

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2006年11月23日 (23.11.2006)

PCT

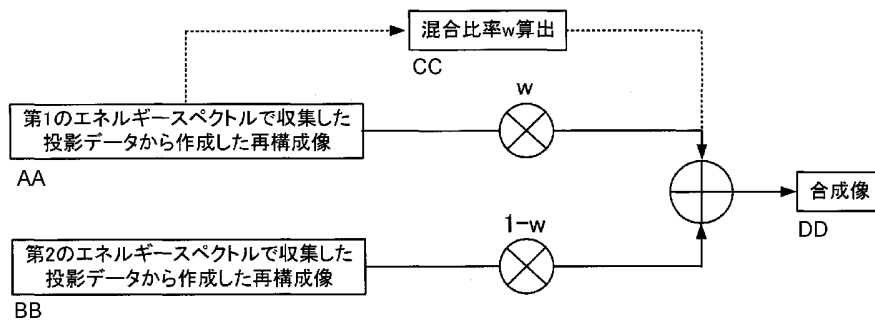
(10) 国際公開番号
WO 2006/123581 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2006/309551
- (22) 国際出願日: 2006年5月12日 (12.05.2006)
- (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2005-145166 2005年5月18日 (18.05.2005) JP
特願2005-232060 2005年8月10日 (10.08.2005) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 後藤 大雅 (GOTO, Taiga) [JP/JP]; 〒2770872 千葉県柏市十余二 287-24-B202 Chiba (JP). 宮崎 靖 (MIYAZAKI, Osamu) [JP/JP]; 〒3020102 茨城県守谷市松前台6-12-6 Ibaraki (JP). 廣川 浩一 (HIROKAWA, Koichi) [JP/JP]; 〒2770825 千葉県柏市布施 868-7 Chiba (JP). 尾見 康夫 (OMI, Yasuo) [JP/JP]; 〒2700135 千葉県流山市野々下 5-1073-5 Chiba (JP).
- (74) 代理人: 松浦 憲三 (MATSUURA, Kenzo); 〒1630239 東京都新宿区西新宿二丁目6番1号 新宿住友ビル39階 私書箱第176号 新都心国際特許事務所 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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR,

[続葉有]

(54) Title: RADIOGRAPH AND IMAGE PROCESSING PROGRAM

(54) 発明の名称: 放射線撮影装置及び画像処理プログラム



AA...RECONSTRUCTED IMAGE CREATED FROM PROJECTION DATA COLLECTED WITH FIRST ENERGY SPECTRUM
 BB...RECONSTRUCTED IMAGE CREATED FROM PROJECTION DATA COLLECTED WITH SECOND ENERGY SPECTRUM
 CC...CALCULATE MIXING RATIO w
 DD...SYNTHESIS IMAGE

(57) Abstract: A radiograph comprises an X-ray source for emitting X-rays with a first energy spectrum and X-rays with a second energy spectrum, an X-ray detector for detecting X-rays with the first energy spectrum having passed through a subject and X-rays with the second energy spectrum having passed through the subject and outputting projection data on the first energy spectrum and projection data on the second energy spectrum, control means for controlling the operation of the X-ray source and the X-ray detector, image processing means for creating a desired image from the projection data on the first energy spectrum and the projection data on the second energy spectrum, and display means for displaying the image. The radiography is characterized in that the image processing means has acquiring means for acquiring the projection data on the first energy spectrum and the projection data on the second energy spectrum, synthesis image creating means for combining a first image formed from the projection data on the first energy spectrum and a second image formed from the projection data on the second energy spectrum under a predetermined combining condition, and synthesizing a synthesis image and that the display means displays the synthesis image.

(57) 要約: 第一のエネルギースペクトルのX線及び第二のエネルギースペクトルのX線を照射するX線源と、被検体を透過した前記第一のエネルギースペクトルのX線及び第二のエネルギースペクトルのX線を検出して第一のエネルギースペクトルの投影データ及び第二のエネルギースペクトルの投影データを出力するX線検出器と、前記

[続葉有]

WO 2006/123581 A1



LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

- (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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE,

添付公開書類:
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

X線源及び前記X線検出器の動作を制御する制御手段と、前記第一のエネルギースペクトルの投影データ及び第二のエネルギースペクトルの投影データに基づいて所望する画像を生成する画像処理手段と、前記画像を表示する表示手段と、を備えた放射線撮影装置において、前記画像処理手段は、前記第一のエネルギースペクトルの投影データと第二のエネルギースペクトルの投影データとを取得する取得手段と、前記第一のエネルギースペクトルの投影データに基づく第一画像と、前記第二のエネルギースペクトルの投影データに基づく第二画像と、を所定の合成条件に従って合成し、合成像を生成する合成像生成手段と、を備え、前記表示手段は、前記生成された合成像を表示することを特徴とする放射線撮影装置。

明 細 書

放射線撮影装置及び画像処理プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、放射線撮影装置及び画像処理プログラムに関し、特に複数のX線エネルギーを用いて収集されたデータからより高精細な断層像を生成することに対して有用な技術に関するものである。

本出願は、日本国特許法に基づく特許出願特願2005—145166号、及び特願2005—232060号に基づくパリ優先権主張を伴う出願であり、特願2005—145166号及び特願2005—232060号の利益を享受するために参照による援用を受ける出願である。

背景技術

[0002] 特許文献1には、異なるエネルギースペクトルを持つ2種類のX線を照射するマルチエナジーCTが開示されている。スペクトル幅を持ったX線が被検体を透過する際、低エネルギーのX線が多く吸収されるためエネルギーピーク値が高い側にシフトする、いわゆるビームハードニング効果が発生する。ビームハードニング効果は、アーチファクト発生やCT値の精度悪化の原因となることが知られている。マルチエナジーCTでは2種のエネルギースペクトルから収集されたデータを用いて、良好なビームハードニング補正が可能になることから、ビームハードニングに起因するアーチファクトの低減が可能になると考えられており、CT値の精度向上が期待されている。

[0003] またマルチエナジーCTではコンプトン効果及び光電効果からの別々の減衰を表すデータが得られることから、原子番号と密度とを表す画像を生成可能と考えられており、1種類のエネルギースペクトルを照射するタイプのCTでは困難であった骨と造影血管の分離などの応用が期待されている。

特許文献1:特開2004—188187号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0004] 単色ではない、スペクトル幅を持ったX線を使用するCTの場合、ビームハードニ

ング効果によってシェーディングやストリークといったさまざまなアーチファクトが発生する。また1種類のエネルギースペクトルのX線のみを使っているため、ビームハードニング効果の補正精度には限界がある。単色放射光によるCTでは、ビームハードニングの現象が発生しないことからアーチファクトが発生しにくく、CT値の精度や画像コントラストの点で利点がある。

[0005] しかし単色X線を発生させるにはサイクロトロンなどの高価で巨大な装置が必要であることから、広く臨床に用いることは難しく、その応用は限定的な範囲に限られる。マルチエネルギーCTでは複数のエネルギースペクトルで得られたデータから、ビームハードニング効果の効果的な補正や骨と造影血管の分離などの応用が期待されている。しかしその他の応用、特に画像コントラストを向上させようという試みについては十分な検討がなされていない。

[0006] 本発明の目的は、複数のエネルギースペクトルを用いて収集されたデータから、より高精細でコントラストに優れた断層像を生成可能な放射線撮影装置及び画像処理プログラムを提供することにある。

課題を解決するための手段

[0007] 上記問題を解決するために、本発明に係る放射線撮影装置は、第一のエネルギースペクトルのX線及び第二のエネルギースペクトルのX線を照射するX線源と、被検体を透過した前記第一のエネルギースペクトルのX線及び第二のエネルギースペクトルのX線を検出して第一のエネルギースペクトルの投影データ及び第二のエネルギースペクトルの投影データを出力するX線検出器と、前記X線源及び前記X線検出器の動作を制御する制御手段と、前記第一のエネルギースペクトルの投影データ及び第二のエネルギースペクトルの投影データに基づいて所望する画像を生成する画像処理手段と、前記画像を表示する表示手段と、を備えた放射線撮影装置において、前記画像処理手段は、前記第一のエネルギースペクトルの投影データと第二のエネルギースペクトルの投影データとを取得する取得手段と、前記第一のエネルギースペクトルの投影データに基づく第一画像と、前記第二のエネルギースペクトルの投影データに基づく第二画像と、を所定の合成条件に従って合成し、合成像を生成する合成像生成手段と、を備え、前記表示手段は、前記生成された合成像を表示する、

ことを特徴とする。

[0008] また、本発明に係る画像処理プログラムは、被検体を透過した第一のエネルギースペクトルのX線の投影データ及び第二のエネルギースペクトルのX線の投影データを読みこむ読込ステップと、前記第一のエネルギースペクトルの投影データに基づく第一画像と、前記第二のエネルギースペクトルの投影データに基づく第二画像と、を所定の合成条件に従って合成し、合成像を生成する合成ステップと、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

[0009] ここで、「前記第一のエネルギースペクトルの投影データに基づく第一画像」には、第一のエネルギースペクトルの投影データである投影像と、これらの投影データ(すなわち投影像)を再構成することによりえられる再構成画像とを含む。同様に、第二のエネルギースペクトルの投影データに基づく第二画像」には、第二のエネルギースペクトルの投影データである投影像と、これらの投影像を再構成することによりえられる再構成画像とを含む。

[0010] また、「第一のエネルギースペクトル」「第二のエネルギースペクトル」を定義する場合に、X線のエネルギースペクトルの形状、面積、波高、最高エネルギー、最低エネルギーなどの特徴量の少なくとも一つを用いてエネルギースペクトルを定義する場合の他に、そのエネルギースペクトルに対応する実効エネルギーを用いてエネルギースペクトルを定義する場合も含む。更に、「第一のエネルギースペクトル」「第二のエネルギースペクトル」を定義するにあたっては、他のエネルギースペクトルとの区別ができればよく、上記特徴量や実効エネルギーを用いることなく、単にラベリング(例えば、第一、第二など)をすることにより定義する場合も含む。

発明の効果

[0011] 本発明によれば、X線コンピュータ断層撮影において、複数のエネルギースペクトルを用いて収集されたデータからより高精細でコントラストに優れた断層像を生成できるという効果がある。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]本発明のX線CT装置の構成図

[図2]複数のエネルギースペクトルで収集した投影データから生成した再構成像から

、合成像を生成する方法の説明図

[図3]第1実施形態の処理の流れを説明するフローチャート

[図4]第1実施形態における混合比率の決定方法の説明図

[図5]第2実施形態の処理の流れを説明するフローチャート

[図6]第2実施形態における混合比率の決定方法の説明図

[図7]第3実施形態の処理の流れを説明するフローチャート

[図8]X線CT装置1の概略構成図

[図9]X線CT装置1の画像処理部105の構成図

[図10]X線のエネルギー分布を示すグラフ

[図11]スキャン毎にX線実効エネルギーを変えて撮影を行う撮影方法を示す図

[図12]1回のスキャン中にX線実効エネルギーを変えて撮影を行う撮影方法を示す図

[図13]図11及び図12における照射位置とX線実効エネルギーとの関係図

[図14]画像に対する色割当を示す図

[図15]X線実効エネルギー(X線管電圧)と割当色周波数(割当色)との対応図

[図16]X線CT装置100の画像処理部105における処理の流れを示す図(合成カラー画像作成処理)

[図17]X線CT装置100の画像処理部105の動作を示すフローチャート(合成カラー画像作成処理)

[図18]X線CT装置100の画像処理部105における処理の流れを示す図(差分合成カラー画像作成処理)

[図19]X線CT装置100の画像処理部105の動作を示すフローチャート(差分合成カラー画像作成処理)

[図20]X線CT装置100の画像処理部105における処理の流れを示す図(強調画像作成処理)

[図21]X線CT装置100の画像処理部105の動作を示すフローチャート(強調画像作成処理)

[図22]従来のデータ演算処理(個別演算処理)を示す図

- [図23]本発明のデータ演算処理(一括演算処理)を示す図
- [図24]光子エネルギーとX線吸収係数との関係を示すグラフ
- [図25]光子エネルギーとX線吸収係数との関係を示すグラフ(対数空間)
- [図26]フィルタ処理パラメータの設定方法を示す図
- [図27]X線実効エネルギーに応じたスキャン速度の制御を示す図
- [図28]図27における照射位置とX線実効エネルギー及びスキャン速度との関係図
- [図29]X線実効エネルギーに応じたX線管電流の制御を示す図
- [図30]図29における照射位置とX線実効エネルギー及びX線管電流との関係図
- [図31]X線実効エネルギーに応じたビュー数の割合の制御を示す図
- [図32]図31における照射位置とX線実効エネルギー及びビュー数との関係図
- [図33]X線管装置107を示す図
- [図34]ターゲット1137の概略斜視図
- [図35]ターゲット1137の一態様(ターゲット1137a)を示す図
- [図36]ターゲット1137の一態様(ターゲット1137b)を示す図
- [図37]材質の異なるターゲットを用いた場合における、X線のエネルギー分布を示すグラフ
- [図38]X線検出器127の一態様を示す図
- [図39]パラメータとエネルギースペクトル及び実効エネルギーとの確認画面の画面表示例

符号の説明

- [0013] 1…X線CT装置
- 2…ガントリ
- 3…X線源
- 4…コリメータ
- 5…検出器アレイ
- 6…検出器素子
- 7…X線
- 8…回転中心

- 9…制御部
- 10…X線制御手段
- 11…ガントリ制御手段
- 12…DAS
- 13…画像処理手段
- 14…再構成手段
- 15…混合比率算出手段
- 16…合成像生成手段
- 17…保存手段
- 18…一時格納手段
- 19…入力手段
- 20…画像表示手段
- 100…X線CT装置
- 103…スキャナ部
- 105…画像処理部
- 107…X線管装置
- 119…被検体
- 127…X線検出器
- 137…制御部
- 139…記憶装置
- 141…表示部
- 145…入出力部
- 149…光子エネルギー
- 151…エネルギー強度
- 153、155、157…エネルギー曲線
- 161、169…スキャン(撮影)
- 163…照射位置
- 165…X線

167…画像
174…色
175…単色カラー画像
177…合成カラー画像
183…処理画像
185…差分画像
187…差分単色カラー画像
189…差分合成カラー画像
191…強調画像
193、199…投影データ
195…画像再構成演算
197、1101…再構成画像データ
1107、1120…曲線(X線吸収係数)
1115、1127…誤差
1129、1131、1133…フィルタ
1135…スキャン速度
1137、1137a、1137b…ターゲット(陽極)
1138…衝突面
1139…電子銃(陰極)
1141…偏向器
1143…電子線
1145…X線
1149、1151…エネルギー曲線
1157…X線
1159…投影データ
発明を実施するための最良の形態

[0014] 以下、添付図面に従って本発明に係るX線CT装置の好ましい実施の形態について詳説する。

[0015] <第1実施形態>

図1は本発明に係る放射線撮影装置(以下「X線CT装置」と略す。)の好ましい実施の形態を示す図である。本発明に係るX線CT装置1は、ガントリ2を含み、ガントリ2はガントリ2の対向面上に位置するX線源3とコリメータ4と検出器アレイ5とを有する。検出器アレイ5は図示しない寝台上の被検体を透過したX線を検出する検出器素子6によって形成される。検出器素子6は横列の形、または複数の並列な横列の形に配置されている。各々の検出器素子6は、入射したX線ビームの強度、言い換えるとX線ビームが被検体を透過した際の減衰を表す電気信号を発生させる。X線源3からX線7が照射された状態でガントリ2が回転中心8を中心にして回転することでX線投影データが収集される。ガントリ2やX線源3は、X線CT装置1の制御部9により制御される。制御部9は、X線制御手段10とガントリ制御手段11とDAS(データ収集システム)12を含み、検出器素子6からのアナログ信号はDAS12によってデジタル信号に変換される。デジタル化されたX線データは画像処理手段13内の再構成手段14によって再構成され、画像処理手段13内の保存手段に格納される。画像処理手段13はコンピュータなど演算処理装置であり、それぞれのエネルギースペクトルによる再構成像を混合する比率を計算する混合比率算出手段15と、混合比率算出手段によって算出された混合比率に基づいて合成像を生成する合成像生成手段16と、ハードディスクなどの保存手段17と、メモリなどの一時格納手段18と、マウスやキーボードなどの入力手段19から構成されている。また図示しないDigital Signal Processor(DSP)やMicro Processor Unit(MPU)、Central Processing Unit(CPU)の少なくとも1つを備える。画像表示手段20は、画像処理手段13と一体化した、あるいは独立したディスプレイなどの表示装置である。図1では制御部9と演算処理手段13を分離しているが、両者は一体化していてもよい。また再構成手段14は画像処理手段13と独立していてもよい。

[0016] 図2は本発明に係るX線CT装置1の実施の形態における、複数のエネルギースペクトルで収集した投影データから生成した再構成像から、合成像を生成する方法を示した模式図である。第一のエネルギースペクトルで収集した投影データから生成した再構成像(以下「第一再構成像」という)と第二のエネルギースペクトルで収集した

投影データから生成した再構成像(以下「第二再構成像」という)とに基づいて混合比率を算出し、この混合比率に基づいて合成像を生成する。図2では第一再構成像から混合比率 w を算出し、第一再構成像を混合比率 w の割合で、第二再構成像を $(1-w)$ の割合で混合する。上記では、第一再構成像から混合比率を算出したが、混合比率は第二再構成像から算出してもよく、両方の再構成像から算出してもよい。図2では簡単のため、2つのエネルギースペクトルで投影データを収集する例について示しているが、3つ以上のエネルギースペクトルで収集してもよい。

- [0017] 図3は本発明に係るX線CT装置の実施の形態1における、投影データ収集から合成像表示までの処理フローである。
- [0018] ステップS301では、まず投影データを収集する(S301)。X線CT装置1はマルチエナジー方式のCT装置であり、例えば80kVpと120kVpなど複数の電位で作動する複数回のスキャンが、連続式またはインターリーブ式で実行され、投影データが収集される。あるいはX線源3と検出器素子6との間に特殊なフィルタを配置して、種々の検出器列が種々のエネルギースペクトルの投影データを収集するようにする。あるいはエネルギー感知型の検出器を使用することで、マルチエナジー方式のCT装置を実現してもよい。
- [0019] ステップS302では、再構成手段14が各々のエネルギースペクトルの投影データについて再構成画像を生成する(S302)。DAS12は、検出器アレイ5が検出した第一のエネルギースペクトルのX線の投影データ(以下「第一投影データ」という)と、第二のエネルギースペクトルのX線の投影データ(以下「第二投影データ」という)と、を収集し、画像処理手段13に送出する。画像処理手段13は、第一投影データと第二投影データとを取得し、再構成手段14が第一投影データに基づいて第一再構成像を生成する。同じく第二投影データに基づいて第二再構成像が生成される。
- [0020] ステップS303では、混合比率算出手段15が混合比率を算出する(S303)。混合比率の算出方法については後述する。
- [0021] ステップS304では、合成像生成手段16が得られた混合比率を基に合成後の画素値を算出する(S304)。合成後の画素値は次の数1式に従って算出する。
- [0022] [数1]

$$OIMG = w \cdot IMG_1 + (1-w) \cdot IMG_2 \quad \dots \quad (1)$$

- [0023] ここでOIMGは合成像を、IMG1は第一のエネルギースペクトルで収集した投影データから生成した第一再構成像における画素値を、IMG2は第二のエネルギースペクトルで収集した投影データから生成した第二再構成像における画素値を、wは混合比率をそれぞれ表す。またwは0～1の間の実数である。S303～304を画素毎または局所領域毎に繰り返す。
- [0024] ステップS305では、合成像生成手段16が算出された各画素または各局所領域における合成後の画素値をマッピングすることで合成像を生成する(S305)。
- [0025] ステップS306では、画像表示手段20が生成された合成像を表示する(S306)。
- [0026] 次に本発明に係るX線CT装置の実施の形態1における、混合比率の算出方法について説明する。CT値は一般的に組織によって異なる値を持つ。例えば骨は1000HU程度の、肝臓や脳などの臓器は25～80HU程度の、脂肪は-100HU程度の、肺野は-800HU程度のCT値を持つ。脳などの臓器は、照射されるX線のエネルギーが低いほどX線をよく吸収する傾向があり、骨などは照射されるX線のエネルギーが高いほどX線をよく吸収する傾向があることが知られている。ここで第一のエネルギースペクトルの実効エネルギーを低く設定し、第二のエネルギースペクトルの実効エネルギーを高く設定した場合、エネルギーが低いほどX線をよく吸収する傾向がある部位では第一のエネルギースペクトルで収集した投影データから生成した再構成像の成分を強くし、エネルギーが高いほどX線をよく吸収する傾向がある部位では第二のエネルギースペクトルで収集した投影データから生成した再構成像の成分を強くして混合することで、コントラスト良好な合成像を得ることができる。つまり例えば図4に示すように混合比率を設定して合成像を生成すればよい。図4のグラフは次の数2式で表される。
- [0027] [数2]

$$\left\{ \begin{array}{ll}
 t \leq TH1 & w = 0 \\
 TH1 \leq t \leq TH2 & w = TH7 / (TH2 - TH1)^2 \cdot (t - TH1)^2 \\
 TH2 \leq t \leq TH3 & w = \sin\left(\frac{\pi}{2(TH3 - TH2)} \cdot (t - TH2)\right) \\
 TH3 \leq t \leq TH4 & w = 1 \\
 TH4 \leq t \leq TH5 & w = \cos\left(\frac{\pi}{2(TH5 - TH4)} \cdot (t - TH4)\right) \\
 TH5 \leq t \leq TH6 & w = TH7 / (TH5 - TH6)^2 \cdot (t - TH6)^2 \\
 TH6 \leq t & w = 0
 \end{array} \right. \quad \dots \quad (2)$$

[0028] ここでTH1は-1000程度、TH2は-200程度、TH3は-100程度、TH4は+80程度、TH5は+160程度、TH6は+1000程度であることが望ましく、TH7は0.1程度であることが望ましい。混合比率は図4および数2式に示した例に限定されるものではなく、エネルギーが低いほどX線をよく吸収する傾向がある部位では第一のエネルギースペクトルで収集した第一投影データから生成した第一再構成像の成分を強くし、エネルギーが高いほどX線をよく吸収する傾向がある部位では第二のエネルギースペクトルで収集した第二投影データから生成した第二再構成像の成分を強くするような混合比率であれば、任意のカーブ形状および数式でよい。

