

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-148886
(P2008-148886A)

(43) 公開日 平成20年7月3日(2008.7.3)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 7 3 4 C 0 9 3
 A 6 1 B 6/03 3 3 0 A

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 58 頁)

(21) 出願番号 特願2006-339313 (P2006-339313)
 (22) 出願日 平成18年12月18日 (2006.12.18)

(71) 出願人 300019238
 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
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3
 1 8 8 ・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0
 ・3 0 0 0
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和
 (72) 発明者 西出 明彦
 東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の1 2 7
 ジーイー横河メディカルシステム株式会
 社 内

最終頁に続く

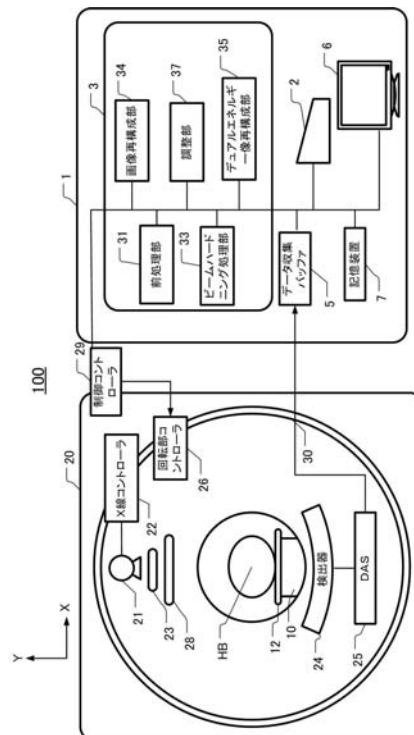
(54) 【発明の名称】 X線断層撮影装置

(57) 【要約】

【課題】デュアルエネルギー像の画質向上が可能なX線CT装置を提供する。

【解決手段】X線CT装置(100)は、第一エネルギースペクトルを有するX線と、第一エネルギースペクトルとは異なる第二エネルギースペクトルを有するX線とを被検体に照射するX線管(21)と、被検体に投影された第一エネルギースペクトルのX線投影データと第二エネルギースペクトルのX線投影データとを収集するX線データ収集部(24)と、第一エネルギースペクトルのX線データと第二エネルギースペクトルのX線投影データとに基づいて、原子の分布に関連したX線吸収係数におけるX線管電圧依存情報の断層像を画像再構成するデュアルエネルギー像再構成手段(35)と、X線管電圧依存情報の断層像を最適化するために、画像再構成の条件を調整する調整手段(37)と、を備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第一エネルギースペクトルを有する X 線と、前記第一エネルギースペクトルとは異なる第二エネルギースペクトルを有する X 線とを被検体に照射する X 線管と、

前記被検体に照射された前記第一エネルギースペクトルの X 線投影データと前記第二エネルギースペクトルの X 線投影データとを収集する X 線データ収集部と、

前記第一エネルギースペクトルの X 線投影データと前記第二エネルギースペクトルの X 線投影データとに基づいて、原子の分布に関連した X 線吸収係数における X 線管電圧依存情報の断層像を画像再構成するデュアルエネルギー像再構成手段と、

前記 X 線管電圧依存情報の断層像を最適化するために、前記画像再構成の条件を調整する調整手段と、

を備えることを特徴とする X 線 CT 装置。

10

【請求項 2】

前記デュアルエネルギー像再構成手段は、前記第一エネルギースペクトルの X 線投影データおよび前記第二エネルギースペクトルの X 線投影データに基づいて、第一断層像および第二断層像を画像再構成し、

前記第一断層像と前記第二断層像とに基づいて、原子の分布に関連した X 線吸収係数における X 線管電圧依存情報の断層像を画像再構成する手段を含み、

前記 X 線管電圧依存情報の断層像を最適化するために、第一断層像および第二断層像の画像再構成条件をそれぞれ調整する調整手段と、

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置。

20

【請求項 3】

前記調整手段は、前記 X 線管電圧依存情報の断層像を最適化するために、前記第一エネルギースペクトルを有する X 線と、前記第二エネルギースペクトルを有する X 線とを照射する際の撮影条件を調整することを特徴とする請求項 2 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 4】

前記デュアルエネルギー像再構成手段による X 線管電圧依存情報の断層像の画質の指標値に依存させて、画像再構成する条件を調整することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか一項に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 5】

前記 X 線管は、被検体の同一部位に前記第一エネルギースペクトルを有する X 線と、前記第二エネルギースペクトルを有する X 線とを照射することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか一項に記載の X 線 CT 装置。

30

【請求項 6】

前記デュアルエネルギー像再構成手段は、前記第一エネルギースペクトルの X 線データに第一加重係数を乗じ、前記第二エネルギースペクトルの X 線投影データに負数の第二加重係数を乗じ、それぞれを加重加算処理された X 線投影データを画像再構成することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 7】

前記デュアルエネルギー像再構成手段は、前記第一断層像に第一加重係数を乗じ、前記第二断層像に負数の第二加重係数を乗じ、それぞれを加重加算処理することを特徴とする請求項 2 に記載の X 線 CT 装置。

40

【請求項 8】

前記画像再構成は、画像再構成関数、画像フィルタ、画像再構成マトリクス数、z フィルタ、X 線投影データ空間の空間フィルタの少なくともひとつを有することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 7 のいずれか一項の X 線 CT 装置。

【請求項 9】

前記画質の指標値は、ノイズ指標値、空間分解能指標値またはスライス厚指標値のうち少なくともひとつを有することを特徴とする請求項 4 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 10】

50

前記第一エネルギースペクトルの X 線投影データのノイズと前記第二エネルギースペクトルの X 線投影データのノイズとをほぼ等しくする、または加重加算係数を乗算したときにノイズがほぼ等しくすることを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 1 1】

前記第一断層像の画像ノイズと前記第二断層像の画像ノイズとをほぼ等しくする、または加重加算係数を乗算したときにノイズがほぼ等しくすることを特徴とする請求項 2 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 1 2】

前記 X 線管電圧依存情報の断層像において位置ずれアーチファクトが見られた場合に、前記第一断層像と前記第二断層像とを位置合わせして画像再構成を再度行うことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 1 1 のいずれか一項に記載の X 線 CT 装置。

10

【請求項 1 3】

前記 X 線管電圧依存情報の断層像において前記体軸方向の表示または三次元表示を行った時に断層像平面内にずれを生じていた場合に、前記第一断層像と前記第二断層像とを位置合わせして画像再構成を再度行うことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 1 2 のいずれか一項に記載の X 線 CT 装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、医療用 X 線 CT (Computed Tomography) 装置などにおいて、原子の分布に関連した X 線吸収係数における X 線管電圧依存情報の二次元分布断層像、いわゆるデュアルエネルギー撮影 (Dual Energy Scan) の断層像の空間分解能、画像ノイズを最適化する X 線 CT 装置、X 線 CT 画像再構成方法の技術に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、二次元 X 線エリア検出器による X 線 CT 装置においては、図 4 に示すように、ある原子の二次元分布の断層像を求める際には、低い X 線管電圧と高い X 線管電圧とによる断層像撮影を行い、低い X 線管電圧の断層像と高い X 線管電圧の断層像とを得る。そして、その二次元分布を見たい原子ごとにより定められた加重加算係数に従って、低い X 線管電圧の断層像と高い X 線管電圧の断層像とを加重加算処理を行うことで、ある原子の分布に関連した X 線吸収係数における X 線管電圧依存情報の二次元分布、いわゆるデュアルエネルギー撮影 (Dual Energy Scan) の断層像を求めた。また、図 5 のように、低い X 線管電圧と高い X 線管電圧とを照射して、低い X 線管電圧の X 線投影データと高い X 線管電圧の X 線投影データとを得る。そして、その原子ごとに定められた加重加算係数に従って、低い X 線管電圧の X 線投影データと高い X 線管電圧の X 線投影データとを加重加算処理を行って、いわゆるデュアルエネルギー撮影の断層像を求めた。

30

【0003】

しかし、図 4 の断層像の加重加算処理も図 5 の X 線投影データの加重加算処理も、加重加算係数のうちの一方は負 (マイナス) の数である。このため、X 線管電圧依存情報の断層像である、いわゆるデュアルエネルギー撮影の断層像の画像ノイズは、元の低い X 線管電圧の断層像の画像ノイズや、高い X 線管電圧の断層像の画像ノイズよりも悪くなる傾向にある。このため、最終的なデュアルエネルギー撮影の断層像の画質確保、つまり空間分解能や画像ノイズの確保は困難であった。このため、画質を良くするために X 線の照射を多くしてしまうと X 線被曝が多くなってしまふ。逆に、X 線の照射量を増やさないと画質不足になるかという問題があった。

40

【特許文献 1】特開 2003 - 244542 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

50

しかし、二次元 X 線エリア検出器による X 線 CT 装置において、1 つの X 線管電圧による X 線吸収係数の分布を CT 値の二次元分布として断層像にする従来の撮影方法に加えて、いわゆるデュアルエネルギー撮影のような新しい付加価値が求められる方向にある。したがって、高画質のデュアルエネルギー撮影による断層像も期待されている。

【0005】

そこで、本発明の目的は、X 線 CT 装置により、原子の分布に関連した X 線吸収係数における X 線管電圧依存情報を示す二次元分布断層像、いわゆるデュアルエネルギー撮影の断層像の空間分解能または画像ノイズを最適化する X 線 CT 装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、X 線管電圧依存情報を示す二次元分布断層像の撮影、つまりデュアルエネルギー断層像撮影において、低い X 線管電圧および高い X 線管電圧の断層像の画質が悪くならないように、ほぼ同じ画質、または画像ノイズになるように、各 X 線管電圧の撮影条件の制限内で撮影条件を調整する。この際に各 X 線撮影条件において、X 線管電圧、X 線管電流以外の撮影条件が異なっても良い。常に各 X 線管電圧でほぼ同じ画質、画像ノイズの断層像が得られる撮影条件を設定できる。

【0007】

一例として示す図 10 では、一度撮影された X 線管電圧依存情報の断層像、いわゆるデュアルエネルギー撮影 (Dual Energy Scan) による断層像の画質をノイズ指標値、空間分解能指標値、スライス厚指標値のうち少なくとも 1 つの画質の指標値を満足するように、各 X 線管電圧の断層像の画像再構成条件にフィードバックする。低い X 線管電圧および高い X 線管電圧の画像再構成条件を最適化して画像再構成を再度行うことにより、X 線管電圧依存情報の断層像、いわゆるデュアルエネルギー撮影 (Dual Energy Scan) による断層像の画質をノイズ指標値、空間分解能指標値、スライス厚指標値のうち少なくとも 1 つの画質の指標値に合うように調整することができる。

【0008】

第 1 の観点の X 線 CT 装置は、第一エネルギースペクトルを有する X 線と、第一エネルギースペクトルとは異なる第二エネルギースペクトルを有する X 線とを被検体に照射する X 線管と、被検体に照射された第一エネルギースペクトルの X 線投影データと第二エネルギースペクトルの X 線投影データとを収集する X 線データ収集部と、第一エネルギースペクトルの X 線データと第二エネルギースペクトルの X 線投影データとに基づいて、原子の分布に関連した X 線吸収係数における X 線管電圧依存情報の断層像を画像再構成するデュアルエネルギー画像再構成手段と、X 線管電圧依存情報の断層像を最適化するために、画像再構成の条件を調整する調整手段と、を備える。

上記第 1 の観点における X 線 CT 装置では、X 線管電圧依存情報の断層像は、第一エネルギースペクトルの X 線データと第二エネルギースペクトルの X 線投影データからの演算処理により求められる。X 線管電圧依存情報の断層像が最適でなければ、調整手段でフィードバックをして、第一エネルギースペクトルの X 線データと第二エネルギースペクトルの X 線投影データの画像再構成条件を調整する。これにより、X 線管電圧依存情報の断層像の画質の最適化が行える。

【0009】

第 2 の観点では、デュアルエネルギー画像再構成手段が、第一エネルギースペクトルの X 線投影データおよび第二エネルギースペクトルの X 線投影データに基づいて第一断層像および第二断層像を画像再構成する。そして X 線 CT 装置は、第一断層像と第二断層像とに基づいて、原子の分布に関連した X 線吸収係数における X 線管電圧依存情報の断層像を画像再構成する手段を含み、X 線管電圧依存情報の断層像を最適化するために、第一断層像および第二断層像の画像再構成条件をそれぞれ調整する調整手段と、を備える。

上記第 2 の観点における X 線 CT 装置では、X 線管電圧依存情報の断層像は、第一断層像と第二断層像からの演算処理により求められる。X 線管電圧依存情報の断層像が最適でなければ、調整手段でフィードバックをして、第一エネルギースペクトルの X 線データか

10

20

30

40

50

ら第一断層像と第二エネルギースペクトルのX線投影データから第二断層像を画像再構成する条件を調整する。これにより、X線管電圧依存情報の断層像の画質の最適化が行える。

【0010】

第3の観点のX線CT装置は、第2の観点において、調整手段が、X線管電圧依存情報の断層像を最適化するために、第一エネルギースペクトルを有するX線と第二エネルギースペクトルを有するX線とを照射する際の撮影条件を調整する。

X線管電圧依存情報の断層像の画質を最適化するために、画像再構成の撮影条件だけでなく、X線管の電圧または電流の条件を調整された撮影条件に従ってX線を照射することができる。

10

【0011】

第4の観点のX線CT装置は、デュアルエネルギー像再構成手段によるX線管電圧依存情報の断層像の画質の指標値に依存させて、画像再構成する条件を調整する。

上記第4の観点におけるX線CT装置では、X線管電圧依存情報の断層像を一度画像再構成し、その画像の指標値に依存させて、画像再構成する条件を調整する。画質の指標値が画質が最適となる目標値と異なる場合には、その違いをフィードバックとして、画像再構成される元となっている画像再構成の条件を設定可能な範囲で調整して、再度、画像再構成を行う。これにより、最終的なX線管電圧依存情報の断層像の画質を目標値まで到達できるように調整することができる。

20

【0012】

第5の観点のX線CT装置は、X線管は、被検体の同一部位に第一エネルギースペクトルを有するX線と、第二エネルギースペクトルを有するX線とを照射する。

第5の観点におけるX線CT装置では、X線管電圧依存情報の断層像の撮影においては、被検体の同一部位の第一エネルギースペクトルを有するX線と第二エネルギースペクトルを有するX線との断層像またはX線投影データを用いて、その断層像間、またはそのX線投影データ間の演算処理を行う。第一エネルギースペクトルを有するX線と第二エネルギースペクトルを有するX線との切り替えを早くすることで被検体の同一部位のX線管電圧依存情報の断層像を得ることができる。

【0013】

第6の観点のX線CT装置は、第1の観点または第3の観点において、デュアルエネルギー像再構成手段が、第一エネルギースペクトルのX線データに第一加重係数を乗じ、第二エネルギースペクトルのX線投影データに負数の第二加重係数を乗じ、それぞれを加重加算処理されたX線投影データを画像再構成する。

30

第8の観点のX線CT装置では、X線管電圧依存情報の断層像の画像再構成の一手法には、第一エネルギースペクトルのX線データと第二エネルギースペクトルのX線投影データとを加重加算処理することにより求める方法がある。この場合は、消したい原子もしくは部位、つまり断層像上の画素値を0にしたい原子もしくは部位を定めると、その加重係数は決まってくる。その加重係数を用いて加重加算処理を行うことにより、その原子または部位の画素値を0にすることができる。例えばCT値の近い造影剤と骨などのカルシウム成分との弁別においては、ヨウ素を消すとカルシウム成分が残り、カルシウム成分を消すとヨウ素が残る。このようにして見たい元素を画像化することができる。

40

【0014】

第7の観点のX線CT装置は、第2の観点において、デュアルエネルギー像再構成手段が、第一断層像に第一加重係数を乗じ、第二断層像に負数の第二加重係数を乗じ、それぞれを加重加算処理する。

上記第7の観点のX線CT装置では、X線管電圧依存情報の断層像の画像再構成の一手法として、第一断層像と第二断層像とを加重加算処理することにより求める方法がある。加重加算された断層像から、X線管電圧依存情報の断層像が求められる。第一断層像と第二断層像同士が減算されて信号成分が小さくなるため、相対的に画像ノイズが大きくなる。この場合には、X線管電圧依存情報の断層像は、画像ノイズの劣化が問題となる。この

50

ように画質が劣化する場合は、本実施形態のような複数のX線管電圧の断層像ごとの画質の改善が必要となってくる。

【0015】

第8の観点のX線CT装置は、画像再構成が、画像再構成関数、画像フィルタ、画像再構成マトリクス数、zフィルタ、X線投影データ空間の空間フィルタの少なくともひとつを有する。

上記第8の観点におけるX線CT装置では、X線管電圧依存情報の断層像の画質改善、画像ノイズの改善が必要となる。そのため、画像再構成においては、画像再構成関数を画像ノイズの少ないものにする、画像フィルタを画像ノイズ低減効果のあるものにする、画像再構成マトリクス数を小さくする、zフィルタをz方向に広げ画像ノイズ低減を行う、X線投影データ空間の空間フィルタを画像ノイズ低減特性のあるものにする、などの手法がある。これにより、X線管電圧依存情報の断層像の画質改善、画像ノイズ改善を行うことができる。

10

【0016】

第9の観点のX線CT装置は、第5の観点に関する。そして、画質の指標値は、ノイズ指標値、空間分解能指標値またはスライス厚指標値のうち少なくともひとつを有する。

上記第9の観点におけるX線CT装置では、X線管電圧依存情報の断層像で診断を行うには、最低限の画質が必要となる。このため、画質の目標値としてノイズ指標値、空間分解能指標値、スライス厚指標値のうち少なくともひとつを設定し画質を管理する。

20

【0017】

第10の観点は、第一エネルギースペクトルのX線投影データのノイズと第二エネルギースペクトルのX線投影データのノイズとをほぼ等しくする、または加重加算係数を乗算したときにノイズがほぼ等しくする。

上記第10の観点におけるX線CT装置では、X線管電圧依存情報の断層像の画質を改善するには、第一エネルギースペクトルのX線投影データのノイズと第二エネルギースペクトルのX線投影データのノイズとをほぼ等しくする、または加重加算係数を乗算したときにノイズがほぼ等しくするのが良いので、そのように撮影条件、画像再構成条件を設定すれば良い。

【0018】

第11の観点は、第2の観点において、第一断層像の画像ノイズと第二断層像の画像ノイズとをほぼ等しくする、または加重加算係数を乗算したときにノイズがほぼ等しくする。

30

第11の観点におけるX線CT装置では、X線管電圧依存情報の断層像の画質を改善するには、第一断層像の画像ノイズと第二断層像の画像ノイズとをほぼ等しくする、または加重加算係数を乗算したときにノイズがほぼ等しくするのが良い。

【0019】

第12の観点におけるX線CT装置では、X線管電圧依存情報の断層像において位置ずれアーチファクトが見られた場合に、第一断層像と第二断層像とを位置合わせして画像再構成を再度行う。

第12の観点におけるX線CT装置では、複数のX線管電圧の断層像が断層像平面、つまりxy平面方向に位置ずれを起こしている場合、X線管電圧依存情報の断層像においては、位置ずれアーチファクト(ミス・レジストレーション・アーチファクト: Mis registration Artifact)が発生する。一般的に位置ずれアーチファクトはX線管電圧依存情報の断層像の各部位の輪郭が白くまたは黒く、つまり画素値が過剰に大きく、または過剰に小さくなる方向で発生する。つまり位置ずれアーチファクトは、各部位の輪郭線に沿って、白または黒の輪郭線、または輪郭線の一部となって表われる。このような場合には低いX線管電圧の断層像と高いX線管電圧の断層像の位置を正しく合うように位置ずれ補正を行う。つまり、座標変換による位置ずれ補正、拡大縮小倍率補正を行うことにより位置ずれ補正が行われ、X線管電圧依存情報の断層像の白または黒の輪郭線状の位置ずれアーチファクトを消すことができる。

40

50

【 0 0 2 0 】

第 1 3 の観点では、X 線管電圧依存情報の断層像において体軸方向の表示または三次元表示を行った時に断層像平面内にずれを生じていた場合に、第一断層像と第二断層像とを位置合わせして画像再構成を再度行う。

第 1 3 の観点における X 線 CT 装置では X 線管電圧依存情報の断層像をコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンで、被検体の複数の z 方向座標位置において行った場合に、被検体の呼吸、拍動などにより、複数の z 方向座標位置における断層像が断層像平面、つまり x y 平面内でずれる。X 線管電圧依存情報の断層像について三次元表示、または M P R (Multi Plain Reformat) 表示を行った場合、z 方向のコンベンショナルスキャン (アキシャルスキャン) またはシネスキャンのつなぎ目が見えてしまう場合がある。つまり、元の複数の X 線管電圧の断層像が複数の z 方向座標位置における撮影で x 方向または y 方向にずれてしまったため、つなぎ目のアーチファクトとして見えてしまう。このつなぎ目のアーチファクトを消すために、各 z 方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンを x 方向または y 方向の位置ずれを補正して画像再構成を再度行うことで、このつなぎ目のアーチファクトを消すことができる。これにより、X 線管電圧依存情報の断層像の三次元表示画像、または M P R 表示画像の画質を最適化することができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 1 】

本発明の X 線 CT 装置によれば、X 線 CT 装置のコンベンショナルスキャン、ヘリカルスキャン、シネスキャン、可変ピッチヘリカルスキャン、またはヘリカルシャトルスキャンなどにおいて、原子の分布に関連した X 線吸収係数における X 線管電圧依存情報を表す断層像の空間分解能、画像ノイズを最適化する X 線 CT 装置を実現できる効果がある。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 2 】

< X 線 CT 装置の全体構成 >

図 1 は、本発明の一実施形態にかかる X 線 CT 装置 1 0 0 の構成ブロック図である。この X 線 CT 装置 1 0 0 は、操作コンソール 1 と、撮影テーブル 1 0 と、走査ガントリ 2 0 とを具備している。

【 0 0 2 3 】

操作コンソール 1 は、操作者の入力を受け付けるキーボードまたはマウスなどの入力装置 2 と、前処理、画像再構成処理、後処理などを実行する中央処理装置 3 と、走査ガントリ 2 0 で収集した X 線検出器データを収集するデータ収集バッファ 5 とを具備している。さらに、操作コンソール 1 は、X 線検出器データを前処理して求められた投影データから画像再構成した断層像を表示するモニタ 6 と、プログラムや X 線検出器データや投影データや X 線断層像を記憶する記憶装置 7 とを具備している。撮影条件の入力はこの入力装置 2 から入力され、記憶装置 7 に記憶される。撮影テーブル 1 0 は、被検体を乗せて走査ガントリ 2 0 の開口部に出し入れするクレードル 1 2 を具備している。クレードル 1 2 は撮影テーブル 1 0 に内蔵するモータで昇降およびテーブル直線移動される。

【 0 0 2 4 】

走査ガントリ 2 0 は、X 線管 2 1 と、X 線コントローラ 2 2 と、コリメータ 2 3 と、ビーム形成 X 線フィルタ 2 8 と、多列 X 線検出器 2 4 と、データ収集装置 (D A S : Data Acquisition System) 2 5 とを具備している。さらに、走査ガントリ 2 0 は、被検体の体軸の回りに回転している X 線管 2 1 などを制御する回転部コントローラ 2 6 と、制御信号などを操作コンソール 1 や撮影テーブル 1 0 とやり取りする制御コントローラ 2 9 とを具備している。ビーム形成 X 線フィルタ 2 8 は撮影中心である回転中心に向かう X 線の方向にはフィルタの厚さが最も薄く、周辺部に行くに従いフィルタの厚さが増し、X 線をより吸収できるようになっている X 線フィルタである。このため、円形または楕円形に近い断面形状の被検体の体表面の被曝を少なくできるようになっている。

【 0 0 2 5 】

中央処理装置 3 は、前処理部 3 1、ビームハードニング処理部 3 3、画像再構成部 3 4

、デュアルエネルギー像再構成部 35、および調整部 37を有している。

前処理部 31は、データ収集装置 25で収集された生データに対して、チャンネル間の感度不均一を補正し、また X線強吸収体、主に金属部による極端な信号強度の低下又は信号脱落を補正する X線量補正等の前処理を実行する。

【0026】

ビームハードニング処理部 33は、投影データのビームハードニングを補正処理する。ビームハードニングとは、同一材質でも透過厚さにより X線吸収が変化し、CT画像上の CT値(輝度)が変わってしまう現象で、特に被検体を透過した放射線のエネルギー分布が高エネルギー側に偏ることをいう。このため、投影データのスライス方向、チャンネル方向に対して、ビームハードニングを補正する。

