

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6253323号  
(P6253323)

(45) 発行日 平成29年12月27日(2017.12.27)

(24) 登録日 平成29年12月8日(2017.12.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/13 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/13

請求項の数 20 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2013-199836 (P2013-199836)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成25年9月26日(2013.9.26)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2015-65975 (P2015-65975A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成27年4月13日(2015.4.13)	(74) 代理人	100085006
審査請求日	平成28年9月23日(2016.9.23)		弁理士 世良 和信
		(74) 代理人	100100549
			弁理士 川口 嘉之
		(74) 代理人	100106622
			弁理士 和久田 純一
		(74) 代理人	100131532
			弁理士 坂井 浩一郎
		(74) 代理人	100125357
			弁理士 中村 剛
		(74) 代理人	100131392
			弁理士 丹羽 武司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置およびその制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に送信されたのち当該被検体で反射した超音波、および、光を照射された前記被検体で発生した光音響波を受信する受信手段と、

前記受信手段を前記被検体に対して機械的に走査する走査手段と、

前記超音波を用いて前記被検体内の形態分布情報を生成するとともに、前記光音響波を用いて前記被検体内の機能分布情報を生成する処理手段と、

前記形態分布情報および前記機能分布情報を表示手段に表示させる制御を行う制御手段と、

前記被検体における関心領域の指定を受け付ける入力手段と、  
を有し、

前記制御手段は、前記受信手段が前記被検体の少なくとも一部の領域からなる部分領域からの光音響波を受信して、前記処理手段が当該部分領域の機能分布情報を生成する期間に、前記処理手段が前記被検体の前記部分領域から反射した超音波に基づき生成した形態分布情報を、前記走査手段による前記部分領域内における前記受信手段の走査に伴い順次、前記表示手段に表示させる制御を行うものであり、

前記処理手段は、前記関心領域において、前記光音響波を用いた前記機能分布情報の生成を行うものであり、

前記入力手段は、前記制御手段が前記形態分布情報を順次、前記表示手段に表示させているときに、前記関心領域の変更を受け付けることが可能であり、

10

20

前記走査手段は、変更された前記関心領域に基づいて前記受信手段の経路を変更することを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項 2】

前記被検体を撮影する撮影手段をさらに有し、

前記表示手段は、前記形態分布情報とともに、前記撮影手段により得られた画像を表示する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 3】

前記関心領域は、前記被検体の表面になされるマーキングに基づいて設定される

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の被検体情報取得装置。

10

【請求項 4】

前記走査手段は、前記受信手段を主走査方向に走査してストライプを形成するとともに、前記受信手段を副走査方向に走査してストライプ間を移動させるものである

ことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 5】

前記被検体を保持する保持手段をさらに有し、

前記走査手段は、前記受信手段を前記保持手段に沿って機械的に走査する

ことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 6】

前記処理手段は、前記形態分布情報として、前記保持手段に沿った C モード画像を深度ごとに表示する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の被検体情報取得装置。

20

【請求項 7】

前記処理手段は、前記形態分布情報として、前記受信手段の走査位置ごとの B モード画像を表示することを特徴とする請求項 5 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 8】

前記受信手段は、前記超音波を受信する探触子と前記光音響波を受信する探触子を一体化したものである

ことを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 9】

前記受信手段は、前記超音波の受信と前記光音響波の受信に共通の素子を用いるものである

ことを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

30

【請求項 10】

前記表示手段をさらに有する

ことを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 11】

受信手段と、前記受信手段を被検体に対して機械的に走査する走査手段と、処理手段と、形態分布情報および機能分布情報を表示手段に表示させる制御を行う制御手段と、入力手段と、

40

を有する被検体情報取得装置の制御方法であって、

前記受信手段が、前記被検体に送信されたのち前記被検体で反射した超音波を受信するステップと、

前記受信手段が、光を照射された前記被検体で発生した光音響波を受信するステップと、

前記処理手段が、前記超音波を用いて前記被検体内の形態分布情報を生成するステップと、

前記処理手段が、前記光音響波を用いて前記被検体内の機能分布情報を生成するステップと、

前記制御手段が、前記受信手段が前記被検体の少なくとも一部の領域からなる部分領域

50

からの光音響波を受信して、前記処理手段が当該部分領域の機能分布情報を生成する期間に、前記処理手段が前記被検体の前記部分領域から反射した超音波に基づき生成した形態分布情報を、前記走査手段による前記部分領域内における前記受信手段の走査に伴い順次、前記表示手段に表示させる制御を行うステップと、

前記入力手段が、前記被検体における関心領域の指定を受け付けるステップと、

前記処理手段が、前記関心領域において、前記光音響波を用いた前記機能分布情報の生成を行うステップと、

前記入力手段が、前記制御手段が前記形態分布情報を順次、前記表示手段に表示させているときに、前記関心領域の変更を受け付けるステップと、

前記走査手段が、変更された前記関心領域に基づいて前記受信手段の経路を変更するステップと、

を有することを特徴とする被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 2】

前記被検体情報取得装置は、前記被検体を撮影する撮影手段をさらに有し、

前記表示手段が、前記形態分布情報とともに、前記撮影手段により得られた画像を表示するステップをさらに有する

ことを特徴とする請求項 1 1 に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 3】

前記関心領域は、前記被検体の表面になされるマーキングに基づいて設定されることを特徴とする請求項 1 1 または 1 2 に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 4】

前記走査手段は、前記受信手段を主走査方向に走査してストライプを形成するとともに、前記受信手段を副走査方向に走査してストライプ間を移動させるものである

ことを特徴とする請求項 1 1 ないし 1 3 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 5】

前記被検体情報取得装置は、前記被検体を保持する保持手段をさらに有し、

前記走査手段は、前記受信手段を前記保持手段に沿って機械的に走査する

ことを特徴とする請求項 1 1 ないし 1 4 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 6】

前記処理手段は、前記形態分布情報として、前記保持手段に沿った C モード画像を深度ごとに表示する

ことを特徴とする請求項 1 5 に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 7】

前記処理手段は、前記形態分布情報として、前記受信手段の走査位置ごとの B モード画像を表示する

ことを特徴とする請求項 1 5 に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 8】

前記受信手段は、前記超音波を受信する探触子と前記光音響波を受信する探触子を一体化したものである

ことを特徴とする請求項 1 1 ないし 1 7 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 9】

前記受信手段は、前記超音波の受信と前記光音響波の受信に共通の素子を用いるものである

ことを特徴とする請求項 1 1 ないし 1 7 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 2 0】