[0029] 本実施形態により、第一再構成像と第二再構成像のうち、画素ごと又は局所領域ごとによりコントラストが高い再構成像の混合比率を高くして合成像を生成することができる。

[0030] なお、上記実施形態では、S302において第一再構成像及び第二再構成像を作成した後、S303で混合比率を算出し、S304で第一再構成像及び第二再構成像を合成した画素値を算出したが、第一投影データ及び第二投影データを所定の混合比率に従って混合した混合投影データを生成し、この混合投影データを再構成して混合された合成像(再構成像)を生成してもよい。この場合、混合比率をエネルギーが低いほどX線をよく吸収する傾向がある部位では第一のエネルギースペクトルで収集した第一投影データの成分を強くし、エネルギーが高いほどX線をよく吸収する傾

向がある部位では第二のエネルギースペクトルで収集した第二投影データの成分を強くするように設定する。

[0031] <第2実施形態>

図5は本発明に係るX線CT装置の第二の実施の形態における、投影データ収集から合成像表示までの処理フローである。

[0032] ステップS501では、まず投影データを収集する(S501)。データ収集の方法については、第1実施形態と同様でよい。

[0033] ステップS502では、再構成手段14が各々のエネルギースペクトルの投影データについて第一再構成画像及び第二再構成画像を生成する(S502)。

[0034] ステップS503では、混合比率算出手段15が注目画素または局所領域における実効的な原子番号を算出する(S503)。混合比率算出手段15は、第一再構成画像及び第二再構成画像を同一の生体機能を有する組織毎に分割(セグメンテーション)する。マルチエナジーCTでは、従来型のCTのように全体の減衰係数を得る代わりに、コンプトン及び光電処理からの別々の減衰を表す1対の画像が得られ、実効的な原子番号と密度の情報を得ることができる。この性質を利用すれば組織毎、又は注目画素毎、局所領域毎における実効的な原子番号を得ることが可能である。

[0035] ステップS504では、混合比率算出手段15がS503で得られた実効的な原子番号を基に、X線吸収端を得る(S504)。X線吸収特性は物質に固有のものであり、実効的な原子番号とその原子からなる物質のX線吸収端は1対1対応する。よって実効的な原子番号がわかっているならばその物質に対応するX線吸収端を把握することが可能である。S504を短時間で終了するには、あらかじめ物質とX線吸収端との対応テーブルを生成しておき、そのテーブルを参照するようにすることが望ましい。

[0036] ステップS505では、混合比率算出手段15が混合比率を算出する(S505)。混合比率の算出方法については後述する。

[0037] ステップS506では、合成像生成手段16がS505で得られた混合比率を基に合成後の画素値を算出する(S506)。合成後の画素値の算出方法は第1実施形態と同様でよい。合成像生成手段16は、S503～506を画素毎または局所領域毎に繰り返す。

- [0038] ステップS507では、合成像生成手段16がS506で算出された各画素または各局所領域における合成後の画素値をマッピングすることで合成像を生成する(S507)。
- [0039] ステップS508では、画像表示手段20がS507で生成された合成像を表示する(S508)。
- [0040] 次に本発明に係るX線CT装置の第2実施形態における、混合比率の算出方法について図6を用いて説明する。ここでは第一のエネルギースペクトルの実効エネルギーを低く設定し、第二のエネルギースペクトルの実効エネルギーを高く設定した場合について説明する。第一のエネルギースペクトルの実効エネルギー E_{1st} 、第一のエネルギースペクトルの実効エネルギー E_{2nd} とする。また注目画素または局所領域における物質のX線吸収端を E_{ROI} とする。このとき混合比率 w は次式によって算出される。

[0041] [数3]

$$\left\{ \begin{array}{l} w = (1-t) \cdot E_{1st} + t \cdot E_{2nd} \\ t = \frac{E_{ROI} - E_{1st}}{E_{1st} + E_{2nd}} \end{array} \right. \quad \dots \quad (3)$$

- [0042] 本実施の形態では、第一のエネルギースペクトルの実効エネルギーを低く設定し、第二のエネルギースペクトルの実効エネルギーを高く設定した場合について説明したが、この逆の場合でもよいことは同業者ならば容易に理解されるであろう。
- [0043] <第3実施形態>
図7は本発明に係るX線CT装置の第3実施形態における、投影データ収集から合成像表示までの処理フローである。
- [0044] ステップS701では、まず投影データを収集する(S701)。データ収集の方法については、第1実施形態1及び第2実施形態と同様でよい。
- [0045] ステップS702では、再構成手段14が各々のエネルギースペクトルの投影データについて第一再構成像及び第二再構成像を生成する(S702)。
- [0046] ステップS703では、混合比率算出手段15が注目画素周辺の画素値の局所標準

偏差、または局所領域における局所標準偏差を求める(S703)。

- [0047] ステップS704では、混合比率算出手段15が、第一のエネルギースペクトルで収集した投影データから生成した第一再構成像における局所標準偏差(SD1)と、第二のエネルギースペクトルで収集した投影データから生成した第二再構成像における局所標準偏差(SD2)とを比較する(S704)。SD1がSD2より小さい場合には、第一のエネルギースペクトルで収集した投影データから生成した第一再構成像Img1を選択する(S705)。またS704においてSD1がSD2より大きい場合には、第二のエネルギースペクトルで収集した投影データから生成した第二再構成像Img2を選択する(S706)。
- [0048] ステップS707では、合成像生成手段16が、S705及び706によって選択された再構成像における注目画素または局所領域における画素値を合成後の画素値として設定する(S707)。合成像生成手段16は、S703～707を画素毎または局所領域毎に繰り返す。
- [0049] ステップS708では、合成像生成手段16がS707で算出された各画素または各局所領域における合成後の画素値をマッピングすることにより合成像を生成する(S708)。
- [0050] ステップS709では画像表示手段20が生成された合成像を表示する(S709)。
- [0051] 本実施の形態により、第一再構成像及び第二再構成像のうち、より画像ノイズが少ない画像を選んで合成像を生成することができる。そのため、画像ノイズが少ない合成像を生成・表示し、診断能の向上に寄与することができる。
- [0052] <第4実施形態>
- 第4実施形態は、異なるエネルギースペクトル又は実効エネルギーをもつ複数のX線から投影データを取得する形態を説明するものである。なお、以下では異なる実効エネルギーをもつ複数のX線を例に説明するが、異なるエネルギースペクトルをもつ複数のX線を用いて撮影する場合も同様である。
- [0053] 図8は、X線CT装置100の概略構成図である。
- [0054] X線CT装置100は、スキャナ部103と画像処理部105とから構成される。
- [0055] X線CT装置100は、被検体119を撮像し、撮像画像を出力する装置である。X線CT装置100は、スキャナ部103により被検体119を撮像し、画像処理部105において

画像処理を行い、撮像画像を出力する。

- [0056] スキャナ部103は、X線管装置107、X線制御装置109、高電圧発生装置111、高圧スイッチングユニット113、コリメータ115、コリメータ制御装置117、寝台121、寝台制御装置123、寝台移動計測装置125、X線検出器127、プリアンプ129、駆動部131、スキャナ制御装置133、中央制御装置135等を備える。
- [0057] スキャナ部103は、被検体119の撮像を行い、投影データ(X線透過データ、スキャンデータ)を収集して画像処理部105に送信する装置である。
- [0058] X線管装置107は、X線を発生する装置である。X線制御装置109は、入力された情報に基づいた制御信号を高電圧発生装置111に送る装置である。高電圧発生装置111は、高電圧を発生する装置である。高圧スイッチングユニット113は、高電圧パルス(X線管装置107)に印加する装置である。
- [0059] コリメータ115は、X線の照射領域を調整する装置である。コリメータ115は、X線の照射方向に制限を加えて、被検体119を投影するのに必要なX線を通過させる。コリメータ115の動作は、コリメータ制御装置117によって制御される。
- [0060] 寝台121は、被検体119を支持する装置である。寝台121は、昇降移動及び縦移動により、スキャナ部103の診断計測位置に被検体119を移動させる。寝台121の動作は、寝台制御装置123によって制御される。寝台移動計測装置125は、寝台121の相対的な移動量を計測する。
- [0061] X線検出器127は、被検体119を透過した後のX線を検出する装置である。X線検出器は、X線の検出素子である複数のチャンネルを有する。チャンネルは、体軸方向に多列に構成することもできる。プリアンプ129は、X線検出器127からの信号を増幅してデジタル信号に変換して画像処理部105に送る装置である。
- [0062] 駆動部131は、X線管装置107、X線検出器127、プリアンプ129等を被検体119に対して周回方向に駆動させる装置である。スキャナ制御装置133は、駆動部131の動作制御等を行う装置である。
- [0063] 中央制御装置135は、X線制御装置109、コリメータ制御装置117、寝台制御装置123、寝台移動計測装置125、スキャナ制御装置133等の動作制御等を行う装置である。

- [0064] 図9は、X線CT装置100の画像処理部105の構成図である。
- [0065] 画像処理部105は、制御部137、記憶装置139、表示部141、入出力部145等がシステムバス147を介して互いに接続されて構成される。
- [0066] 画像処理部510は、スキャナ部103から送られるX線透過データによって画像処理を行い、画像データを作成する装置である。
- [0067] 制御部137は、CPU(Central Processing Unit)(図示せず)、イメージプロセッサ(図示せず)、バックプロジェクタ(図示せず)、RAM(Random Access Memory)(図示せず)、ROM(Read Only Memory)(図示せず)等を有する。
- [0068] 制御部137は、各種演算処理を行い、再構成演算装置、画像処理装置等として機能する。制御部137は、投影データに対して画像再構成処理を行い再構成画像データを作成したり、投影データあるいは再構成画像に対して補正処理等の画像処理を行ったりする。
- [0069] 記憶装置139は、データを記憶する装置であり、磁気ディスク、フロッピディスク、メモリ、磁気テープ装置、光ディスク装置等を有する。記憶装置139には、制御部137が実行するプログラム、プログラム実行に必要なデータ、OS(Operating System)、画像処理データ等が格納される。
- [0070] 表示部141は、被検体119を撮像したCT画像を表示する装置であり、例えば、CRTモニタ、液晶パネル等のディスプレイ装置である。
- [0071] 入出力部145は、各種データの入力及び出力を媒介する装置である。入出力装置145は、例えば、キーボード、ポインティングデバイス等を備える操作卓(図示しない。)、各種メディアの入出力装置である。
- [0072] システム・バス147は、各装置間の制御信号、データ信号等の授受を媒介する経路である。
- [0073] X線CT装置100は、画像処理部105の入出力部145から撮影条件(例えば、寝台移動速度、管電流、管電圧、スライス位置等)や再構成パラメータ(例えば、関心領域、再構成画像サイズ、逆投影位相幅、再構成フィルタ関数等)が入力されると、その指示に基づいて、撮影に必要な制御信号を中央制御装置135からX線制御装置109、寝台制御装置123、スキャナ制御装置133等に送り、撮影スタート信号を受けて

撮影を開始する。

- [0074] X線CT装置100は、撮影を開始すると、X線制御装置109により高電圧発生装置111に制御信号を送り、高電圧をX線管装置107に印加し、X線管装置107からX線を被検体119へ照射する。同時に、X線CT装置100は、スキャナ制御装置133から駆動部131に制御信号を送り、X線管装置107、X線検出器127、プリアンプ129等を被検体119に対して相対的に周回させる。
- [0075] 一方、X線CT装置100は、寝台制御装置123により、円軌道スキャン時では被検体119を載せた寝台121を静止させ、また、螺旋軌道スキャン時では被検体119を載せた寝台121をX線管装置107等の周回軸方向に平行移動させる。
- [0076] 照射されたX線は、コリメータ115により照射領域を制限され、被検体119内の各組織で吸収(減衰)され、被検体119を通過し、X線検出器127で検出される。X線検出器127で検出されたX線は、電流に変換され、プリアンプ129で増幅され、投影データ信号として画像処理部105に入力される。
- [0077] 画像処理部105の制御部137は、入力された投影データ信号に対して再構成演算を行い画像再構成処理を行う。画像処理部105の制御部137は、再構成画像を記憶装置139に保存し、表示部141にCT画像として表示する。また、画像処理部105の制御部137は、再構成画像を加工処理した後に表示部141に表示する。
- [0078] 次に、図10～図13を用いて本発明の第4の実施の形態に係るX線CT装置1等について説明する。
- [0079] 図10を参照しながら、X線CT装置100が照射するX線の実効エネルギーについて説明する。
- [0080] 図10は、X線のエネルギー分布を示すグラフである。
- [0081] 横軸は、光子エネルギー149を示し、縦軸は、エネルギー強度151を示す。尚、エネルギー強度151は、(光子エネルギー)×(光子数)に相当する。
- [0082] エネルギー曲線153は、X線管電圧を「80kV」とした場合にX線管装置107から照射されるX線のエネルギー分布を示す。
- [0083] エネルギー曲線155は、X線管電圧を「110kV」とした場合にX線管装置107から照射されるX線のエネルギー分布を示す。

- [0084] エネルギー曲線157は、X線管電圧を「140kV」とした場合にX線管装置107から照射されるX線のエネルギー分布を示す。
- [0085] エネルギー曲線153、エネルギー曲線155、エネルギー曲線157が示すように、X線管装置107から照射されるX線フォトンフォトンエネルギー及びフォトン数は、X線管電圧により変化する。
- [0086] エネルギー曲線153に示すX線は、最大のフォトンエネルギーがX線管電圧80kVに対応して「80keV」であるが、エネルギー分布を考慮したX線実効エネルギーは、例えば、「40keV」である。
- [0087] エネルギー曲線155に示すX線は、最大のフォトンエネルギーがX線管電圧110kVに対応して「110keV」であるが、エネルギー分布を考慮したX線実効エネルギーは、例えば、「45keV」である。
- [0088] エネルギー曲線157に示すX線は、最大のフォトンエネルギーがX線管電圧140kVに対応して「140keV」であるが、エネルギー分布を考慮したX線実効エネルギーは、例えば、「50keV」である。
- [0089] 尚、X線実効エネルギーは、X線管電圧が高くなると、高くなる。また、X線実効エネルギーを変化させる方法としては、X線管電圧を変化させる方法以外に、ターゲットの材質を変える方法がある(図33～図37を用いて後述する。)。以下、「エネルギーが異なる」とは、「実効エネルギーが異なる」ことを示すものとして説明する。
- [0090] 図11～図13を参照しながら、マルチエナジースキャンについて説明する。
- [0091] マルチエナジースキャンは、実効エネルギーが異なる複数のX線をX線管装置107から照射することにより、X線吸収係数の異なる断層撮影像を同一断面(スライス位置)について複数取得する撮像方法である。
- [0092] 図11は、スキャン毎にX線実効エネルギーを変えて撮影を行う撮影方法を示す図である。
- [0093] 図13は、図11及び図12における照射位置とX線実効エネルギーとの関係図である。
- [0094] 尚、1回のスキャンは、被検体119の周囲を1回転して撮影を行うことを示す。すなわち、X線CT装置100は、1回のスキャンにより、各投影角度(ビュー)(0° ～ 360°)

)について投影データを取得し、当該投影データに画像再構成処理を施して1つの断層撮影像を取得する。

- [0095] X線CT装置100は、スキャン161-1、スキャン161-2、スキャン161-3において、それぞれ、異なる実効エネルギーのX線165-1、165-2、165-3を照射する。すなわち、1回のスキャン(1周:360°回転)中で照射されるX線の実効エネルギーは、一定である。
- [0096] 例えば、X線CT装置100は、1回目のスキャン161-1においてX線実効エネルギーを30keVとして各照射位置163-1(「○」)からX線165-1を照射して撮影を行い、2回目のスキャン163-2においてX線実効エネルギーを50keVとして各照射位置163-2(「□」)からX線165-2を照射して撮影を行い、3回目のスキャン161-3においてX線実効エネルギーを70keVとして各照射位置163-3(「△」)からX線165-3を照射して撮影を行う。
- [0097] X線CT装置100は、各スキャン161-1～スキャン161-3により取得した投影データに対して、それぞれ、画像再構成処理を行い、画像167-1～画像167-3を作成する。
- [0098] 各スキャン161-1～161-3において、X線実効エネルギーはそれぞれ異なるので、同一断面(スライス位置)の断層撮影像であっても、画像167-1～画像167-3(X線吸収係数の分布)は、それぞれ、CT値、言い換えればコントラスト分布(感度)が異なる。
- [0099] 図12は、1回のスキャン中にX線実効エネルギーを変えて撮影を行う撮影方法を示す図である。
- [0100] X線CT装置100は、1回のスキャン169において、投影角度(ビュー)に応じてX線実効エネルギーが異なる複数のX線を照射する。すなわち、1回のスキャン(1周:360°回転)中で照射されるX線の実効エネルギーは、変化する。
- [0101] 例えば、X線CT装置100は、照射位置163-1(「○」)からX線実効エネルギーを30keVとしてX線を照射し、照射位置163-2(「□」)からX線実効エネルギーを50keVとしてX線を照射し、照射位置163-3(「△」)からX線実効エネルギーを70keVとしてX線を照射する。

- [0102] X線CT装置100は、各照射位置163-1において取得した投影データに対して画像再構成処理を行って画像167-1を作成し、各照射位置163-2において取得した投影データに対して画像再構成処理を行って画像167-2を作成し、各照射位置163-3において取得した投影データに対して画像再構成処理を行って画像167-3を作成する。
- [0103] 各照射位置163-1～照射位置163-3において、X線実効エネルギーはそれぞれ異なるので、同一断面(スライス位置)の断層撮影像であっても、画像167-1～画像167-3(X線吸収係数の分布)は、それぞれ、CT値、言い換えればコントラスト分布(感度)が異なる。
- [0104] このように、本発明の第4実施形態では、X線CT装置100は、同一断面(スライス位置)についてコントラスト分布(感度)の異なる複数の断層撮影像(画像167-1～画像167-3)を取得するので、同一断面(スライス位置)についての複数の断層撮影像の読影することにより、1つの断層撮影像からは視認できない情報を他の断層撮影像から視認することができる。
- [0105] また、図11では、X線CT装置100は、同一断面(スライス位置)について複数回の撮影を行う。従って、撮影に要する時間が長くなるが、情報量が増加するのでノイズレベルを低減することができる。
- [0106] また、図12では、X線CT装置100は、1回(1回転、1周回)の撮影により同一断面(スライス位置)の断層撮影像を複数取得する。従って、1つの断層撮影像における情報量が制限されるのでノイズレベルが増加するが、撮影に要する時間を短くすることができる。
- [0107] なお、上記実施形態では、X線実効エネルギーが異なる複数のX線を照射するとして説明したが、エネルギースペクトルが異なる複数のX線(この場合、各エネルギースペクトルの実効エネルギーが違うものとする。)を照射しても上記実施形態と同様の作用効果が得られる。
- [0108] 以上、詳細に説明したように、本実施形態により、マルチエナジースキャンをハードウェア、ソフトウェアの両面で容易に実現できる。また、マルチエナジースキャン撮影により得られた画像のカラー化、高コントラスト化を図り、視認性を改善できる。

- [0109] さらに、マルチエナジースキャンの動作自体の高速性を高めることが可能となる。
- [0110] また、マルチエナジースキャンによって得られた画像データ等の再構成演算、画像処理時間を短縮し、しかもノイズを低減して質を高めることができる。
- [0111] <第5実施形態>
- 第5実施形態は、エネルギースペクトル又は実効エネルギーごとに異なる単色カラーを割り当て、これらを合成した合成カラー画像を作成する実施形態である。なお、以下では実効エネルギーが異なる場合を例に説明するが、エネルギースペクトルが異なる場合も同様である。
- [0112] 図14～図17を用いて本発明の第5実施形態について説明する。
- [0113] 図14及び図15を参照しながら、マルチエナジースキャンにより取得した複数の画像に対する色割当について説明する。
- [0114] 図14は、画像に対する色割当を示す図である。
- [0115] 図15は、X線実効エネルギー(X線管電圧)と割当色周波数(割当色)との対応図である。
- [0116] X線CT装置100は、マルチエナジースキャン(図11、図12等参照。)により取得したコントラスト分布(感度)が異なる複数の画像167-1～画像167-3に対して、当該画像を取得するために照射したX線の実効エネルギーに応じた色を割り当てて単色カラー画像175-1～単色カラー画像175-3を作成し、これらの単色カラー画像を合成して合成カラー画像177を作成する。
- [0117] X線CT装置100は、低いX線実効エネルギー(低いX線管電圧)により取得した画像には低い周波数(長い波長)の色を割り当て、高いX線実効エネルギー(高いX線管電圧)により取得した画像には高い周波数(短い波長)の色を割り当てる。例えば、X線CT装置100は、X線管電圧を80kVとして取得した画像に対しては、色174-1(「赤」)を割り当て、X線管電圧を110kVとして取得した画像に対しては、色174-2(「緑」)を割り当て、X線管電圧を140kVとして取得した画像に対しては、色174-3(「青」)を割り当てる(図15参照。)
- 階調171-1、階調171-2、階調171-3は、それぞれ、X線管電圧を80kV、110kV、140kVとしてX線を照射して取得した画像における階調スケール(グレースケール)

ール)を示す。尚、矢印172の方向に行くに従い輝度が大、すなわち明るく表示される。

- [0118] 単色階調173-1、単色階調173-2、単色階調173-3は、それぞれ、階調171-1、階調171-2、階調171-3に対して色174-1(「赤」「／／」)、色174-2(「緑」「＼＼」)、色174-3(「青」「≡≡」)を割り当てて作成した単色階調スケールを示す。尚、矢印176の方向に行くに従い輝度が大きくなる。
- [0119] X線CT装置100は、X線管電圧を80kVとしてX線を照射して取得した画像167-1に対して、階調171-1及び単色階調173-1に基づいて色174-1(「赤」)を割り当て、単色カラー画像175-1を作成する。X線CT装置100は、X線管電圧を110kVとしてX線を照射して取得した画像167-2に対して、階調171-2及び単色階調173-2に基づいて色174-2(「緑」)を割り当て、単色カラー画像175-2を作成する。X線CT装置100は、X線管電圧を140kVとしてX線を照射して取得した画像167-3に対して、階調171-3及び単色階調173-3に基づいて色174-3(「青」)を割り当て、単色カラー画像175-3を作成する。
- [0120] X線CT装置100は、単色カラー画像175-1～単色カラー画像175-3を合成して合成カラー画像177を作成する。
- [0121] このように、X線CT装置100は、画像167-1～画像167-3にX線実効エネルギーに応じた色を割り当てる。X線CT装置100は、例えば、可視光と同じように、最も低いX線実効エネルギーで得られた画像には赤色、次に低いX線実効エネルギーで得られた画像には緑色を割り当て、最も高いX線実効エネルギーで得られた画像には青色を割り当て、これらの画像を重ね合わせる。
- [0122] X線CT装置100は、合成カラー画像177を作成することにより、各X線実効エネルギーに応じたコントラスト分布の差(感度差)を画像化することができる。
- [0123] 尚、再構成画像としての画像167に対する処理について説明したが、再構成画像(再構成画像データ)のみならず、投影像(投影データ)、これらに所定の処理を施したデータ等に対しても同様の処理を行うことができる。
- [0124] 従って、画像167は、再構成画像のみを意味するのではなく、撮影によって得られた投影データ、再構成画像に所定の処理を施した画像等も含む。

