートカットボタンは、操作者がボックス301を用いた操作の履歴情報として、入力用GUI300に自動的に生成表示される。すなわち、ショートカット用の操作ボタン群302は、実際に解析用に用いた実績のある化学物質の同定用の画像化を行なうために、医師がボックス301を用いることなく再指定可能なように、生成表示される。ただし、第1～第3設定法で設定されるエネルギー分割セットは、CTスキャン前に設定されていれば良い。このため、本実施形態は、ショートカット用の操作ボタン群302が解析用に頻繁に用いる可能性のある化学物質用に設定される場合であっても良い。

[0101] 解析用に頻繁に用いる可能性のある化学物質については、例えば、医師やサービスマン等の事前の入力操作により、制御部38にエネルギー分割セットを設定させておき、これにより得られた設定値をデータベース39や内部メモリに保管させる。これにより、制御部38は、解析用に頻繁に用いる可能性のある化学物質のショートカットボタンを生成表示させる。また、解析用に頻繁に用いる可能性のある化学物質のショートカットボタンは、事前に設定値を取得しておくのではなく、ショートカットボタンに対するクリック操作を契機として、制御部38が該当する物質の特性エネルギー値をデータベース39に問い合わせるために用いられる場合であっても良い。

[0102] また、図7を用いて説明したように、第1設定法が行なわれた場合、操作者の指定により、第1画像データ101を「C (ER 4) + C (ER 5)」の計数結果から第1画像データ101を再構成し、「C (ER 6) + C (E

R 7)」の計数結果から第2画像データ102を再構成する場合がある。かかる場合、操作者の要求に応じた画像化を行なうために必要なデータは、「ER 4 + ER 5」と「ER 6 + ER 7」との2つのエネルギー弁別域となる。また、図11Bに示すような第2設定法が行なわれた場合も、各物質のエネルギー分割セットは変更されることとなる。

[0103] また、検出器13や収集部14の物理的特性等の要因により、計測されたエネルギーの値は、真のエネルギー値と一致しない場合があり、例えば、制御部38が設定した閾値（例えば、K吸収端の値）が最適な設定値でない場合がある。かかる場合、操作者は、制御部38が設定した設定値を変更する。

[0104] このように、本実施形態では、操作者により、制御部38が画像化用に設定した条件（エネルギー分割セット）が変更される場合がある。過去に条件変更を行なった物質の画像化を行なう場合、制御部38が画像化用に自動設定した条件を、再度手動で変更することは、操作者にとって負担である。そこで、制御部38は、操作者が行なった条件変更に基づいてエネルギー分割セットを変更した場合、エネルギー分割セットの再設定に用いた設定値を該当する物質に対応付けてデータベース39や内部メモリに格納する。そして、制御部38は、エネルギー分割セットの再設定に用いた設定値を読み出すための操作ボタンを表示装置32に表示させる。

[0105] 例えば、図11Bに示す条件変更が行なわれた場合、制御部38は、I用のエネルギー分割セット「ER (1)、ER (2)」を設定する設定値と、Gd用のエネルギー分割セット「ER (2)、ER (3)」とを設定する設定値と、Bi用のエネルギー分割セット「ER (3)、ER (4)」とを設定する設定値とを格納する。そして、図11Bに示す条件変更に基づく設定値を読み出すためのショートカットボタンとして、制御部38は、図14に示すように、「操作ボタン302a'」を表示させる。「操作ボタン302a'」には、例えば、図14に示すように、操作者によりカスタマイズされた設定値を読み出すためのショートカットボタンであることを明示するため

に「I, G d, B i (C)」が記載される。

[0106] 次に、図15を用いて、第1の実施形態に係るX線CT装置の処理について説明する。図15は、第1の実施形態に係るX線CT装置の処理の一例を説明するためのフローチャートである。なお、図15に示すフローチャートでは、ショートカットボタンに対応する設定値が内部メモリに格納済みである場合の処理を例示する。

[0107] 図15に例示するように、第1の実施形態に係るX線CT装置の制御部38は、操作者から物質の指定を受け付けたか否かを判定する（ステップS101）。ここで、物質の指定を受け付けない場合（ステップS101否定）、制御部38は、物質の指定を受け付けるまで待機する。

[0108] 一方、物質の指定を受け付けた場合（ステップS101肯定）、制御部38は、物質の指定がショートカットボタンによる受け付けか否かを判定する（ステップS102）。物質の指定がショートカットボタンによる受け付けである場合（ステップS102肯定）、制御部38は、内部メモリから特性エネルギー値に基づいて設定済みのエネルギー分割セットを取得する（ステップS106）。

[0109] 一方、ショートカットボタンによる受け付けでない場合（ステップS102否定）、制御部38は、データベース39に対する問い合わせを行ない（ステップS103）、回答を受信したか否かを判定する（ステップS104）。ここで、回答を受信しない場合（ステップS104否定）、制御部38は、回答を受信するまで待機する。

[0110] 一方、回答を受信した場合（ステップS104肯定）、制御部38は、エネルギー分割セットを設定する（ステップS105）。なお、回答が特性エネルギー値でない場合、制御部38は、操作者が着目する物質の分析化学的データがデータベース39に登録されていないと判断して、処理を終了する。或いは、制御部38は、外部のデータベースに再度、問い合わせを行っても良い。

[0111] そして、ステップS105、又は、ステップS106の後、制御部38は

、エネルギー分割セットを収集部 14 に通知する（ステップ S 107）。そして、制御部 38 は、スキャン制御部 33 を介して、架台装置 10 に CT スキャンを実行させる（ステップ S 108）。そして、制御部 38 は、エネルギー分割セットに基づいて収集された計数結果のデータセットを受信したか否かを判定する（ステップ S 109）。ここで、データセットを受信していない場合（ステップ S 109 否定）、制御部 38 は、データセットを受信するまで待機する。

[0112] 一方、データセットを受信した場合（ステップ S 109 肯定）、制御部 38 の制御により、画像再構成部 36 は、差分画像データを生成し（ステップ S 110）、重畳画像データを生成する（ステップ S 111）。

[0113] そして、制御部 38 の制御により、表示装置 32 は、重畳画像データを表示し（ステップ S 112）、処理を終了する。

[0114] 上述したように、第 1 の実施形態では、第 1 設定法、第 2 設定法及び第 3 設定法のいずれかの方法により、物質の X 線吸収特性に応じて、能動的に最適なエネルギー分割セットを設定する。すなわち、第 1 の実施形態では、制御部 38 は、操作者が着目する物質の画像化に必要な情報が確保される複数のエネルギー弁別域で構成され、かつ、エネルギー弁別域の数が少なくなるエネルギー分割セットを設定する。従って、第 1 の実施形態では、操作者が着目する物質の画像化に必要なデータを確保したうえで、画像化を行なうためのデータ量を削減することができる。

[0115] また、第 1 の実施形態では、事前処理により、エネルギー分割セットの設定及び設定値の保管を行なっておき、更に、取得済みの設定値を読み出すためのショートカットボタンを表示させる。また、かかる設定値やショートカットボタンは、操作者が行なった条件変更に応じて、更新したり、追加したりすることができる。従って、第 1 の実施形態では、着目する物質の画像化に必要とされる操作者の操作を簡略化することができる。

[0116] なお、第 1 の実施形態に係るエネルギー分割セットの設定法は、上記の設定法に限定されるものではない。例えば、K 吸収端等、物質の X 線吸収特性

を示す特性エネルギー値は、実際の測定では、ある範囲で揺らぐことが想定される。すなわち、データベース39に登録されている情報から得られる特性エネルギー値は、理想的な測定で得られる理想値であり、実際の測定で得られる測定値は、理想値と異なる場合がある。このため、例えば、K吸収端前後のエネルギー領域は、不感領域とすることが、着目物質の弁別を確実にを行うためには好適な場合がある。そこで、上記の第1設定法、第2設定法及び第3設定法を行なう場合、制御部18は、以下に説明する変形例を行なうことが可能である。

- [0117] 操作者が指定した物質が1つであることから第1設定法を行なう場合、制御部18は、特性エネルギー値の前後の領域を除外した領域で、エネルギー分割セットを設定する。例えば、制御部18は、図7に例示するエネルギー弁別域「ER0～ER9」のうち、キセノンのK吸収端「 $E_K = 34.56 \text{ keV}$ 」の前後のエネルギー弁別域「ER5」及び「ER6」を、計数値を収集しない不感領域として設定する。
- [0118] かかる場合、例えば、第1画像データ101は、「C(ER4)」の計数結果、又は、「C(ER3)、C(ER4)」の計数結果、又は、「C(ER0)～C(ER4)」の計数結果等に基づいて、再構成される。また、例えば、第2画像データ102は、「C(ER7)」の計数結果、又は、「C(ER7)、C(ER8)」の計数結果、又は、「C(ER7)～C(ER9)」の計数結果等に基づいて、再構成される。上記の第1設定法の変形例では、例えば、キセノンのK吸収端の測定値が理想値「 34.56 keV 」から揺らぐ場合でも、キセノン系の造影剤を強調して弁別可能なエネルギー分割セットを設定することができる。その結果、上記の変形例では、キセノン系の造影剤を確実に同定可能な差分画像データ103を得ることができる。
- [0119] また、操作者が指定した物質が複数であることから第2設定法、又は、第3設定法を行なう場合、制御部18は、複数の物質それぞれの特性エネルギー値の前後の領域を除外した領域で、当該複数の物質それぞれのエネルギー分割セットを設定する。例えば、図10及び図12に示すエネルギー分割セ

