

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2015年9月17日(17.09.2015)



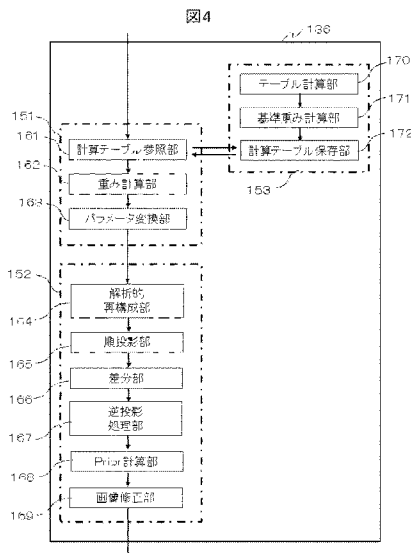
(10) 国際公開番号
WO 2015/137011 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/053044
- (22) 国際出願日: 2015年2月4日(04.02.2015)
- (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 2014-052493 2014年3月14日(14.03.2014) JP
- (71) 出願人: 株式会社日立メディコ(HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 山川 恵介(YAMAKAWA Keisuke); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 小嶋 進一(KOJIMA Shinichi); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: ポレール特許業務法人(POLAIRE I.P.C.); 〒1030025 東京都中央区日本橋茅場町二丁目13番11号 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロパ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC,

[続葉有]

(54) Title: X-RAY CT DEVICE AND PROCESSING DEVICE

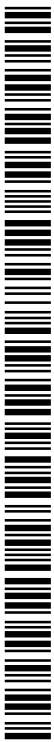
(54) 発明の名称: X線CT装置、及び処理装置



- 161 Calculation table reference unit
- 162 Weight calculation unit
- 163 Parameter conversion unit
- 164 Analytical reconstruction unit
- 165 Forward projection unit
- 166 Difference unit
- 167 Reverse projection processing unit
- 168 Prior calculation unit
- 169 Image correction unit
- 170 Table calculation unit
- 171 Reference weight calculation unit
- 172 Calculation table storage unit

(57) Abstract: This X-ray CT device uses iterative reconstruction to obtain a CT image with the desired noise reduction or X-ray reduction ratio. An iterative approximation reconstruction unit (136) is provided which, from measured projection data obtained by an X-ray detection unit of the X-ray CT device, iteratively reconstructs a CT image in a reconstruction range of a subject, and iteratively corrects the CT image such that calculated projection data, calculated through forward projection of a CT image, is the same as the difference between measured projection data detected by the X-ray detection unit and calculated projection data. The iterative approximation reconstruction unit is provided with a parameter determination unit (151), an iterative correction unit (152), and a table unit (153) which calculates in advance the relation between each parameter used in the iterative reconstruction, and noise reduction or X-ray reduction ratio in the CT image. The parameter determination unit (151) determines the parameters from a calculation table in the table unit (153) depending on the desired reduction ratio.

(57) 要約: 逐次再構成を用いて、所望するノイズ低減、またはX線量の低減割合を達成したCT画像を取得する。X線CT装置のX線検出部が得た測定投影データから、逐次被写体の再構成範囲についてのCT画像を再構成し、CT画像を計算により順投影して求めた計算投影データと、X線検出部が検出した測定投影データと計算投影データとの差が等しくなるように、CT画像を逐次修正する逐次近似再構成部136を有する。逐次近似再構成部は、パラメータ決定部151、逐次修正部152、及び逐次再構成に用いる各パラメータとCT画像のノイズ低減、またはX線量の低減割合の関係を事前に計算するテーブル部153を備え、パラメータ決定部151は、所望する低減割合に応じて、テーブル部153内の計算テーブルからパラメータを決定する。



WO 2015/137011 A1

MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, 添付公開書類:
TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, — 國際調查報告 (條約第 21 條(3))
KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

明 細 書

発明の名称： X線CT装置、及び処理装置

技術分野

[0001] 本発明は、X線CT (Computed Tomography) 装置に係り、特にCT画像を逐次的に修正する逐次再構成技術に関する。

背景技術

[0002] X線CT装置は、被写体を多方向から撮影して得た測定投影データから被写体内の各点のX線吸収係数を算出し、X線吸収係数分布画像（以下、CT画像と称する）を得る装置である。通常、X線吸収係数は、空気と水で規格化したCT値（空気を-1000、水を0）に置き換えて診断に利用される。

[0003] CT画像は、被写体の断層面を体軸方向に重ねて表現される。医療現場において、CT画像の利用は、正確かつ即時に患者の病状を診断できるため、臨床上有用である。しかし、医師の診断に必要な高い画質を得る条件において、被写体は一定量の被曝を伴う。低被曝化を実現するためにX線量を低くすると、検出した信号に対するノイズの比率が増加する。これにより、誤診断の原因になるライン状のストリークアーチファクトや粒状性のノイズが多く発生する。そのため、低線量撮影時にストリークアーチファクトやノイズを低減することで、良質な診断と低被曝化を両立させることが望まれている。

特許文献1に記載の逐次再構成手法は、計算投影データと測定投影データとの差が等しくなるように、計算投影データ、またはCT画像を逐次的に修正することにより、ノイズを低減する。しかし、逐次再構成手法は従来の解析的にCT値を計算する方法と比較して、反復更新に伴う計算量の増加や膨大なパラメータの最適化等、多くの課題がある。

[0004] 課題の一つとして、更新中の平滑化処理により所望するノイズの低減効果を得るためには、多くのパラメータの設定を必要とする。特許文献1では、

逐次再構成を用いて逐次修正中に出力されるCT画像のノイズ、ここではCT値のばらつきを表す標準偏差（Standard Deviation、以下、SDとする）の計測値を用いる。逐次修正中に計測したSDが所望のSDに到達するまで修正を継続、または逐次再構成のパラメータを変更して修正する方法が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2006-25868号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 特許文献1の技術はSDを取得するため、逐次修正中のCT画像からSDを計測する必要がある。課題として、SDは一様なCT値で構成される組織に関心領域（Region of Interest、以下、ROIとする）を設定して計測する必要があるため、異なるCT値で構成される組織には、SDを正確に計測することが困難である。

[0007] 本発明の目的は、上記の課題を解決し、所望する低減割合を達成するための逐次再構成パラメータの決定を行うことが可能なX線CT装置、及び処理装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 上記の目的を達成するため、本発明においては、X線を発生するX線発生部と、被写体を透過後のX線を検出し、測定投影データを得るX線検出部と、X線発生部とX線検出部とを搭載して被写体の周囲を回転する機構を有する撮像部と、撮像部より測定投影データからCT画像を生成し、CT画像から順投影計算で求めた計算投影データと測定投影データとの差が等しくなるように、CT画像を逐次修正する逐次近似再構成部を有する画像生成部を備え、画像生成部は、CT画像のノイズまたはX線量を低減させる割合と逐次修正に用いるパラメータの関係を保存するテーブル部を有し、逐次近似再構

成部は、CT画像のノイズまたはX線量を低減させる割合に応じて、テーブル部からパラメータを決定するX線CT装置を提供する。

[0009] また、上記の目的を達成するため、本発明においては、少なくとも処理部と、記憶部とを備え、処理部は、X線CT装置が得た測定投影データからCT画像を生成し、CT画像から順投影計算で求めた計算投影データと測定投影データとの差が等しくなるように、CT画像を逐次修正する逐次近似再構成部を有する画像生成部を備え、記憶部は、CT画像のノイズまたはX線量を低減させる割合と逐次修正に用いるパラメータの関係を保存する機能を備え、逐次近似再構成部は、CT画像のノイズまたはX線量を低減させる割合に応じて、記憶部に保存された関係からパラメータを決定する処理装置を提供する。

発明の効果

[0010] 本発明によれば、組織の構成等、逐次修正前および修正中のCT画像の条件によらずに、所望する低減割合を達成するための逐次再構成パラメータを決定することができる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]実施例1における、X線CT装置各部のハードウェアの構成を説明するブロック図である。

[図2]実施例1における、X線CT装置の機能ブロック図である。

[図3]実施例1における、撮影条件受付画面を説明するための図である。

[図4]実施例1における、逐次近似再構成部の機能を説明する機能ブロック図である。

[図5A]実施例1における、逐次近似再構成部の計算手順を説明するためのフローチャート図である。

[図5B]実施例1における、逐次近似再構成部が参照するテーブルの一例を示す図である。

[図6A]実施例1における、テーブル計算部の計算結果を説明するためのCT画像を示す図である。

[図6B]実施例1における、テーブル計算部の計算結果であるノイズ低減割合の一例を示す図である。

[図7]実施例1における、基準重み計算部の計算結果を説明するための図である。

[図8]実施例1における、計算テーブル参照部の計算結果を説明するための図である。

[図9]実施例1における、重み計算部の計算結果を説明するための図である。

[図10]実施例1における、逐次修正部の計算手順を説明するためのフローチャート図である。

[図11]実施例2における、重み計算部の計算結果を説明するための図である。

[図12]実施例2における、従来および提案方式を比較したCT画像の結果、及びROIの位置を説明するための図である。

[図13]実施例2における、従来方式、および提案方式を比較したグラフを示す図である。

[図14]実施例3における、テーブル計算部と基準重み計算部の計算結果を説明するための図である。

[図15]実施例4における、逐次近似再構成部の機能を説明する機能ブロック図である。

[図16A]実施例4における、ノイズ計測部とパラメータ決定部の計算結果を説明するためのCT画像例を示す図である。

[図16B]実施例4における、ノイズ計測部とパラメータ決定部の計算結果を説明するためのSD画像例を示す図である。

[図16C]実施例4における、ノイズ計測部とパラメータ決定部の計算結果を説明するためのノイズ低減割合の画像例を示す図である。

[図16D]実施例4における、ノイズ計測部とパラメータ決定部の計算結果を説明するためのパラメータ β 画像例を示す図である。

[図17]実施例4における、ノイズ計測部の計算手順を説明するためのフロー

チャート図である。

[図18A]実施例4における、ノイズ計測部の計算結果を説明するための測定投影データ例を示す図である。

[図18B]実施例4における、ノイズ計測部の計算結果を説明するための奇偶数チャンネルの測定投影データ例を示す図である。

[図18C]実施例4における、ノイズ計測部の計算結果を説明するための奇偶数チャンネルのCT画像例を示す図である。

[図18D]実施例4における、ノイズ計測部の計算結果を説明するための差分、補正差分画像例を示す図である。

[図18E]実施例4における、ノイズ計測部の計算結果を説明するためのSD画像例を示す図である。

[図19A]実施例5における、テーブル計算部の計算結果を説明するための、異なる扁平率のCT画像例を示す図である。

[図19B]実施例5における、テーブル計算部の計算結果として、ノイズ低減割合と基準パラメータ β_b を示す図である。

[図19C]実施例5における、テーブル計算部の計算結果として、扁平率と基準パラメータ β_b を示す図である。

[図20]実施例5における、逐次近似再構成部の機能を説明する機能ブロック図である。

[図21]実施例5における、パラメータ決定部の計算手順を説明するための図である。

[図22A]実施例6における、パラメータ決定部の計算手順を説明するためのCT画像の図である。

[図22B]実施例6における、パラメータ決定部の計算手順を説明するための投影番号と重みの関係を示す図である。

[図22C]実施例6における、パラメータ決定部の計算手順を説明するための投影番号と規格化重みの関係を示す図である。

[図22D]実施例6における、パラメータ決定部の計算手順を説明するための扁

平率と基準パラメータ β_b の関係を示す図である。

発明を実施するための形態

[0012] 以下、図面に従い、本発明の各種の実施例について順次説明する。

実施例 1

[0013] 図 1 に、実施例 1 に係る X 線 CT 装置のハードウェア構成を示す図を、図 2 に実施例 1 に係る X 線 CT 装置の機能を示す機能ブロック図を示す。本実施例は、X 線を発生する X 線発生部 1 と、被写体を透過後の X 線を検出し、測定投影データを得る X 線検出部 2 と、X 線発生部と X 線検出部とを搭載して被写体の周囲を回転する機構を有する撮像部 102 と、撮像部より測定投影データから CT 画像を生成し、CT 画像から順投影計算で求めた計算投影データと測定投影データとの差が等しくなるように、CT 画像を逐次修正する逐次近似再構成部 136 を有する画像生成部 103 を備え、画像生成部は、CT 画像のノイズまたは X 線量を低減させる割合と逐次修正に用いるパラメータの関係を保存するテーブル部 153 を有し、逐次近似再構成部は、CT 画像のノイズまたは X 線量を低減させる割合に応じて、テーブル部からパラメータを決定する X 線 CT 装置の実施例である。

[0014] 図 1 に明らかなように、本実施例の X 線 CT 装置は、入力部 101、撮像部 102、画像生成部 103 から構成され、撮像部 102 は、X 線を発生する X 線発生部 1 と、被写体を透過後の X 線を検出し、測定投影データを得る X 線検出部 2 と、ガントリー 3、X 線発生部 1 と X 線検出部 2 とを搭載して被写体の周囲を回転する回転板 4 と、被検体 6 が載置される寝台 5 が挿入される円形の開口部 7 を備える撮影部 133、及びガントリー制御器 116、X 線制御器 117、寝台制御器 118 を備える撮影制御部 132 から構成される。ガントリー制御器 116 は、回転板 4 の回転動作を制御する。X 線制御器 117 は、X 線発生部からなる X 線発生部 1 の動作を制御する。寝台制御器 118 は、寝台 5 の位置を制御する。なお、図 1 中の入力部 101、画像生成部 103 のハードウェア構成については、後で説明する。

[0015] 図 2 に示すように、本実施例の画像生成部 103 は、その機能ブロックと

して、信号収集部 134、補正処理部 135、逐次近似再構成部 136、画像表示部 137 を備える。逐次近似再構成部 136 は、X線検出器からなる X線検出部 2 が得た測定投影データから、被写体の再構成範囲について CT 画像を再構成し、CT 画像を順方向に投影計算（以下、順投影計算とする）することにより計算投影データを求める、そして、求めた計算投影データと測定投影データとの差が等しくなるように、CT 画像を逐次修正する。

[0016] 逐次近似再構成部 136 は、所望するノイズ低減または X線量の低減割合を達成した CT 画像を取得するため、逐次再構成に用いるパラメータを決定する。本実施例では、事前に各パラメータに応じた CT 画像のノイズ低減、または X線量の低減割合を計算したテーブルを取得しておく。そして、画像生成時は、所望の低減割合に応じて決定したテーブルのパラメータを用いて、CT 画像を逐次修正する。

[0017] このように、本実施例の X線 CT 装置では、事前に計算したテーブルから決定したパラメータを逐次再構成に導入することで、所望するノイズ低減、または X線量の低減割合を達成した CT 画像を取得することができる。

[0018] 本実施例において、ノイズの低減割合とは、例えば好適には、下式（1）に示すように、公知である Feldkamp 法等の解析的な再構成法を用いて再構成した CT 画像（以下、初期画像とする）のノイズを基準として、逐次修正後、CT 画像のノイズが低減した割合を百分率で示すものである。

[0019] [数1]

$$\text{ノイズの低減割合} [\%] = \left(1 - \frac{\text{逐次修正後の画像ノイズ}}{\text{初期画像のノイズ}} \right) \cdot 100 \quad \dots(1)$$

一方、本実施例において、X線量の低減割合とは、前述した解析的な再構成法を用いて再構成した CT 画像と同等な画質を取得する条件の下、逐次再構成を用いて低減可能な X線量の割合を百分率で示す。本実施例において、画質は任意領域のノイズを示す SD を用いて説明しているが、空間分解能等の別の評価指標を用いても構わない。X線量の低減割合は、SD から X線量

を近似的に換算可能であるため、下式（２）で表すことができる。

[0020] [数2]

$$\text{X線量の低減割合} [\%] = \left\{ 1 - \left(\frac{\text{逐次修正後の画像ノイズ}}{\text{初期画像のノイズ}} \right)^2 \right\} \cdot 100 \quad \dots(2)$$

以降、ノイズの低減割合とX線量の低減割合は、式（１）、および式（２）から換算可能であるため、X線量の低減割合の記載を省略し、ノイズの低減割合に統一して用いることとする。

[0021] なお、本実施例のX線CT装置において、被写体とは撮影対象を意味し、被検体6と、被検体6を支える寝台5とを包含する。なお、被検体6は、人体に限らず、ファントムや機械等の検査対象の物体であってもよい。

[0022] 逐次近似再構成部136は、後で図4等を用いて説明するように、測定投影データと計算投影データの差を用いて当該等しくなるようにCT画像を修正する計算（以下、Likelihood計算とする）と、修正前のCT画像の2以上の画素間のCT値差から算出される値を用いてCT値差が小さくなるようにCT画像を修正する計算（以下、Prior計算とする）とを繰り返し行う逐次修正部を含む。本実施例では、所望するノイズの低減割合を達成したCT画像を取得するため、事前に計算したテーブルから決定したパラメータをPrior計算の係数に用いる。このとき、前述したパラメータは、Prior計算の係数の代わりにLikelihood計算の係数に用いることが可能である。

[0023] 以下、図面を参照して、実施例1のX線CT装置についてさらに具体的に説明する。図1は、実施例1のX線CT装置のハードウェア構成を示す図である。このX線CT装置は、後述するように、画像生成部103の逐次近似再構成部136をソフトウェアとして搭載している。図2は、各種のソフトウェア等で実現されるX線CT装置の機能ブロック図である。

