

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6052425号
(P6052425)

(45) 発行日 平成28年12月27日 (2016.12.27)

(24) 登録日 平成28年12月9日 (2016.12.9)

(51) Int.Cl. F I
GO 1 T 1/161 (2006.01) GO 1 T 1/161 C

請求項の数 6 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2015-543678 (P2015-543678)	(73) 特許権者	000001993
(86) (22) 出願日	平成25年10月25日 (2013.10.25)		株式会社島津製作所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/079018		京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
(87) 国際公開番号	W02015/059827	(74) 代理人	100093056
(87) 国際公開日	平成27年4月30日 (2015.4.30)		弁理士 杉谷 勉
審査請求日	平成28年2月2日 (2016.2.2)	(74) 代理人	100142930
			弁理士 戸高 弘幸
特許法第30条第2項適用 核医学第50巻第3号 (2013年9月30日) 一般社団法人日本核医学会発行第226頁に発表		(74) 代理人	100175020
			弁理士 杉谷 知彦
		(74) 代理人	100180596
			弁理士 栗原 要
		(74) 代理人	100195349
			弁理士 青野 信喜

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 輪郭画像生成装置および核医学診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内から放出された放射線を検出して収集したエミッションデータを再構成して再構成画像を生成する再構成処理部と、

前記再構成画像に対して最大値投影処理を行って複数方向の最大値投影データを生成する最大値投影処理部と、

前記最大値投影データの各々に対して被検体の撮像対象の輪郭を抽出し、輪郭投影データを生成する輪郭抽出処理部と、

前記輪郭投影データを逆投影して逆投影画像を生成する逆投影処理部と、

前記逆投影画像に対して閾値処理を行って輪郭画像を生成する閾値処理部とを備えていること特徴とする輪郭画像生成装置。

【請求項2】

請求項1に記載の輪郭画像生成装置において、

前記再構成処理部は、エミッションデータを、3次元再構成法を用いて再構成して再構成画像を生成することを特徴とする輪郭画像生成装置。

【請求項3】

請求項1または2に記載の輪郭画像生成装置において、

前記輪郭投影データに対し、抽出した輪郭を整形する輪郭整形処理を行う第1輪郭整形処理部を備え、

前記逆投影処理部は、輪郭整形処理後の前記輪郭投影データを逆投影して逆投影画像を

10

20

生成することを特徴とする輪郭画像生成装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれかに記載の輪郭画像生成装置において、

前記輪郭画像に対し、閾値処理で抽出した輪郭を整形する輪郭整形処理を行う第 2 輪郭整形処理部を備えることを特徴とする輪郭画像生成装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれかに記載の輪郭画像生成装置において、

前記再構成画像に対してスムージング処理を行うスムージング処理部を備え、

前記最大値投影処理部は、スムージング処理後の前記再構成画像に対し、最大値投影処理を行って複数方向の最大値投影データを生成することを特徴とする輪郭画像生成装置。

10

【請求項 6】

リング状に配置した複数の検出器のうち一部の検出器が抜き取られたように構成され、被検体内から放出された放射線を検出する検出器ユニットと、

前記検出器ユニットで検出された放射線に基づき、エミッションデータを収集するデータ収集部と、

前記エミッションデータを再構成して再構成画像を生成する再構成処理部と、

前記再構成画像に対して最大値投影処理を行って複数方向の最大値投影データを生成する最大値投影処理部と、

前記最大値投影データの各々に対して被検体の撮像対象の輪郭を抽出し、輪郭投影データを生成する輪郭抽出処理部と、

20

前記輪郭投影データを逆投影して逆投影画像を生成する逆投影処理部と、

前記逆投影画像に対して閾値処理を行って輪郭画像を生成する閾値処理部とを備えていること特徴とする核医学診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に放射性薬剤を投与し、被検体内から放出された放射線を検出して収集した収集データに基づいて、被検体の撮像対象の輪郭を抽出する輪郭画像生成装置および核医学診断装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

従来、核医学診断装置として PET (positron emission tomography) 装置がある。PET 装置は、陽電子 (positron) の消滅によって発生する 2 本の線を、複数個の検出器で同時に検出したときのみ、被検体の断層画像を再構成するように構成されている。また、PET 装置として被検体の乳房を撮像するマンモグラフィ用 PET 装置がある (例えば特許文献 1 参照)。マンモグラフィ用 PET 装置は、被検体の乳房を取り囲むように検出器が配置されており、被検体の乳房に検出器を近接させることで、検出感度の向上させることができる。

【0003】

40

検出器で検出する線は、放射性薬剤が予め投与された被検体内から放出された線である。放出された線は、被検体の体内の組織で吸収される。PET 装置は、PET 画像を生成する際に線の吸収の影響を考慮した吸収補正を行う (例えば特許文献 2 参照)。吸収補正は、一般的に、X 線 CT 装置で撮像したデータを用いたり、線を放出する外部線源を用いて検出したデータを用いたりして行う。しかしながら、マンモグラフィ用 PET 装置は、X 線 CT 装置や外部線源を設けるのが難しい。そのため、被検体の乳房を単一の吸収体として仮定した吸収補正を行っている。この方法は、乳房の輪郭を抽出し、抽出された輪郭内に乳房と等価の吸収係数を割り当てて、吸収係数マップを生成する。そして、生成された吸収係数マップに基づき吸収補正を行っている。

【0004】

50

なお、特許文献2には、エミッションデータから被検体の輪郭を抽出する場合、エミッションの投影データに輪郭抽出のための微分フィルタを適用し、ある閾値で物体内外の領域を分離する方法が開示されている。また、輪郭抽出の際にノイズの影響を低減させるため、膨張収縮フィルタなどのポストフィルタが適宜、利用されている。

【0005】

また、非特許文献1には、次の内容が開示されている。すなわち、収集した投影データは、検出器間のギャップによるデータ欠損が多かれ少なかれ存在する。そのため、輪郭抽出する前に距離と周波数の関係に基づいたデータ補間処理や、データの存在するピクセルの値を用いた線形補間などの処理でデータ欠損を補っている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2010-204125号公報

【特許文献2】特開2003-294843号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Joel S Karp et al., "Constrained Fourier space Method for Compensation of Missing Data in Emission Computed Tomography", IEEE Trans. Med. Imaging 7, 21-25(1988)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

PET装置は、一般的に、被検体の撮像対象を囲むように、複数の検出器をリング状に配置したリング型の検出器ユニットを備えている。検出器ユニットは、その他に、リング状に配置した複数の検出器のうち、一部の検出器を抜き取ったような検出器ユニットが存在する。この検出器ユニットの例として、例えば、特許文献1のC型の検出器ユニットがある。このようなC型の検出器ユニットを用いた場合、輪郭が精度よく得られない問題がある。