10

【0027】

画像再構成部 34は、前処理部 31で前処理された投影データを受け、その投影データに基づいて画像を再構成する。投影データは、周波数領域に変換する高速フーリエ変換(FFT:Fast Fourier Transform)がなされて、それに再構成関数Kernel(j)を重畳し、逆フーリエ変換する。そして、画像再構成部 34は、再構成関数Kernel(j)を重畳処理した投影データに対して、三次元逆投影処理を行い、被検体 HBの体軸方向(Z方向)ごとに断層像(xy平面)を求める。画像再構成部 34は、この断層像を記憶装置 7に記憶させる。

【0028】

デュアルエネルギー像再構成部 35は、投影データまたは断層像から、原子の分布に関連した X線管電圧依存情報の二次元分布断層像いわゆるデュアルエネルギー撮影の断層像を再構成する。

20

調整部 37は、デュアルエネルギー撮影の断層像の最適化するために、画像再構成の条件を調整する、または、撮影条件を調整する。

【0029】

< X線CT装置の動作フローチャート >

図 2は、本実施形態の X線CT装置についての動作の概要を示すフローチャートである。

ステップ P1では、被検体をクレードル 12に乗せ、位置合わせを行う。ここでは、クレードル 12の上に寄せられた被検体は各部位の基準点に走査ガントリ 20のスライスライト中心位置を合わせる。そして、スカウト像(スキャノ像、X線透視像ともいう。)収集を行う。スカウト像撮影では、X線管 21と多列 X線検出器 24とを固定させ、クレードル 12を直線移動させながら X線検出器データのデータ収集動作を行う。ここでは、スカウト像は通常 0度、90度のビュー角度位置で撮影される。なお、部位によっては例えば頭部のように、90度スカウト像のみの場合であってもよい。図 2中の右側は、0度で胸部付近のを撮影したスカウト像 41の例である。このスカウト像 41上から断層像の撮影位置を計画できる。

30

【0030】

ステップ P2では、スカウト像 41上に撮影する断層像の位置、大きさを表示させながら撮影条件設定を行う。スカウト像 41中に示した点線は、断層像画像の位置である。本実施形態では、コンベンショナルスキャン(アキシャルスキャン)、ヘリカルスキャン、可変ピッチヘリカルスキャン、ヘリカルシャトルスキャンなどの複数のスキャンパターンを有している。コンベンショナルスキャンとは、クレードル 12を z軸方向に所定の間隔で移動するごとに X線管 21および多列 X線検出器 24を回転させて X線投影データを取得するスキャン方法である。ヘリカルスキャンとは、X線管 21と多列 X線検出器 24からなる X線データ収集系が回転しながらクレードル 12を一定速度で移動させ、X線投影データを収集する撮影方法である。可変ピッチヘリカルスキャンとは、ヘリカルスキャンと同様に X線管 21および多列 X線検出器 24からなる X線データ収集系を回転させながらクレードル 12の速度を可変させて X線投影データを収集する撮影方法である。ヘリカルシャトルスキャンとは、ヘリカルスキャンと同様に X線管 21および多列 X線検出器 2

40

50

4 からなる X 線データ収集系を回転させながらクレードル 1 2 を加速・減速させて、z 軸の正方向または z 軸の負方向に往復移動させて X 線投影データを収集するスキャン方法である。これらの複数の撮影を設定すると、1 回分の全体としての X 線線量情報の表示を行う。

【0031】

断層像の撮影条件設定においては、X 線 CT 装置 100 の自動露出機構を用いることにより、被検体の被曝を最適化することもできる。また、この断層像撮影条件設定において、いわゆるデュアルエネルギー撮影の断層像撮影のために、X 線管 21 の低い X 線管電圧、たとえば 80 kV、の撮影条件と、高い X 線管電圧、たとえば 140 kV、の撮影条件とを設定できる。また、デュアルエネルギー撮影における自動露出機構においては、デュアルエネルギー断層像の最終的な画像のノイズ指標値が設定されたノイズ指標値にほぼ等しくなるように、低い X 線管電圧の撮影条件と高い X 線管電圧の撮影条件を定めることができる。また、この時に低い X 線管電圧の断層像の画像ノイズと高い X 線管電圧の断層像の画像ノイズがほぼ等しくなるように、各々の X 線管電圧の撮影条件を定めるのが X 線被曝最適化の観点からは好ましい。

10

【0032】

ステップ P3 ないしステップ P9 では、断層像撮影を行う。ステップ P3 において、X 線データ収集を行う。ここでヘリカルスキャンによってデータ収集を行う場合には、X 線管 21 と多列 X 線検出器 24 とを被検体の回りに回転させ、かつ、撮影テーブル 10 上のクレードル 1 2 を直線移動させながら、X 線検出器データのデータ収集動作を行う。そして、ビュー角度 view と、検出器列番号 j と、チャンネル番号 i とで表わされる X 線検出器データ $D_0(\text{view}, j, i)$ ($j = 1 \sim \text{ROW}$, $i = 1 \sim \text{CH}$) に z 方向座標位置 $Z_{\text{table}}(\text{view})$ を付加させる。このようにヘリカルスキャンにおいては、一定速度の範囲の X 線検出器データ収集を行う。この z 方向座標位置は X 線投影データ (X 線検出器データ) に付加させても良いし、また別ファイルとして X 線投影データと関連付けて用いても良い。ヘリカルシャトルスキャン、可変ピッチヘリカルスキャン時に X 線投影データを三次元画像再構成する場合に、この z 方向座標位置の情報は用いられる。また、ヘリカルスキャンまたはコンベンショナルスキャンまたはシネスキャン時に用いることにより、画像再構成された断層像の精度改善、画質改善を実現することもできる。

20

【0033】

この z 方向座標位置は撮影テーブル 10 のクレードル 1 2 の位置制御データを用いても良いし、撮影条件設定時に設定された撮影動作から予測される各時刻における z 方向座標位置を用いることもできる。また、コンベンショナルスキャンまたはシネスキャンによって X 線データ収集を行う場合には、撮影テーブル 10 上のクレードル 1 2 を、ある z 方向位置に固定させたまま、X 線データ収集系を 1 回転または複数回転させて X 線検出器データのデータ収集を行う。そして、必要に応じて、次の z 方向位置に移動した後に、再度 X 線データ収集系を 1 回転または複数回転させて X 線検出器データのデータ収集を行う。

30

【0034】

ステップ P4 では、前処理部 31 が前処理を行う。ここでは、X 線検出器データ $D_0(\text{view}, j, i)$ に対して前処理を行い、投影データに変換する。具体的には、オフセット補正を行い、対数変換を行い、X 線線量補正を行い、そして感度補正を行う。

40

ステップ P5 では、ビームハードニング処理部 33 がビームハードニング補正を行う。ここでは、前処理された投影データ $D_1(\text{view}, j, i)$ に対して、ビームハードニング補正を行う。この時、検出器の各 j 列ごとに独立したビームハードニング補正を行なえるため、撮影条件で各 X 線データ収集系の管電圧が異なっていれば、列ごとの検出器の X 線エネルギー特性の違いを補正できる。

【0035】

ステップ P6 では、画像再構成部 34 が z フィルタ重畳処理を行う。ここでは、ビームハードニング補正された投影データ $D_{11}(\text{view}, j, i)$ に対して、z 方向 (列方向) のフィルタをかける z フィルタ重畳処理を行う。すなわち、各ビュー角度、各 X 線データ収集系

50

における前処理後、ビームハードニング補正された多列 X 線検出器 $D_{11}(view, j, i)$ ($i = 1 \sim CH, j = 1 \sim ROW$) の投影データに対し、列方向に例えば列方向フィルタサイズが 5 列のフィルタをかける。

【0036】

また、列方向フィルタ係数をチャンネルごとに変化させると、画像再構成中心からの距離に応じてスライス厚を制御できる。一般的に、断層像では、再構成中心に比べ周辺部の方が、スライス厚が厚くなる。このため、フィルタ係数を中心部と周辺部で変化させて、スライス厚は周辺部でも画像再構成中心部でもほぼ一樣にすることもできる。例えば、列方向フィルタ係数を中心部と周辺部で変化させて、列方向フィルタ係数を中心部チャンネル近辺では列方向フィルタ係数の幅を広く変化させると共に、周辺部チャンネル近辺では列方向フィルタ係数の幅をせまく変化させることにより、スライス厚を周辺部と画像再構成中心部との両方においてほぼ一樣にすることができる。

10

【0037】

このように、多列 X 線検出器 24 の中心部チャンネルと周辺部チャンネルとのそれぞれにおいて列方向フィルタ係数を制御することにより、スライス厚を中心部と周辺部とのそれぞれにおいて制御できる。列方向フィルタでスライス厚を弱くすると、アーチファクト、ノイズともに大幅に改善される。これによりアーチファクト改善具合、ノイズ改善具合も制御できる。つまり、三次元画像再構成された断層像つまり、 $x-y$ 平面内の画質が制御できる。また、その他の実施形態として、列方向 (z 方向) フィルタ係数を逆重畳 (デコンボリューション) フィルタにすることにより、薄いスライス厚の断層像を実現することもできる。また、必要に応じてファンビームの X 線投影データを平行ビームの X 線投影データに変換する。

20

【0038】

ステップ P7 では、画像再構成部 34 が再構成関数重畳処理を行う。すなわち、X 線投影データを周波数領域に変換するフーリエ変換 (Fourier Transform) を行い、再構成関数を掛け、逆フーリエ変換する。再構成関数重畳処理では、 z フィルタ重畳処理後の投影データを D_{12} とし、再構成関数重畳処理後の投影データを D_{13} 、重畳する再構成関数を $Kernel(j)$ とすると、再構成関数重畳処理は以下の (数式 1) のように表わされる。なお、本実施形態においては、重畳 (コンボリューション) 演算を “*” で表している。

【数 1】

30

$$D_{13}(view, j, i) = D_{12}(view, j, i) * Kernel(j)$$

... (数式 1)

つまり、再構成関数 $Kernel(j)$ は検出器の j 列ごとに独立した再構成関数重畳処理を行うため、列ごとのノイズ特性、分解能特性の違いを補正できる。

【0039】

ステップ P8 では、画像再構成部 34 が三次元逆投影処理を行う。ここでは、再構成関数重畳処理した投影データ $D_{13}(view, j, i)$ に対して、三次元逆投影処理を行い、逆投影データ $D_3(x, y, z)$ を求める。画像再構成される画像は z 軸に垂直な面である。 $x-y$ 平面に三次元画像再構成される。以下の再構成領域 P は $x-y$ 平面に平行なものとする。この三次元逆投影処理については、図 3 を参照して後述する。

40

【0040】

ステップ P9 では、画像再構成部 34 が後処理を行う。逆投影データ $D_3(x, y, z)$ に対して画像フィルタ重畳、CT 値変換などの後処理を行い、断層像 $D_{31}(x, y, z)$ を得る。この後処理の画像フィルタ重畳処理では、三次元逆投影後の断層像を $D_{31}(x, y, z)$ とし、画像フィルタ重畳後のデータを $D_{32}(x, y, z)$ 、断層像平面である $x-y$ 平面において重畳される二次元の画像フィルタを $Filter(z)$ とすると、以下の (数式 2) のようになる。

【数 2】

$$D32(x, y, z) = D31(x, y, z) * Filter(z)$$

… (数式 2)

つまり、各 z 座標位置の断層像ごとに独立した画像フィルタ重畳処理を行えるため、各列ごとのノイズ特性、分解能特性の違いを補正できる。

または、この二次元の画像フィルタ重畳処理の後に、下記に示す画像空間 z 方向フィルタ重畳処理を行ってもよい。また、この画像空間 z 方向フィルタ重畳処理は二次元画像フィルタ重畳処理の前に行ってもよい。さらには、三次元の画像フィルタ重畳処理を行って、この二次元の画像フィルタ重畳処理と、画像空間 z 方向フィルタ重畳処理の両方を兼ねるような効果を出してもよい。

10

【0041】

画像空間の z 方向フィルタ重畳処理では、画像空間 z 方向フィルタ重畳処理された断層像を $D33(x, y, z)$ 、二次元の画像フィルタ重畳処理された断層像を $D32(x, y, z)$ とすると、以下の (数式 3) のようになる。ただし、 $v(i)$ は z 方向の幅が $2L + 1$ の画像空間 z 方向フィルタ係数で以下の (数式 4) のような係数列となる。

【数 3】

$$D33(x, y, z) = \sum_{i=-l}^l D32(x, y, z+i) \cdot v(i)$$

20

… (数式 3)

【数 4】

$$v(-l), v(-l+1), \dots, v(-1), v(0), v(1), \dots, v(l-1), v(l)$$

… (数式 4)

ヘリカルスキャンにおいては、画像空間フィルタ係数 $v(i)$ は z 方向位置に依存しない画像空間 z 方向フィルタ係数であってよい。しかし、特に z 方向に検出器幅の広い二次元 X 線エリア検出器または多列 X 線検出器 24 などを用い、コンベンショナルスキャンまたはシネスキャンを行う場合においては、画像空間 z 方向フィルタ係数 $v(i)$ は z 方向の X 線検出器の列の位置に依存した画像空間 z 方向フィルタ係数を用いるのが好ましい。その理由としては、各断層像の列位置に依存した詳細な調整ができるため更に効果的であるからである。

30

【0042】

ステップ P10 では、画像再構成された断層像を表示する。断層像の例として、図 2 の右側に断層像 42 を示す。

ステップ P11 では、三次元画像表示または MPR (Multi Plain Reformat) 画像表示を行う。ここでは、z 方向に連続に撮影された断層像を、三次元 MIP (Maximum Intensity Projection) 画像表示方法で表示した三次元画像 43 と MPR 画像 44 を示す。その他各種の画像表示方法があるが、操作者は、診断用途より、適宜画像表示方法を使い分けて利用する。

40

【0043】

< 三次元逆投影処理のフローチャート >

図 3 は、三次元逆投影処理 (図 2 のステップ S8) の詳細を示すフローチャートである。本実施形態では、画像再構成される画像は z 軸に垂直な面、x y 平面に三次元画像再構成される。つまり、以下の再構成領域は、x y 平面に平行なものとする。

【0044】

ステップ P81 では、断層像の画像再構成に必要な全ビュー、すなわち、360 度分のビューまたは 180 度分 + ファン角度分の X 線ファンビーム投影データの全ビュー、またはファンパラ変換された X 線平行ビーム投影データの場合は 360 度分の全ビュー、また

50

は180度分の全ビュー中の1ビューに着目し、再構成領域の各画素に対応する投影データDrを抽出する。

【0045】

X線透過方向は、X線管21のX線焦点と各画素と多列X線検出器24との幾何学的位置によって決まる。X線検出器データD0(view, j, i)のz座標z(view)がテーブル直線移動z方向位置Ztable(view)としてX線検出器データに添付されて判っている。このため、加速・減速中のX線検出器データD0(view, j, i)でもX線管21の焦点および多列X線検出器24のデータ収集系の中において、X線透過方向を正確に求めることができる。

【0046】

なお、ラインの一部が多列X線検出器24のチャンネル方向の外に出た場合は、対応する投影データDr(view, x, y)を「0」にする。また、z方向の外に出た場合は投影データDr(view, x, y)を補外して求める。

【0047】

ステップP82では、投影データDr(view, x, y)にコーンビーム再構成加重加算係数a, bを乗算し、投影データD2(view, x, y)を作成する。コーンビーム再構成加重加算係数a, bを掛けて加算することにより、コーン角アーチファクトを低減することができる。また、ファンビーム画像再構成の場合は、更に、距離係数を再構成領域上の各画素に乘算する。距離係数は、X線管21の焦点から投影データDrに対応する多列X線検出器24の検出器列j, チャンネルiまでの距離をr0とし、X線管21の焦点から投影データDrに対応する再構成領域P上の画素までの距離をr1とするとき、 $(r1/r0)^2$ である。また、平行ビーム画像再構成の場合は、再構成領域P上の各画素にコーンビーム再構成加重加算係数w(i, j)のみを乗算すればよい。なお、 $a + b = 1$ である。

【0048】

ステップP83では、逆投影データD3(x, y)に投影データD2(view, x, y)を画素対応に加算する。具体的には、予めクリアしておいた逆投影データD3(x, y)に、投影データD2(view, x, y)を画素対応に加算する。図3の右側に示した図が投影データD2((view, x, y)を画素ごとに加算する概念を示している。

ステップP84では、画像再構成に必要な全ビューの逆投影データD2を加算したか否かについて判断する。ここでは、全てについて加算していない場合には、断層像の画像再構成に必要な全ビュー(すなわち、360度分のビュー又は「180度分+ファン角度分」のビュー)について、ステップS81~S83を繰り返し、画像再構成に必要な全ビューを加算する。全てについて加算した場合には、本処理を終了する。

【0049】

<デュアルエネルギー撮影>

上述のようなX線CT装置100において、原子の分布に関連したX線管電圧依存情報の二次元分布断層像を得る。すなわち、いわゆるデュアルエネルギー撮影の断層像で、弁別したい物質または強調したい物質の二次元分布断層像を得る。本発明は、X線管電圧依存情報の断層像の空間分解能または画像ノイズを最適化する。この実施形態を以下に示す。

【0050】

実施形態1：デュアルエネルギー撮影の断層像の画質を画質の目標となる指標値に合わせて調整するために、複数のX線管電圧の断層像の画像再構成条件にフィードバックして再調整を行う実施形態。

実施形態2：デュアルエネルギー撮影の断層像に画質の目標となる指標値を与え、その指標値を満足するように複数のX線管電圧の断層像の撮影条件および画像再構成条件を調整する実施形態。

実施形態3：デュアルエネルギー撮影の断層像において、位置ずれアーチファクトが見つけられた場合に位置合わせ補正を行い、デュアルエネルギー撮影の断層像の画質を目標

10

20

30

40

50

となる画質、指標値に最適化する実施形態。

実施形態4：デュアルエネルギー撮影の断層像、または三次元表示またはMPR表示において、断層像平面方向のずれ(x y平面のずれ)が検出されたら、複数のX線管電圧の断層像の画像再構成に戻ってずれ補正を行って、複数のX線管電圧の画像再構成をやり直し、デュアルエネルギー撮影の断層像の画質、三次元表示画像の画質、MPR表示画像の画質を最適化する実施形態。

【0051】

(実施形態1)

図4は、断層像撮影を低いX線管電圧と高いX線管電圧とで、各々のX線管電圧の断層像を加重加算処理し、デュアルエネルギー撮影した断層像を求める図である。

10

いわゆるデュアルエネルギー撮影は、あるz方向座標位置を、低いX線管電圧例えば80kVの断層像と、高いX線管電圧例えば140kVの断層像とを加重加算処理することにより所望の物質の定量的な分布画像の断層像M-C S Iを求める。

図4に示すように、まず、低いX線管電圧のX線投影データR-Low、高いX線管電圧のX線投影データR-Highを求める。画像再構成部34は、この低いX線管電圧のX線投影データR-Low、高いX線管電圧のX線投影データR-Highから、図2で説明したようにステップP4からステップP9を行い、低いX線管電圧の断層像C S I-Lowおよび高いX線管電圧の断層像C S I-Highを画像再構成する。デュアルエネルギー画像再構成部35は、低いX線管電圧の断層像C S I-Lowには加重加算係数w1を乗算し、高いX線管電圧の断層像C S I-Highには加重加算係数-w2を乗算し、定数C1とともに加重加算処理を行う。この加重加算係数w1, w2および定数C1は、抽出したい原子、強調したい原子、表示上で消したい原子または部位により定まる。例えばCT値の近い、骨や石灰化を構成するカルシウム成分(Ca成分)と、ヨウ素を主成分とする造影剤(Iodine成分)を分離したい場合、加重加算係数を調整してカルシウム成分を表示上で消すと、つまりカルシウム成分の画素値を0にすると造影剤成分が抽出され強調されて表示される。また、反対に造影剤成分を表示上で消すと、つまり造影剤成分の画素値を0にするとカルシウム成分が抽出され、骨や石灰化の部分が強調されて表示される。図4では脂肪情報の強調画像を示している。

20

【0052】

エネルギーAのX線に基づく投影データから画像再構成した断層像におけるCT値およびエネルギーBのX線に基づく投影データから画像再構成した断層像におけるCT値は、それぞれ次の(数式5)で与えられる。

30

【数5】

$$CT_A = \alpha_A X + \beta_A Y + \gamma_A$$

$$CT_B = \alpha_B X + \beta_B Y + \gamma_B$$

... (数式5)

【0053】

ここで、X, Yは所望の物質(未知数)である。A, B, A, B, A, Bは予め測定によって判明している定数である。このようなCT値から物質X, 物質Yが次の(数式6)によってそれぞれ求められる。

40

【数6】

$$X = \frac{(CT_A - \gamma_A)\beta_B - (CT_B - \gamma_B)\beta_A}{\alpha_A\beta_B - \alpha_B\beta_A}$$

$$Y = \frac{(CT_A - \gamma_A)\alpha_B - (CT_B - \gamma_B)\alpha_A}{\alpha_B\beta_A - \alpha_A\beta_B}$$

50

... (数式 6)

【0054】

このようにして、物質 X に関する画像および物質 Y に関する画像がそれぞれ形成される。X, Y または物質 X, 物質 Y の元素は例えばカルシウム分、脂肪、鉄分等である。このようにして、2つの X 線線質の異なる断層像から所望の物質の定量的な分布画像の断層像 M - C S I を得ることができる。つまり、物質 X, 物質 Y の存在分布画像の断層像 M - C S I は、低い X 線管電圧の断層像 C S I - L o w と高い X 線管電圧の断層像 C S I - H i g h との加重加算処理で得られる。

以上に画像空間、断層像空間における、いわゆるデュアルエネルギー撮影の断層像の画像再構成方法を示した。

【0055】

図 5 は、低い X 線管電圧で収集された X 線投影データ R - L o w と高い X 線管電圧で収集された X 線投影データ R - H i g h の各々の X 線投影データを加重加算処理し、加重加算処理された X 線投影データを画像再構成してデュアルエネルギー撮影した断層像 M - C S I を求める図である。

図 4 で示した方法では、被検体の断面積が大きくなった場合にビームハードニングの影響を受けやすく、被検体の断面積の大小で多少、加重加算係数が異なってくる場合がある。これを避けるために、X 線投影データ空間における、いわゆるデュアルエネルギー撮影の断層像の画像再構成を行い、X 線投影データの加重加算処理の前後のいずれか一方においてビームハードニング補正を行いデュアルエネルギー撮影の断層像 M - C S I を得ている。

【0056】

ここでは、デュアルエネルギー像再構成部 35 は、低い X 線管電圧の X 線投影データ R - L o w に加重加算係数 w_1 を乗算し、高い X 線管電圧の X 線投影データ R - H i g h に加重加算係数 w_2 を乗算し、定数 C_1 とともに加重加算処理を行っている。ただし、 $w_1 - (w_2) = 1$ とする。

図 4 で説明した、画像空間、断層像空間におけるデュアルエネルギー撮影の断層像と同様に、この加重加算係数 w_1, w_2 および定数 C_1 は、抽出したい原子、強調したい原子、表示上で消したい原子または部位により定まる。例えば C T 値の近い骨、石灰化を構成するカルシウム成分 (Ca 成分) と、ヨウ素を主成分とする造影剤 (Iodine 成分) を分離したい場合、カルシウム成分を表示上で消すと、つまりカルシウム成分の画素値を 0 にすると造影剤成分が抽出され、強調されて表示される。また、反対に造影剤成分を表示上で消すと、つまり造影剤成分の画素値を 0 にするとカルシウム成分が抽出され、骨や石灰化の部分が強調されて表示される。

【0057】

この時の加重加算係数 w_1, w_2 および定数 C_1 の定め方を以下に示す。

図 5 の投影データ空間における加重加算処理による物質 X, 物質 Y の X 線投影データを求めることができ、この物質 X, 物質 Y の X 線投影データを画像再構成することにより、物質 X, Y の断層像が得られることを以下に示す。つまり、低い X 線管電圧の X 線投影データを R - L o w とし、高い X 線管電圧の X 線投影データを R - H i g h とし、物質 X の X 線投影データを R_x 、物質 Y の X 線投影データを R_y とすると、以下の (数式 7) のように、物質 X の X 線投影データと物質 Y の X 線投影データとが求められる。

【数 7】

$$R_x = w_1 \cdot R_{Low} + w_2 \cdot R_{High} + c_1$$

$$R_y = w_3 \cdot R_{Low} + w_4 \cdot R_{High} + c_2$$

... (数式 7)