[0024] 先に概説したように、本実施例のX線CT装置は、X線照射条件等の撮影条件や画像再構成の条件を入力する入力部101と、撮影の制御やX線の照

射および検出を行い、測定投影データを出力する撮影部102と、検出した信号である測定投影データに対して補正や画像再構成を行い、画像を出力する画像生成部103とを備えて構成される。なお、入力部101および画像生成部103は、撮影部102を備える本体装置と必ずしも一体に構成する必要はなく、撮影部102とは離れた場所に配置し、ネットワークを介して接続してもよい。その場合、画像生成部103は、測定投影データを処理する処理装置として、独立した存在であることができる。

[0025] 入力部101は汎用のコンピュータが備えるハードウェア構成を有し、入出力部であるキーボード111やマウス112、記憶部であるメモリ113や、HDD装置115、処理部である中央処理装置114等を備えている。また、画像生成部103は、DAS119、記憶部であるメモリ120、処理部である中央処理装置121、記憶部であるHDD装置122、表示部であるモニタ123等を備えている。入力部101と画像生成部103は、独立したハードウェアとしても良いし、これらのハードウェアを共用した構成としても良い。

[0026] 図2に示すように、入力部101は、撮影条件を入力する撮影条件入力部131として機能する。撮影部102は、撮影条件入力部131で入力された撮影条件に基づき撮影を制御する撮影制御部132と、X線の照射および検出を行う撮影部133として機能する。画像生成部103は、検出した信号をデジタル信号に変換する信号収集部134、デジタル信号に対して補正する補正処理部135、補正した投影データに対して画像再構成する逐次近似再構成部136、および、再構成したCT画像を出力する画像表示部137として機能する。もちろん、AD変換を行う信号収集部134は、撮影部102に設置し、撮影部102は、デジタル信号としての測定投影データを出力することも可能であり、ネットワークを介して画像生成部103を接続する場合には、その様に構成と好適である。

[0027] 図1に示すように、入力部101は、撮影条件の入力等を行うために、キーボード111およびマウス112を備える。また、図示していないが、ペ

ンタブレットやタッチパネル等の他の入力手段を備えていてもよい。さらに、入力部101は、中央処理装置（CPU；Central Processing Unit）114と、メモリ113やHDD（Hard Disk Drive）装置115等の記憶部と、図示を省略したモニタとを備えている。各構成要素はデータバス101aによって接続されている。

[0028] キーボード111等により入力されたデータは、処理部であるCPU114に受け渡される。CPU114は、メモリ113、HDD装置115等に予め格納されている所定のプログラムを展開・起動することにより、図2の撮影条件入力部131として機能する。また、CPU114は、別のプログラムを展開・起動することにより、撮影部102に制御信号を送り、図2の撮影制御部132の一部としても機能する。

[0029] 図1の撮影部102のX線発生部からなるX線発生部1とX線検出部2は、一般的なX線CT装置と同様、被検体6へのX線の照射および検出を実現する。X線発生部1のX線発生点とX線検出部2のX線入力面との距離の代表例は1000 [mm] である。開口部7の直径の代表例は700 [mm] である。回転板4の1回転の所要時間の代表例は1.0 [s] である。X線検出部2は、シンチレータ及びフォトダイオード等から構成される公知のX線検出素子を含み、複数の検出素子が、チャンネル方向、すなわち、回転板4の主平面に平行な面内でX線発生部1から等距離の円弧に沿った方向、およびスライス方向、すなわち、被検体6の体軸方向にそれぞれ配列されている。

[0030] 例えば、チャンネル方向のX線検出素子の数（以下、チャンネル数とする）は、1000個である。各X線検出素子のチャンネル方向のサイズの代表例は1 [mm] である。回転板4の1回転における撮影部102の撮影回数は900回であり、回転板4が0.4度回転する毎に1回の撮影が行われる。撮影を行う際の回転板4の角度を、投影角と呼ぶ。なお、各仕様は、上記の値に限定されるものではなく、X線CT装置の構成に応じて種々変更可能である。

[0031] 画像生成部103は、データ収集システム（Data Acquisit

ion System、以下、DAS) 119、中央処理装置 (Central Processing Unit、以下、CPU) 121で構成される処理部、メモリ120やHDD装置122等の記憶部、モニタ123を備えて構成される。これらはデータバス103aによって接続される。DAS 119は、図2の信号収集部134として機能する。処理部であるCPU 121は、メモリ120、HDD装置122等に予め格納されている所定のプログラムを展開・起動することにより、図2の補正処理部および逐次近似再構成部136として機能する。モニタ123は、画像表示部137として機能する。

[0032] 撮影部102のX線検出部2で検出された信号は、信号収集部134として機能するDAS 119によって収集されて、デジタル信号に変換され、CPU 121に受け渡される。CPU 121は、補正を行い、逐次近似処理を用いて画像再構成を行う。また、HDD装置122等にデータは保存され、必要に応じて、データは外部へ入出力される。画像再構成したCT画像は、画像表示部137として機能する液晶ディスプレイやCRT等のモニタ123に表示される。上述のようにCPU 121やメモリ120やモニタ123等は入力部101と共用できる。

[0033] 次に、実施例1のX線CT装置の撮影動作の流れを図2の機能ブロック図を中心に、図1のハードウェア構成および図3の画面例を用いて説明する。図3は、撮影条件入力部131のモニタ123に表示される撮影条件受付画面141の一例を示す図である。

[0034] 図2の撮影条件入力部131は、図3の撮影条件受付画面141をモニタ123に表示し、操作者の入力を受け付ける。図3の撮影条件受付画面141は、照射するX線のエネルギー及び出力量に対応する管電圧、管電流時間積、および、1回転における撮影回数を設定するためのX線条件設定領域142と、再構成画像の範囲を設定する再構成範囲設定領域143と、逐次再構成に用いる重みを選択する重み設定領域144と、撮影部位を設定する撮影部位設定領域145と、所望の撮影条件、または画像条件を選択する撮影

・画像設定領域 146 を含む。

[0035] 操作者は、撮影条件受付画面 141 を見ながら、マウス 112 やキーボード 111 等を操作して、X線条件をX線条件設定領域 142 に、再構成範囲を再構成範囲設定領域 143 に、重み条件を重み設定領域 144 に、撮影部位を撮影部位設定領域 145 に、所望の撮影条件、または画像条件を撮影・画像設定領域 146 にそれぞれ設定する。以下、さらに詳しく説明する。

[0036] 図3では一例として、操作者によってX線条件設定領域 142 に、管電圧値 120 [kV]、管電流時間積 200 [mA s]、撮影回数 900 [回/回転] が設定されている例を示している。なお、図3では、1種類のエネルギースペクトルを有するX線を用いる例について示しているが、2種類以上のX線を用いるマルチエネルギーCTの場合には、管電圧、管電流時間積、及び撮影回数の項目をX線条件設定領域 142 に追加し、X線の種類ごとに同様に設定する。

[0037] また、図3の再構成範囲設定領域 143 において、操作者は、画像再構成を行う領域である再構成範囲 (Field of View、以下、FOV とする) を設定する。図3の再構成範囲設定領域 143 は、FOV の大きさと中心位置を設定することにより再構成範囲を設定する構成である。本実施例では一例として、FOV を正方形で定義する。図3の例では、FOV は一辺 700 [mm] が設定され、FOV の中心位置は、回転中心と等しい、 $X = Y = Z = 0$ [mm] に設定されている。ただし、FOV は、正方形に限ることはなく、円形、長方形、立方体、直方体、球等の任意の形状に設定することも可能である。この場合も本実施例の構成を適用できる。

[0038] 図3の重み設定領域 144 は、後述する逐次再構成の重みの種類を設定する。重みは、全ての検出素子の重みが一定値と、検出素子で検出したデータに応じた光子数の値の2種類である。実施例1において、逐次再構成に用いる重みは一定値の重みを選択する。また、図3の撮影部位設定領域 145 は、撮像部位として、X線照射対象 (頭部、胸部、肺野等の部位や組織) を選択するか、またはX線照射対象を近似した楕円体の条件を数値で指定するか

により設定する。図3の例では、腹部が選択されている。

[0039] 図3の撮影・画像設定領域146は、固定値であるノイズ低減割合を達成したCT画像を取得するモードか、固定値であるX線量の低減割合を達成したCT画像を取得するモードか、固定のノイズ値を達成したCT画像を取得するモードかを選択する。例えば、図3に示すノイズ低減割合50%では、逐次修正を用いて、初期画像のノイズを50%低減させたCT画像を取得することを示している。固定値であるX線量の低減割合は、所望するX線量の低減割合に基づいてX線を照射し、従来の解析的な再構成法と同等なCT画像のノイズを取得するモードである。固定のノイズ値は、逐次修正を用いて所望するノイズ値をもつCT画像を取得するモードである。

[0040] なお、撮影条件受付画面141は、図3の画面構成に限定されるものではない。また、撮影条件受付画面141で設定を受け付けるX線条件、再構成範囲、重みの設定条件、撮影部位の設定条件、および撮影・画像条件の組み合わせをHDD装置115に予め保存しておき、撮影条件入力部131がHDD装置115から読み出す構成にすることも可能である。この場合、毎回操作者が、X線条件等を入力する必要はない。また、上記設定条件の組み合わせを予め複数種類保存しておき、操作者が複数種類の中から選択する構成にすることも可能である。

[0041] 次に、図2の撮影部102は、撮影条件入力部131が受け付けた撮影条件に応じたX線撮影を行う。操作者がマウス112やキーボード111等を用いて撮影開始を指示すると、CPU114は、撮影制御部132の寝台制御器118およびガントリー制御器116に出力する。寝台制御器118は、制御信号を受けて、寝台5を回転板4の回転軸方向に移動させる制御を行い、被検体6の撮影部位が、X線発生部1とX線検出部2の間のX線通過範囲、すなわち、撮影位置に一致した時点で、寝台5の移動を停止させる。これにより被検体6の撮影位置への配置が完了する。

[0042] また、ガントリー制御器116は、CPU114から撮影開始が指示されると同時に駆動モーターを介して回転板4の回転を開始させる。回転板4の

回転が定速状態に入り、かつ、被検体 6 の撮影位置への配置が終了した時点で、CPU 114 は、X線制御器 117 に X線発生部 1 の X線照射タイミング、及び、X線検出部 2 の撮影タイミングを指示する。X線制御器 117 は、この指示に従って X線発生部 1 から X線を照射させ、X線検出部 2 は、X線を検出して撮影を開始する。また、X線制御器 117 は、例えば操作者が設定した X線発生部 1 の管電圧および管電流時間積により、照射する X線のエネルギースペクトルと出力量を決定する。

[0043] なお、ここでは 1 種類のエネルギースペクトルを有する X線を使用する例について説明したが、本実施例の構成はマルチエネルギー CT にも適用できる。その場合には、例えば、1 回転毎または 1 回転中に管電圧を高速に切り替えて 2 種類以上のエネルギースペクトルを有する X線を照射し、撮影データを取得するように制御する。

[0044] 画像生成部 103 の信号収集部 134 は、X線検出部 2 の出力信号をデジタル信号に変換し、メモリ 120 に保存する。このデータに対し、補正処理部 135 では、X線の検出信号のゼロ値を較正するオフセット補正や、投影角度毎に検出した信号成分のばらつきを補正するリファレンス補正や、検出素子間の感度を補正する公知のエアキャリブレーション処理等の補正を行い、被検体 6 の測定投影データを取得する。測定投影データは、逐次近似再構成部 136 に送られる。

[0045] 図 4 に、本実施例の逐次近似再構成部 136 のさらに詳しい機能構成を示す。ソフトウェア等で実現される逐次近似再構成部 136 は、撮影条件受付画面 141 で受け付けた設定に基づき、事前に計算したテーブルから最適なパラメータを決定するパラメータ決定部 151 と、決定したパラメータを導入し、CT 画像を逐次修正する逐次修正部 152 と、事前に計算テーブルを取得するためのテーブル部 153 を備えている。

[0046] パラメータ決定部 151 は、受け付けた設定に基づいてテーブル部 153 から基準パラメータを参照する計算テーブル参照部 161 と、各検出素子の重みに基づいて CT 画像の各位置の重みを計算する重み計算部 162 と、基

準パラメータと各位置の重みを用いて各位置のパラメータに変換するパラメータ変換部163を備えている。

[0047] 逐次修正部152は、解析的再構成部164、順投影部165、差分部166、逆投影処理部167、P r i o r計算部168および、画像修正部169を含む。これらの構成により、逐次修正部152は、CT画像を計算により順投影して求めた計算投影データと、測定投影データとの差が等しくなるように逐次的にCT画像を修正する。このときP r i o r計算部168は、CT画像を構成する画素間のCT値の差分値から算出される値に対して、逐次再構成パラメータを乗算後、L i k e l i h o o d計算後の修正画像に加算する。この処理は、逐次修正中に画素間のCT値差を小さくすることができ、ノイズを低下させる効果をもつ。

[0048] テーブル部153は、テーブル計算部170、基準重み計算部171、計算テーブル保存部172を含む。その一部は、記憶部上に形成される。これらの構成により、事前に代表的なファントムを用いて、基準となる各パラメータ（以下、基準パラメータとする）に応じたCT画像のノイズ低減割合の関係を計算したテーブル、および基準位置の重みを取得する。なお、本実施例において、ノイズ、および重みを計測するためのROIは、回転中心の位置に設定するが、周辺的位置に設定しても構わない。

[0049] 本実施例では、操作者から受け付けた設定に基づいて、事前に計算したテーブルを参照することで、各位置の重みに応じたパラメータを決定することができる。これにより、逐次修正部152では、各位置におけるP r i o r計算後のパラメータを決定できるため、CT画像の領域によらず、所望するノイズの低減割合を達成したCT画像を取得することができる。

[0050] これらの各機能ブロックは図5Aのフローチャートのように動作する。以下、詳細に説明する。始めにテーブル部153を説明する。

テーブル計算部170では、図5のステップ181において、事前に代表的なファントムのCT画像を逐次修正した結果を用いて、基準となる位置の各基準パラメータとノイズの低減割合の関係を、後で説明する図5Bに示す

ようにテーブル化する。

[0051] 図6Aは、水で構成された直径30cm、高さ100cmの円柱ファントムの断層面を示す。各基準パラメータ β_0 を用いて逐次修正したCT画像から、回転中心に設定したROI191のノイズを計測する。ROIの位置は回転中心に限定することなく、中心以外の周辺に位置する複数のROIを設定しても構わない。このとき、各ROIに対応したテーブルを取得する場合、または複数ROIの計測値を平均化したテーブルを取得する場合のどちらでも構わない。

[0052] 図6Bは、各基準パラメータ β_0 とノイズ低減割合の関係を計算したテーブルを示す。図6Bに示すプロット192はノイズの計測値を示し、公知である最小二乗法等を用いて、複数のプロット192から近似曲線193を取得する。これにより、任意の基準パラメータ β_0 からノイズ低減割合を算出することができる。計算テーブルは、仮想的なX線CT装置によるシミュレーションデータ、または現実のX線CT装置による計測データのどちらを用いても構わない。

[0053] 次に、図5Aのステップ182において、基準重み計算部171では、操作者が指定するFOV、およびFOVの中心位置の条件に応じて、各検出素子の重み $W(i)$ から重み画像 $W_1(j)$ を計算し、基準となる位置の重み W_0 （以下、基準重みとする）を取得する。例えば、FOV=300、500、700 [mm]の3種類、かつFOVの中心位置 $X=Y=Z=0$ [mm]と $X=30$ [mm]、 $Y=Z=0$ [mm]の2種類の場合、合計6通りの基準重み W_0 を取得する。基準となる位置は、テーブル計算部170でノイズ計測に用いたROIと同じ位置が望ましい。中心以外の周辺に位置する複数のROIを用いても構わない。図7の左側、右側に、それぞれ検出素子の重み $W(i)$ 、およびFOV=700 [mm]、FOVの中心位置 $X=Y=Z=0$ [mm]のCT画像の重み画像 $W_1(j)$ を示す。テーブル部153では、検出素子の重み $W(i)$ は一定値を用いることが望ましく、図7の左側は、検出素子の重み $W(i)=1$ を示す。検出素子の重みは1に限定することはない。

、1以外の値を用いても構わない。基準重み W_b は、式(3)を用いて、図7の右側に示すROI194の重み画像を計算した結果である。

[0054] [数3]

$$W_b = \sum_{i=1}^I W(i) C(i, j) \sum_{l=1}^L C(i, l) \quad \dots (3)$$

最後に、図5Aのステップ183において、計算テーブル保存部172では、計算した計算テーブル、および基準重みをメモリ120やHDD装置122等に保存する。テーブル部153の処理は、装置の出荷より前、または被写体の撮影前に行う必要がある。以後に示す処理は、被写体の撮影時に行う。