- [0125] 図16及び図17を参照しながら、X線CT装置100の画像処理部105の動作について説明する。
- [0126] 図16は、X線CT装置100の画像処理部105における処理の流れを示す図である。
- [0127] 図17は、X線CT装置100の画像処理部105の動作を示すフローチャートである。
- [0128] X線CT装置100は、被検体119に対してマルチエナジースキャンを行う(ステップS1001)。X線CT装置100の画像処理部105は、エネルギー曲線153、エネルギー曲線155、エネルギー曲線157で示されるエネルギー分布のX線を照射することにより、それぞれ、画像167-1、画像167-2、画像167-3を取得する(ステップS1002)。
- [0129] 画像処理部105は、最も低い実効エネルギーのX線による画像167-1に色174-1(「赤」)を割り当て、単色カラー画像175-1を作成する。同様に、画像処理部105は、次に低い実効エネルギーのX線による画像167-2に色174-2(「緑」)を割り当て、単色カラー画像1175-2を作成する。同様に、画像処理部105は、最も高い実効エネルギーのX線による画像167-3に色174-3(「青」)を割り当て、単色カラー画像175-3を取得する(ステップS1003)。
- [0130] 画像処理部105は、単色カラー画像175-1～単色カラー画像175-3を合成して合成カラー画像177を作成する(ステップS1004)。
- [0131] 以上の過程を経て、X線CT装置100の画像処理部105は、画像167-1～画像167-3にそれぞれ異なる色を割り当てて単色カラー画像175-1～単色カラー画像175-3を作成し、これらの単色カラー画像を合成することにより合成カラー画像177を作成する。
- [0132] このように、第5実施形態では、X線CT装置100の画像処理部105は、コントラスト分布が異なる複数の画像にそれぞれ異なる色を割り当てて合成し、1つの合成カラー画像を作成するので、より情報量が多い画像を作成し、診断対象組織の差別化及び弁別能及び組織コントラスト及び視認性を向上させることができ、ひいては、診断精度を向上させることができる。
- [0133] 尚、再構成画像としての画像167に対する処理について説明したが、再構成画像(

再構成画像データ)のみならず、投影像(投影データ)、これらに所定の処理を施したデータ等に対しても同様の処理を行うことができる。

[0134] 従って、画像167、単色カラー画像75、合成カラー画像177は、再構成画像のみを意味するのではなく、撮影によって得られた投影データをも含む。すなわち、画像再構成処理を行うタイミングは、特に限定されない。X線CT装置100は、ステップS1002～ステップS1004のいずれかの処理を行った後に投影データに対して画像再構成処理を行ってもよい。

[0135] 本実施形態により、X線実効エネルギーに応じた色を割り当てカラー画像として表示することにより、マルチエナジースキャンにより得られた画像の視認性を向上させることができる。

[0136] <第6実施形態>

第6実施形態は、差分合成カラー画像を作成する実施形態である。なお、以下では実効エネルギーが異なる場合を例に説明するが、エネルギースペクトルが異なる場合も同様である。

[0137] 図18及び図19を用いて本発明の第6実施形態について説明する。図18は、X線CT装置100の画像処理部105における処理の流れを示す図である。

[0138] 図19は、X線CT装置100の画像処理部105の動作を示すフローチャートである。

[0139] X線CT装置100は、被検体119に対してマルチエナジースキャンを行う(ステップS2001)。X線CT装置100の画像処理部105は、エネルギー曲線153、エネルギー曲線155、エネルギー曲線157で示されるエネルギー分布のX線を照射することにより、それぞれ、画像167-1、画像167-2、画像167-3を取得する(ステップS2002)。

[0140] 画像処理部105は、画像167-1、画像167-2、画像167-3に基づいて色付けするための比較基準となる処理画像183を作成する(ステップS2003)。尚、処理画像183は、例えば、平均画像、メディアンフィルタ等を用いて作成したフィルタ処理画像である。

[0141] 画像処理部105は、画像167-1、画像167-2、画像167-3と処理画像183との差分を算出し、差分画像185-1、差分画像185-2、差分画像185-3を作成す

る(ステップS2004)。尚、画像処理部105は、差分値に対して所定の係数を乗じて差分画像185-1～差分画像185-3を作成するようにしてもよい。

[0142] 画像処理部105は、最も低い実効エネルギーのX線による画像167-1に色174-1(「赤」)を割り当て、差分単色カラー画像187-1を作成する。同様に、画像処理部105は、次に低い実効エネルギーのX線による画像167-2に色174-2(「緑」)を割り当て、差分単色カラー画像187-2を作成する。同様に、画像処理部105は、最も高い実効エネルギーのX線による画像167-3に色174-3(「青」)を割り当て、差分単色カラー画像187-3を取得する(ステップS2005)。

[0143] 画像処理部105は、差分単色カラー画像187-1～差分単色カラー画像187-3を合成して差分合成カラー画像189を作成する(ステップS2006)。

[0144] 以上の過程を経て、X線CT装置100の画像処理部105は、画像167-1～画像167-3に基づいて処理画像183を作成し、当該処理画像183に対する差分画像185-1～差分画像185-3を作成してそれぞれ異なる色を割り当てて差分単色カラー画像187-1～差分単色カラー画像187-3を作成し、これらの差分単色カラー画像を合成することにより差分合成カラー画像189を作成する。

[0145] このように、第6実施形態では、X線CT装置100の画像処理部105は、コントラスト分布が異なる複数の差分画像にそれぞれ異なる色を割り当てて合成し、1つの合成カラー画像を作成するので、より情報量が多い画像を作成し、診断対象組織の差別化及び弁別能及び組織コントラスト及び視認性を向上させることができ、ひいては、診断精度を向上させることができる。

[0146] また、第6実施形態では、X線CT装置100の画像処理部105は、差分画像に対して処理を行うので、差分値に所定の係数を乗じてレンジを拡大することにより差異を強調することができる。また、画像処理部105は、差分値を調整して整数に変換することで浮動小数点演算でなく整数演算により差分値を取り扱うことができるので、演算処理に係る負担を軽減することができる。

[0147] 尚、再構成画像としての画像167に対する処理について説明したが、再構成画像(再構成画像データ)のみならず、投影像(投影データ)、これらに所定の処理を施したデータ等に対しても同様の処理を行うことができる。

- [0148] 従って、画像167、処理画像183、差分画像185、差分単色カラー画像187、差分合成カラー画像189は、再構成画像のみを意味するのではなく、撮影によって得られた投影データをも含む。すなわち、画像再構成処理を行うタイミングは、特に限定されない。X線CT装置100は、ステップS2001～ステップS2006のいずれかの処理を行った後に投影データに対して画像再構成処理を行ってもよい。
- [0149] 本実施形態により、各X線実効エネルギーにおける平均画像との差分画像に対して、X線実効エネルギーに応じた色を割り当てカラー画像として表示することにより、マルチエナジースキャンにより得られた画像の視認性を向上させることができる。
- [0150] <第7実施形態>
- 第7実施形態は、X線実効エネルギーが異なる複数の画像から得られた処理画像と、各画像との差最も大きい画素からなる画像を強調画像として生成する実施形態である。なお、以下では実効エネルギーが異なる場合を例に説明するが、エネルギースペクトルが異なる場合も同様である。
- [0151] 図20及び図21を用いて本発明の第4の実施の形態に係る画像処理方法(強調画像作成処理)等について説明する。
- [0152] 図20は、X線CT装置100の画像処理部105における処理の流れを示す図である。
- [0153] 図21は、X線CT装置100の画像処理部105の動作を示すフローチャートである。
- [0154] X線CT装置100は、被検体119に対してマルチエナジースキャンを行う(ステップS3001)。X線CT装置100の画像処理部105は、エネルギー曲線153、エネルギー曲線155、エネルギー曲線157で示されるエネルギー分布のX線を照射することにより、それぞれ、画像167-1、画像167-2、画像167-3を取得する(ステップS3002)。
- [0155] 画像処理部105は、画像167-1、画像167-2、画像167-3に基づいて色付けするための比較基準となる処理画像183を作成する(ステップS3003)。尚、処理画像183は、例えば、平均画像、メディアンフィルタ等を用いて作成したフィルタ処理画像である。
- [0156] 画像処理部105は、画像167-1、画像167-2、画像167-3と処理画像183と

の差分を算出し、差分画像185-1、差分画像185-2、差分画像185-3を作成する(ステップS3004)。尚、画像処理部105は、差分値に対して所定の係数を乗じて差分画像185-1～差分画像185-3を作成するようにしてもよい。

[0157] 画像処理部105は、各座標毎に、各差分画像185-1～差分画像185-3の中から処理画像183からの差が最も大きい画素を抽出し、強調画像191を作成する(ステップS3005)。

[0158] 例えば、差分画像185-1、差分画像185-2、差分画像185-3における座標(x, y)の画素値が、それぞれ、 $k \times \Delta a$ 、 $k \times \Delta b$ 、 $k \times \Delta c$ である場合、強調画像191における座標(x, y)の画素値は、 $\text{MAX}(|k \times \Delta a|, |k \times \Delta b|, |k \times \Delta c|)$ である。

[0159] 尚、 Δa 、 Δb 、 Δc は、それぞれ、座標(x, y)における画像167-1、画像167-2、画像167-3と処理画像183との画素差分値を示し、kは、当該画素差分値に乘じる所定の係数を示す。また、 $\text{MAX}(p, q, r)$ は、p、q、rの最大値を示し、 $|s|$ は、sの絶対値を示す。

[0160] 以上の過程を経て、X線CT装置100の画像処理部105は、画像167-1～画像167-3に基づいて処理画像183を作成し、当該処理画像183に対する差分画像185-1～差分画像185-3を作成し、各座標毎に絶対値が最大の画素差分値を抽出して強調画像191を作成する。

[0161] このように、第7実施形態では、X線CT装置100の画像処理部105は、コントラスト分布が異なる複数の差分画像から絶対値が最大の画素差分値を抽出して1つの強調画像を作成するので、画像のコントラストを向上させることができる。

[0162] 尚、再構成画像としての画像167に対する処理について説明したが、再構成画像(再構成画像データ)のみならず、投影像(投影データ)、これらに所定の処理を施したデータ等に対しても同様の処理を行うことができる。

[0163] 従って、画像167、処理画像183、差分画像185、強調画像191は、再構成画像のみを意味するのではなく、撮影によって得られた投影データをも含む。すなわち、画像再構成処理を行うタイミングは、特に限定されない。X線CT装置100は、ステップS3001～ステップS3005のいずれかの処理を行った後に投影データに対して画

像再構成処理を行ってもよい。

[0164] 本実施形態により、マルチエナジースキャン時に得られたエネルギーの異なる複数の画像を画像処理することで得られた処理画像(例えば、平均画像やメディアンフィルタなどのフィルタ処理画像)を生成し、各画像における処理画像からの差が最も大きい画素からなる画像を生成することにより、高コントラストな画像を収集できる。

[0165] <第8実施形態>

第8実施形態は、画像処理部105が行う演算処理をより高速にするための一括演算処理であって、異なる実効エネルギーで複数回撮影して得られた複数の投影データに対して撮影位置関連付けて1データとして再構成する実施形態である。

なお、以下では実効エネルギーが異なる場合を例に説明するが、エネルギースペクトルが異なる場合も同様である。

[0166] 図22及び図23を用いて本発明の第8実施形態について説明する X線CT装置100の画像処理部105は、各種データに対して各種演算を行う。

[0167] データは、画像処理部105が処理する各種データを示し、例えば、投影データ、再構成画像データ、キャリブレーションデータ等である。「演算」は、画像処理部105が処理する各種演算を示し、例えば、画像再構成演算等である。

[0168] 図22及び図23では、「データ」に対する「演算」の一態様として、投影データに対する画像再構成演算を挙げて説明する。

[0169] 図22は、従来のデータ演算処理(個別演算処理)を示す図である。

[0170] X線CT装置100は、マルチエナジースキャンを行い、異なる複数のX線実効エネルギーによる投影データ193-1～投影データ193-4を取得する。

[0171] 尚、1つの投影データ193-1～投影データ193-4は、それぞれ、1つの投影データ値が割り当てられる。

[0172] X線CT装置100の画像処理部105は、投影データ193-1～投影データ193-4に対して各々独立に画像再構成演算195-1～画像再構成演算195-4を行い、再構成画像データ97-1～再構成画像データ97-4を作成する。画像処理部105は、同一の断層撮影画像について取得した4つの投影データ193-1～投影データ193-4に対して4回の画像再構成演算195-1～画像再構成演算195-4を行う。

- [0173] 図23は、本発明のデータ演算処理(一括演算処理)を示す図である。
- [0174] X線CT装置100は、マルチエナジースキャンを行い、実効エネルギーが異なる複数のX線による投影データ193-1～投影データ193-4を取得する。
- [0175] 尚、1つの投影データ193-1～投影データ193-4は、それぞれ、1つの投影データ値が割り当てられる。
- [0176] X線CT装置100の画像処理部105は、16ビットの投影データ193-1～投影データ193-4(図22参照。)を結合し、64ビットの投影データ199を作成する(図23参照。)
- [0177] 画像処理部105は、投影データ193-1～投影データ193-4が結合された投影データ199に対して一括して画像再構成演算195を行い、再構成画像データ101を作成する。画像処理部105は、再構成画像データ101を分割することにより、各再構成画像データ97-1～再構成画像データ97-4を取得する。
- [0178] 画像処理部105は、同一の断層撮影画像について取得した4つの投影データ193-1～投影データ193-4に対して1回の画像再構成演算195を行う。
- [0179] 以上の過程を経て、画像処理部105は、マルチエナジースキャンにより取得した複数のデータを結合することにより、1つのデータに複数のデータ値を割り当て、当該結合データに対して一括して演算処理を行う。すなわち、異なるX線実効エネルギーで複数回撮影して得られた複数の投影データに対して位置を関連付けて1データとして画像処理することで冗長な演算を低減する。
- [0180] このように、第8実施形態では、画像処理部105は、異なるX線実効エネルギーによる複数のデータに同一演算処理を行う場合、演算回数を減らすことができ、再構成演算時間や画像処理時間を短縮することができる。
- [0181] 本実施形態により、異なるX線エネルギーで複数回撮影して得られた複数の投影データに対して撮影位置関連付けて1データとして再構成することで、具体的には、1つのデータ値(投影データ、再構成画像データ)に複数のデータ値を持たせることにより、マルチエナジースキャンデータの再構成演算時間や画像処理時間を短縮できる。
- [0182] <第9実施形態>

図24及び図25を用いて本発明の第9実施形態について説明する。第9実施形態は、異なるエネルギースペクトル(又は実効エネルギー)に対応する複数の投影データを補間して、これらとは異なるエネルギースペクトル(又は実効エネルギー)に対応する投影データを生成し、再構成像を得るものである。なお、以下では実効エネルギーが異なる場合を例に説明するが、エネルギースペクトルが異なる場合も同様である。

- [0183] 図24は、光子エネルギーとX線吸収係数との関係を示すグラフである。図24において、横軸は、光子エネルギー1103[keV]を示し、縦軸は、X線吸収係数1105[cm²/g]を示す。
- [0184] 各物質固有のX線吸収係数は、透過するX線実効エネルギーに応じて高い非線形性を有する。X線吸収係数は、光子エネルギーの非線形関数で表される。従って、この関数に基づいて2つのデータ間を2点補間(線形補間)して新たにデータを作成すると、大きな誤差が生ずる。
- [0185] X線CT装置100は、実際の測定において、点1109が示すデータ及び点1111が示すデータを取得すると、X線CT装置100の画像処理部105は、点1109及び点1111に基づいて線形補間を行い、新たに点1113が示すデータを作成する。
- [0186] 曲線1107において非線形性が大きい部分では、その分、X線吸収係数1105における誤差1115も大きくなる。
- [0187] 図25は、光子エネルギーとX線吸収係数との関係を示すグラフである。
- [0188] 図25において、横軸は、光子エネルギー1103[keV]の対数值1117(log[keV])を示し、縦軸は、X線吸収係数1105[cm²/g]の対数值1119(log[cm²/g])を示す。
- [0189] 図25に示すグラフは、図24に示すグラフの両軸を対数変換したものである。図24の曲線1107は、図25の曲線1121に変換される。曲線1121では、曲線1107と比較して非線形性が格段に低減して線形性が向上している。
- [0190] X線CT装置100は、実際の測定において、図24における点1109が示すデータ及び点1111が示すデータを取得すると、X線CT装置100の画像処理部105は、それぞれ対数変換を行い、図25における点1121及び点1123が示すデータに変換する

- 。
- [0191] 尚、画像処理部105は、光子エネルギー1103及びX線吸収係数1105について対数変換を行い、光子エネルギー対数值1117及びX線吸収係数対数值1119に変換する。
- [0192] 画像処理部105は、点1121及び点1123に基づいて線形補間を行い、新たに点1125が示すデータを作成する。
- [0193] 図25の曲線1121では、図24の曲線1107と比較して線形性が改善されているので、その分、X線吸収係数対数值1119における誤差1127も小さくなる。よって、X線CT装置100は、実際のX線吸収係数に非常に近い値を求めることができる。
- [0194] このように、第9実施形態では、X線CT装置100の画像処理部105は、両軸対数空間で補間することにより、測定していないX線実効エネルギーにおけるX線吸収係数等のデータを高精度に算出することができる。
- [0195] また、X線CT装置100の画像処理部105は、限られたX線吸収係数等のデータを用いて、マルチエナジースキャンにおけるデータを作成することができ、被曝、撮影時間、保持するデータ量を低減することができる。
- [0196] 本実施形態により、X線CT装置において異なるX線エネルギーで複数回撮影して得られた複数の投影データに対して対数空間で補間することによって所望のエネルギーの減弱係数值(投影データ値)を推定することにより、異なるX線エネルギーのデータを高精度に生成でき、これにより、マルチエナジースキャンで3種類以上のエネルギーの撮影像を取得する場合の被曝量の低減、必要なキャリブレーションデータ数の低減、キャリブレーションデータの撮影時間の短縮できる。
- [0197] <第10実施形態>
第10実施形態は、ノイズを平滑化するための画像処理を行う実施形態である。なお、以下では実効エネルギーが異なる場合を例に説明するが、エネルギースペクトルが異なる場合も同様である。
- [0198] 図26を用いて本発明の第10実施形態を説明する。
- [0199] 図26は、フィルタ処理パラメータの設定方法を示す図である。
- [0200] X線CT装置100の画像処理部105は、マルチエナジースキャンにより取得した投

影データあるいは再構成画像データに対してフィルタ処理を行う際、X線実効エネルギーの大きさに応じてフィルタのカーネルサイズを変更する。

- [0201] 例えば、画像処理部105は、X線管電圧80kVとして取得した投影データに対してチャンネル方向及びビュー方向に7×7のフィルタのカーネルサイズを持ったフィルタ1129で平滑化フィルタ処理を行い、X線管電圧110kVとして取得した投影データに対してチャンネル方向及びビュー方向に5×5のフィルタのカーネルサイズを持ったフィルタ1131で平滑化フィルタ処理を行い、X線管電圧140kVとして取得した投影データに対してチャンネル方向及びビュー方向に3×3のフィルタのカーネルサイズを持ったフィルタ1133で平滑化フィルタ処理を行う。画像処理部105は、平滑化処理において、対象画素を含む近傍9画素の加算平均処理を行う。
- [0202] X線実効エネルギーが大きくなるに従って取得される情報量が増加し、取得データにおけるノイズが減少する。また、フィルタのカーネルサイズが大きくなるに従って平滑化効果及びノイズ低減効果が増大する。
- [0203] そこで、画像処理部105は、X線実効エネルギーに応じてフィルタのカーネルサイズを変更して画像処理を行う。画像処理部105は、高いX線実効エネルギーにより取得した投影データあるいは再構成画像についてはフィルタのカーネルサイズを小さくしてフィルタ処理を行い、低いX線実効エネルギーにより取得した投影データあるいは再構成画像についてはフィルタのカーネルサイズを大きくしてフィルタ処理を行う。
- [0204] 従って、各画像(投影データあるいは再構成画像)におけるSN比(Signal to Noise Ratio)及びCN比(Contrast to Noise Ratio)の数値の差異は、小さくなる。
- [0205] 尚、フィルタのカーネルサイズをX線実効エネルギーに応じて変更し、各画像(投影データあるいは再構成画像)におけるSN比あるいはCN比ができるだけ等しくなるようにすることが望ましい。
- [0206] しかしながら、フィルタのカーネルサイズの調整のみでは、SN比あるいはCN比は必ずしも等しい値になるとは限らない。従って、様々な画像処理フィルタを組み合わせ適用することが望ましい。
- [0207] 画像処理フィルタに関しては、平滑化フィルタに限定されず、メディアンフィルタ、重み付け加算フィルタ、類似度フィルタ、これらを組み合わせたアダプティブフィルタ等