ットを設定する場合、制御部 18 は、 $Th2$ の前後領域『 $Th2 - d2$ 」～ $Th2 + d2 \#$ 』と、 $Th3$ の前後領域『 $Th3 - d3$ 」～ $Th3 + d3 \#$ 』と、 $Th4$ の前後領域『 $Th4 - d4$ 」～ $Th4 + d4 \#$ 』とをそれぞれ不感領域として設定する。かかる第 2 設定法の変形例や、第 3 設定法の変形例でも、各造影剤の K 吸収端の測定値それぞれが理想値から揺らぐ場合でも、各造影剤を強調して弁別可能なエネルギー分割セットを設定することができる。その結果、上記の変形例では、複数種類の造影剤それぞれを確実に同定可能な差分画像データ群を得ることができる。

[0120] なお、上記の変形例で不感領域の設定に用いられる値は、制御部 18 に初期設定されている場合でも、操作者がマニュアルで設定する場合でも良い。また、上記の変形例で不感領域の設定に用いられる値は、操作者がマニュアルで変更することが可能である。また、上記の変形例で不感領域の設定に用いられる値は、例えば、データの収集量や、吸収端の測定誤差等の情報に基づいて、制御部 19 が自動で変更することが可能である。また、上記の変形例を行なうか否かは、例えば、操作者により任意に変更可能である。

[0121] (第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態に係る収集部 14 は、制御部 38 で能動的に変更設定されるエネルギー分割セットに応じて、エネルギー弁別を行なう必要がある。すなわち、収集部 14 は、処理対象となる物質の特性エネルギー値に応じて変更される複数の閾値を用いて、エネルギー弁別を動的に変更して行なう必要がある。

[0122] そこで、第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態で設定されるエネルギー分割セットに応じて、エネルギー弁別を実行可能とする検出器 13 及び収集部 14 の具体的な構成例について、図 16、図 17 及び図 18 を用いて説明する。なお、図 16 は、図 1 に示す検出器及び収集部の第 1 構成例を示す図であり、図 17 は、図 1 に示す検出器及び収集部の第 2 構成例を示す図であり、図 18 は、図 1 に示す検出器及び収集部の第 2 構成例を示す図である。

[0123] なお、以下の説明では、図 10 を用いて説明した I 用、Gd 用及び Bi 用

の3つのエネルギー分割セットが設定され、収集部14が図11Aに示すI用、Gd用及びBi用のエネルギーセットを収集する場合について説明する。

[0124] まず、第1構成例について、図16を用いて説明する。図16に示す「Amp」は、検出器13を構成する各検出素子131に接続される増幅器である。図16に示す「Amp」は、各検出素子131が出力した信号を増幅後、収集部14に送信する。収集部14は、図16に示すように、N個のコンパレータと、N個のコンパレータそれぞれに接続されるN個のカウンタ（カウンタ1、カウンタ2、カウンタ3、・・・、カウンタ(n-1)、カウンタn）を有する。N個のコンパレータそれぞれには、閾値（Th1、Th2、Th3、・・・、Th(n-1)、Thn）が設定される。制御部38は、各コンパレータに任意の閾値を変更設定可能である。

[0125] 図16に示す各コンパレータは、Ampから出力された信号が、設定された閾値を超えた場合、1つのパルスを発生し、後段のカウンタは、前段のコンパレータが発生したパルスの個数をカウントする。ここで、図11Aに示すI用、Gd用及びBi用のエネルギーセットを収集することから、5個のコンパレータに対して、「Th1～Th5」の閾値が設定されることとなる。

[0126] また、N個のコンパレータの後段は、図16に示すように、1つの演算回路が設置され、演算回路の後段には、メモリが設置される。図16に示すメモリには、I用エネルギーセットを記憶する領域として2つの記憶領域（I（1）及びI（2））が設定される。また、図16に示すメモリには、Gd用エネルギーセットを記憶する領域として2つの記憶領域（Gd（1）及びGd（2））が設定される。また、図16に示すメモリには、Bi用エネルギーセットを記憶する領域として2つの記憶領域（Bi（1）領域及びBi（2））が設定される。

[0127] 図16に示す演算回路は、5個のコンパレータそれぞれに接続されるカウンタの計数値を、各カウンタの前段に配置されたコンパレータに設定された

閾値に応じて、メモリに設定された複数の記憶領域に同時に出力するカウンタのマルチプレクサである。例えば、演算回路は、エネルギー弁別域「ER (1)」の計数値「C (ER 1)」を、I (1) と G d (1) と B i (1) とに出力する。また、演算回路は、エネルギー弁別域「ER (2)」の計数値「C (ER 2)」を、I (2) と G d (1) と B i (1) とに出力する。また、演算回路は、エネルギー弁別域「ER (3)」の計数値「C (ER 3)」を、I (2) と G d (2) と B i (1) とに出力する。また、演算回路は、エネルギー弁別域「ER (4)」の計数値「C (ER 4)」を、I (2) と G d (2) と B i (2) とに出力する。

[0128] これにより、図 16 に示すように、I (1) は、「C (ER 1)」の計数値を記憶し、I (2) は、「C (ER 2) + C (ER 3) + C (ER 4)」を記憶する。また、図 16 に示すように、G d (1) は、「C (ER 1) + C (ER 2)」の計数値を記憶し、G d (2) は、「C (ER 3) + C (ER 4)」を記憶する。また、図 16 に示すように、B i (1) は、「C (ER 1) + C (ER 2) + C (ER 3)」の計数値を記憶し、B i (2) は、「C (ER 4)」を記憶する。

[0129] 次に、第 2 構成例について、図 17 を用いて説明する。図 17 に示す「Amp」は、検出器 13 を構成する全ての検出素子 131 に接続される増幅器であり、図 17 に示す「A/D」は、「Amp」が出力した増幅後のアナログ電気信号をデジタル信号に変換するアナログデジタル変換器である。図 17 に示す「A/D」は、デジタル信号を収集部 14 に送信する。収集部 14 は、図 17 に示すように、演算回路とメモリとを有する。図 17 に示す演算回路は、コンパレータとカウンタとセクタとメモリコントローラーとの機能を有する回路である。また、第 2 構成例でも、図 17 に示すように、メモリには、I 用エネルギーセットを記憶する領域として「I (1) 及び I (2)」が設定され、G d 用エネルギーセットを記憶する領域として「G d (1) 及び G d (2)」が設定され、B i 用エネルギーセットを記憶する領域として「B i (1) 領域及び B i (2)」が設定される。

[0130] 図 17 に示す演算回路は、「A/D」の出力値を、コンパレータ機能により比較すると同時に、セクタ機能とにより、各エネルギーセットの領域判定を行なって、カウンタ機能により、カウントアップを実行する。そして、図 17 に示す演算回路は、メモリコントローラ機能により、例えば、単位時間当たりの計数値を、メモリの該当する領域に書き込む。これにより、図 17 に示すように、メモリには、各物質のエネルギーセットが格納される。図 17 に示す演算回路は、制御部 38 から通知された設定値に基づいて、コンパレータ機能、セクタ機能、カウンタ機能及びメモリコントローラ機能を用いた処理を行なう。

[0131] 次に、第 3 構成例について、図 18 を用いて説明する。図 18 に示す「Amp」は、検出器 13 を構成する各検出素子 131 に接続される増幅器であり、図 17 に示す「A/D」は、「Amp」が出力した増幅後のアナログ電気信号をデジタル信号に変換するアナログデジタル変換器である。また、図 17 に示す第 1 メモリは、「A/D」が出力した単位時間当たり分のデジタル信号を、例えば、10 bit のパルス列として保管する。第 1 メモリは、例えば、「書き込み、リセット、スワップ (swap)」を繰り返すダブルバッファ構造のメモリである。

[0132] 第 1 メモリは、単位時間当たりのパルス列を、収集部 14 に出力する。収集部 14 は、図 18 に示すように、演算回路と第 2 メモリとを有する。図 18 に示す演算回路は、コンパレータとカウンタとセクタとメモリコントローラとの機能を有する回路である。また、第 2 構成例でも、図 18 に示すように、第 2 メモリには、I 用エネルギーセットを記憶する領域として「I (1) 及び I (2)」が設定され、Gd 用エネルギーセットを記憶する領域として「Gd (1) 及び Gd (2)」が設定され、Bi 用エネルギーセットを記憶する領域として「Bi (1) 領域及び Bi (2)」が設定される。

[0133] 図 18 に示す演算回路は、単位時間当たりのパルス列（デジタル信号）を、コンパレータ機能により比較すると同時に、セクタ機能とにより、各エネルギーセットの領域判定を行なって、カウンタ機能により、カウントアッ