[0055] 本実施例では図5Bに示すように、更新回数を20回、画像再構成に用いる再構成フィルタとしてRampフィルタを設定し、計算テーブルを取得した。本実施例はこれらの撮影条件または再構成条件に限定することはなく、各管電圧、寝台の動作速度等、他の撮影条件または再構成条件に対して、それぞれ計算テーブルを取得しても良い。例えば、図5Bに示すように、テーブル部153は各更新回数、各再構成フィルタに対する計算テーブルを取得し、図6Bに示す近似曲線193として、計算テーブル保存部172に保存する。後述する計算テーブル参照部161では、各撮影条件または各再構成条件に基づいて、計算テーブル保存部172から適した計算テーブル、および基準重み W_b を参照する。

[0056] 始めに、パラメータ決定部151を説明する。計算テーブル参照部161では、図5Aのステップ184において、撮影条件受付画面141の条件に基づき、テーブル部153で計算したテーブルを参照し、基準パラメータ β_b を算出する。図5Bに示すテーブルを用いて、所望するノイズの低減割合50%から基準パラメータ β_b を算出する。

[0057] 次に、図5Aのステップ185において、重み計算部162では、各検出

素子の重み $W(i)$ から重み画像 $W_1(j)$ を計算する。図9の左側は、CT画像の各位置の重み画像 $W_1(i)$ を示す。式(3)に示すように、各位置 j_1 、および j_2 の重み $W_1(j_1)$ 、重み $W_1(j_2)$ は異なる値をもつ。

[0058] 次に、パラメータ変換部175では、撮影時と同一なFOVかつ同一なFOVの中心位置で取得した基準重み W_b 、算出した基準パラメータ β_b 、および計算した重み画像 $W_1(j)$ を用いて、下式(4)に示す各位置のパラメータ β 画像 $\beta_1(j)$ を計算する。

[0059] [数4]

$$\beta_1(j) = \beta_b \cdot \frac{W_1(j)}{W_b} \quad \dots(4)$$

図9の右側は、計算した各位置のパラメータ β 画像 $\beta_1(j)$ を示す。各位置 j_1 、および j_2 の $\beta_1(j_1)$ 、 $\beta_1(j_2)$ は異なる値をもつ。

[0060] 本実施例では、管電圧等の撮影条件、FOV等の再構成条件、および測定投影データの種類に応じて、複数の計算テーブルを保存してもよい。これにより、条件の違いによる逐次再構成パラメータの真値との誤差を低減することができる。

[0061] 次に、図5Aの逐次修正部152を説明する。図5Aのステップ187に進み、逐次修正部152によって、パラメータ決定部151で計算したパラメータ β 画像 $\beta_1(j)$ を用いてCT画像を逐次修正し、高精度にノイズを除去したCT画像を生成する。

[0062] 以下、図10のフローチャートを用いて、ステップ187の処理について詳細に説明する。

図10のようにステップ187は、ステップ201~208を含む。まず、ステップ201において、図4中の逐次修正部152の解析的再構成部164は、公知であるFieldkamp法等の解析的再構成手法を用いて、補正処理部135が補正した測定投影データ $R(i)$ からCT画像 $\lambda^{k=0}(j)$ を計算する。

[0063] 次に、ステップ202のように、初期画像として上記CT画像 $\lambda^{k=0}(j)$

を用いて、修正回数 k が予め設定された修正回数 K に達するまで、CT 画像をステップ 203～206 により逐次的に修正する。

[0064] 画像を修正するアルゴリズムとしては、公知の逐次近似再構成手法を用いることができる。ここでは一例としては、SPS (Separable-Paraboloidal-Surrogate) 法を用いる場合について説明する。この SPS は、下式 (5) で表される。

[0065] [数5]

$$\lambda^{k+1}(j) = \lambda^k(j) - \frac{\sum_{i=1}^L W(i)C(i, j) \left(R(i) - \sum_{l=1}^L C(i, l)\lambda^k(l) \right) + P1}{\sum_{i=1}^L W(i)C(i, j) \sum_{l=1}^L C(i, l) + P2} \quad \dots (5)$$

上記式 (5) において、 $W(i)$ は、画像を修正する割合を表す重みである。式 (5) に示す $P1$ および $P2$ は、それぞれ分子および分母の Prior の計算式を表す。式 (5) による逐次近似再構成は、以下のステップ 203～206 により行われる。

[0066] まず、ステップ 203 において、順投影部 165 (図 4) は、下式 (6) を計算することにより、CT 画像 $\lambda^k(j)$ の画素を順投影処理し、計算投影データを求める。

[0067] [数6]

$$\sum_{l=1}^L C(i, l)\lambda^k(l) \quad \dots (6)$$

式 (6) において、 l は、修正対象の画素 j と X 線検出部 i を結ぶライン上にある L 個の画素の番号を表す。 $C(i, l)$ は、画素 l が X 線検出部 i に寄与する割合を表し、 $C(i, l)$ の値は、X 線検出部の位置や順投影計算、または逆投影計算の手法によって異なる値が設定される。

[0068] 次に、ステップ204において、図4中の差分部166は、下式(7)のように測定投影データ $R(i)$ から式(6)の計算投影データを減算し、修正投影データ $\Delta R^k(i)$ を求める。

[0069] [数7]

$$\Delta R^k(i) = R(i) - \sum_{l=1}^L C(i, l) \lambda^k(l) \quad \dots(7)$$

次に、ステップ205において、図4中の逆投影処理部167は、下式(8)により、修正投影データ $\Delta R^k(i)$ を逆投影処理し、修正画像 $\Delta \lambda^k(j)$ を生成する。

[0070] [数8]

$$\Delta \lambda^k(j) = \frac{\sum_{i=1}^I W(i) C(i, j) \Delta R^k(i) + P1}{\sum_{i=1}^I W(i) C(i, j) \sum_{l=1}^L C(i, l) + P2} \quad \dots(8)$$

ただし、式(8)のP1、P2は、図4中のPrior計算部168が下式(9)、(10)により求めた値を用いる。式(9)、(10)は、P1、P2を求める式の一例であり、Gaussian-Prior等により、式(9)の1階導関数の計算によりP1を求め、式(10)の2階導関数の計算によりP2を求める。

[0071] [数9]

$$P1 = \beta \sum_{m \in N_j} d_{jm} \psi(\lambda_j^k - \lambda_m^k) \quad \dots(9)$$

[0072] [数10]

$$P2 = \beta \sum_{m \in N_j} d_{jm} \frac{\psi(\lambda_j^k - \lambda_m^k)}{\lambda_j^k - \lambda_m^k} \quad \dots(10)$$

上記式(9)、式(10)において、 β はPriorの強度を示す固定の逐次再構成パラメータである。本実施例では、パラメータ決定部151で計算した各位置のパラメータ β 画像 $\beta_j(j)$ を β の代わりとして置き換える。 $\Psi(\lambda_j^k - \lambda_m^k)$ は、CT画像 $\lambda^k(j)$ における2画素のCT値の差分値 $(\lambda_j^k - \lambda_m^k)$ を変数とする関数である。

[0073] 以上により、式(8)の修正画像 $\Delta\lambda^k(j)$ が算出される(ステップ205)。

[0074] 次に、ステップ206において、画像修正部169は、式(11)を計算することにより、修正画像 $\Delta\lambda^k(j)$ を用いて修正したCT画像 $\lambda^{k+1}(j)$ を求める。

[0075] [数11]

$$\lambda^{k+1}(j) = \lambda^k(j) - \Delta\lambda^k(j) \quad \dots(11)$$

以上のステップ203~206を終了後、ステップ207において、修正回数 k は $k+1$ にインクリメントされ、ステップ202に戻る。これにより、インクリメント後の修正回数 k が予め設定された修正回数 K と等しくなるまで、ステップ202~207が繰り返し行われる。修正回数 k が K に達したならば修正終了となり、ステップ208に進み、CT画像が出力され、図2中の画像表示部137により、モニタ123に表示される。

[0076] このCT画像は、逐次近似再構成により生成されているため、これを投影した計算投影データは、測定投影データとよく一致し、測定投影データを高

精度に画像化したCT画像を得ることができる。

- [0077] なお、図10のステップ208においてはCT画像を、ネットワークアダプタを用いて、ローカルエリアネットワーク、電話回線、インターネット等のネットワークを介して外部の端末に送信することも可能である。
- [0078] また、本実施例では、ステップ181~187、およびステップ201~208によって、CT画像の各位置のパラメータ β 画像 $\beta_j(j)$ を用いて、所望するノイズの低減割合を達成したCT画像を取得することができる。
- [0079] また、本実施例において、ノイズの低減効果は、測定投影データとパラメータの設定値に依存することに着目し、事前に計算したテーブルからCT画像の各位置のパラメータを算出して用いている。これにより、逐次近似再構成処理自体を大きく変更することなく、所望するノイズ低減割合、撮影条件、再構成条件、および測定投影データに応じて決定した最適なパラメータ β 画像 $\beta_j(j)$ を容易に導入できる。
- [0080] なお、本実施例では、パラメータとして β 、および $\beta_j(j)$ を用いているが、本発明はこれに限定されるものではなく、Likelihood計算とPrior計算の割合を決定するパラメータならば、Likelihood計算の係数、または二つの計算の係数に用いても構わない。
- [0081] なお、上述の式(5)で示した逐次近似再構成手法は一例であり、公知であるOS-SPS、OS-SPS-TV、PWLS、OS-PWLS、ASIRT、MSIRT、GRADY、CONGR、ART、SART、SART-TV、OS-SART、OS-SART-TV、ML-EM、OS-EM、FIRA、RAMLA、DRAMA等、他の手法に適用しても構わない。
- [0082] 本実施例では、一周分の回転から取得した測定投影データを用いて、CT画像を再構成したが、一周に限定することはなく、公知であるハーフ再構成または一周以上の測定投影データを用いる再構成に対しても適用可能である。
- [0083] また、本実施例では、寝台5およびガントリー3が静止した状態であるコ

ンベンショナルスキャン方式で測定投影データを取得する例について説明したが、本発明はこの方式に限定されるものではなく、寝台5の動作と停止を一定間隔で順に繰り返しながらコンベンショナルスキャンを行うステップアップアンドシュート方式や、寝台5を動かしながら撮影する螺旋スキャン方式で取得した測定投影データに対しても、本発明を適用可能なことは言うまでも無い。

[0084] 更に本実施例では、一例として生体用のX線CT装置を示したが、爆発物検査や製品検査等の非破壊検査を目的としたX線CT装置に本実施例の構成を適用することももちろん可能である。また、本実施例は一例として公知の第3世代のマルチスライスX線CT装置について説明したが、公知の第1、第2、第4世代のX線CT装置にも適用でき、公知のシングルスライスX線CT装置や電子ビームCTにも適用できる。

[0085] 本実施例では計算時間の短縮の為、テーブル部153のテーブル計算部170、基準重み計算部171、重み計算部162、パラメータ変換部163を逐次修正部152の前に実施した。本発明では、必ずしも事前にテーブル計算部170、基準重み計算部171、重み計算部162、パラメータ変換部163を実施する必要はなく、操作者が指定した撮影条件、または再構成条件に応じて、撮影時、または画像生成時に実施してもよい。例えば、重み計算部162、パラメータ変換部163をPrior計算部168の一部として加えることが可能である。このとき、式(4)に示す $W_1(j)$ は、式(8)の分母中の左項と等価な計算式である。従って、Prior計算部168では、式(4)の $\beta_1(j)$ を式(8)の β に代入することにより、重み計算部162、およびパラメータ変換部163を省略することができ、重複する $W_1(j)$ の重み計算に要する計算量を削減できる。

実施例 2

[0086] 次に、実施例2のX線CT装置について説明する。

[0087] 上述の実施例1では、重み設定領域144で一定値の重みを設定する場合、基準パラメータ β_b 、基準重み W_b 、および各位置の重み画像 $W_1(j)$ を用

いて、パラメータ β 画像 $\beta_j(j)$ を算出する構成であった。実施例 2 では、重み設定領域 144 で検出素子の光子数を設定する場合、一定値の重みで計算した基準パラメータ β_b 、および基準重み W_b と、検出素子の光子数で計算した各位置の重み画像 $W_j(j)$ を用いて、パラメータ β 画像 $\beta_j(j)$ を算出する。以下、実施例 2 の X 線 CT 装置の構成について、実施例 1 の X 線 CT 装置と異なる構成を中心に説明する。

[0088] 図 11 は、水で構成された直径 30 cm、高さ 100 cm の円柱ファントムを撮影した結果から、検出素子の光子数を用いて計算した重み画像 $W_j(j)$ を示す。ファントムは、回転中心から下に 10 cm 移動させている。図 11 に示す各位置の重み画像 $W_j(j1)$ 、および $W_j(j2)$ は、異なる値をもつ。

[0089] 次に、図 7 に示す一定値の重みで計算した基準重み W_b と、計算テーブル参照部 161 で算出した基準パラメータ β_b と、前述した重み画像 $W_j(j)$ を用いて、パラメータ変換部 163 では、式 (4) に示す各位置のパラメータ β 画像 $\beta_j(j)$ を計算する。解析的再構成部 164 以降の処理は、実施例 1 と同様である。これにより、重み設定領域 144 で検出素子の光子数を設定する場合、各位置のパラメータ β 画像 $\beta_j(j)$ を用いて、所望するノイズ低減割合を達成した CT 画像を取得することができる。実施例 2 の有効性を検証するため、水で構成された円柱ファントムを撮影した。ファントムは、回転中心から下に移動させている。

[0090] 図 12 の左側は、従来方式である各位置で固定したパラメータ β を用いて逐次修正した CT 画像を示し、図 12 の右側は、提案方式である各位置のパラメータ β 画像 $\beta_j(j)$ を用いて逐次修正した CT 画像を示す。図 12 は、CT 画像を拡大した結果を示した。逐次再構成は、公知であるサブセット法を用いた OS-SPS を用いた。図 3 の重み設定領域 144 は、検出光子の光子数を設定し、所望するノイズ低減割合を設定した。

[0091] 図 12 左側に示す従来方式は、ファントム中心のノイズと比較して、ファントム下部に示す矢印部分 211 のノイズが過度に低減したことがわかる。

一方、図12右側に示す提案方式は、ファントム中心と下部に示す矢印部分212のノイズがほぼ同等の結果を得た。

[0092] なお、図12に示すファントムの上部211、中心部212、下部213にROIを設定し、各ROI内のノイズを計測する。図13に示すグラフは、ファントムの上部211、中心212、下部213に設定したROI内のノイズを計測した結果である。図13は、横軸にファントム中心からの距離を示し、縦軸にノイズの低減割合の結果を示す。プロット214は上部のROI211、プロット215は中心のROI212、プロット216は下部213のROI213の結果とする。このとき、ファントム中心からの距離は、中心から上方向を負、下方向を正とする。提案方式は従来方式と比較して、距離によらず等しい低減割合217を取得しており、設定した低減割合に近い結果を取得できた。これにより、提案方式を用いることで、所望するノイズ低減割合を達成したCT画像を取得できることが示された。

実施例 3

[0093] 次に、実施例3のX線CT装置について説明する。上述の実施例1では、重み設定領域144で一定値の重みを設定する場合、基準となる位置に設定した回転中心の基準重み W_b 、基準パラメータ β_b 、および各位置の重み画像 $W_j(j)$ を用いて、パラメータ β 画像 $\beta_j(j)$ を計算する構成であった。実施形態3では、回転中心だけでなく複数の基準重み W_b 、複数の基準パラメータ β_b 、および各位置の重み画像 $W_j(j)$ を用いて、パラメータ β 画像 $\beta_j(j)$ を計算する。以下、実施例3のX線CT装置の構成について、実施例1のX線CT装置と異なる構成を中心に説明する。

[0094] 図14の左側は、テーブル計算部170において、各基準パラメータ β_b で逐次修正したCT画像に複数のROI191を設定した図を示す。このROI191は、回転中心だけでなく、中心から距離 $r=200\text{mm}$ の上下左右の位置に設定されている。各CT画像の各ROI191のノイズを計測した結果を用いて、ROI191毎に計算テーブルを取得する。このとき各ROI191で算出される基準パラメータ β_b は、 β_{b1} 、 β_{b2} 、 β_{b3} 、 \dots と

して表される。

次に、図14の右側は、基準重み計算部171において、一定値の重みから計算した重み画像 $W_j(j)$ に複数のROIを設定し、基準重みを計測する。計測した基準重みは、 W_{b1} 、 W_{b2} 、 W_{b3} 、・・・として表される。基準重みを計測する領域は、前述のノイズを計測したROI191と同じ位置が望ましい。テーブル部153の処理は、装置の出荷より前、または被写体の撮影前に行う必要がある。以後に示す処理は、被写体の撮影時に行う。

[0095] 図4の計算テーブル参照部161では、図5Aのステップ184において、撮影条件受付画面141の条件に基づいて、テーブル部153で計算したテーブルから基準パラメータ β_b を算出する。例えば、ノイズの低減割合50%の場合、基準パラメータ β_b は、図5Bに示す計算テーブルから算出される。本実施例では、図14左側に示す複数ROI191の基準パラメータ β_{b1} 、 β_{b2} 、 β_{b3} 、・・・を取得しており、CT画像の各位置では、複数ROI191との距離を計算した結果、最も距離の近い基準パラメータ β_b を選択する。このとき、距離は公知である各位置と基準位置とのユークリッド距離等を用いる。次に、パラメータ変換部163において、CT画像の各位置では、複数ROI191との距離を計算した結果、最も距離の近い基準重み W_b を選択する。