この物質 X の X 線投影データ R_x 、物質 Y の X 線投影データ R_y を画像再構成すること

10

20

30

40

50

により、物質 X , 物質 Y の断層像が得られる。

【 0 0 5 8 】

図 5 の投影データ空間において、画像再構成部 3 4 は、X 線投影データの加重加算処理を用いて、低い X 線管電圧の X 線投影データ R - L o w、高い X 線管電圧の X 線投影データ R - H i g h を求め、これらを画像再構成して、低い X 線管電圧の断層像 C S I - L o w、高い X 線管電圧の断層像 C S I - H i g h が求められることを示す。また、この時に用いられる X 線投影データ R - L o w または R - H i g h は、前処理およびビームハードニング補正を行われた X 線投影データを用いる。特にビームハードニング補正では、各 X 線管電圧において水等価な X 線透過経路長にすることにより、水以外の物質の X 線吸収係数の X 線管電圧依存性をより正しく評価することができる。

10

【 0 0 5 9 】

< < X 線管電圧の制御方法 > >

次に、本実施形態の低い X 線管電圧の撮影と高い X 線管電圧の撮影の方法について述べる。

従来の X 線 CT 装置においても、コンベンショナルスキャン等において、デュアルエネルギー撮影したい被検体 H B の部位を、低い X 線管電圧と高い X 線管電圧で同一部位を撮影し、上記に示したデュアルエネルギー撮影の画像再構成方法により画像再構成することで、デュアルエネルギー撮影の断層像を得ることができた。しかし、通常のコンベンショナルスキャン等では、低い X 線管電圧の断層像と高い X 線管電圧の断層像の撮影時刻の間が空いてしまうと、被検体の呼吸、拍動などの体動による位置ずれが発生してしまい、デュアルエネルギー撮影した断層像上に位置ずれアーチファクトが発生しやすかった。これを避けるために、近年の高速スキャンが可能な X 線 CT 装置において、より高速な撮影を行うことを以下に示す。

20

【 0 0 6 0 】

図 6 は、低い X 線管電圧と高い X 線管電圧とを切換える例を示す図である。

第一例としては、図 6 (a) に示すように、1 スキャン目の X 線管電圧 8 0 k V の撮影時間 t_1 の撮影と、2 スキャン目の X 線管電圧 1 4 0 k V の撮影時間 t_2 の撮影を続けて撮影する。その逆に、1 スキャン目の X 線管電圧 1 4 0 k V の撮影時間 t_1 の撮影と、2 スキャン目の X 線管電圧 8 0 k V の撮影時間 t_2 の撮影と、X 線管電圧の順を逆にしてもかまわない。この場合は、撮影時間 t_1 と撮影時間 t_2 の間に X 線管電圧を変化させる。通常は $t_1 = t_2$ と同じ撮影時間にし、例えば撮影時間 t_1 , t_2 とともにフルスキャン F - S c a n である 3 6 0 度スキャンで 3 6 0 度分の X 線投影データを収集してもよいし、または撮影時間 t_1 , t_2 とともにハーフスキャン H - S c a n である 1 8 0 度 + ファン角分のスキャンの X 線投影データ収集をしても良い。

30

【 0 0 6 1 】

多列 X 線検出器 2 4 の X 線ファンビームのファン角が 6 0 度であるとする、ハーフスキャン H - S c a n では 1 8 0 度 + ファン角 = 2 4 0 度分、つまり 2 / 3 回転分の X 線投影データを収集することになる。X 線データ収集系の回転速度が 0 . 3 5 秒 / 回転であれば、デュアルエネルギー撮影のハーフスキャン H - S c a n の場合の撮影であってもフルスキャンの場合の撮影であっても 1 秒以下の撮影時間となる。このため、被検体の体動はかなり押えられる。なお、この場合は X 線管電圧を撮影時間 t_1 と撮影時間 t_2 の間において、約 1 0 m 秒から 1 0 0 m 秒で X 線管電圧を切換えている。図 6 (a) の x y 平面の図にハーフスキャン H - S c a n の撮影時間 t_1 の回転領域 (実線) と撮影時間 t_2 の回転領域 (一転鎖線) とを示す。

40

【 0 0 6 2 】

次に、第 2 例としては、図 6 (b) を示す。この X 線管電圧を切換える時間が撮影時間 t_1 , t_2 に比べて無視できない場合は、撮影時間 t_1 , t_2 の間の t の I s d (I n t e r S c a n D e l a y) の間で X 線管電圧を上げる。また、この時に 1 スキャン目と 2 スキャン目ともに同一ビュー角度から収集開始をしたい場合は、図 6 (b) の x y 平面の図に示すように、撮影時間 t_1 で 1 スキャン目の 2 4 0 度分の X 線投影データ収集を行い、I s d

50

が t でビュー角度 120 度分は X 線投影データ収集を中止し、また、撮影時間 t_2 で 2 スキャン目の 240 度分の X 線投影データ収集を行うようにすれば、 1 スキャン目、 2 スキャン目ともに同一ビュー角度で X 線投影データ収集が開始できる。

【0063】

なお、この場合、多列 X 線検出器 24 のファン角度を 60 度としているため、撮影時間 t_1 、 t_2 はハーフスキャンの場合としてビュー角度は 240 度になる。このように、 1 スキャン目と 2 スキャン目の X 線投影データの収集開始ビュー角度を合わせておくと、ハーフスキャンの場合の X 線投影データ間の演算、例えば 2 つの X 線投影データの加重加算処理などは対応するビューを探して並び直す処理の手間がないため、制御しやすくなる。

【0064】

次に、第 3 例としては、図 6 (c) を示す。被検体の体動の影響をほとんど受けない別のデュアルエネルギー撮影方法を示す。図 6 (c) に示すように、例えば奇数ビューで X 線管電圧 80 kV の X 線投影データを収集し、偶数ビューで X 線管電圧 140 kV の X 線投影データを収集する。図 7 は、図 6 (c) の場合の画像再構成の処理の概要を示したフローチャートである。

ステップ C 1 では、奇数ビューを低い X 線管電圧で偶数ビューを高い X 線管電圧で撮影し、X 線データ収集を行う。

ステップ C 2 では、奇数ビューの低い X 線管電圧の X 線投影データ R - L o w と、偶数ビューの高い X 線管電圧の X 線投影データに X 線投影データ R - H i g h を分離する。

ステップ C 3 では、低い X 線管電圧の X 線投影データ R - L o w を画像再構成する。

ステップ C 4 では、高い X 線管電圧の X 線投影データ R - H i g h を画像再構成する。

【0065】

ステップ C 5 では、低い X 線管電圧の断層像と高い X 線管電圧の断層像を加重加算処理し、弁別したい物質情報の断層像を画像再構成する。弁別したい物質情報は、弁別したい物質の X 線吸収係数の X 線管電圧依存情報であり、別言すれば弁別したい元素分布でもある。

ステップ C 6 では、弁別したい物質情報の断層像を表示する。

また、図 6 (d) に示すように、複数の連続したビューごとに X 線管電圧 80 kV の X 線投影データ収集と、X 線管電圧 140 kV の X 線投影データ収集を交互に繰り返しても良い。なお、図 6 (d) のように、複数ビュー単位で低い X 線管電圧の X 線データ収集、高い X 線管電圧の X 線データ収集を行った場合でも、図 7 と同様に、低い X 線管電圧の X 線投影データ R - L o w、高い X 線管電圧の X 線投影データ R - H i g h に分離して、各々の X 線投影データを画像再構成してやれば良い。

【0066】

このように、図 6 (a)、(b) に示すように、フルスキャンである 360 度スキャン、またはハーフスキャンである 180 度 + ファン角分スキャンを連続して行う場合においても、図 6 (c)、(d) に示すように、ビューごとまたは複数ビューごとに X 線管電圧を切り換える方法によっても、低い X 線管電圧の X 線投影データ R - L o w と高い X 線管電圧の X 線投影データ R - H i g h との加重加算処理された X 線投影データを画像再構成して得られた断層像が、いわゆるデュアルエネルギー撮影による断層像 M - C S I になる。また、低い X 線管電圧の断層像 C S I - L o w と高い X 線管電圧の断層像 C S I - H i g h とを加重加算処理して得られた断層像が、いわゆるデュアルエネルギー撮影による断層像となる。

【0067】

<<デュアルエネルギー撮影の断層像 M - C S I の S / N 比>>

上記のように、複数の X 線管電圧の断層像によりデュアルエネルギー撮影の断層像を求める際には、加重加算処理の加重加算係数のうちの 1 つが負数 (マイナス) になる。このため、元の複数の X 線管電圧の断層像に比べ、デュアルエネルギー撮影の断層像の S N が悪くなる、画像ノイズが悪化するまたは画質が落ちるといった特徴がある。このため、元の複数の X 線管電圧の断層像の撮影条件は被検体の被曝を考慮しつつ、デュアルエネルギー

10

20

30

40

50

撮影の断層像の画像ノイズも考慮して決めなければならない。

【 0 0 6 8 】

一般的に図 8 (a) に示すように、画像ノイズが N_1 、信号が S_1 、 S/N 比が N_1/S_1 である低い X 線管電圧の断層像 $CSI - Low$ と、画像ノイズが N_2 、信号が S_2 、 S/N 比が N_2/S_2 である高い X 線管電圧の断層像 $CSI - High$ との差画像を求めると、差画像の S/N 比 SN_{sub} は以下の (数式 8) のようになる。

【 数 8 】

$$SN_{sub} = \frac{\sqrt{(n1)^2 + (n2)^2}}{s1 - s2}$$

10

... (数式 8)

なお、相加相乗平均の定理より、以下の (数式 9) が成り立つ。

【 数 9 】

$$\sqrt{(n1)^2 + (n2)^2} \geq \sqrt{2 \cdot n1 \cdot n2}$$

... (数式 9)

つまり、低い X 線管電圧 kV_1 の断層像の画像ノイズ N_1 と、高い X 線管電圧 kV_2 の断層像の画像ノイズ N_2 が等しい時、差画像の画像ノイズ N_{sub} は最小となる。

20

本実施形態の場合は、加重加算処理に加重加算係数 w_1, w_2 が入っているので、上記にこれを考慮して以下の (数式 10) の式のようになる。

【 数 10 】

$$N_{sub} \geq \frac{\sqrt{2 \cdot n1 \cdot n2}}{s1 \cdot s2}$$

... (数式 10)

【 0 0 6 9 】

つまり、加重加算係数分を考慮して、X 線管電圧 $80 kV$ の断層像 $CSI - Low$ の画像ノイズと X 線管電圧 $140 kV$ の断層像 $CSI - High$ の画像ノイズとがほぼ等しくなれば良い。

30

また、いわゆるデュアルエネルギー撮影の断層像撮影において、なるべく少ない X 線被曝線量で、より良い S/N 比を得るための X 線管電圧の決定方法としては、抽出したい物質、強調したい物質により決める必要がある。

【 0 0 7 0 】

図 8 (b) は、抽出したい物質が有している X 線管電圧依存性を示した図である。物質 A の各 X 線エネルギーの X 線吸収係数を $\mu_a (kV)$ 、物質 B の各 X 線エネルギーの X 線吸収係数を $\mu_b (kV)$ 、物質 C の各 X 線エネルギーの X 線吸収係数を $\mu_c (kV)$ とする。また、低い X 線管電圧 kV_1 の実効エネルギーを e_{kV_1} 、高い X 線管電圧 kV_2 の実効エネルギーを e_{kV_2} とする。また、X 線 CT 装置 100 の断層像 CSI の各画素の CT 値を $g_a(x, y)$ と、X 線管電圧 kV_1 の場合の変換係数を C_{kV_1} と、X 線管電圧 kV_2 の場合の変換係数を C_{kV_2} とする。

40

この場合に、物質 A を低い X 線管電圧 kV_1 と高い X 線管電圧 kV_2 で撮影した場合に、物質 A の CT 値は kV_1 では $C_{kV_1} \cdot \mu_a(e_{kV_1})$ 、 kV_2 では $C_{kV_2} \cdot \mu_a(e_{kV_2})$ となる。

【 0 0 7 1 】

この時に、デュアルエネルギー撮影の断層像の画素値としては以下の (数式 11) のようになる。

【数 1 1】

$$ga(x, y) = w1 \cdot ckV1 \cdot \mu a(ekV1) - w2 \cdot ckV2 \cdot \mu a(ekV2)$$

... (数式 1 1)

これは物質 A を消去して、他の物質を強調する場合である。また、他の物質 B を消去した場合に物質 A は強調される。

一般的に以下の (数式 1 2) の μ が大きいほどデュアルエネルギー撮影の断層像の SN は良くなり、画像ノイズは改善される。

【数 1 2】

$$\Delta\mu a = \mu a(ekV1) - \mu a(ekV2)$$

10

... (数式 1 2)

【0072】

このように、デュアルエネルギー撮影の断層像の画像ノイズ、SN を改善するには、低い X 線管電圧 kV1 の実効エネルギー $ekV1$ における X 線吸収係数 $\mu(ekV1)$ と、高い X 線管電圧 kV2 の実効エネルギー $ekV2$ における X 線吸収係数 $\mu(ekV2)$ との差が大きい物質、特に造影剤を選び、また、その物質の X 線吸収係数の差がなるべく大きくなるように、低い X 線管電圧 kV1 および高い X 線管電圧 kV2 を選ぶ。これにより、デュアルエネルギー撮影の断層像の画像ノイズ、SN を改善し、X 線被曝を低減することができる。

20

【0073】

特に、図 8 (b) の物質 B においては、K 吸収端により急激な X 線吸収係数の変化がある。このような急激な X 線吸収係数の変化をうまく利用して、低い X 線管電圧 kV1、高い X 線管電圧 kV2 を選ぶことで、デュアルエネルギー撮影の断層像の画像ノイズ、SN を改善し、X 線被曝を低減することができる。

また、X 線管 21 または X 線発生装置の出力の制約条件より、低い X 線管電圧の断層像 CSI - Low の画像ノイズと、高い X 線管電圧の断層像 CSI - High の画像ノイズとを等しくまたは、ほぼ等しくできない場合がある。この場合は、画像ノイズが悪い方の断層像の画像再構成において、画像ノイズの少ない再構成関数を用いて画像再構成を行うことで、低い X 線管電圧の断層像の画像ノイズと、高い X 線管電圧の断層像の画像ノイズとをほぼ等しくする。これにより、被検体の X 線吸収係数の X 線管電圧依存情報を表わす断層像を、より少ない被曝で、より良い画質で得ることができる。

30

【0074】

しかし、加重加算係数 $w1$ および $w2$ は、何の原子、物質、部位を消したいか、何の原子、物質、部位を強調したいかで決まってくる。例えば、X 線管電圧 80 kV の断層像と X 線管電圧 140 kV の断層像を用いて、カルシウム、造影剤のヨウ素を消したい場合は、 $w1/w2$ は、およそ $1/1.3 \sim 1/2$ ぐらいの範囲になる。つまり、高い X 線管電圧の断層像の画像ノイズを、およそ 2 倍程度良くしておけば良い。

40

もし、この調整をより正しくまたは自動化する際には、あらかじめ被検体と同じプロフィール断面積程度のファントムを用いて、低い X 線管電圧の各 X 線管電流値に対し、高い X 線管電圧の各 X 線管電流値がどの程度の画像ノイズになるかを知っておけば良い。

【0075】

<< 低い X 線管電圧の各 X 線管電流値と高い X 線管電圧の各 X 線管電流値との関係 >>

図 9 は、低い X 線管電圧の各 X 線管電流値と高い X 線管電圧の各 X 線管電流値との関係を示したグラフである。

図 9 (a) においては、X 線管電圧 80 kV の撮影条件として、400 mA, 500 mA, 600 mA, 700 mA の 4 種類の断層像と、X 線管電圧 140 kV の X 線管電流 100 mA から 500 mA までの断層像を組合せた場合の結果を示している。この結果は、

50

被検体 H B と同程度のプロファイル断面積を持つ、例えば直径 20 cm の水ファントムの各画素値の標準偏差 s_d を測定したものである。

また、図 9 (b) においては、直径 20 cm の水ファントムの各画素値の標準偏差 s_d が w_2 / w_1 の比に依存して、各々の X 線管電圧 80 kV の撮影条件と X 線管電圧 140 kV の撮影条件の組合せでどのように変化するかを示している。図 9 (b) においては、X 線管電圧 80 kV の撮影条件と X 線管電圧 140 kV の撮影条件の組合せを、X 線管電圧 80 kV , X 線管電流 600 mA と X 線管電圧 140 kV , X 線管電流 150 mA の組合せ、X 線管電圧 80 kV , X 線管電流 675 mA と X 線管電圧 140 kV , X 線管電流 200 mA の組合せ、X 線管電圧 80 kV , X 線管電流 750 mA と X 線管電圧 140 kV , X 線管電流 250 mA の組合せの 3 つの組合せの場合について、加重加算係数の比 w_2 / w_1 を、およそ 1 . 3 ~ 2 . 0 の間で変化させた場合の直径 20 cm の水ファントムの標準偏差 s_d を示している。

10

【 0076 】

これらの情報を記憶装置 7 に記憶させておき、デュアルエネルギー撮影の画質のノイズ指標値、つまりデュアルエネルギー撮影の断層像の画素値の標準偏差 s_d を目標値に到達できるように、デュアルエネルギー撮影の複数の X 線管電圧の断層像撮影条件を定めたり、複数の X 線管電圧の断層像画像の再構成条件を定めたりすることができる。

【 0077 】

< 画像再構成条件のフィードバック >

図 10 は、低い X 線管電圧の断層像 C S I - L o w と高い X 線管電圧の断層像 C S I - H i g h との画像再構成条件に対してフィードバックをかけるデュアルエネルギー撮影の概要を示す図である。

20

まず、低い X 線管電圧で収集された X 線投影データ R - L o w と高い X 線管電圧で収集された X 線投影データ R - H i g h とを得る。これらの X 線投影データ R - L o w と X 線投影データ R - H i g h とに対して画像再構成処理を行う。画像再構成には、所定の画像フィルタ、画像再構成関数などを用いる。これにより、低い X 線管電圧の断層像 C S I - L o w および高い X 線管電圧の断層像 C S I - H i g h が画像再構成される。

【 0078 】

そして、低い X 線管電圧の断層像 C S I - L o w には加重加算係数 w_1 を乗算し、高い X 線管電圧の断層像 C S I - H i g h には加重加算係数 w_2 を乗算し、定数 C_1 とともに加重加算処理を行う。この加重加算係数 w_1 , w_2 および定数 C_1 は、抽出したい原子、強調したい原子、表示上で消したい原子または部位により定まる。例えば C T 値の近い、骨や石灰化を構成するカルシウム成分 (Ca 成分) と、ヨウ素を主成分とする造影剤 (Iodine 成分) を分離したい場合、カルシウム成分を表示上で消すと、つまりカルシウム成分の画素値を 0 にすると造影剤成分が抽出され強調されて表示され、造影剤成分の分布画像の断層像 M - C S I が求められる。

30

【 0079 】

この断層像 M - C S I に関して画像ノイズ、空間分解能、スライス厚などの画質を測定し、それぞれの指標値と比べ最適か否かを判断する。最適でなければ、画像再構成の条件変更のフィードバックを行う。つまり調整部 37 が、画像再構成条件を調整する。そして画像フィルター、画像再構成関数などを調整して、再度、低い X 線管電圧の断層像 C S I - L o w および高い X 線管電圧の断層像 C S I - H i g h を画像再構成する。画像ノイズ、空間分解能、スライス厚などの画質が最適であれば、デュアルエネルギー撮影の断層像 M - C S I を表示する。画像再構成条件の変数は、図 11 のステップ C 10 で詳述する。

40

【 0080 】

図 10 で示したデュアルエネルギー撮影の概要をより具体的な流れが図 11 になる。

図 11 は、複数の X 線管電圧の断層像の画像再構成条件をフィードバックして変更するデュアルエネルギー撮影の断層像画像再構成方法のフローチャートである。

図 11 は、X 線管電圧 80 kV の断層像と X 線管電圧 140 kV の断層像よりデュアルエネルギー撮影を行った後に、そのデュアルエネルギー撮影の断層像が十分な画質を満た

50

さないために、X線管電圧80kVの断層像とX線管電圧140kVの断層像の画像再構成条件をフィードバックして変更した画像再構成条件で、X線管電圧80kVの断層像とX線管電圧140kVの断層像を再度、画像再構成する実施形態である。

【0081】

ステップC1では、X線管電圧80kVでの撮影を行う。

ステップC2では、X線管電圧140kVでの撮影を行う。

ステップC3では、X線管電圧80kVの断層像の画像再構成を行う。

ステップC4では、X線管電圧140kVの断層像の画像再構成を行う。

ステップC5では、X線管電圧80kVの断層像とX線管電圧140kVの断層像を加重加算処理し、カルシウム強調断層像、造影剤強調断層像を画像再構成する。

10

【0082】

ステップC6では、カルシウム強調断層像、造影剤強調断層像の画質を測定する。画質の指標値には、ノイズ指標値または分解能指標値がある。ノイズ指標値とは、一般的に断層像の各画素の標準偏差 s_d を指標値として用いる。また、分解能指標値とは、z方向に置かれたワイヤファントムの断層像内にあたるxy平面のMTF (Modulation Transfer Function) や、断層像平面であるxy平面に置かれたスリットファントムのMTFや標準偏差 s_d などが指標値として用いられる。

ステップC7では、カルシウム強調断層像、造影剤強調断層像は、ノイズ指標値、分解能指標値を満足しているかを判断し、YESであればステップC8へ行き、NOであればステップC3へ戻る。

20

【0083】

ステップC8では、デュアルエネルギー撮影の断層像M-C S Iである、カルシウム強調断層像、造影剤強調断層像などを表示する。

ステップC9では、カルシウム強調断層像、造影剤強調断層像のノイズ指標値、空間分解能指標値はどれだけ不足しているか求める。

ステップC10では、X線管電圧80kV、X線管電圧140kVの画像再構成条件を変更する。

【0084】

<< 画像再構成の条件 >>

ステップC10において、X線管電圧80kVの断層像、またはX線管電圧140kVの断層像の画像再構成の条件を変更するにあたり、ノイズ指標値が不足している場合には、再構成関数としては高周波領域を強調しないで、低周波領域を強調する再構成関数を用いる。

30

画像フィルタとしては、低周波領域を強調する画像フィルタや、選択的に高周波領域を抑制する画像フィルタなどを用いる。画像再構成マトリクスとしては、通常 512×512 画素が用いられるが、ノイズ指標値を改善するには 256×256 画素のように画像再構成マトリクス数を少なくするのも効果がある。ただし、この時には従来の画像再構成マトリクス 512×512 画素の 2×2 画素の平均値が画像再構成マトリクス 256×256 画素の1画素にならないといけない。このために、画像再構成マトリクス 512×512 画素の時に用いられたX線投影データの各X線検出器データをチャンネル方向に2つずつ加算して、チャンネル方向のX線ビーム開口の大きさが2倍になった各X線検出器データを用いて逆投影処理を行うことにより、画像再構成マトリクスを 256×256 画素にしてノイズ指標値を上げる効果を十分に発揮できる。

40

【0085】

図12に画像再構成マトリクス数によるX線ビーム開口幅の制御を示す。今、 512×512 画像再構成マトリクスの1画素の大きさに合わせて、多列X線検出器24の1チャンネルの幅、つまりチャンネル方向X線ビーム開口幅が d になるように多列X線検出器24と画像再構成マトリクスの大きさが設計されているとする。この場合に、 256×256 画像再構成マトリクスを考えると、図12に示すように 256×256 画像再構成マトリクスの一画素の大きさは、多列X線検出器24の2チャンネル分の幅、つまりチャンネル方向X

50

線ビーム開口幅 2 D に相当することになる。このため、 256×256 画像再構成マトリクスの場合、多列 X 線検出器 24 の X 線検出器データを 2 チャンネルを 1 データに束ねる処理をした後に逆投影処理を行うことが必要になる。またはチャンネル方向に $(1/2, 1/2)$ の空間フィルタを重畳した後に逆投影処理を行うことが必要になる。このように、画像再構成マトリクスの 1 画素の大きさと X 線検出器データのチャンネル幅、つまりチャンネル方向 X 線ビーム開口幅の大きさは、ほぼ同じ大きさになるように制御することが画像再構成処理における画像ノイズの最適化となる。

【0086】

また、z フィルタの係数を調整してノイズ指標値を改善するには、スライス厚を z 方向に多少厚くしてノイズ指標値を改善する。この時に半値幅 FWHM (Full Width Half Maximum) はなるべく広げずに、 $1/10$ 幅 FWTM (Full Width Tenth Maximum) を広げるようにすると、見た目にはあまりスライス厚が厚くなった感覚を持たせずにノイズ指標値を改善することができる。

