

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6125148号
(P6125148)

(45) 発行日 平成29年5月10日(2017.5.10)

(24) 登録日 平成29年4月14日(2017.4.14)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 3 5 0 Q
 A 6 1 B 6/03 3 5 0 R

請求項の数 11 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-57071 (P2012-57071) (22) 出願日 平成24年3月14日 (2012.3.14) (65) 公開番号 特開2013-188355 (P2013-188355A) (43) 公開日 平成25年9月26日 (2013.9.26) 審査請求日 平成25年12月27日 (2013.12.27) 審判番号 不服2016-4345 (P2016-4345/J1) 審判請求日 平成28年3月23日 (2016.3.23)</p>	<p>(73) 特許権者 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・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000 (74) 代理人 100137545 弁理士 荒川 聡志 (72) 発明者 萩原 明 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像生成方法、画像生成装置および放射線断層撮影装置並びにプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射線源と複数の検出素子がチャンネル方向に配列された検出器とを対象の周りに回転させるスキャンにより収集された複数ビューのファンビーム投影データに対して並び替え処理および補間処理を行うことにより、チャンネル方向の間隔が等しい等間隔パラレルビーム投影データを複数のビュー方向について得るデータ変換工程と、

前記得られた等間隔パラレルビーム投影データに対して逆投影処理を行うことにより、画像を再構成する画像再構成工程とを有しており、

前記等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向の間隔は、前記検出素子のチャンネル方向の配列間隔を、前記放射線源および検出器の回転中心を基準にしたときの前記検出器の検出面における投影拡大率で除して成る基準間隔より小さく設定され、

前記等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向における前記回転中心の近傍の放射線パスの位置は、前記複数ビューのファンビーム投影データに対して並び替え処理を行って得られる 1枚の画像に対応する不等間隔パラレルビーム投影データ であって、前記等間隔パラレルビーム投影データと同一のビュー方向についての不等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向における前記回転中心の近傍の放射線パスの位置と重なるように設定され、

前記検出器に投影される前記対象の大きさに関わらず、前記等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向の間隔は、前記基準間隔のN分の1であり、

前記Nは、2から4の整数のいずれかである画像生成方法。

10

20

【請求項 2】

前記データ変換工程において、前記補間処理として多次補間が用いられ、前記補間処理の次数を、該補間処理により得ようとするデータの前記回転中心からの距離に応じて変える請求項 1 に記載の画像生成方法。

【請求項 3】

前記データ変換工程において、前記補間処理に用いる元のデータに対する重み付けを、該補間処理により得ようとするデータの位置と、該補間処理に用いる元のデータの位置との距離に応じて変える請求項 1 または請求項 2 に記載の画像生成方法。

【請求項 4】

放射線源と複数の検出素子がチャンネル方向に配列された検出器とを対象の周りに回転させるスキャンにより収集された複数ビューのファンビーム投影データに対して並び替え処理および補間処理を行うことにより、チャンネル方向の間隔が等しい等間隔平行ビーム投影データを複数のビュー方向について得るデータ変換手段と、

前記得られた等間隔平行ビーム投影データに対して逆投影処理を行うことにより、画像を再構成する画像再構成手段とを有しており、

前記等間隔平行ビーム投影データのチャンネル方向の間隔は、前記検出素子のチャンネル方向の配列間隔を、前記放射線源および検出器の回転中心を基準にしたときの前記検出器の検出面における投影拡大率で除して成る基準間隔より小さく設定され、

前記等間隔平行ビーム投影データのチャンネル方向における前記回転中心の近傍の放射線パスの位置は、前記複数ビューのファンビーム投影データに対して並び替え処理を行って得られる1 枚の画像に対応する不等間隔平行ビーム投影データであって、前記等間隔平行ビーム投影データと同一のビュー方向についての不等間隔平行ビーム投影データのチャンネル方向における前記回転中心の近傍の放射線パスの位置と重なるように設定され、

前記検出器に投影される前記対象の大きさに関わらず、前記等間隔平行ビーム投影データのチャンネル方向の間隔は、前記基準間隔の N 分の 1 であり、

前記 N は、2 から 4 の整数のいずれかである画像生成装置。

【請求項 5】

前記データ変換手段は、前記補間処理として多次補間を用い、前記補間処理の次数を、該補間処理により得ようとするデータの前記回転中心からの距離に応じて変える請求項 4 に記載の画像生成装置。

【請求項 6】

前記データ変換手段は、前記補間処理に用いる元のデータに対する重み付けを、該補間処理により得ようとするデータの位置と、該補間処理に用いる元のデータの位置との距離に応じて変える請求項 4 または請求項 5 に記載の画像生成装置。

【請求項 7】

放射線源と、

複数の検出素子がチャンネル方向に配列された検出器と、

前記放射線源および検出器を対象の周りに回転させるスキャンにより複数ビューのファンビーム投影データを収集するデータ収集手段と、

前記収集された複数ビューのファンビーム投影データに対して並び替え処理および補間処理を行うことにより、チャンネル方向の間隔が等しい等間隔平行ビーム投影データを複数のビュー方向について得るデータ変換手段と、

前記得られた等間隔平行ビーム投影データに対して逆投影処理を行うことにより、画像を再構成する画像再構成手段とを有しており、

前記等間隔平行ビーム投影データのチャンネル方向の間隔は、前記検出素子のチャンネル方向の配列間隔を、前記放射線源および検出器の回転中心を基準にしたときの前記検出器の検出面における投影拡大率で除して成る基準間隔より小さく設定され、

前記等間隔平行ビーム投影データのチャンネル方向における前記回転中心の近傍の放射線パスの位置は、前記複数ビューのファンビーム投影データに対して並び替え処理を行

10

20

30

40

50

って得られる 1枚の画像に対応する不等間隔パラレルビーム投影データであって、前記等間隔パラレルビーム投影データと同一のビュー方向についての不等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向における前記回転中心の近傍の放射線パスの位置と重なるように設定され、

前記検出器に投影される前記対象の大きさに関わらず、前記等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向の間隔は、前記基準間隔のN分の1であり、

前記Nは、2から4の整数のいずれかである放射線断層撮影装置。

【請求項8】

前記データ変換手段は、前記補間処理として多次補間を用い、前記補間処理の次数を、該補間処理により得ようとするデータの前記回転中心からの距離に応じて変える請求項7に記載の放射線断層撮影装置。

10

【請求項9】

前記データ変換手段は、前記補間処理に用いる元のデータに対する重み付けを、該補間処理により得ようとするデータの位置と、該補間処理に用いる元のデータの位置との距離に応じて変える請求項7または請求項8に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項10】

前記データ収集手段は、実データの収集を行うビューを、前記放射線源および検出器の1回転当たりの回転角度に対して1200以上割り当てて、前記複数ビューのファンビーム投影データを収集する請求項7から請求項9のいずれか一項に記載の放射線断層撮影装置。