[0096] 従来、基準位置から離れた位置では、所望のノイズ低減割合を推定する精度が低下する課題がある。本実施例により、従来と比べて各位置は距離の近いテーブルを用いることができるため、ノイズ低減割合の推定精度を向上することができる。

実施例 4

[0097] 次に、実施例4のX線CT装置について説明する。上述の実施例1では、図3の所望条件設定領域146で固定のノイズ低減割合を達成したCT画像を取得するモードにおいて、各位置で均一のノイズ低減割合を達成するCT画像を取得する構成であった。実施例4では、図3の所望条件設定領域146で固定のノイズ値をもつCT画像を取得するモードにおいて、初期画像の

ノイズの値、およびノイズ値に応じて決定した基準パラメータ β_0 を用いて、各位置のパラメータ β 画像 $\beta_1(j)$ を計算する。以下、実施例4のX線CT装置の構成について、実施例1のX線CT装置と異なる構成を中心に説明する。

[0098] 図15は、図4の構成にノイズ計測部154を加えた構成を示す。ノイズ計測部154では、初期画像の各位置のノイズ値を示すSD画像 $N_c(j)$ を計算する。ノイズ計測部154の詳細は、本実施例で後述する。図16Aは解析的再構成部164で計算されたCT画像を示す。図16Bは、前述したCT画像の各位置のSD画像 $N_c(j)$ を示す。次に、計算テーブル参照部173は、取得したSD画像 $N_c(j)$ を用いて、式(12)に示すノイズ低減割合の画像 $N_I(j)$ を計算する。式(12)の固定SDは、図3の所望条件設定領域146で設定した固定のノイズ値を示す。

[0099] [数12]

$$N_I(j) = \frac{(N_c(j) - \text{固定SD})}{N_c(j)} \cdot 100 \quad \dots(12)$$

図16Cは、計算したノイズ低減割合の画像 $N_I(j)$ を示す。次に、ノイズ低減割合の画像 $N_I(j)$ 、及びテーブル部153で参照するテーブルを用いて、各位置の基準パラメータ $\beta_{01}(j)$ を計算する。次に、パラメータ変換部163では、式(13)の計算式を用いて、パラメータ β 画像 $\beta_1(j)$ を計算する。

[0100] [数13]

$$\beta_1(j) = \beta_{01}(j) \cdot \frac{w_1(j)}{w} \quad \dots(13)$$

図16Dは、計算したパラメータ β 画像 $\beta_1(j)$ を示す。これにより、固定のノイズ値を取得する為のパラメータ β 画像 $\beta_1(j)$ を用いて、所望のノイズ値をもつCT画像を取得することができる。

[0101] 以下、図15のノイズ計測部154について説明する。

図17のステップ231において、図15の分割計算部221は、測定投影データ $R(i)$ をチャネル方向について2以上に分割する。ここでは、検出素子の番号が、奇数番号の測定投影データ $R_{c, odd}(i)$ の組と、偶数番号の測定投影データ $R_{c, even}(i)$ の組の2つに分割する例について説明する。ただし、 i は、X線検出部2の検出素子の番号を示す。

[0102] 図18Aには、一例として1000チャネルの測定投影データ $R(i)$ を示す。図18Aの横軸はチャネル番号、縦軸は投影角度（X線発生部1とX線検出部2の回転角度）を表す。図18Aの測定投影データの濃度はそれぞれの画素の値（CT値）を示している。

[0103] 図18Bの左側は、分割後の奇数番号の測定投影データ $R_{c, odd}(i)$ を示し、図18Bの右側は、偶数番号の測定投影データ $R_{c, even}(i)$ を示す。図18Bの両データは、図18Aの測定投影データ $R(i)$ をチャネル方向に2分割したため、それぞれ500チャネルである。

[0104] なお、このステップ231において、分割後の測定投影データ $R_{c, odd}(i)$ および $R_{c, even}(i)$ のチャネル間のデータを補間することにより分割前の測定投影データのチャネル数に増加させてもよい。例えば、分割後の隣接するチャネル間の測定投影データの値から公知である補間方法を用いて、不足チャネルのデータを算出する。例えば補間方法は、加算平均等の線形補間、またはスプライン補間等の非線形補間が用いられる。もしくは、不足チャネルを近傍のデータを、そのまま不足チャネルの値として用いてもよい。これらの補間処理を行った場合には、分割後の測定投影データ $R_{c, odd}(i)$ および $R_{c, even}(i)$ のチャネル数は、それぞれ500チャネルから1000チャネルに増加する。

[0105] 次に、図17のステップ232において、図15の分割画像計算部222は、奇数番号の測定投影データ $R_{c, odd}(i)$ および偶数番号の測定投影データ $R_{c, even}(i)$ から、それぞれ被写体のCT値を表すCT画像 $\lambda_{c, odd}(j)$ 、 $\lambda_{c, even}(j)$ を解析的再構成手法を用いて計算により求める。ここ

で、 j は、CT画像の画素番号を示し、CT画像は、 J 個の画素で構成されているものとする。解析的再構成手法としては、例えば *Fieldkamp* 法等の公知の手法を用いる。CT画像としては、一般的な2次元 (x 、 y 方向) の断層像だけでなく、1次元データ (x 方向)、体軸方向 z に像を重ね合わせた3次元データ (x 、 y 、 z 方向)、または3次元に時間方向 t を考慮した4次元データ (x 、 y 、 z 、 t) を求めることも可能である。図18Cの左側には、奇数番号のCT画像 $\lambda_{c, odd}(j)$ を、図18Cの右側には、偶数番号のCT画像 $\lambda_{c, even}(j)$ をそれぞれ示す。

[0106] 次に、図17のステップ233において、図15の分割ノイズ計測部223の差分画像計算部224は、式(14)に示すように、奇数番号のCT画像 $\lambda_{c, odd}(j)$ と偶数番号のCT画像 $\lambda_{c, even}(j)$ の差分をとり、差分画像 $\Delta\lambda_c(j)$ を求める。

[0107] [数14]

$$\Delta\lambda_c(j) = \lambda_{c, odd}(j) - \lambda_{c, even}(j) \quad or \quad \Delta\lambda_c(j) = \lambda_{c, even}(j) - \lambda_{c, odd}(j) \quad \dots(14)$$

図18Dの左側には、差分画像 $\Delta\lambda_c(j)$ の一例を示す。奇数番号のCT画像 $\lambda_{c, odd}(j)$ と偶数番号のCT画像 $\lambda_{c, even}(j)$ は、測定投影データを2分割したデータをそれぞれ再構成して得たCT画像であるため、同一の被写体像を含んでいる。よって、両画像の差分をとることにより、差分画像 $\Delta\lambda_c(j)$ は、図18Dの左側のように被写体像が除去され、CT画像に含まれるノイズのCT値の分布画像が得られる。

[0108] 差分画像 $\Delta\lambda_c(j)$ に表されているノイズのCT値は、分割後の測定投影データに対応した値になっている。具体的には、ノイズのCT値は、測定投影データの2分割により $\sqrt{2}$ 倍に増幅した値になっている。そこで、次のステップ174で補正し、分割していない測定投影データのCT値に対応したノイズのCT値の強度分布を示す補正差分画像 $\Delta\lambda'_c(j)$ を得る。

[0109] 具体的には、図17のステップ234において、差分画像 $\Delta\lambda_c(j)$ のノ

イズのCT値の強度を補正するため、差分画像 $\Delta\lambda_c(j)$ に補正係数 α を乗算し、図18Dの右側に示す補正差分画像 $\Delta\lambda'_c(j)$ を得る。2分割の場合、式(14)の差分処理で $\sqrt{2}$ 倍に増幅しているため、それを補正する補正係数 α は、 $\alpha = 1/\sqrt{2}$ とする。補正差分画像 $\Delta\lambda'_c(j)$ は、分割されていない測定投影データから再構成したCT画像から、被写体の情報を除去したノイズだけの情報(C T値)を表している。

[0110] なお、分割後の測定投影データ $R_{c, odd}(i)$ および $R_{c, even}(i)$ のチャンネル間を補間し、チャンネル数を分割前のチャンネル数に増加させてからステップ232、233を行った場合には、上記補正係数 $\alpha = 1$ である。

[0111] 次に、図17のステップ235において、分割ノイズ計測部223は、補正差分画像 $\Delta\lambda'_c(j)$ に関心領域を設定し、関心領域におけるノイズのCT値の振幅(強度)を算出する。具体的には、補正差分画像 $\Delta\lambda'_c(j)$ の所定位置に関心領域を設定し、関心領域内のノイズの強度を求めるために、関心領域のノイズのCT値のばらつき(振幅)を求める。ここでは、ばらつきとして、標準偏差 σ を計算する。これにより、関心領域のノイズの強度(標準偏差 σ)を求めることができる。関心領域は、例えば、画素 j' を中心として縦(x方向)100画素×横(y方向)100画素の範囲とする。

[0112] 分割ノイズ計測部223は、さらに関心領域の中心画素 j' の位置を少しずつずらしながら、それぞれの位置の関心領域についてノイズの強度(標準偏差 σ)を計算する。そして、関心領域の特定位置(例えば中心画素 j')に、求めた標準偏差 σ の値を対応させることにより、SD画像 $N_c(j)$ を図18Eのように生成する。これにより、被写体の影響を受けず、SD画像 $N_c(j)$ を正確に計算できるため、各位置のノイズ低減割合の画像 $N_l(j)$ を計算することができる。

実施例 5

[0113] 次に、実施例5のX線CT装置について説明する。上述の実施例1では、代表的なファントムとして円柱ファントムのCT画像から計算したテーブルを用いて、各位置のパラメータ β 画像 $\beta_l(j)$ を決定する構成であった。実

実施例 5 では、図 3 の撮影部位設定領域 1 4 5 で設定した撮影部位、または近似した楕円の情報に応じて、テーブル部 1 5 3 で計算した複数のテーブルから最適なテーブルを選択し、パラメータ β_j (j) を計算する。以下、実施例 5 の X 線 CT 装置の構成について、実施例 1 の X 線 CT 装置と異なる構成を中心に説明する。

[0114] 図 4 のテーブル計算部 1 7 0 では、代表的なファントムとして、扁平率の異なる複数の楕円ファントムを撮影し、各基準パラメータ β_0 で逐次修正した CT 画像を用いてノイズを計測する。図 1 9 A は、3 種類の異なる扁平率の楕円ファントムを再構成した CT 画像と ROI 1 9 1 を示す。

[0115] 図 1 9 B は、各楕円ファントムの CT 画像から計測したノイズ、および各基準パラメータ β_0 を用いて、計算したテーブルを示す。楕円ファントムの扁平率に応じて、テーブルが異なることがわかる。本実施例では異なる扁平率の楕円ファントムを用いたが、胸部、腹部等の臨床データを用いて計算テーブルを取得しても構わない。

[0116] 図 1 9 B は 3 種類の楕円ファントムを用いたが、これらのファントムと比べて扁平率が異なるほど、所望のノイズ低減割合を推定する精度が低下する課題がある。そこで、公知である最小二乗法等で計算した近似曲線を用いて、複数のファントムのテーブルから任意の扁平率のファントムのテーブルを計算することができる。

[0117] 図 1 9 B に示すように、ノイズの低減割合 5 0 % の各基準パラメータ β_0 のプロット 2 4 1 を用いて、図 1 9 C に示す扁平率と基準パラメータ β_0 のテーブルを計算する。図 1 9 C に示すプロット 2 4 1 はノイズの計測値を示し、公知である最小二乗法等を用いて、複数のプロット 2 4 1 から近似曲線 2 4 2 を取得する。これにより、任意の扁平率から基準パラメータ β_0 、およびノイズ低減割合を算出することができる。これにより、図 3 の撮影部位設定領域 1 4 5 で設定した撮影部位、または任意の扁平率の楕円に応じて、最適なテーブルを用いることができるため、ノイズ低減割合の推定精度を向上することができる。

[0118] 次に、本実施例において、初期画像から最適なテーブルを選択し、所望するノイズの低減割合を達成したCT画像を取得する方法について説明する。図20は図4の一部を変更した図である。図20は、解析的再構成部164が計算テーブル参照部161の前の順番に変更されている。

[0119] 始めに図21の左側に示すように、公知である解析的な再構成法を用いて初期画像を計算する。次に、公知である閾値処理等の画像処理技術を用いて、図21の真ん中に示すように、初期画像から被写体の輪郭、または構造物の情報を抽出する。そして、図21右側に示すように、抽出した輪郭、または構造物の情報から長径 a 、短径 b を計測した結果、扁平率を取得することができる。これにより、初期画像から取得した扁平率を用いて、複数のテーブルから最適なテーブルを選択することにより、基準パラメータ β_0 を決定することができる。

実施例 6

[0120] 次に、実施例6のX線CT装置について説明する。上述の実施例5では、初期画像から最適なテーブルを選択し、所望するノイズの低減割合を達成したCT画像を取得する構成であった。実施例6では、CT画像の各位置に関係する全ての投影データ情報を用いて最適なテーブルを選択し、所望するノイズの低減割合を達成したCT画像を取得する。以下、実施例6のX線CT装置の構成について、実施例5のX線CT装置と異なる構成を中心に説明する。

[0121] 図22Aは、解析的再構成部164で計算したCT画像、および中心位置251の画素 j を示す。始めに、画素 j を通過するX線源1とセンサ2の経路上の測定投影データから重み $W(i)$ を計算する。図22Bは、画素 j に関係する全ての投影データの番号 i の重み $W(i)$ を示す。X線の照射量、および被写体の形状や構造物に応じて、透過後の検出される光子数が異なるため、異なる重み $W(i)$ が取得される。

[0122] 次に図22Cに示すように、投影データは、重み $W(i)$ の小から大の順に入れ替える。このとき、図22Bに示す全ての重み $W(i)$ は、最小値 W_m

$i_n(i)$ を用いて規格化される。図 22C は、公知である楕円関数等でフィッティングを行うことにより、扁平率 0.3 を取得したことを示す。図 22D は、取得した扁平率、およびノイズの低減割合 50% のテーブルを用いて、基準パラメータ β_b を取得できることを示す。本実施例により、CT 画像の各位置に関係する全ての投影データ情報を用いて最適なテーブルを選択し、所望するノイズの低減割合を達成した CT 画像を取得することができる。

[0123] 以上、本発明の種々の実施例を説明したが、本発明は上記した実施例に限定されるものではなく、様々な変形例が含まれる。例えば、上記した実施例は本発明のより良い理解のために詳細に説明したのであり、必ずしも説明の全ての構成を備えるものに限定されものではない。また、ある実施例の構成の一部を他の実施例の構成に置き換えることが可能であり、また、ある実施例の構成に他の実施例の構成を加えることが可能である。また、各実施例の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることが可能である。

[0124] 更に、上述した各構成、機能、処理部等は、それらの一部又は全部を実現するプログラムを作成する例を説明したが、それらの一部又は全部を例えば集積回路で設計する等によりハードウェアで実現しても良いことは言うまでもない。

符号の説明

[0125] 1 X線発生部、2 X線検出部、3 ガントリー、4 回転板、5 寝台、6 被検体、7 円形の開口部、116 ガントリー制御器、117 X線制御部、118 寝台制御器、101 入力部、102 撮影部、103 画像生成部、111 キーボード、112 マウス、113 メモリ、114 中央処理装置、115 HDD 装置、119 DAS、120 メモリ、121 中央処理装置、122 HDD 装置、123 モニタ、131 撮影条件入力部、132 撮影制御部、133 撮影部、134

信号収集部、135 補正処理部、136 逐次近似再構成部、137 画像表示部、

141 撮影条件受付画面、142 X線条件設定領域、143 再構成範囲設定領域、144 重み設定領域、145 撮影部位設定領域、146 撮影・画像設定領域、

151 パラメータ決定部、152 逐次修正部、153 テーブル部、154 ノイズ計測部、

161 計算テーブル参照部、162 重み計算部、163 パラメータ変換部、164 解析的再構成部、165 順投影部、166 差分部、167 逆投影処理部、168 Prior計算部、169 画像修正部、170 テーブル計算部、171 基準重み計算部、172 計算テーブル保存部、191 CT画像の関心領域（正方形）、194 重み画像 $W_l(j)$ の関心領域（正方形）、

221 分割計算部、222 分割画像計算部、223 分割ノイズ計測部、224 差分画像計算部。

請求の範囲

- [請求項1] X線を発生するX線発生部と、被写体を透過後の前記X線を検出し、測定投影データを得るX線検出部と、前記X線発生部と前記X線検出部とを搭載して前記被写体の周囲を回転する機構を有する撮像部と、前記撮像部より測定投影データからCT画像を生成し、前記CT画像から順投影計算で求めた計算投影データと前記測定投影データとの差が略等しくなるように、前記CT画像を逐次修正する逐次近似再構成部を有する画像生成部を備え、
前記画像生成部は、
前記CT画像のノイズまたはX線量を低減させる割合と逐次修正に用いるパラメータの関係を保存するテーブル部を有し、
前記逐次近似再構成部は、
前記CT画像のノイズまたはX線量を低減させる割合に応じて、前記テーブル部からパラメータを決定する、
ことを特徴とするX線CT装置。
- [請求項2] 請求項1に記載のX線CT装置であって、
前記逐次近似再構成部は、
前記測定投影データから前記CT画像の逐次修正に用いる重みを計算する重み計算部を有し、
前記重み計算部で計算した前記重みに応じて、前記テーブル部からパラメータを決定する、
ことを特徴とするX線CT装置。
- [請求項3] 請求項2に記載のX線CT装置であって、
前記重み計算部は、1つ以上の撮影条件、および1つ以上の再構成条件、および1箇所以上の基準位置における、前記X線検出部を構成する複数の検出素子の1検出素子以上の重みを合計した値である基準重み W_b と、前記撮影条件以外、または再構成条件以外、または基準位置以外における1検出素子以上の重みを合計した値である重み W_i の