10

【0087】

X 線投影データ空間の空間フィルタとしては、チャンネル方向、列方向、ビュー方向に広がる X 線投影データ空間において、高周波を強調せずに低周波を強調する空間フィルタを用いると良い。この場合にチャンネル方向だけに低周波を強調しすぎてしまうと x y 平面の空間分解能が劣化してしまう。または列方向だけに低周波を強調しすぎてしまうと z 方向の空間分解能が劣化してしまう。このため、X 線投影データ空間のデータおよびその近傍データの特性に適應しながら、例えばチャンネル方向に構造物による変化があり、z 方向に構造物による変化がない場合は、z 方向により強く低周波強調を行い、また z 方向に構造物による変化があり、チャンネル方向に構造物による変化がない場合は、チャンネル方向により強く低周波強調を行うなどのように、選択的に X 線投影データ空間フィルタが作用させると良い。

20

【0088】

また、ステップ C10 において、最終的なデュアルエネルギー撮影の断層像が目標となる画質の指標値に合うように、複数の X 線管電圧の断層像ごとの画質の目標値、例えば目標となるノイズ指標値を定めるには次のようにして定めることができる。

まず、図 9 (a) に示したファントム測定データの各撮影条件でのデュアルエネルギー撮影の断層像の標準偏差 s_d のグラフを元に、複数の X 線管電圧の断層像が X 線管電流 I_m A 相当の画質でなければならないかを定める。その X 線管電流相当の画質になるように、再構成関数、画像フィルタ、画像再構成マトリクス数、z フィルタ、X 線投影データ空間の空間フィルタのうち少なくとも 1 つを調整する。なお、この時には X 線発生装置の出せる範囲の X 線管電流値に納まるように、各 X 線管電圧の断層像にノイズ指標値の目標をうまく振分けることが必要になる場合もある。

30

【0089】

このようにして、低い X 線管電圧の断層像 CSI - Low と高い X 線管電圧の断層像 CSI - High との画像再構成条件を用いて、X 線管電圧依存情報の断層像、いわゆるデュアルエネルギー撮影の断層像を画質の目標値に合わせて調整する。つまり、一度、画像再構成されたデュアルエネルギー撮影の断層像の画質を測定し、最終的なデュアルエネルギー撮影の断層像の画質の目標値に合うように複数の X 線管電圧の断層像の画像再構成条件にフィードバックを行い、複数の X 線管電圧の断層像の画質を再調整することができる。

40

【0090】

なお、上記例では、X 線管電圧 80 kV の断層像と X 線管電圧 140 kV の断層像とをそれぞれ再構成し、デュアルエネルギー像の画質を最適化するために、X 線管電圧 80 kV の断層像と X 線管電圧 140 kV の断層像と画像再構成条件をそれぞれ変更した。しかし、低い X 線管電圧の投影データと高い X 線管電圧の投影データとを加加重算処理して得られた投影空間において画像再構成を行う場合は、デュアルエネルギー像の画質を最適化するために、この投影空間における画像再構成の条件を変更する。

50

【 0 0 9 1 】

(実施形態 2)

実施形態 2 においては、デュアルエネルギー撮影の断層像に画質の目標となる指標値を与え、その指標値を満足するように複数の X 線管電圧の断層像の撮影条件を調整する実施形態を示す。

図 1 3 は、指定された画質の指標値に基づいたデュアルエネルギー撮影の断層像の画像再構成のフローチャートである。

【 0 0 9 2 】

ステップ B 1 では、指定された画質の指標値に基づきデュアルエネルギー撮影の撮影条件設定を行う。

ステップ B 2 では、あらかじめ収集されたファントムデータに基づき、各 X 線管電圧の撮影条件を定める。

ステップ B 3 では、各 X 線管電圧の撮影条件を表示する。

ステップ B 4 では、被検体の被曝の観点から問題ないかを判断し、YES であればステップ B 5 へ行き、NO であればステップ B 7 へ行く。

ステップ B 5 では、X 線管電圧 8 0 k V の撮影を行う。

ステップ B 6 では、X 線管電圧 1 4 0 k V の撮影を行う。

その後、図 1 1 のステップ C 1 へ進む。つまり、実施形態 1 で説明したとおり、デュアルエネルギー撮影の断層像が目標である画質の指標値、例えば画像ノイズ指標値を満足していない場合に、画像再構成処理により、画質の指標値を満足させるように画像再構成条件を変更して、画像再構成を再度行う。

【 0 0 9 3 】

ステップ B 7 では、手動により各 X 線管電圧の撮影条件を修正する。

ステップ B 8 では、各 X 線管電圧の画質の指標値、デュアルエネルギー撮影の断層像の画質の指標値の表示、被検体の被曝量の表示を行う。

ステップ B 9 では、十分な画質で被検体の被曝も問題ないかを判断し、YES であればステップ B 5 へ進み、NO であればステップ B 7 へ戻る。

【 0 0 9 4 】

ステップ B 1 からステップ B 4、およびステップ B 7 からステップ B 9 においては、あらかじめ指定された画質の指標値に基づき、デュアルエネルギー撮影の撮影条件設定を行う。図 9 (a) のように、各々の低い X 線管電圧の撮影条件に対し、高い X 線管電圧の撮影条件の X 線管電流を変えると、どのようにファントムの画像ノイズである CT の標準偏差 s_d が変化するかについて、あらかじめ様々なファントムの大きさ、様々な加重加算係数の w_1 / w_2 ごとに記憶装置 7 に記憶しておく。そして、最終的なデュアルエネルギー撮影の断層像の画質の指標値から、複数の X 線管電圧の断層像の画質の指標値を各々の X 線管電圧の断層像ごとに割当てする。特に X 線発生装置の制約がなければ、なるべく低い X 線管電圧の断層像の画質と高い X 線管電圧の断層像の画質をほぼ同じにする。

【 0 0 9 5 】

また、被検体の撮影においてはスカウト像撮影において、被検体の X 線透過径路長の積分値であるプロファイル面積がわかる。被検体のプロファイル面積とほぼ同等のプロファイル面積のファントムのデュアルエネルギー撮影の撮影条件テーブルを用いることにより、デュアルエネルギー撮影の断層像の目標の画質指標値、例えばノイズ指標値を満足させるための複数の X 線管電圧の撮影条件、つまり低い X 線管電圧の X 線管電流値と高い X 線管電圧の X 線管電流値を定めることができる。なお、この時に低い X 線管電圧の断層像の画像ノイズと高い X 線管電圧の断層像の画像ノイズが、ほぼ等しくなるのが好ましい。

【 0 0 9 6 】

このため、低い X 線管電圧の断層像の被曝線量と高い X 線管電圧の断層像との被曝線量がわかるグラフやテーブルをあらかじめ記憶装置 7 に記憶していた方が好ましい。そして低い X 線管電圧の断層像の被曝線量と高い X 線管電圧の断層像の被曝線量を、ほぼ等しくまたは加重加算計数を考慮してほぼ等しくするようにすれば良い。

10

20

30

40

50

図14(a)は、各撮影条件における被曝線量を示したグラフである。この時の処理の流れを図14(b)に示す。

【0097】

ステップN1では、被検体のスカウト像撮影を行う。

ステップN2では、被検体のスカウト像より、あるz方向座標位置におけるプロファイル面積 $PA(z)$ を求める。

ステップN3では、被検体のあるz方向座標位置のプロファイル面積 $PA(z)$ に相当するファントムのデュアルエネルギー撮影の撮影条件テーブルを求める。

ステップN4では、抽出したい物質のX線管電圧80kVとX線管電圧140kVの各々のX線吸収係数値を求め、加重加算係数の比 $w1/w2$ を求める。

ステップN5では、ステップN3で求めたデュアルエネルギー撮影の撮影条件テーブルにおいて、加重加算係数の比 $w1/w2$ に相当する撮影条件テーブルを求める。

【0098】

ステップN6では、デュアルエネルギー撮影の断層像の目標の画質指標値に合わせて低いX線管電圧のX線管電流と高いX線管電圧のX線管電流を定める際に、低いX線管電圧の被曝線量と高いX線管電圧の被曝線量を等しくするように各々のX線管電流を定める。

実施形態2においては、上記のようにして、デュアルエネルギー撮影の断層像に画質の目標となる指標値を与え、その画質の指標値を満足するように複数のX線管電圧の断層像の撮影条件、および画像再構成条件を調整することができる。

【0099】

(実施形態3)

実施形態3においては、デュアルエネルギー撮影の断層像において、低いX線管電圧の断層像と高いX線管電圧の断層像の位置がずれ、位置ずれアーチファクトが見つけれられた場合に位置合わせ補正を行い、デュアルエネルギー撮影の断層像の画質を目標となる画質の指標値に最適化する実施形態を示す。図15にその処理の流れを示す。

図15は、断層像の位置合わせを行ったデュアルエネルギー撮影の画像再構成のフローチャートである。

【0100】

ステップC31では、デュアルエネルギー撮影で抽出したい物質の指定を行い、画質の指標値を指定する。例えば造影剤を抽出したり造影剤を強調したりしたい場合は、造影剤とCT値が近い石灰化、骨などのカルシウム成分を除去すると良い。また、逆に石灰化、骨などのカルシウム成分を抽出したりカルシウム成分を強調したりしたい場合は、カルシウム成分とCT値の近い造影剤を除去すると良い。また、脂肪成分を抽出したり脂肪成分を強調したりしたい場合は、同じく軟部組織を構成している水分を除去すると良い。同様に水分を抽出したり水分を強調したりしたい場合は、脂肪分を除去してやると良い。このように、抽出したい物質と除去したい物質を指定して撮影条件を設定する。また、画質の指標値として良く用いられるのは画像ノイズ、つまり、各画素のCT値の標準偏差 s_d である。

【0101】

ステップC32では、被検体のスカウト像より被検体のプロファイル面積を求め、ほぼ同一のプロファイル面積のファントムデータに基づき、各X線管電圧の撮影条件を定める。被検体のスカウト像のプロファイル面積を求めるには、図2の画像再構成のフローチャートではステップP4の前処理の後、既に対数変換の終わったX線投影データに対して、被検体のチャンネル方向範囲の部分を加算、または積分すれば良い。

ステップC33では、各X線管電圧の撮影条件、被曝情報を表示する。通常、被曝情報としてはCTDI(CT Dose Index), DLP(Dose Length Products)が表示される。

【0102】

ステップC34では、撮影条件の操作者による確認で問題ないかを判断し、YESであればステップC35へ行き、NOであればステップC44へ行く。

10

20

30

40

50

ステップ C 3 5 では、X 線管電圧 8 0 k V の撮影を行う。

ステップ C 3 6 では、X 線管電圧 1 4 0 k V の撮影を行う。

ステップ C 3 7 では、X 線管電圧 8 0 k V の断層像の画像再構成を行う。

ステップ C 3 8 では、X 線管電圧 1 4 0 k V の断層像の画像再構成を行う。

ステップ C 3 9 では、X 線管電圧 8 0 k V の断層像と X 線管電圧 1 4 0 k V の断層像の位置合わせを行う。この位置合わせに関して図 1 6 および図 1 7 を使って後述する。

ステップ C 4 0 では、X 線管電圧 8 0 k V の断層像と X 線管電圧 1 4 0 k V の断層像を加重加算処理して、デュアルエネルギー撮影の断層像を画像再構成する。

ステップ C 4 1 では、デュアルエネルギー撮影の断層像の画質を測定する。

ステップ C 4 2 では、デュアルエネルギー撮影の断層像の画質は指標値を満足しているかを判断し、YES であればステップ C 4 3 へ行き、NO であればステップ C 4 5 へ行く。

ステップ C 4 3 では、デュアルエネルギー撮影の断層像を表示する。

ステップ C 4 4 では、手動による撮影条件の修正を行い、ステップ C 3 3 に戻る。

ステップ C 4 5 では、各 X 線管電圧の断層像の画像再構成条件の変更を行い、ステップ C 3 7 に戻る。

【 0 1 0 3 】

ステップ C 3 1 からステップ C 3 4、およびステップ C 4 4 においては、実施形態 2 の場合と同様にデュアルエネルギー撮影の断層像に求められる画質の指標値を満足できるような各 X 線管電圧における X 線管電流を定めて撮影条件を決める。この時に決められた各 X 線管電圧の撮影条件を操作者に確認させて、被検体の被曝などの観点で撮影条件を修正する必要がある場合は手動で操作者が撮影条件を修正する。

ステップ C 3 5 からステップ C 4 3、およびステップ C 4 5 においては、実施形態 1 および実施形態 2 と同様に、最終的に得られたデュアルエネルギー撮影の断層像が目標である画質の指標値、例えば画像ノイズ指標値を満足していない場合に、複数の各 X 線管電圧で収集された X 線投影データに対し、画像再構成処理を再度行い、複数の X 線管電圧の各断層像の画質の指標値を満足させるように画像再構成処理の条件を変更して、複数の X 線管電圧における断層像の画質を満足させるようにする。この結果、最終的なデュアルエネルギー撮影の断層像の画質を満足させることができる。

【 0 1 0 4 】

< X 線管電圧 8 0 k V の断層像と X 線管電圧 1 4 0 k V の断層像の位置合わせ >

図 1 6 は、分割された外接矩形 S R の領域ごとに位置合わせを行う処理の概要を示す図である。ステップ C 3 9 に示す X 線管電圧 8 0 k V の断層像 C S I - 8 0 k V と X 線管電圧 1 4 0 k V の断層像 C S I - 1 4 0 k V の位置合わせの概要図である。

図 1 6 (a) は、X 線管電圧 1 4 0 k V の断層像 C S I - 1 4 0 k V であり、(b) は、X 線管電圧 1 4 0 k V の断層像 C S I - 1 4 0 k V である。X 線管電圧 1 4 0 k V の断層像 C S I - 1 4 0 k V は、(d) に示すように被検体の輪郭を 2 値化処理などにより抽出する。そして、輪郭を含む外接矩形 S R を例えば 8 分割する。

【 0 1 0 5 】

その分割された X 線管電圧 1 4 0 k V の外接矩形 D - S R の一つを、(c) に示すように X 線管電圧 8 0 k V の断層像 C S I - 8 0 k V に位置合わせする。位置合わせに際しては相関演算を行う。他の分割された X 線管電圧 1 4 0 k V の外接矩形 D - S R も順に X 線管電圧 8 0 k V の断層像 C S I - 8 0 k V に位置合わせする。これにより、(e) に示すように分割された X 線管電圧 1 4 0 k V の外接矩形 D - S R が、X 線管電圧 8 0 k V の断層像 C S I - 8 0 k V に合体する。図 1 7 に以上の処理の流れを示す。

【 0 1 0 6 】

図 1 7 は、各々の分割された外接矩形 S R の領域ごとに位置合わせを行ったデュアルエネルギー撮影処理のフローチャートである。

ステップ D 1 では、X 線管電圧 8 0 k V での撮影を行う。

ステップ D 2 では、X 線管電圧 1 4 0 k V での撮影を行う。

ステップD3では、X線管電圧140kVの断層像CSI-140kVより、被検体の体表面の輪郭を抽出する2値化閾値で2値化し、その外接矩形SRを8分割する。ステップD3において、被検体の外接矩形SRの8分割した領域を求める処理の流れについて、図18を使って後述する。

ステップD4では、X線管電圧140kVの断層像CSI-140kVの分割された外接矩形D-SRの領域を、X線管電圧80kVの断層像CSI-80kV上で二次元相関演算を行う。ステップD4では、X線管電圧140kVの断層像CSI-140kVの分割された外接矩形D-SRの領域を、X線管電圧80kVの断層像CSI-80kVと二次元相関演算を行う。そして、その二次元相関演算の最大値、局所最大値の位置、またはピークの広がりにより、x方向ずれ量 x 、y方向ずれ量 y を求める。また、二次元相関演算の最大値または局所最大値のピークの広がりを示す半値幅FWHM (Full Width Half Maximum) より拡大縮小倍率を求める。この詳細は、図19を使って後述する。

10

【0107】

ステップD5では、二次元相関演算の局所最大値の位置より、位置ずれ、拡大縮小倍率を求める。

ステップD6では、X線管電圧140kVの断層像CSI-140kVの分割された外接矩形D-SRの領域の全部を、X線管電圧80kVの断層像CSI-80kV上で位置合わせ完了かを判断し、YESであればステップD7へ行き、NOであればステップD4へ戻る。

ステップD7では、X線管電圧140kVの断層像CSI-140kVの各々の分割された外接矩形D-SRの領域を合体する。

20

ステップD8では、X線管電圧80kVの断層像CSI-80kVとX線管電圧140kVの断層像CSI-140kVとを加重加算処理を行う。

ステップD9では、デュアルエネルギー撮影の断層像を表示する。

【0108】

<<被検体の外接矩形SRの分割>>

図18は、被検体の外接矩形SRの8分割した領域を求める処理のフローチャートであり、ステップD3を詳述したものである。

ステップL1では、2値化処理を行う。ステップL1の2値化処理では、被検体の体表面の輪郭を抽出するには、被検体と空気が分離できる2値化閾値であれば良いため、例えばCT値-50、-100などの値を用いれば良い。2値化された画像はステップL2において連続領域番号付処理(ラベリング処理)により、連続した二次元領域ごとに番号付けされたラベル領域となる。

30

ステップL2では、連続領域番号付処理(ラベリング処理)を行う。

ステップL3では、被検体の部分を示す連続領域の抽出および外接矩形SRを求める。ステップL3においてはこの連続二次元領域のうち、被検体の連続二次元領域と思われるものを面積、外接矩形SRの大きさ、円形度などより抽出する。

ステップL4では、外接矩形SRより8分割した矩形領域D-SRを求める。ステップL4においてはステップL3で抽出された被検体の連続二次元領域の外接矩形SRの始点(x_S, y_S)と、終点($x_S + L_x, y_S + L_y$)より、8つの矩形領域に分けることができる。

40

【0109】

<<二次元相関演算>>

図17のステップD4の二次元相関演算について説明する。

図19は二次元相関演算による位置合わせの処理の概要を示す図である。図19(a)にX線管電圧80kVの断層像CSI-80kVと矩形分割したX線管電圧140kVの断層像CSI-140kVを示す。図19(b)に相関量CR1(x, y)の変化の一例を示す。

X線管電圧140kVの分割された外接矩形SR上の断層像の各画素値を $g_{140}(x, y)$ 、X線管電圧80kVの断層像CSI-80kVの各画素値を $g_{80}(x, y)$ と

50

すると、X線管電圧140kVの断層像CSI-140kVの外接矩形SRの領域を、X線管電圧80kVの断層像CSI-80kV上で二次元相関演算を行ったその相関量CR1(x,y)は、以下の(数式13)のようになる。ただし、X線管電圧140kVの断層像の領域をAr140、X線管電圧80kVの断層像の領域をAr80とする。

【数13】

$$CR1(x,y) = \frac{\iint_{Ar80} g140(x,y) \cdot g(x-s,y-t) dsdt}{\left(\iint_{Ar140} g140(x,y) dx dy \right) \left(\iint_{Ar80} g80(x,y) dx dy \right)}$$

10

... (数式13)

【0110】

図19(b)においては、この相関量CR1(x,y)はxy平面の原点0から(x,y)だけずれた位置において、局所的最大値のピークを取り、そのピークの半値幅FWHM(Full Width Half Maximum)はx方向にD1x、y方向にD1yとなっている。

また、図19(b)に示すx,yは、X線管電圧140kVの断層像CSI-140kVの分割された矩形領域と、X線管電圧80kVの断層像CSI-80kVのずれ量を示している。また、ピークの半値幅より、以下の(数式17)、(数式18)のようにx方向の拡大縮小倍率、y方向の拡大縮小倍率r1x、r1yが定まる。なお、以下の数式のLx、Lyは分割された矩形領域のx方向の辺の長さ、y方向の辺の長さである。

20

【数14】

$$r1x = \frac{lx + d1x}{lx}$$

$$r1y = \frac{ly + d1y}{ly}$$

... (数式14)

【0111】

これらの拡大縮小倍率r1x、r1yと、ずれ量(x,y)より、X線管電圧140kVの断層像の矩形領域g140(x,y)のx,y座標を以下の(数式15)により、新しい座標X,Yに座標変換することで、X線管電圧140kVの断層像CSI-140kVの矩形領域をX線管電圧80kVの断層像の画素値g(x,y)に位置合わせすることができる。ただし、(xc,yc)はX線管電圧140kVの断層像CSI-140kVの矩形領域の中心座標である。

30

【数15】

$$\begin{pmatrix} X - xc \\ Y - yc \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 + r1x & 0 \\ 0 & 1 + r1y \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x - xc \\ y - yc \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{pmatrix}$$

40

... (数式15)

【0112】

なお、この時にx方向の拡大倍率r1x、y方向の拡大倍率r1yを(数式14)のように定めたが、断層像の画質によっては二次元相関演算のピークの広がり具合により、各々のx方向、y方向の拡大倍率に補正係数kx、kyをかけ、x方向の拡大倍率をkx・r1x、y方向の拡大倍率をky・r1yとしても良い。このため、断層像の画質に依存して補正係数kx、kyが必要であれば上記のように乗算すれば良い。なお、この補正係数kx、kyは(0,2)の範囲の値でほぼ1に近い値となると予測される。なお、本実

50

施形態においては、X線管電圧140kVの断層像CSI-140kVをx方向に2分割、y方向に4分割の8つの矩形領域に分割し、X線管電圧80kVの断層像CSI-80kVに位置合わせをしたが、X線管電圧80kVの断層像CSI-80kVを分割し、X線管電圧140kVの断層像CSI-140kVに位置合わせをしても良い。

【0113】

また、分割数も8分割である必要はなく、断層像のマトリクスサイズ、画質などにより変えても同様の効果は得られる。また、二次元相関演算もすべてのCT値の範囲の値を二次元相関演算に用いたが、一部のCT値の範囲の値のみ、例えばCT値0以上のみを二次元相関演算に用いても同様の効果は得られる。

【0114】

図20は、外接矩形の領域をオーバーラップさせた場合を示す図である。

図17のステップD4ないしD7においては、X線管電圧140kVの断層像の8つに分割された分割矩形D-SRの領域を合体するが、合体した境界線で不連続なアーチファクトが発生して、合体する接合部分の断層像が連続的に接合されない場合がある。これを避けるためには断層像の各分割矩形領域を図20(a)のように、より大きめの領域にしておいて処理を行っておくと良い。例えば図20(a)の矩形領域A、矩形領域Bに示すように、矩形領域Aと矩形領域Bをオーバーラップさせて処理を行う。つまり、矩形領域Aおよび矩形領域BにおけるX線管電圧140kVの断層像の矩形領域の位置合わせ処理を拡大された矩形領域A、拡大された矩形領域Bの両方について処理を行っておく。

【0115】

このように処理された矩形領域Aおよび拡大された矩形領域Bの境界部分では、図20(b)に示すような加重加算係数 $w_a(x, y)$ 、 $w_b(x, y)$ をかけて加重加算処理を行う。この加重加算係数 $w_a(x, y)$ 、 $w_b(x, y)$ の和は、以下の数式に示すように常に“1”で一定とする。

$$w_a(x, y) + w_b(x, y) = 1$$

この加重加算係数 $w_a(x, y)$ 、 $w_b(x, y)$ を8つの分割された矩形領域に同様に加重加算処理を行うことで、位置合わせされたX線管電圧140kVの断層像は連続的に滑らかに接合される。また、図20(b)においては線型の加重加算係数を用いているが、より滑らかに変化する多次多項式の加重加算係数でも良い。

【0116】

(実施形態4)

実施形態4においては、X線管電圧情報の断層像、デュアルエネルギー撮影の断層像、または複数のX線管電圧の断層像の三次元表示またはMPR表示において断層像平面方向のずれ、すなわちxy平面のずれの最適化を示す実施形態である。すなわちxy平面のずれが検出されたら、複数のX線管電圧の断層像のずれ補正を行って、デュアルエネルギー撮影の断層像の画質の最適化、三次元表示画像・MPR表示画像の画質の最適化を行う実施形態を示す。

【0117】

特にコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンによって、低いX線管電圧の断層像CSI-Lowと高いX線管電圧の断層像CSI-Highとが撮影されている場合は、各z方向座標位置ごとにおいてコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンのxy平面内の断層像の位置がずれてしまう場合がある。この時には有効な断層像位置合わせ補正および位置ずれアーチファクトを少なくしたデュアルエネルギー撮影方法となる。

【0118】

図21は、コンベンショナルスキャンまたはシネスキャンのxy平面内の断層像の位置ずれを説明する図である。

例えば図21(a)に示すように、z方向座標 (z_0, z_1) の範囲、 (z_1, z_2) の範囲、 (z_2, z_3) の範囲3回のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンを行った場合に、各々のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの間でxy平面の位置がずれ、z方向に断層像が連続でなくなってしまう場合がある。また、デュアルエネルギー

10

20

30

40

50

撮影の場合に、X線管電圧80kVの断層像のxy平面内の位置と、X線管電圧140kVの断層像のxy平面内の位置がずれてしまう場合がある。

【0119】

例えば第1のz方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンで撮影された断層像は32枚で0(x, y) \sim \text{img } 31(x, y)とする。また、第2のz方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンで撮影された断層像も32枚で32(x, y) \sim \text{img } 63(x, y)とする。また、第3のz方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンで撮影された断層像も32枚で64(x, y) \sim \text{img } 95(x, y)とする。