【0009】

特許文献2に記載の方法は、投影データが完全に存在する場合、すなわちリング型の検出器ユニットの場合に適用される方法である。また、非特許文献1に記載の方法は、リング型の検出器ユニットにおける検出器間の僅かなギャップによるデータ欠損を補う場合に有効な方法である。しかしながら、C型の検出器ユニットのような、データ欠損領域が広い場合には、被検体の撮像対象の輪郭を精度よく抽出することは難しい。また、C型の検出器ユニットで収集したデータを再構成して再構成画像を生成し、再構成画像上で輪郭抽出を行う場合も、再構成画像内における被検体の乳房の形状がゆがむなどアーチファクトの影響が大きく、本来の乳房の輪郭ではなく、アーチファクトの形状を抽出してしまう。

【0010】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、検出器が存在しないような大きなデータ欠損領域を有していても、被検体の撮像対象の輪郭を精度よく抽出した輪郭画像を生成できる輪郭画像生成装置および核医学診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、このような目的を達成するために、次のような構成をとる。

すなわち、本発明に係る輪郭画像生成装置は、被検体内から放出された放射線を検出して収集したエミッションデータを再構成して再構成画像を生成する再構成処理部と、前記再構成画像に対して最大値投影処理を行って複数方向の最大値投影データを生成する最大値投影処理部と、前記最大値投影データの各々に対して被検体の撮像対象の輪郭を抽出し、輪郭投影データを生成する輪郭抽出処理部と、前記輪郭投影データを逆投影して逆投影画像を生成する逆投影処理部と、前記逆投影画像に対して閾値処理を行って輪郭画像を生

10

20

30

40

50

成する閾値処理部とを備えていること特徴とするものである。

【0012】

本発明に係る輪郭画像生成装置によれば、再構成処理部は、被検体内から放出された放射線を検出して収集したエミッションデータを再構成して再構成画像を生成し、最大値投影処理部は、再構成画像に対して最大値投影処理を行って複数方向の最大値投影データを生成する。輪郭抽出処理部は、最大値投影データの各々に対して被検体の撮像対象の輪郭を抽出し、輪郭投影データを生成する。逆投影処理部は、輪郭投影データを逆投影して逆投影画像を生成し、閾値処理部は、逆投影画像に対して閾値処理を行って輪郭画像を生成する。

【0013】

すなわち、再構成画像に対して最大値投影処理を行うことにより、本来、検出器が存在しない投影方向に対しても擬似的にデータを存在させることができる。また、単なる順投影処理ではなく最大値投影処理を行うことで、撮像対象の領域内外の境界を強調させることができる。これにより、最大値投影データにおいて、被検体の撮像対象の輪郭を精度よく抽出することができる。そして、逆投影処理により、精度よく抽出された撮像対象の輪郭を含む輪郭投影データから逆投影画像を生成し、逆投影画像に対し閾値処理を行って輪郭画像を生成する。その結果、検出器が存在しないような大きなデータ欠損領域を有していても、被検体の撮像対象の輪郭を精度よく抽出した輪郭画像を生成できる。

【0014】

また、本発明に係る輪郭画像生成装置において、前記再構成処理部は、前記再構成処理部は、エミッションデータを、3次元再構成法を用いて再構成して再構成画像を生成することが好ましい。3次元再構成法を用いることで、検出器が存在しないようなデータ欠損領域があっても、データ欠損によるアーチファクトの影響を低減させた再構成画像を生成することができる。

【0015】

また、本発明に係る輪郭画像生成装置において、前記輪郭投影データに対し、抽出した輪郭を整形する輪郭整形処理を行う第1輪郭整形処理部を備え、前記逆投影処理部は、輪郭整形処理後の前記輪郭投影データを逆投影して逆投影画像を生成することが好ましい。これにより、輪郭投影データにおいて、抽出した輪郭が整えられるので、統計ノイズなどのノイズの影響を抑えた輪郭画像を生成することができる。

【0016】

また、本発明に係る輪郭画像生成装置において、前記輪郭画像に対し、閾値処理で抽出した輪郭を整形する輪郭整形処理を行う第2輪郭整形処理部を備えることが好ましい。これにより、輪郭画像において、閾値処理で抽出された輪郭が整えられるので、統計ノイズなどのノイズの影響を抑えた輪郭画像を生成することができる。

【0017】

また、本発明に係る輪郭画像生成装置において、前記再構成画像に対してスムージング処理を行うスムージング処理部を備え、前記最大値投影処理部は、スムージング処理後の前記再構成画像に対し、最大値投影処理を行って複数方向の最大値投影データを生成することが好ましい。これにより、エミッションデータを再構成して生成された再構成画像の統計ノイズが抑えられるので、最大値投影データにおいて、被検体の撮像対象の輪郭を精度よく抽出することができる。

【0018】

また、本発明に係る核医学診断装置は、リング状に配置した複数の検出器のうち一部の検出器が抜き取られたように構成され、被検体内から放出された放射線を検出する検出器ユニットと、前記検出器ユニットで検出された放射線に基づき、エミッションデータを収集するデータ収集部と、前記エミッションデータを再構成して再構成画像を生成する再構成処理部と、前記再構成画像に対して最大値投影処理を行って複数方向の最大値投影データを生成する最大値投影処理部と、前記最大値投影データの各々に対して被検体の撮像対象の輪郭を抽出し、輪郭投影データを生成する輪郭抽出処理部と、前記輪郭投影データを

10

20

30

40

50

逆投影して逆投影画像を生成する逆投影処理部と、前記逆投影画像に対して閾値処理を行って輪郭画像を生成する閾値処理部とを備えていること特徴とするものである。

【0019】

本発明に係る核医学診断装置によれば、検出器ユニットは、リング状に配置した複数の検出器のうち一部の検出器が抜き取られたように構成され、被検体内から放出された放射線を検出し、データ収集部は、検出器ユニットで検出された放射線に基づき、エミッションデータを収集する。再構成処理部は、エミッションデータを再構成して再構成画像を生成し、最大値投影処理部は、再構成画像に対して最大値投影処理を行って複数方向の最大値投影データを生成する。輪郭抽出処理部は、最大値投影データの各々に対して被検体の撮像対象の輪郭を抽出し、輪郭投影データを生成する。逆投影処理部は、輪郭投影データを逆投影して逆投影画像を生成し、閾値処理部は、逆投影画像に対して閾値処理を行って輪郭画像を生成する。

10

【0020】

すなわち、再構成画像に対して最大値投影処理を行うことにより、本来、検出器が存在しない投影方向に対しても擬似的にデータを存在させることができる。また、単なる順投影処理ではなく最大値投影処理を行うことで、撮像対象の領域内外の境界を強調させることができる。これにより、最大値投影データにおいて、被検体の撮像対象の輪郭を精度よく抽出することができる。そして、逆投影処理により、精度よく抽出された撮像対象の輪郭を含む輪郭投影データから逆投影画像を生成し、逆投影画像に対し閾値処理を行って輪郭画像を生成する。その結果、検出器が存在しないような大きなデータ欠損領域を有して