- を用いてもよい。また、投影データのチャンネル方向及びビュー方向への2次元フィルタについて説明を行ったが、列方向を含めいずれの2次元フィルタを用いてもよいし、チャンネル方向、ビュー方向、列方向についての3次元フィルタを用いることもできる。
- [0208] また、上述の画像処理フィルタによる処理の対象は、投影データに限定されず、再構成画像であっても構わない。この場合、x方向、y方向、z方向を含む任意の次元でフィルタ処理を行うことができる。
- [0209] このように、第7の実施の形態では、X線CT装置100の画像処理部105は、低い実効エネルギーのX線により取得した画像(投影データあるいは再構成画像)に対してはノイズ低減効果が大きいフィルタを適用し、高い実効エネルギーのX線により取得した画像(投影データあるいは再構成画像)に対してはノイズ低減効果が小さいフィルタを適用するので、マルチエナジースキャンにより取得した各画像(投影データあるいは再構成画像)におけるSN比及びCN比の数値の差異を小さくすることができる。
- [0210] また、第10実施形態では、画像処理部105におけるソフトウェア処理によりSN比及びCN比を平準化するので、スキャナ部103側の装置構成及び動作制御を変更する必要がない。
- [0211] <第11実施形態>
- 第11実施形態は、X線の実効エネルギーに応じてスキャン速度を変更する実施形態である。なお、以下では実効エネルギーが異なる場合を例に説明するが、エネルギースペクトルが異なる場合も同様である。
- [0212] 図27及び図28を用いて本発明の第11実施形態に係るX線CT装置100について説明する。
- [0213] 図27は、X線実効エネルギーに応じたスキャン速度の制御を示す図である。
- [0214] 図28は、図27における照射位置とX線実効エネルギー及びスキャン速度との関係図である。
- [0215] X線CT装置100のスキャナ部103は、X線管装置107から被検体119に対してX線を照射する際、X線実効エネルギーに応じてスキャン161の速度1135を変更する。すなわち、スキャナ部103は、X線管装置107から照射するX線の実効エネルギー

に応じてX線管装置107及びX線検出器127等が被検体119の周りを1回転するのに要する時間を変更する。

- [0216] 例えば、スキャナ部103は、X線管電圧80kVとして撮影する場合(スキャン161-1)、スキャン速度1135-1を1.0秒/回転としてX線165-1を照射して撮影を行い(1.0秒スキャン)、X線管電圧110kVとして撮影する場合(スキャン161-2)、スキャン速度1135-2を0.5秒/回転としてX線165-2を照射して撮影を行い(0.5秒スキャン)、X線管電圧140kVとして撮影する場合(スキャン161-3)、スキャン速度1135-3を0.33秒/回転としてX線165-3を照射して撮影を行う(0.33秒スキャン)。
- [0217] スキャン161-1～スキャン161-3におけるその他の条件が同一であれば、スキャン速度1135が小さくなるに従い1回転で得られる情報量が増加し、取得データにおけるノイズが減少する。
- [0218] そこで、スキャナ部103は、X線実効エネルギーに応じてスキャン速度を変更してX線管装置107からX線照射を行う。X線CT装置100は、低い実効エネルギーのX線を照射する場合にはスキャン速度を小さくして撮影を行い、高い実効エネルギーのX線を照射する場合にはスキャン速度を大きくして撮影を行う。
- [0219] 従って、各画像(投影データあるいは再構成画像)におけるSN比及びCN比の数値の差異は、小さくなる。
- [0220] 尚、スキャン速度をX線実効エネルギーに応じて変更し、各画像(投影データあるいは再構成画像)におけるSN比あるいはCN比ができるだけ等しくなるようにすることが望ましい。
- [0221] このように、第11実施形態では、X線CT装置100のスキャナ部103は、低い実効エネルギーのX線を照射する場合にはスキャン速度を小さくして撮影を行い、高い実効エネルギーのX線を照射する場合にはスキャン速度を大きくして撮影を行うので、マルチエナジースキャンにより取得した各画像(投影データあるいは再構成画像)におけるSN比及びCN比の数値の差異を小さくすることができる。
- [0222] また、第8の実施の形態では、スキャナ部103側における動作制御によりSN比及びCN比を平準化するので、画像処理部105におけるソフトウェアを変更する必要が

ない。

[0223] <第12実施形態>

第12実施形態は、X線実効エネルギーに応じて管電流を変更する実施形態である。なお、以下では実効エネルギーが異なる場合を例に説明するが、エネルギースペクトルが異なる場合も同様である。

[0224] 図29及び図30を用いて本発明の第12実施形態に係るX線CT装置100について説明する。

[0225] 図29は、X線実効エネルギーに応じたX線管電流の制御を示す図である。

[0226] 図30は、図29における照射位置とX線実効エネルギー及びX線管電流との関係図である。

[0227] X線CT装置100のスキヤナ部103は、X線管装置107から被検体119に対してX線を照射する際、X線実効エネルギーに応じてX線管装置107におけるX線管電流を変更する。

[0228] スキヤナ部103は、X線管装置107及びX線検出器127等が被検体119の周りを1回転する場合のスキャン169において、スキャン169の各位置163毎に異なる実効エネルギーのX線165を照射する。

[0229] 例えば、スキヤナ部103は、X線管電圧が80kVとなる位置163-1ではX線管電流を300mAとしてX線165-1を照射して撮影を行い、X線管電圧が110kVとなる位置163-2では管電流を159mAとしてX線165-2を照射して撮影を行い、X線管電圧140kVとなる位置163-3ではX線管電流を99mAとしてX線165-3を照射して撮影を行う。

[0230] スキャン169におけるその他の条件が同一であれば、X線管電流が大きくなるに従い1回転で得られる情報量が増加し、取得データにおけるノイズが減少する。

[0231] そこで、スキヤナ部103は、X線実効エネルギーに応じてX線管電流を変更してX線管装置107からX線照射を行う。スキヤナ部103は、低い実効エネルギーのX線を照射する場合にはX線管電流を大きくして撮影を行い、高い実効エネルギーのX線を照射する場合にはX線管電流を小さくして撮影を行う。

[0232] 従って、各画像(投影データあるいは再構成画像)におけるSN比及びCN比の数

値の差異は、小さくなる。

- [0233] 尚、X線管電流をX線実効エネルギーに応じて変更し、各画像(投影データあるいは再構成画像)におけるSN比あるいはCN比ができるだけ等しくなるようにすることが望ましい。
- [0234] また、1回転中でX線実効エネルギーを変更する場合、当該X線実効エネルギーに応じてX線管電流をリアルタイムに変化させることが望ましい。
- [0235] このように、第12実施形態では、X線CT装置100のスキナ部103は、低い実効エネルギーのX線を照射する場合にはX線管電流を大きくして撮影を行い、高い実効エネルギーのX線を照射する場合にはX線管電流を小さくして撮影を行うので、マルチエナジースキャンにより取得した各画像(投影データあるいは再構成画像)におけるSN比及びCN比の数値の差異を小さくすることができる。
- [0236] また、第12実施の形態では、スキナ部103側における動作制御によりSN比及びCN比を平準化するので、画像処理部105におけるソフトウェアを変更する必要がない。
- [0237] また、第11実施形態では、1スキャンにおけるマルチエナジースキャンの場合、1スキャン中にスキャン速度を変更する必要があり制御が困難である。一方、第12実施形態では、X線管電流を高速に変更可能であり、1スキャンにおけるマルチエナジースキャンに容易に対応することができる。
- [0238] <第13実施形態>
- 第13実施形態は、X線実効エネルギーに応じて撮影位置の数(照射範囲割合に相当する)を変更する実施形態である。なお、以下では実効エネルギーが異なる場合を例に説明するが、エネルギースペクトルが異なる場合も同様である。
- [0239] 図31及び図32を用いて本発明の第13実施形態に係るX線CT装置100について説明する。
- [0240] 図31は、X線実効エネルギーに応じたビュー数の割合の制御を示す図である。
- [0241] 図32は、図31における照射位置とX線実効エネルギー及びビュー数との関係図である。
- [0242] X線CT装置100のスキナ部103は、X線管装置107から被検体119に対してX

線を照射する際、X線実効エネルギーに応じて撮影位置の数(ビュー数)の割合を変更する。

- [0243] スキャナ部103は、X線管装置107及びX線検出器127等が被検体119の周りを1回転する場合のスキャン169において、X線165を照射する位置163の数の割合をX線実効エネルギー毎に変更する。
- [0244] 例えば、スキャナ部103は、X線管電圧80kVとして撮影する位置163-1の1回転中の割合を54%とし、X線管電圧が110kVとして撮影する位置163-2の1回転中の割合を28%とし、X線管電圧が140kVとして撮影する位置163-3の1回転中の割合を18%とする。
- [0245] スキャン169におけるその他の条件が同一であれば、撮影する位置163の数(ビュー数)の割合が大きいほど1回転で得られる情報量が増加し、取得データにおけるノイズが減少する。
- [0246] そこで、スキャナ部103は、X線実効エネルギーに応じて撮影する位置163の数(ビュー数)の割合を変更してX線管装置107からX線照射を行う。スキャナ部103は、低い実効エネルギーのX線を照射する位置の数(ビュー数)の割合を大きくして撮影を行い、高い実効エネルギーのX線を照射する位置の数の割合を小さくして撮影を行う。
- [0247] 従って、各画像(投影データあるいは再構成画像)におけるSN比及びCN比の数値の差異は、小さくなる。
- [0248] 尚、撮影する位置の数(ビュー数)の割合をX線実効エネルギーに応じて変更し、各画像(投影データあるいは再構成画像)におけるSN比あるいはCN比ができるだけ等しくなるようにすることが望ましい。
- [0249] このように、第13実施形態では、X線CT装置100のスキャナ部103は、低い実効エネルギーのX線を照射する位置の数(ビュー数)の割合を大きくして撮影を行い、高い実効エネルギーのX線を照射する位置の数(ビュー数)の割合を小さくして撮影を行うので、マルチエナジースキャンにより取得した各画像(投影データあるいは再構成画像)におけるSN比及びCN比の数値の差異を小さくすることができる。
- [0250] また、第13実施形態では、第11及び第12実施形態の場合と異なり、X線管電流及

びスキャン速度を変更する必要がない。

[0251] 本実施形態により、X線CT装置において照射されるX線エネルギーに応じて、1回転中のビュー数の割合を変えることにより、各エネルギーにおけるノイズ量をほぼ等しくできる。

[0252] <第14実施形態>

第14実施形態は、異なる衝突角度の衝突面を備えるターゲットを備え、電子線を衝突させる衝突面を変えることでX線の実効エネルギーを変える実施形態である。なお、以下では実効エネルギーを変更する場合を例に説明するが、エネルギースペクトルを変更する場合も同様である。

[0253] 次に、図33～図35を用いて本発明の第14の実施の形態に係るX線CT装置100について説明する。

[0254] 図33は、X線管装置107を示す図である。

[0255] X線管装置107は、ターゲット(陽極)1137、偏向器1141、及び電子銃(陰極)1139を備える。X線管装置107は、電子銃1139から電子線1143を放出して、偏向器1141で電子線1143の角度を調整し、ターゲット1137の衝突面1138に衝突させX線1145を発生させる。

[0256] 図34は、ターゲット1137の概略斜視図である。

[0257] 図35は、ターゲット1137の一態様(ターゲット1137a)を示す図である。図35は、図34のA方向矢視図に相当する。

[0258] ターゲット1137aは、複数の衝突面1138-1～衝突面1138-4を備える。各衝突面1138-1～衝突面1138-4は、それぞれ、電子線1143の進行方向に対して異なる角度($\theta 1 \sim \theta 4$)をなす。

[0259] X線1145の実効エネルギーは、衝突角度(電子線1143の進行方向の衝突面1138に対する角度)によって変化する。衝突角度が大きくなるに従い発生するX線1145の実効エネルギーは高くなり、衝突角度が小さくなるに従い発生するX線1145の実効エネルギーは低くなる。

[0260] すなわち、X線管装置107は、電子線1143をターゲット1137aの衝突面1138-1～衝突面1138-4に衝突させ、各衝突面1138-1～衝突面1138-4から、それぞれ

れ、異なる実効エネルギーのX線1145を発生させる。

- [0261] 尚、電子線1143を所望の衝突角度の衝突面1138に選択的に衝突させるには、偏向器1141により電子線1143の進行方向を偏向させる。この場合、例えば、フライングフォーカルスポット機構を用いることができる。
- [0262] このように、第14実施形態では、X線CT装置100のX線管装置107では、異なる複数の衝突角度の衝突面を有するターゲットを備えるので、各衝突面に電子線を衝突させることにより異なる実効エネルギーのX線を発生させることができる。また、X線実効エネルギーの変更を高速に行うことができる。
- [0263] 従って、X線CT装置100のX線管装置107は、マルチエナジースキャンにおいて、実効エネルギーが異なる複数のX線を照射することができる。
- [0264] また、X線管装置107は、高速にX線実効エネルギーを変更することにより撮影する位置毎(ビュー毎)にX線実効エネルギーを変更可能であり、1スキャンでマルチエナジースキャンを行うことができる。
- [0265] また、単一の材質によりターゲットを構成することができるので、ターゲット原料の調達が容易である。
- [0266] 尚、ターゲットの衝突面の数や衝突角度の大きさについては、特に限定されず、2種類、3種類、あるいは、4種類以上の衝突面をターゲットに設けてもよい。
- [0267] 本実施形態により、異なる複数のターゲット角を有するX線管において、例えばフライングフォーカルスポット機構を用いて陰極からの電子を異なる衝突角度もしくは異なるターゲット材質となる位置に照射することにより、異なるX線エネルギーの照射を高速に行うことができる。
- [0268] <第15実施形態>
第15実施形態は、異なる材質を複数用いてターゲットを構成し、電子線を衝突させる部位を変更することによってX線実効エネルギーを変更する実施形態である。なお、以下では実効エネルギーを変更する場合を例に説明するが、エネルギースペクトルを変更する場合も同様である。
- [0269] 図36及び図37を用いて第15実施形態に係るX線CT装置100について説明する。

- [0270] 図36は、ターゲット1137の一態様(ターゲット1137b)を示す図である。図36は、図34のA方向矢視図に相当する。
- [0271] ターゲット1137bは、複数のターゲット部材1147-1~ターゲット部材1147-4から構成される。ターゲット部材1147-1~ターゲット部材1147-4は、それぞれ、材質が異なる。
- [0272] 図37は、材質の異なるターゲットを用いた場合における、X線のエネルギー分布を示すグラフである。
- [0273] 横軸は、光子エネルギー149を示し、縦軸は、エネルギー強度151を示す。尚、エネルギー強度151は、(光子エネルギー)×(光子数)に相当する。
- [0274] エネルギー曲線149及びエネルギー曲線151は、それぞれ、ターゲット1137に異なる材質A及び材質Bを用いた場合におけるX線1145のエネルギー分布を示す。
- [0275] ターゲット1137に材質Aを用いた場合、エネルギー曲線1149を参照すると点1153の位置に特性X線が発生する。ターゲット1137に材質Bを用いた場合、エネルギー曲線1151を参照すると点1155の位置に特性X線が発生する。
- [0276] このように、特定の光子エネルギーのエネルギー強度が突出して特性X線が発生する場合、X線の実効エネルギーは、ターゲット材質特有の値を示す。
- [0277] 例えば、ターゲット材質がモリブデンの場合は約20keVの光子エネルギーに特性X線が発生し、ターゲット材質がタングステンの場合は約70keVの光子エネルギーに特性X線が発生する。X線実効エネルギーの値は、特性X線が発生しない場合と比較して特性X線が発生するエネルギーの方へシフトする。
- [0278] 従って、X線1145の実効エネルギーは、ターゲット1137の材質に応じて変化する。
- [0279] すなわち、X線CT装置100のX線管装置107は、電子線1143をターゲット1137bのターゲット部材1147-1~ターゲット部材1147-4に衝突させ、各ターゲット部材1147-1~ターゲット部材1147-4から、それぞれ、異なる実効エネルギーのX線を発生させる。
- [0280] 尚、電子線1143を所望のターゲット部材1147に選択的に衝突させるには、偏向器141により電子線1143の進行方向を偏向させる。この場合、例えば、フライングフ

オーカススポット機構を用いることができる。

- [0281] このように、第15実施形態では、X線CT装置100のX線管装置107では、それぞれ異なる材質の複数のターゲット部材から構成されるターゲットを備えるので、各ターゲット部材に電子線を衝突させることにより異なる実効エネルギーのX線を発生させることができる。また、X線実効エネルギーの変更を高速に行うことができる。
- [0282] 従って、X線CT装置100のX線管装置107は、マルチエナジースキャンにおいて、実効エネルギーが異なる複数のX線を照射することができる。
- [0283] また、X線管装置107は、高速にX線実効エネルギーを変更することにより撮影する位置毎(ビュー毎)にX線実効エネルギーを変更可能であり、1スキャンでマルチエナジースキャンを行うことができる。
- [0284] また、単一の衝突角度によりターゲットを構成することができるので、ターゲット部材の成形が容易である。
- [0285] 尚、ターゲット部材の数あるいはターゲット材質については、特に限定されず、2種類、3種類、あるいは、4種類以上のターゲット部材からターゲットを構成するようにしてもよい。
- [0286] <第16実施形態>
第16実施形態は、異なる感度の複数のX線検出器により透過X線の検出を行う実施形態である。
- [0287] 図38を用いて本発明の第16実施形態に係るX線CT装置100について説明する。
- [0288] 図38は、X線検出器127の一態様を示す図である。
- [0289] X線検出器127は、多層化され、複数のX線検出器127-1～X線検出器127-3から構成される。X線検出器127-1～X線検出器127-3は、それぞれ異なる感度のX線検出素子を有する。X線検出器127-1～X線検出器127-3は、例えば、固体検出器、ガス検出器等のそれぞれ異なる感度のX線検出器である。
- [0290] X線検出器127-1～X線検出器127-3は、それぞれ、同一の実効エネルギーのX線1157により、投影データ1159-1～投影データ1159-3を取得する。X線検出器127-1～X線検出器127-3の感度がそれぞれ異なるため、投影データ1159-1～投影データ1159-3は、それぞれ、異なる実効エネルギーのX線により取得し

た投影データに相当する。

- [0291] 尚、X線検出器127-1～X線検出器127-3は、周回径方向、周回方向等のいずれに多層化してもよいし、あるいは、分離して設けることもできる。また、検出器面方向に多層化する場合は交互に配置してもよい。この場合、各素子が相互にセパレータとして利用可能となる。しかしながら、X線量の抑制及び被曝量の低減を考慮する場合、周回径方向に多層化することが望ましい。
- [0292] このように、第16実施形態では、X線CT装置100は、それぞれ異なる感度の複数のX線検出器により透過X線の検出を行う。従って、X線CT装置100は、X線実効エネルギーを変更することなく、恰も異なる実効エネルギーの複数のX線を照射したかの如く、各X線実効エネルギーに対応する画像データ(投影データあるいは再構成画像)を取得することができる。
- [0293] <第17実施形態>
- 第17実施形態は、管電圧、X線管付加フィルタ(以下単にフィルタという)、ターゲット材質、衝突角度など、エネルギースペクトルや実効エネルギーに影響を与えるパラメータと、エネルギースペクトルや実効エネルギーとを対応づけて画面表示する実施形態である。
- [0294] 図39は、第17実施形態の画面表示例である。
- [0295] 画面170には、エネルギースペクトル及び実効エネルギーと各種パラメータとの対応表1671が表示される。対応表171は、レコードとして「エネルギースペクトル」「実効エネルギー」、「管電圧」、「フィルタ」、「ターゲット材質」、「衝突角度」があるが、「エネルギースペクトル」又は「実効エネルギー」と「管電圧」、「フィルタ」、「ターゲット材質」、「衝突角度」のうちの少なくとも一つとを対応づけたものでもよい。上記パラメータを変更した場合のエネルギースペクトルまたは実効エネルギーを対応表171のように単にラベリングをすることにより区別してもよい。
- [0296] 更に、画面170にグラフ172を表示し、上記第1エネルギースペクトル、第2エネルギースペクトルの形状や、第一実効エネルギー、第二実効エネルギーを図示してもよい。
- [0297] また、画面170の対応表171にパラメータを入力すると、その入力したパラメータに

従ってX線管装置107を制御できるようにしてもよい。

[0298] 本実施形態により、パラメータとエネルギースペクトル又は実効エネルギーとを対応づけて確認することができる。

[0299] 以上、添付図面を参照しながら、本発明に係るX線CT装置等の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

[0300] また、上述の実施の形態では、X線CT装置を用いているが、これに限定されず、中性子線や陽電子やガンマ線や光を用いたCT装置、X線撮影装置にも適用可能である。

[0301] また、本実施の形態では、X線管とX線検出器のセットを1組有する一般的なX線CT装置を用いているが、X線管とX線検出器のセットを複数組有する多管球CT装置にも適用可能である。

産業上の利用可能性

[0302] 上記放射線撮影装置及び画像処理プログラムは、異なるエネルギースペクトルを有する複数のX線を用いて被写体の内部構造を非侵襲的に撮影する放射線撮影装置であれば、医用目的に限らず、その他の産業目的にも適用することができる。

請求の範囲

- [1] 第一のエネルギースペクトルのX線及び第二のエネルギースペクトルのX線を照射するX線源と、
被検体を透過した前記第一のエネルギースペクトルのX線及び第二のエネルギースペクトルのX線を検出して第一のエネルギースペクトルの投影データ及び第二のエネルギースペクトルの投影データを出力するX線検出器と、
前記X線源及び前記X線検出器の動作を制御する制御手段と、
前記第一のエネルギースペクトルの投影データ及び第二のエネルギースペクトルの投影データに基づいて所望する画像を生成する画像処理手段と、
前記画像を表示する表示手段と、
を備えた放射線撮影装置において、
前記画像処理手段は、前記第一のエネルギースペクトルの投影データと第二のエネルギースペクトルの投影データとを取得する取得手段と、
前記第一のエネルギースペクトルの投影データに基づく第一画像と、前記第二のエネルギースペクトルの投影データに基づく第二画像と、を所定の合成条件に従って合成し、合成像を生成する合成像生成手段と、を備え、
前記表示手段は、前記生成された合成像を表示する、
ことを特徴とする放射線撮影装置。
- [2] 前記画像処理手段は、前記第一のエネルギースペクトルの投影データを再構成した第一再構成像と、前記第二のエネルギースペクトルの投影データを再構成した第二再構成像と、を生成し、
前記合成像生成手段は、前記第一再構成像と前記第二再構成像とを前記所定の合成条件に従って合成して前記合成像を生成する、
ことを特徴とする請求項1に記載の放射線撮影装置。
- [3] 前記第一再構成像と前記第二再構成像との混合比率を算出する混合比率算出手段を更に備え、
前記合成像生成手段は、前記混合比率算出手段が算出した混合比率に従って前記第一再構成像と前記第二再構成像とを合成する、