この時に、各z方向座標位置におけるコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの中心位置を以下に定めると、z方向に同一の形をした物であっても、各々のz方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンで撮影された断層像の中心位置はずれてしまう。

【0120】

これをxy平面方向で再投影表示して見ると図21(b)のようになる。z方向座標位置(z0, z1)の範囲の第1のz方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像0(x, y) \sim \text{img } 31(x, y)の中心座標位置を(xc1, yc1)とし、z方向座標位置(z1, z2)の範囲の第2のz方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像32(x, y) \sim \text{img } 63(x, y)の中心座標位置を(xc2, yc2)とし、z方向座標位置(z2, z3)の範囲の第3のz方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像64(x, y) \sim \text{img } 95(x, y)の中心座標位置を(xc3, yc3)とする。

【0121】

各々の(xc1, yc1), (xc2, yc2), (xc3, yc3)は、以下の(数式16)のようになる。ただし、断層像の画像マトリクスサイズはN×N画素とする。

【数16】

$$(xc1, yc1) = \left(\frac{1}{32} \sum_{i=0}^{31} \sum_{y=0}^{N-1} \sum_{x=0}^{N-1} x \cdot \text{img } i(x, y), \frac{1}{32} \sum_{i=0}^{31} \sum_{y=0}^{N-1} \sum_{x=0}^{N-1} y \cdot \text{img } i(x, y) \right)$$

$$(xc2, yc2) = \left(\frac{1}{32} \sum_{i=32}^{63} \sum_{y=0}^{N-1} \sum_{x=0}^{N-1} x \cdot \text{img } i(x, y), \frac{1}{32} \sum_{i=32}^{63} \sum_{y=0}^{N-1} \sum_{x=0}^{N-1} y \cdot \text{img } i(x, y) \right)$$

$$(xc3, yc3) = \left(\frac{1}{32} \sum_{i=64}^{95} \sum_{y=0}^{N-1} \sum_{x=0}^{N-1} x \cdot \text{img } i(x, y), \frac{1}{32} \sum_{i=64}^{95} \sum_{y=0}^{N-1} \sum_{x=0}^{N-1} y \cdot \text{img } i(x, y) \right)$$

... (数式16)

【0122】

z方向に同一の形をした被検体の場合、もしくはほぼ同一の形をした被検体の場合には、第1のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像の中心位置に、第2, 第3のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像の中心位置を合わせる。つまり、第1のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像は動かさず、第2のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像をベクトル(xc1 - xc2, yc1 - yc2)に合わせてずらす。また、第3のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像をベクトル(xc1 - xc3, yc1 - yc3)に合わせてずらす。このように、z方向座標位置ごとのコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンにおいて、xy平面内の断層像の位置がずれたものを上記のような断層像位置合わせ補正により位置合わせが行える。また、z方向に形状の変化の大きい部位を撮影する場合もしくはz方向に形状の変化の大きい被検体を撮影する場合には、各z方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンのz方向の境界における断層像間のズレをなくすように位置補

正を行う位置補正方法もある。

【 0 1 2 3 】

図 2 2 は、z 方向の境界における断層像間のズレをなくす位置補正を説明するための図であり、(a) は、その x z 平面 M P R 像を示す図である。(b) は、y z 平面 M P R 像を示す図である。

例えば図 2 2 (a)、図 2 2 (b) に示すように、z 方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンで撮影された断層像は 3 2 枚で $I m g 0 (x , y) \sim I m g 3 1 (x , y)$ とする。また、第 2 の z 方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンで撮影された断層像も 3 2 枚で $I m g 3 2 (x , y) \sim I m g 6 3 (x , y)$ とする。また、第 3 の z 方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンで撮影された断層像も 3 2 枚で $I m g 6 4 (x , y) \sim I m g 9 5 (x , y)$ とする。

10

【 0 1 2 4 】

この場合に、第 1 のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像と、第 2 のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像との位置合わせを行うには、第 1 のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの境界部の断層像の $I m g 3 1$ と、第 2 のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの境界部の断層像の $I m g 3 2$ とで位置合わせを行う。第 2 のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像と、第 3 のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像との位置合わせを行うには、第 2 のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの境界部の断層像の $I m g 6 3$ と、第 3 のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの境界部の断層像の $I m g 6 4$ とで位置合わせを行えば良い。この位置合わせを行うのに M P R 像を用いる方法を次に示す。

20

【 0 1 2 5 】

図 2 2 (a) に示すように、x z 平面の M P R 像で特に $y = y c 1$ の場合の M P R 像において、断層像 $I m g 3 1 (x , y)$ の被検体の境界の x 座標を $x 1 s , x 1 e$ とする。また、断層像 $I m g 3 2 (x , y)$ の被検体の境界の x 座標を $x 2 s , x 2 e$ とした場合に、断層像 $I m g 3 2 (x , y)$ 、および第 2 の z 方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像を以下の (数式 1 7) の分だけ x 方向にずらす。

【 数 1 7 】

$$\frac{x1s + x1e}{2} - \frac{x2s + x2e}{2}$$

30

... (数式 1 7)

【 0 1 2 6 】

また同様に図 2 2 (a) に示すように、x z 平面の M P R 像で特に $y = y c 2$ の場合の M P R 像において、断層像 $I m g 6 3 (x , y)$ の被検体の境界の x 座標を $x 2 s , x 2 e$ とする。また、断層像 $I m g 6 4 (x , y)$ の被検体の境界の x 座標を $x 3 s , x 3 e$ とした場合に、断層像 $I m g 6 4 (x , y)$ 、および第 3 の z 方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像を以下の (数式 1 8) の分だけ x 方向にずらす。

。

【 数 1 8 】

40

$$\frac{x1s + x1e}{2} - \frac{x2s + x2e}{2} + \frac{x2s + x2e}{2} - \frac{x3s + x3e}{2}$$

$$= \frac{x1s + x1e}{2} - \frac{x3s + x3e}{2}$$

... (数式 1 8)

【 0 1 2 7 】

同様に図 2 2 (b) に示すように、y z 平面の M P R 像で特に $x = x c 1$ の場合の M P R 像において、断層像 $I m g 3 1 (x , y)$ の被検体の境界の y 座標を $y 1 s , y 1 e$ と

50

する。また、断層像 $Img32(x, y)$ の被検体の境界の y 座標を $y2s, y2e$ とした場合に、断層像 $Img32(x, y)$ 、および第 2 の z 方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像を以下の (数式 19) の分だけ y 方向にずらす。

【数 19】

$$\frac{y1s + y1e}{2} - \frac{y2s + y2e}{2}$$

... (数式 19)

【0128】

また同様に図 22 (b) に示すように、 yz 平面の MPR 像で特に $x = xc2$ の場合の MPR 像において、断層像 $Img63(x, y)$ の被検体の境界の y 座標を $y2s, y2e$ とする。また、断層像 $Img64(x, y)$ の被検体の境界の y 座標を $y3s, y3e$ とした場合に、断層像 $Img64(x, y)$ 、および第 3 の z 方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像を以下の (数式 20) の分だけ y 方向にずらす。

【数 20】

$$\frac{y1s + y1e}{2} - \frac{y2s + y2e}{2} + \frac{y2s + y2e}{2} - \frac{y3s + y3e}{2}$$

$$= \frac{y1s + y1e}{2} - \frac{y3s + y3e}{2}$$

... (数式 20)

以上のようにして、第 1 の z 方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像の xy 平面の位置に合わせて、第 2、第 3 の z 方向座標位置のコンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの断層像の xy 平面の位置を位置ずらし補正が行える。

【0129】

図 23 は、 xy 平面のずれを補正したデュアルエネルギー撮影の処理を示したフローチャートである。

ステップ D11 では、X 線管電圧 80 kV の断層像の撮影を行う。

ステップ D12 では、X 線管電圧 140 kV の断層像の撮影を行う。

ステップ D13 では、X 線管電圧 80 kV の断層像の画像再構成を行う。

ステップ D14 では、X 線管電圧 80 kV の断層像の三次元表示・MPR 表示を行う。

ステップ D15 では、X 線管電圧 80 kV の断層像の xy 平面方向のずれはないかを判断し、YES であればステップ D16 へ行き、NO であればステップ D22 へ行く。

ステップ D16 では、X 線管電圧 140 kV の断層像の画像再構成を行う。

ステップ D17 では、X 線管電圧 140 kV の断層像の三次元表示・MPR 表示を行う。

ステップ D18 では、X 線管電圧 140 kV の断層像の xy 平面方向のずれはないかを判断し、YES であればステップ D19 へ行き、NO であればステップ D24 へ行く。

ステップ D19 では、X 線管電圧 80 kV の断層像と X 線管電圧 140 kV の断層像の xy 平面方向のずれはないかを判断し、YES であればステップ D20 へ行き、NO であればステップ D26 へ行く。

ステップ D20 では、X 線管電圧 80 kV の断層像と X 線管電圧 140 kV の断層像との加重加算処理により、デュアルエネルギー撮影の断層像を画像再構成する。

ステップ D21 では、デュアルエネルギー撮影の断層像または三次元表示画像・MPR 表示画像を表示する。

ステップ D22 では、 xy 方向のずれ量を求める。

ステップ D23 では、ずれ量を反映した画像再構成変数を求め、ステップ D13 へ戻る。

。

10

20

30

40

50

ステップ D 2 4 では、 $x y$ 方向のずれ量を求める。

ステップ D 2 5 では、ずれ量を反映した画像再構成変数を求め、ステップ D 1 6 へ戻る。

ステップ D 2 6 では、 $x y$ 方向のずれ量を求める。

ステップ D 2 7 では、 X 線管電圧 1 4 0 k V の断層像をずらす画像再構成変数を求め、ステップ D 1 6 へ戻る。

【 0 1 3 0 】

以上のような処理により、断層像の $x y$ 平面内のずれがあるか否かをステップ D 1 5 , ステップ D 1 8 , ステップ D 1 9 において調べ、上記のように $x y$ 方向のずれ量を ステップ D 2 2 , ステップ D 2 4 , ステップ D 2 6 において求める。

10

これらのずれ量をステップ D 2 3 , ステップ D 2 5 , ステップ D 2 7 のように画像再構成処理の画像再構成変数の変更でずらして位置ずらし補正を行っても良いし、または断層像平面の位置ずらし処理を行っても良い。

【 0 1 3 1 】

以上の X 線 C T 装置 1 0 0 において、本発明の X 線 C T 装置、または X 線 C T 画像再構成方法によれば、デュアルエネルギー撮影の断層像の空間分解能、画像ノイズを最適化する X 線 C T 装置を実現できる効果がある。なお、いずれの画像再構成方法においても加重加算処理の加重加算係数は強調したい原子、消去したい原子に応じて、各々の原子の複数の X 線管電圧における X 線吸収係数により定まる。

20

【 0 1 3 2 】

上記実施形態では、低い X 線管電圧として 8 0 k V を、高い X 線管電圧として 1 4 0 k V を用いているが、他の X 線管電圧値でも同様の効果を出すことができる。また、本実施形態では、抽出したい原子、強調したい原子として骨や石灰化部分のカルシウム、造影剤に含まれるヨウ素を用いているが、他の原子を抽出したり、強調したりする場合でも同様の効果を出すことができる。なお、本実施形態における画像再構成法は、従来公知のフェルドkamp法による三次元画像再構成法でもよい。さらに、他の三次元画像再構成方法でもよい。または二次元画像再構成でも良い。

【 0 1 3 3 】

また、上記実施形態では、 X 線 C T 装置の X 線自動露出機構を用いていない場合について記載しているが、 X 線 C T 装置の X 線自動露出機構を用いた場合についても同様に効果を出すことができる。つまり、スカウト像より各 z 方向座標位置の被検体のプロファイル面積および楕円率などの幾何学的特徴量を求め、その z 方向におけるプロファイル面積および楕円率などの変化により、各 z 方向座標位置の X 線管電流を調整し、各 z 方向座標位置における断層像の画像ノイズを一定にする。これを X 線管電圧 8 0 k V の断層像と X 線管電圧 1 4 0 k V の断層像の各々に対して各々の X 線管電圧に目標となる画像ノイズ指標値を定めることで、 X 線管電圧 8 0 k V の断層像も X 線管電圧 1 4 0 k V の断層像も各 z 方向座標位置において一定の画像ノイズになる。このため、これらの X 線管電圧 8 0 k V の断層像と X 線管電圧 1 4 0 k V の断層像の加重加算処理により画像再構成されるデュアルエネルギー撮影の断層像も z 方向に一定の画像ノイズにすることができる。

30

【 0 1 3 4 】

上記実施形態は、走査ガントリ 2 0 が傾斜していない場合について記載しているが、走査ガントリ 2 0 が傾斜した、いわゆるチルト・スキャンの場合でも同様な効果を出すことができる。また、実施形態は、生体信号に X 線データ収集が同期しない場合について記載しているが、生体信号、特に、心拍信号に同期させても同様な効果を出すことができる。

40

また、上記実施形態では、二次元 X 線エリア検出器を持った X 線 C T 装置について書かれているが、一列の X 線検出器の X 線 C T 装置においても同様の効果を出せる。なお、本実施形態においては、撮影テーブル 1 0 のクレードル 1 2 を z 方向に動かすことにより、ヘリカルスキャン、可変ピッチヘリカルスキャン、ヘリカルシャトルスキャンを実現している。また、コンベンショナルスキャンまたはシネスキャンの各 z 方向スキャン位置の間の移動を実現している。しかし、走査ガントリ 2 0 または走査ガントリ 2 0 内の回転部 1

50

5を撮影テーブル10のクレードル12に対して動かすことによっても、相対的に同様な効果を得ることができる。

【0135】

また、上記実施形態では、列ごとに係数の異なった列方向(z方向)フィルタの係数を各チャンネルの前処理された、またはビームハードニング補正されたX線投影データの列方向に重畳することにより、画質のばらつきを調整することによって、各列において均一なスライス厚とし、アーチファクトを抑制し、ノイズ低減された画質を実現している。これには、様々なz方向フィルタ係数が考えられるが、いずれにおいても同様の効果を出すことができる。

【0136】

本実施形態では、医用X線CT装置を元について記載されているが、産業用X線CT装置、または、他の装置と組合わせたX線CT-PET装置、X線CT-SPECT装置などにおいても利用できる。

【図面の簡単な説明】

【0137】

【図1】本発明の実施形態にかかるX線CT装置100を示すブロック図である。

【図2】本実施形態のX線CT装置についての動作の概要を示すフローチャートである。

【図3】三次元逆投影処理の詳細を示すフローチャートである。

【図4】画像空間におけるX線吸収係数のX線管電圧依存情報の断層像の求め方を示す図である。

【図5】投影データ空間におけるX線吸収係数のX線管電圧依存情報の断層像の求め方を示す図である。

【図6】(a)および(b)は、連続したスキャンでX線管電圧を切替える例である。(c)は、ビューごとにX線管電圧を切替える例である。(d)は、データ収集セグメントごとにX線管電圧を切替える例である。

【図7】奇数・偶数ビューでX線管電圧を変えた場合の画像再構成の概要を示したフローチャートである。

【図8】(a)は、差画像の画像ノイズを示す図であり、(b)は、X線吸収係数のX線管電圧依存性を示す図である。

【図9】低いX線管電圧の各X線管電流値と高いX線管電圧の各X線管電流値との関係を示したグラフである。

【図10】低いX線管電圧の断層像と高いX線管電圧の断層像との画像再構成条件に対してフィードバックをかけるデュアルエネルギー撮影の概要を示す図である。

【図11】低いX線管電圧の断層像と高いX線管電圧の断層像との画像再構成条件をフィードバックして変更するデュアルエネルギー撮影の断層像の画像再構成方法のフローチャートである。

【図12】画像再構成マトリクス数によるX線ビーム開口幅の制御を示す。

【図13】指定された画質の指標値に基づいたデュアルエネルギー撮影の断層像画像再構成のフローチャートである。

【図14】(a)は、各撮影条件における被曝線量を示す図である。(b)は、デュアルエネルギー撮影の断層像の目標の画質指標値より各X線管電圧のX線管電流を定めるフローチャートである。

【図15A】指定された画質の指標値に基づいたデュアルエネルギー撮影の断層像画像再構成のフローチャートである。

【図15B】図15Aに続く、フローチャートである。

【図16】分割された外接矩形SRの領域ごとに位置合わせを行う処理の概要を示す図である。

【図17】断層像の位置合わせを行ったデュアルエネルギー撮影の画像再構成のフローチャートである。

【図18】被検体の外接矩形SRの8分割した領域を求める処理のフローチャートである

10

20

30

40

50

。

【図 19】二次元相関演算による位置合わせの処理の概要を示す図である。

【図 20】(a) は、オーバーラップさせた外接矩形 S R の領域を示す図である。(b) は、オーバーラップ各扇形領域における加重加算係数を示す図である。

【図 21】(a) は、コンベンショナルスキャンまたはシネスキャンにおいて x y 平面内でずれた断層像の三次元表示を示す図である。(b) は、コンベンショナルスキャンまたはシネスキャンにおいて x y 平面内でずれた断層像を x y 平面で再投影した表示を示す図である。

【図 22】(a) は、x z 平面 M P R 像を示す図である。(b) は、y z 平面 M P R 像を示す図である。

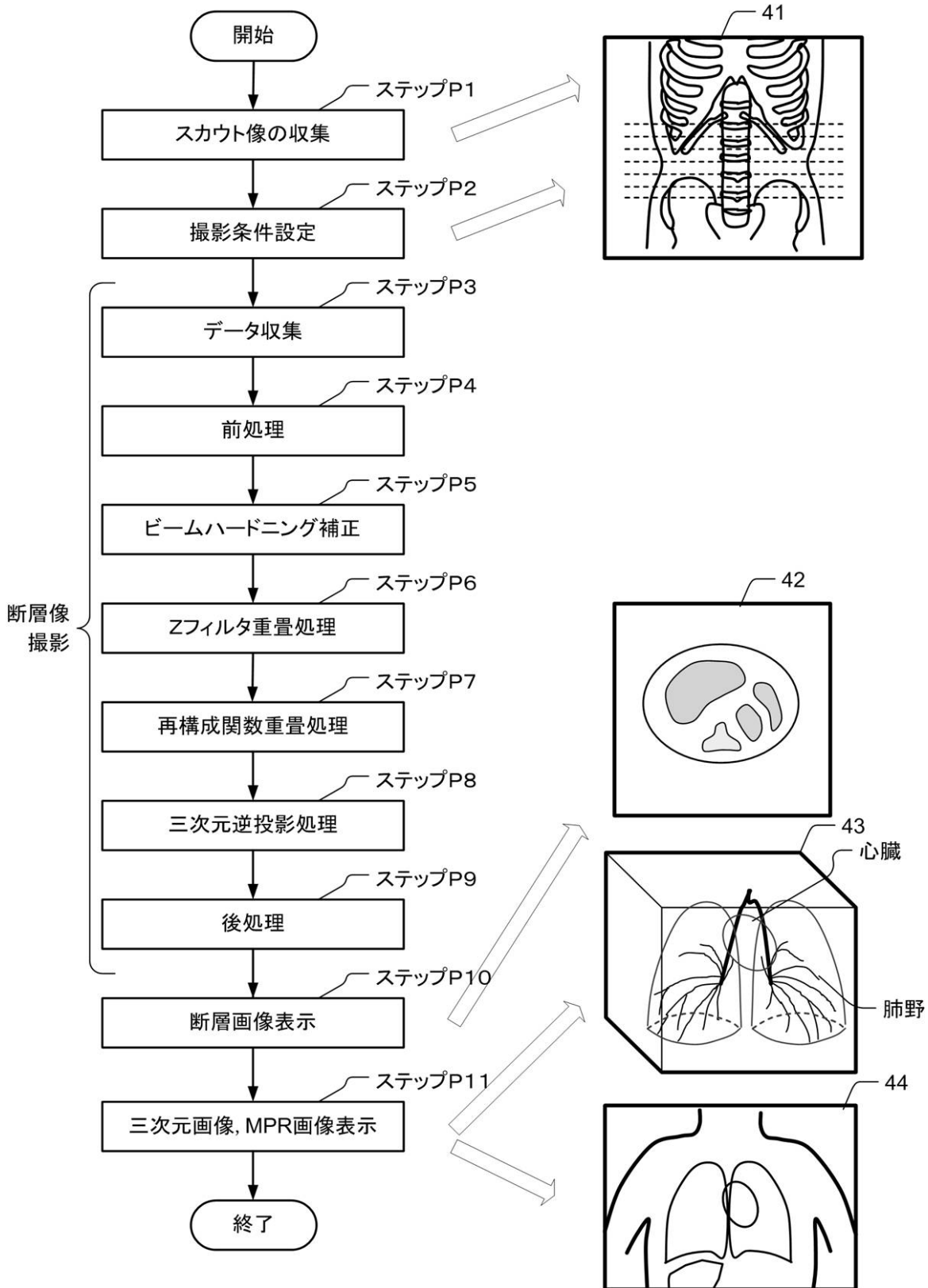
【図 23】x y 平面のずれを補正したデュアルエネルギー撮影の処理のフローチャートである。

【符号の説明】

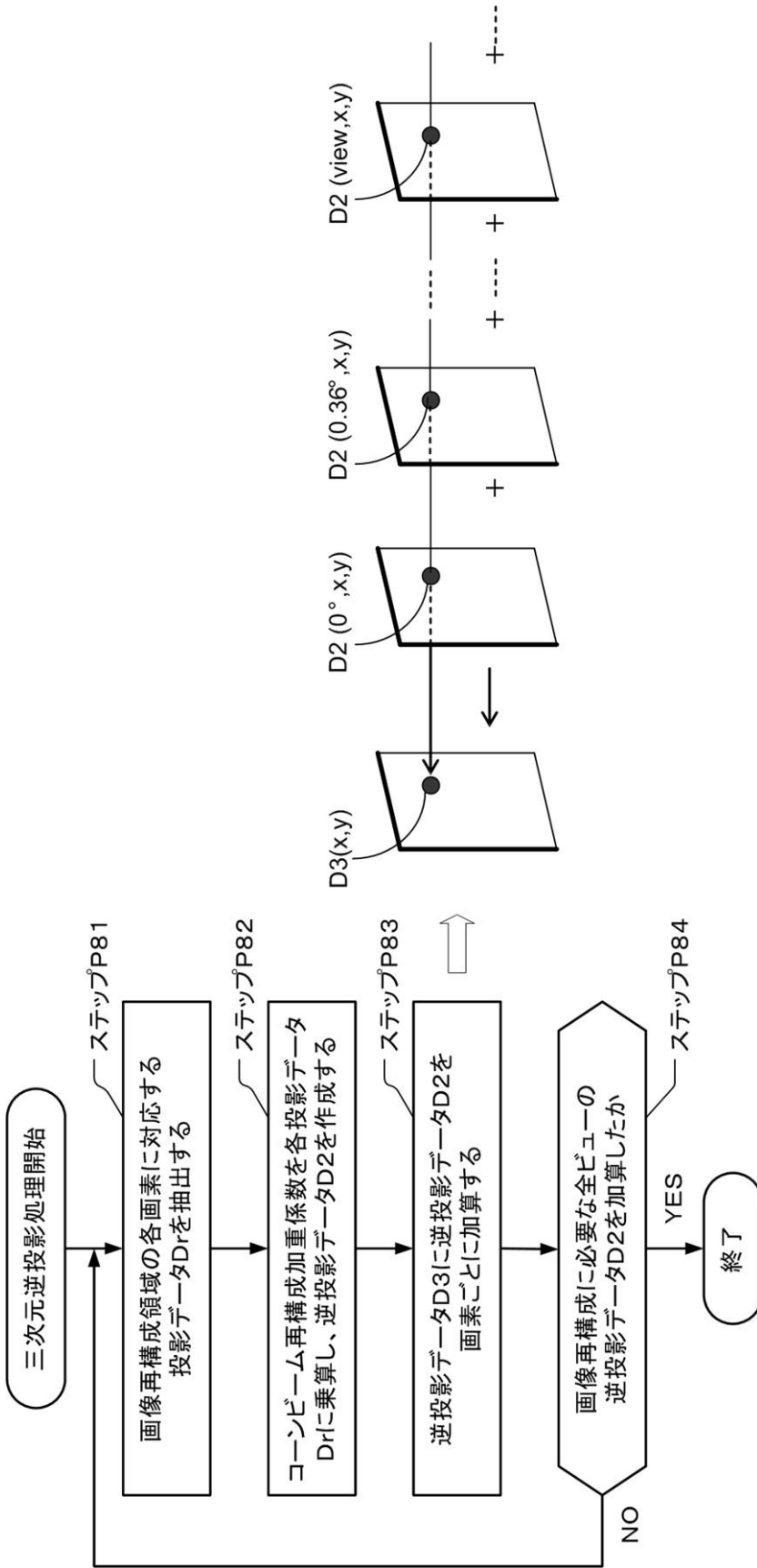
【 0 1 3 8 】

1	...	操作コンソール	
2	...	入力装置	
3	...	中央処理装置	
5	...	データ収集バッファ	
6	...	モニタ	
7	...	記憶装置	20
10	...	撮影テーブル	
12	...	クレードル	
15	...	回転部	
20	...	走査ガントリ	
21	...	X線管	
22	...	X線コントローラ	
23	...	コリメータ	
24	...	多列X線検出器または二次元X線エリア検出器	
25	...	データ収集装置(DAS)	
26	...	回転部コントローラ	30
28	...	ビーム形成X線フィルタ	
29	...	制御コントローラ	
30	...	スリップリング	
31	...	前処理部	
33	...	ビームハードニング処理部	
34	...	画像再構成部	
35	...	デュアルエネルギー像再構成部	
37	...	調整部	
R	...	投影データ	
C S I	...	断層像	40
M - C S I	...	デュアルエネルギー像	