20

【請求項11】

コンピュータを、

放射線源と複数の検出素子がチャンネル方向に配列された検出器とを対象の周りに回転させるスキャンにより収集された複数ビューのファンビーム投影データに対して並び替え処理および補間処理を行うことにより、チャンネル方向の間隔が等しい等間隔パラレルビーム投影データを複数のビュー方向について得るデータ変換手段と、

前記得られた等間隔パラレルビーム投影データに対して逆投影処理を行うことにより、画像を再構成する画像再構成手段として機能させ、

前記等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向の間隔は、前記検出素子のチャンネル方向の配列間隔を、前記放射線源および検出器の回転中心を基準にしたときの前記検出器の検出面における投影拡大率で除して成る基準間隔より小さく設定され、

30

前記等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向における前記回転中心の近傍の放射線パスの位置は、前記複数ビューのファンビーム投影データに対して並び替え処理を行って得られる 1枚の画像に対応する不等間隔パラレルビーム投影データであって、前記等間隔パラレルビーム投影データと同一のビュー方向についての不等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向における前記回転中心の近傍の放射線パスの位置と重なるように設定され、

前記検出器に投影される前記対象の大きさに関わらず、前記等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向の間隔は、前記基準間隔のN分の1であり、

前記Nは、2から4の整数のいずれかであるプログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線投影データをファン - パラ (fan-para) 変換し逆投影することにより画像を再構成する画像生成方法、画像生成装置および放射線断層撮影装置並びにそのためのプログラム (program) に関する。

【背景技術】

【0002】

第3世代のX線CT (Computed Tomography) 装置では、投影データの収集にファンビーム (fan

50

beam) の X 線を用いている。また、こうして収集されたファンビーム投影データ (fan beam projection data) を、パラレルビーム投影データ (parallel beam projection data) に変換してから逆投影処理を行って画像を再構成する場合がある。

【 0 0 0 3 】

一般的に、この変換のことをファン - パラ変換といい、ファン - パラ変換を用いた画像再構成法のことをファン - パラ変換法という。ファン - パラ変換法は、主に、CT 値の均一性の確保、MPR (Multi-Plane Reconstruction) を行う際のアーチファクト (artifact) の抑制、計算処理量の軽減などを目的として行われる。

【 0 0 0 4 】

ところで、複数ビュー (view) のファンビーム投影データをチャンネル (channel) 方向のデータ (data) ごとにばらして単純に並び替えてパラレルビーム投影データを得ると、各データに対応する放射線パスの位置は、チャンネル方向において不等間隔となる。

【 0 0 0 5 】

しかし、ファン - パラ変換法では、ファン - パラ変換後のパラレルビーム投影データに対して周波数変換であるフーリエ変換 (Fourier transform) を行うため、各データに対応する放射線パスは、チャンネル方向に等間隔に並んでいる必要がある。

【 0 0 0 6 】

そこで、通常は、ファン - パラ変換を行う際に、ファンビーム投影データに対して並び替え処理だけでなくチャンネル方向の補間処理も行って、放射線パス (path) の位置がチャンネル方向において等間隔に並んだ、等間隔パラレルビーム投影データを得るようにする (特許文献 1, 段落 [0 0 0 4] 等参照)。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 2 - 0 0 5 7 5 7 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

しかしながら、チャンネル方向の補間処理を行って得られた等間隔パラレルビーム投影データは、補間処理前のデータと比較すると、真値からのエラー (error) をより多く含んでしまうため、再構成画像における空間分解能の低下につながってしまう。

【 0 0 0 9 】

このような事情により、ファン - パラ変換を行っても再構成画像における空間分解能の低下を抑えることができる技術が望まれている。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

第 1 の観点の発明は、

放射線源と複数の検出素子がチャンネル方向に配列された検出器とを対象の周りに回転させるスキャン (scan) により収集された複数ビューのファンビーム投影データに対して並び替え処理および補間処理を行うことにより、チャンネル方向の間隔が等しい等間隔パラレルビーム投影データを複数のビュー方向について得るデータ変換工程と、

前記得られた等間隔パラレルビーム投影データに対して逆投影処理を行うことにより、画像を再構成する画像再構成工程とを有する画像生成方法であって、

前記等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向の間隔が、前記検出素子のチャンネル方向の配列間隔を、前記放射線源および検出器の回転中心を基準にしたときの前記検出器の検出面における投影拡大率で除して成る基準間隔より小さい画像生成方法を提供する。

【 0 0 1 1 】

第 2 の観点の発明は、

10

20

30

40

50

前記等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向の間隔が、前記基準間隔の N 分の 1 (N は 2 以上の整数) である上記第 1 の観点の画像生成方法を提供する。

【 0 0 1 2 】

第 3 の観点の発明は、

前記 N が、 2 から 4 の整数のいずれかである上記第 2 の観点の画像生成方法を提供する。

【 0 0 1 3 】

第 4 の観点の発明は、

前記等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向の位置が、前記ファンビーム投影データに対して並び替え処理を行って得られる不等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向の位置と、前記回転中心の近傍において実質的に重なるように設定される上記第 2 の観点または第 3 の観点の画像生成方法を提供する。

10

【 0 0 1 4 】

第 5 の観点の発明は、

前記データ変換工程において、前記補間処理の次数を、該補間処理により得ようとするデータの前記回転中心からの距離に応じて変える上記第 1 の観点から第 4 の観点のいずれか一つの観点の画像生成方法を提供する。

【 0 0 1 5 】

第 6 の観点の発明は、

前記データ変換工程において、前記補間処理に用いる元のデータに対する重み付けを、該補間処理により得ようとするデータの位置と、該補間処理に用いる元のデータの位置との距離に応じて変える上記第 1 の観点から第 4 の観点のいずれか一つの観点の画像生成方法を提供する。

20

【 0 0 1 6 】

第 7 の観点の発明は、

放射線源と複数の検出素子がチャンネル方向に配列された検出器とを対象の周りに回転させるスキャンにより収集された複数ビューのファンビーム投影データに対して並び替え処理および補間処理を行うことにより、チャンネル方向の間隔が等しい等間隔パラレルビーム投影データを複数のビュー方向について得るデータ変換手段と、

前記得られた等間隔パラレルビーム投影データに対して逆投影処理を行うことにより、画像を再構成する画像再構成手段とを有する画像生成装置であって、

30

前記等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向の間隔が、前記検出素子のチャンネル方向の配列間隔を、前記放射線源および検出器の回転中心を基準にしたときの前記検出器の検出面における投影拡大率で除して成る基準間隔より小さい画像生成装置を提供する。

【 0 0 1 7 】

第 8 の観点の発明は、

前記等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向の間隔が、前記基準間隔の N 分の 1 (N は 2 以上の整数) である上記第 7 の観点の画像生成装置を提供する。

【 0 0 1 8 】

第 9 の観点の発明は、

前記 N が、 2 から 4 の整数のいずれかである上記第 8 の観点の画像生成装置を提供する。

40

【 0 0 1 9 】

第 10 の観点の発明は、

前記等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向の位置が、前記ファンビーム投影データに対して並び替え処理を行って得られる不等間隔パラレルビーム投影データのチャンネル方向の位置と、前記回転中心の近傍において実質的に重なるように設定される上記第 8 の観点または第 9 の観点の画像生成装置を提供する。

