

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-85965

(P2012-85965A)

(43) 公開日 平成24年5月10日 (2012.5.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	
	A 6 1 B 10/00 N	
	A 6 1 B 10/00 T	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2010-237726 (P2010-237726)	(71) 出願人	000236436
(22) 出願日	平成22年10月22日 (2010.10.22)		浜松ホトニクス株式会社
	(出願人による申告) 独立行政法人科学技術振興機構、 先端計測分析技術・機器開発事業、産業技術力強化法第 19条の適用を受ける特許出願	(71) 出願人	504300181
			国立大学法人浜松医科大学
			静岡県浜松市東区半田山一丁目20番1号
		(74) 代理人	100088155
			弁理士 長谷川 芳樹
		(74) 代理人	100113435
			弁理士 黒木 義樹
		(74) 代理人	100124291
			弁理士 石田 悟
		(72) 発明者	鈴木 俊彦
			静岡県浜松市東区市野町1126番地の1
			浜松ホトニクス株式会社内
			最終頁に続く

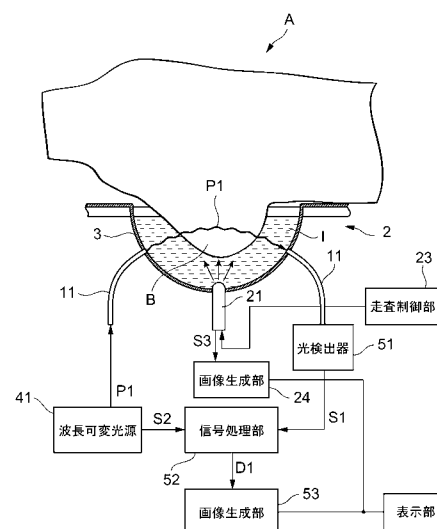
(54) 【発明の名称】 乳房計測装置

(57) 【要約】

【課題】超音波画像と光CT画像とを同一の計測条件下で取得することが可能な乳房計測装置を提供する。

【解決手段】乳房計測装置1は、乳房Bを囲む容器3と、容器3の内側へ向けて配置され、乳房Bに検査光を照射し、乳房Bからの透過散乱光を検出するための複数の光ファイバ11と、透過散乱光の検出信号に基づいて、乳房Bに関する光CT画像を生成する画像生成部53と、容器3の内側に向けて配置され、乳房Bに向けて超音波を走査し、乳房Bからの反射波を受信する超音波探触子21と、反射波に基づいて、乳房Bに関する超音波画像を生成する画像生成部24と、容器3の内側へ液状のインターフェース剤Iを注入及び排出する機構とを備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検者の乳房の内部画像を取得するための乳房計測装置であって、
前記乳房を囲む容器と、
前記容器の内側へ向けて配置され、前記乳房に検査光を照射し、前記乳房からの透過散乱光を検出するための複数の光ファイバと、
前記透過散乱光の検出信号に基づいて、前記乳房に関する第 1 の内部画像を生成する第 1 の内部画像生成部と、
前記容器の内側に向けて配置され、前記乳房に向けて超音波を走査し、前記乳房からの反射波を受信する探触子と、
前記反射波に基づいて、前記乳房に関する第 2 の内部画像を算出する第 2 の内部画像生成部と、
前記容器の内側へ液状のインターフェース剤を注入及び排出する機構と、
を備えることを特徴とする乳房計測装置。

10

【請求項 2】

前記容器は、前記超音波を透過し、且つ前記検査光に対する光伝播モデルの境界条件を満たす材料を含むことを特徴とする、請求項 1 に記載の乳房計測装置。

【請求項 3】

前記容器は樹脂を含むことを特徴とする、請求項 2 に記載の乳房計測装置。

【請求項 4】

前記探触子と前記乳房との距離を可変にする機構を更に備えることを特徴とする、請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の乳房計測装置。

20

【請求項 5】

前記乳房を通る軸まわりに前記探触子を回転させる機構を更に備えることを特徴とする、請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の乳房計測装置。

【請求項 6】

前記インターフェース剤を脱気する脱気装置を更に備えることを特徴とする、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の乳房計測装置。