プを実行する。そして、図 18 に示す演算回路は、メモリコントローラー機能により、例えば、単位時間当たりの計数値を、第 2 メモリの該当する領域に書き込む。これにより、図 18 に示すように、第 2 メモリには、各物質のエネルギーセットが格納される。図 18 に示す演算回路は、制御部 38 から通知された設定値に基づいて、コンパレータ機能、セクタ機能、カウンタ機能及びメモリコントローラー機能を用いた処理を行なう。

[0134] なお、第 1 構成例、第 2 構成例及び第 3 構成例のいずれかを選択するかは、取得可能なアナログデジタル変換器の性能や、架台装置 10 に搭載可能な回路規模、X 線 CT 装置の価格帯等に応じて、決定される。

[0135] なお、上記の実施形態で説明した画像処理は、フォトンカウンティング CT で生成可能な物質固有の特性エネルギー値に基づく画像データ全般に対して適用可能である。また、上記の実施形態で説明した画像処理は、計数結果を取得することが可能であるならば、X 線 CT 装置とは独立に設置された画像処理装置により実行される場合であっても良い。

[0136] また、第 1 及び第 2 の実施形態で説明した画像処理方法は、予め用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク（FD）、CD-ROM、MO、DVD 等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

[0137] 以上、説明したとおり、第 1 及び第 2 の実施形態によれば、操作者が着目する物質の画像化に必要なデータを確保したうえで、画像化を行なうためのデータ量を削減することができる。

[0138] 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、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、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ものである。

請求の範囲

- [請求項1] 被検体を透過したX線に由来する光子を計数し、当該計数した光子のエネルギーを弁別した結果を計数結果として収集する収集部と、
前記収集部に対して、操作者から指定された物質のX線吸収特性に応じて設定したエネルギー分割セットを通知する制御部と、
前記収集部が前記エネルギー分割セットで設定される複数のエネルギー弁別域それぞれに計数値を振り分けることで収集した計数結果を受信し、受信した計数結果を用いて画像データを再構成する画像再構成部と、
を備える、X線CT装置。
- [請求項2] 前記制御部は、前記物質のX線吸収特性を示す特性エネルギー値の近傍のエネルギー領域に対して細かい粒度でエネルギー弁別域を設定し、該エネルギー領域以外のエネルギー領域に対して粗い粒度でエネルギー弁別域を設定して、前記エネルギー分割セットを設定する、請求項1に記載のX線CT装置。
- [請求項3] 前記制御部は、前記特性エネルギー値の前後の領域を除外した領域で、前記エネルギー分割セットを設定する、請求項2に記載のX線CT装置。
- [請求項4] 前記制御部は、前記操作者から複数の物質が指定された場合、各物質のX線吸収特性を示す特性エネルギー値により複数のエネルギー弁別域を設定して、前記エネルギー分割セットを設定する、請求項1に記載のX線CT装置。
- [請求項5] 前記制御部は、更に、前記複数の物質それぞれの特性エネルギー値に応じて、前記複数のエネルギー弁別域を粗い粒度の複数のエネルギー弁別域に束ねることで、前記複数の物質それぞれのエネルギー分割セットを設定する、請求項3に記載のX線CT装置。
- [請求項6] 前記制御部は、前記複数の物質それぞれの特性エネルギー値の前後の領域を除外した領域で、当該複数の物質それぞれのエネルギー分割

セットを設定する、請求項 5 に記載の X 線 C T 装置。

[請求項 7] 前記制御部は、計数結果の収集前に、前記エネルギー分割セットを設定する、請求項 1 に記載の X 線 C T 装置。

[請求項 8] 前記制御部は、複数の物質それぞれの X 線吸収スペクトルに関する情報を記憶するデータベースを用いて、前記エネルギー分割セットを設定する、請求項 1 に記載の X 線 C T 装置。

[請求項 9] 前記制御部は、前記エネルギー分割セットの設定に用いた設定値を該当する物質に対応付けて所定の記憶部に格納し、当該設定値を読み出すための操作ボタンを表示部に表示させる、請求項 1 に記載の X 線 C T 装置。

[請求項 10] 前記制御部は、前記操作者が行なった条件変更に基づいて前記エネルギー分割セットを変更した場合、エネルギー分割セットの再設定に用いた設定値を該当する物質に対応付けて所定の記憶部に格納し、当該設定値を読み出すための操作ボタンを表示部に表示させる、請求項 1 に記載の X 線 C T 装置。

[請求項 11] 被検体を透過した X 線に由来する光子を計数し、当該計数した光子のエネルギーを弁別した結果を計数結果として収集する収集部に対して、操作者から指定された物質の X 線吸収特性に応じて設定したエネルギー分割セットを通知する制御部と、

前記収集部が前記エネルギー分割セットで設定される複数のエネルギー弁別域それぞれに計数値を振り分けることで収集した計数結果を受信し、受信した計数結果を用いて画像データを再構成する画像再構成部と、

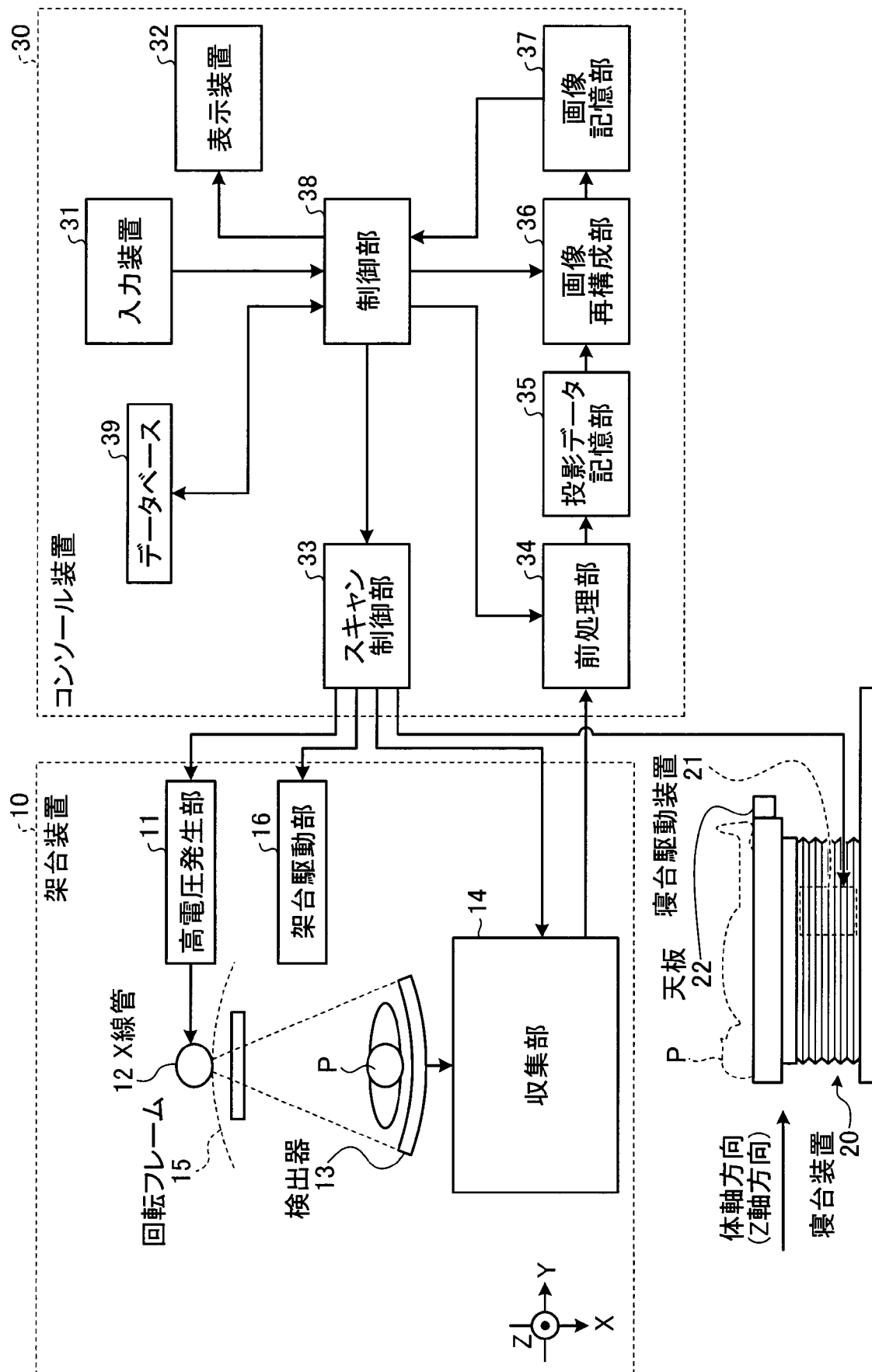
を備える、画像処理装置。

[請求項 12] 制御部が、被検体を透過した X 線に由来する光子を計数し、当該計数した光子のエネルギーを弁別した結果を計数結果として収集する収集部に対して、操作者から指定された物質の X 線吸収特性に応じて設定したエネルギー分割セットを通知し、