【 0 0 2 0 】

50

第 1 1 の観点の発明は、

前記データ変換手段が、前記補間処理の次数を、該補間処理により得ようとするデータの前記回転中心からの距離に応じて変える上記第 7 の観点から第 1 0 の観点のいずれか一つの観点の画像生成装置を提供する。

【 0 0 2 1 】

第 1 2 の観点の発明は、

前記データ変換手段が、前記補間処理に用いる元のデータに対する重み付けを、該補間処理により得ようとするデータの位置と、該補間処理に用いる元のデータの位置との距離に応じて変える上記第 7 の観点から第 1 0 の観点のいずれか一つの観点の画像生成装置を提供する。

10

【 0 0 2 2 】

第 1 3 の観点の発明は、

放射線源と、

複数の検出素子がチャンネル方向に配列された検出器と、

前記放射線源および検出器を対象の周りに回転させるスキャンにより複数ビューのファンビーム投影データを収集するデータ収集手段と、

前記収集された複数ビューのファンビーム投影データに対して並び替え処理および補間処理を行うことにより、チャンネル方向の間隔が等しい等間隔平行ビーム投影データを複数のビュー方向について得るデータ変換手段と、

前記得られた等間隔平行ビーム投影データに対して逆投影処理を行うことにより、画像を再構成する画像再構成手段とを有する放射線断層撮影装置であって、

20

前記等間隔平行ビーム投影データのチャンネル方向の間隔が、前記検出素子のチャンネル方向の配列間隔を、前記放射線源および検出器の回転中心を基準にしたときの前記検出器の検出面における投影拡大率で除して成る基準間隔より小さい放射線断層撮影装置を提供する。

【 0 0 2 3 】

第 1 4 の観点の発明は、

前記等間隔平行ビーム投影データのチャンネル方向の間隔が、前記基準間隔の N 分の 1 (N は 2 以上の整数) である上記第 1 3 の観点の放射線断層撮影装置を提供する。

【 0 0 2 4 】

第 1 5 の観点の発明は、

前記 N が、2 から 4 の整数のいずれかである上記第 1 4 の観点の放射線断層撮影装置を提供する。

30

【 0 0 2 5 】

第 1 6 の観点の発明は、

前記等間隔平行ビーム投影データのチャンネル方向の位置が、前記ファンビーム投影データに対して並び替え処理を行って得られる不等間隔平行ビーム投影データのチャンネル方向の位置と、前記回転中心の近傍において実質的に重なるように設定される上記第 1 4 の観点または第 1 5 の観点の放射線断層撮影装置を提供する。

【 0 0 2 6 】

第 1 7 の観点の発明は、

前記データ変換手段が、前記補間処理の次数を、該補間処理により得ようとするデータの前記回転中心からの距離に応じて変える上記第 1 3 の観点から第 1 6 の観点のいずれか一つの観点の放射線断層撮影装置を提供する。

40

【 0 0 2 7 】

第 1 8 の観点の発明は、

前記データ変換手段が、前記補間処理に用いる元のデータに対する重み付けを、該補間処理により得ようとするデータの位置と、該補間処理に用いる元のデータの位置との距離に応じて変える上記第 1 3 の観点から第 1 6 の観点のいずれか一つの観点の放射線断層撮影装置を提供する。

50

【0028】

第19の観点の発明は、

前記データ収集手段が、実データの収集を行うビューを、前記放射線源および検出器の1回転当たりの回転角度に対して1200以上割り当てて、前記複数ビューのファンビーム投影データを収集する上記第13の観点から第18の観点のいずれか一つの観点の放射線断層撮影装置を提供する。

【0029】

第20の観点の発明は、

コンピュータ (computer) を、

放射線源と複数の検出素子がチャンネル方向に配列された検出器とを対象の周りに回転させるスキャンにより収集された複数ビューのファンビーム投影データに対して並び替え処理および補間処理を行うことにより、チャンネル方向の間隔が等しい等間隔パラレルビーム投影データを複数のビュー方向について得るデータ変換手段と、

前記得られた等間隔パラレルビーム投影データに対して逆投影処理を行うことにより、画像を再構成する画像再構成手段として機能させ、

前記放射線パスのチャンネル方向の間隔が、前記検出素子のチャンネル方向の配列間隔を、前記放射線源および検出器の回転中心を基準にしたときの前記検出器の検出面における投影拡大率で除して成る基準間隔より小さいプログラムを提供する。

【発明の効果】

【0030】

上記観点の発明によれば、ファン - パラ変換を行う際に、データのチャンネル方向の間隔が、検出素子のチャンネル方向の配列間隔を、いわゆるアイソセンタを基準にしたときの検出器の検出面における投影拡大率で除して成る基準間隔より小さい間隔となるようにして、等間隔パラレルビーム投影データを取得するので、確度の高い補間前のデータまたはこれに近い補間後のデータをより多く逆投影処理に用いることができ、ファン - パラ変換を行っても再構成画像における空間分解能の低下を抑えることができる。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】本実施形態に係るX線CT装置の構成を概略的に示す図である。

【図2】X線CT装置における画像生成処理に係る部分の構成を示す機能ブロック (block) 図である。

【図3】データ収集時のジオメトリ (geometry) を示す図である。

【図4】ファン - パラ変換時のジオメトリを示す図である。

【図5】パラレルビーム投影データの従来法によるチャンネル方向の補間処理を説明するための図である。

【図6】一般的な方法による再構成画像におけるアイソセンタ (iso-center) からの距離に応じた空間分解能の変化を表すグラフ (graph) であり、シミュレーション (simulation) により求めたものである。

【図7】パラレルビーム投影データの本実施形態の方法によるチャンネル方向の補間処理を説明するための図である。

【図8】本実施形態に係るX線CT装置における画像生成処理の流れを示すフローチャート (flow chart) である。

【図9】一般法による画像と本法による画像との第1の比較例を示す図である。

【図10】一般法による画像と本法による画像との第2の比較例を示す図である。

【図11】一般法による画像と本法による画像との第3の比較例を示す図である。

【図12】一般法による画像と本法による画像との第4の比較例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0032】

以下、本発明の実施形態について説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【 0 0 3 3 】

(第1の実施形態)

図1は、本実施形態に係るX線CT装置の構成を概略的に示す図である。

【 0 0 3 4 】

X線CT装置100は、操作コンソール(console)1と、撮影テーブル(table)10と、走査ガントリ(gantry)20とを具備している。

【 0 0 3 5 】

操作コンソール1は、操作者からの入力を受け付ける入力装置2と、被検体の撮影を行うための各部の制御や画像を生成するためのデータ処理などを行う中央処理装置3と、走査ガントリ20で取得したデータを収集するデータ収集バッファ(buffer)5と、画像を表示するモニタ(monitor)6と、プログラムやデータなどを記憶する記憶装置7とを具備している。