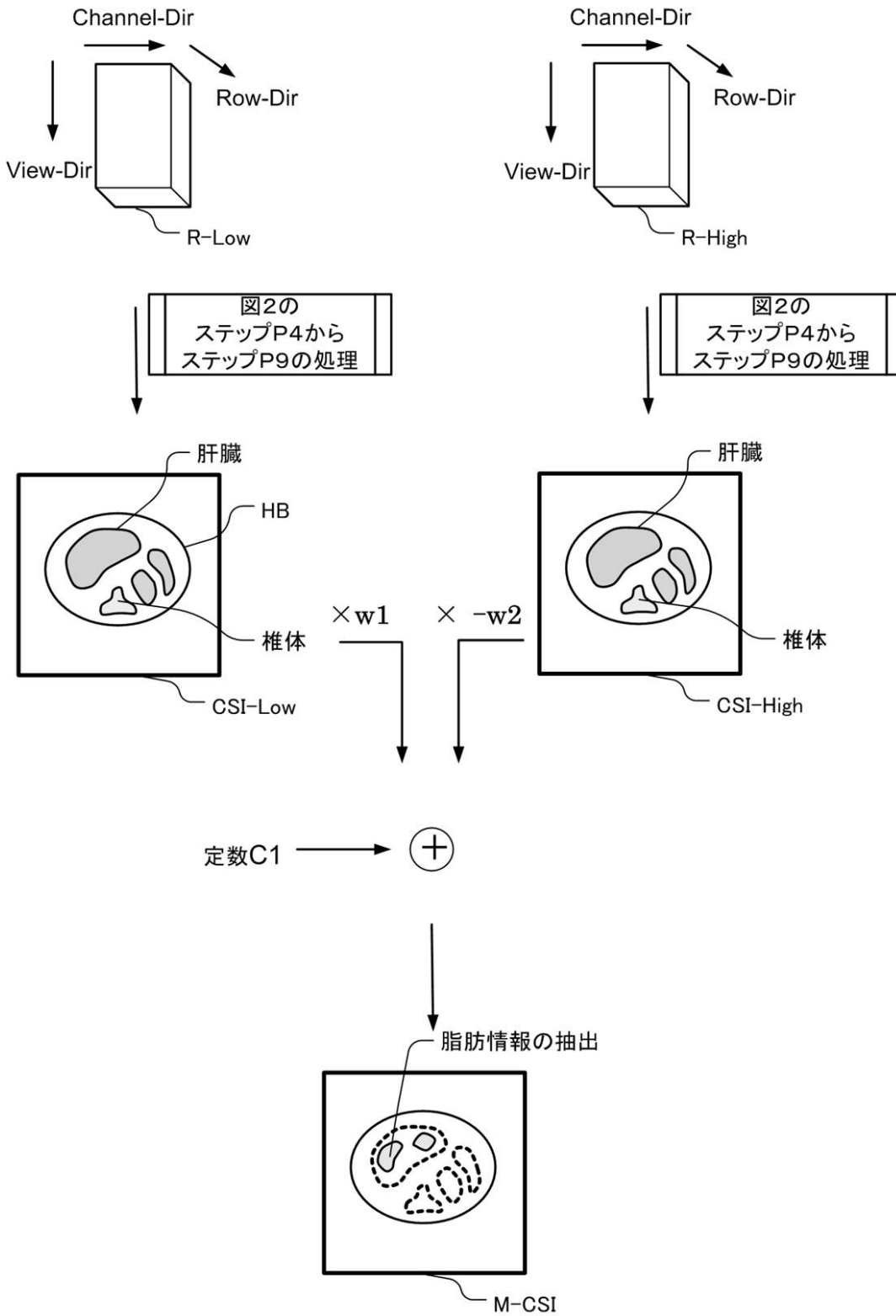
【図2】



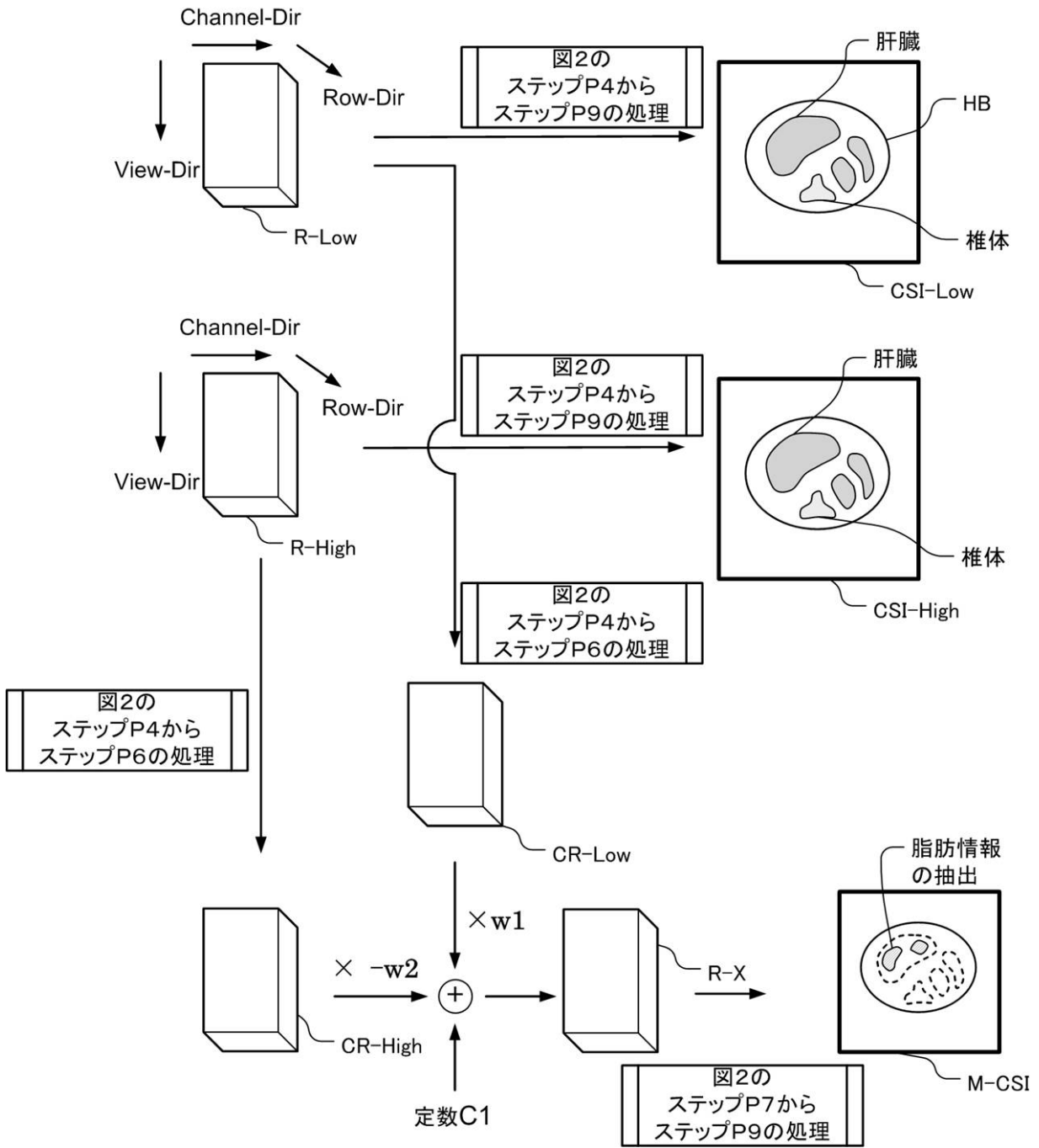
【 図 3 】



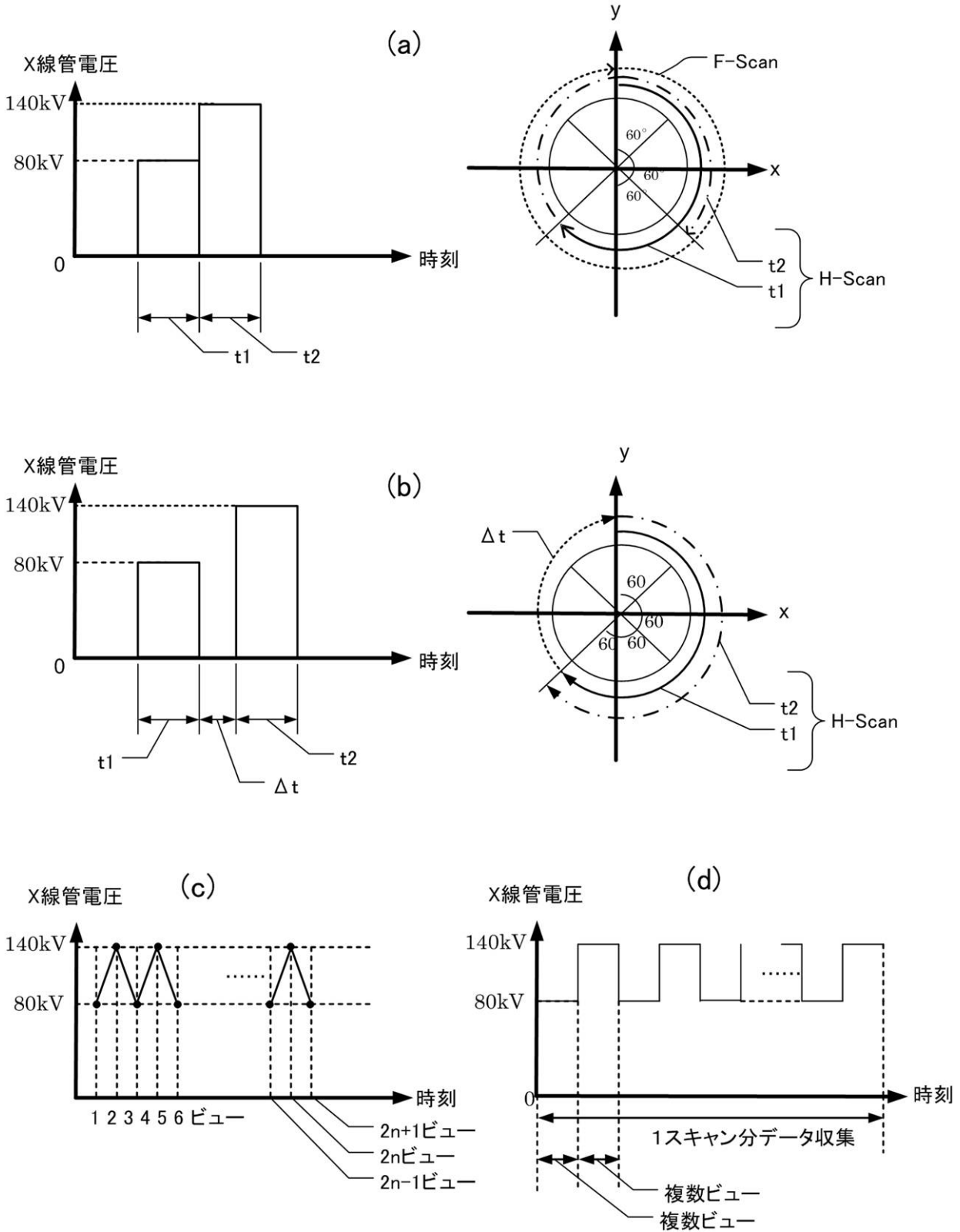
【 図 4 】



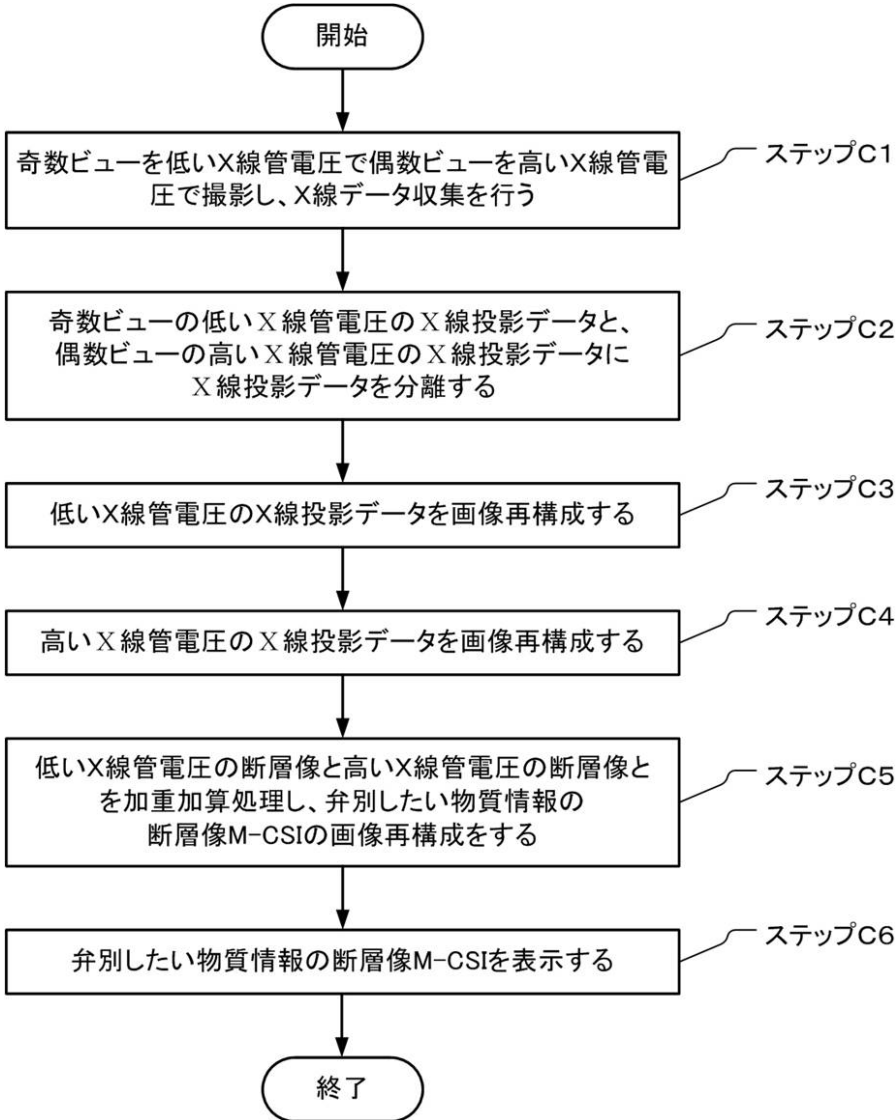
【 図 5 】



【 図 6 】

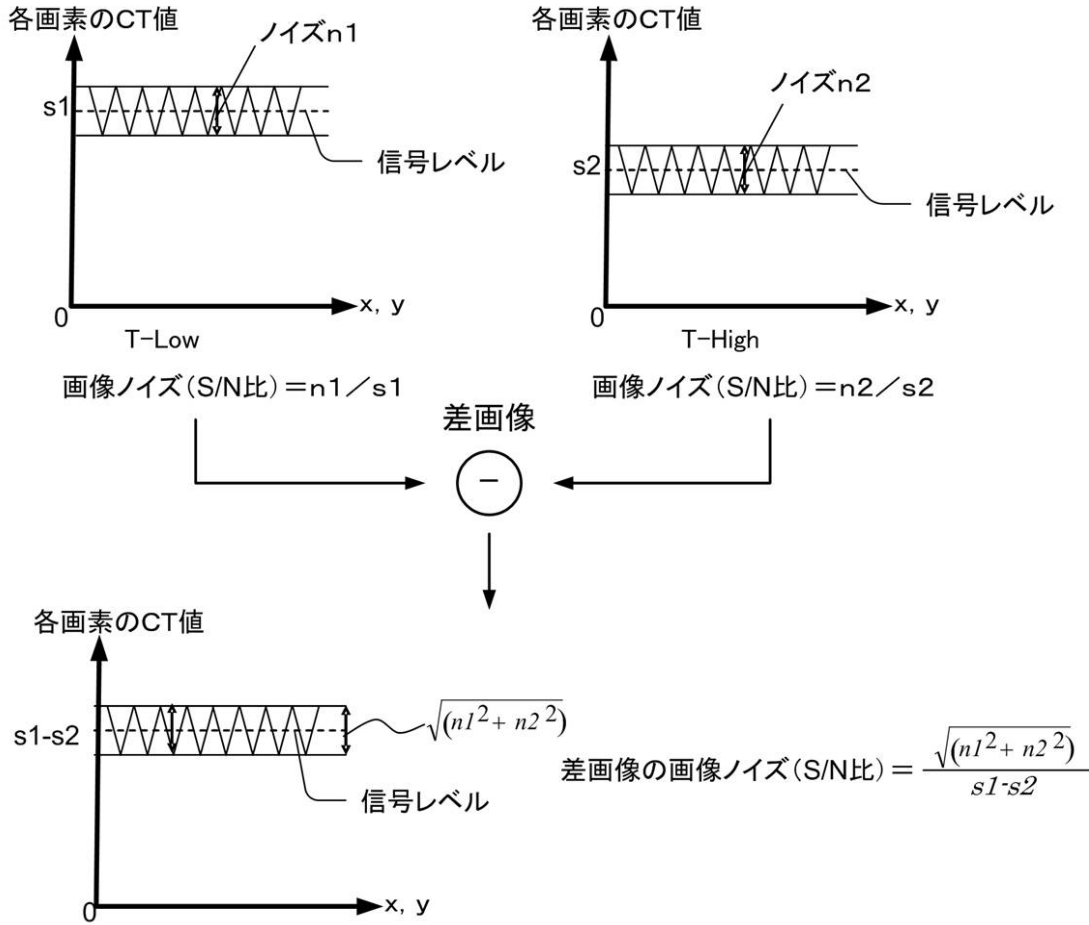


【 図 7 】

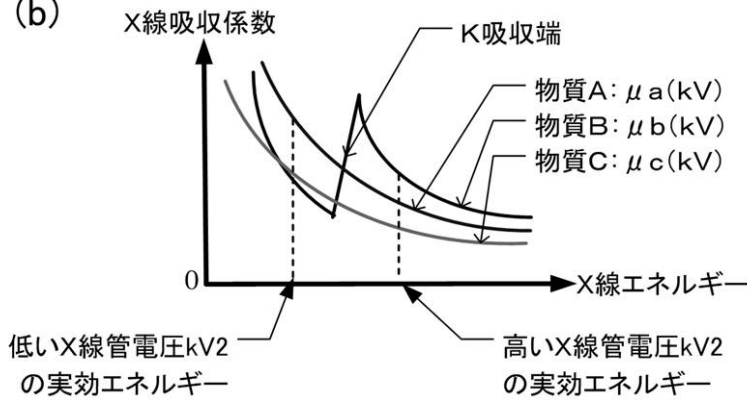


【 図 8 】

(a)

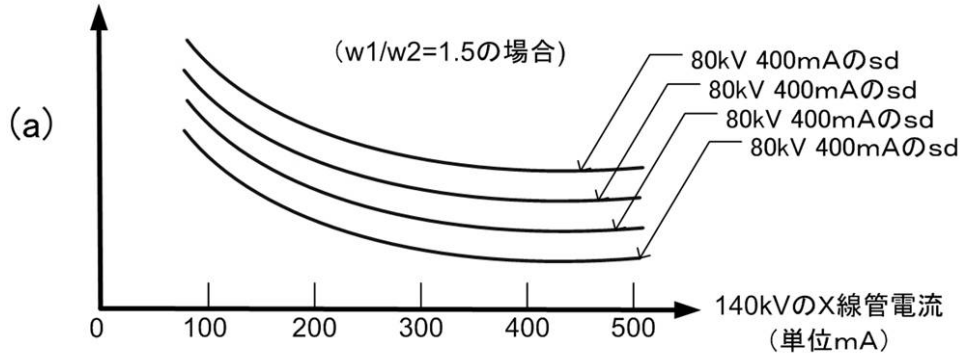


(b)

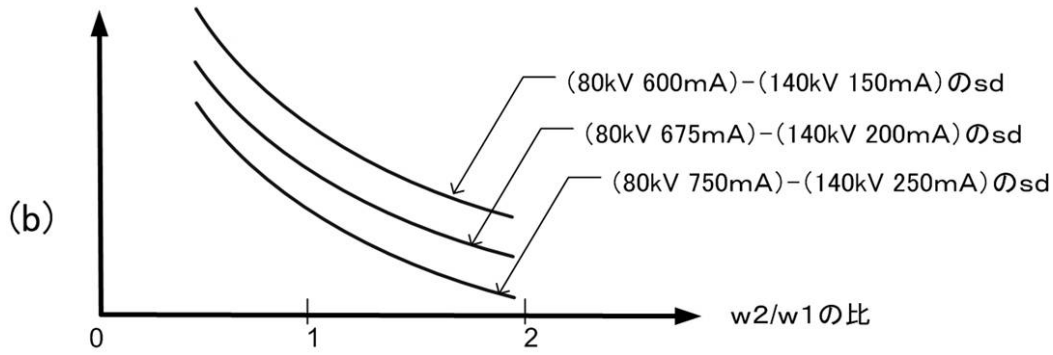


【図9】

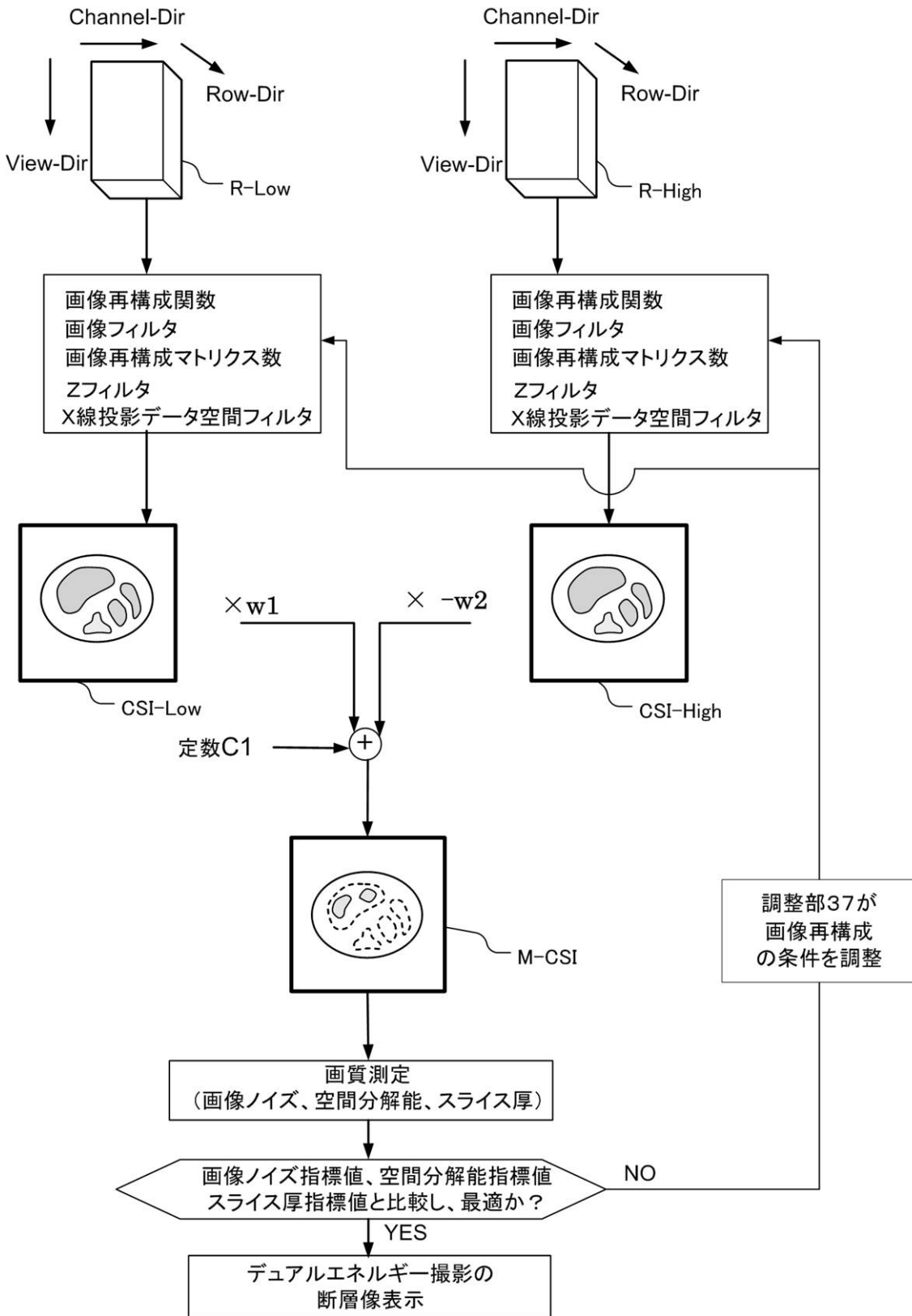
デュアルエネルギー撮影断層
像の標準偏差sd(単位HU)