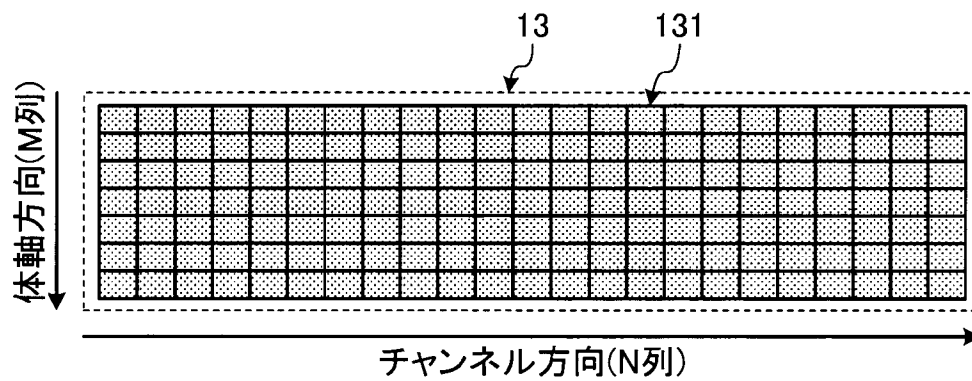
画像再構成部が、前記収集部が前記エネルギー分割セットで設定される複数のエネルギー弁別域それぞれに計数値を振り分けることで収集した計数結果を受信し、受信した計数結果を用いて画像データを再構成する、

ことを含む、画像処理方法。

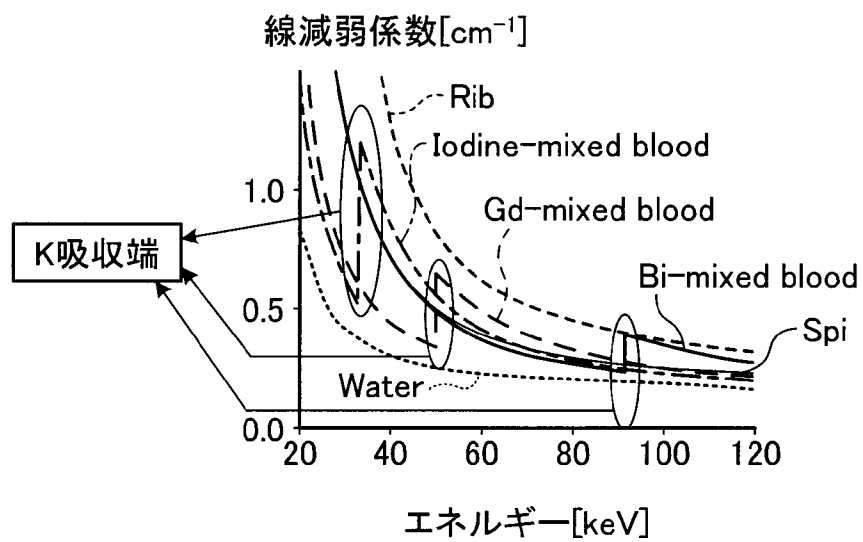
[図1]



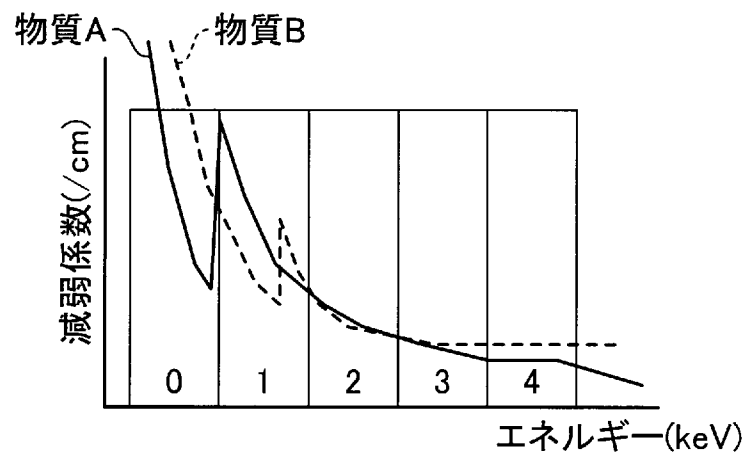
[図2]



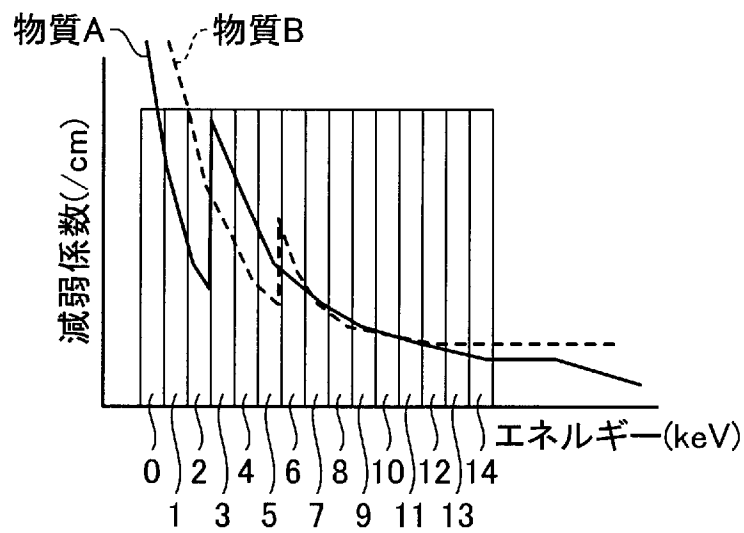
[図3]



[図4A]



[図4B]



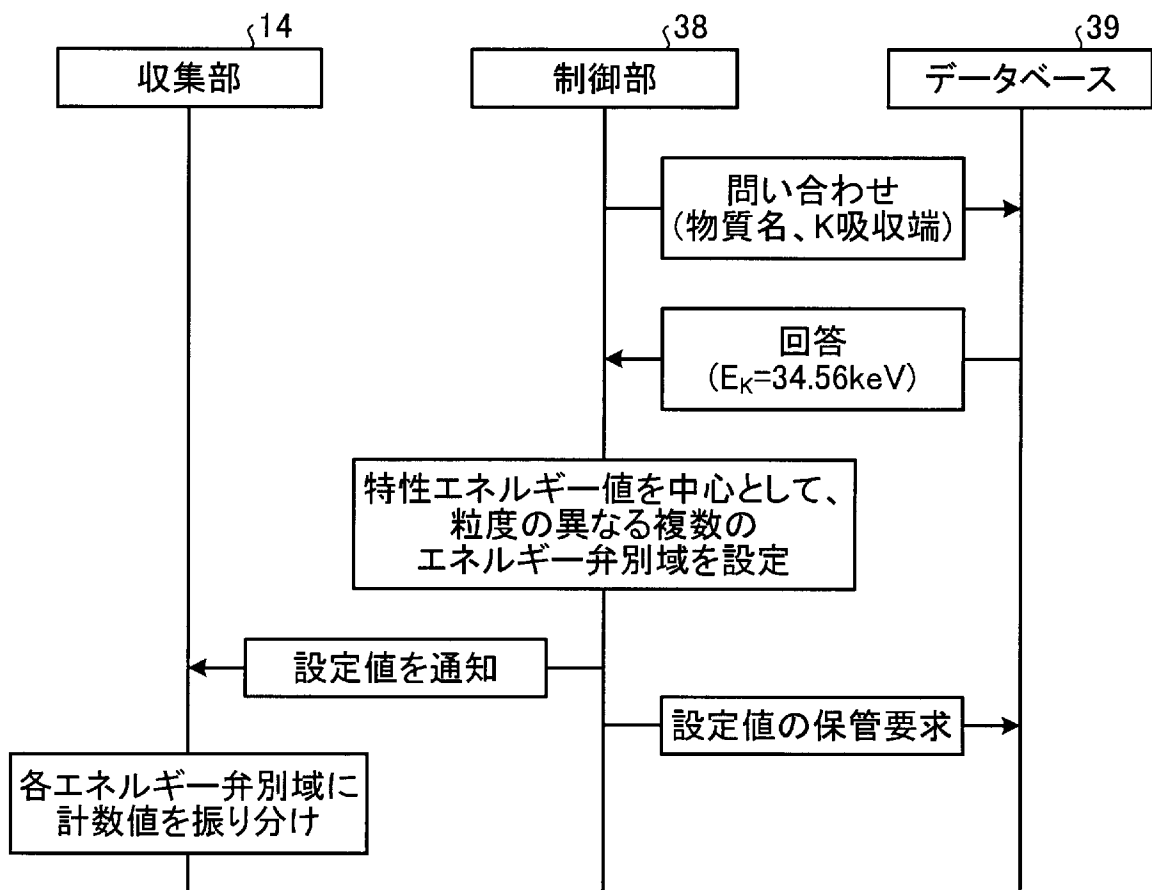
[図5A]