【請求項 7】

前記第 2 の内部画像より抽出された前記乳房の輪郭を前記第 1 の内部画像の先見情報として使用することを特徴とする、請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の乳房計測装置。

30

【請求項 8】

前記第 2 の内部画像に前記第 1 の内部画像を合成する画像合成部を更に備えることを特徴とする、請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の乳房計測装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、乳房計測装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

現在、乳がん検査のために普及している一般的な X 線マンモグラフィ装置では、被検者の検査対象部位に X 線を照射し、透過した X 線を撮像することにより当該部位の内部情報を取得して、乳がんの診断情報としている。しかし、X 線照射の生体に及ぼす影響が懸念されるため、近年では、検査対象部位に光や超音波等を照射し、透過散乱光（拡散反射光）や反射超音波の強度を検出することによって当該部位の内部情報を取得する方式が臨床導入、あるいは研究されている（例えば、非特許文献 1 参照）。

40

【先行技術文献】**【非特許文献】****【0003】**

【非特許文献 1】アロカ株式会社製品情報、超音波診断装置イメージギャラリー、平成 2

50

2年9月8日検索、インターネット (http://www.aloka.co.jp/products/show_gallery.html)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明者らは、近赤外線を使用した拡散光トモグラフィー（光CT：Computed Tomography）による乳房計測装置を開発しており、次のような課題に直面した。最近の研究成果より、光CTにおいて高い解像度を有する画像が得られるようになったが、その結果として、他の画像診断装置（MRIや超音波診断装置など）によって得られる画像と光CT画像との間において、腫瘍等の位置にずれが生じることが見出された。すなわち、光CT装置では、光散乱係数等の光学係数が乳房とほぼ同等である液状のインターフェース剤を乳房の周囲に配置するが、他の画像診断装置は大気中にて測定を行うので、光CTと他の画像診断装置との間で計測条件が異なってしまうことが原因であると考えられる。したがって、光CT画像と他の画像診断装置の画像とを正確に比較することが難しく、光CT画像の評価が困難となる。

10

【0005】

本発明は、上述した問題点を鑑みてなされたものであり、他の画像診断装置の超音波画像と、光CT画像とを同一の計測条件下で同時取得することが可能な乳房計測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】

20

【0006】

上述した課題を解決するために、本発明による乳房計測装置は、被検者の乳房の内部画像を取得するための乳房計測装置であって、乳房を囲む容器と、容器の内側へ向けて配置され、乳房に検査光を照射し、乳房からの透過散乱光（拡散反射光）を検出するための複数の光ファイバと、透過散乱光の検出信号に基づいて、乳房に関する第1の内部画像を生成する第1の内部画像生成部と、容器の内側に向けて配置され、乳房に向けて超音波を走査し、乳房からの反射波を受信する探触子と、反射波に基づいて、乳房に関する第2の内部画像を生成する第2の内部画像生成部と、容器の内側へ液状のインターフェース剤を注入及び排出する機構と、を備えることを特徴とする。

【0007】

30

この装置においては、乳房を囲む容器に、光CTのための複数の光ファイバに加え、乳房に向けて超音波を走査する探触子が配置されている。これにより、光CT画像と超音波画像とを同一の計測条件下で同時取得することが可能となる。

【0008】

また、乳房計測装置は、その容器が、超音波を透過し、且つ検査光に対する光伝播モデルの境界条件を満たす材料を含むことを特徴としてもよい。これにより、光CT計測および超音波計測の双方を一つの容器内で好適に実現できる。この場合、容器（特に内壁部分）は樹脂など超音波を透過する材料を含むことが好ましい。

【0009】

さらに、取得した第2の内部画像（超音波画像）から乳房の輪郭を例えば3次元座標として抽出し、この輪郭を光CT画像再構成の際の先見情報として使用することができる。すなわち容器と乳房との間は、光学特性（例えば吸収係数、等価散乱係数、屈折率など）が既知なインターフェース剤で満たされているため、光CTの画像再構成を行う際、あらかじめ画像化の最小単位（ボクセル）に先見情報としてその光学特性を与えることができる。これにより画像化範囲がさらに限定できるため、乳房内部の画像再構成の精度の向上が期待できる。