10

【 0 0 3 6 】

撮影テーブル10は、被検体40を載せて走査ガントリ20の空洞部Bに搬送するクレードル(cradle)12を具備している。クレードル12は、撮影テーブル10に内蔵するモータ(motor)で昇降および水平直線移動される。なお、ここでは、被検体40の体軸方向すなわちクレードル12の水平直線移動方向をz方向、鉛直方向をy方向、z方向およびy方向に垂直な水平方向をx方向とする。

【 0 0 3 7 】

走査ガントリ20は、回転部15と、回転部15を回転可能に支持する本体部20aとを有する。回転部15には、X線管21と、X線管21を制御するX線コントローラ(controller)22と、X線管21から発生したX線81をファンビーム或いはコーンビーム(cone beam)に整形するアパーチャ(aperture)23と、被検体40を透過したX線81を検出するX線検出器24と、X線コントローラ22, アパーチャ23の制御を行う回転部コントローラ26とが搭載されている。本体部20aは、制御信号などを操作コンソール1や撮影テーブル10と通信する制御コントローラ29を具備する。回転部15と本体部20aとは、スリップリング(slip ring)30を介して電氣的に接続されている。

20

【 0 0 3 8 】

X線管21およびX線検出器24は、被検体40が載置される撮影空間、すなわち走査ガントリ20の空洞部Bを挟んで互いに対向して配置されている。回転部15が回転すると、X線管21およびX線検出器24は、その位置関係を維持したまま、被検体40の周りを回転する。X線管21から放射されたアパーチャ23で整形されたファンビーム或いはコーンビームのX線81は、被検体40を透過し、X線検出器24の検出面に照射される。

30

【 0 0 3 9 】

なおここでは、このファンビーム或いはコーンビームのX線81のxy平面における広がり方向をチャンネル方向(CH方向)、z方向における広がり方向もしくはz方向そのものをスライス(slice)方向(SL方向)、xy平面において回転部15の回転中心に向かう方向をアイソセンタ方向(I方向)で表すことにする。

【 0 0 4 0 】

X線検出器24は、チャンネル方向およびスライス方向に配設された複数の検出素子24iにより構成されている。なお、検出素子のチャンネル方向の数は、例えば60°の角度範囲において900個程度、その配列間隔は、例えば1mm程度である。

40

【 0 0 4 1 】

図2は、X線CT装置における画像生成処理に係る部分の構成を示す機能ブロック図である。図2に示すように、X線CT装置100は、データ収集部31と、ファン-パラ変換部32と、逆投影処理部33とを備えている。データ収集部31は、スキャンを実行し、複数ビューのファンビーム投影データを収集する。ファン-パラ変換部32は、収集されたファンビーム投影データに対してファン-パラ変換処理を行って、等間隔パラレルビーム投影データを得る。逆投影処理部33は、得られた等間隔パラレルビーム投影データ

50

に対して逆投影処理を行い、画像を再構成する。

【 0 0 4 2 】

以下、これら各部の機能をより詳しく説明する。

【 0 0 4 3 】

図 2 は、データ収集時のジオメトリを示す図である。

【 0 0 4 4 】

データ収集部 3 1 は、走査ガントリ 2 0 を制御してスキャンを実行し、複数ビューのファンビーム投影データを収集する。ファンビーム投影データは、各データに対応する X 線パスがファンビーム状に、すなわち所定の角度範囲で放射状に広がった投影データである。

10

【 0 0 4 5 】

本例では、図 3 に示すように、上記スキャンを、1 ビューに対応する回転角度が、検出素子のチャンネル方向の配列間隔に対応する回転角度分 と実質的に等しくなるように、1 回転分の回転角度に対して所定数のビューを均等に割り当てて行うものとする。

【 0 0 4 6 】

なお、各ビューのファンビーム投影データは、すべて、検出素子 2 4 i の検出信号に直接的に基づいており、補間処理等を行っていない実データであることが望ましいが、その一部を実データのビュー方向の補間によって得るようにしてもよい。ただし、ビュー方向の補間に大きく頼って、実データの収集を行うビューの割り当てを過度に粗くすると、再構成画像における空間分解能に悪影響を及ぼすことになる。そこで、1 回転分の回転角度に対して割り当てる、実データの収集を行うビューの数は、例えば、少なくとも 8 0 0 ビュー以上、望ましくは 1 2 0 0 ビュー以上、さらに望ましくは 1 6 0 0 ビュー以上とする。

20

【 0 0 4 7 】

図 4 は、ファン - パラ変換時のジオメトリを示しており、左側がファンビームのジオメトリ、右側がパラレルビームのジオメトリである。

【 0 0 4 8 】

ファン - パラ変換部 3 2 は、データ収集部 3 1 により収集された複数ビューのファンビーム投影データに対して並び替え処理およびチャンネル方向の補間処理を行い、複数のビュー方向について等間隔パラレルビーム投影データを得る。

30

【 0 0 4 9 】

まず、並び替え処理について説明する。並び替え処理は、複数ビューのファンビーム投影データを、データごとにばらして並び替えることにより、複数のビュー方向について、X 線パスが平行なパラレルビーム投影データを得る処理である。

【 0 0 5 0 】

図 4 から分かるように、並び替え処理後に得られるパラレルビーム投影データでは、各データに対応する X 線パスのアイソセンタ（走査ガントリの回転中心）からの距離 D は、 $D = F i \times \sin(\theta)$ で表される。ここで、 $F i$ は X 線焦点とアイソセンタ $I S O$ との距離、 θ はある検出素子 2 4 i の回転角度である。つまり、この並び替え処理後に得られるパラレルビーム投影データは、各データに対応する X 線パスがチャンネル方向に不等間隔に並んだ不等間隔パラレルビーム投影データである。

40

【 0 0 5 1 】

データ収集部 3 1 により実行されるスキャンは、上述の通り、1 ビューに対応する回転角度が、検出素子 2 4 i のチャンネル方向の配列間隔に対応する回転角度分 と実質的に等しくなるように、1 回転分の回転角度に対して所定数のビューを均等に割り当てて行うものとしている。そのため、不等間隔パラレルビーム投影データにおける X 線パスのチャンネル方向の間隔は、アイソセンタ $I S O$ 近傍において、X 線検出器 2 4 における検出素子 2 4 i のチャンネル方向の配列間隔を、アイソセンタ $I S O$ を基準としたときの検出面での投影拡大率（X 線拡大率ともいう）で除して成る間隔 d になる。すなわち、この間隔 d は、図 3 に示すように、X 線焦点 2 1 f からアイソセンタ $I S O$ 近傍を通過してある 1 つ

50

の検出素子 2 4 i の中心までを結ぶ直線と、X線焦点 2 1 f からこの検出素子 2 4 i に隣接する検出素子 2 4 i の中心までを結ぶ直線とを想定したとき、アイソセンタ I S O 近傍でのこの 2 直線間の距離に相当するものである。再構成画像における空間分解能は、幾何学的にみると、この間隔 d よりも高めることができず、この間隔 d は、再構成画像における空間分解能を最も高める限界条件と考えられている。ここでは、この間隔 d を「基準間隔」と呼ぶことにする。なお、検出素子のチャンネル方向の配列間隔が 1 mm 程度である場合、基準間隔 d は、例えば 0.5 mm 程度である。