前記被検体情報取得装置は、前記表示手段をさらに有する

ことを特徴とする請求項 1 1 ないし 1 9 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体情報取得装置およびその制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療画像診断に用いられる超音波診断装置において、超音波の送受信機能を備えた振動素子を含む探触子が用いられている。この探触子から被検体に向けて、超音波の合成によって形成される超音波ビームを送信すると、超音波ビームは被検体内部における音響インピーダンスが変化する領域（すなわち、組織の境界）において反射する。探触子がこの反射エコーを受信し、その強度に基づいて情報処理装置が画像再構成することにより、生体組織の形態分布情報を示す 2 次元画像データ（断層スライス像）が取得できる。

10

【0003】

特許文献 1 の技術によれば、1 次元配列（1 D アレイ）探触子を用いて被検体表面を X Y 方向に機械的に走査することで、連続した断層スライス像を得られる。これにより、広い検査領域の 3 次元画像データを生成できる。

【0004】

一方、非特許文献 1 には、光音響トモグラフィー（PAT: Photoacoustic Tomography）技術を適用した、乳がん検査用の生体情報イメージング装置が記載されている。

20

PAT とは、被検体内で伝播・拡散した光のエネルギーを吸収した生体組織から光音響効果により発生した光音響波を用いて、被検体内部の光学特性値に関連した情報を可視化する技術である。その際、被検体を取り囲む複数の個所で光音響波を検出し、得られた信号を数学的に解析処理する。

【0005】

光音響効果とは、被検体にパルス光を照明すると、被検体内の吸収係数が高い領域で、体積膨張により光音響波が発生する現象である。

PAT では、光照射によって生じた初期音圧分布あるいは光エネルギー吸収密度分布など、特定成分の有無や変化を示す、生体組織の機能分布情報を取得できる。

30

【0006】

さらに特許文献 1 では、光音響波を受信するための 2 次元配列（2 D アレイ）探触子と、超音波を送受信する 1 次元配列探触子とが一体化された探触子を用いて、被検体表面を X Y 方向に機械的走査を行う構成に関しても記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開 2 0 1 0 - 2 6 9 0 4 6 号公報

【非特許文献】

40

【0008】

【非特許文献 1】Srirang Manohar, et al., "The Twente photoacoustic mammoscope: system overview and performance", Physics in Medicine and Biology, 50(2005), 25 43 -2557

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかし、特許文献 1 のように、2 種類の受信機能が一体化された探触子を機械的に走査して 3 次元画像データを生成する場合、探触子の全走査が完了するまでの間、超音波エコーと光音響波の双方に由来する画像データを確認することができなかった。その理由を以

50

下に説明する。

【 0 0 1 0 】

光音響波に基づく画像再構成を行う際には、画像化対象領域全体からの受信データが必要となる。したがって、画像化対象領域を走査している途中に、走査の済んだ場所から順次画像生成し、リアルタイムで表示することは不可能である。そのため従来、探触子の全走査が完了してから画像再構成処理を行って3次元画像データを生成していた。なお、画像化対象領域とは、被検体全体を指す場合もあるし、被検体を分割した部分領域の一つを指す場合もある。

【 0 0 1 1 】

一方、超音波の画像再構成に関しては通常、リアルタイムでの画像生成が可能である。しかし特許文献1の装置は、主として光音響画像に重畳表示させる目的で超音波画像を生成していたため、探触子の全走査が完了するまで超音波画像を表示する機能がなかった。

【 0 0 1 2 】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、光音響波および超音波エコーを用いて被検体内の対象領域の画像データを生成する装置において、探触子による対象領域全体の走査の完了を待たずに画像データの確認を可能とすることにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

本発明は、以下の構成を採用する。すなわち、  
被検体に送信されたのち当該被検体で反射した超音波、および、光を照射された前記被検体で発生した光音響波を受信する受信手段と、  
前記受信手段を前記被検体に対して機械的に走査する走査手段と、  
前記超音波を用いて前記被検体内の形態分布情報を生成するとともに、前記光音響波を用いて前記被検体内の機能分布情報を生成する処理手段と、  
前記形態分布情報および前記機能分布情報を表示手段に表示させる制御を行う制御手段と、  
前記被検体における関心領域の指定を受け付ける入力手段と、  
を有し、

前記制御手段は、前記受信手段が前記被検体の少なくとも一部の領域からなる部分領域からの光音響波を受信して、前記処理手段が当該部分領域の機能分布情報を生成する期間に、前記処理手段が前記被検体の前記部分領域から反射した超音波に基づき生成した形態分布情報を、前記走査手段による前記部分領域内における前記受信手段の走査に伴い順次、前記表示手段に表示させる制御を行うものであり、

前記処理手段は、前記関心領域において、前記光音響波を用いた前記機能分布情報の生成を行うものであり、

前記入力手段は、前記制御手段が前記形態分布情報を順次、前記表示手段に表示させているときに、前記関心領域の変更を受け付けることが可能であり、

前記走査手段は、変更された前記関心領域に基づいて前記受信手段の経路を変更することを特徴とする被検体情報取得装置である。

【 0 0 1 4 】

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、  
受信手段と、前記受信手段を被検体に対して機械的に走査する走査手段と、処理手段と、形態分布情報および機能分布情報を表示手段に表示させる制御を行う制御手段と、入力手段と、  
を有する被検体情報取得装置の制御方法であって、