40

【0010】

また、取得した超音波画像（第2の内部画像）と光CT画像（第1の内部画像）とを合成（例えばスーパーインポーズ）する画像合成部を乳房計測装置が更に備えることにより、サイズの合った解剖学的画像と機能的画像を医者が同時に観察できるため、乳がんの診

50

断精度の向上が期待できる。

【 0 0 1 1 】

また、乳房計測装置は、探触子と乳房との距離を可変にする機構を更に備えることを特徴としてもよい。また、乳房計測装置は、乳房を通る軸まわりに探触子を回転させる機構を更に備えることを特徴としてもよい。これらにより、容器の内部において超音波診断装置の計測領域から外れる領域を低減できる。

【 0 0 1 2 】

また、乳房計測装置は、インターフェース剤を脱気する脱気装置を更に備えることを特徴としてもよい。これにより、インターフェース剤中における超音波の雑音の発生を抑制し、超音波計測の精度を高めることができる。一方、泡は光学計測上、インターフェース剤を伝播する計測光に光学的な歪みを与えてしまい、乳房を計測した計測光に誤りを与えてしまう為、泡の除去は光学的にも大切であり、超音波計測サイド、光計測サイドの相互に重要な働きをしている。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 3 】

本発明による乳房計測装置によれば、光 C T 画像と超音波画像とを同一の計測条件下で取得することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 本発明による乳房計測装置の一実施形態の構成を概念的に示す図である。

20

【 図 2 】 乳房計測装置の機能的な構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 容器を拡大して示す斜視図である。

【 図 4 】 計測部の側面断面図である。

【 図 5 】 計測部が有する超音波探触子の動作の様子を示す図である。

【 図 6 】 超音波探触子の内部構成を示す図である。

【 図 7 】 インターフェース剤を循環および攪拌するための構成の一例を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 5 】

以下、添付図面を参照しながら本発明による乳房計測装置の実施の形態を詳細に説明する。なお、図面の説明において同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

30

【 0 0 1 6 】

図 1 は、本発明による乳房計測装置の一実施形態の構成を概念的に示す図である。本実施形態による乳房計測装置 1 は、被検者の乳房に対して光の照射および超音波の送信を行い、透過散乱光（拡散反射光）や反射超音波の受信を行うことにより乳房の内部画像を取得し、該内部画像に基づいて腫瘍などの有無を検査するための装置である。

【 0 0 1 7 】

図 1 を参照すると、乳房計測装置 1 は、被検者 A が伏臥するためのベッド（基台）10 を備えており、該ベッド 10 には被検者 A の垂下した乳房 B を囲む半球状の容器 3 が取り付けられている。容器 3 は、複数の光ファイバ 11 及び超音波探触子（プローブ）21 を支持するための支持部材である。すなわち、容器 3 には、検査光を照射および検出するための複数の光ファイバ 11 の一端が容器 3 の内側へ向けて固定されており、また、超音波を走査（スキャン）および検出するための一つの超音波探触子 21 が容器 3 の内側へ向けて取り付けられており、これらは計測部（ガントリー）2 を構成している。

40

【 0 0 1 8 】

また、乳房計測装置 1 は、光源装置 4 及び計測装置 5 を備えている。光源装置 4 は、容器 3 内へ照射する光を発生する。計測装置 5 は、光源装置 4 から出射される検査光と計測部 2 から得られる信号とに基づいて、乳房 B の光 C T 画像（第 1 の内部画像）を生成する。また、計測装置 5 は、超音波探触子 21 から得られる反射波に関する受信信号に基づいて、乳房 B の超音波画像（第 2 の内部画像）を生成する。

50

【 0 0 1 9 】

複数の光ファイバ 1 1 の他端は計測装置 5 に光学的に接続されており、光源装置 4 と計測装置 5 とは光ファイバ 1 2 を介して互いに光学的に接続されている。なお、光源装置 4 と計測装置 5 とは、電気ケーブルを介して互いに時間整合された形で接続されていても構わない。超音波探触子 2 1 は、信号ケーブル 2 2 を介して計測装置 5 に電氣的に接続されている。