ことを特徴とする請求項2に記載の放射線撮影装置。

- [4] 前記混合比率算出手段は、前記混合比率を、局所物理量に応じて前記第一再構成像及び第二再構成像を構成する1画素ごとまたは前記第一再構成像に設定された第一局所領域及び前記第二再構成像における前記第一局所領域に相当する領域に設定された前記第二局所領域ごとに変更する、

ことを特徴とする請求項3に記載の放射線撮影装置。

- [5] 前記混合比率算出手段は、前記第一再構成像及び第二再構成像を同一の生体機能を有する組織ごとに分割し、前記組織のX線吸収端と前記第一のエネルギースペクトルの実効エネルギーとのエネルギー差と、前記組織のX線吸収端と前記第二のエネルギースペクトルの実効エネルギーとのエネルギー差と、に基づいて前記組織毎に混合比率を決定する、

ことを特徴とする請求項3に記載の放射線撮影装置。

- [6] 前記合成像生成手段は、前記第一再構成像と前記第二再構成像とにそれぞれ異なる色を割り当てて複数の単色カラー画像を生成し、前記複数の単色カラー画像を合成して合成カラー画像を生成する、

ことを特徴とする請求項2に記載の放射線撮影装置。

- [7] 前記合成像生成手段は、前記異なる色として青色、緑色、赤色のいずれかを用いる、

ことを特徴とする請求項6に記載の放射線撮影装置。

- [8] 前記複数の単色カラー画像の混合比率を算出する混合比率算出手段を更に備える、

前記合成像生成手段は、前記算出された混合比率に従って前記複数の単色カラー画像を合成する、

ことを特徴とする請求項6に記載の放射線撮影装置。

- [9] 前記合成像生成手段は、前記第一再構成像と前記第二再構成像との平均値画像を生成し、前記平均値画像と前記第一再構成像との差分である第一差分画像、及び前記平均値画像と前記第二再構成像との差分である第二差分画像をそれぞれ算出し、前記第一差分画像及び前記第二差分画像に対して、それぞれ異なる色を割り当

てて複数の差分単色カラー画像を生成し、前記複数の差分単色カラー画像を合成することにより、差分合成カラー画像を生成する、

ことを特徴とする請求項2に記載の放射線撮影装置。

- [10] 前記合成像生成手段は、前記第一再構成像と前記第二再構成像との平均値画像を生成し、前記平均値画像と前記第一再構成像との差分である第一差分画像、及び前記平均値画像と前記第二再構成像との差分である第二差分画像をそれぞれ算出し、前記第一差分画像及び前記第二差分画像において対応する各座標毎に絶対値が最大の座標値を選択し、その選択された最大の座標値に基づく強調画像を、前記合成像として生成する、

ことを特徴とする請求項2に記載の放射線撮影装置。

- [11] 前記合成像生成手段は、前記第一のエネルギースペクトルの投影データ及び前記第二のエネルギースペクトルの投影データを前記所定の合成条件に従って合成して合成投影データを生成し、該合成投影データを再構成して前記合成像を生成する、
- ことを特徴とする請求項1に記載の放射線撮影装置。

- [12] 前記合成像生成手段は、前記被検体の位置に対応する第一のエネルギースペクトルの投影データと前記第二のエネルギースペクトルの投影データとを結合して結合投影データを生成し、その結合投影データを再構成して前記合成像を生成する、
- ことを特徴とする請求項11に記載の放射線撮影装置。

- [13] 前記第一のエネルギースペクトルの投影データと第二のエネルギースペクトルの投影データとに基づいて補間処理を行い、前記第一のエネルギースペクトル及び第二のエネルギースペクトルとは異なるエネルギースペクトルの投影データを生成する補間手段を更に備え、

前記画像処理手段は、前記補間手段により生成された投影データを再構成して前記異なるエネルギースペクトルに対応する再構成像を生成する、

ことを特徴とする請求項1に記載の放射線撮影装置。

- [14] 前記第一のエネルギースペクトルの投影データに基づく第一画像と、前記第二のエネルギースペクトルの投影データに基づく第二画像と、に対し、前記第一画像のノイズと前記第二画像のノイズとを平滑化するために、前記第一のエネルギースペクトル

ルの実効エネルギー及び前記第二のエネルギースペクトルの実効エネルギーの高低に応じた補正を行う補正手段を更に備え、

前記合成像生成手段は、前記補正手段により前記ノイズが平滑化された前記第一画像と前記第二画像とを合成する、

ことを特徴とする請求項1に記載の放射線撮影装置。

[15] 前記補正手段は、画像フィルタサイズ、スキャン速度、管電流、又はスキャン撮影中のX線照射範囲の少なくとも一つを調整する手段である、

ことを特徴とする請求項14に記載の放射線撮影装置。

[16] 前記X線源は、

それぞれ異なる衝突角度の複数の衝突面を有するターゲットと、該ターゲットに電子線を衝突させる電子線発生手段と、を備え、前記電子線を異なる衝突角度の衝突面に衝突させることにより、前記X線源から照射されるX線のエネルギースペクトル又は実効エネルギーを可変制御する、

又は、それぞれ異なる材質の複数のターゲット部材からなるターゲットと、該ターゲットに電子線を衝突させる電子線発生手段と、を備え、前記電子線を異なる材質のターゲットに衝突させることにより、前記X線源から照射されるX線のエネルギースペクトル又は実効エネルギーを可変制御する、

ことを特徴とする請求項1に記載の放射線撮影装置。

[17] 前記X線源に印加する管電圧、前記X線源が備えるX線管付加フィルタであって、前記電子線が衝突した前記ターゲットから照射されるX線の一部を吸収するX線管付加フィルタの種類、前記電子線を衝突させる衝突面の衝突角度、又は前記電子線を衝突させるターゲット部材の少なくとも一つと、これに対応する前記X線源から照射されるX線のエネルギースペクトル又は実効エネルギーの少なくとも一つと、を関連づけて表示するX線表示手段を更に備える、

ことを特徴とする請求項1又は16に記載の放射線撮影装置。

[18] 前記X線検出器は、それぞれ異なる感度の複数のX線検出器を備えることを特徴とする請求項1に記載の放射線撮影装置。

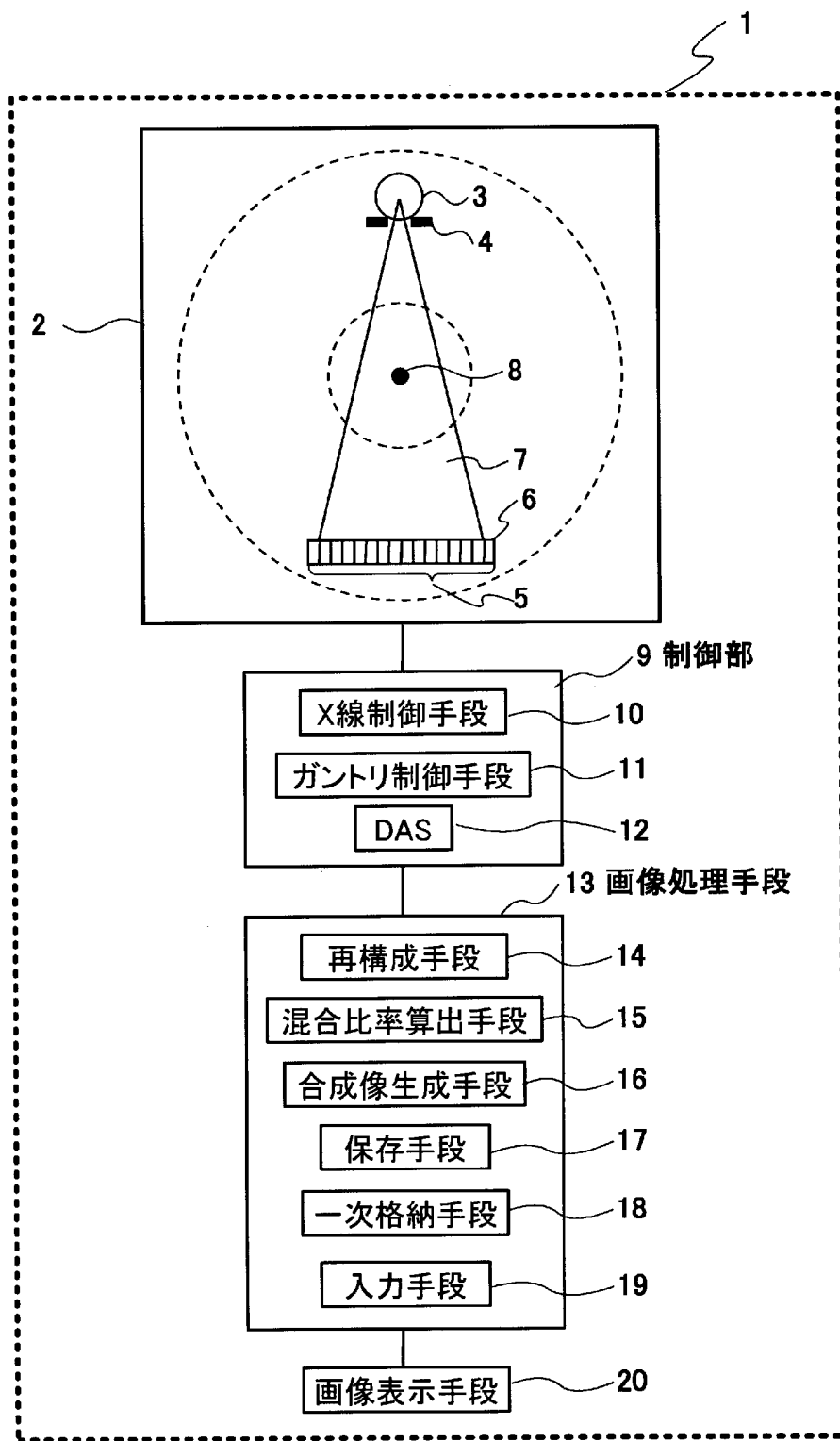
[19] 被検体を透過した第一のエネルギースペクトルのX線の投影データ及び第二の

エネルギースペクトルのX線の投影データを読みこむ読込ステップと、

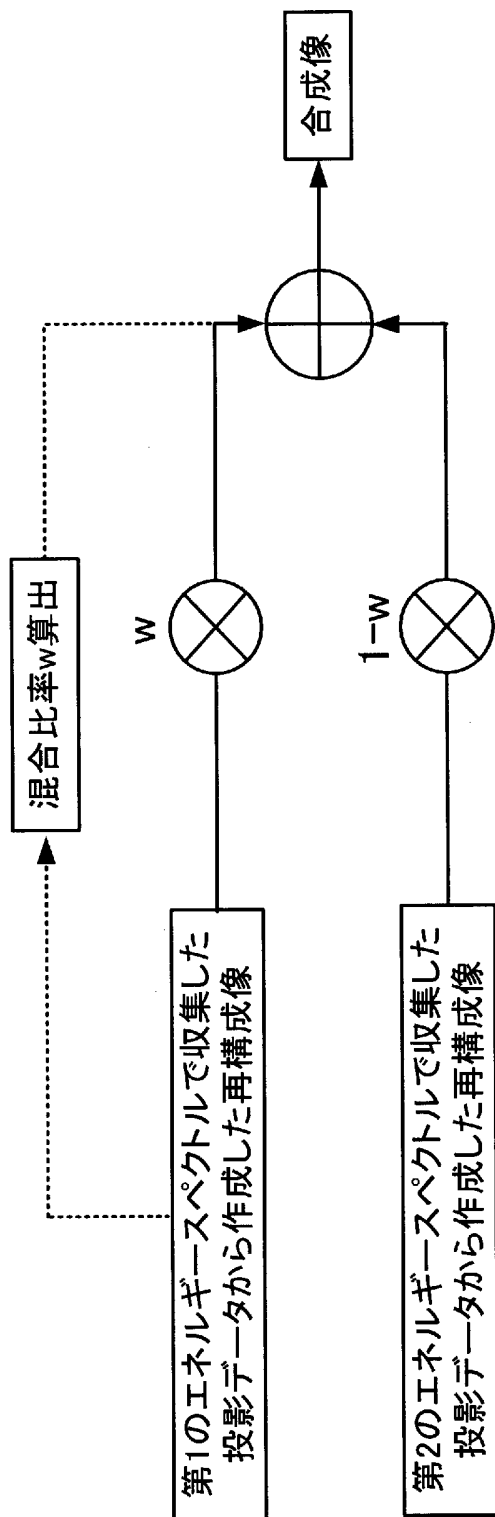
前記第一のエネルギースペクトルの投影データに基づく第一画像と、前記第二のエネルギースペクトルの投影データに基づく第二画像と、を所定の合成条件に従って合成し、合成像を生成する合成ステップと、
をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

- [20] 前記合成ステップにおいて、前記被検体の位置に対応する第一のエネルギースペクトルの投影データと、前記第二のエネルギースペクトルの投影データとを結合して結合投影データを生成し、その結合投影データを再構成して合成像を生成する、
ことを特徴とする請求項19に記載の画像処理プログラム。

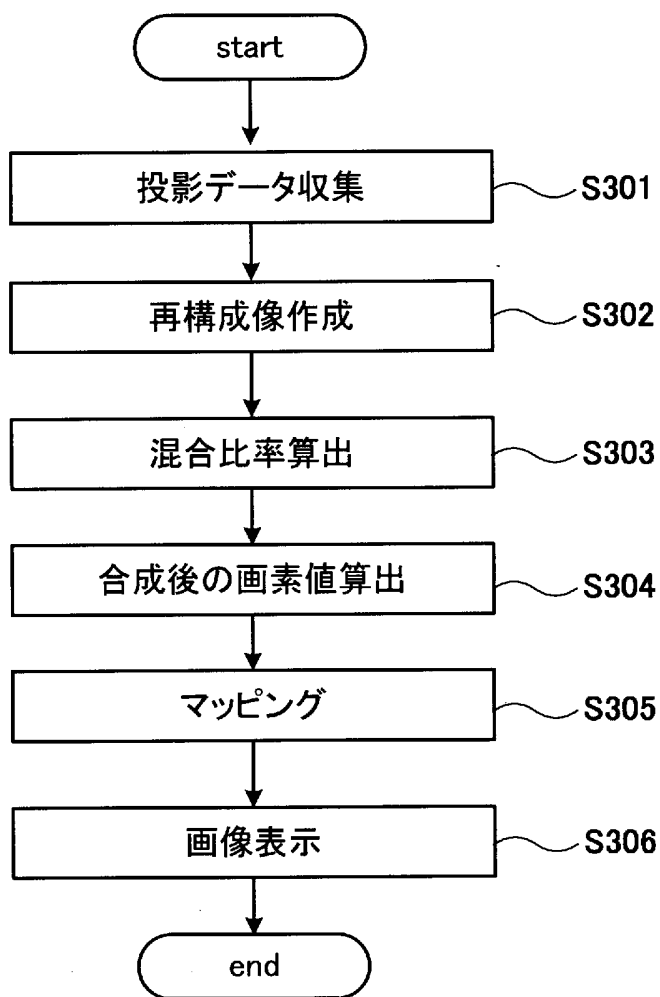
[図1]



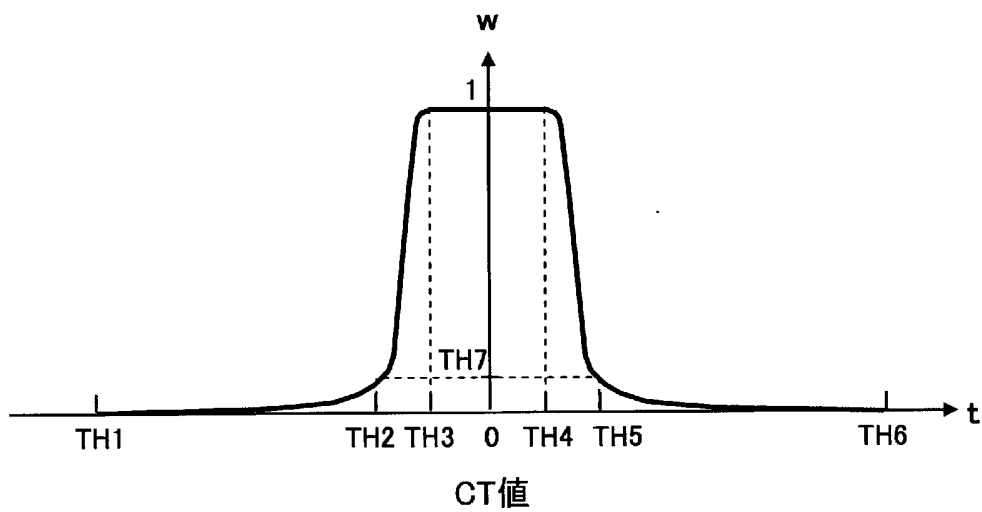
[図2]



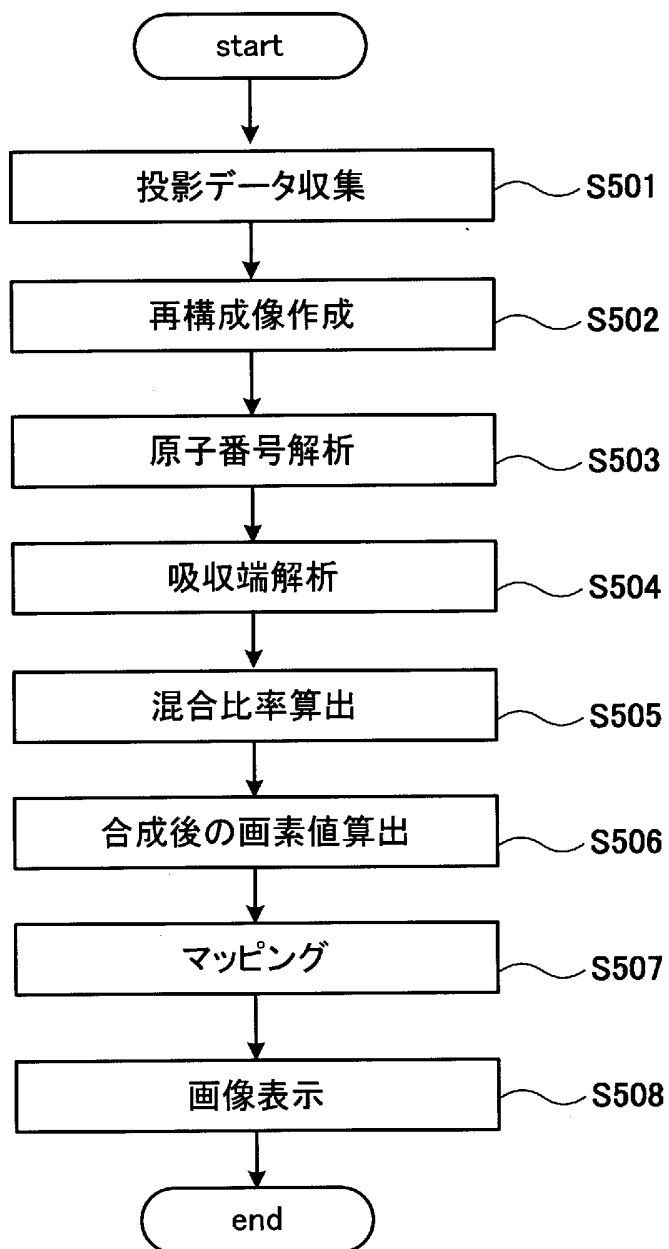
[図3]



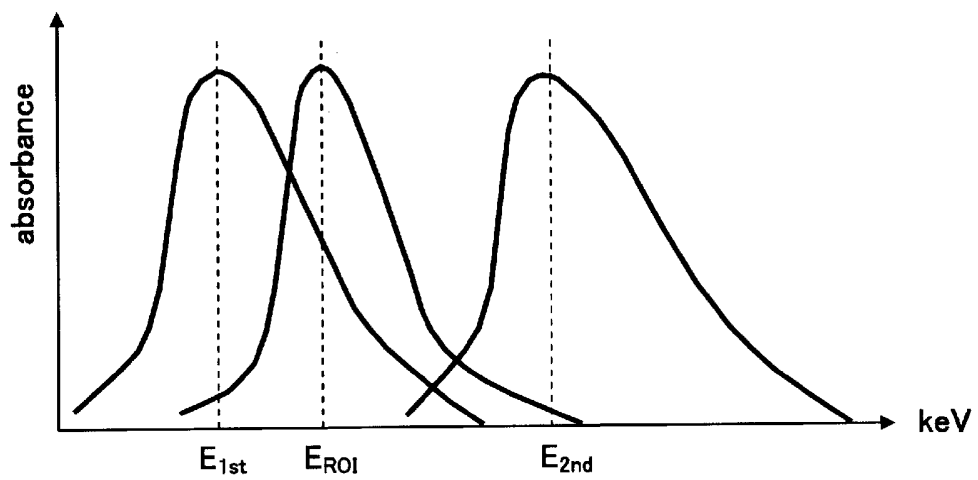
[図4]