前記受信手段が、前記被検体に送信されたのち前記被検体で反射した超音波を受信するステップと、

前記受信手段が、光を照射された前記被検体で発生した光音響波を受信するステップと、

前記処理手段が、前記超音波を用いて前記被検体内の形態分布情報を生成するステップ

10

20

30

40

50

と、

前記処理手段が、前記光音響波を用いて前記被検体内の機能分布情報を生成するステップと、

前記制御手段が、前記受信手段が前記被検体の少なくとも一部の領域からなる部分領域からの光音響波を受信して、前記処理手段が当該部分領域の機能分布情報を生成する期間に、前記処理手段が前記被検体の前記部分領域から反射した超音波に基づき生成した形態分布情報を、前記走査手段による前記部分領域内における前記受信手段の走査に伴い順次、前記表示手段に表示させる制御を行うステップと、

前記入力手段が、前記被検体における関心領域の指定を受け付けるステップと、

前記処理手段が、前記関心領域において、前記光音響波を用いた前記機能分布情報の生成を行うステップと、

前記入力手段が、前記制御手段が前記形態分布情報を順次、前記表示手段に表示させているときに、前記関心領域の変更を受け付けるステップと、

前記走査手段が、変更された前記関心領域に基づいて前記受信手段の経路を変更するステップと、

を有することを特徴とする被検体情報取得装置の制御方法である。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、光音響波および超音波エコーを用いて被検体内の対象領域の画像データを生成する装置において、探触子による対象領域全体の走査の完了を待たずに画像データの確認が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の全体構成を示す図

【図2】第1の実施例に係る、装置の模式を示す図

【図3】探触子の機械的操作を示す図

【図4】超音波探触子の走査手順を示す図

【図5】被検体の3面図

【図6A】深度ZのCモード画像を複数表示した図

【図6B】深度ZのCモード画像を複数表示した図

【図7】走査位置XのBモード画像を連続表示した図

【図8】カメラ画像とCモード画像を同時表示した図

【図9】ROI開始点調整後の画像を示す図

【図10】ROI終了点調整後の画像を示す図

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下に図面を参照しつつ、本発明の好適な実施の形態について説明する。ただし、以下に記載されている構成部品の寸法、材質、形状およびそれらの相対配置などは、発明が適用される装置の構成や各種条件により適宜変更されるべきものであり、この発明の範囲を以下の記載に限定する趣旨のものではない。

【0018】

本発明において、音響波とは、音波、超音波、光音響波、光超音波と呼ばれる弾性波あるいは疎密波を含む。本発明の被検体情報取得装置は、光音響トモグラフィー装置と、超音波装置を兼ねる。前者は、被検体に光（電磁波）を照射し、光音響効果に従って被検体内で発生した光音響波を受信して、被検体内部の特性情報を取得する装置である。後者は、被検体に超音波を送信し、被検体内で反射した超音波（反射エコー）を受信して、被検体内部の特性情報を取得する装置である。

【0019】

光音響トモグラフィー（PAT）により取得される特性情報は、光照射によって生じた音響波の初期音圧、初期音圧から導かれる光エネルギー吸収密度や吸収係数、組織を構成

10

20

30

40

50

する物質の濃度等を反映した被検体情報である。組織を構成する物質は機能を反映することから、超音響特性分布は被検体の機能分布情報を表すと言える。

【 0 0 2 0 】

物質の濃度とは例えば、酸素飽和度またはオキシヘモグロビン濃度もしくはデオキシヘモグロビン濃度である。また、生成された特性情報は、数値データ、被検体内の各位置の分布情報、または画像を表示するための画像データとして保存や利用されても良い。

【 0 0 2 1 】

超音波送受信により取得される特性情報は、被検体内で音響インピーダンスが変化する部位、すなわち異なる音響インピーダンスを持つ領域間の境界位置を反映した被検体情報である。音響インピーダンスの違いは組織の形態を反映することから、音響インピーダンス特性分布は被検体の形態分布情報を表すと言える。

10

【 0 0 2 2 】

以下、図面を参照しつつ、本発明を詳細に説明する。なお、同一の構成要素には原則として同一の符号を付して、説明を省略する場合がある。本発明は被検体情報取得装置やその作動方法、制御方法としても捉えられる。本発明はまた、制御方法を情報処理装置等実施させるプログラムとしても捉えられる。

【 0 0 2 3 】

( 画像再構成の技術 )

理論的には、PATでは、被検体全体を取り囲む閉じられた空間（特に球面）の表面の様々な点において、音響波の時間変化を理想的な音響検出器を用いて測定できれば、照射により生じた初期音圧分布を完全に可視化できる。理想的な音響検出器とは広帯域、点検出なものを指す。

20

また、閉じられた空間での測定ではなくとも、被検体を囲む円柱状の空間表面、あるいは被検体に面する平板状の空間表面で音響波を測定できれば、初期音圧分布をほぼ再現できることが数学的に知られている。

【 0 0 2 4 】

下記式(1)は、PATの基本となる偏微分方程式であり、「超音響波動方程式」と言われる。この式を解けば、初期音圧分布からの音波伝播を記述でき、どの場所で音響波がどのように検出できるかを理論的に求めることができる。ここで、 $r$ は位置、 $t$ は時間である。 $p(r, t)$ は音圧の時間変化、 $p_0(r)$ は初期音圧分布、 $c$ は音速である。 $\delta(t)$ は光パルスの形状をあらわすデルタ関数である。

30

【 数 1 】

$$(\nabla^2 - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2}) p(r, t) = -p_0(r) \frac{\partial \delta(t)}{\partial t} \quad (1)$$

【 0 0 2 5 】

一方、PATの画像再構成とは、検出点で得られた音圧 $p_d(r_d, t)$ から初期音圧分布 $p_0(r)$ を導き出すことであり、数学的には逆問題と呼ばれる。

以下に、PATの画像再構成手法で代表的に使われているUniversal Back Projection (UBP)法に関して説明する。式(1)の超音響波動方程式を周波数空間上で解析することで、 $p_0(r)$ を求める逆問題を正確に解くことができる。その結果を時間空間上で表したのがUBPである。最終的には、以下の式(2)が導かれる。

40

【 数 2 】

$$p_0(r) = -\frac{2}{\Omega_0} \nabla \cdot \int_{S_0} \hat{n}_0^S dS_0 \left[ \frac{p_0(r_0, t)}{t} \right]_{t=|r-r_0|} \quad (2)$$