物質名	商品名	X線吸収スペクトル
A	A'	S(A)
⋮	⋮	⋮

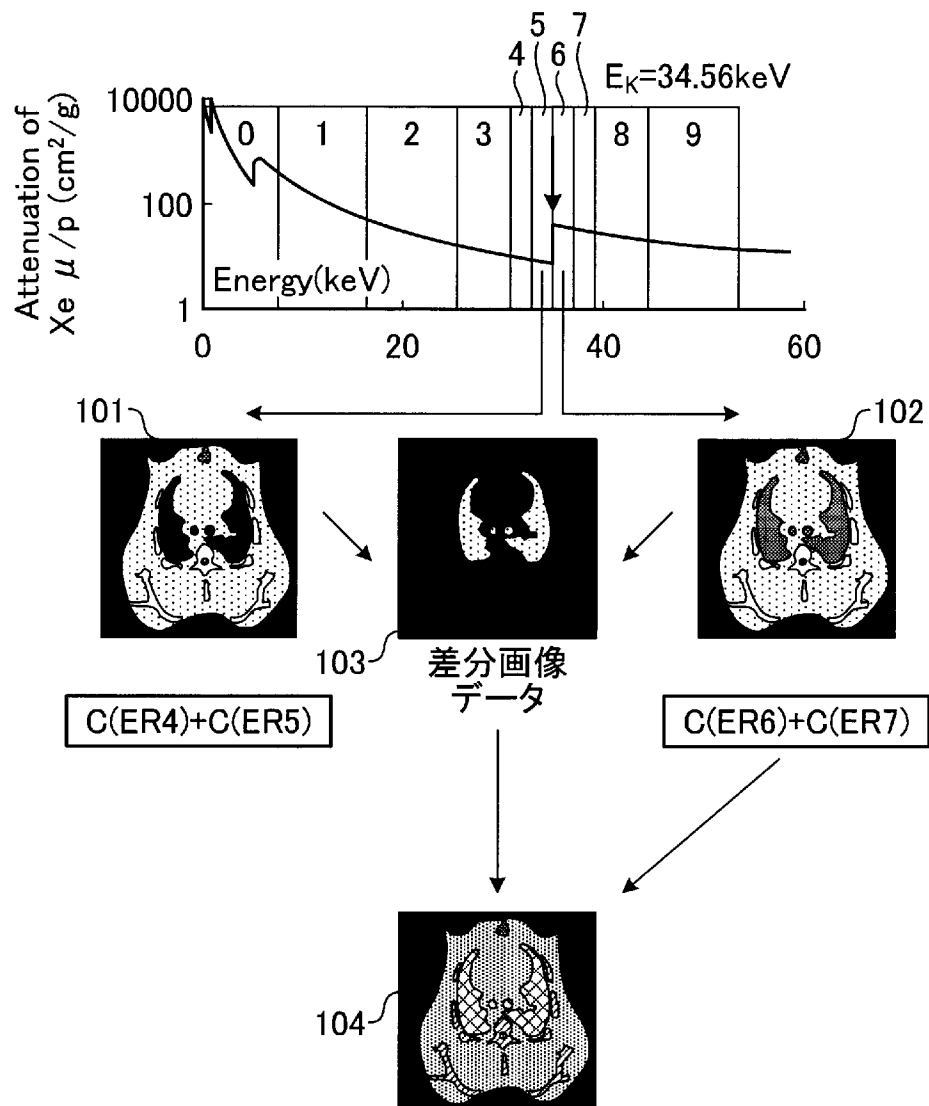
[図5B]

物質名	商品名	K吸収端	L吸収端
A	A'	$E_K(A)$	$E_L(A)$
⋮	⋮	⋮	⋮

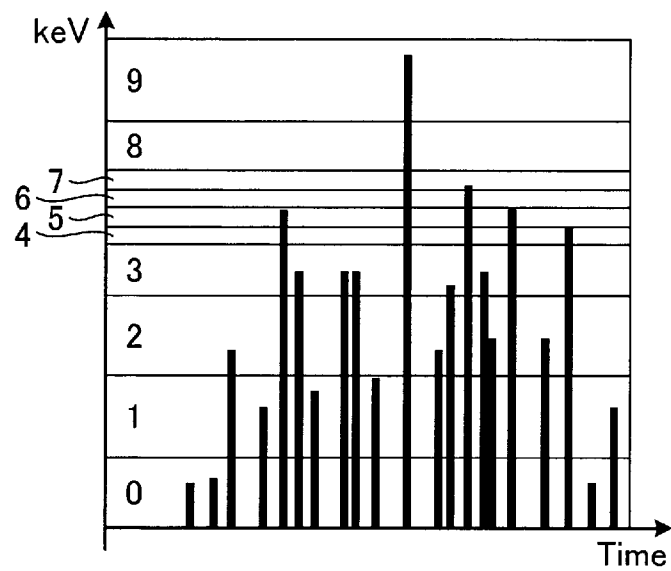
[図6]



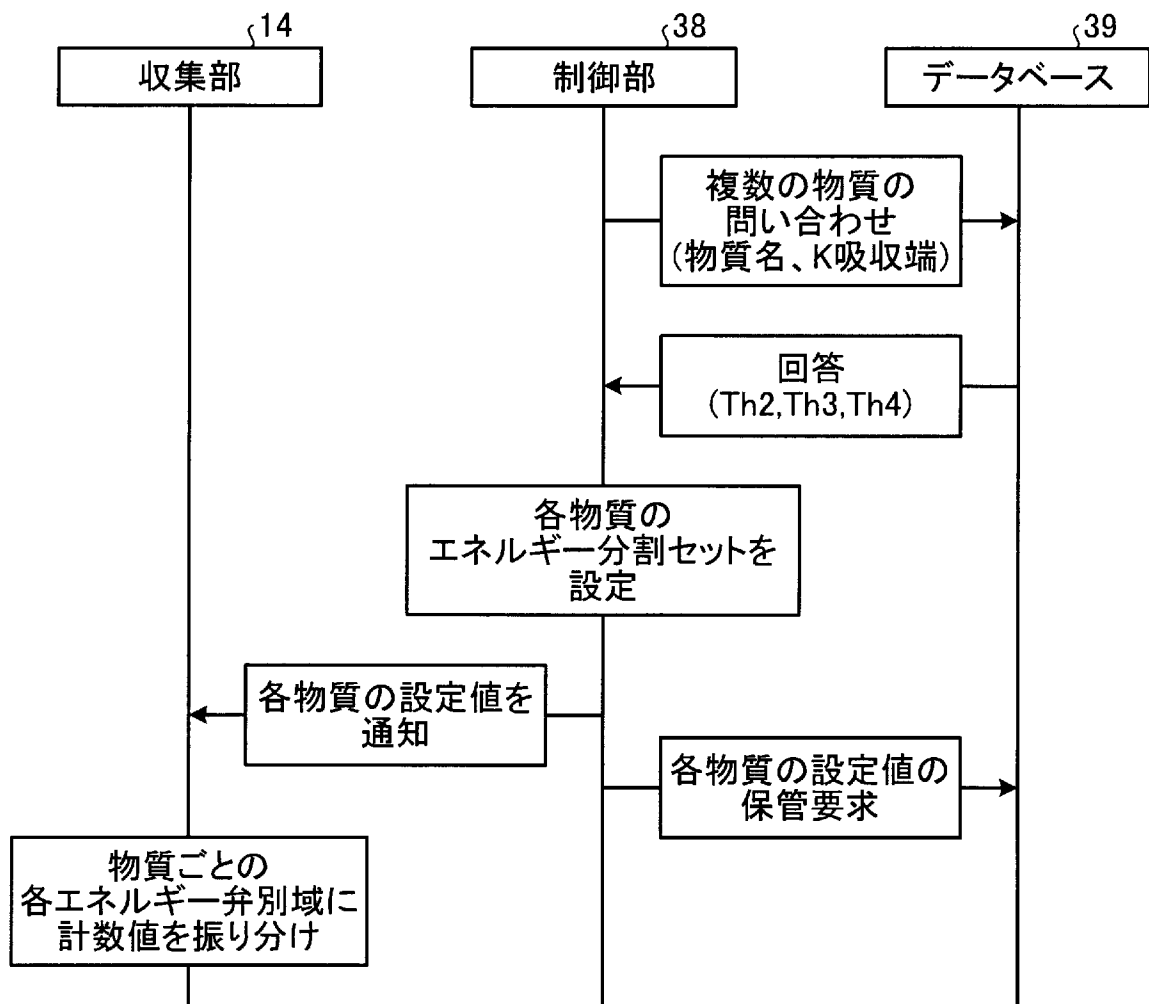
[図7]