20

【発明の効果】

【0021】

本発明に係る輪郭画像生成装置および核医学診断装置によれば、検出器が存在しないような大きなデータ欠損領域を有していても、被検体の撮像対象の輪郭を精度よく抽出した輪郭画像を生成できる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】実施例1に係るマンモグラフィ用PET装置の概略構成を示す図である。

【図2】実施例1に係る輪郭画像生成部の構成を示す図である。

30

【図3】(a)は、最大値投影処理を説明するための図であり、(b)は、最大値投影処理により生成された2次元最大値投影データを示す図である。

【図4】動的輪郭モデルを説明するための図である。

【図5】実施例2に係る輪郭画像生成部の構成を示す図である。

【図6】実施例3に係る輪郭画像生成部の構成を示す図である。

【図7】実施例3の変形例に係る輪郭画像生成部の構成を示す図である。

【図8】実施例4に係る輪郭画像生成部の構成を示す図である。

【図9】実施例4の変形例に係る輪郭画像生成部の構成を示す図である。

【図10】(a)は、TOF再構成法を説明するための図であり、(b)は、LOR再構成法を説明するための図である。

40

【実施例1】

【0023】

以下、図面を参照して本発明の実施例1を説明する。実施例1では、マンモグラフィ用PET装置1を核医学診断装置の一例として説明する。図1は、実施例1に係るマンモグラフィ用PET装置の概略構成を示す図である。

【0024】

図1を参照する。マンモグラフィ用PET装置1は、放射性薬剤が投与された被検体M内から放出された線(ガンマ線)を検出する検出器ユニット3と、検出器ユニット3で検出した線に基づき、エミッションデータE1を収集するデータ収集部5とを備えている。

50

【 0 0 2 5 】

検出器ユニット 3 は、被検体 M の撮像対象である乳房 B を取り囲むように、複数の 線検出器 7 が C 状に配置されている。すなわち、検出器ユニット 3 は、リング状に配置した複数の 線検出器 7 のうち、一部の 線検出器 7 が抜き取られたように切り欠き部 A を有して構成されている。なお、 線検出器 7 は、本発明の検出器に相当する。

【 0 0 2 6 】

線検出器 7 は、シンチレータブロックとライトガイドと光電子増倍管とを備えている（いずれも図示省略）。シンチレータブロックは、複数個で構成され、複数個のシンチレータブロックが行列状（例えば 8 行 × 8 列）に配列されている。さらに、2 次元状に配置された複数のシンチレータブロックは、1 段で構成された単層構造、または複数段（例えば 2 段）で構成された積層構造となっている。シンチレータブロックに 線が入射すると、 線が光に変換される。変換された光は、ライトガイドを通じてシンチレータブロックから光電子増倍管に送られる。送られた光は、光電子増倍管により電気信号に変換される。

10

【 0 0 2 7 】

データ収集部 5 は、図示しない同時計数回路を備えている。データ収集部 5 は、 線を検出して検出器ユニット 3 から出力される電気信号に基づき、同時計数されたと判定した 1 事象をエミッションデータ E 1 として収集する。すなわち、データ収集部 5 は、被検体 M 内から 1 8 0 ° 反対方向に放出された 2 本の 線を 2 つの 線検出器 7 で一定期間内に検出したときのみ同時に同時計数されたとみなし、その情報を収集する。そのため、エミッションデータ E 1 は、同時計数された 線検出器 7 を結ぶ線の情報である L O R (line of responce) 情報を含んでいる。なお、エミッションデータ E 1 は、3 次元収集されるが、場合によっては 2 次元収集でもよい。また、エミッションデータ E 1 は、同時計数情報を 1 つ 1 つ時系列に収集するリストモードで収集されるが、場合によっては、ヒストグラムモードで収集されてもよい。

20

【 0 0 2 8 】

データ収集部 5 の後段には、収集したエミッションデータ E 1 から被検体 M の乳房 B の輪郭形状を含む画像である 3 次元輪郭画像 G r 1 を生成する輪郭画像生成部 9 と、輪郭画像生成部 9 で生成された 3 次元輪郭画像 G r 1 に基づいて吸収係数マップを生成し、この吸収係数マップを用いて、エミッションデータ E 1 に対して吸収補正を行う吸収補正処理部 1 1 とが設けられている。

30

【 0 0 2 9 】

吸収補正に用いられる吸収係数マップは、3 次元輪郭画像 G r 1 の乳房 B の輪郭内に、被検体 M の乳房 B と等価な吸収係数を一様に割り当てたものである。なお、吸収係数は、予め設定されている。吸収補正処理部 1 1 は、エミッションデータ E 1 に対して吸収補正を行い、吸収補正後のエミッションデータ E 2 を生成する。なお、輪郭画像生成部 9 は、本発明の輪郭画像生成装置に相当する。

【 0 0 3 0 】

更に、吸収補正部 1 1 の後段には、吸収補正後のエミッションデータ E 2 を再構成して P E T 画像 G p を生成する再構成処理部 1 3 が設けられている。再構成処理部 1 3 による再構成処理は、検出器ユニット 3 に切り欠き部 A を有していても、精度よく再構成できる 2 次元または 3 次元再構成法が用いられる。例えば、再構成処理には、3 次元逐次近似再構成法が用いられる。また、吸収補正部 1 1 は、再構成処理部 1 3 のシステムモデルに含まれていても構わない。

40

【 0 0 3 1 】

また、マンモグラフィ用 P E T 装置 1 は、この装置 1 の各構成を統括的に制御する主制御部 1 5 と、再構成処理部 1 3 で生成された P E T 画像を表示する表示部 1 7 と、操作者が入力設定や各種操作を行う入力部 1 9 と、P E T 画像などを記憶する記憶部 2 1 とを備えている。主制御部 1 5 は、中央演算処理装置 (C P U) など構成される。表示部 1 7 は、液晶モニタ等で構成される。入力部 1 9 は、キーボードやマウス等で構成される。記

50

憶部 21 は、ROM (read-only memory)、RAM (random-access memory) またはハードディスク等の記憶媒体で構成される。なお、その記憶媒体は、マンモグラフィ用 PET 装置 1 に対し、着脱自在なものであってもよい。

【0032】

〔輪郭画像生成部〕

次に、本発明の特徴部分である輪郭画像生成部 9 の構成を具体的に説明する。図 2 は、実施例 1 に係る輪郭画像生成部 9 の構成を示す図である。輪郭画像生成部 9 は、収集したエミッションデータ E1 から被検体 M の乳房 B の輪郭形状を含む画像である 3 次元輪郭画像 Gr1 を生成する。