50

ここで、 $\Omega_0$  は任意の再構成ボクセル（あるいはフォーカス点）に対する全体の測定エリア  $S_0$  の立体角である。

【 0 0 2 6 】

さらに、式を分かりやすく変形すると、式（ 3 ）となる。

【 数 3 】

$$p_0(r) = \int_{\Omega_0} b(r_0, t = |r - r_0|) \frac{d\Omega_0}{\Omega_0} \quad (3)$$

10

ここで、 $b(r_0, t)$  は、式（ 4 ）で示されるように、投影データである。また、 $d\Omega_0$  は、式（ 5 ）で示されるように、任意の観測点 P に対する検出器  $dS_0$  の立体角である。

この投影データを式（ 3 ）の積分に従って逆投影することで、初期音圧分布  $p_0(r)$  が得られる。

【 数 4 】

$$b(r_0, t) = 2p(r_0, t) - 2t \frac{\partial p(r_0, t)}{\partial t} \quad (4)$$

20

$$d\Omega_0 = \frac{dS_0}{|r - r_0|^2} \cos\theta \quad (5)$$

【 0 0 2 7 】

ここで、 $\theta$  は検出器と任意の観測点 P とがなす角度である。音源の大きさに比べて、音源と測定位置の距離が十分大きい場合（遠距離音場近似）、式（ 6 ）となる。

【 数 5 】

$$p(r_0, t) \ll t \frac{\partial p(r_0, t)}{\partial t} \quad (6)$$

30

また、 $b(r_0, t)$  は、式（ 7 ）となる。

【 数 6 】

$$b(r_0, t) = -2t \frac{\partial p(r_0, t)}{\partial t} \quad (7)$$

【 0 0 2 8 】

このように P A T の画像再構成では、検出器で得られた検出信号  $p(r_0, t)$  を時間微分することで投影データ  $b(r_0, t)$  が得られる。これを式（ 3 ）に従って逆投影することで、初期音圧分布  $p_0(r)$  が求まることが知られている。

40

【 0 0 2 9 】

このように P A T による画像再構成では、生体等の被検体内の特性情報を画像化できる。特性情報には、光照射によって生じた音響波の発生源分布や、生体内の初期音圧分布、あるいはそれから導かれる光エネルギー吸収密度分布、及びそれらの情報から得られる生体組織を構成する物質の濃度分布がある。これらの特性情報は、例えば、悪性腫瘍や血管疾患などの診断や、化学治療の経過観察の目的で利用できる。

【 0 0 3 0 】

< 実施例 1 >

50



図 1 は、本発明の特徴を最もよく表す被検体情報取得装置の全体構成図である。被検体が生体の場合、この装置は生体情報イメージング装置とも呼べる。

【 0 0 3 1 】

( 装置構成と動作 )

C P U 1 は、装置の主制御を司る。超音波送信部 2 は、超音波用探触子を駆動して超音波ビームを送信する。超音波受信部 3 は、超音波用探触子で検出した受信信号を取り込みビーム形成する。光音響波受信部 4 は、光音響波用探触子で検出した受信信号を取り込む。

1 D アレイ探触子 5 は、超音波を発生させて反射エコーを検出する。2 D アレイ探触子 6 は、光音響波の信号検出に使われる。探触子 1 4 は、超音波用の探触子 5 と光音響波用の探触子 6 を一体化した機構である。

10

【 0 0 3 2 】

光照射部 7 は、被検体に光照射を行う。光源部 8 は、光照射部を制御する。画像処理部 9 は、光音響波や超音波からの受信信号を用いて画像データを算出する。表示制御部 1 0 は、画像のスクランコンバートや重畳表示を制御する。ディスプレイ 1 1 は、画像データを表示する。走査制御部 1 2 は、一体化した探触子 1 4 を任意の位置に X Y 走査する。走査部 1 3 は、探触子の機械的な移動走査を行う。

【 0 0 3 3 】

超音波の送受信による画像化の基本動作を説明する。超音波用の探触子 5 を被検体に当てて超音波を送信すると、その超音波は、ごく短い時間のうちに被検体内を進行し、音響インピーダンスの差がある境界で反射エコーとなる。音響インピーダンスに差があるということは、異なる媒質が接していることを意味する。探触子はその反射エコーを検出する。

20

【 0 0 3 4 】

そして画像処理部が、超音波を送信してから反射エコーが返ってくるまでの時間から距離を計算することで、被検体内部の組織を画像化する。このようにして、生体組織の物質分布を表す「形態イメージ(形態分布情報)」の画像化が可能となる。

走査制御部は本発明の走査手段に相当する。探触子は本発明の受信手段に相当する。画像処理部は本発明の処理手段に相当する。ディスプレイは本発明の表示手段に相当する。

【 0 0 3 5 】

30

P A T による画像再構成の基本動作を説明する。まず初めに光源部 8 で駆動された光照射部 7 によってパルス光を被検体に照射する。そして探触子 6 が、被検体内で伝播・拡散したパルス光のエネルギーを生体組織が吸収したことで発生する光音響波を受信(検出)する。この受信信号を画像処理部で再構成処理することにより、被検体内の光学特性分布、特に光エネルギー吸収密度分布を取得できる。このようにして、生体組織の物質分布を表す「機能イメージ(機能分布情報)」の画像化が可能となる。

【 0 0 3 6 】

( プローブ走査について )

P A T の画像再構成では、音響波信号を受信する領域が大きくなるほど、受信開口が大きくなるので、P A T 画像の解像度を上げることができる。しかしながら、P A T 用に大面積の多素子プローブを用いるのは、同時並列受信を行うための受信部のチャンネル数が多大となってしまう、装置コストや装置サイズの増加を招く。これらを解消するため、プローブ走査型の P A T が有効である。さらには走査にあわせて信号を積算することにより、S N 比の向上も可能となる。

40

【 0 0 3 7 】

しかしながら、P A T 装置がプローブ走査型の構成を取る場合、走査中に取得した信号を格納しておき、走査完了後に格納しておいた受信信号(積算信号)を用いて画像再構成する必要がある。そのため、少なくとも画像再構成の対象領域全体の走査が完了するまで、P A T 画像を得ることができない構成となっている。すなわち、被検体全域のデータを基に画像を再構成する場合は、全走査完了まで待機する必要がある。また被検体を分割し