【 0 0 2 0 】

図 2 は、乳房計測装置 1 の機能的な構成を示すブロック図である。なお、図 2 では、説明を容易にするために、複数の光ファイバ 1 1 のうち照射用及び検出用の各々 1 本のみ代表して図示し、他の光ファイバ 1 1 の図示を省略している。図 2 に示すように、乳房計測装置 1 は、波長可変光源 4 1、光検出器 5 1、信号処理部 5 2、画像生成部 5 3、走査制御部 2 3、及び画像生成部 2 4 を備えている。これらのうち、光源 4 1 は、例えば光源装置 4 に内蔵される。また、光検出器 5 1、信号処理部 5 2、画像生成部 5 3、走査制御部 2 3、及び画像生成部 2 4 は、例えば計測装置 5 に内蔵される。

【 0 0 2 1 】

光源 4 1 は、例えば検査光としての光 P 1 を発生させる装置である。光 P 1 としては、生体の内部情報が計測できる程度に短い時間幅のパルス光が用いられ、通常は例えば数 n s 以下の範囲の時間幅が選択される。光源 4 1 としては、発光ダイオード、レーザダイオード、及び各種のパルスダイオード等、様々なものを使用することができ、複数の波長を選択できる。

【 0 0 2 2 】

光源 4 1 から入力された光 P 1 の波長としては、生体の透過率と定量すべき吸収成分の分光吸収係数との関係等から、700 ~ 900 nm 程度の近赤外線領域の波長が好ましい。光 P 1 は、光照射用の光ファイバ 1 1 に入射される。なお、必要に応じて、光源 4 1 は複数の波長成分の光を計測光として入射可能に構成される。

【 0 0 2 3 】

光照射用の光ファイバ 1 1 は、その入力端で光 P 1 の入力を受け付けて、その出力端から容器 3 内の乳房 B に対して当該光 P 1 を照射する。この光ファイバ 1 1 の端面は、容器 3 の内壁における所定の光照射位置に配置されている。また、光検出用の光ファイバ 1 1 は、乳房 B から出射された光 P 1 の透過光をその一端面から入力し、光検出器 5 1 へ該光を出力する。この光ファイバ 1 1 の端面は、容器 3 の内壁における所定の光検出位置に配置されている。

【 0 0 2 4 】

光検出器 5 1 は、光検出用の光ファイバ 1 1 から入力された光を検出するための装置である。光検出器 5 1 は、検出した光の光強度等を示す光検出信号 S 1 を生成する。生成された光検出信号 S 1 は信号処理部 5 2 に入力される。光検出器 5 1 としては、光電子増倍管 (PMT: Photomultiplier) の他、フォトダイオード、アバランシェフォトダイオード、PIN フォトダイオード等、様々なものを使用することができる。光検出器 5 1 は、光 P 1 の波長の光を十分に検出できる分光感度特性を有していることが好ましい。また、乳房 B からの透過散乱光が微弱であるときは、高感度あるいは高利得の光検出器を使用することが好ましい。

【 0 0 2 5 】

信号処理部 5 2 は、光検出器 5 1 及び光源 4 1 と電氣的に接続されており、光検出器 5 1 により検出された光検出信号 S 1、及び光源 4 1 からのパルス光出射トリガ信号 S 2 に基づいて、透過散乱光の光強度の時間変化を示す計測波形を取得する。信号処理部 5 2 は、取得した計測波形の情報を電子データとして保持し、この電子データ D 1 を画像生成部 5 3 へ提供する。

【 0 0 2 6 】

画像生成部 5 3 は、本実施形態における第 1 の内部画像生成部であり、透過散乱光に基づいて、乳房 B に関する光 CT 画像 (第 1 の内部画像) を生成する。画像生成部 5 3 は、

10

20

30

40

50

信号処理部 5 2 と電氣的に接続されており、信号処理部 5 2 から電子データ D 1 を入力して、当該電子データ D 1 に含まれる計測波形の情報を用いて乳房 B の光 C T 画像を生成する。内部画像の生成は、例えば、検出光の時間分解波形を利用する時間分解計測法 (T R S 法 : Time Resolved Spectroscopy)、あるいは、変調光を利用する位相変調計測法 (P M S 法 : Phase Modulation Spectroscopy) 等による解析演算を適用することにより行われる。また、画像生成部 5 3 は、光源 4 1 や光検出器 5 1 等、上記の各構成要素を制御する機能を更に有するとよい。