【0033】

まず、輪郭画像生成部 9 の構成を簡単に説明する。輪郭画像生成部 9 は、被検体 M の乳房 B 内から放出された線を検出して収集したエミッションデータ E1 を、3 次元再構成法に用いて再構成して 3 次元再構成画像 G1 を生成する再構成処理部 31 と、3 次元再構成画像 G1 に対して最大値投影処理を行って複数方向の 2 次元最大値投影データ P1 を生成する最大値投影 (MIP) 処理部 33 と、2 次元最大値投影データ P1 の各々に対して被検体 M の乳房 B の輪郭を抽出して 2 次元輪郭投影データ P2 を生成する輪郭抽出処理部 35 と、2 次元輪郭投影データ P2 を逆投影して 3 次元逆投影画像 G2 を生成する逆投影処理部 37 と、3 次元逆投影画像 G2 に対して閾値処理を行って 3 次元輪郭画像 Gr を生成する輪郭画像生成部 39 とを備えている。次に、これらの構成をさらに順番に説明する。

【0034】

再構成処理部 31 は、被検体 M の乳房 B 内から放出された線を検出して収集したエミッションデータ E1 を、3 次元再構成法を用いて再構成して 3 次元再構成画像 G1 を生成する。再構成処理部 31 の再構成処理には、例えば、リストモード 3 次元 DRAMA (dynamic RAMLA) 法が用いられる。また、再構成処理は、次に説明する方法を採用してもよい。

【0035】

リストモード 3 次元 DRAMA 法は、リストモードのエミッションデータ E1 から直接再構成するリストモード再構成法であった。この点、サイノグラムを生成して再構成するサイノグラム再構成法であってもよい。ただし、サイノグラム再構成法は次のような問題がある。サイノグラム再構成法では、準備するサイノグラムのスライス数が多いので、リビニングなどの処理によりスライス数を減らす処理を行っている。このようなリビニングなどの処理は、解像度を劣化させてしまう問題がある。そのため、リビニングなどによる解像度の劣化のないリストモード再構成法が好ましい。

【0036】

また、リストモード 3 次元 DRAMA 法では、DRAMA 法であった。この点、RAMLA (row-action maximum likelihood algorithm) 法や OS-EM (ordered subsets - expectation maximization) 法などの逐次近似再構成法であってもよい。また、これらの逐次近似再構成法とサイノグラム再構成法とを組み合わせてもよい。

【0037】

最大値投影 (maximum intensity projection : MIP) 処理部 33 (以下適宜、「MIP 処理部」と称する) は、3 次元再構成画像 G1 に対して最大値投影処理 (以下適宜、「MIP 処理」と称する) を行って、複数方向の 2 次元最大値投影データ P1 を生成する。

【0038】

図 3 (a) は、MIP 処理を説明するための図である。なお、図 3 (a) は、図示の便宜上、3 次元再構成画像 G1 を 2 次元で表しているが、奥行き方向にも複数の画素が存在しているものとする。MIP 処理は、回転中心軸 O 周りに、予め設定された角度ごとに最大値投影データ P1 を生成し、例えば 180° や 360° 回転分の複数の最大値投影データ P1 を得る処理である。すなわち、MIP 処理は、切り欠き部 A により線検出器 7 が存在しない投影方向 (例えば符号 F の方向) を含み最大値投影データ P1 を生成する。ま

10

20

30

40

50

た、MIP処理により投影される画素は、例えば、図3(a)の1次元の画素列Lの場合、画素列Lを構成する複数の画素のうち、画素値が最大の画素が投影される。このような処理により、図3(b)に示すような、複数方向の2次元最大値投影データP1が生成される。なお、図3(a)および図3(b)の切り欠き部Aに存在する破線は、存在しない線検出器7を示す。

【0039】

輪郭抽出処理部35は、2次元最大値投影データP1の各々に対して被検体Mの乳房B輪郭を抽出し、2次元輪郭投影データP2を生成する。輪郭抽出処理は、レベルセット(level set)法やスネーク(snake)法などの動的輪郭モデルを用いるのが好ましい。また、輪郭抽出処理は、ソーベルフィルタ(sobel filter)やプリューウィットフィルタ(rewitte filter)などの微分フィルタを利用した輪郭抽出方法でもよい。

10

【0040】

動的輪郭モデルとは、画像上に設定した閉曲線を動的に変化させて物体の輪郭に一致させることで輪郭を抽出する方法である。図4のように、2次元最大値投影データP1上で初期の輪郭W(0)を設定し、処理を繰り返し実行することで、輪郭W(1)、輪郭W(2)、...、輪郭W(n)が順番に得られる。

【0041】

逆投影処理部37は、輪郭抽出処理部35で生成された2次元輪郭投影データP2を逆投影して3次元逆投影画像G2を生成する。すなわち、逆投影処理部37は、最大値投影して輪郭を抽出した2次元輪郭投影データP2を、そのまま逆投影して、3次元再構成画像に戻す処理を行う。

20

【0042】

閾値処理部39は、3次元逆投影画像G2に対して閾値処理を行って3次元輪郭画像Gr1を生成する。閾値処理部39は、予め設定された閾値に基づき、閾値処理を行って乳房B内外の領域を分割する。分割された領域は2値で表される。

【0043】

〔マンモグラフィ用PET装置の動作〕

次に、マンモグラフィ用PET装置1の動作を説明する。まず、被検体Mに放射性薬剤を投与し、マンモグラフィ用PET装置1に被検体Mを配置する。被検体Mの撮像対象である乳房Bから線が放出される。放出される線は、180°反対方向に2本放出される。この線はC型の検出器ユニット3で検出される。データ収集部5は、一定期間内に2つの線検出器7で2本の線がそれぞれ検出されたことを示す事象をエミッションデータE1として収集する。

30

【0044】

データ収集部5で収集されたエミッションデータE1は、吸収補正処理部11により吸収補正が行われる。吸収補正は、輪郭画像生成部9で生成された輪郭画像Gr1を用いて行われる。すなわち、吸収補正処理部11は、3次元輪郭画像Gr1の輪郭内に予め設定された吸収係数を一様に割り当てた吸収マップを用いて、エミッションデータE1に対して吸収補正を行う。これにより、吸収補正後のエミッションデータE2が得られる。

【0045】

吸収補正後のエミッションデータE2は、再構成処理部13により3次元のPET画像Gpに再構成される。再構成された3次元のPET画像Gpは、表示部17に表示され、また、記憶部21に記憶される。また、表示部17に表示される画像は、例えば、3次元PET画像Gpにおける任意の断面であってもよい。