50

たスプライトやブロックなどの部分領域ごとに再構成を行う場合でも、その部分領域内の走査完了を待つ必要がある。

【0038】

ここで、超音波用と光音響波用の素子を共通化した探触子や、超音波用素子と光音響波用素子を一体化した探触子を用いるような走査型装置でも、PATによる画像は走査が完了するまで得られない。そのため、リアルタイムに撮影画像が表示されず、撮影が正しく進行しているのかの判断がつかないおそれがある。また、部分的に作成したPAT画像や超音波画像を張り合わせるような構成となってしまう。

【0039】

図2は、被検体情報取得装置の部分的な模式図である。本実施例の装置において、被検者の乳房を被検体として測定する際には、被検者を伏臥位にし、被検体21を2枚のプレート（圧迫プレート22と保持プレート23）で挟み込む。圧迫プレートと保持プレートとの距離は調整可能となっているため、被検体を圧迫保持する強度や、被検体の厚さ（薄さ）を制御できる。

【0040】

探触子14は、被検体から発せられた超音波や光音響波を、被検体を保持した保持プレートを介して受信する。探触子と保持プレートの間や保持プレートと被検体の間には、音響マッチング材を配置しても良い。探触子は保持プレートの面に沿ったXY方向において、機械的な移動走査が可能である。

【0041】

図3は、探触子14の機械的走査を示す図である。上記の通り、この探触子は超音波用1Dアレイ探触子5と光音響波用2Dアレイ探触子6が一体化したものである。探触子は被検体21の上を、保持プレート23を介して、移動経路31に沿って移動する。

【0042】

初めに、走査制御部12は、探触子を保持プレートの面に沿って水平方向（X方向）を右へ移動させる。探触子が右端部に至ったところで移動方向を垂直方向（Y方向）の下向きに変更する。探触子がY方向に所定の距離だけ移動すると、再度水平方向の左向きに移動させる。走査制御部がこのような探触子の機械走査を繰り返すことで、検査領域の全域が測定できる。

【0043】

ここで、X方向の一回の走査により形成される領域をストライプと呼ぶ。装置は、被検体を複数のストライプに分割することで全体領域を測定する。画像再構成の際には、スプライトごとに画像再構成をしても良いし、複数または全部のスプライトをまとめて画像再構成の単位としても良い。あるいはスプライトにとらわれずに部分領域を設定しても構わない。

この例においては、ストライプの延伸する方向であるX方向を主走査方向、ストライプ間を移動する方向であるY方向を副走査方向と呼ぶことができる。また、ストライプ同士はY方向で重複していても構わない。

【0044】

なお、機械的走査における光照射と光音響波取得のタイミングは任意である。例えば探触子を間欠的に移動させ、停止したときに測定する方式（ステップアンドリピート）であっても良い。あるいは、探触子を連続的に移動させつつ測定する方式でも良い。いずれの方式であっても、探触子の位置や測定タイミングに応じた演算を行うことにより、被検体内を再構成できる。これにより、移動経路31上の各位置において繰り返しの画像を取得できる。

【0045】

（画像データの生成と表示）

図4は、探触子が移動経路31に沿って移動しながら、超音波画像となる2次元の断層スライス像を取得する時の走査手順を示したものである。断層スライス像は、探触子を間欠的に移動させた場合は停止のタイミングで出力され、探触子を連続的に移動させた場合

10

20

30

40

50

は一定周期の間隔で出力される。取得した断層スライス像を並べることで、検査領域全体の3次元超音波画像を構成できる。

【0046】

図5は、被検体を保持プレートと圧迫プレートで挟み込んだ時の、被検体の形状を示す3面図である。図5A～図5Cはそれぞれ、被検体を3方向からカメラ等の撮影手段で撮影した画像である。医療者などによる診断の際、この3面図にPAT画像や超音波画像を重畳表示することも可能である。なお、マーキング51は、病変位置を特定するために、操作者の指定などに応じて表示される。

【0047】

PATによって画像再構成された3次元画像データが存在すれば、表示制御部がボリュームレンダリング機能により3面スライス画像を抽出することで、被検体内部の任意の位置(X座標、Y座標、Z座標)を指定した3面スライス画像を表示できる。

【0048】

一方、超音波による3次元画像データについては、探触子を走査している間であっても、取得した断層スライス像を並べることで、順次3次元での画像化が可能である。すなわち、保持プレートに沿ったXY面のCモード画像と、探触子の素子配列に沿ったYZ面の断層スライス像(Bモード画像)と、XZ面にあたるエレベーション画像の3面スライス画像が抽出できる。

【0049】

この時、PATによる画像再構成では被検体全体(あるいは、被検体を分割した部分領域ごとに再構成する場合、その対象となる部分領域全体)の受信データが必要となる。そのため、領域全体の走査完了後に再構成処理を行って画像データを生成している。

一方、超音波による画像再構成では、探触子を走査し他領域について順次断層スライス像が得られる。そのため、探触子の走査が完了した領域の画像データが順次生成される。すなわち、PAT画像は全走査完了後に画像再構成を行って表示されることになるが、超音波画像は走査しながらのリアルタイム表示が可能である。

【0050】

図6Aおよび図6Bは、超音波画像を探触子の走査に合わせてリアルタイム表示した時の表示例である。それぞれの図において、深度ZのCモード画像が複数表示されている。これらの例では、探触子をX方向への走査に連れて、Z=10mm、15mm、20mmの深さにおけるCモード画像がディスプレイ上に表示されている。すなわち、超音波画像生成用のデータが取得されている期間にも、Cモード画像が表示されている。

【0051】

図6Aは、それぞれ10mm、15mm、20mmの深さに対応したCモード画像61、62、63を示す。探触子がX方向の走査位置64まで移動するに連れて、画像が順次生成されてディスプレイに表示される。そして、探触子がY方向に移動してストライプが変わった際には、画像をクリアして、次のストライプを新たに表示する。