【 0 0 5 2 】

次に、チャンネル方向の補間処理について説明する。チャンネル方向の補間処理は、並び替え処理によって得られた不等間隔パラレルビーム投影データに対して補間処理を行い、各データに対応する X 線パスが平行かつチャンネル方向に等間隔に並んだ、等間隔パラレルビーム投影データを得る処理である。なお、この補間処理においては、等間隔パラレルビーム投影データにおける X 線パスの位置は、不等間隔パラレルビーム投影データにおける X 線パスと、アイソセンタ近傍において実質的に重なるように設定する。

10

【 0 0 5 3 】

ここで、チャンネル方向の補間処理について、一般的な方法と本実施形態による方法とを比較して説明する。

【 0 0 5 4 】

図 5 は、一般的な方法によるチャンネル方向の補間処理を説明するための図である。図 5 の上側の矢印群 (non-normalized Fan Data) は、不等間隔パラレルビーム投影データ P 1 における X 線パスを簡略化して表したものである。また、図 5 の下側の矢印群 (normalized Fan Data) は、一般的な方法による補間処理後の等間隔パラレルビーム投影データ P 2 における X 線パスを簡略化して表したものである。

20

【 0 0 5 5 】

一般的な方法では、図 5 に示すように、等間隔パラレルビーム投影データ P 2 における X 線パスのチャンネル方向の間隔は、基準間隔 d と実質的に同じになるように設定する。つまり、得ようとする等間隔パラレルビーム投影データ P 2 の X 線パスの間隔すなわちチャンネル方向のサンプリング間隔の設定は、再構成画像における空間分解能を最も高くできるとされる上限に既に達しており、これ以上細かくサンプリングしても、計算処理量が増えるだけで、空間分解能の向上に寄与しないと考えられている設定が成される。

30

【 0 0 5 6 】

不等間隔パラレルビーム投影データ P 1 における X 線パスの間隔と、等間隔パラレルビーム投影データ P 2 における X 線パスの間隔との差は、実際には微小である。しかし、不等間隔パラレルビーム投影データ P 1 における X 線パスと、等間隔パラレルビーム投影データ P 2 における X 線パスとの位置関係は、アイソセンタ I S O 近傍ではずれがなく、アイソセンタ I S O から離れるにつれ微小なずれが生じ始める。そして、アイソセンタ I S O からの距離が大きくなるに連れて、その微小なずれが積み重なって徐々に大きくなり、ある位置で極大点をとる。この極大点の周辺では、空間分解能を維持するのに必要な情報が失われる。この極大点を過ぎると、X 線パスの位置的なずれは徐々に小さくなり、ある位置ではずれがなくなり、X 線パス同士が一致する。その後、また徐々にずれが大きくなり、再び極大点をとる。

40

【 0 0 5 7 】

このように、空間分解能、例えばその指標である M T F (Modulation Transfer Function) は、アイソセンタ I S O からの距離に応じて周期性を伴って低下していく。

【 0 0 5 8 】

図 6 は、一般的な方法による再構成画像におけるアイソセンタ I S O からの距離に応じた空間分解能の変化を表すグラフであり、シミュレーションによって得られたものである。左側のグラフは、M T F 値が 50 % になるときの 1 cm 当たりのラインペア (line pair) 数を画像上の各位置で求め、それらをプロット (plot) したものである。また、右側

50

のグラフは、MTF値が10%になるときの1cm当たりのラインペア数を画像上の各位置で求め、それらをプロットしたものである。いずれのグラフにも、参考のために、ファンビーム投影データを基にした再構成画像における空間分解能の変化曲線を入れてある。これらのグラフにおいても、一般的な方法による再構成画像においては、空間分解能がアイソセンタISOからの距離に応じて周期性を伴って低下していく様子が観測される。

【0059】

一般的な方法の場合、不等間隔パラレルビーム投影データにおけるX線パスと、等間隔パラレルビーム投影データにおけるX線パスとの位置的なずれ量が部分的に大きくなり、その周辺で空間分解能が低下してしまう。

【0060】

図7は、本実施形態の方法によるチャンネル方向の補間処理を説明するための図である。図7の上側の矢印群は、不等間隔パラレルビーム投影データP1におけるX線パスを簡略化して表したものである。また、図7の下側の矢印群は、本実施形態の方法による補間処理後の等間隔パラレルビーム投影データP3におけるX線パスを簡略化して表したものである。

【0061】

本実施形態の方法では、図7に示すように、等間隔パラレルビーム投影データP3におけるX線パスのチャンネル方向の間隔は、基準間隔 d より小さく設定し、さらには、基準間隔 d の $1/N$ (N は2以上の整数) と実質的に同じになるように設定する。

【0062】

一見すると、このようにしても、空間分解能の向上には寄与しないと思われるかもしれない。しかし、実は、このように、等間隔パラレルビーム投影データP3におけるX線パスのチャンネル方向の間隔を、基準間隔 d よりも小さくすると、確度の高い補間前のデータすなわち不等間隔パラレルビーム投影データP1におけるデータそのものまたはこれに近い補間後のデータが逆投影処理に用いられる機会を増大させることができ、再構成画像における空間分解能の低下を抑えることが可能となる。

【0063】

また、さらには、等間隔パラレルビーム投影データP3におけるX線パスのチャンネル方向の間隔を、基準間隔 d の $1/N$ (N は2以上の整数) とすることで、等間隔パラレルビーム投影データP3の中に、不等間隔パラレルビーム投影データP1におけるデータそのもの、またはこれに近いデータを、より多く含めることができ、再構成画像における空間分解能の低下をより抑えることが可能となる。

【0064】

なお、上記の整数 N が大きいほど、空間分解能低下の抑制効果は大きくなるが、その効果は徐々に頭打ちになる一方、計算処理量は増大し続ける。そのため、効果と計算量とのバランス (balance) を考慮すると、現時点における設定としては、例えば $N = 2 \sim 4$ 程度が望ましい。

【0065】

また、上記の補間処理としては、例えば、線形補間 (一次補間) のほか、スプライン (spline) 補間、ラグランジェ (Lagrange) 補間、ニュートン (Newton) 補間、バイリニア (bi-linear) 補間などの多次補間を用いることができる。

【0066】

上記の補間処理として多次補間を用いる場合には、補間処理の次数を、この補間処理により得ようとするデータに対応するX線パスのアイソセンタISOからの距離に応じて変えるようにしてもよい。例えば、この距離が小さいときは、補間処理の次数を小さくし、この距離が大きくなるほど、補間処理の次数を大きくしていくようにしてもよい。このようにすれば、再構成画像におけるアイソセンタISOに対応する中心からの半径方向での空間分解能の高低傾向により適した補間処理を適用することができ、空間分解能の低下をさらに抑制することが期待できる。