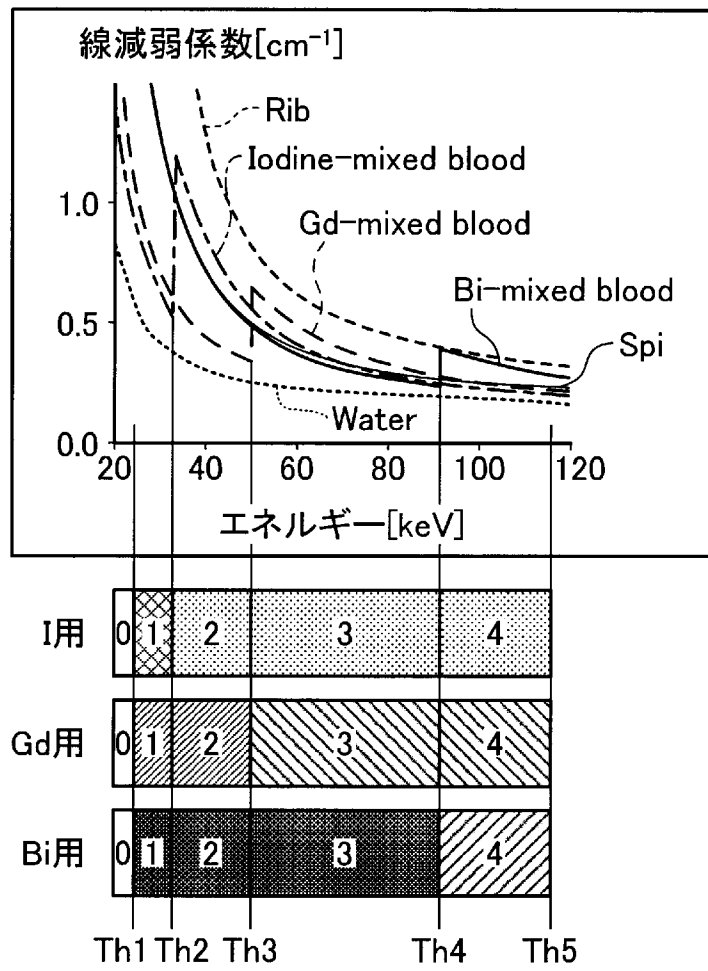
[図8]



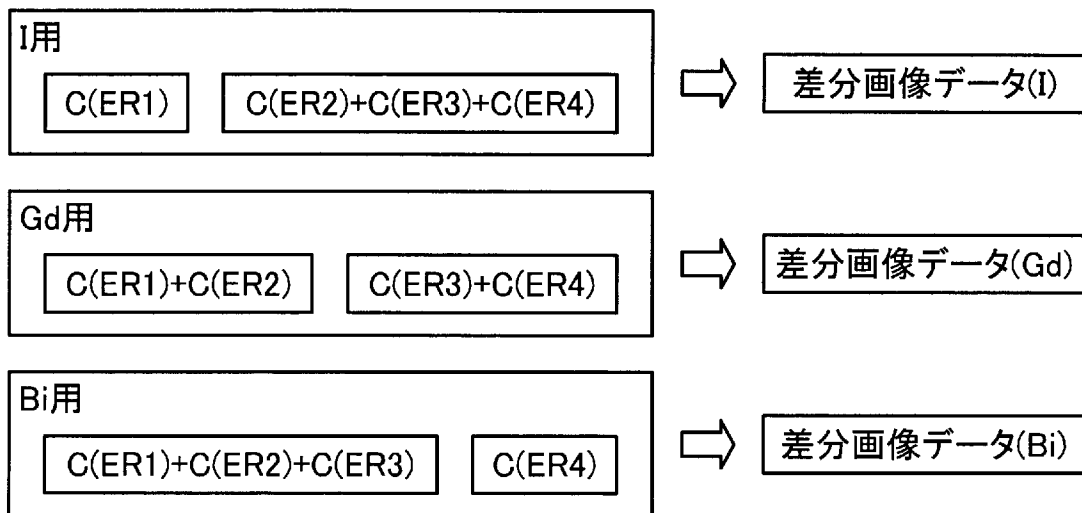
[図9]



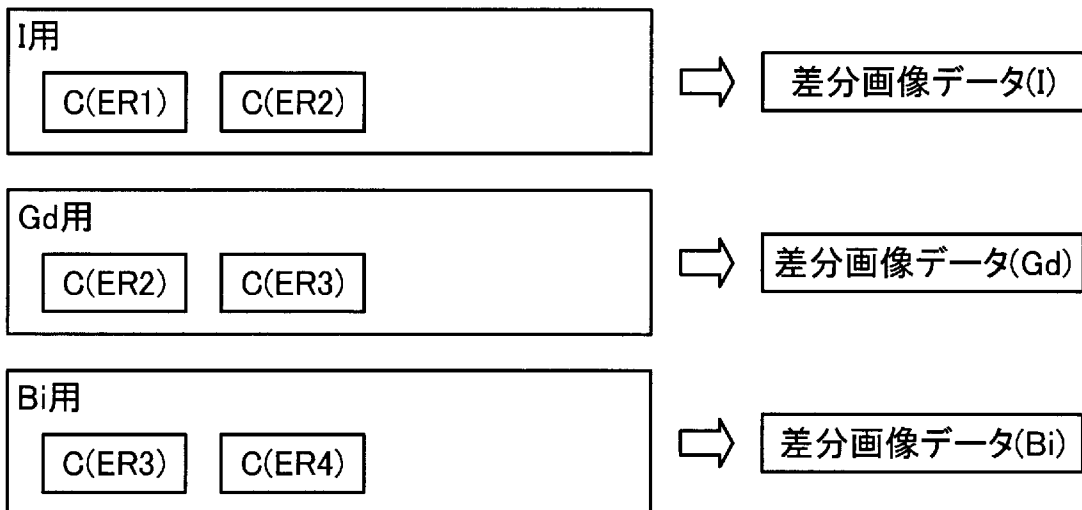
[図10]



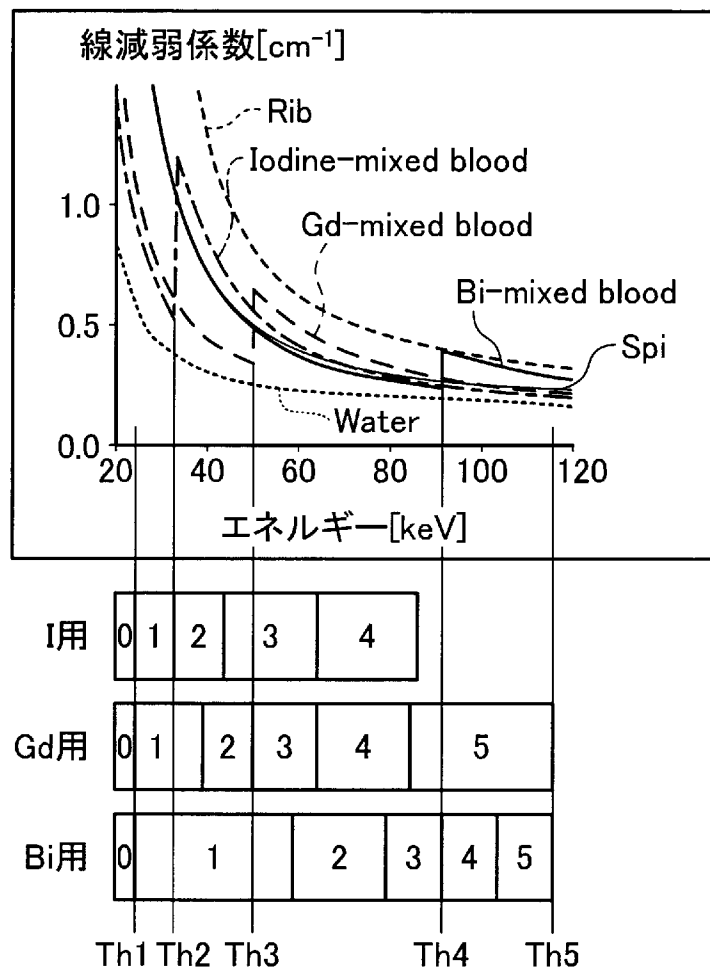
[図11A]



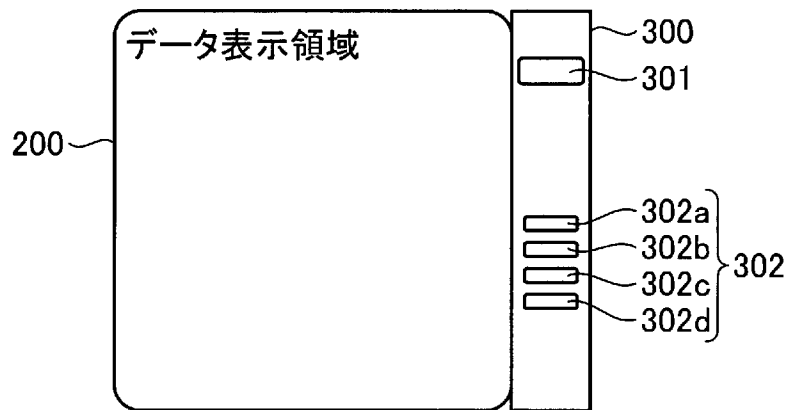
[図11B]



[図12]



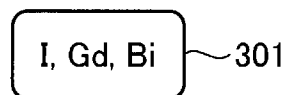
[図13A]



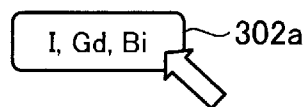
[図13B]



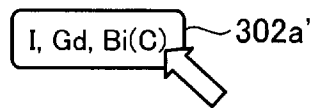
[図13C]