【0052】

図6Bは、それぞれ10mm、15mm、20mmの深さに対応したCモード画像65、66、67を示す。図6Bの方式では、Y方向が次のストライプに切り替わっても前の画像を表示しておくことで、被検体全体の画像を最終的に表示する。

この表示方式は、病変部69が深さ方向Zに広がっているときの形態情報を把握する場合に適したものである。この方式は、他モダリティで確認した病変部の形状と比較する場合に最も適している。

【0053】

図7は、超音波画像を探触子の走査に合わせてリアルタイム表示した時の一例として、走査が行われている期間においても、走査位置XのBモード画像を連続表示した場合の図を示している。

図7Aは、探触子のX方向の走査位置に対して、X0からX7までの断層スライス像を示した図である。図7Bは、X0からX7までの断層スライス像をディスプレイ上に連続

10

20

30

40

50

表示している図である。この時、各画像は同じ位置や異なる位置に連続表示する手法でも良く、指定したX方向の位置の画像を選択表示する手法でも良い。さらに双方の画像を同時に表示しても良い。

#### 【0054】

ここで、物体71は病変部を示す。各断層スライス像の表示を比較すると、物体71は、X0には写らないがX7には写っている。これは、探触子の走査位置によって超音波画像が変化することを示している。

この表示方式は、病変部が走査方向Xに広がっているときの形態情報を把握する場合に適したものである。この方式は、探触子の走査位置に対するリアルタイム画像を確認する時に適した方法である。

10

#### 【0055】

本実施例において各種の画像表示例を用いて示したように、本発明によれば、被検体に対して探触子をXY方向に走査しながら、超音波の画像データを順次表示させることが可能となる。その結果、超音波画像と超音波画像を共に使用する被検体情報取得装置において、超音波トモグラフィーの進行を待たずとも、リアルタイムに撮影状態（装置動作状態、撮影進行具合）が確認できるという効果が得られる。したがって使用者は画像を随時確認しながら必要な操作を検討できるようになる。

#### 【0056】

##### <実施例2>

本実施例では、被検体に関心領域（ROI）を設定する被検体情報取得装置に本発明を適用する方法と効果を説明する。本実施例の装置は、使用者からの指示入力を受け付けて、被検体上にROIを設定する入力手段を有する。

20

#### 【0057】

PATにより被検体21の画像データを取得する際に、他モダリティ（MRI、X線マンモグラフィ、超音波）の診断結果等から病変部71の位置XYを予め推定しておき、病変部周辺をROIに設定して測定を行うことが好適である。ROIを設定することで、被検体全体を測定する必要性が無い場合の測定時間の短縮や、必要な領域だけに狙いを定めた詳細画像データの生成が可能となる。

#### 【0058】

図8に、本実施例においてディスプレイ表示される画像を示す。図8Aは、探触子の走査位置を確認できるカメラ画像である。図8Bは、リアルタイムに生成されるCモード画像である。これらを同時に表示させることで、探触子の走査位置と病変部の相対位置を画面で確認できるようになる。

30

#### 【0059】

図8Aのカメラ画像において、範囲81は、関心領域（ROI）の初期設定範囲を示している。この設定により、開始点（X0、Y0）と終了点（X1、Y1）で規定される範囲からPATの画像データが取得される。

なお、ROIの位置や大きさは任意に変更可能である。またROIの形状は長方形に限られない。カメラ画像で被検体画像のマーキング位置を見ながら設定位置を確認することができる。ROIの位置は、使用者による座標指定やタッチペンでの特定など、任意の方法で決定できる。

40

#### 【0060】

図8BのCモード画像において、領域82は、ストライプ単位でのROIの設定範囲を示している。この領域82は、カメラ画像におけるROIの設定範囲81が必要十分に含まれるように、ストライプ単位で設定される。領域82は、例えば、領域81と探触子のサイズや走査経路に関する情報に基づき自動的に決定できる。

#### 【0061】

ROIを設定する際には、被検体の表面にマーキング51を行って病変部71の位置を特定し、カメラ画像を見ながらROIの中心をその位置に合わせることになる。ところが、被検体を保持プレートと圧迫プレートで挟み込んだ時に被検体形状が変化して、マーキ

50

ング位置が実際の病変部とずれてしまう場合がある。

【 0 0 6 2 】

しかし、P A Tにより再構成された画像は、画像化対象領域（この場合 R O I）の全体を走査し終えてからでないと確認できない。したがって、位置ずれが起こった場合、再構成画像の一部が無駄になる、診断に必要な部分が画像化できない等の問題が起こる。なお、関心領域の設定は、マーキング位置に基づいて自動的に行われても良い。

【 0 0 6 3 】

そこで実施例 1 で示した装置を利用すれば、このような問題に対処できる。すなわちこの装置には、超音波送受信により得られた C モード画像が順次表示される。かかる画像を利用して病変部の正確な位置をリアルタイムで確認することにより、R O I の設定範囲が適切かどうかを随時判断できるようになる。そのため、使用者が設定範囲をリアルタイムに調整できる。

【 0 0 6 4 】

図 8 B は各ストライプ単位での C モード画像を示しているが、上側に位置するストライプ 8 3 の C モード画像を表示した段階で病変部 7 1 の一部が表示されているので、R O I の設定範囲 8 2 が外れていることが確認できる。すなわち R O I の設定範囲 8 1 が病変部 7 1 から外れていることが、ストライプ 8 3 を観察することで明確となるので、次のストライプ 8 4 のデータを取得する前に R O I の設定位置を変更して、ストライプ 8 3 のデータを再取得する必要が生じている。

【 0 0 6 5 】

図 9 に、R O I の開始点に関して設定範囲を調整した後の状態を示す。図 9 A はカメラ画像、図 9 B は C モード画像である。範囲 9 1 は、カメラ画像（図 9 A）での R O I 調整後の設定範囲を示している。この設定により、R O I の開始点が（X 0、Y 0）から（X 2、Y 2）に変更され、P A T の画像データが再取得される。開始点の変更は、例えば、超音波画像を参照した使用者による、入力手段を用いた介入を受け付けることにより行われる。