【0067】

10

20

30

40

50

また、補間処理に用いる元のデータに対する重み付けを、この補間処理により得ようとするデータに対応するX線パスと、この補間処理に用いる元のデータに対応するX線パスとの距離に応じて変えるようにしてもよい。つまり、重み付けに非線形性を与えるようにしてもよい。例えば、この距離が小さいときは、重みを大きくし、この距離が大きくなるほど、重みを小さくしていくようにしてもよい。このようにすれば、補間後のデータに対応するX線パスが、その補間処理に用いる元のデータに対応するX線パスに十分近いと判断できるときに、その元のデータに対する重み付けを線形補間の場合よりもより大きくして、実データにより近いデータを得ることができ、空間分解能の低下をさらに抑制することが期待できる。

【0068】

なお、並び替え処理およびチャンネル方向の補間処理は、アルゴリズム (algorithm) 上において、それぞれ分けて段階的に行ってもよいし、一つの処理にまとめて行ってもよい。

【0069】

逆投影処理部33は、ファン-パラ変換部32により得られた複数のビュー方向についての等間隔パラレルビーム投影データに対して逆投影処理を行い、画像を再構成する。逆投影処理としては、例えば、フィルタ逆投影処理 (filtered back-projection process)、コンボリューション逆投影処理 (convolution back-projection process) などを用いることができる。フィルタ逆投影処理は、投影データのフーリエ変換に周波数空間で再構成関数 (フィルタ関数) を乗算し、逆フーリエ変換して画像を再構成する処理である。また、コンボリューション逆投影処理は、再構成関数の逆フーリエ変換を求め、これを実空間上で投影データに重畳すなわちコンボリューションして逆投影することにより、画像を再構成する処理である。

【0070】

本実施形態に係るX線CT装置における画像生成処理の流れを説明する。

【0071】

図8は、本実施形態に係るX線CT装置における画像生成処理の流れを示すフローチャートである。

【0072】

ステップ (step) S1では、データ収集部31が、スキャンを実行して、複数ビューのファンビーム投影データを収集する。このとき、例えば、スキャン1回転分の回転角度に対して、実データの収集を行うビューを、検出素子24iの配列間隔分に相当する回転角度ごとに、割り当ててスキャンを行う。なお、これに相当するビュー数のファンビーム投影データを、実データによるビュー方向の補間を含めて生成する場合には、実データの収集を行うビューを、スキャン1回転分の回転角度に対して少なくとも1200以上割り当てようとする。

【0073】

ステップS2では、ファン-パラ変換部32が、ステップS1にて収集された複数ビューのファンビーム投影データに対して、並び替え処理およびチャンネル方向の補間処理を行うことにより、ファン-パラ変換を行い、等間隔パラレルビーム投影データを得る。このとき、X線パスのチャンネル方向の間隔を、基準間隔 d の $1/N$ (N は例えば2~4の整数) の間隔に設定する。

【0074】

ステップS3では、ステップS2にて得られた等間隔パラレルビーム投影データに対して逆投影処理を行って、画像を再構成する。

【0075】

これより、一般的な方法 (以下、一般法という) による再構成画像と本実施形態の方法 (以下、本法という) による再構成画像との比較結果について説明する。

【0076】

図9は、一般法による画像と本法による画像との第1の比較例を示す図である。本例は

10

20

30

40

50

、MTF測定用ファントム(phantom)を、その中心がアイソセンタISOから半径50mmの位置に来るよう配置してスキャンしたときの例である。左側の画像G11(Original)は、一般法によるオリジナル画像であり、チャンネル方向の補間処理におけるX線パスの間隔を基準間隔dに設定したときのものである。右側の画像G12(chup2)は、本法による画像であり、チャンネル方向の補間処理におけるX線パスの間隔を基準間隔dの1/2、すなわちチャンネル方向のサンプリング(sampling)を2倍密に設定したときのものである。中央下側の画像G13がこれらの差分画像である。図9に示されるように、一般法によるオリジナル画像G11では、MTF測定用ファントム内のピン(pin)がチャンネル方向(アイソセンタを中心とした半径方向)に間延びしている。一方、本法による画像G12では、そのピンが本来の円形形状として表現され、改善されているのが分かる。

10

【0077】

図10は、一般法による画像と本法による画像との第2の比較例を示す図である。本例は、第1の比較例のときと同じMTF測定用ファントムを、その中心がアイソセンタISOから半径100mmの位置に来るよう配置してスキャンしたときの例である。左側の画像G21(Original)は、一般法によるオリジナル画像(X線パスの間隔=「基準間隔」)であり、右側の画像G22(chup2)は、本法による画像(X線パスの間隔=「基準間隔」の1/2)である。また、中央下側の画像G23がこれらの差分画像であり、その横のグラフG24は、MTF値が10%になるときの1cm当たりのラインペア(lp/cm)と、MTF値が5%になるときの1cm当たりのラインペア(lp/cm)とを、アイソセンタISOからの距離に対してプロットしたものである。図10の差分画像からも分かるように、一般法によるオリジナル画像G21では、Sharp(鮮鋭)/Blur(ぼけ)のバンド(帯)がアイソセンタISOからの距離に応じて円周方向上に生じている。一方、本法による画像G22では、そのようなバンドの発生が抑えられ、空間分解能がフラット(flat)な画像に改善されている。

20

【0078】

図11は、一般法による画像と本法による画像との第3の比較例を示す図である。本例は、頭部ファントムをスキャンしたときの例であり、画像は、アイソセンタから半径85mmの位置にある内耳骨部分の構造を示している。左上側の画像G31は、一般法によるオリジナル画像であり、チャンネル方向の補間処理におけるX線パスの間隔を基準間隔dに設定したときのものである。右上側の画像G32(chup4)は、本法による画像であり、チャンネル方向の補間処理におけるX線パスの間隔を「基準間隔」の1/4、すなわちチャンネル方向のサンプリングを4倍密に設定したときのものである。左下側の画像G33は、左上側の画像G31における破線で囲んだ領域の拡大図であり、右下側の画像G34(ch2v2)は、右上側の画像における破線で囲んだ領域の拡大図である。本法による画像では、アイソセンタISOから離れた部位においても、その空間分解能が改善されていることが分かる。

30

【0079】

図12は、一般法による画像と本法による画像との第4の比較例を示す図である。本例は、頭部ファントムをスキャンしたときの例であり、画像は、その内耳骨の局所部分の構造を示している。左上側の画像G41(Original)は、一般法によるオリジナル画像であり、チャンネル方向の補間処理におけるX線パスの間隔を基準間隔dに設定したときのものである。右上側の画像G42(chup2)は、本法による画像であり、チャンネル方向の補間処理におけるX線パスの間隔を基準間隔dの1/2、すなわちチャンネル方向のサンプリングを2倍密に設定したときのものである。左下側の画像G43(v2)は、実データの収集を行うビュー数を通常の2倍(1回転当たり1600以上)、すなわちビュー方向のサンプリングを2倍密に設定したときのものである。また、右下側の画像G44(ch2v2)は、チャンネル方向およびビュー方向の両方向のサンプリングを通常の2倍密に設定したときのものである。図12から分かるように、チャンネル方向およびビュー方向の両方向のサンプリングを通常の2倍密に設定したときの画像が、最も空間分解能が高い。