比を計算し、

前記逐次近似再構成部は、基準重み W_b のパラメータと前記計算した重み W_b と重み W_l の比から前記撮影条件以外、または再構成条件以外、または基準位置以外におけるパラメータを決定する、ことを特徴とするX線CT装置。

[請求項4]

請求項3に記載のX線CT装置であって、

前記重み計算部は、前記複数の検出素子の出力データに同じ重みを付与する一定値重みを計算し、

前記逐次近似再構成部は、前記一定値の重みから計算した前記基準重み W_b と、前記撮影条件以外、または再構成条件以外、または基準位置以外における1検出素子以上の一定値の重みを合計した値である重み W_l の比からパラメータを決定する、

ことを特徴とするX線CT装置。

[請求項5]

請求項3に記載のX線CT装置であって、

前記重み計算部は、前記複数の検出素子の出力データに同じ重みを付与する一定値重みを計算し、

前記複数の検出素子の出力の大きさに応じて、前記複数の検出素子の出力データに付与する重みを異ならせる統計値重みを計算し、

前記逐次近似再構成部は、前記一定値の重みから計算した前記基準重み W_b と、前記統計値の重み W_l から計算した重みの比からパラメータを決定する、

ことを特徴とするX線CT装置。

[請求項6]

請求項3に記載のX線CT装置であって、

前記重み計算部は、基準位置以外におけるパラメータは2つ以上の前記基準重みの中から最も近い距離の代表重み W_b を用いて、重み W_b と重み W_l の比を計算する、

ことを特徴とするX線CT装置。

[請求項7]

請求項3に記載のX線CT装置であって、

前記逐次近似再構成部は、前記C T画像から取得した値に応じて、前記テーブル部からパラメータを決定する、
ことを特徴とするX線C T装置。

[請求項8] 請求項7に記載のX線C T装置であって、
前記逐次近似再構成部は、前記C T画像から計測したノイズ値に応じて、前記テーブル部から所望のノイズの画像を取得するようにパラメータを決定する、
ことを特徴とするX線C T装置。

[請求項9] 請求項3に記載のX線C T装置であって、
前記逐次近似再構成部は、入力した撮影条件または再構成条件に応じて、前記テーブル部からパラメータを決定する、
ことを特徴とするX線C T装置。

[請求項10] 請求項3に記載のX線C T装置であって、
前記逐次近似再構成部は、前記C T画像から取得した被写体情報に応じて、前記テーブル部からパラメータを決定する、
ことを特徴とするX線C T装置。

[請求項11] 請求項10に記載のX線C T装置であって、
前記逐次近似再構成部は、2つ以上の検出素子の重みに応じて、前記テーブル部からパラメータを決定する、
ことを特徴とするX線C T装置。

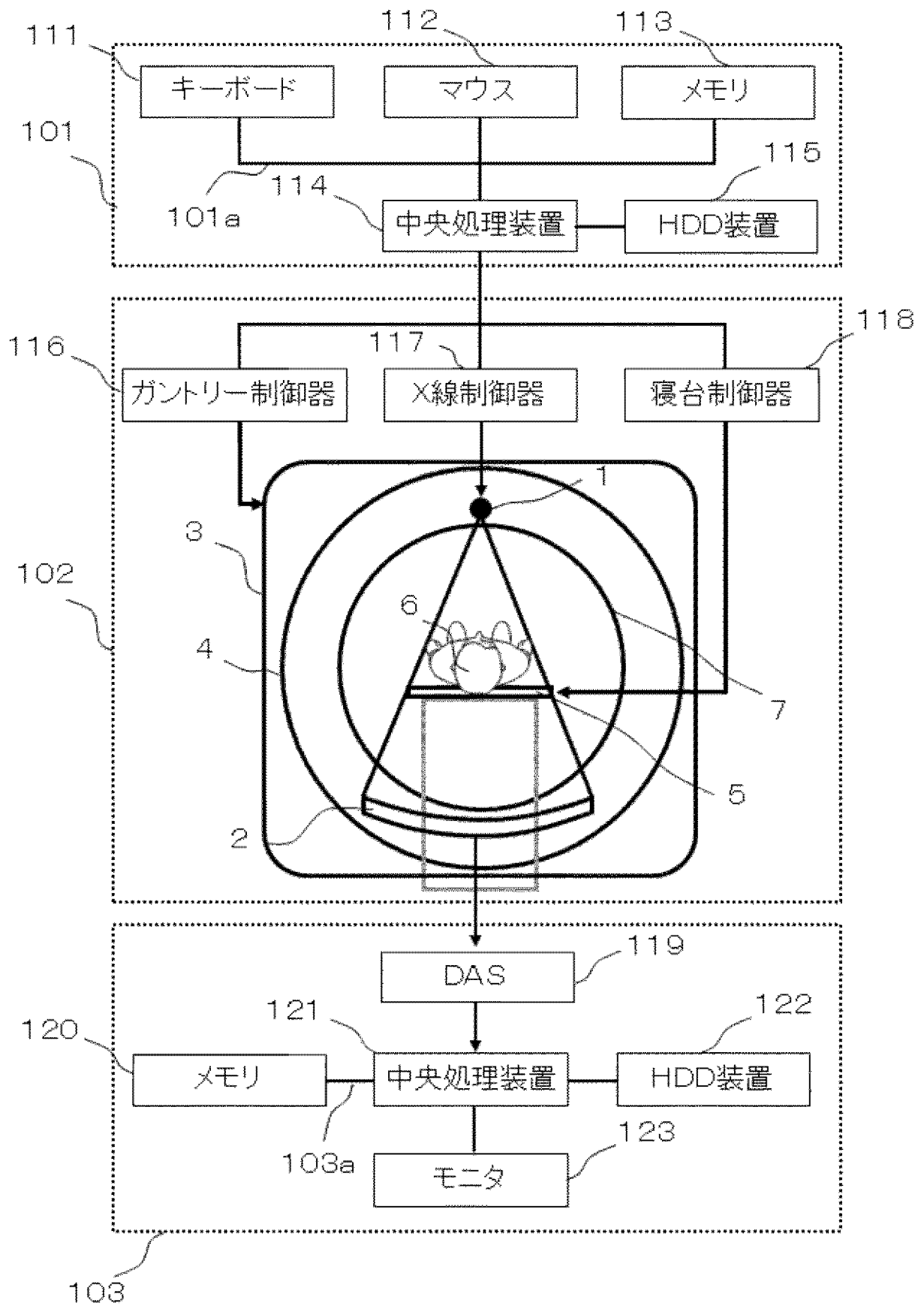
[請求項12] 請求項11に記載のX線C T装置であって、
前記逐次近似再構成部は、2つ以上の検出素子の重みを近似関数でフィッティングし、取得した近似関数の係数に応じて、前記テーブル部からパラメータを決定する、
ことを特徴とするX線C T装置。

[請求項13] 少なくとも処理部と、記憶部とを備え、
前記処理部は、
X線C T装置が得た測定投影データからC T画像を生成し、前記C T

画像から順投影計算で求めた計算投影データと前記測定投影データとの差が略等しくなるように、前記C T画像を逐次修正する逐次近似再構成部を有する画像生成部を備え、
前記記憶部は、
前記C T画像のノイズまたはX線量を低減させる割合と逐次修正に用いるパラメータの関係を保存し、
前記逐次近似再構成部は、
前記C T画像のノイズまたはX線量を低減させる割合に応じて、前記記憶部に保存された関係からパラメータを決定する、
ことを特徴とする処理装置。

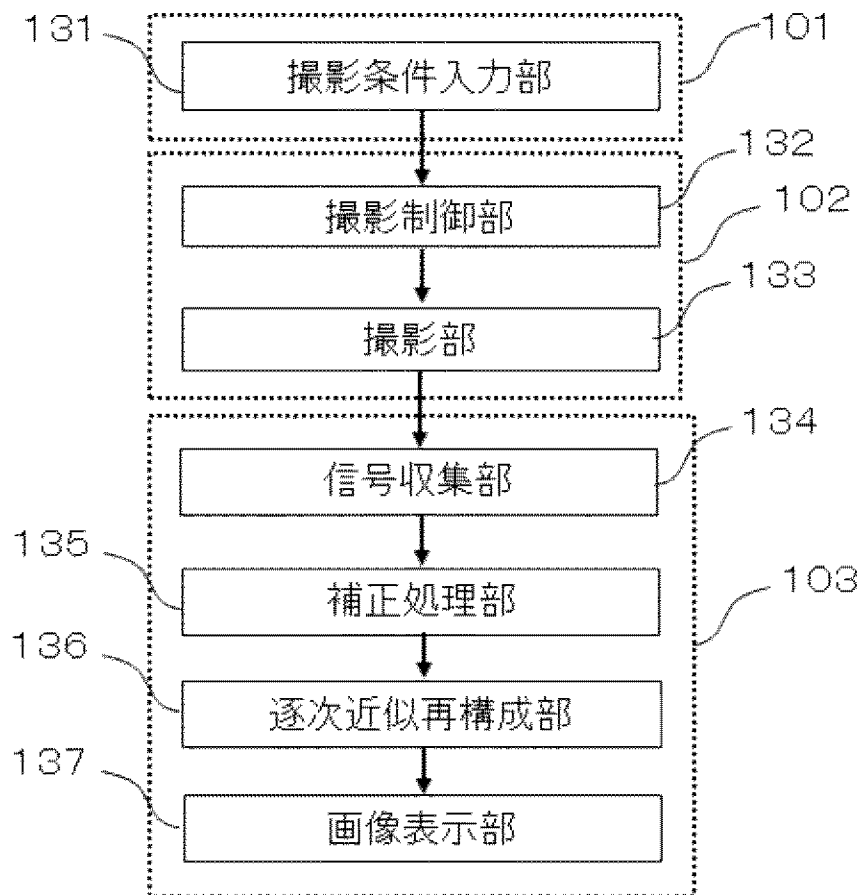
[図1]

図1



[図2]

図2



[図3]

図3

141

142

[X線条件]

管電圧 kV 管電流時間積 mAs

撮影回数 [回/回転]

143

[再構成範囲]

大FOV mm

画像中心 X: mm Y: mm Z: mm

144

[重み条件]

一定値 検出素子の光子数

145

[撮影部位]

頭部 胸部 腹部 肺野 ...

楕円近似 (長径a mm, 短径b mm)

146

[所望の撮影画像条件]

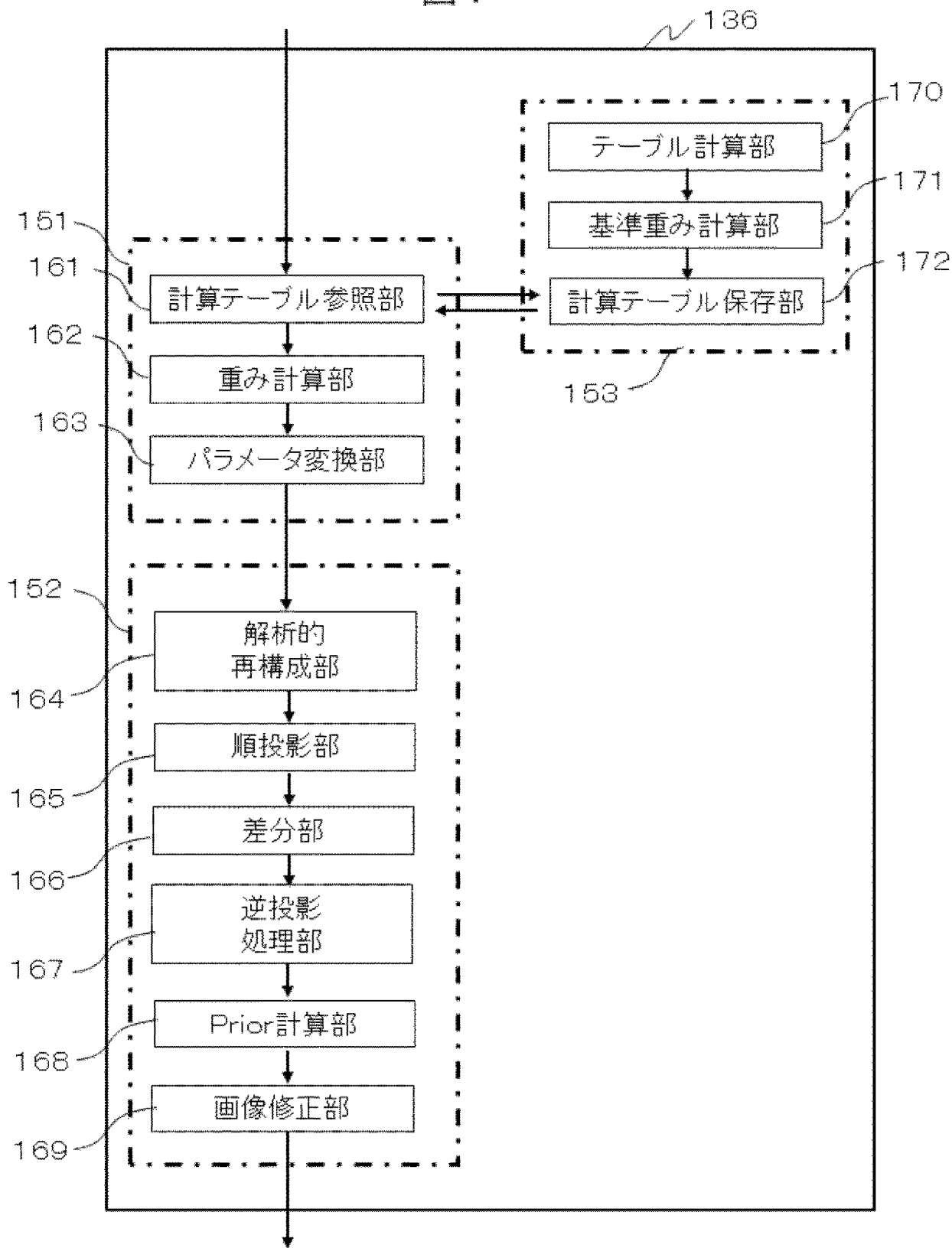
固定のノイズ低減割合 %

固定のX線量低減割合 %

固定ノイズ値 HU

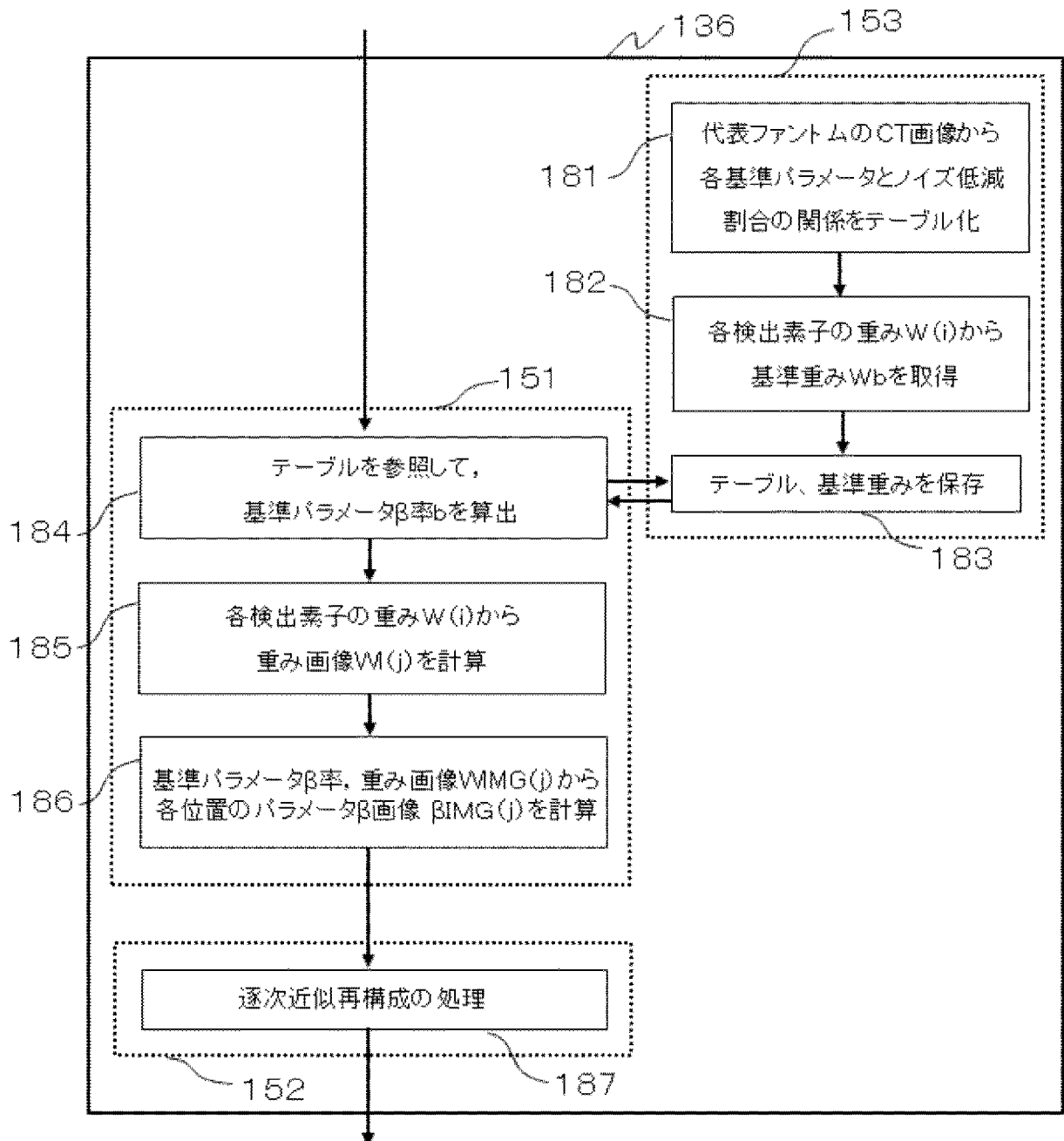
[図4]

図4



[図5A]

図5A



[図5B]

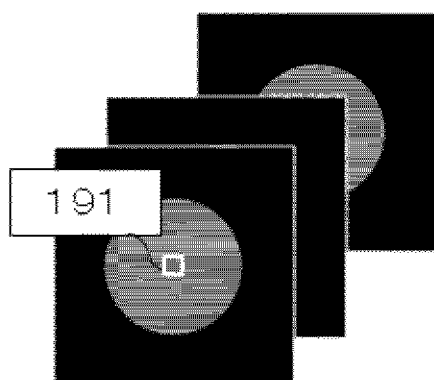
図5B

更新回数	再構成フィルタ	...	※近似曲線(2次式)
20	Ramp	...	$y = a_1 \cdot x^2 + b_1 \cdot x + c_1$
50	Ramp	...	$y = a_2 \cdot x^2 + b_2 \cdot x + c_2$
20	Shepp-Logan	...	$y = a_3 \cdot x^2 + b_3 \cdot x + c_3$
50	Shepp-Logan	...	$y = a_4 \cdot x^2 + b_4 \cdot x + c_4$
...