【 0 0 6 6 】

R O I の開始点が変更されたことで、図 9 B の C モード画像では、新たな R O I 領域 9 2 が設定され、ストライプ 9 3 も測定対象となる。すなわち、機能分布情報を生成するストライプが増加する。そこで探触子 5 は、Y 方向の位置を変えずにストライプ 9 3 を再走査し、データを取得する。その時、変更された R O I 領域 9 2 の全体に関して P A T の画像データも同時に取得される。

【 0 0 6 7 】

図 10 に、R O I の終了点に関して設定範囲を調整した後の状態を示す。図 10 A はカメラ画像、図 10 B は C モード画像である。範囲 10 1 は、カメラ画像（図 10 A）での R O I 調整後の設定範囲を示している。この設定により、R O I の終了点が（X 1、Y 1）から（X 3、Y 3）に変更されている。

【 0 0 6 8 】

終了点の変更に伴い、C モード画像（図 10 B）ではストライプ 10 6 における R O I の範囲設定 10 2 が不要となる。すなわち、結果として超音波のデータ取得が必要となるのはストライプ 10 3、10 4、10 5 に限定されるため、測定時間が短縮される。

【 0 0 6 9 】

また本実施例では、病変部の形状を C モード画像で確認している。しかし、病変部が見つからなかった場合には、R O I の範囲設定を解除して P A T の画像再構成をキャンセルするといった方法にも適用可能である。

【 0 0 7 0 】

本発明によれば、上記実施例で示したように、被検体の全領域に対しては超音波画像をリアルタイムに取得し、関心領域（R O I）に対しては P A T 画像を取得するシステムにおいて、走査途中でも R O I の調整が容易に実行可能となる。具体的には、プローブ走査中の超音波画像をリアルタイムに参照しながら、予め設定していた R O I の測定条件を調

10

20

30

40

50

整することが可能となる。

**【 0 0 7 1 】**

ここで調整する測定条件としては、設定範囲（サイズ、位置）だけでなく、ノイズを削減するための積算回数や、信号強度を調整するゲイン（TGC）などについても変更可能である。

【 0 0 7 2 】

なお、上記いずれの実施例においても、被検体に対して探触子をX・Y方向に走査しながら、超音波の画像データを順次表示させることは可能である。したがって本発明は、光音響検出を行わず超音波の送受信のみにより被検体内情報を画像化する装置にも適用可能である。

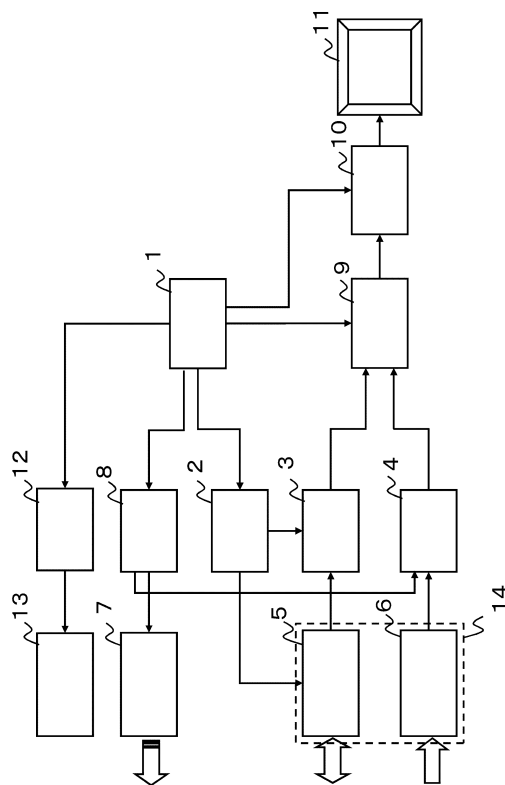
【符号の説明】

【 0 0 7 3 】

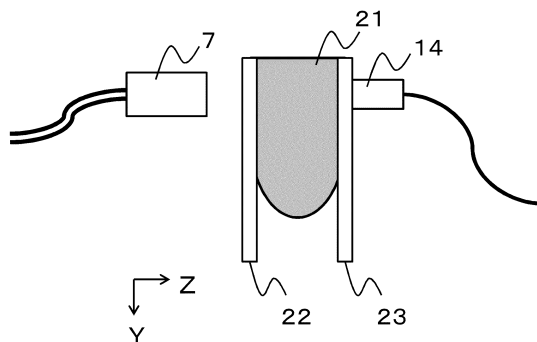
1 : CPU, 2 : 超音波送信部, 3 : 超音波受信部, 4 : 超音波受信部, 5 : 超音波探触子, 6 : 超音波探触子, 9 : 画像処理部, 10 : 表示制御部, 11 : ディスプレイ, 12 : 走査制御部, 13 : 機構部