40

【0046】

〔輪郭画像生成部の動作〕

次に、本発明の特徴部分である輪郭画像生成部9の動作を説明する。図2を参照する。輪郭画像生成部9は、データ収集部5で収集されたエミッションデータE1から3次元輪郭画像Gr1を生成する。被検体Mの乳房Bの輪郭を精度よく抽出するためには、線検出器7が存在しないことにより、2つの線検出器7間を結ぶことができなかつた方向を

50

含む全ての投影方向に対する被検体Mの乳房Bの情報が必要である。そこで、まず、エミッションデータE1を再構成して一旦画像化する。なお、エミッションデータE1は、切り欠き部Aによるデータ欠損を含んだものである。

【0047】

再構成処理部31は、収集したエミッションデータE1を、3次元再構成法を用いて再構成して3次元再構成画像G1を生成する。再構成処理には、例えば、リストモード3次元DRAM法が用いられる。3次元再構成法を用いることで、データ欠損によるアーチファクトの影響を比較的に低減させた3次元再構成画像G1を取得することができる。

【0048】

3次元再構成画像G1の生成後、MIP処理部33は、3次元再構成画像G1に対してMIP処理を行って、複数方向の2次元最大値投影データP1を生成する。一旦、再構成した3次元再構成画像G1に対してMIP処理を行うことで、C型の検出器ユニット3の線検出器7が存在しない投影方向に対しても擬似的にデータを存在させることができる。また、単なる順投影処理でなくMIP処理を行うことで、乳房B領域とそれ以外の領域との境界を強調させることができる。これにより、従来法では、不可能な線検出器7が存在しない投影方向に対しても、後述の輪郭抽出処理部35により、被検体Mの乳房Bの輪郭を精度よく抽出することができる。

【0049】

2次元最大値投影データP1の生成後、輪郭抽出処理部35は、2次元最大値投影データP1の各々に対し、被検体Mの乳房B輪郭を抽出して2次元輪郭投影データP2を生成する。輪郭抽出は、例えばレベルセット法を用いて行われる。輪郭抽出処理部35は、境界が強調された2次元最大値投影データP1から輪郭抽出を行うので、輪郭抽出を精度よく行うことができる。

【0050】

輪郭抽出処理部35により、輪郭抽出された2次元輪郭投影データP2は、被検体Mの乳房Bの内外の領域を2値化したもので表される。例えば、乳房Bの内側の領域を「1」とし、これ以外の乳房Bの外側の領域を「0」とする情報が与えられる。

【0051】

2次元輪郭投影データP2の生成後、逆投影処理部37は、輪郭抽出処理部35で生成された2次元輪郭投影データP2を逆投影して3次元逆投影画像G2を生成する。これにより、3次元の画像データ形式に戻す。そして、3次元逆投影画像G2の生成後、閾値処理部39は、3次元逆投影画像G2に対して閾値処理を行って、再度輪郭を抽出し、3次元輪郭画像Gr1を生成する。

【0052】

本実施例によれば、再構成処理部31は、被検体M内から放出された線を検出して収集したエミッションデータE1を、3次元再構成法を用いて再構成して3次元再構成画像G1を生成し、最大値投影処理部33は、3次元再構成画像G1に対してMIP処理を行って複数方向の2次元最大値投影データP1を生成する。輪郭抽出処理部35は、2次元最大値投影データP1の各々に対して被検体Mの乳房Bの輪郭を抽出し、2次元輪郭投影データP2を生成する。逆投影処理部37は、2次元輪郭投影データP2を逆投影して3次元逆投影画像G2を生成し、閾値処理部39は、3次元逆投影画像G2に対して閾値処理を行って3次元輪郭画像Gr1を生成する。

【0053】

すなわち、3次元再構成画像G1に対してMIP処理を行うことにより、本来、線検出器7が存在しない投影方向に対しても擬似的にデータを存在させることができる。また、単なる順投影処理ではなくMIP処理を行うことで、乳房Bの領域内外の境界を強調させることができる。これにより、2次元最大値投影データP1において、被検体Mの乳房Bの輪郭を精度よく抽出することができる。そして、逆投影処理により、精度よく抽出された乳房Bの輪郭を含む2次元輪郭投影データP2から3次元逆投影画像G2を生成し、3次元逆投影画像G2に対し閾値処理を行って3次元輪郭画像Grを生成する。その結果

10

20

30

40

50

、線検出器 7 が存在しないような大きなデータ欠損領域を有していても、被検体 M の乳房 B の輪郭を精度よく抽出した 3 次元輪郭画像 G r 1 を生成できる。

【 0 0 5 4 】

また、3 次元再構成画像 G 1 を生成する際に、3 次元再構成法を用いることで、線検出器 7 が存在しないようなデータ欠損領域があっても、データ欠損によるアーチファクトの影響を低減させた 3 次元再構成画像 G 1 を生成することができる。

【実施例 2】

【 0 0 5 5 】

次に、図面を参照して本発明の実施例 2 を説明する。図 5 は、実施例 2 に係る輪郭画像生成部 9 の構成を示す図である。なお、上述した実施例 1 と重複する構成については、その説明を省略する。輪郭抽出後の 2 次元輪郭投影データ P 2 には、統計ノイズが原因の誤差が含まれている。そのため、誤差が含まれた状態で逆投影しても、精度よく 3 次元輪郭画像 G r 1 を得られないことがある。

10

【 0 0 5 6 】

実施例 2 の輪郭画像生成部 9 は、実施例 1 の構成に加えて、更に、輪郭抽出後の輪郭整形処理部 5 1 を備えている。なお、輪郭整形処理部 5 1 は、本発明の第 1 輪郭整形処理部に相当する。

【 0 0 5 7 】

輪郭整形処理部 5 1 は、輪郭抽出処理部 3 5 と逆投影処理部 3 7 との間に設けられており、2 次元輪郭投影データ P 2 に対し、抽出した輪郭を整形する輪郭整形処理を行う。これにより、輪郭整形処理後の 2 次元輪郭投影データ P 3 が生成される。また、逆投影処理部 3 7 は、輪郭整形処理後の 2 次元輪郭投影データ P 3 を逆投影して 3 次元逆投影画像 G 2 を生成する。輪郭整形処理部 5 1 の輪郭整形処理は、膨張収縮フィルタやフーリエ級数近似などが用いられる。

20

【 0 0 5 8 】

本実施例によれば、2 次元輪郭投影データ P 2 に対し、抽出した輪郭を整形する輪郭整形処理を行う輪郭整形処理部 5 1 を備え、逆投影処理部 3 7 は、輪郭整形処理後の 2 次元輪郭投影データ P 3 を逆投影して 3 次元逆投影画像 G 2 を生成する。これにより、2 次元輪郭投影データ P 2 において、抽出した輪郭が整えられるので、統計ノイズなどのノイズの影響を抑えた 3 次元輪郭画像 G r 1 を生成することができる。