※ノイズ低減割合[%]を x 、 β 率を y とする

[図6A]

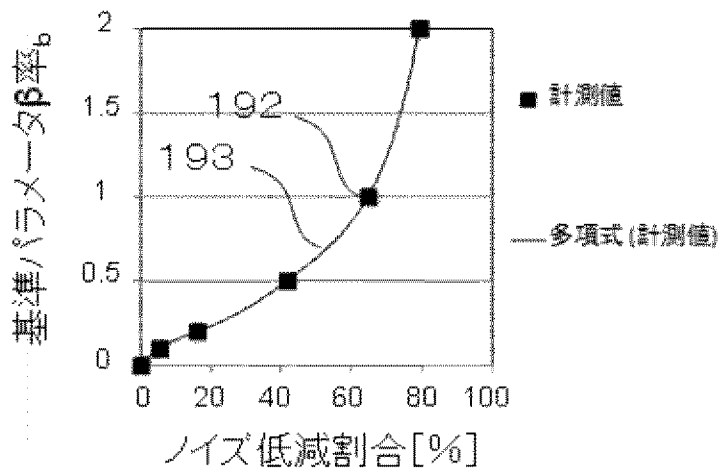
図6A



各パラメータ β 率 b の
CT画像

[図6B]

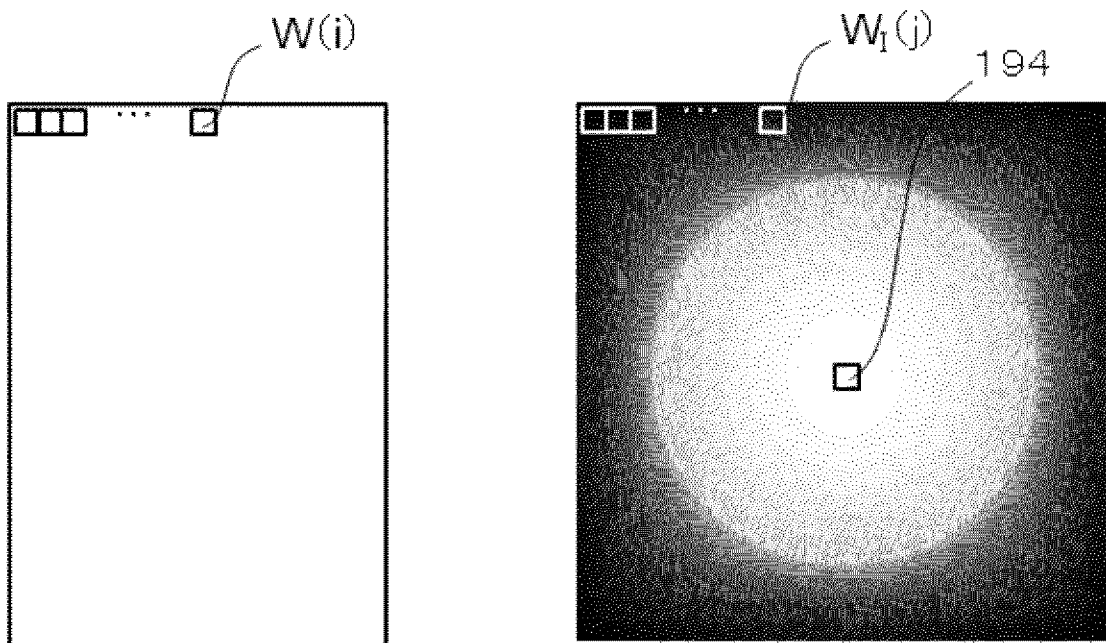
図6B



各 β 率における
ノイズ低減割合

[図7]

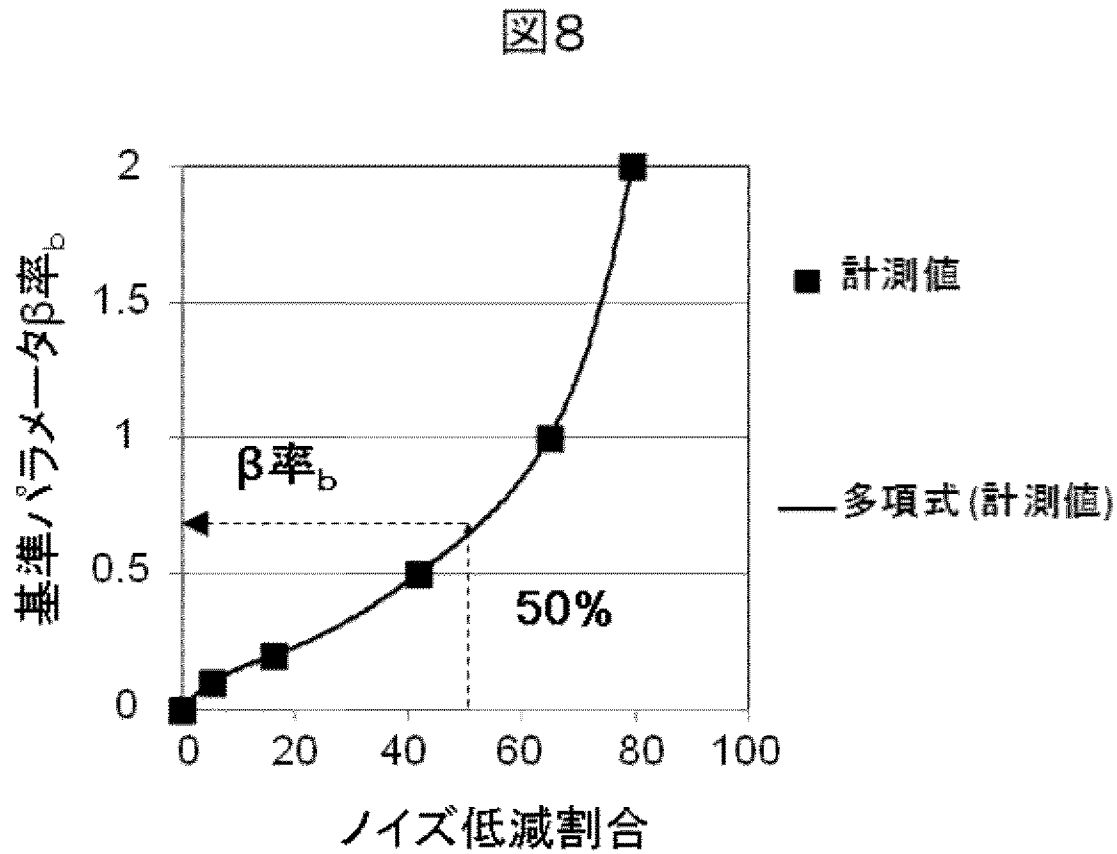
図7



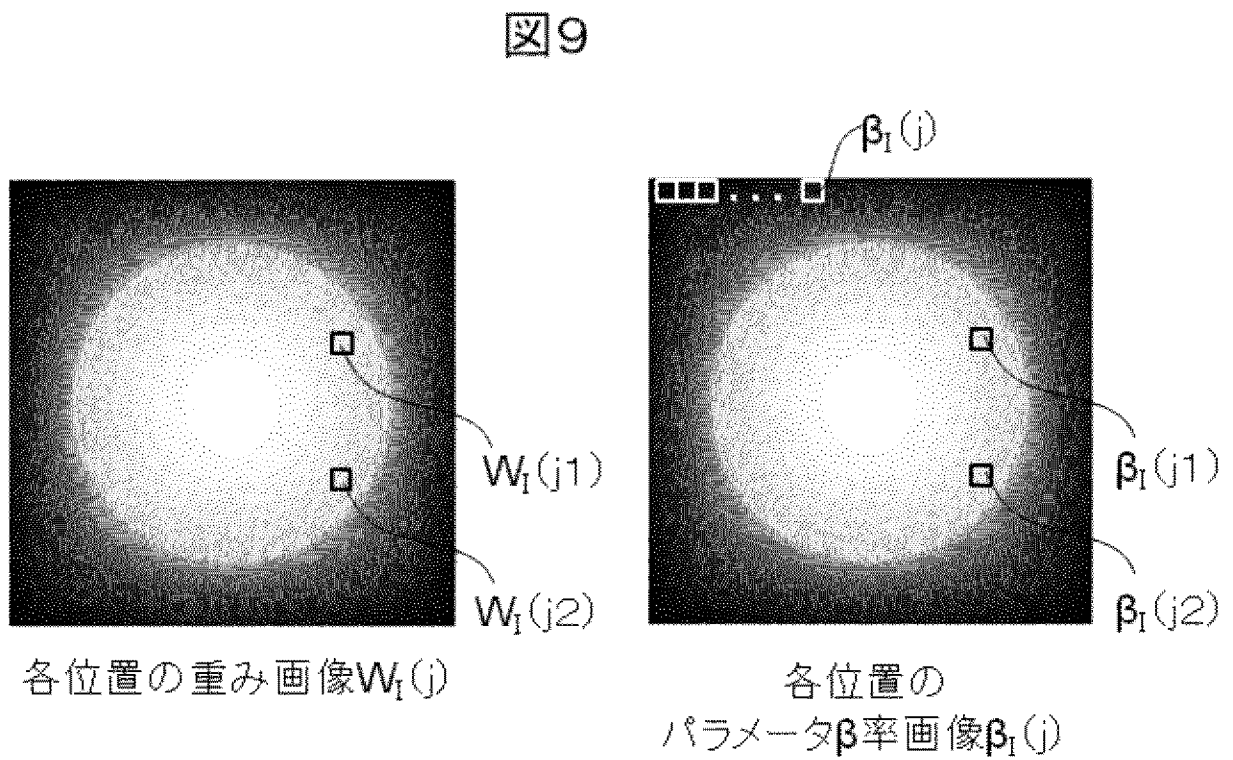
検出素子の重み $W(i)$

各位置の重み画像 $W_1(j)$

[図8]

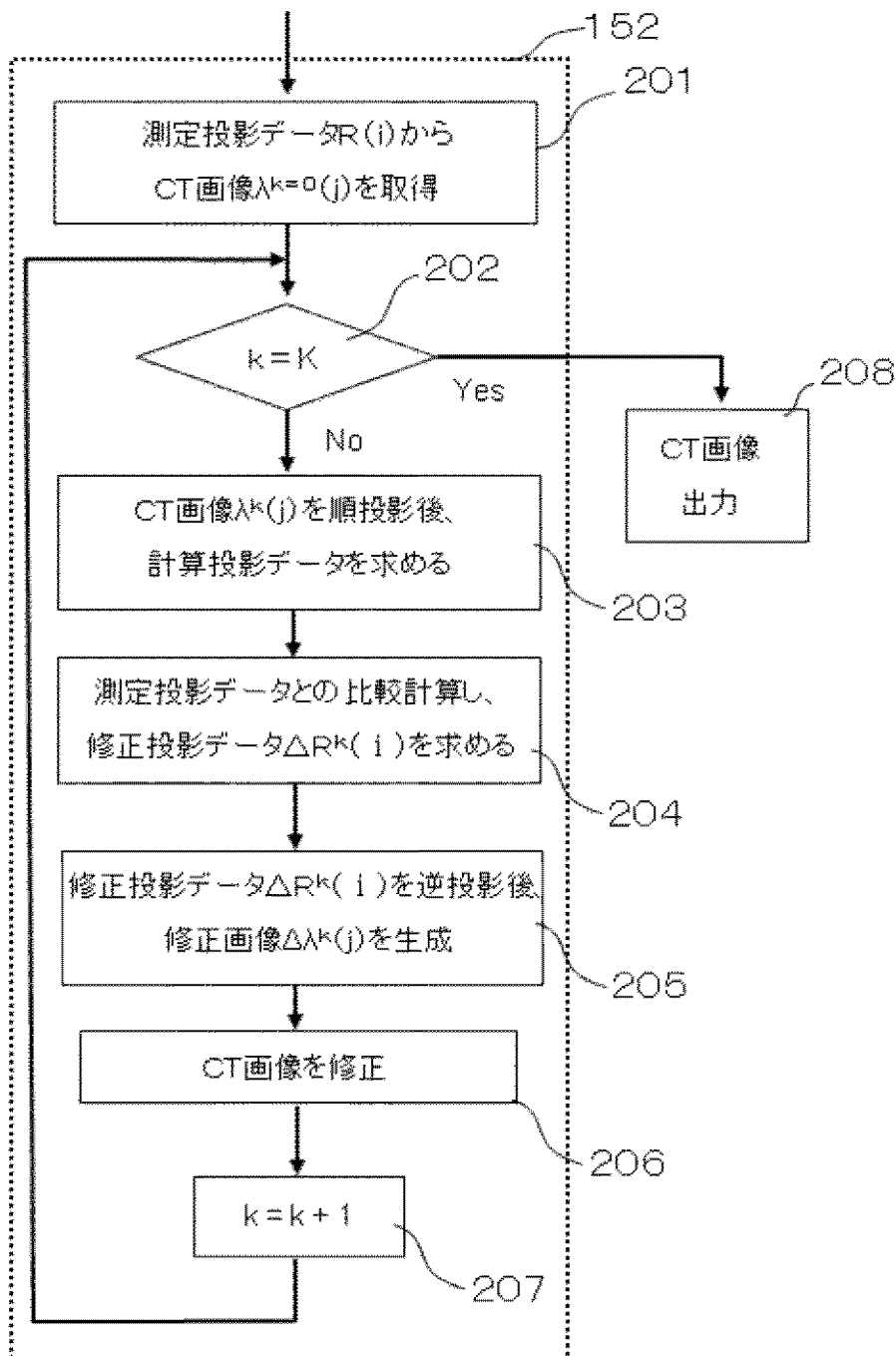


[図9]



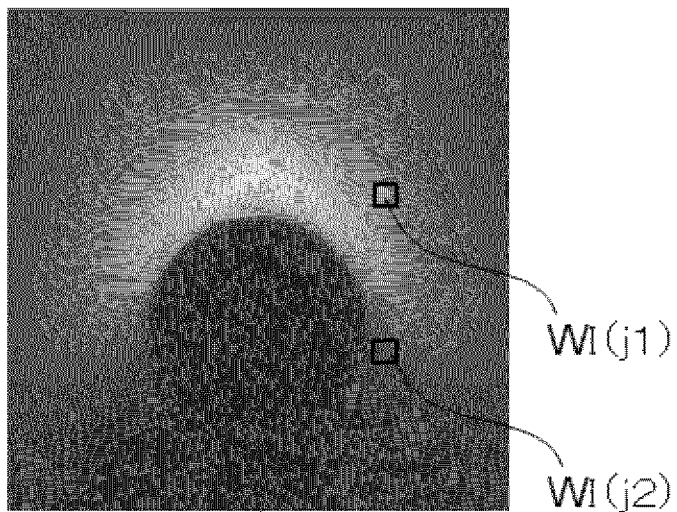
[図10]