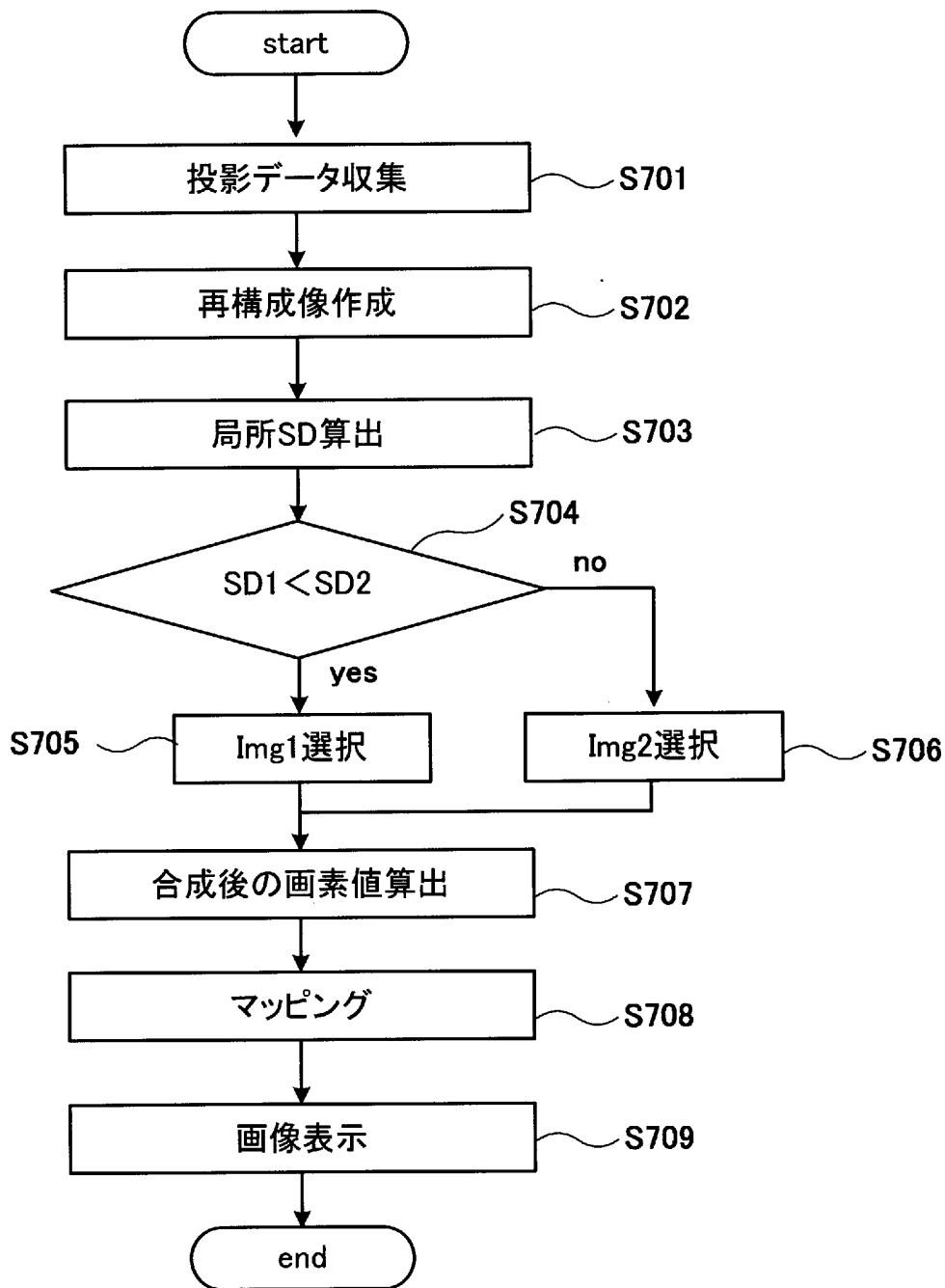
[図5]



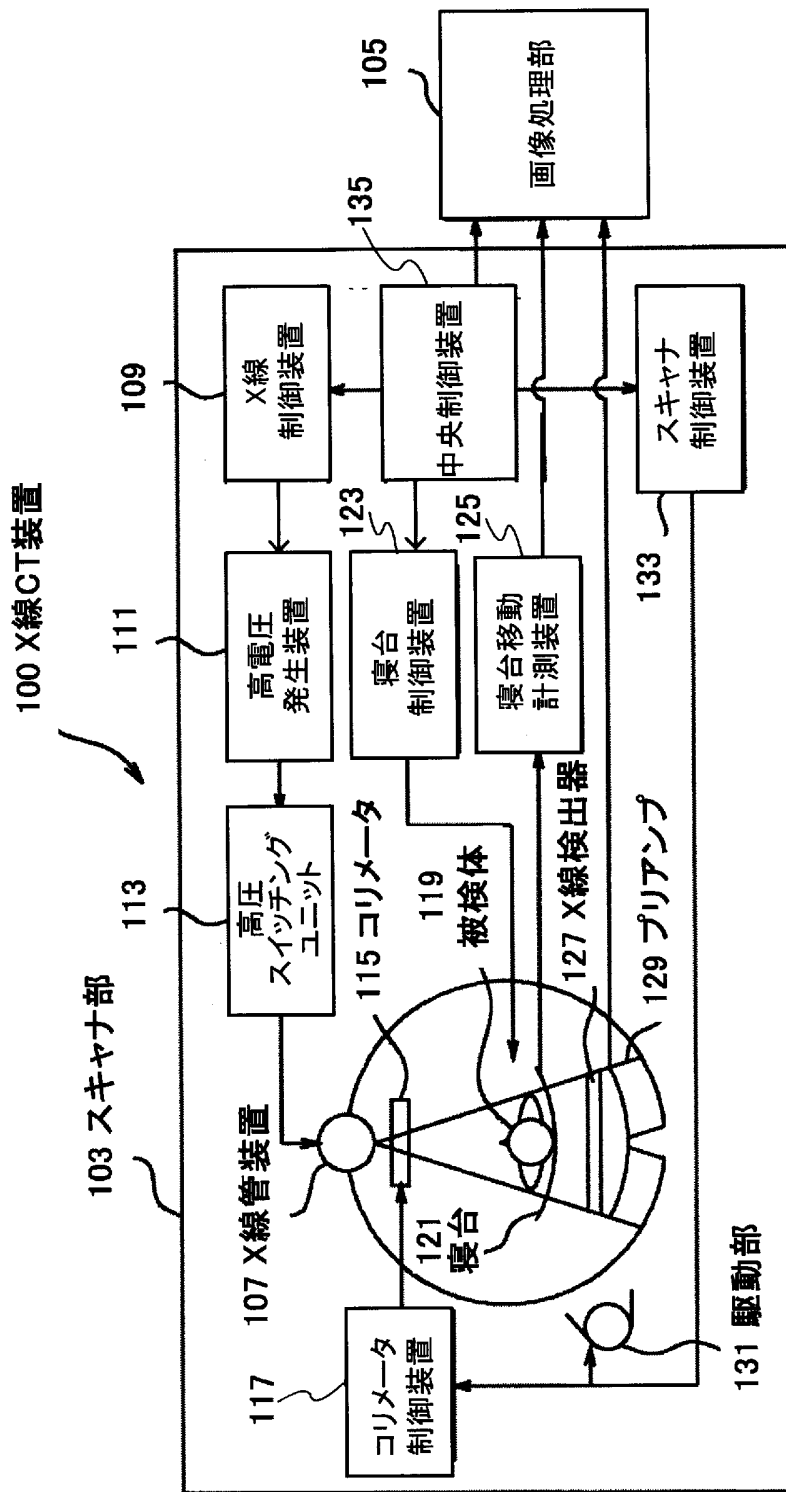
[図6]



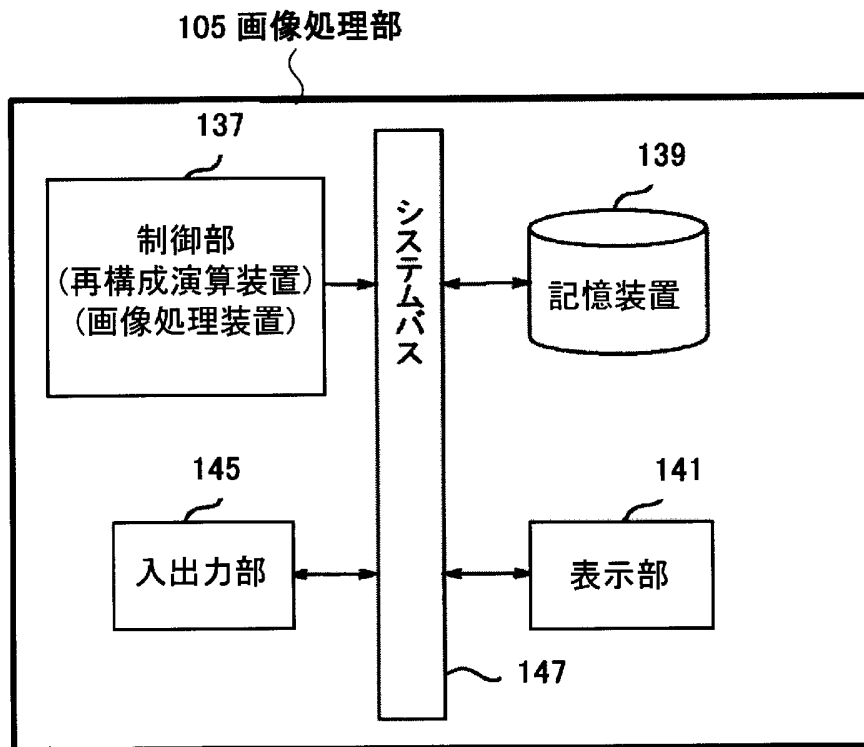
[図7]



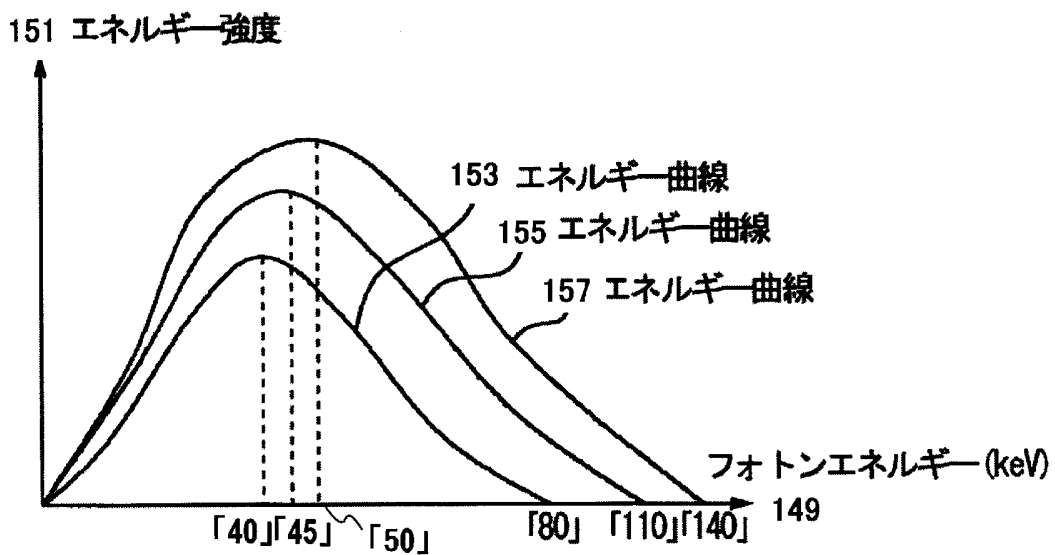
[図8]



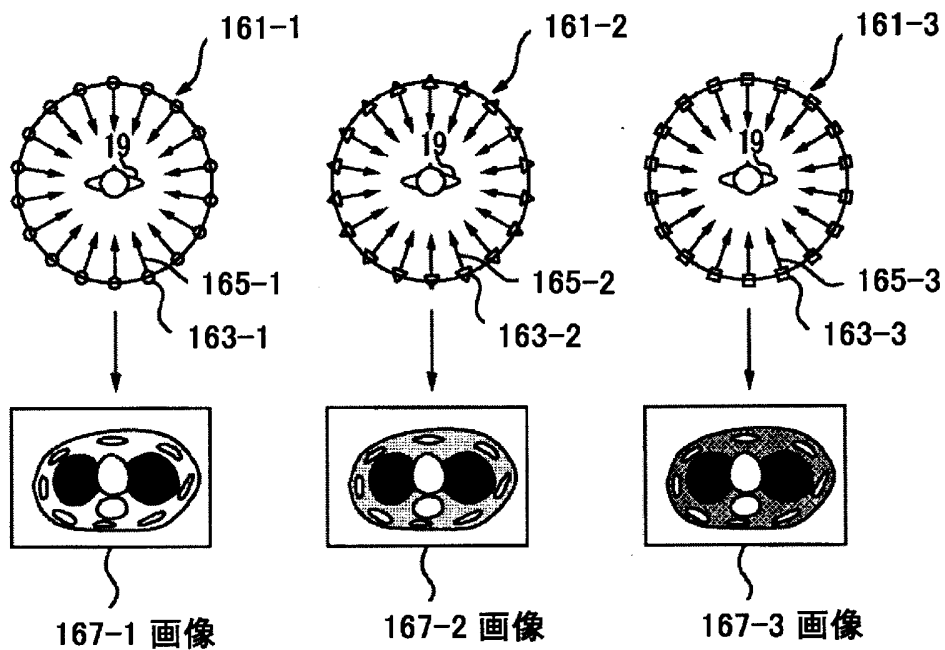
[図9]



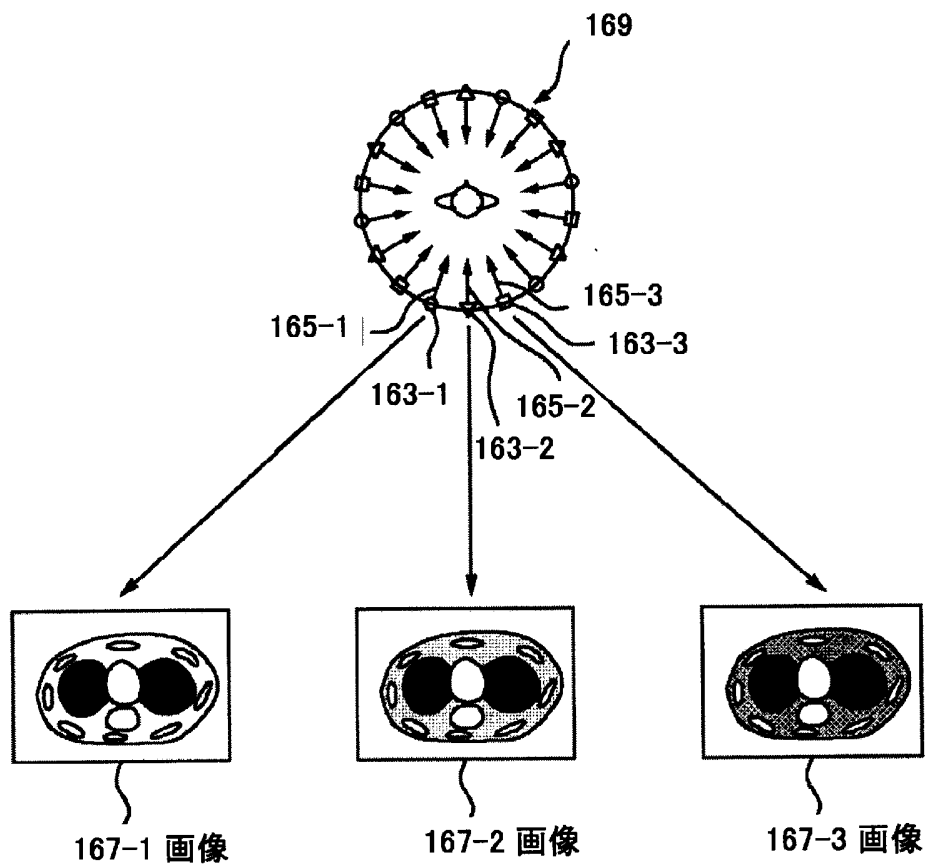
[図10]



[図11]



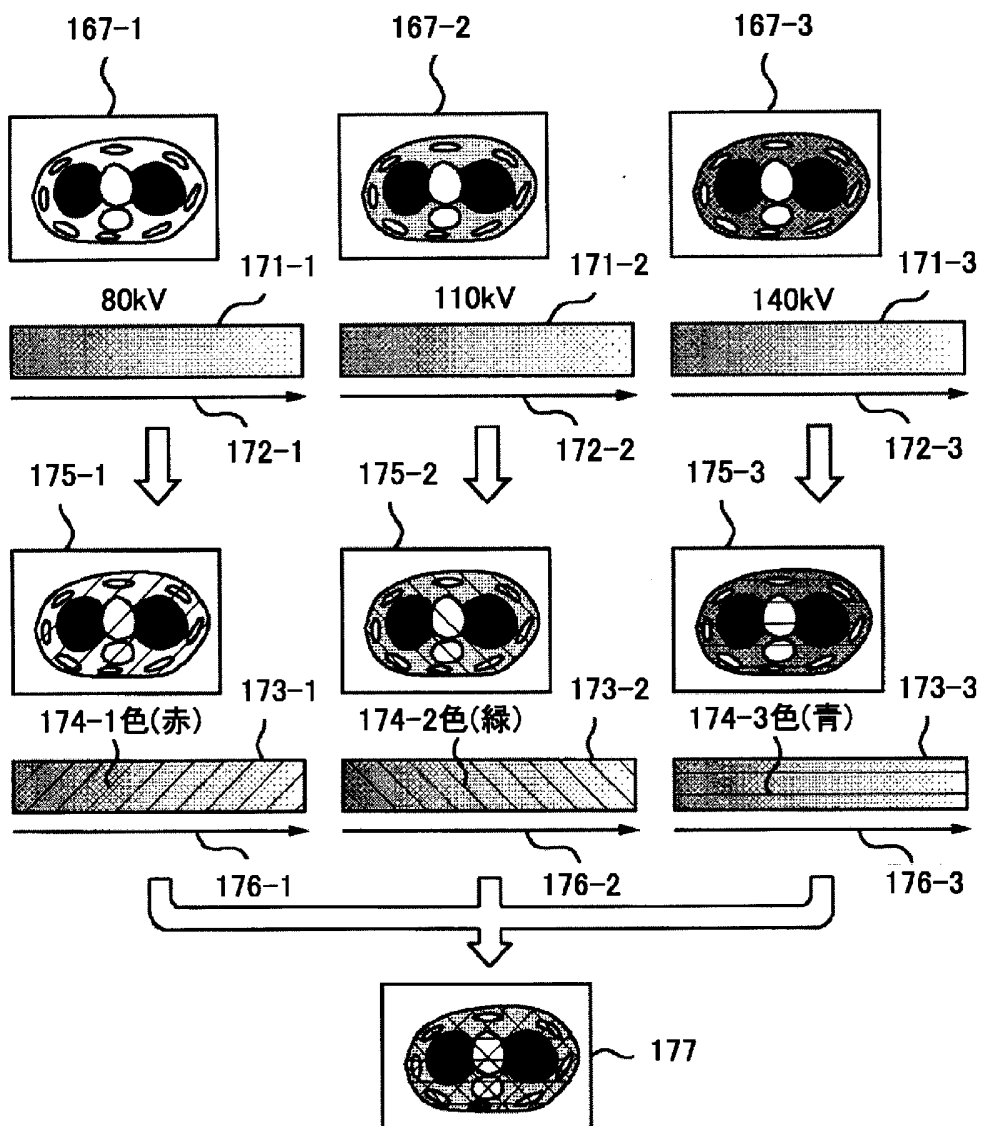
[図12]



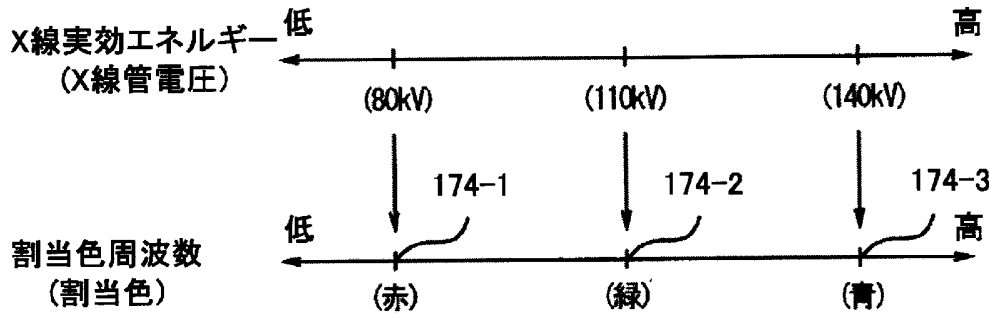
[図13]

照射位置	X線実効エネルギー
○	低
△	中
□	高

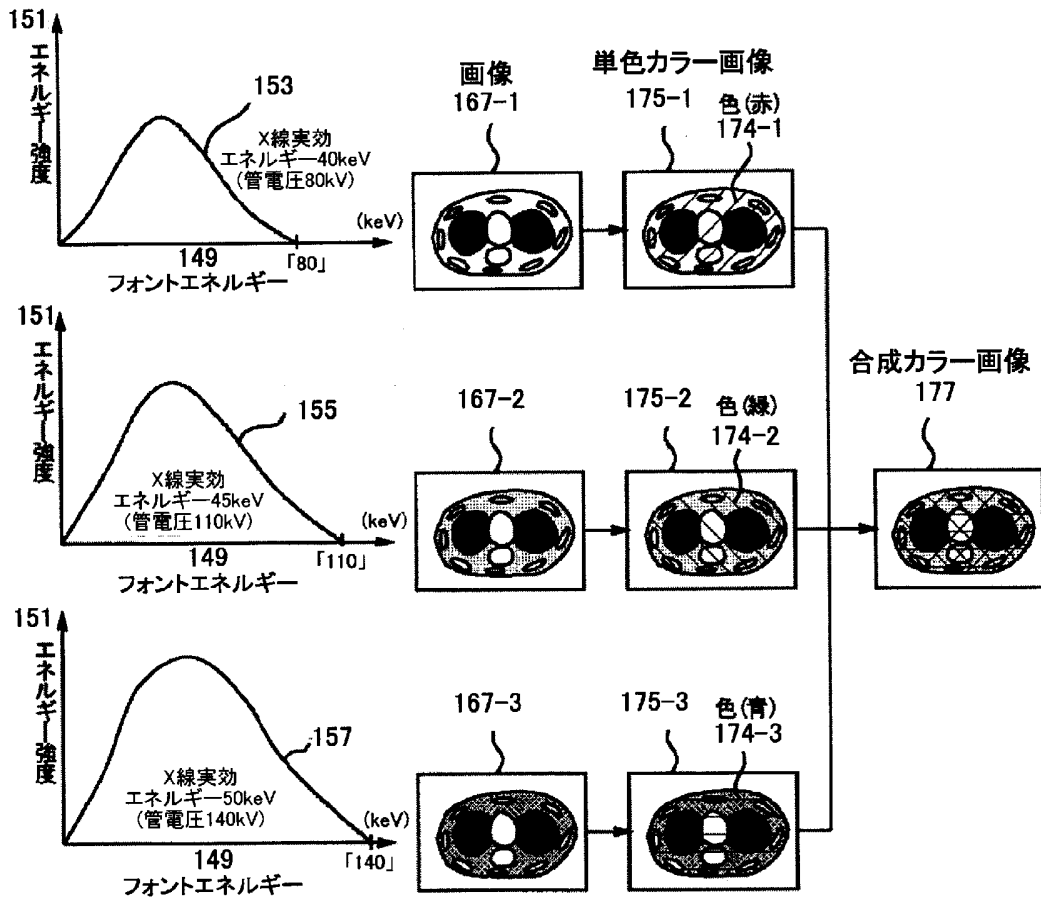
[図14]