30

【実施例 3】

【 0 0 5 9 】

次に、図面を参照して本発明の実施例 3 を説明する。なお、上述した実施例 1 と重複する構成については、その説明を省略する。図 6 は、実施例 3 に係る輪郭画像生成部 9 の構成を示す図である。実施例 3 の輪郭画像生成部 9 は、実施例 1 の構成に加えて、更に、閾値処理後の輪郭整形処理部 5 3 を備えている。なお、輪郭整形処理部 5 3 は、本発明の第 2 輪郭整形処理部に相当する。

【 0 0 6 0 】

輪郭整形処理部 5 3 は、閾値処理部 3 9 の後段に設けられており、3 次元輪郭画像 G r 1 に対し、閾値処理で抽出した輪郭を整形する輪郭整形処理を行う。これにより、輪郭整形処理後の 3 次元輪郭画像 G r 2 が生成される。輪郭整形処理部 5 3 の輪郭整形処理は、膨張収縮フィルタやフーリエ級数近似などが用いられる。

40

【 0 0 6 1 】

本実施例によれば、3 次元輪郭画像 G r 1 に対し、閾値処理で抽出した輪郭を整形する輪郭整形処理を行う輪郭整形処理部 5 3 を備えている。これにより、3 次元輪郭画像 G r 1 において、閾値処理で抽出された輪郭が整えられるので、統計ノイズなどのノイズの影響を抑えた閾値処理後の 3 次元輪郭画像 G r 2 を生成することができる。

【 0 0 6 2 】

なお、実施例 3 の変形例として、図 7 のように構成してもよい。すなわち、実施例 1 から 3 の全ての構成を組み合わせた構成である。この変形例では、輪郭抽出後および閾値処

50

理後の両方に輪郭整形処理を適用させている。この構成により、更に、ノイズの影響を抑えた輪郭形状を得ることができる。また、3次元輪郭画像Gr2生成の一連の処理内に分散させることで、輪郭形状を整形し過ぎることなく、正確に輪郭を整形することができる。

【実施例4】

【0063】

次に、図面を参照して本発明の実施例3を説明する。なお、上述した実施例1と重複する構成については、その説明を省略する。図8は、実施例4に係る輪郭画像生成部9の構成を示す図である。実施例2,3では、輪郭抽出後の輪郭形状に対し、輪郭整形処理を行って統計ノイズなどのノイズの影響を抑えていた。実施例4では、輪郭抽出前に統計ノイズの影響を抑える。すなわち、実施例4の輪郭画像生成部9は、実施例1の構成に加えて、更に、再構成処理後のスムージング処理部55を備えている。

10

【0064】

スムージング処理部55は、再構成処理部31と最大値投影処理部33との間に設けられており、3次元再構成画像G1に対してスムージング処理を行う。これにより、スムージング処理後の3次元再構成画像G3が生成される。スムージング処理は、ガウシアンフィルタやメディアンフィルタ、ウェーブレットフィルタ、移動平均フィルタなどが用いられる。

【0065】

本実施例によれば、3次元再構成画像G1に対してスムージング処理を行うスムージング処理部55を備え、MIP処理部33は、スムージング処理後の再構成画像G3に対し、MIP処理を行って複数方向の2次元最大値投影データP1を生成する。これにより、エミッションデータE1を再構成して生成された3次元再構成画像G1の統計ノイズが抑えられるので、2次元最大値投影データP1において、被検体Mの乳房Bの輪郭を精度よく抽出することができる。

20

【0066】

なお、実施例4の変形例として、図9のように構成してもよい。すなわち、実施例1から4の全ての構成を組み合わせた構成である。また、図9の構成から、輪郭整形処理部51,53のいずれか一方を省略した構成であってもよい。このような構成により、被検体Mの乳房Bを更に精度よく抽出した3次元輪郭画像Gr1,Gr2を生成することができる。

30

【0067】

本発明は、上記実施形態に限られることはなく、下記のように変形実施することができる。

【0068】

(1) 上述した各実施例では、エミッションデータE1は、同時計数された線検出器7を結ぶ線の情報であるLOR情報を含んでいた。この点、エミッションデータE1は、TOF(time of flight)情報を含んでいてもよい。TOF情報は、同時計数された消滅線の検出時間の差を正確に測定すれば、線の放出位置を求めることができるという原理に基づく検出時間情報である。

40

【0069】

輪郭画像生成部9において、再構成処理部31は、TOF情報を含むエミッションデータE1を、TOF再構成法を用いて再構成して3次元再構成画像G1を生成する。図10(a)は、TOF情報を用いたTOF再構成法を説明するための図であり、図10(b)は、図10(a)との比較で、LOR情報を用いたLOR再構成法を説明するための図である。

【0070】

TOF再構成法は、リストモード再構成の一例である。図10(b)のLOR情報の場合は、再構成の際に、同時計数された2つの線検出器7間を結ぶ線に沿って一様な値V2が与えられる。一方、図10(a)のTOF情報の場合は、再構成の際に、重み付けさ

50

れた値V1が与えられる。すなわち、値V1が高い場所では、線の放出位置Rである確率が高いことを示す。その結果、TOF再構成法による再構成により、更にアーチファクトの影響が抑えられた3次元再構成画像G1を生成することができる。

【0071】

なお、実施例1で例示したリストモード3次元DRAMA法にTOF再構成法を適用させてもよい。

【0072】

(2) 上述した各実施例および変形例(1)では、検出器ユニット3は、リング状に配置した複数の線検出器7のうち1箇所で線検出器7を抜き取って、複数の線検出器7をC状に配置したものであった。例えば、検出器ユニット3は、リング状に配置した複数の線検出器7のうち複数箇所(例えば2箇所)で線検出器7を抜き取ったものでもよい。

10

【0073】

(3) 上述した各実施例および各変形例では、核医学診断装置の一例として、マンモグラフィ用PET装置1を説明したが、これに限定されない。例えば、核医学診断装置は、被検体Mの頭部を撮像する頭部用PET装置や、頭部用PET/CT装置、頭部用PET/SPECT装置などのモダリティであってもよい。すなわち、本発明は、比較的単一吸収体とみなせる物体を撮像する核医学診断装置に適用できる。