40

【0080】

50

このように、本実施形態によれば、ファン - パラ変換を行う際に、放射線パスのチャンネル方向の間隔が、検出素子のチャンネル方向の配列間隔を、いわゆるアイソセンタを基準にしたときの検出器の検出面における投影拡大率で除して成る基準間隔より小さい間隔となるようにして、等間隔パラレルビーム投影データを得るので、確度の高い補間前のデータまたはこれに近い補間後のデータをより多く逆投影処理に用いることができ、ファン - パラ変換を行っても再構成画像における空間分解能の低下を抑えることができる。

【 0 0 8 1 】

なお、本実施形態は、発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更・追加等が可能である。

【 0 0 8 2 】

例えば、本実施形態は、X線CT装置であるが、上記の画像生成処理を行う画像生成装置も発明の実施形態の一例である。また、コンピュータを、このような画像生成装置として機能させるためのプログラム、このプログラムが記憶された記憶媒体などもまた、発明の実施形態の一例である。

【 0 0 8 3 】

また例えば、本実施形態は、X線CT装置であるが、発明は、X線CT装置とPETまたはSPECTとを組み合わせたPET - CT装置やSPECT - CT装置、一般撮影装置などにも適用可能である。

【符号の説明】

【 0 0 8 4 】

- 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
- 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 アパーチャ
- 24 X線検出器
- 25 検出器コントローラ
- 26 回転部コントローラ
- 28 X線検出装置
- 29 制御コントローラ
- 30 スリッピング
- 31 データ収集部
- 32 ファン - パラ変換部
- 33 逆投影処理部
- 40 被検体
- 81 X線
- 100 X線CT装置