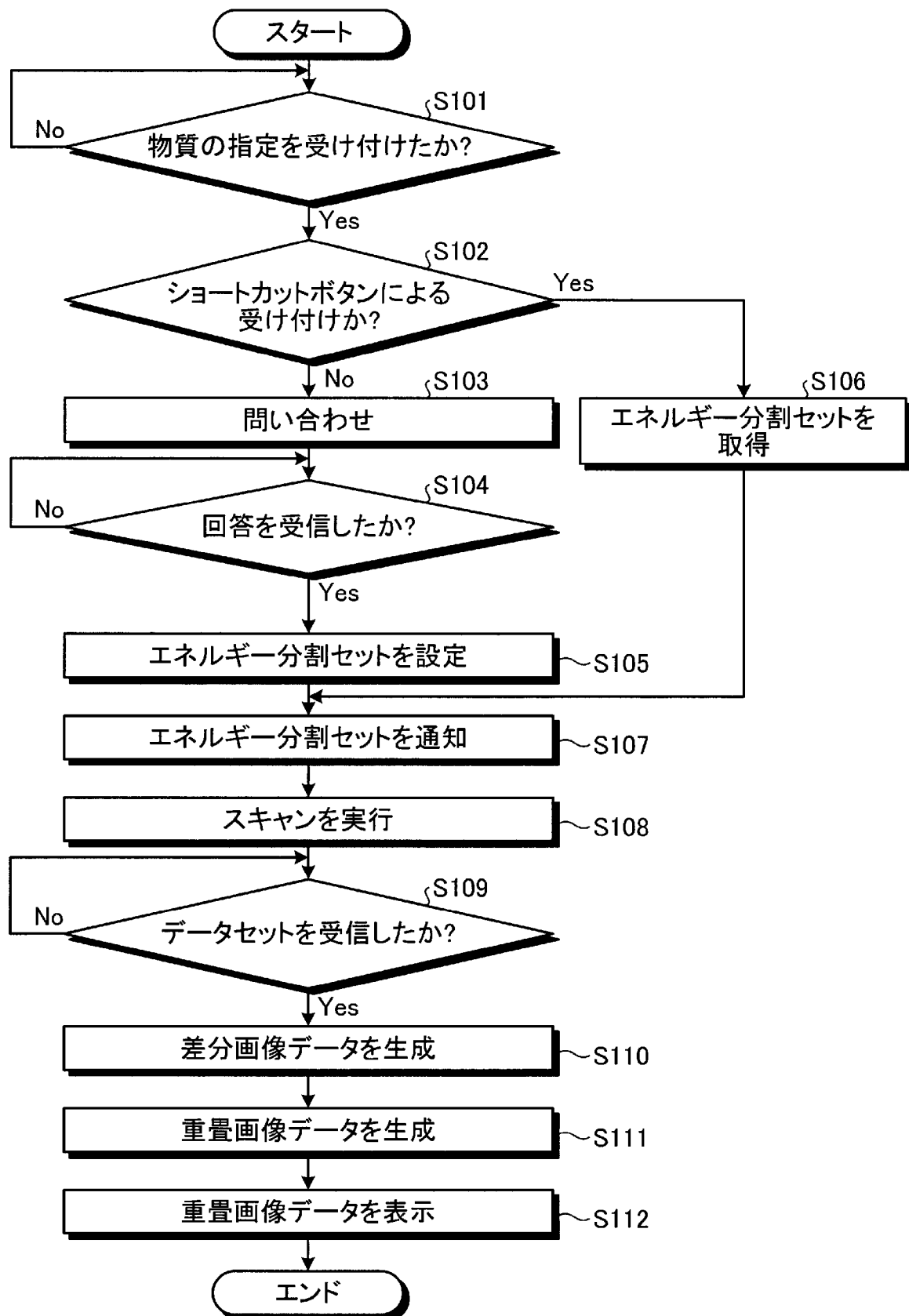
[図13D]



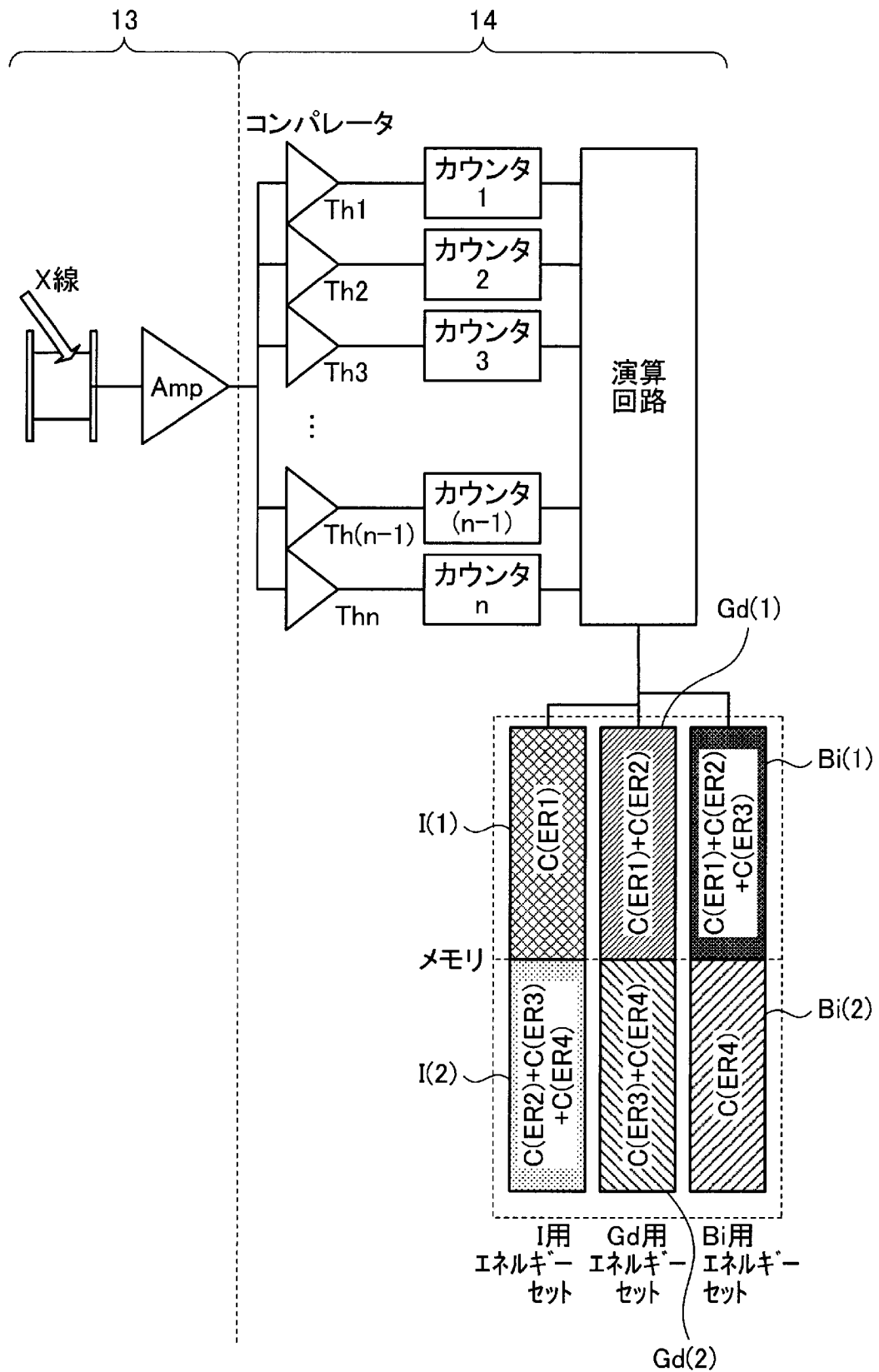
[図14]