【 0 0 2 7 】

走査制御部 2 3 は、超音波探触子 2 1 における超音波の走査 (スキャン) を制御する。一例では、走査制御部 2 3 は、超音波の出射方向及び反射波の検出方向を設定する。また、走査制御部 2 3 は、超音波探触子 2 1 から出射される超音波の周波数を設定し、超音波探触子 2 1 が有する複数の超音波送受信子への駆動電圧 (すなわち、超音波のパワー) を制御する。また、走査制御部 2 3 は、複数の超音波送受信子を制御する。

10

【 0 0 2 8 】

画像生成部 2 4 は、本実施形態における第 2 の内部画像生成部であり、超音波の反射波に基づいて、乳房 B に関する超音波画像 (第 2 の内部画像) を算出する。画像生成部 2 4 は、超音波探触子 2 1 と電氣的に接続されており、超音波探触子 2 1 から受信信号 S 3 を入力し、受信信号 S 3 に基づいて乳房 B の超音波画像を生成する。画像生成部 2 4 は、例えば、受信回路と、アナログ / デジタル変換器 (A / D) と、画像データ生成部とを含む。受信回路は、複数の超音波送受信子からそれぞれ出力される複数の検出信号を増幅し、A / D 変換器は、受信回路によって増幅されたアナログの検出信号をデジタルの検出信号 (R F データ) に変換する。画像データ生成部は、この R F データに基づいて、超音波画像を生成する。

20

【 0 0 2 9 】

なお、上述したような画像生成部 5 3 及び 2 3 は、例えば、C P U (Central Processing Unit) といった演算手段およびメモリ等の記憶手段を有するコンピュータによって実現される。

【 0 0 3 0 】

図 2 に示すように、容器 3 の内壁と乳房 B との隙間は、インターフェース剤 I で満たされている。インターフェース剤 I は、光散乱係数等の光学係数が生体組織 (乳房 B) とほぼ同等に調整された液体である。このインターフェース剤 I は、予め乳房 B の光学係数を計測して調合されるとよい。一実施例では、インターフェース剤 I として、イントラリビッド溶液に着色インクを加えて光学係数を乳房 B に整合させたものを用いるとよい。また、このインターフェース剤 I は、超音波探触子 2 1 からの超音波を乳房 B に効率よく伝播させる為に、音響的な特性も考慮されている。すなわち、インターフェース剤 I は、生体に最も多く含まれる水 (H_2O) をベースとした液体であり、より好ましくは、雑音の発生原因となる泡の発生を極力抑えるために脱気された水をベースとした液体である。これにより、超音波探触子 2 1 からの超音波が乳房 B に効率良く伝播し、乳房 B からの反射波も効率よく収集されて超音波探触子 2 1 に戻る。一方、泡の発生は光学計測上、インターフェース剤を伝播する計測光に光学的な歪みを与えてしまい、乳房を計測した計測光に誤りを与えてしまう為、泡の発生を極力抑える事が出来る脱気水は、超音波計測サイド、光計測サイドの相互に重要な働きをしている。

30

40

【 0 0 3 1 】

図 3 は、容器 3 を拡大して示す斜視図である。前述した図 2 では、光照射用の光ファイバ 1 1 および光検出用の光ファイバ 1 1 をそれぞれ 1 本ずつ代表して説明したが、本実施形態の乳房計測装置 1 においては、例えば 2 0 本以上の多数の光ファイバ 1 1 が用いられ、それらの一端 1 1 a が、図 3 に示すように容器 3 の内壁における所定位置にそれぞれ配置されている。そして、一部の光ファイバ 1 1 が光照射用として用いられ、他の光ファイバ 1 1 が光検出用として用いられる。或いは、各光ファイバ 1 1 が、光照射用および光検出用の双方を兼ねてもよい。例えば、各光ファイバ 1 1 は照射用の光ファイバの

50

周囲に検出用のファイバをバンドルした同軸構造を有しており、任意の点に入射点及び受光点を設定することにより、このような光ファイバ 11 を好適に実現できる。

【0032】

また、図 3 に示すように、超音波探触子 21 は、容器 3 の中央底部に配置されている。超音波探触子 21 の先端は半球状を呈しており、超音波は容器 3 の内側へ向けて放射される様に設置している。