【0074】

(4) 上述した各実施例および各変形例では、3次元輪郭画像Gr1, Gr2を生成していたが、例えば、2次元輪郭画像を生成してもよい。

20

【符号の説明】

【0075】

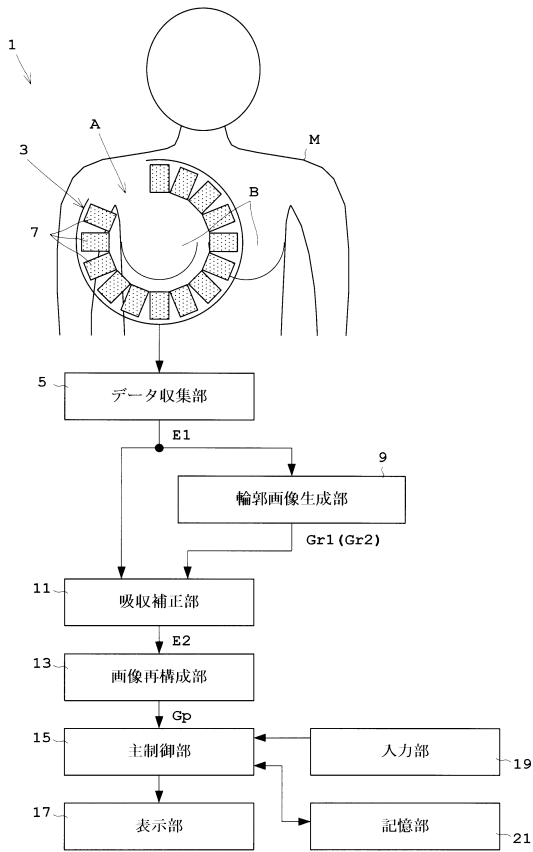
- 1 ... マンモグラフィ用PET装置
- 3 ... 検出器ユニット
- 5 ... データ収集部
- 7 ... 線検出器
- 9 ... 輪郭画像生成部
- 15 ... 主制御部
- 31 ... 再構成処理部
- 33 ... MIP処理部
- 35 ... 輪郭抽出処理部
- 37 ... 逆投影処理部
- 39 ... 閾値処理部
- 51 ... 輪郭整形処理部
- 53 ... 輪郭整形処理部
- 55 ... スムージング処理部
- M ... 被検体
- B ... 乳房
- E1 ... エミッションデータ
- P1 ... 2次元最大値投影データ
- P2 ... 2次元輪郭投影データ
- P3 ... 輪郭整形処理後の2次元輪郭投影データ
- G1 ... 3次元再構成画像
- G2 ... 3次元逆投影画像
- G3 ... スムージング処理後の3次元再構成画像
- Gr1 ... 3次元輪郭画像
- Gr2 ... 輪郭整形処理後の3次元輪郭画像
- A ... 切り欠き部

30

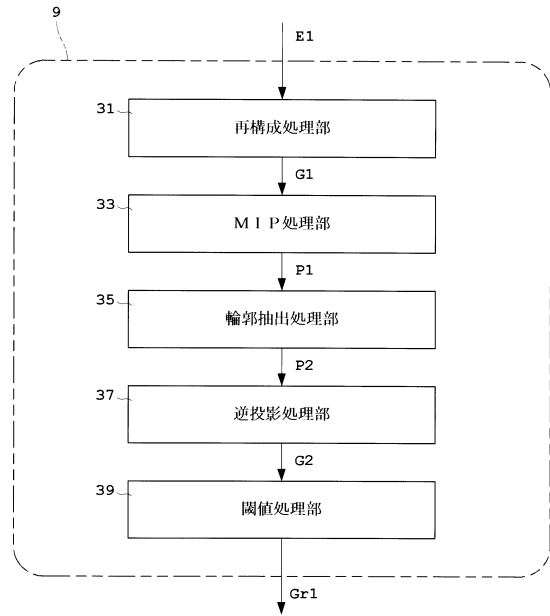
40

50

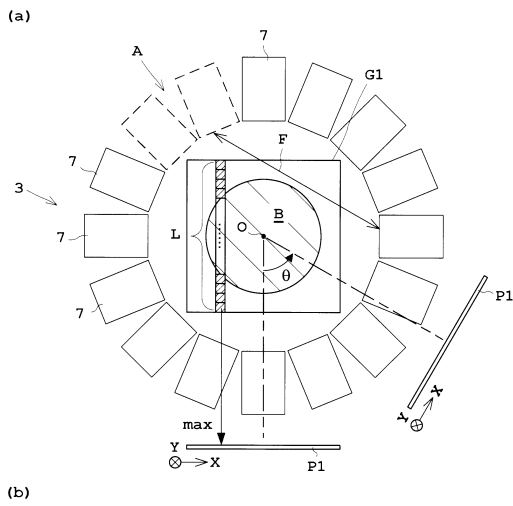
【図1】



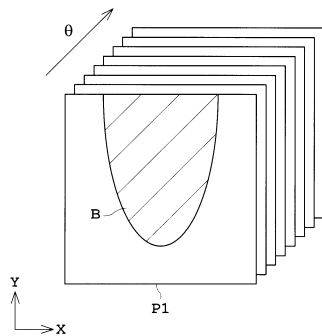
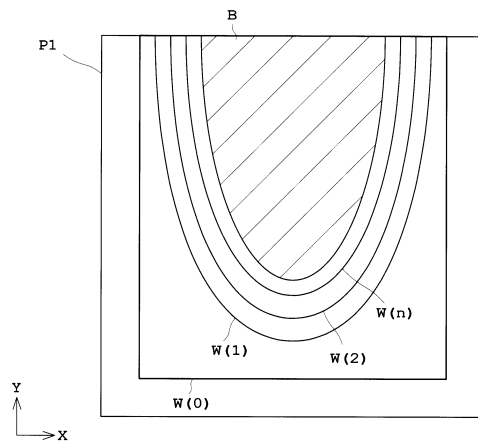
【図2】