10

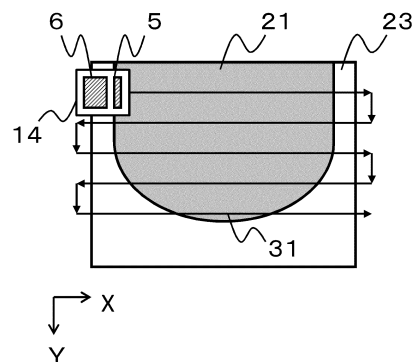
【 図 1 】



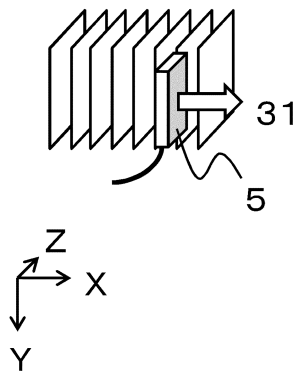
【圖 2】



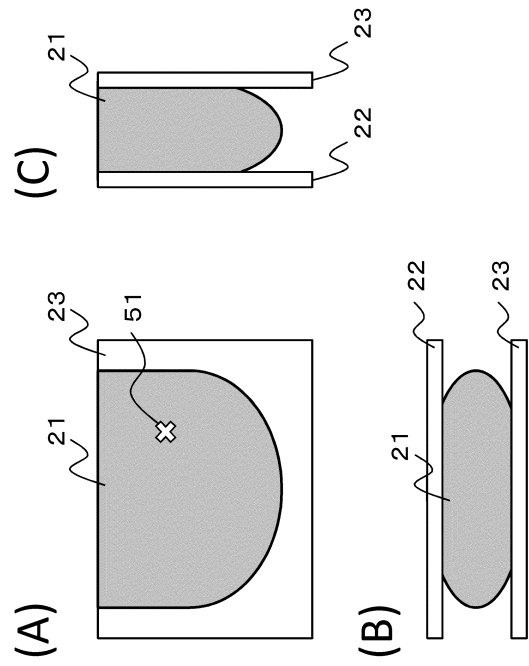
【 図 3 】



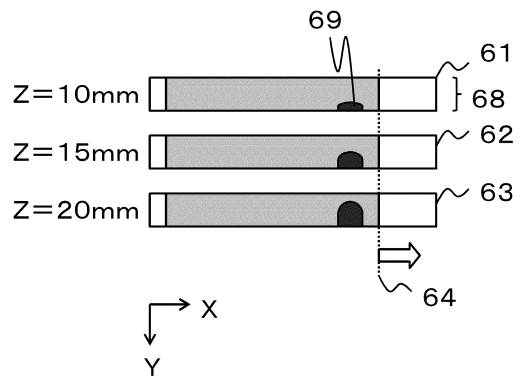
【図 4】



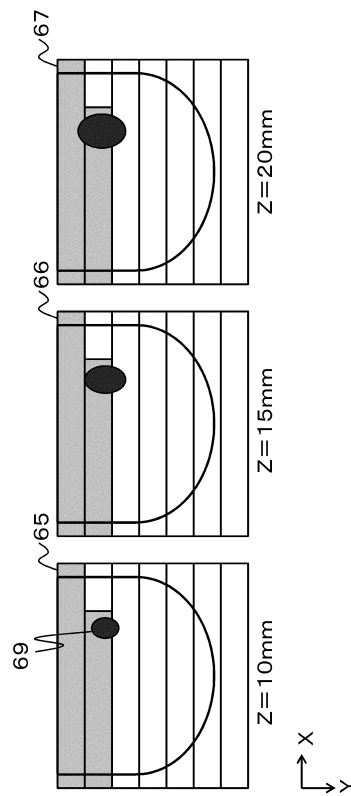
【図 5】



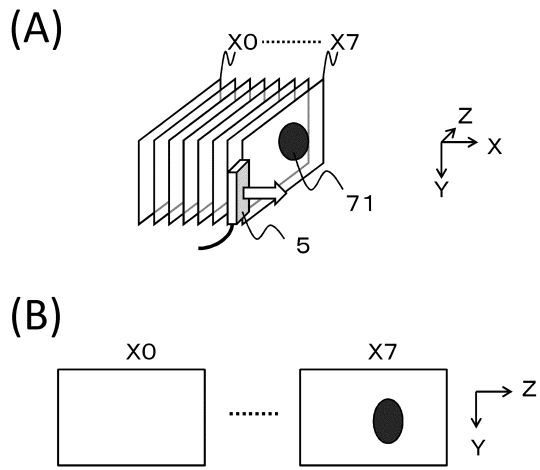
【図 6 A】



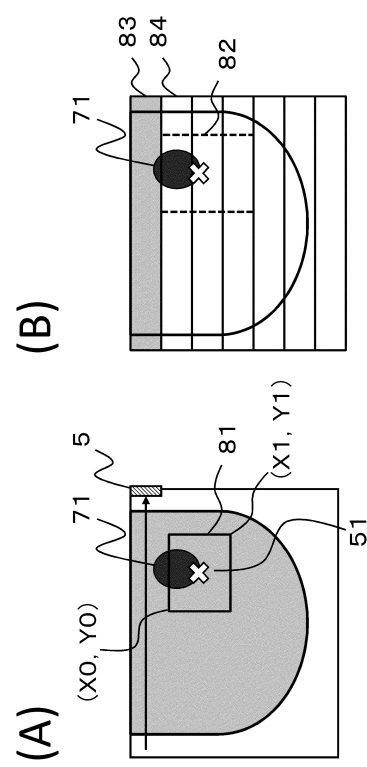
【図 6 B】



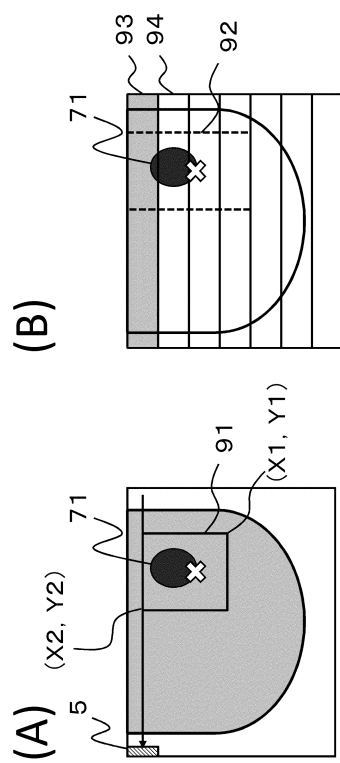
【図 7】



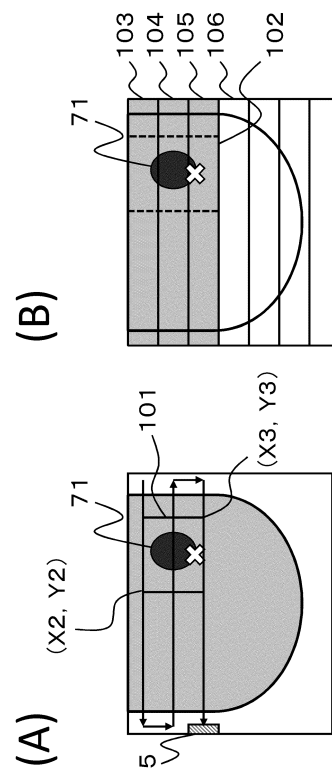
【図 8】



【図 9】



【図 10】





---

フロントページの続き

(72)発明者 立山 二郎  
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 米国特許出願公開第2010/0016717(US, A1)  
特開2012-213609(JP, A)  
特開2013-052226(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00 - 8/15