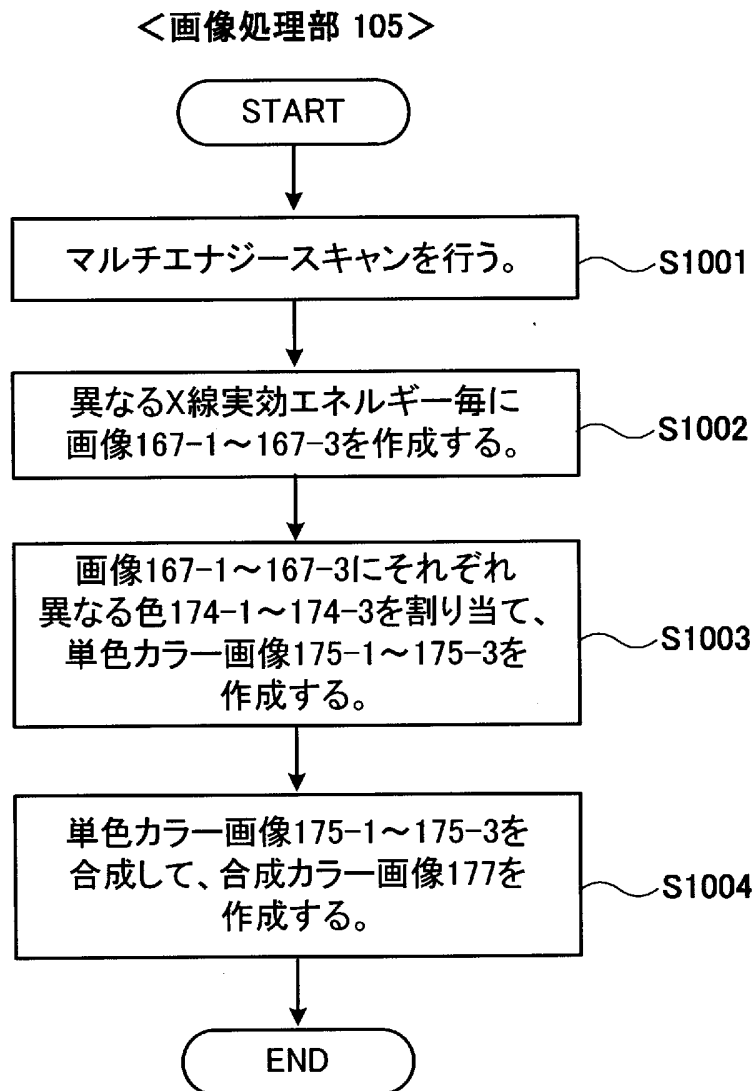
[図15]



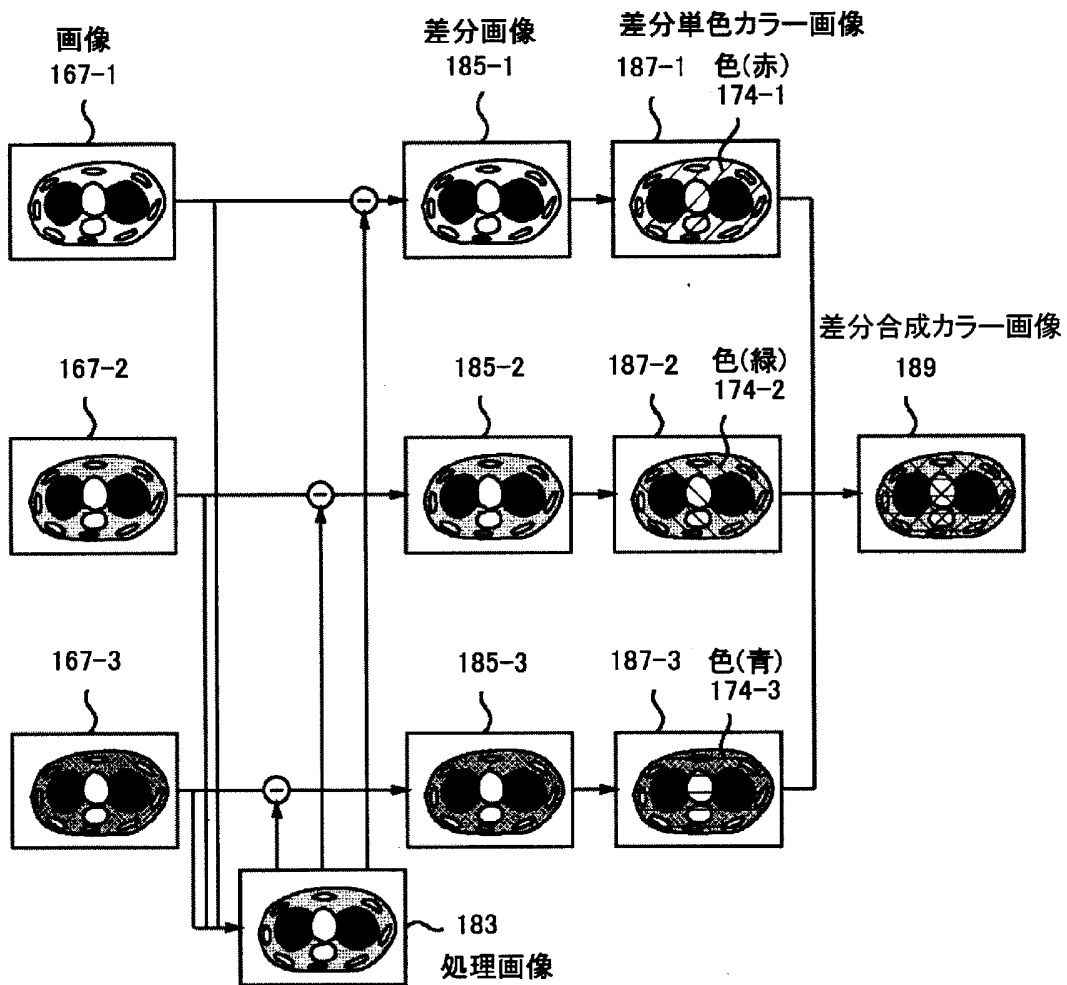
[図16]



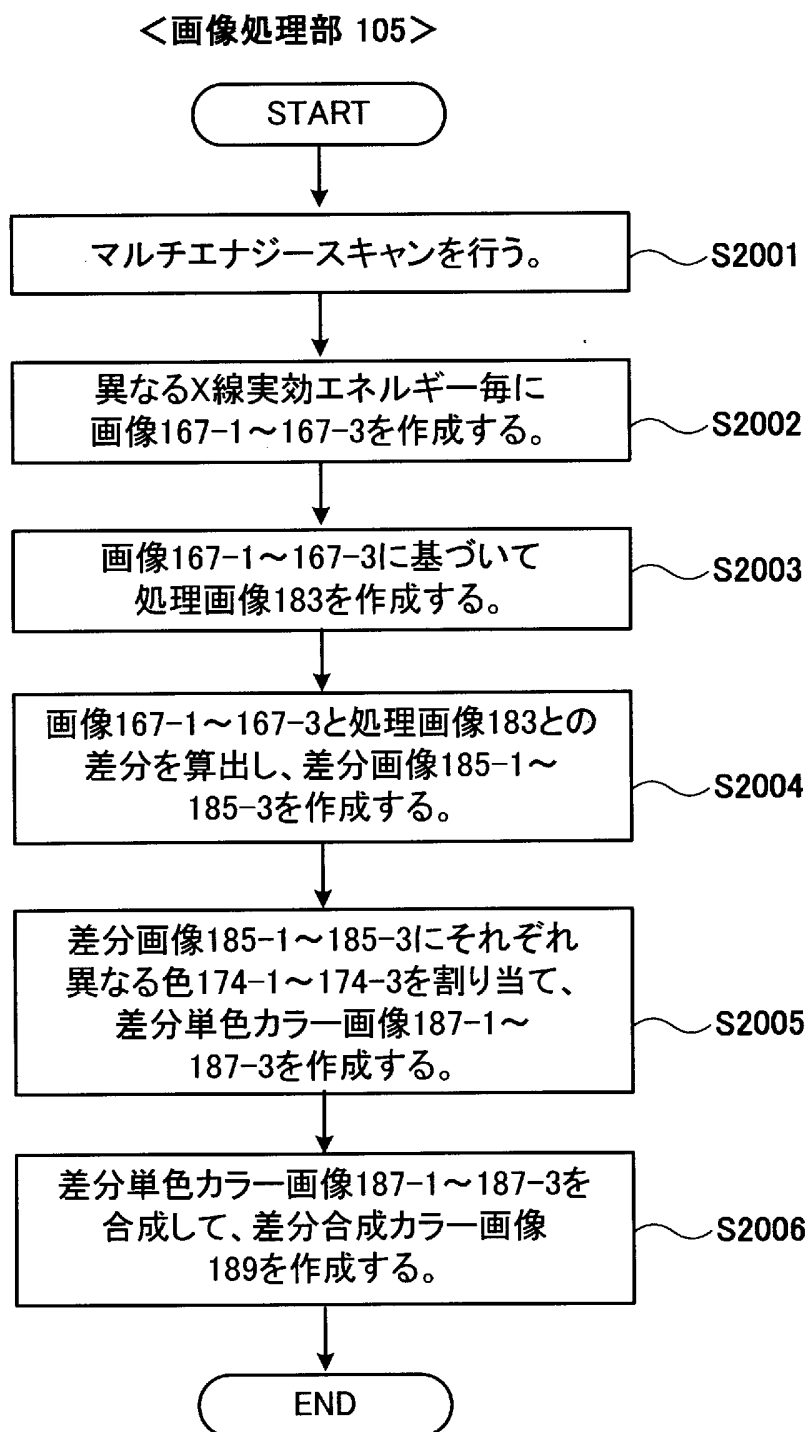
[図17]



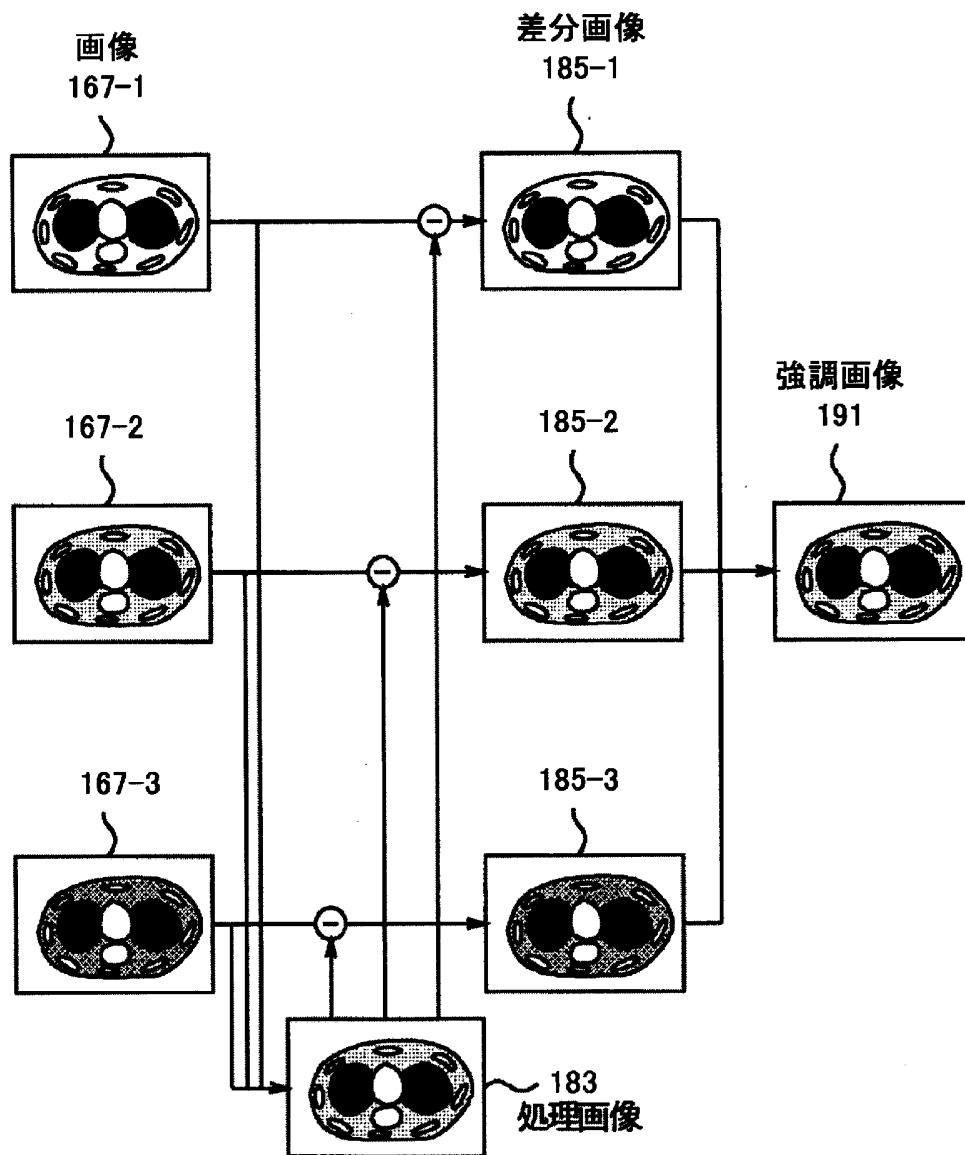
[図18]



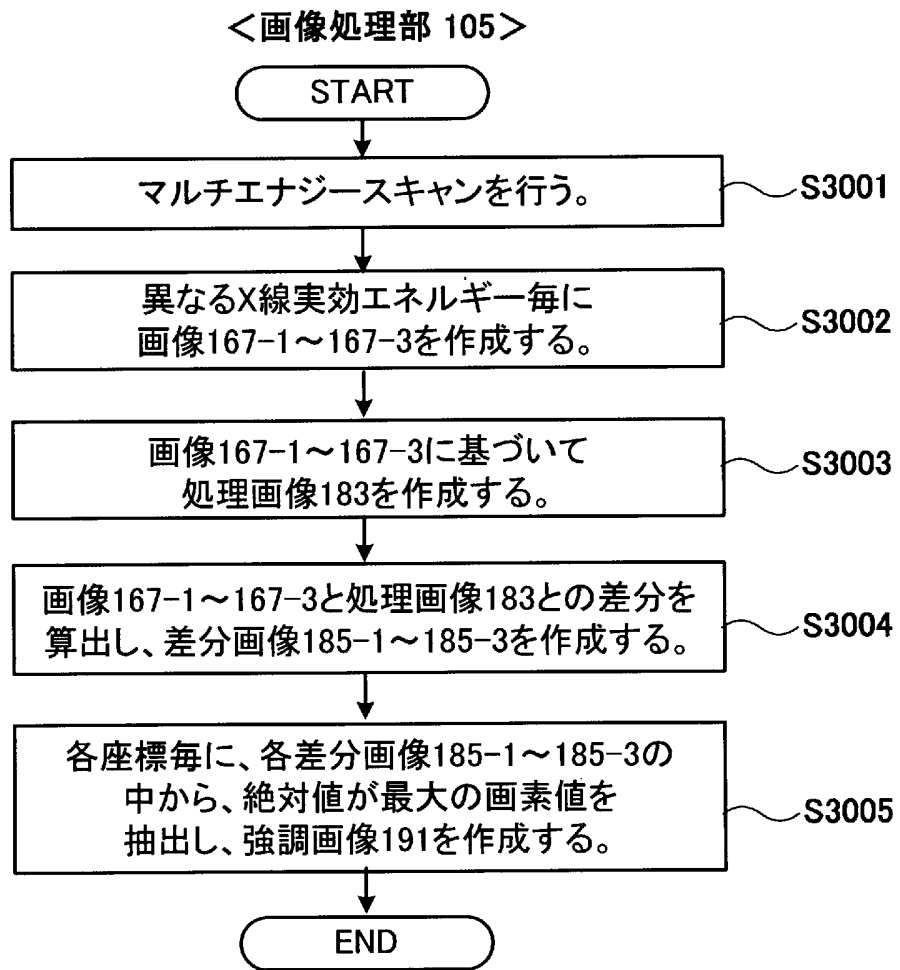
[図19]



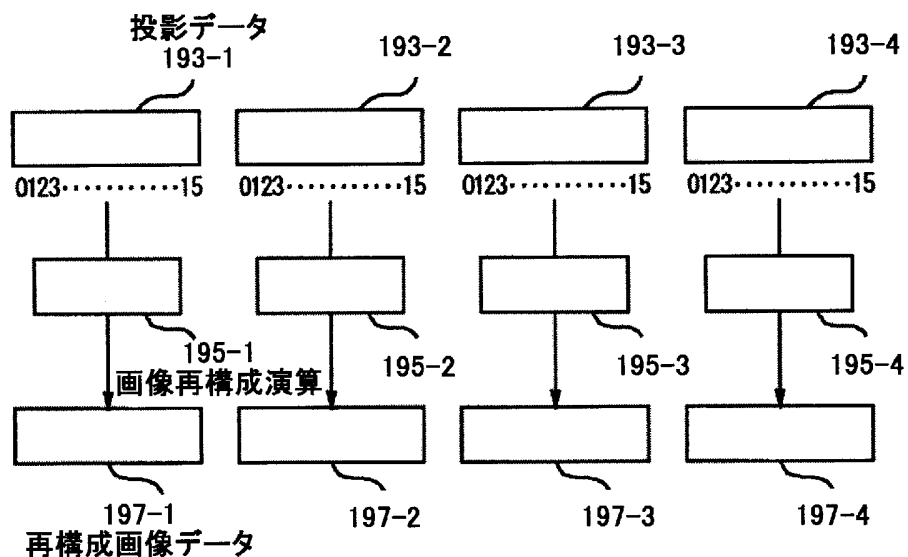
[図20]



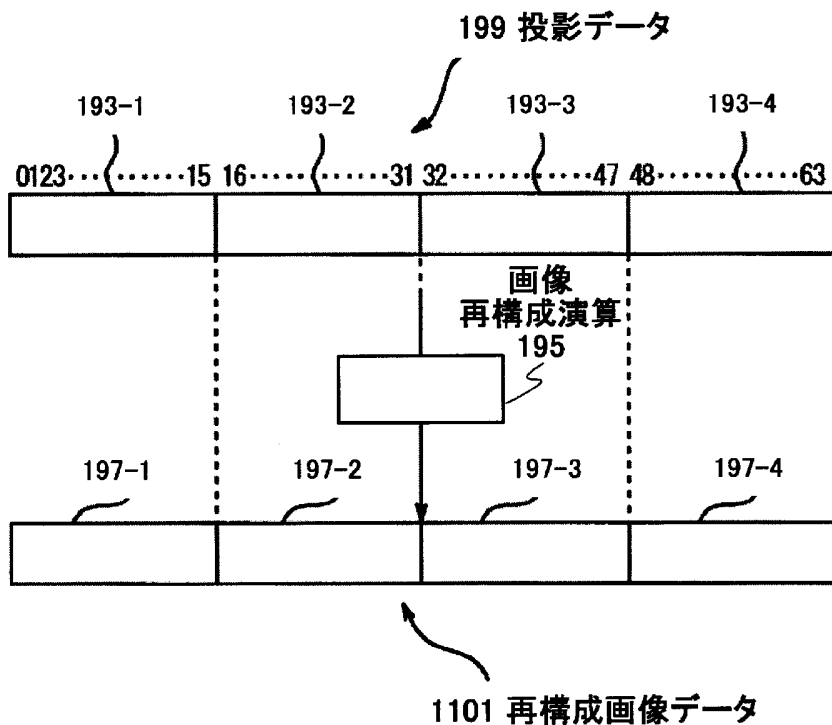
[図21]



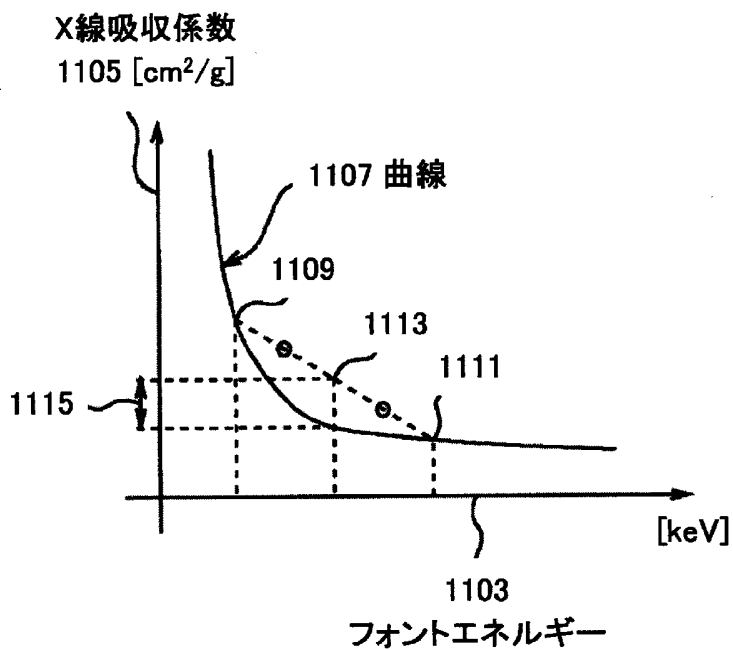
[図22]