図10



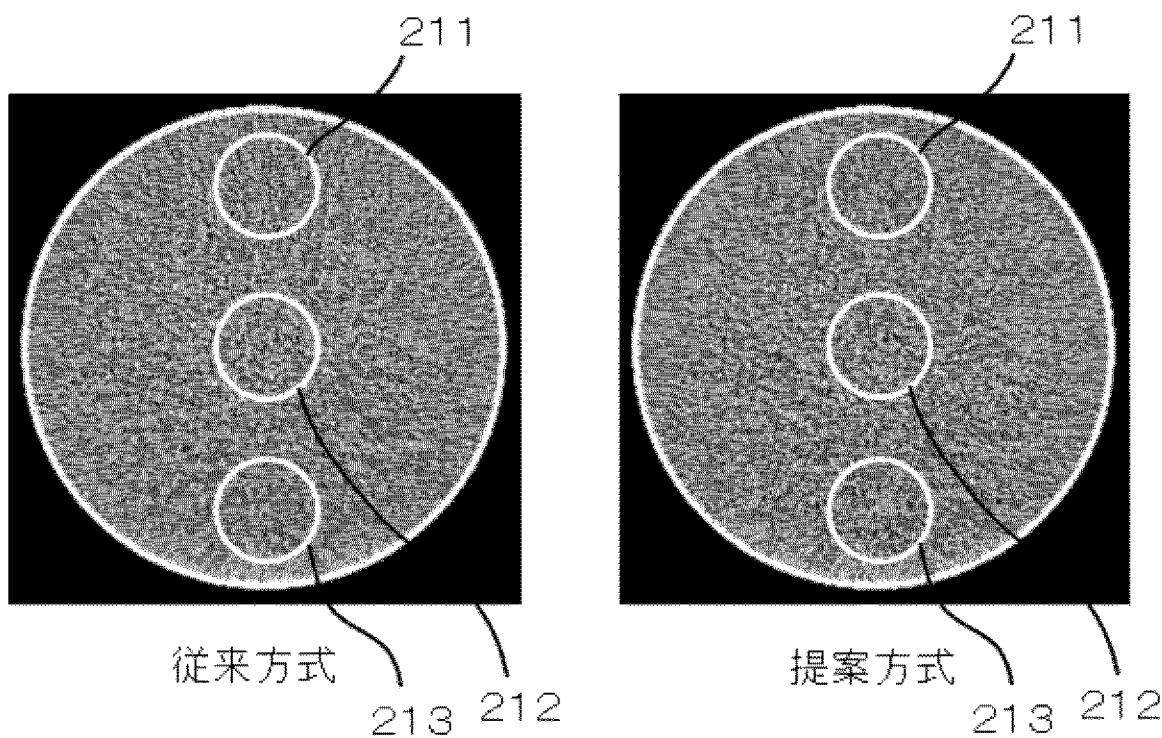
[図11]

図 11



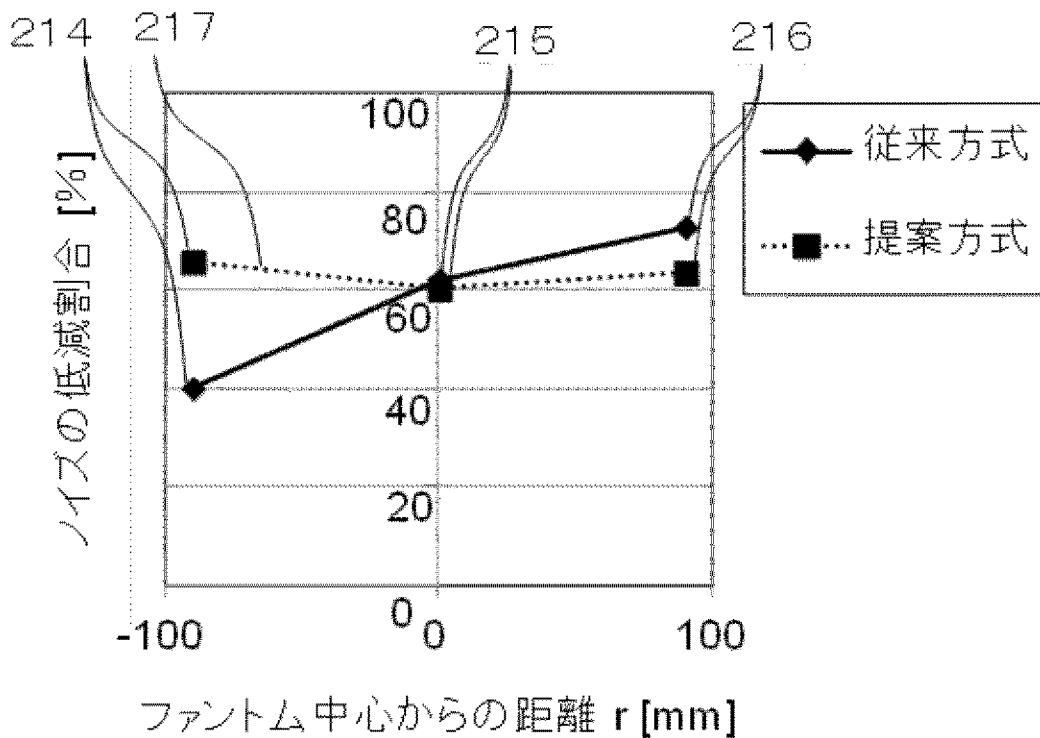
[図12]

図 12



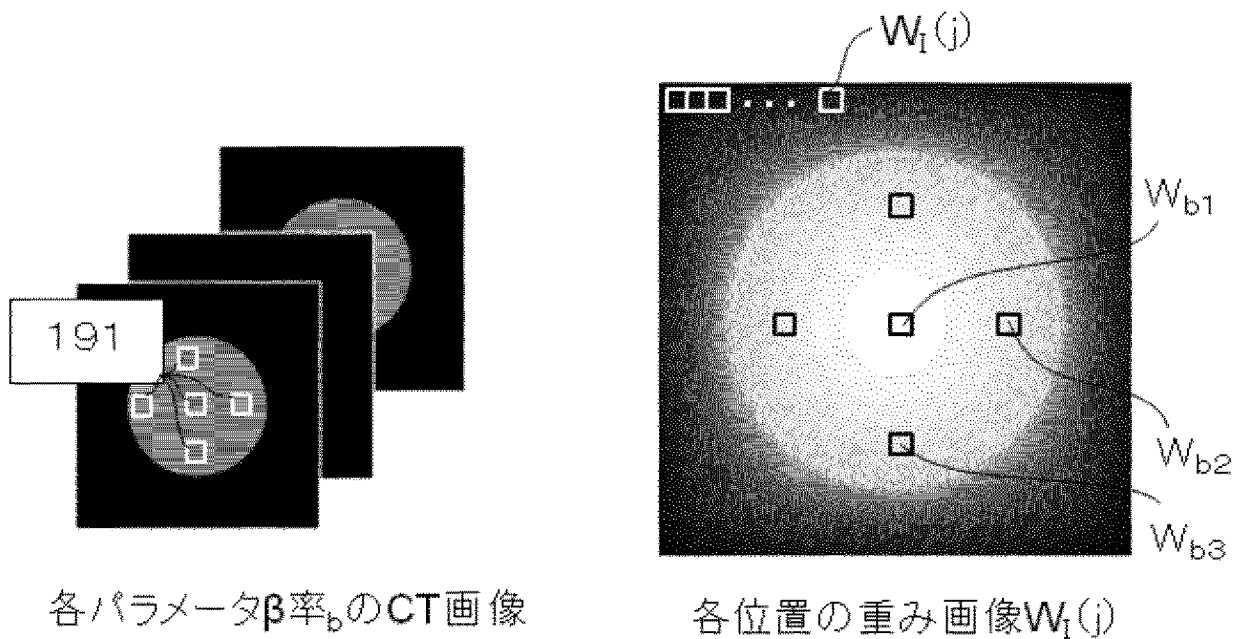
[図13]

図13

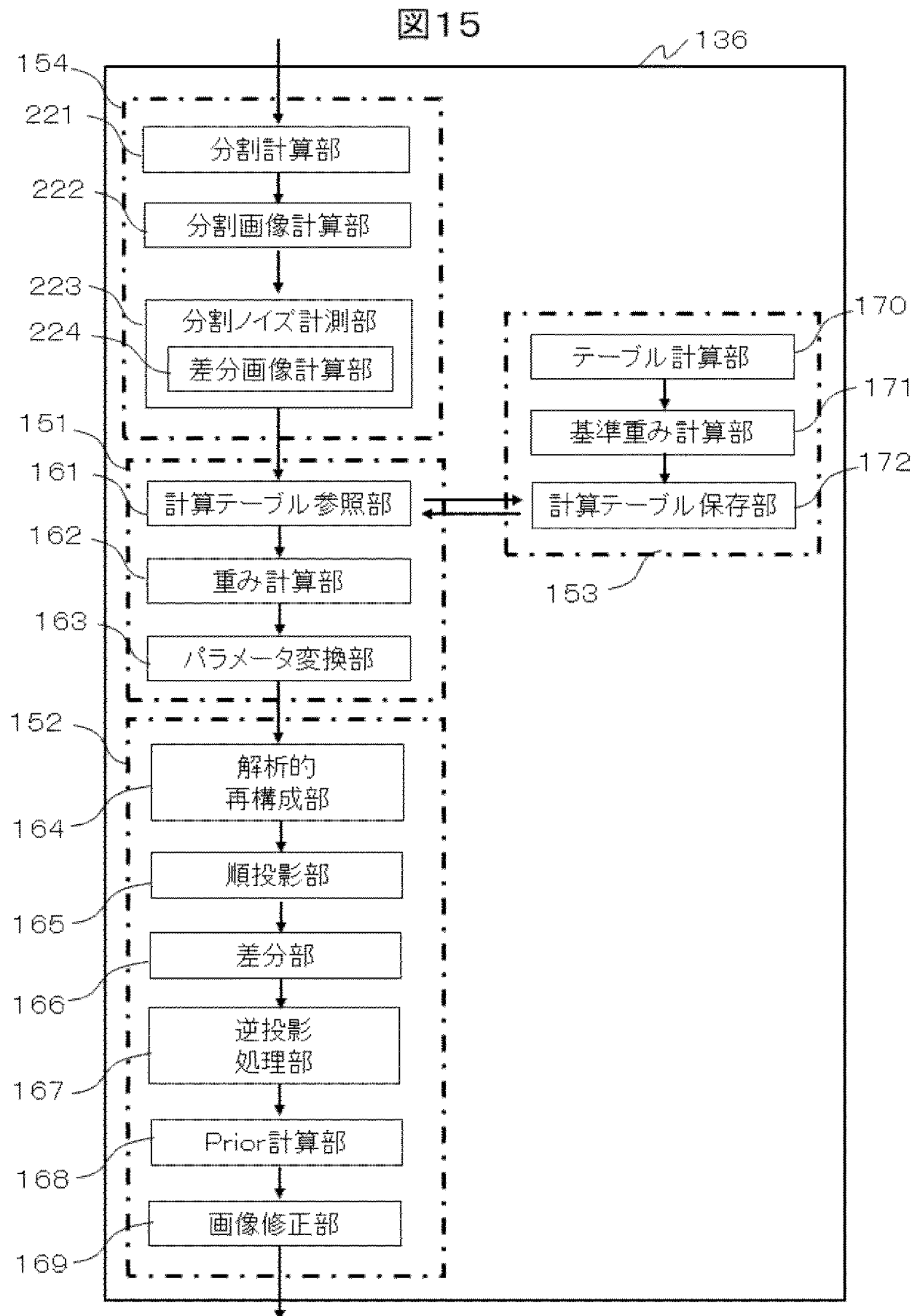


[図14]

図14

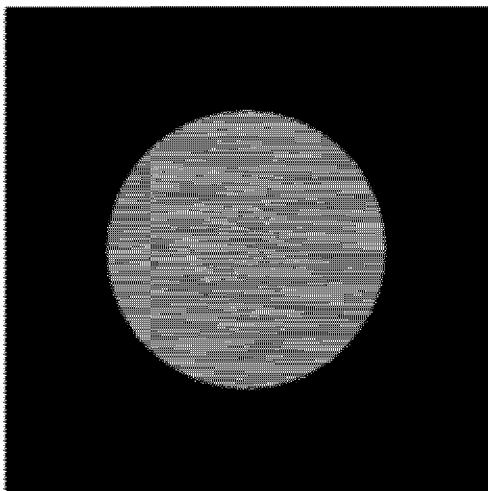


[図15]



[図16A]

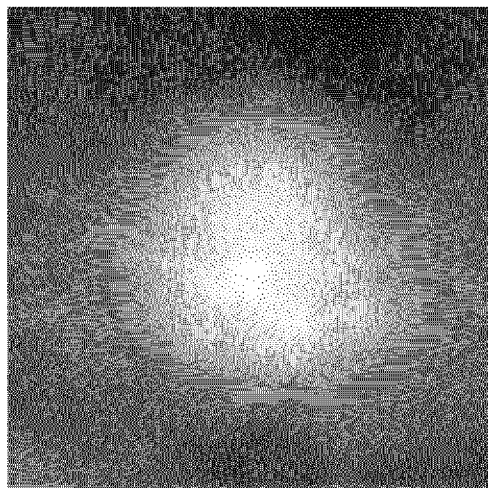
図16A



CT画像

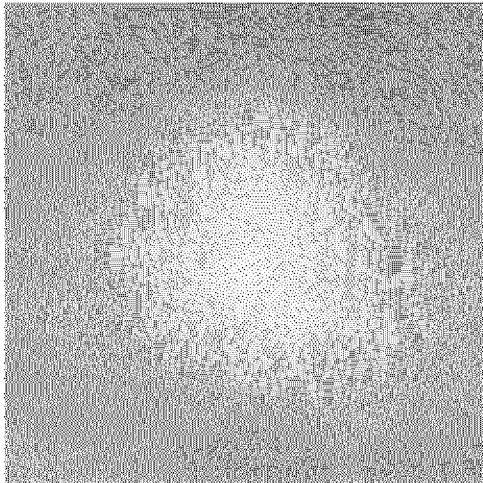
[図16B]

図16B

SD画像 $N_c(j)$

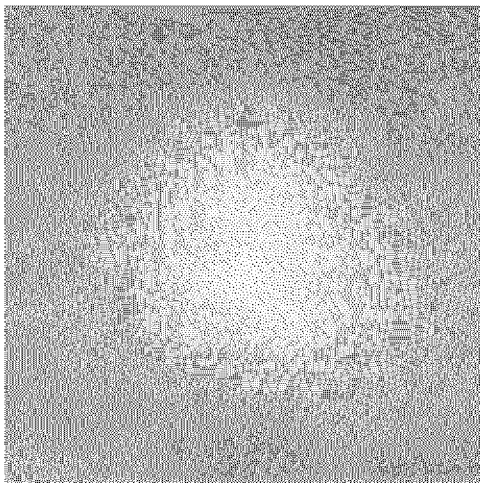
[図16C]

図16C

ノイズ低減割合の画像 $N_I(j)$

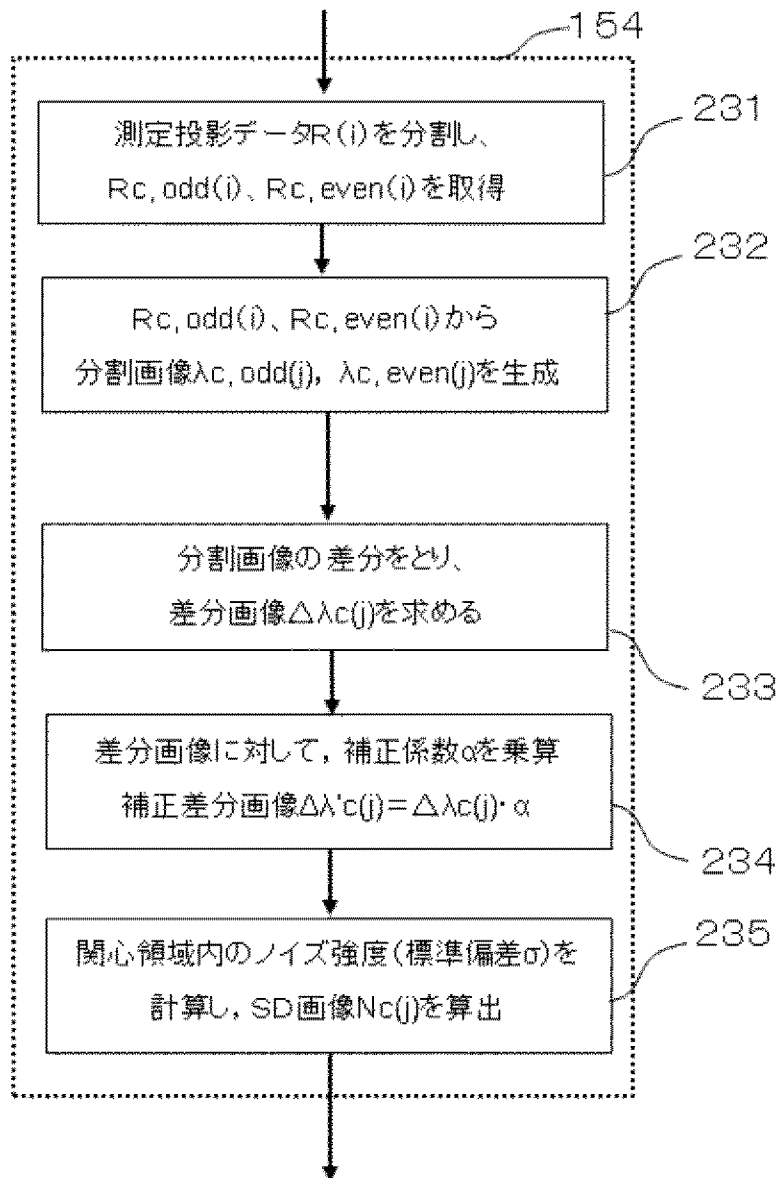
[図16D]