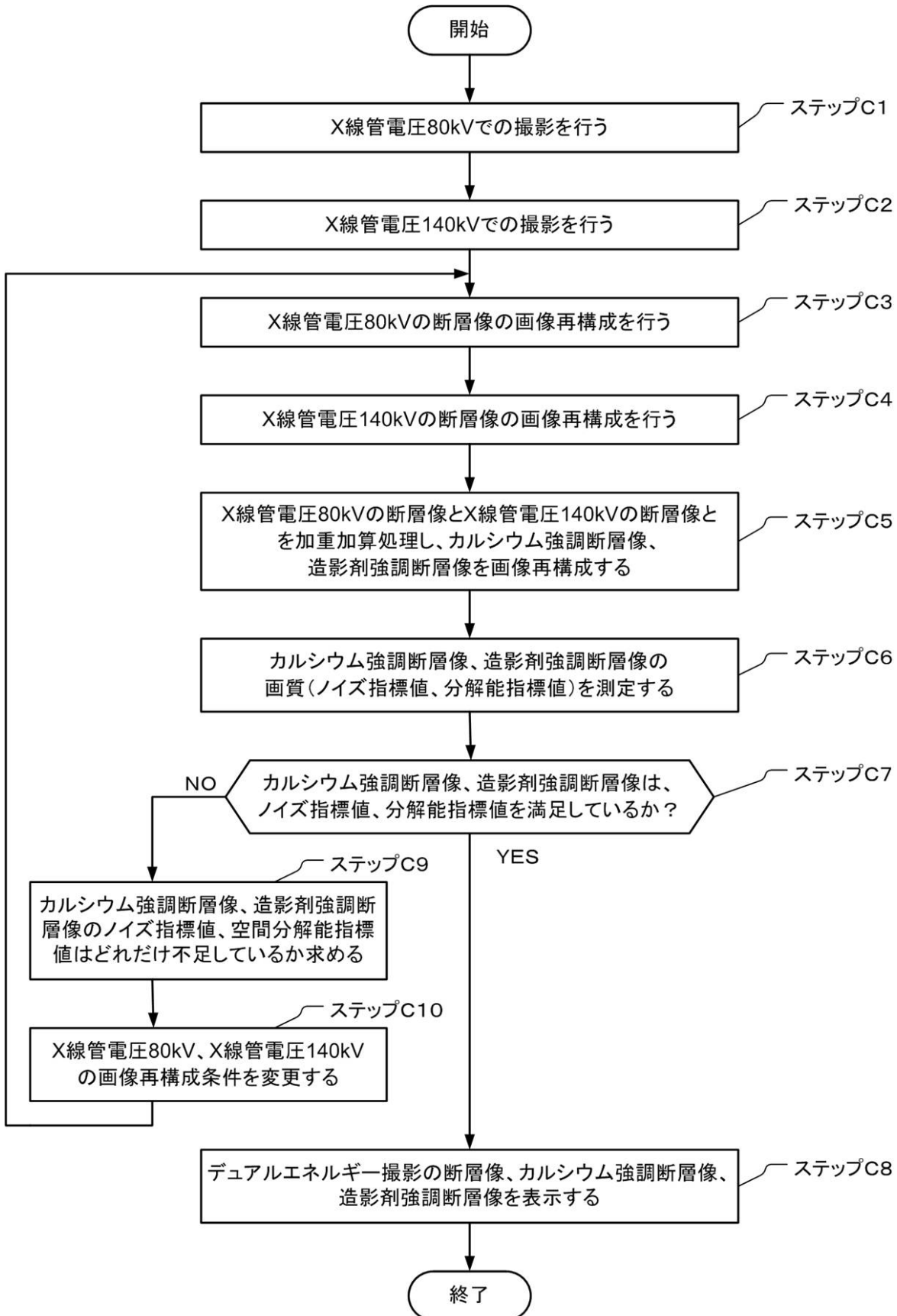
デュアルエネルギー撮影断層
像の標準偏差sd(単位HU)



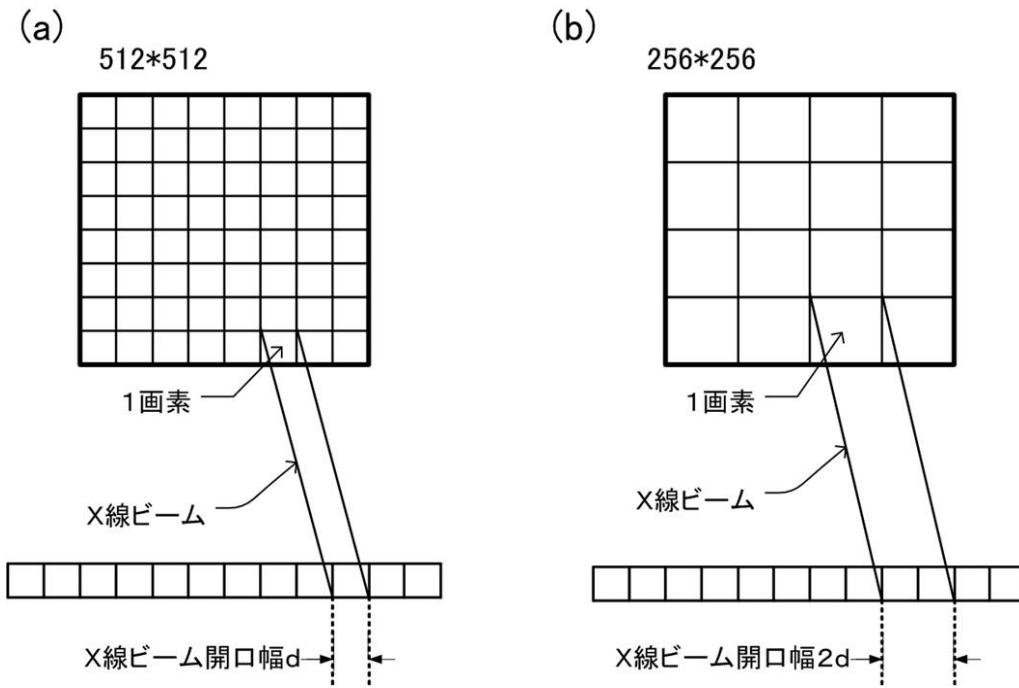
【図10】



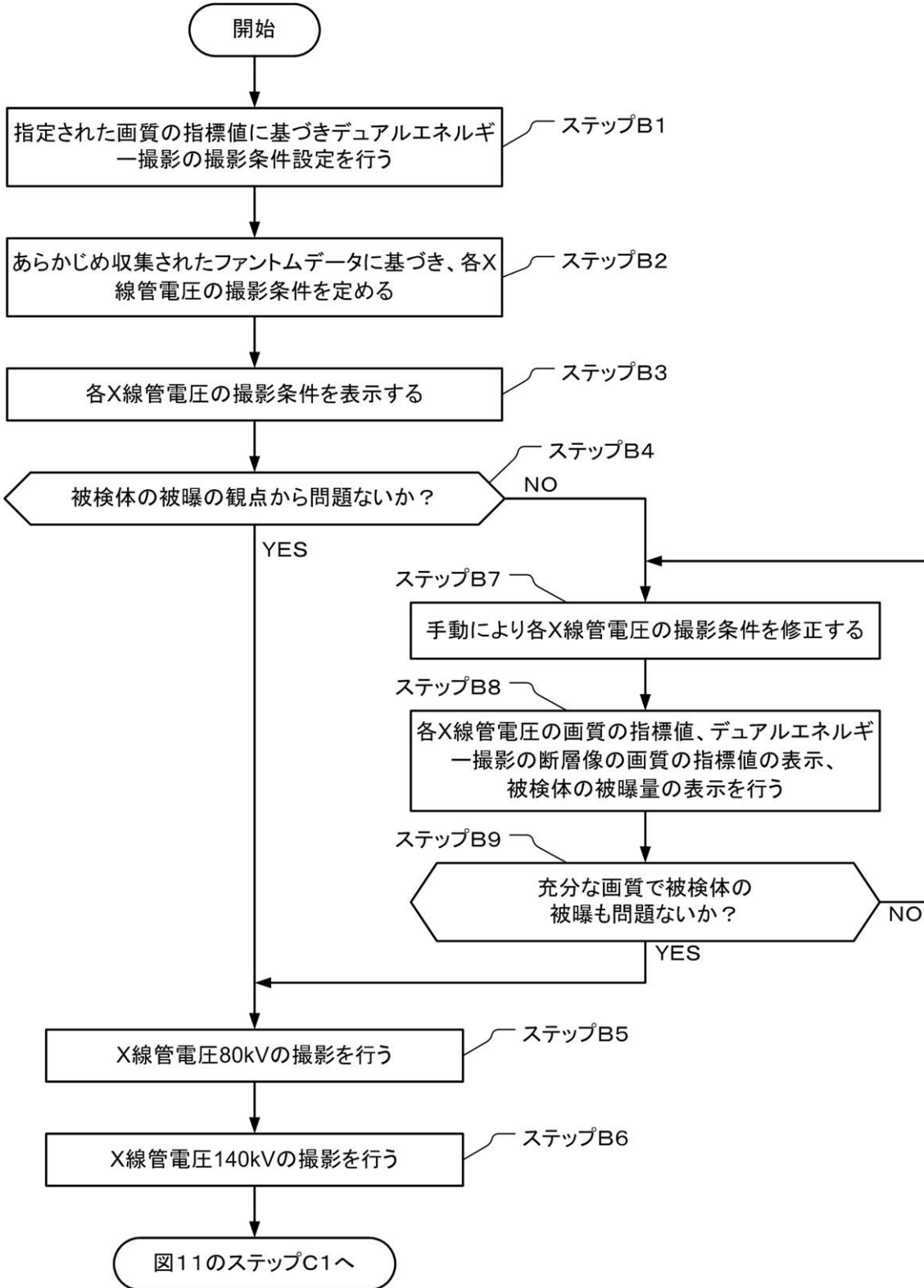
【 図 1 1 】



【図 1 2】

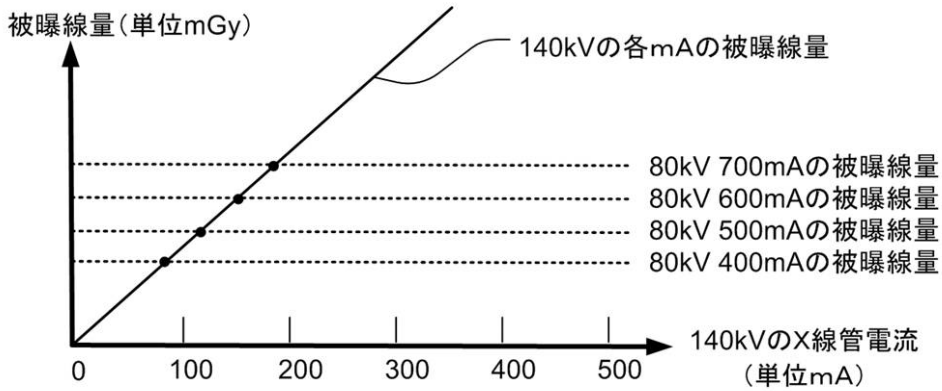


【 図 1 3 】

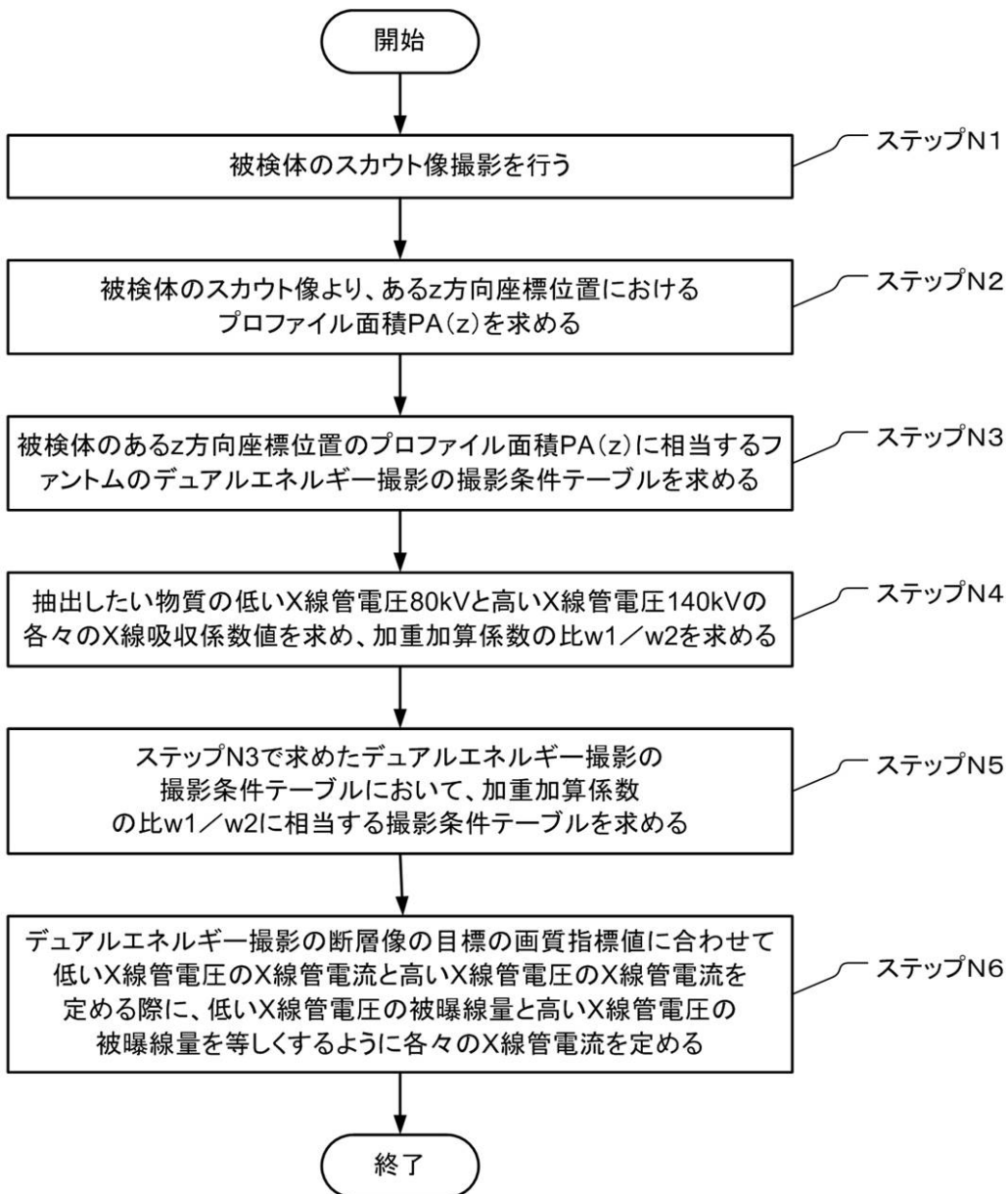


【図14】

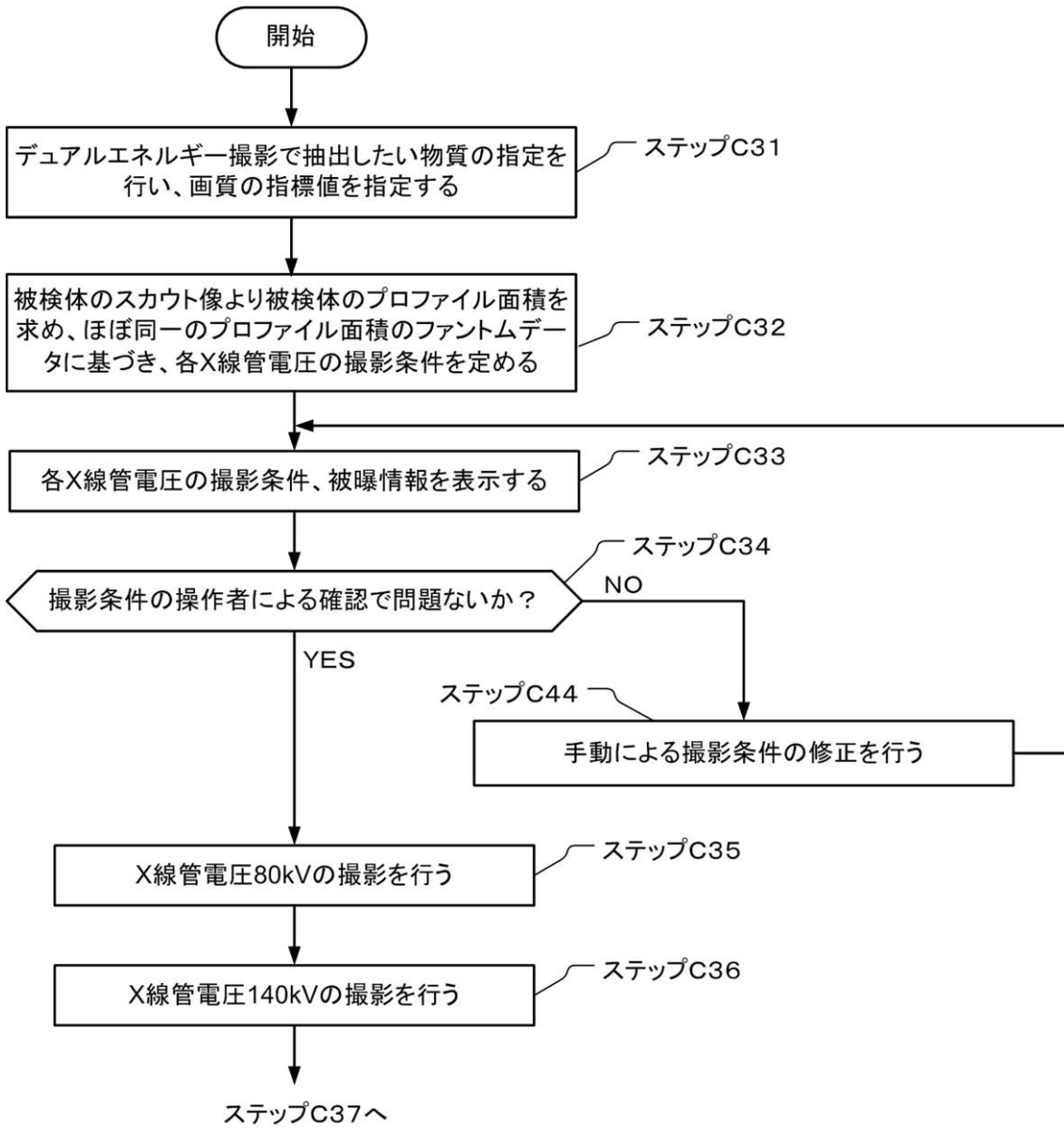
(a)



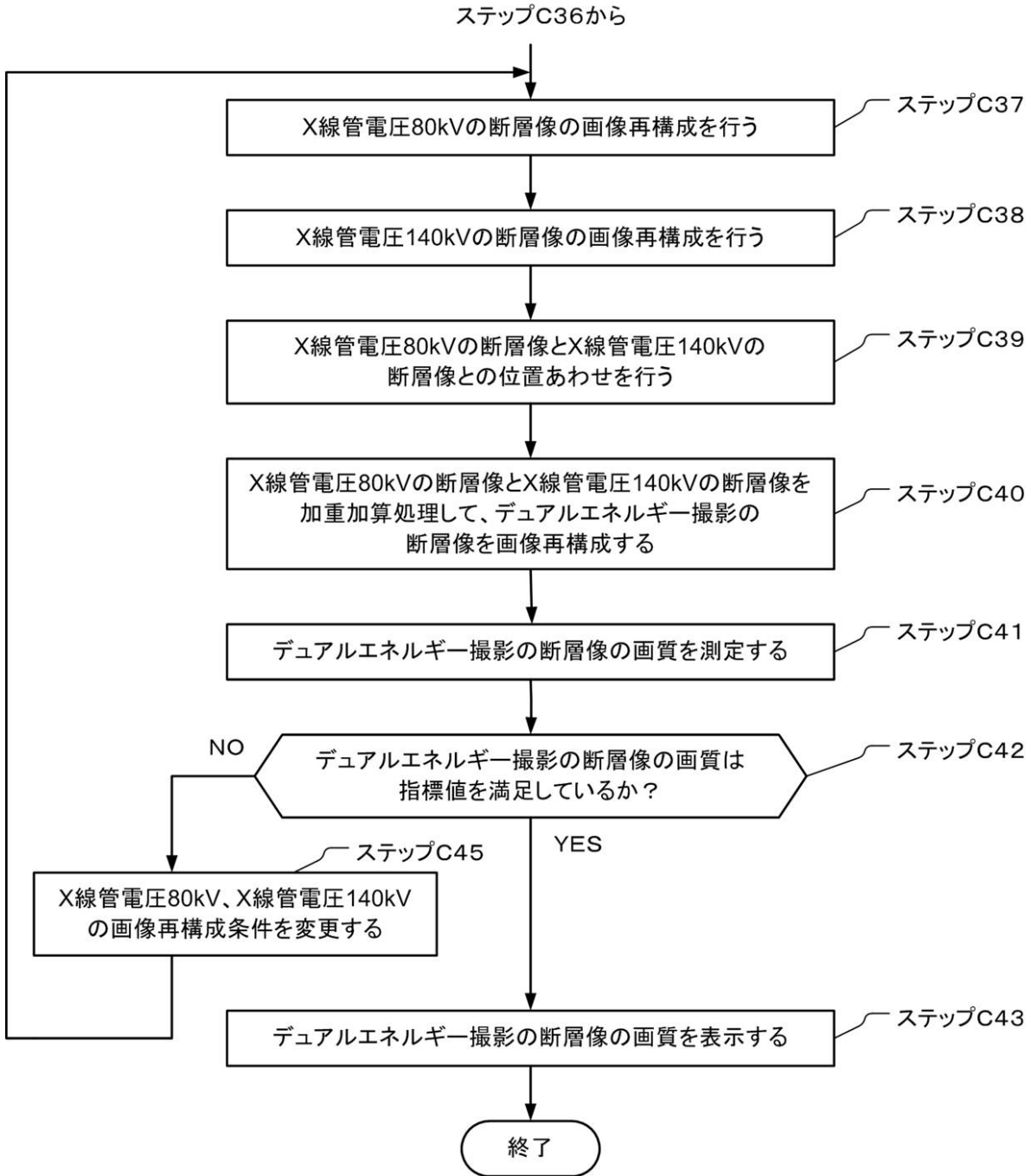
(b)