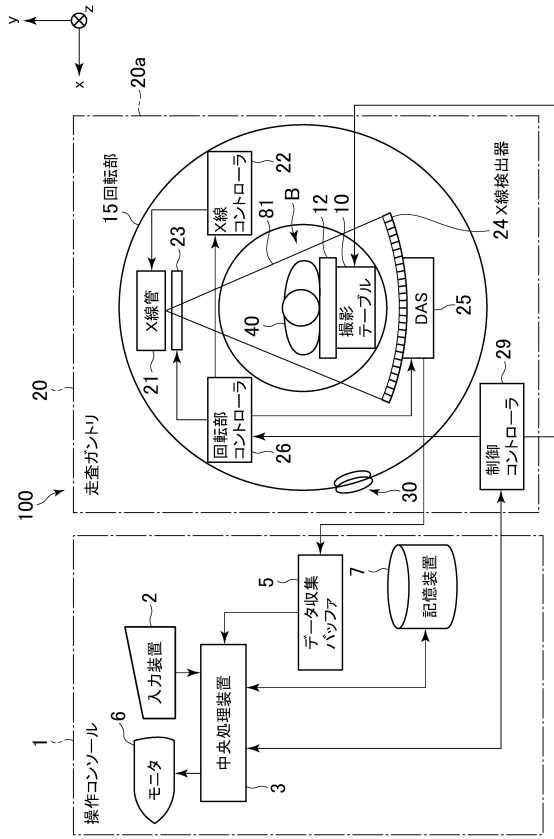
10

20

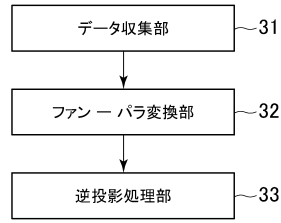
30

40

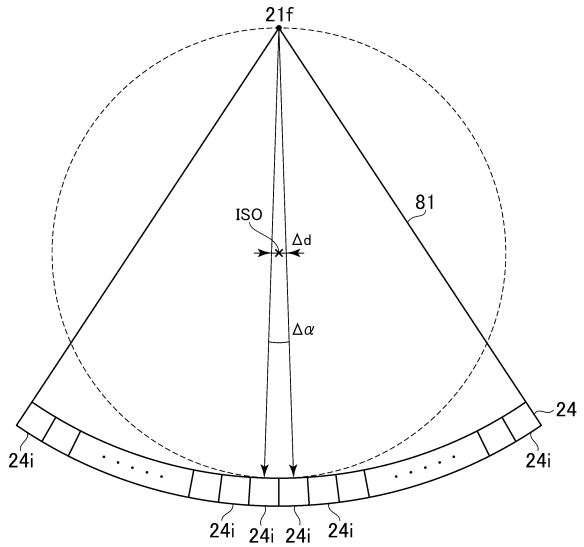
【図1】



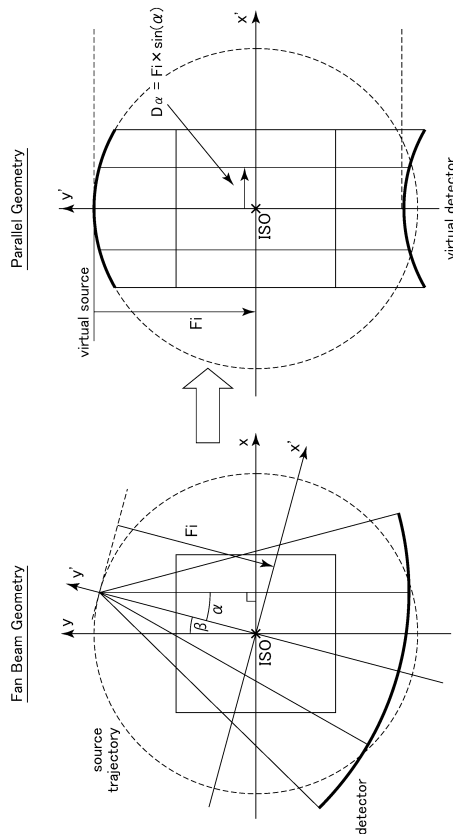
【図2】



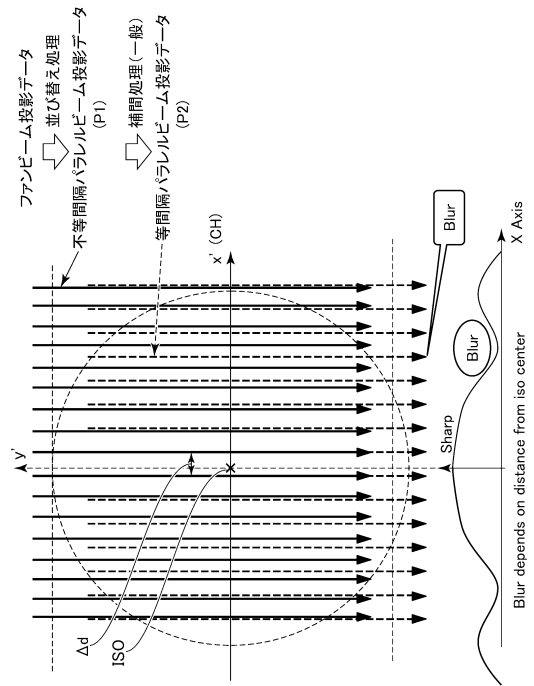
【図3】



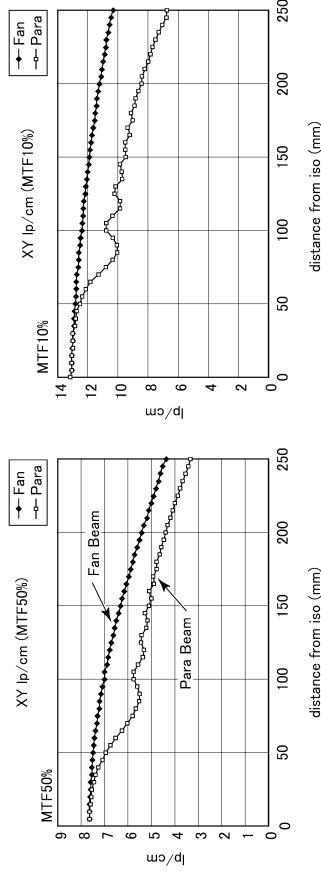
【図4】



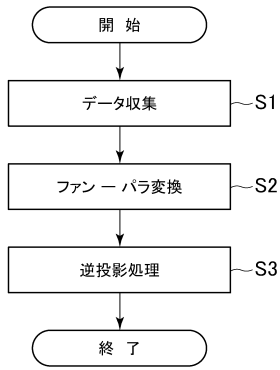
【図5】



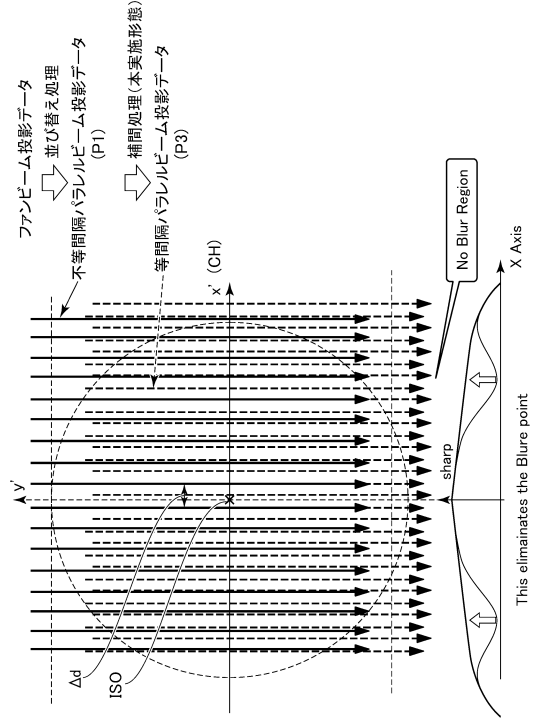
【 図 6 】



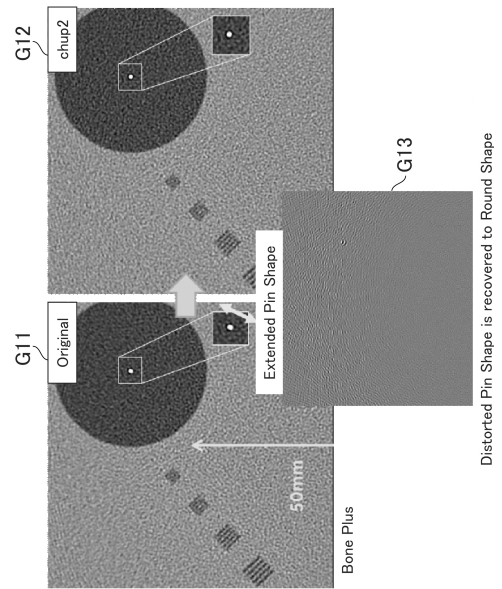
【 図 8 】



【 図 7 】

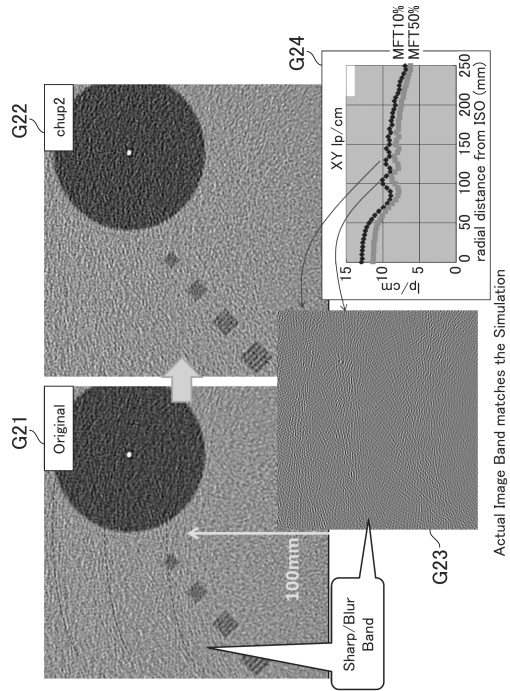


【 図 9 】

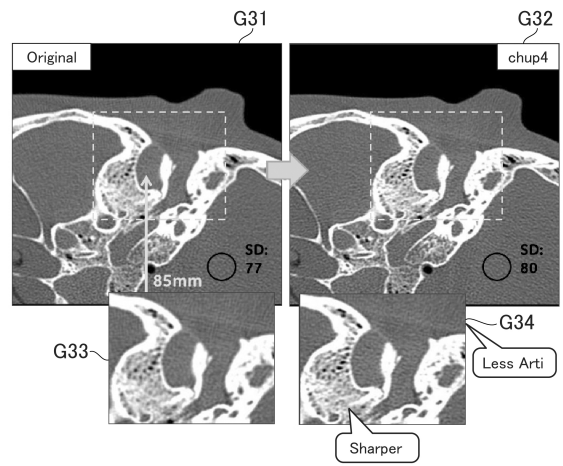


Distorted Pin Shape is recovered to Round Shape

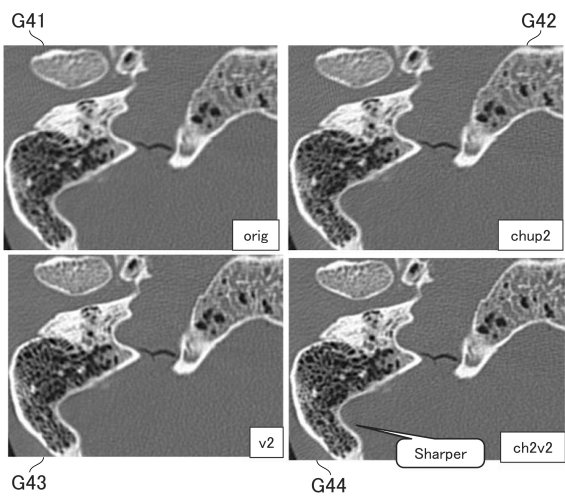
【 10 】



【 11 】



【 12 】



フロントページの続き

合議体

審判長 福島 浩司

審判官 田中 洋介

審判官 高見 重雄

- (56)参考文献 特開昭61-185256(JP,A)
特開平11-188030(JP,A)
特開2012-005757(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00-6/14