図16D

パラメータ β 画像 $\beta_I(j)$

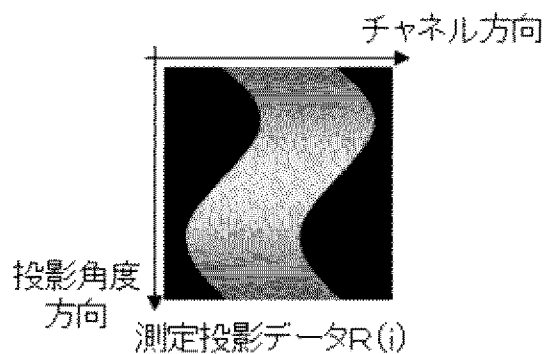
[図17]

図17



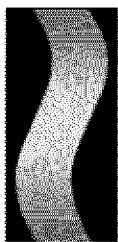
[図18A]

図18A



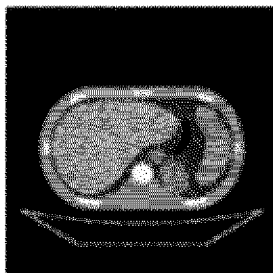
[図18B]

図18B

奇数チャンネル番号の
測定投影データ $R_{c, odd(i)}$ 偶数チャンネル番号の
測定投影データ $R_{c, even(i)}$

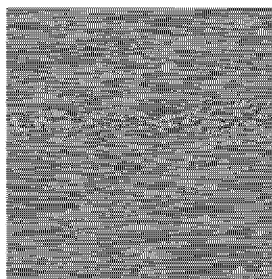
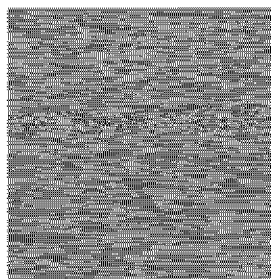
[図18C]

図18C

奇数チャンネル番号の
CT画像 $\lambda_{c, odd(j)}$ 偶数チャンネル番号の
CT画像 $\lambda_{c, even(i)}$

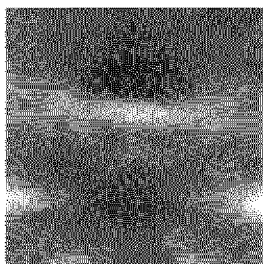
[図18D]

図18D

差分画像 $\Delta\lambda_c(j)$ 補正差分画像 $\Delta\lambda'_c(j)$

[図18E]

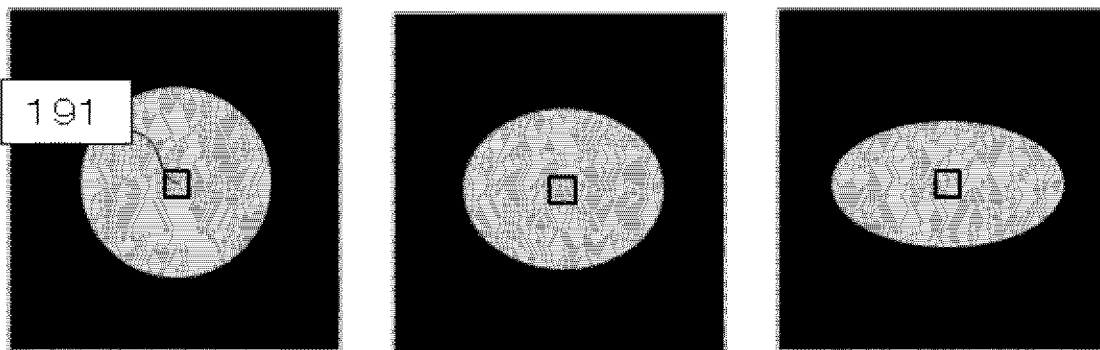
図18E



SD画像Nc(j)

[図19A]

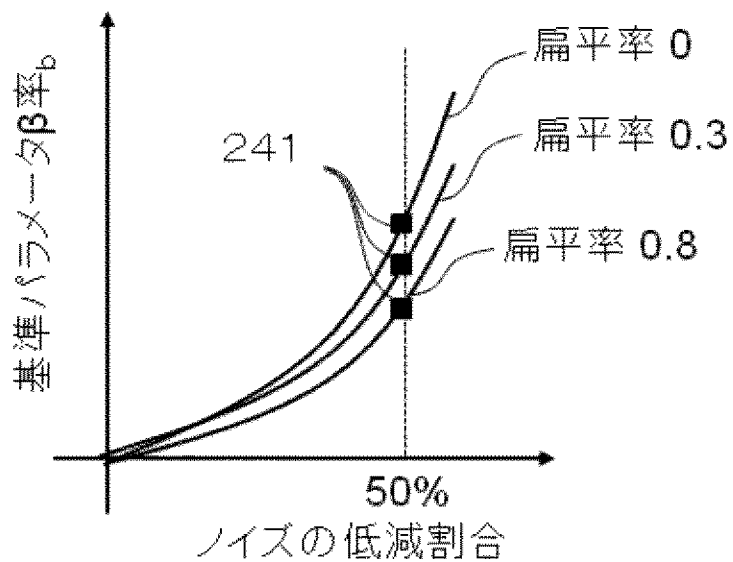
図19A



異なる扁平率のCT画像

[図19B]

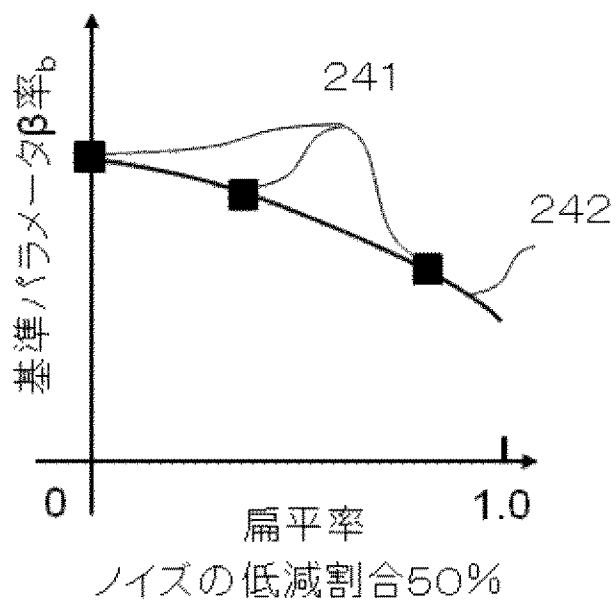
図19B



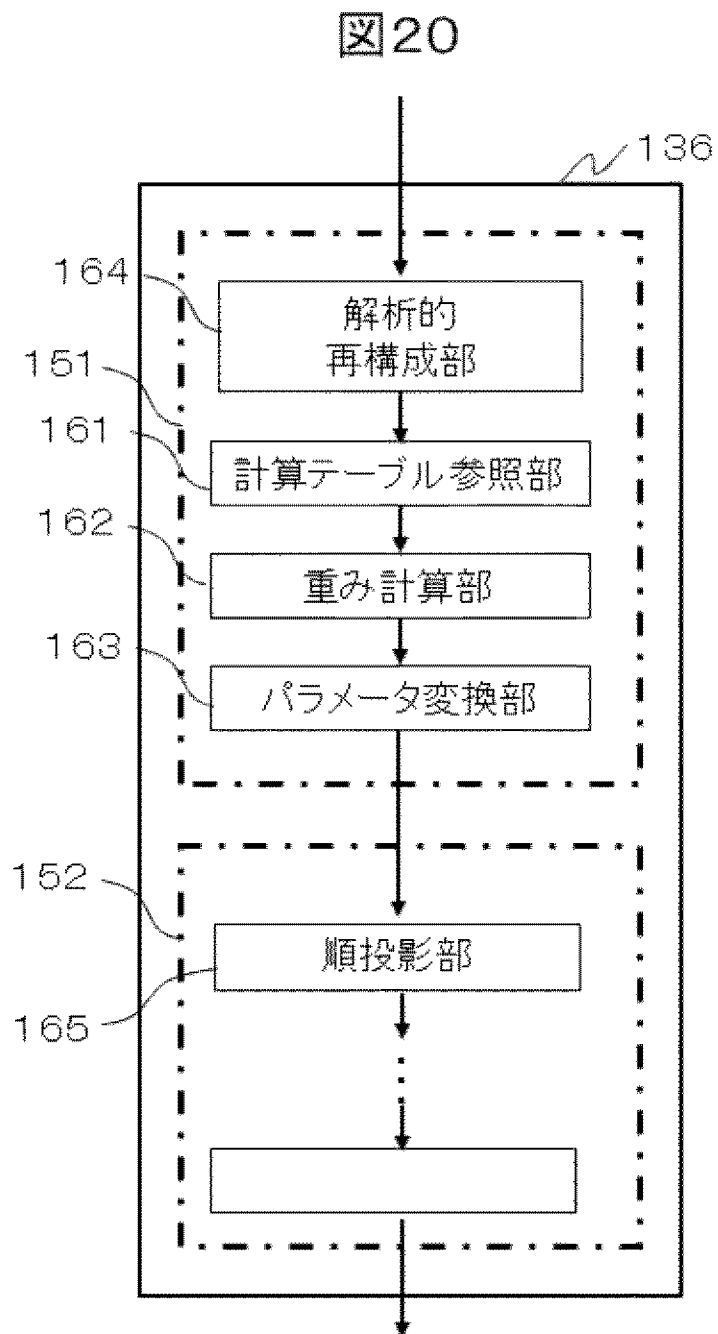
各 β 率 β_b におけるノイズ低減割合

[図19C]

図19C

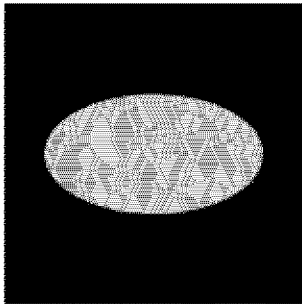


[図20]

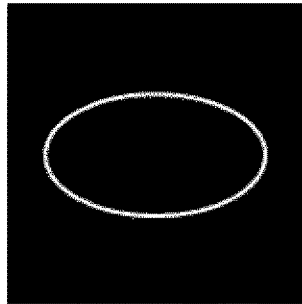
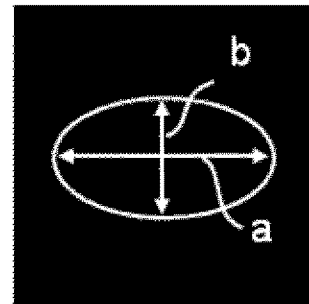


[図21]

図21

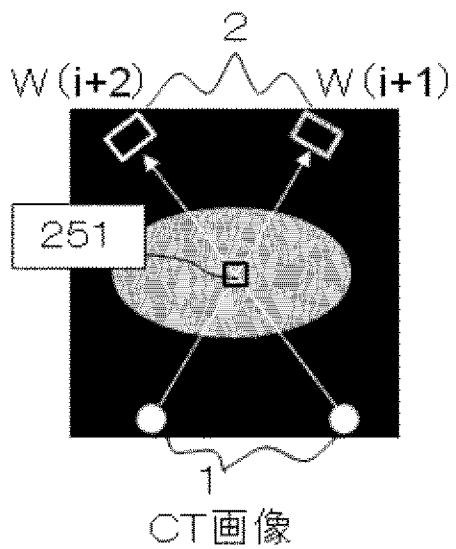


初期画像

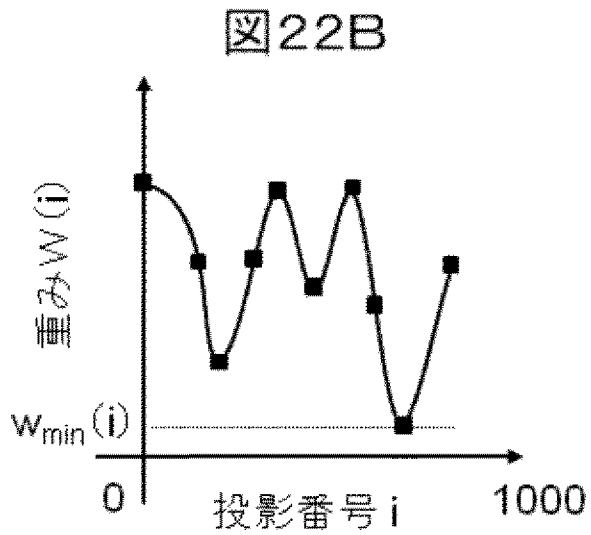
抽出後の
輪郭情報長径a,
短径bの取得

[図22A]

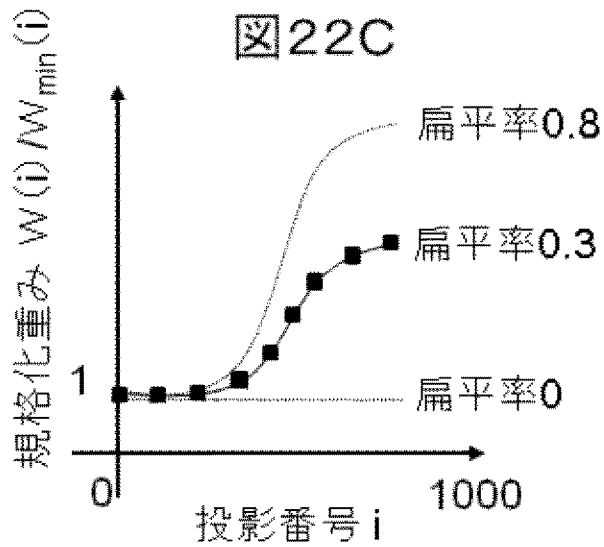
図22A



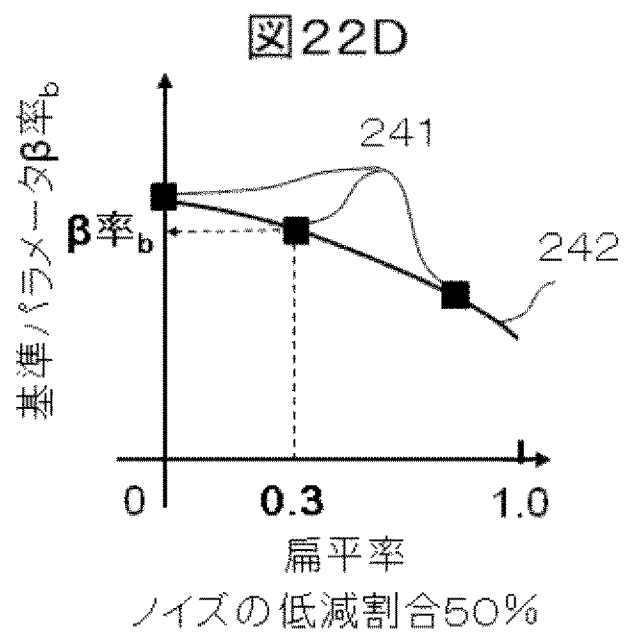
[図22B]



[図22C]



[図22D]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2015/053044

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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 A	WO 2012/147471 A1 (Hitachi Medical Corp.), 01 November 2012 (01.11.2012), paragraphs [0064] to [0128] & US 2014/0226887 A1 & CN 103501702 A	1, 2, 13 3-12
A	WO 2013/008702 A1 (Hitachi Medical Corp.), 17 January 2013 (17.01.2013), entire text; all drawings & US 2014/0193055 A1 & CN 103619259 A	1-13
A	US 2013/0129178 A1 (Herfried Karl WIECZOREK), 23 May 2013 (23.05.2013), entire text; all drawings & WO 2012/017345 A1 & EP 2601639 A1 & CN 103052972 A	1-13

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 27 March 2015 (27.03.15)	Date of mailing of the international search report 07 April 2015 (07.04.15)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

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	1971-2015年
日本国実用新案登録公報	1996-2015年
日本国登録実用新案公報	1994-2015年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X ----- A	WO 2012/147471 A1（株式会社日立メディコ）2012.11.01, 【0064】 - 【0128】 & US 2014/0226887 A1 & CN 103501702 A	1, 2, 13 ----- 3-12
A	WO 2013/008702 A1（株式会社日立メディコ）2013.01.17, 全文, 全図 & US 2014/0193055 A1 & CN 103619259 A	1-13
A	US 2013/0129178 A1 (Herfried Karl WIECZOREK) 2013.05.23, 全文, 全図 & WO 2012/017345 A1 & EP 2601639 A1 & CN 103052972 A	1-13

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
27.03.2015

国際調査報告の発送日
07.04.2015

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）	2Q	9109
福田 裕司		
電話番号 03-3581-1101 内線 3292		