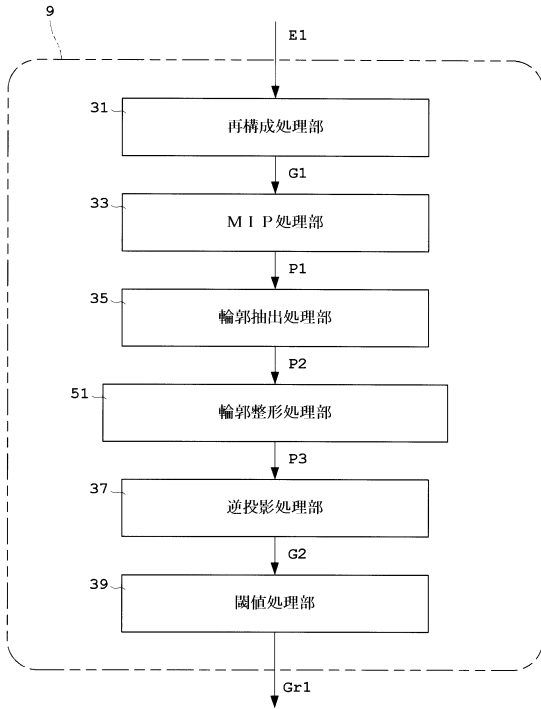
【図3】



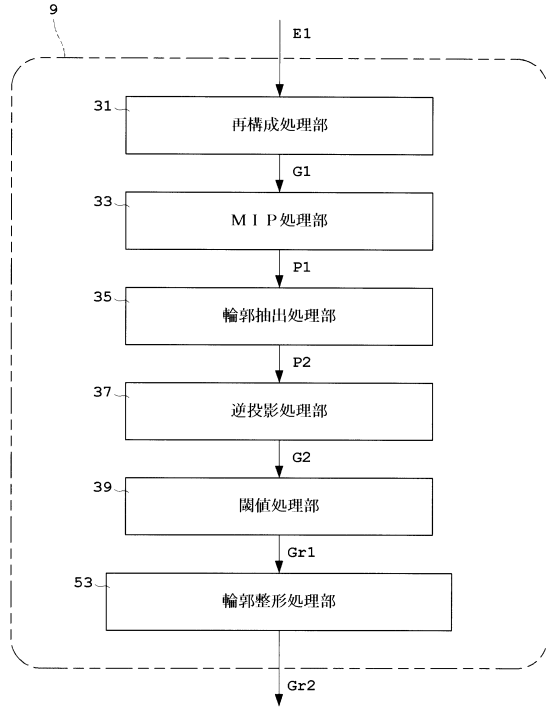
【図4】



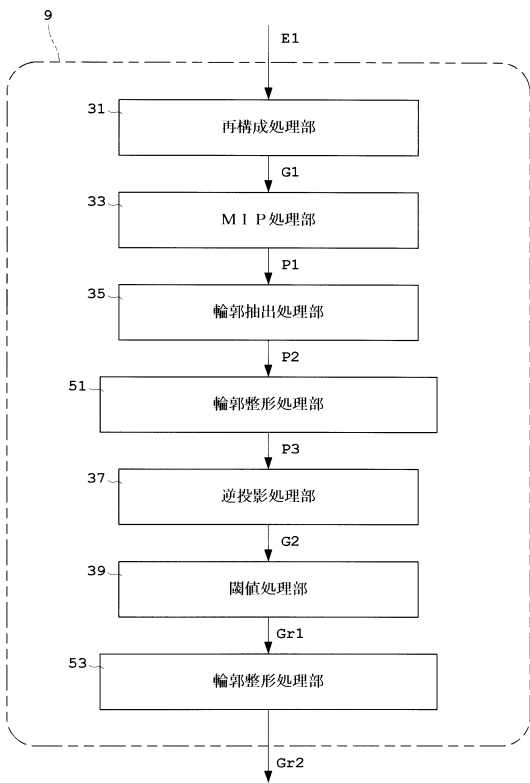
【図5】



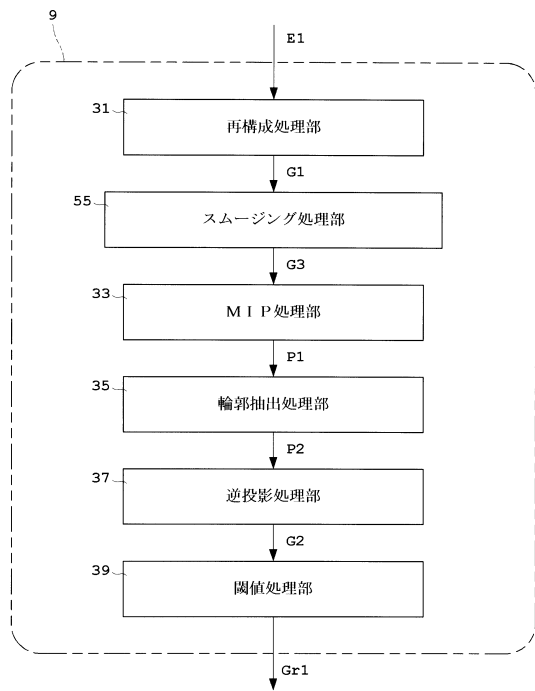
【図6】



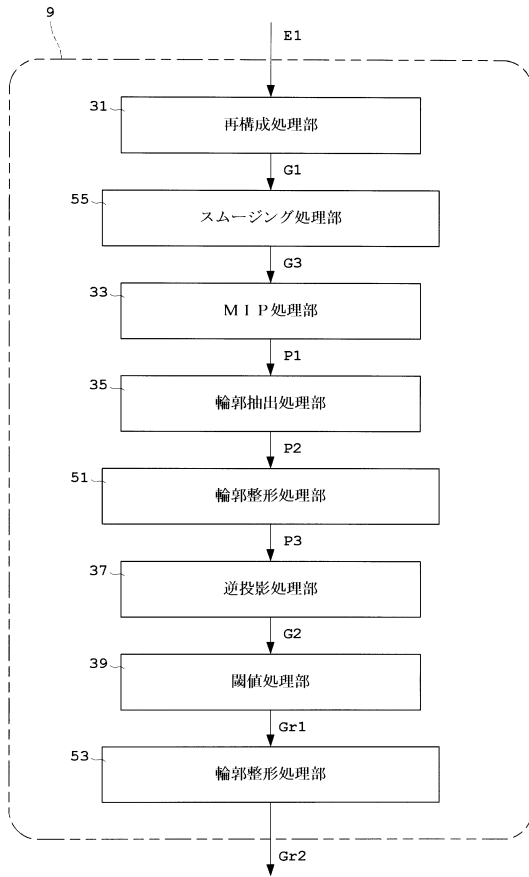
【図7】



【図8】

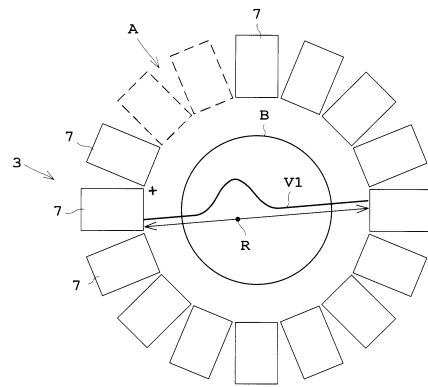


【図9】

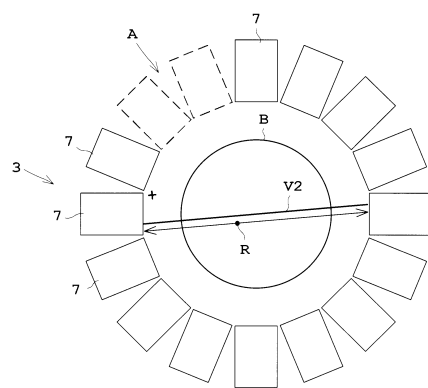


【図10】

(a)



(b)



フロントページの続き

- (72)発明者 山川 善之
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
- (72)発明者 北村 圭司
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 国際公開第2013/038452(WO, A1)
特開2004-174241(JP, A)
特開2007-163154(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G01T 1/161
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)