【0033】

図 4 は、計測部 2 の側面断面図である。また、図 5 (a) 及び図 5 (b) は、計測部 2 が有する超音波探触子 21 の動作の様子を示す図である。図 4 及び図 5 を参照しつつ、計測部 2 の構成について更に詳しく説明する。

10

【0034】

計測部 2 の容器 3 は、図 4 に示すように、内側容器 31 および外側容器 32 を有している。内側容器 31 は、半球形を呈しており、被検者の垂下した乳房 B を囲むように開口部を上方に向けて配置されている。また、外側容器 32 は、内側容器 31 よりも大きい半球形を呈しており、内側容器 31 の外側を覆うように配置されている。外側容器 32 は内側容器 31 との間に隙間 34 を構成している。

【0035】

複数の光ファイバ 11 のそれぞれは、内側容器 31 の内側へ向けて配置され、外側容器 32 に固定されている。具体的には、各光ファイバ 11 は、外側容器 32 の所定の位置に形成された孔に挿通され、インターフェース剤 I の漏洩を防止するためのシール構造を有する図示しない保持機構（フォルダ）によって外側容器 32 に固定されている。内側容器 31 には、複数の光ファイバ 11 を通すための複数の孔が形成されており、これら複数の孔は、その内径が対応する光ファイバ 11 の径よりも大きくなるように形成されている。

20

【0036】

また、超音波探触子 21 は、内側容器 31 の内側へ向けて配置され、外側容器 32 に取り付けられている。超音波探触子 21 は、外側容器 32 の所定の位置（本実施形態では外側容器 32 の中央底部）に形成された孔に挿通されている。また、超音波探触子 21 は、インターフェース剤 I の漏洩を防止し、且つ超音波のスキャン放射角を妨げないように、円筒状の筒 28 に挿入され、この筒 28 の内面に密着している。筒 28 と超音波探触子 21 との間には、インターフェース剤 I の漏洩を防止するためのシール 25 が設けられている。筒 28 と外側容器 32 との間には、インターフェース剤 I の漏洩を防止するためのシール 29 が設けられている。

30

【0037】

また、超音波探触子 21 の筒 28 の周囲には、超音波探触子 21 と乳房 B との距離を可変にするための機構として、上下動作用回転リング 26 が設けられている。この上下動作用回転リング 26 によって、図 5 (a) 及び図 5 (b) に示されるように、超音波探触子 21 が上下に移動する。なお、図 5 (a) は超音波探触子 21 が下がった状態（乳房 B から離れた状態）を示しており、図 5 (b) は超音波探触子 21 が上がった状態（乳房 B に接近した状態）を示している。超音波探触子 21 は、最も下がった状態では内側容器 31 の内面より外側に位置し、最も上がった状態では内側容器 31 の内面より内側に位置する。

40

【0038】

更に、超音波探触子 21 の筒 28 の周囲には、回転動作用リング 27 が設けられている。この回転動作用リング 27 は、乳房 B を通る軸まわりに超音波探触子 21 を回転させるための機構である。

【0039】

内側容器 31 と外側容器 32 との隙間 34 には、隔壁 33 が設けられている。隔壁 33 は、隙間 34 を分割するための部材であり、例えば内側容器 31 の外面および外側容器 32 の内面の双方に対して垂直な面を有する環状の部材によって構成される。隔壁 33 の内周面と外周面との幅は、内側容器 31 の外面と外側容器 32 の内面との間隔と略等しく、

50

隙間 3 4 を完全に仕切るしくみになっている。

【 0 0 4 0 】

隙間 3 4 は、隔壁 3 3 によって上側の分配室 3 5 及び下側の集排室 3 6 に分割されている。分配室 3 5 には配管 1 3 e が接続されており、集排室 3 6 には配管 1 3 a が接続されている。配管 1 3 e は、分配室 3 5 ヘインターフェース剤 I を注入するための第 1 の配管である。また、配管 1 3 a は、集排室 3 6 からインターフェース剤 I を排出するための第 2 の配管である。インターフェース剤 I は、配管 1 3 e を通って分配室 3 5 ヘ流れ込んだのち、内側容器 3 1 と光ファイバ 1 1 との隙間を通して内側容器 3 1 の内側へしみ出す。そして、インターフェース剤 I は、内側容器 3 1 の内側を移動し、内側容器 3 1 と光ファイバ 1 1 との隙間を通して集排室 3 6 ヘ流れ込み、配管 1 3 a を通って排出される。