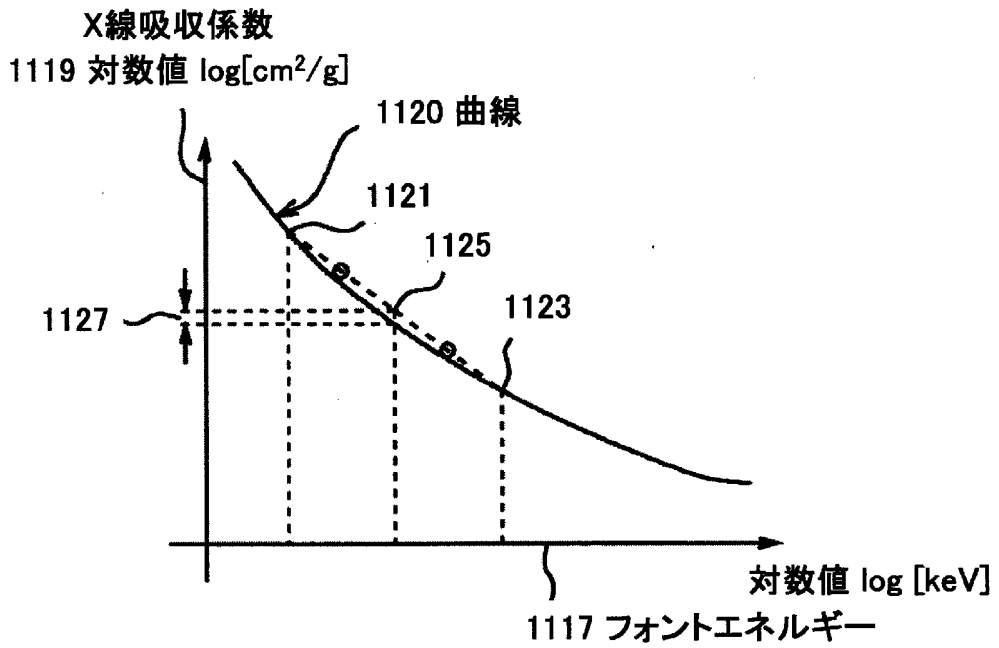
[図23]



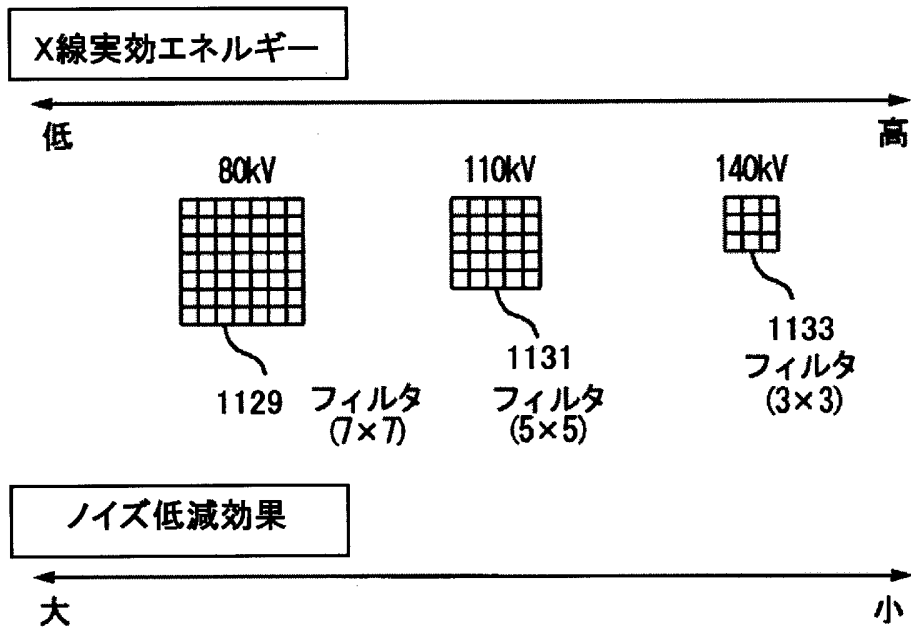
[図24]



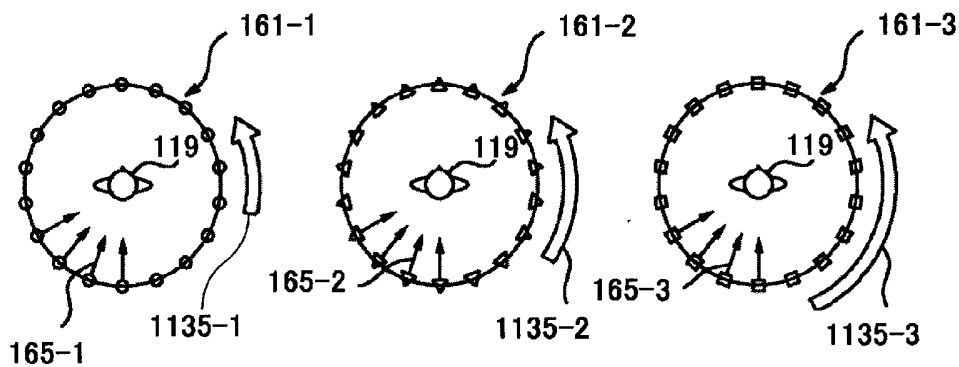
[図25]



[図26]



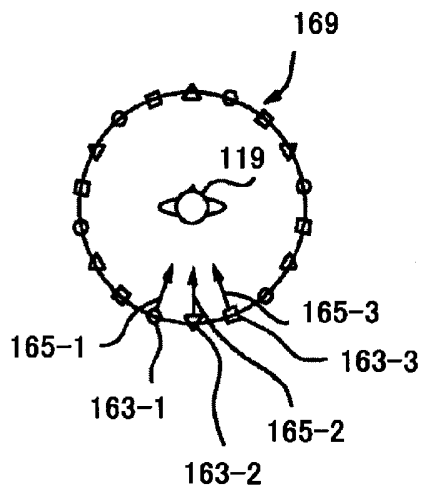
[図27]



[図28]

照射位置	X線実効エネルギー	スキャン速度
○	低	小
△	中	中
□	高	大

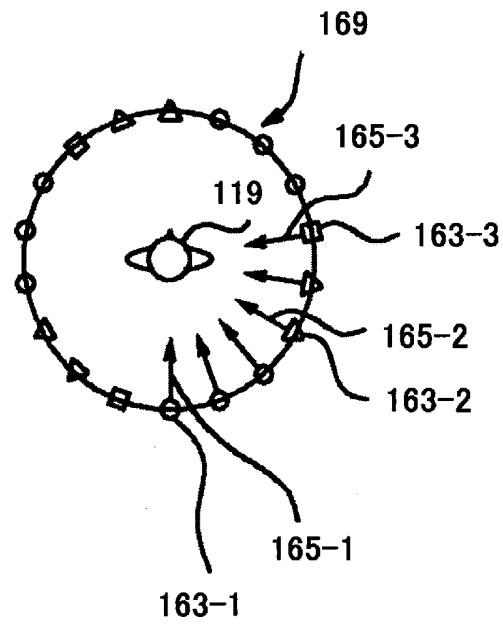
[図29]



[図30]

照射位置	X線実効エネルギー	X線管電流
○	低	大
△	中	中
□	高	小

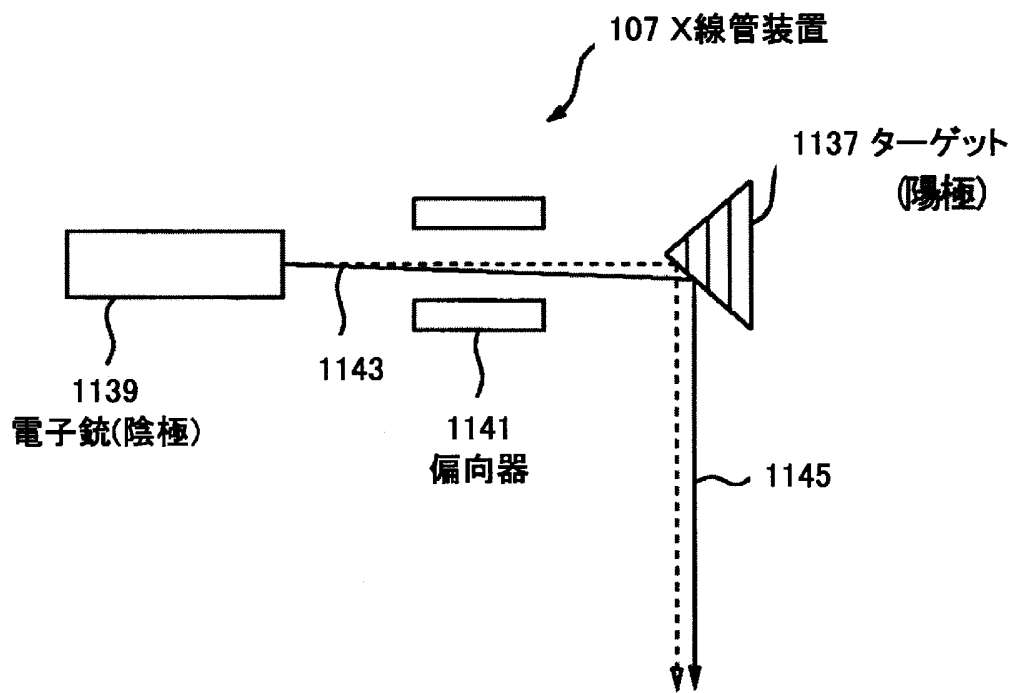
[図31]



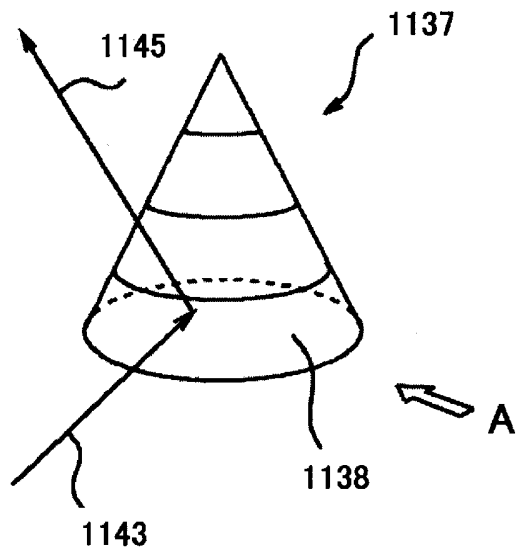
[図32]

照射位置	X線実効エネルギー	ビュー数
○	低	大
△	中	中
□	高	小

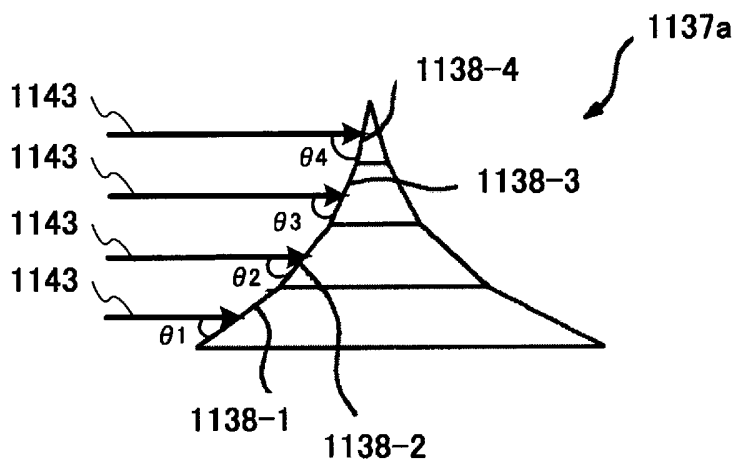
[図33]



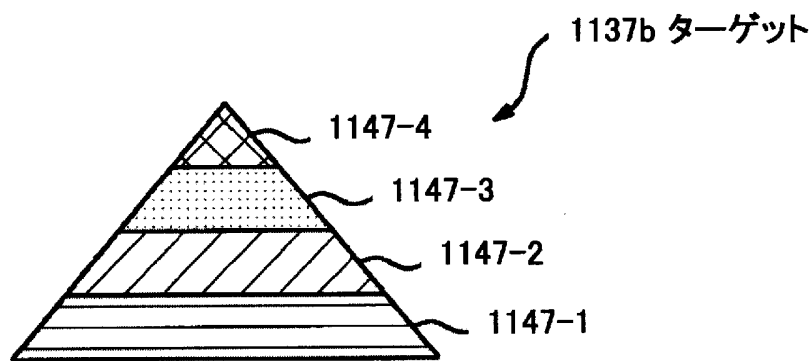
[図34]



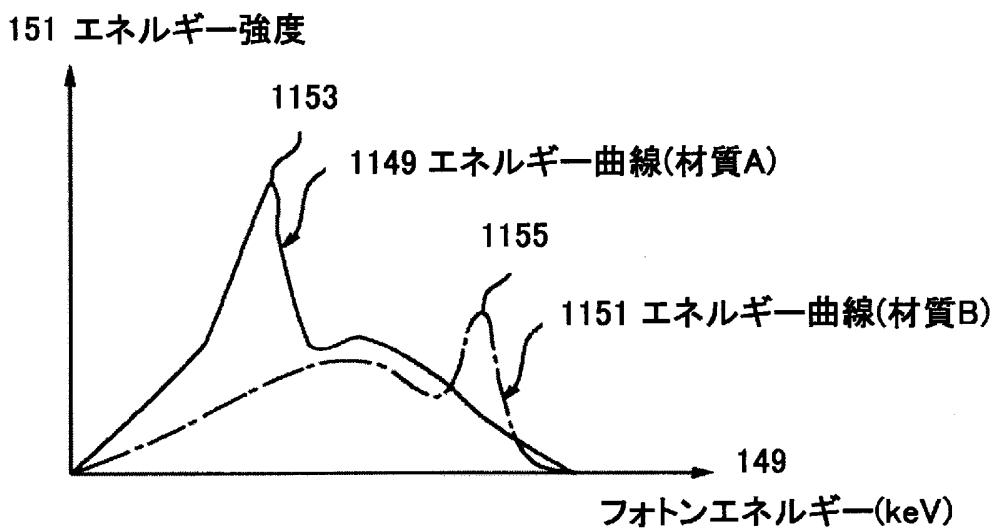
[図35]



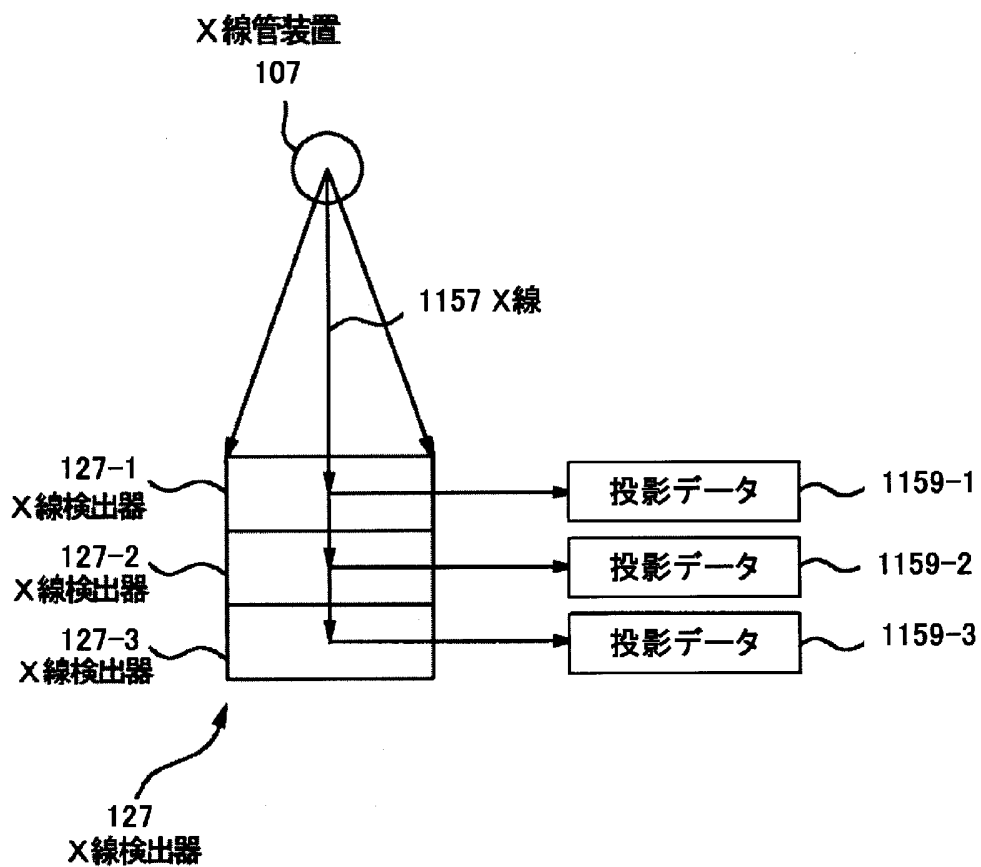
[図36]



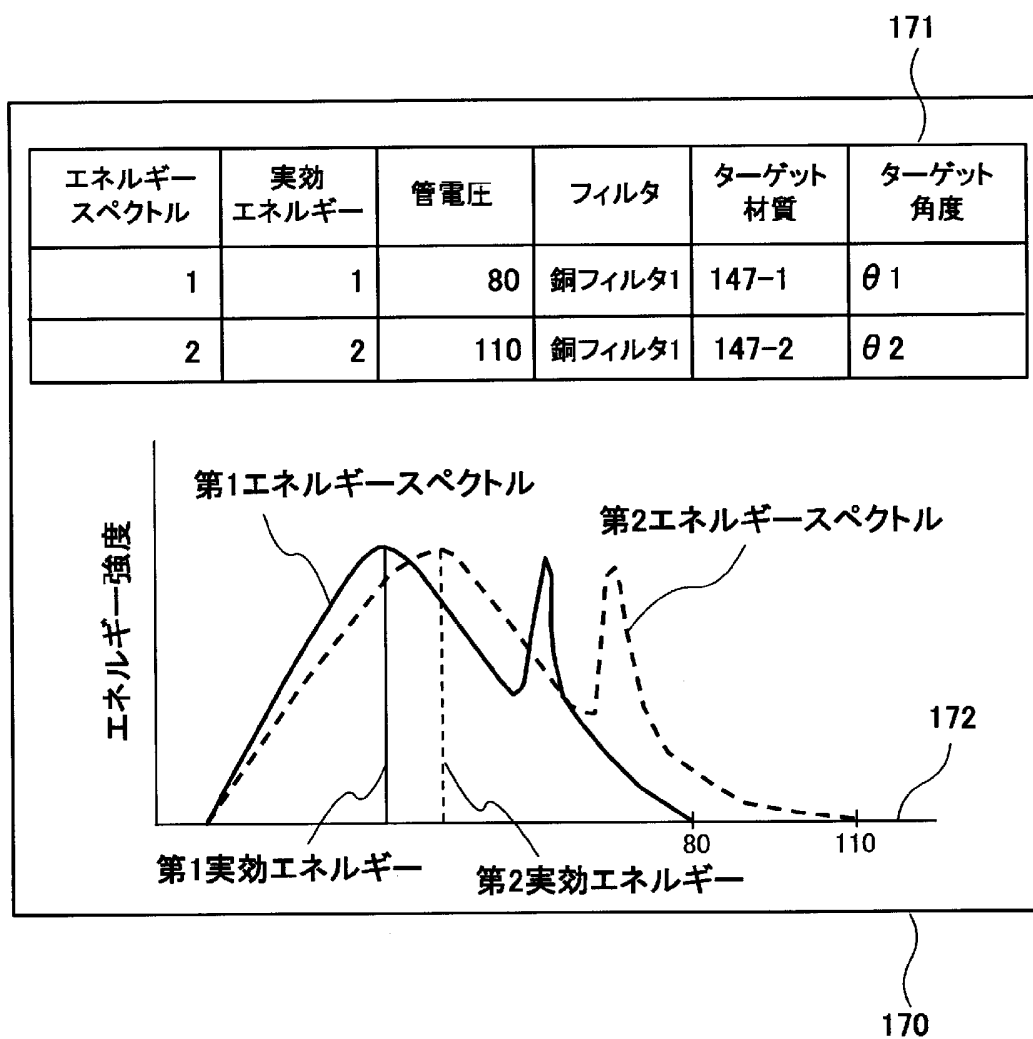
[図37]



[図38]



[図39]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/309551

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 1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2004-188187 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 08 July, 2004 (08.07.04), Par. Nos. [0037] to [0040] & US 2004/102688 A1 & DE 10356116 A & NL 1024888 A	1, 2, 11, 12, 19, 20 3-5
X Y	JP 2003-180669 A (Shimadzu Corp.), 02 July, 2003 (02.07.03), Par. Nos. [0014] to [0016] (Family: none)	1, 11, 12, 19, 20 3-5

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

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
31 July, 2006 (31.07.06)

Date of mailing of the international search report
08 August, 2006 (08.08.06)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/309551

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.:
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:

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:

The matter common to the invention of claims 1-5, 11-12, 19-20 (hereinafter referred to as invention A), the invention claims 6-8 (hereinafter referred to as invention B), the invention claims 9-10 (hereinafter referred to as invention C), the invention of claims 13-15 (hereinafter referred to as invention D), and the invention claims 16-18 (hereinafter referred to as invention E), is publicly known as disclosed in JP 2004-188187 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), paragraphs [0037] to [0040] and therefore makes no contribution over the prior art. Consequently, this common matter is not a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

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 an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
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.: 1-5, 11, 12, 19, 20

Remark on Protest
the

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, 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.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 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 (IPC))
 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 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2006年
 日本国実用新案登録公報 1996-2006年
 日本国登録実用新案公報 1994-2006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 請求の範囲の番号
X	JP 2004-188187 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) 2004. 07.08, 段落【0037】 - 【0040】 & US 2004/102688 A1	1, 2, 11, 12, 19, 20
Y	& DE 10356116 A & NL 1024888 A	3-5

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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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)	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 31.07.2006	国際調査報告の発送日 08.08.2006
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 2003-180669 A (株式会社島津製作所) 2003.07.02, 段落【0014】 - 【0016】 (ファミリーなし)	1, 11, 12, 19, 20
Y		3-5

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（PCT17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. 請求の範囲 _____ 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. 請求の範囲 _____ 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、

3. 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT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。

請求の範囲1-5, 11-12, 19-20に係る発明（以下発明A）、請求の範囲6-8に係る発明（以下発明B）、請求の範囲9-10に係る発明（以下発明C）、請求の範囲13-15に係る発明（以下発明D）、及び請求の範囲16-18に係る発明（以下発明E）の共通の事項は、JP 2004-188187 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）の段落【0037】-【0040】に記載されているように公知であり、先行技術の域を出るものではないから、PCT規則13.2の第2文の意味において、この共通事項は特別な技術的特徴ではない。

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の範囲について作成した。
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の範囲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の範囲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の範囲について作成した。

請求の範囲1-5, 11, 12, 19, 20

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を伴う異議申立てがなかった。