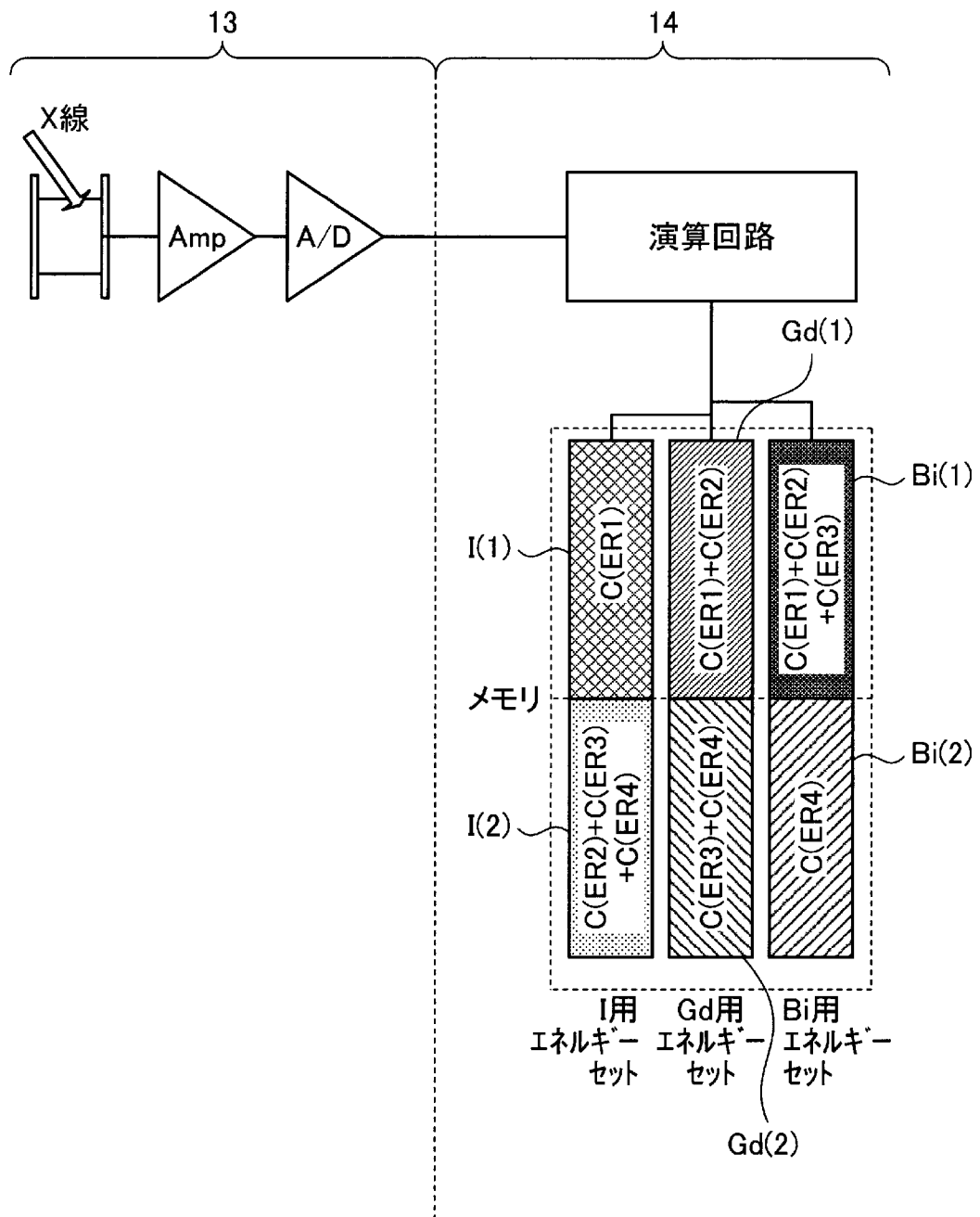
[図15]



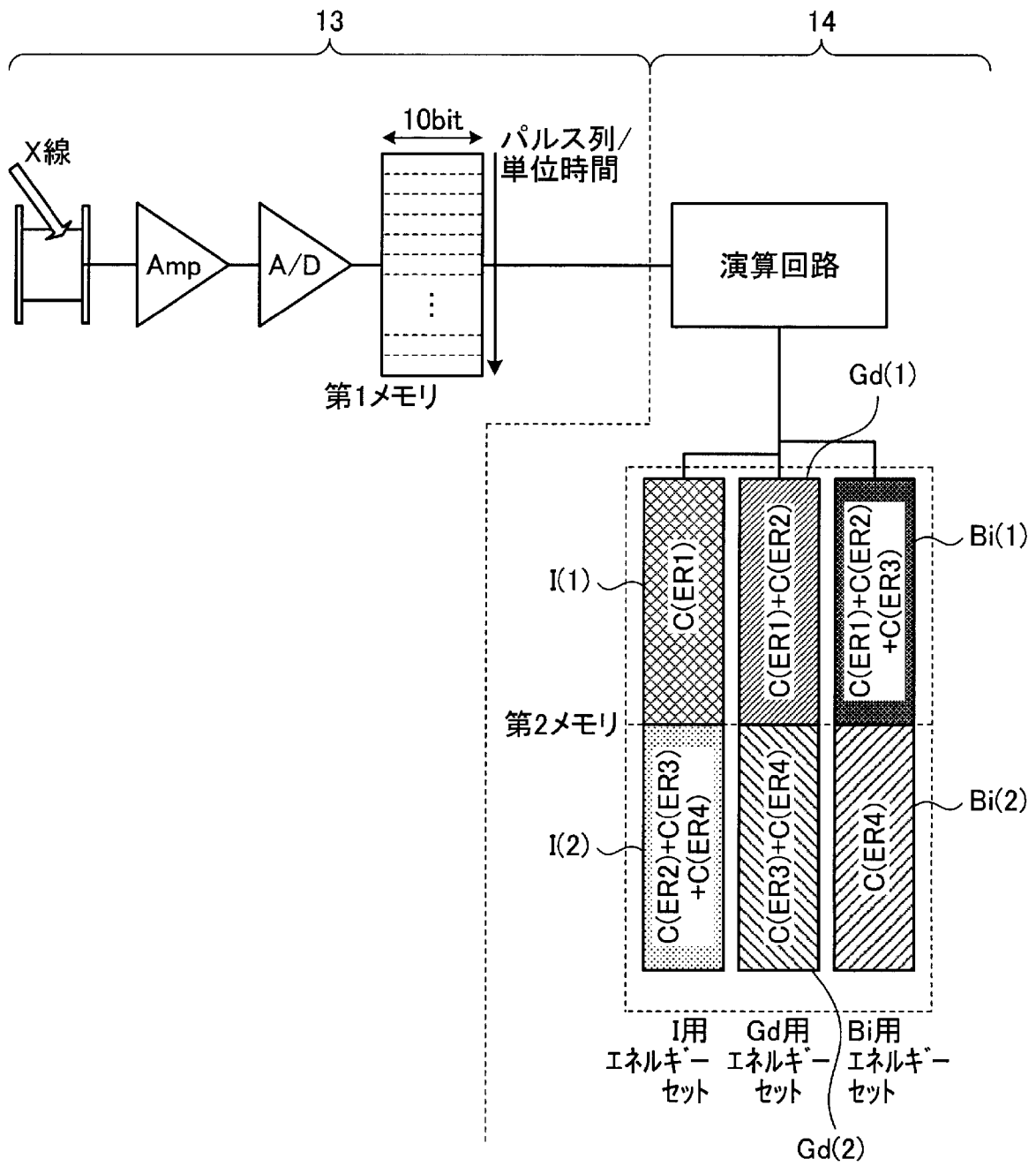
[図16]



[図17]



[図18]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/084144

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)

A61B6/00-A61B6/14

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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

Thomson Innovation, ALL=(K NEAR edge) AND ALL=(energy NEAR discriminating)
AND DP<=(20131219)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2011-527223 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 27 October 2011 (27.10.2011), entire text; fig. 1 to 5 & US 8213566 B2 & EP 2296550 A & WO 2010/004460 A1	1, 4, 7-12 2
Y	JP 2000-69369 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 03 March 2000 (03.03.2000), entire text; fig. 1 to 8 (Family: none)	2

☒ 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

"I" 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
17 March, 2014 (17.03.14)

Date of mailing of the international search report
25 March, 2014 (25.03.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/084144

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 2009-14624 A (Hamamatsu Photonics Kabushiki Kaisha), 22 January 2009 (22.01.2009), entire text; fig. 1 to 10 (Family: none)	1, 2, 4, 7-12
A	WO 2012/049682 A2 (GE MEDICAL SYSTEMS ISRAEL, LTD.), 19 April 2012 (19.04.2012), full documents; fig. 1 to 10 & US 2012/0087463 A1	1, 2, 4, 7-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/084144

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☒ Claims Nos.: 3, 5, 6
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
(See extra sheet)
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/084144

Continuation of Box No.II-2 of continuation of first sheet (2)

Claim 3 discloses "setting the energy division set in a region from which regions before and after a characteristic energy value are excluded". However, paragraph [0086] only discloses that "it is also possible to change a condition such that difference processing is performed in energy discrimination regions only before and after the K absorption edge of each substance" and does not disclose "excluding regions before and after a characteristic energy value".

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. A61B6/00-A61B6/14

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	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 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 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）

Thomson Innovation, ALL=(K NEAR edge) AND ALL=(energy NEAR discriminating) AND DP<=(20131219)

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 2011-527223 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）2011. 10. 27, 全文, 第 1-5 図	1, 4, 7-12
Y	全文, 第 1-5 図 & US 8213566 B2 & EP 2296550 A & WO 2010/004460 A1	2
Y	JP 2000-69369 A（富士写真フイルム株式会社）2000. 03. 03, 全文, 第 1-8 図 (ファミリーなし)	2

☒ 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 7 . 0 3 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

2 5 . 0 3 . 2 0 1 4

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）

安田 明央

2 Q

9 3 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 2009-14624 A (浜松ホトニクス株式会社) 2009. 01. 22, 全文, 第 1-10 図 (ファミリーなし)	1, 2, 4, 7-12
A	WO 2012/049682 A2 (GE MEDICAL SYSTEMS ISRAEL, LTD.) 2012. 04. 19, full documents, figs.1-10 & US 2012/0087463 A1	1, 2, 4, 7-12

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（P C T 17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☒ 請求項 3, 5, 6 は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
請求項3には、「特性エネルギー値の前後の領域を除外した領域で、前記エネルギー分割セットを設定する」という記載があるが、[0086]段落に「各物質のK吸収端前後のみのエネルギー弁別域で差分処理を行なうように条件変更が行なわれても良い。」という記載があるのみで、「特性エネルギー値の前後の領域を除外」することは記載されていない。
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってP C T 規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。