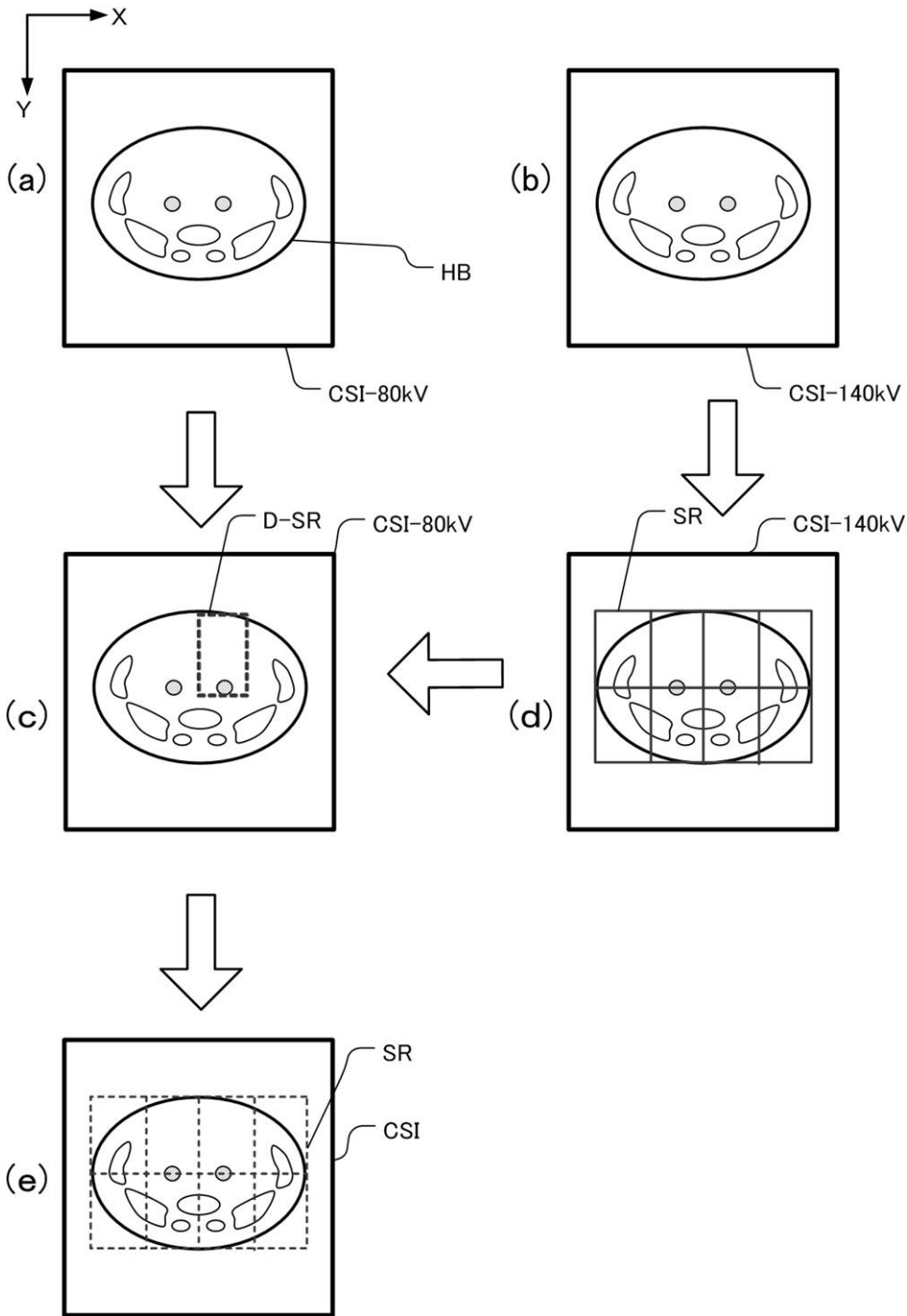
【図15A】



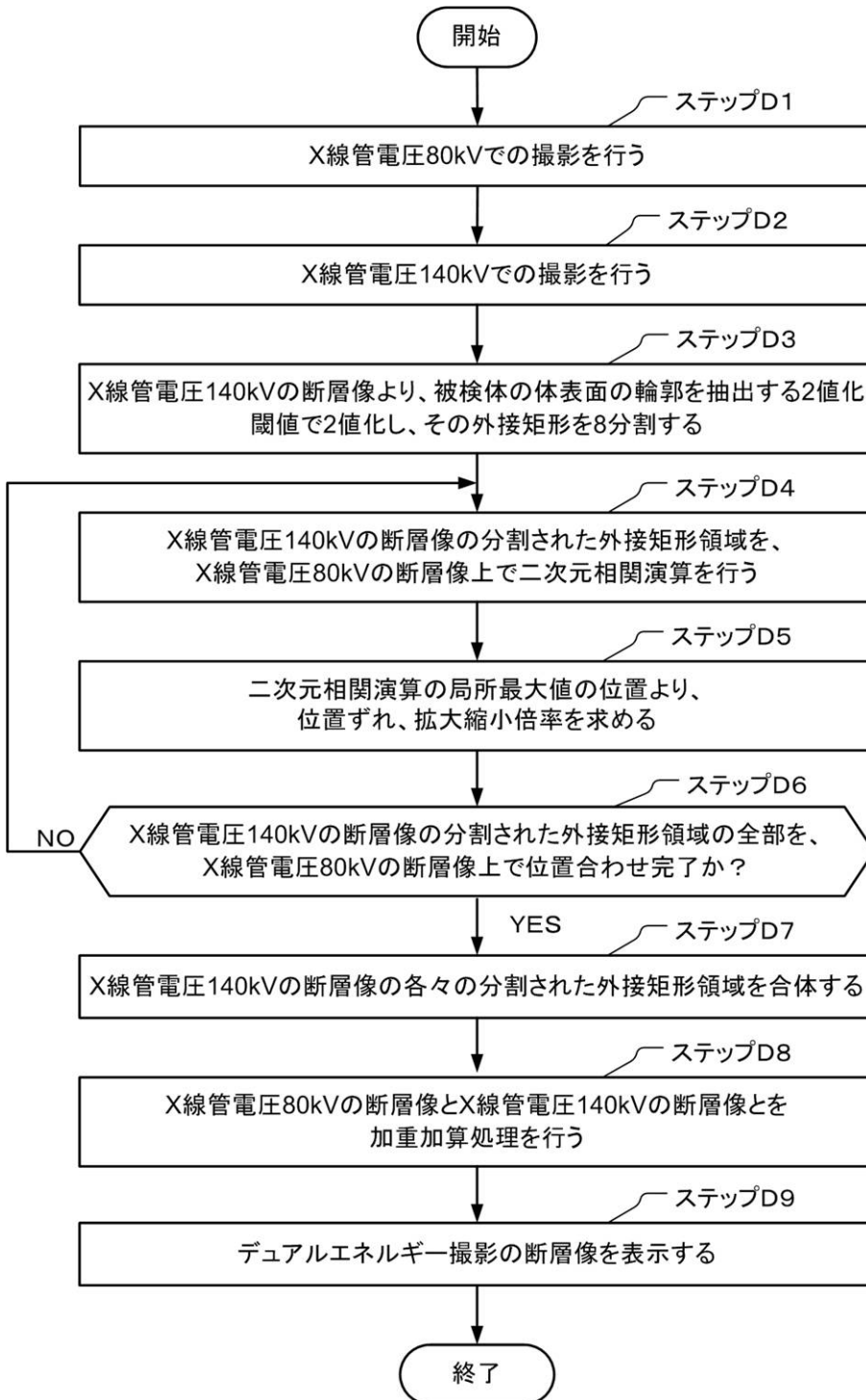
【図15B】



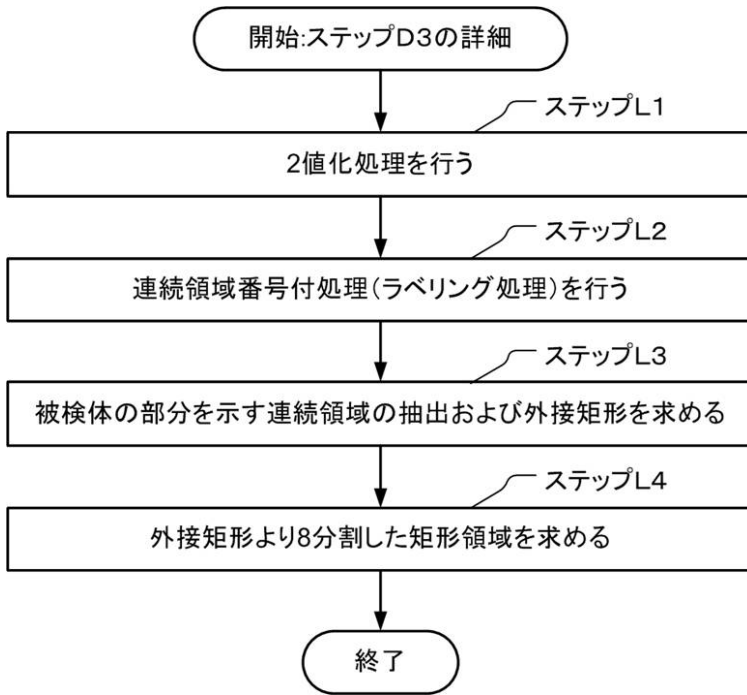
【 図 16 】



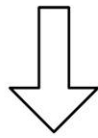
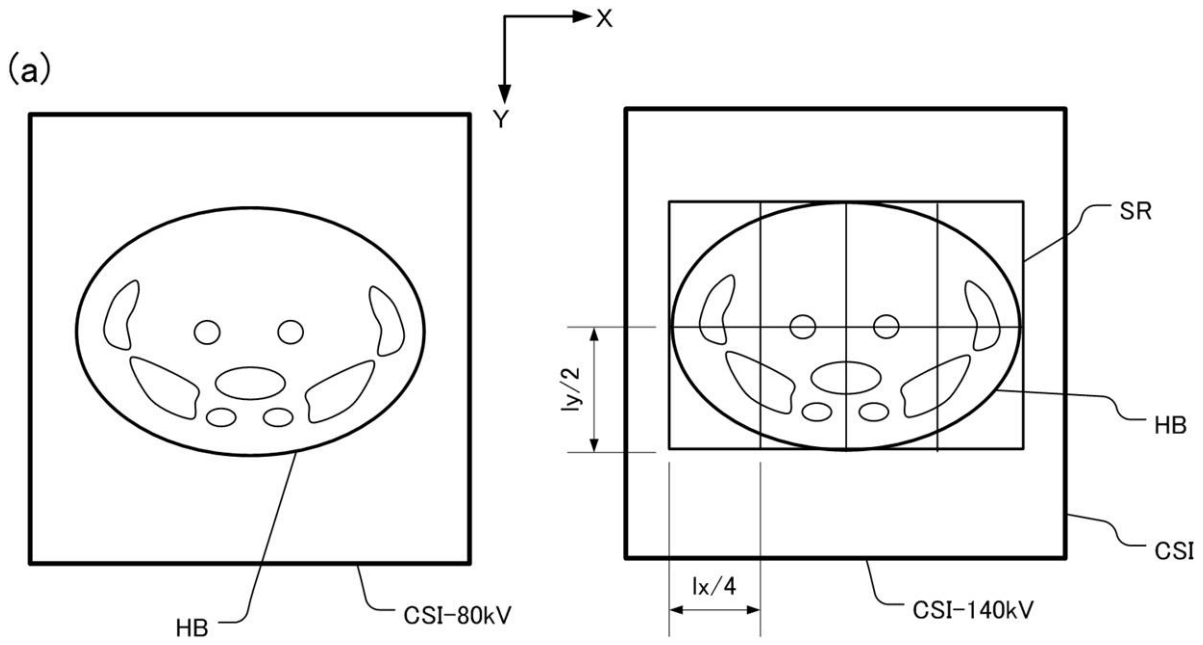
【 図 1 7 】



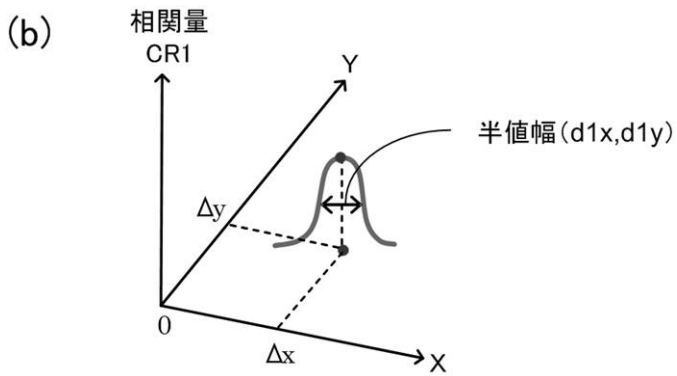
【 図 1 8 】



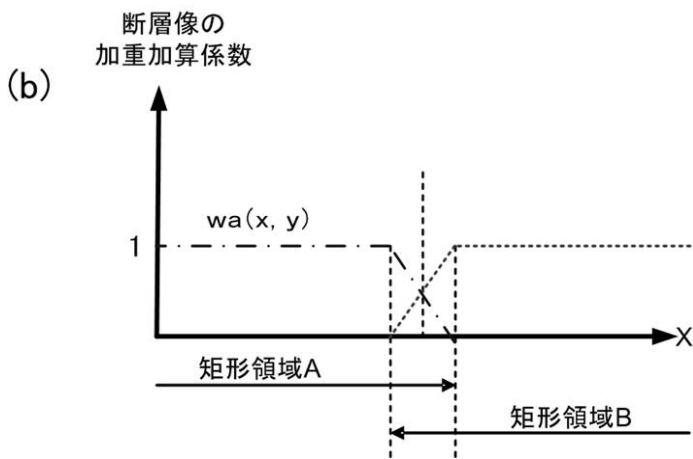
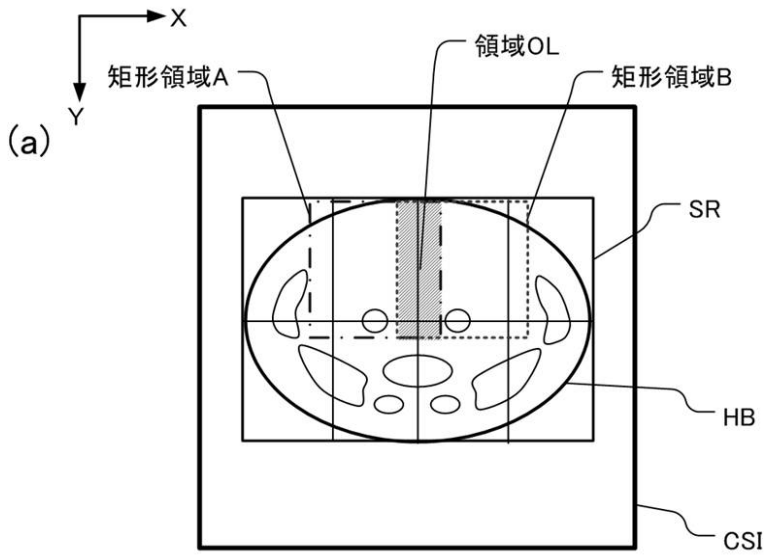
【 図 19 】



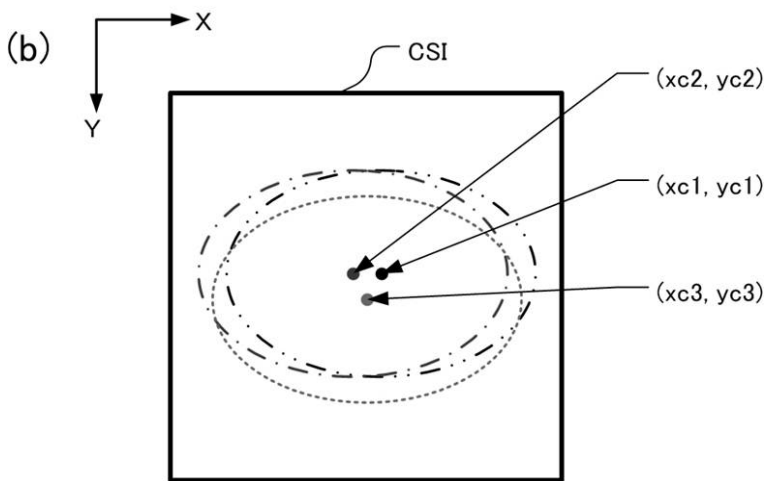
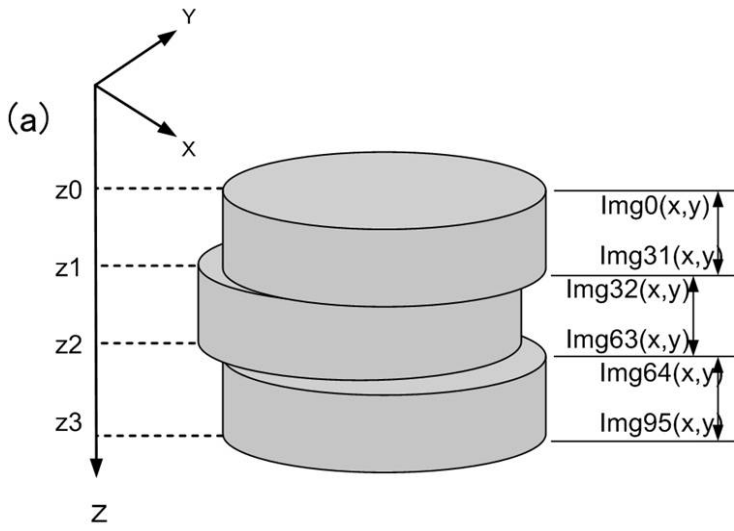
二次元相関演算



【図20】

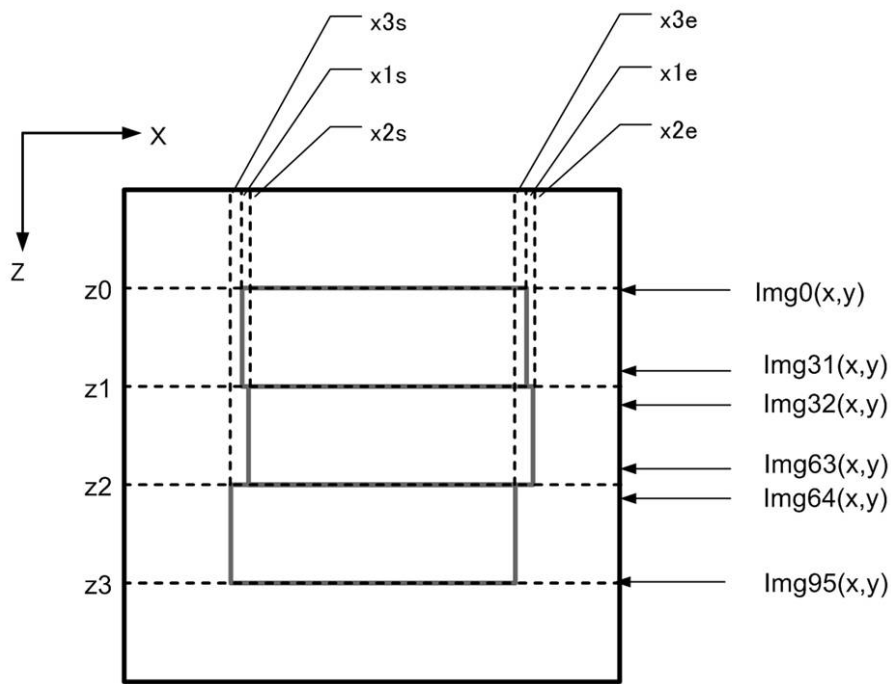


【 図 2 1 】

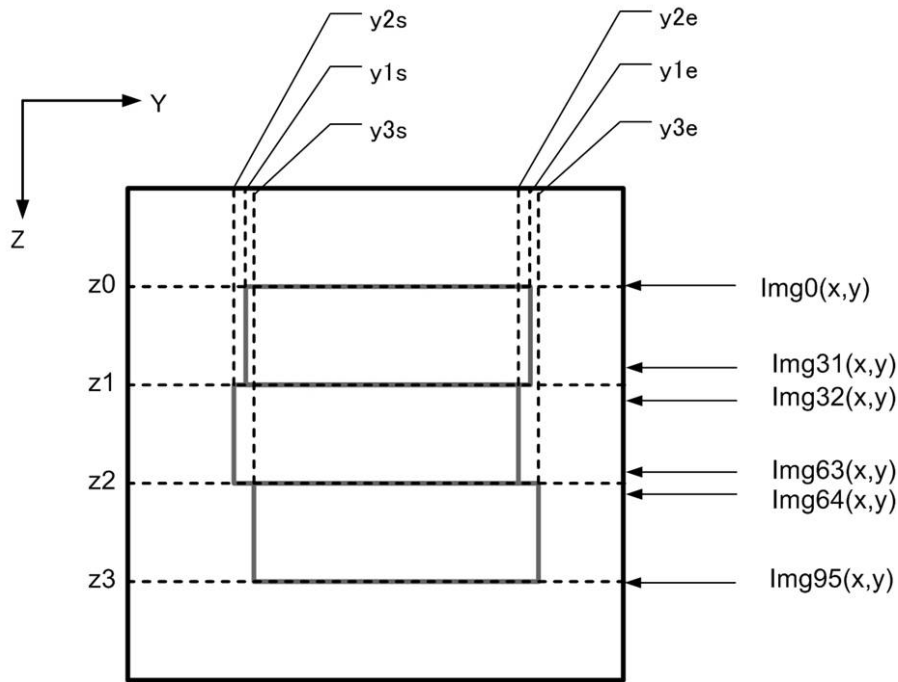


【 図 2 2 】

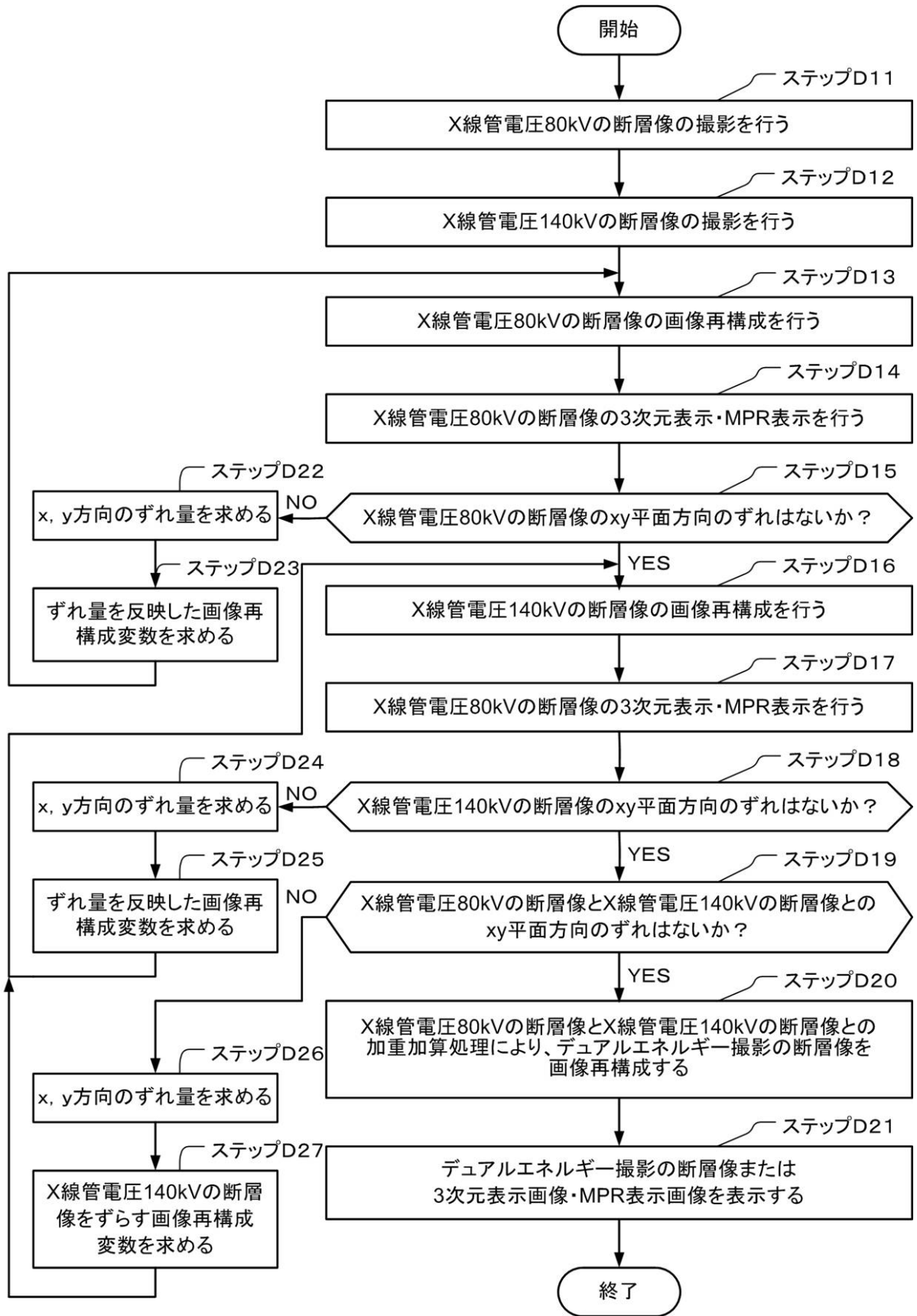
(a)



(b)



【 図 2 3 】



フロントページの続き

(72)発明者 郷野 誠

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

Fターム(参考) 4C093 AA22 BA17 CA01 CA15 EA07 FA13 FA45 FA60 FC27 FD12

FF23 FF27 FF35 FF36 FF37 FF45