10

【 0 0 4 1 】

なお、本実施形態では、外側容器 3 2 の開口部の外側にも配管 1 3 f が配置されている。この配管 1 3 f は、内側容器 3 1 から溢れたインターフェース剤 I を排出するために設けられている。

【 0 0 4 2 】

また、光ファイバ 1 1 による光 C T 計測と超音波探触子 2 1 による超音波計測とを内側容器 3 1 の内側で行う為に、内側容器 3 1 は、超音波を透過し、且つ検査光に対する光伝播モデルの境界条件（例えば吸収・反射・拡散など）を満たす材料を含むことが望ましい。本実施形態では、このような理由から、内側容器 3 1 が黒色樹脂によって構成されている。

20

【 0 0 4 3 】

従来の光 C T においては、外乱光の侵入や容器内での反射を低減する為に、アルミ材などの表面に艶消しのためのアルマイト処理を施した金属材料が内側容器に用いられていた。しかしながら、本実施形態では、超音波計測において、超音波探触子 2 1 から放射された超音波、或いは乳房 B から反射して戻される超音波の散乱や反射による雑音が極力低減されることが望まれる。従って、内側容器 3 1 の材質として、金属と比較して音の反射が少ない樹脂が採用されている。また、光学的な遮光性と近赤外光に対する吸収性を実現する為に、内側容器 3 1 は、黒色に着色され、適度な厚さ（例えば概ね 5 mm ~ 20 mm 程度）を有する。なお、一実施例では、内側容器 3 1 は 15 mm 厚さの黒色ポリアセタールからなる。

30

【 0 0 4 4 】

図 6 (a) 及び図 6 (b) は、超音波探触子 2 1 の内部構成を示す図である。本実施形態の超音波探触子 2 1 は、いわゆるコンベックス型の探触子である。図 6 (a) 及び図 6 (b) に示すように、超音波探触子 2 1 は、載置面 2 1 a 上に設けられた半球形のカバー 2 1 b と、該カバー 2 1 b 内において、載置面 2 1 a に沿った軸まわりに回動可能に支持された半円板状の支持部材 2 1 c と、支持部材 2 1 c の外周面上に並んで配置された複数の送受信子 2 1 d とを有する。なお、図 6 (a) は、支持部材 2 1 c の回動軸の方向から見た超音波探触子 2 1 の構成を示しており、図 6 (b) は、支持部材 2 1 c の回動軸と直交する方向から見た超音波探触子 2 1 の構成を示している。また、図 6 (a) 及び図 6 (b) において、矢印 A 1 は、支持部材 2 1 c の動作範囲（すなわち、支持部材 2 1 c の回動軸に垂直な平面内でのスキャン範囲）を示している。

40

【 0 0 4 5 】

複数の送受信子 2 1 d は、支持部材 2 1 c の周方向に一行に並んで配置されており、扇状に広がった超音波を発信するとともに、反射波を受信する。図 6 (b) の矢印 A 2 は、複数の送受信子 2 1 d によって発信される超音波の放射角（すなわち、支持部材 2 1 c の回動軸を含む面内でのスキャン範囲）を示している。超音波探触子 2 1 が超音波を出力する際には、最端部に位置する送受信子 2 1 d から順に、超音波の発信および受信を行う。或いは、全ての送受信子 2 1 d が同時に発信および受信を行う、いわゆる電子セクタ方式を採用してもよい。

【 0 0 4 6 】

50

続いて、インターフェース剤 I の循環システムについて説明する。図 4 に示したように、容器 3 の内壁と乳房 B との隙間は、インターフェース剤 I で満たされる。このインターフェース剤 I により、乳房 B の内外における光学係数を一致させて、画像生成部 53 による演算時の境界条件を乳房 B の大きさによらず固定することができるので、乳房 B の内部情報をより容易に算出できる。また、超音波探触子 21 からの超音波が乳房 B の表面で反射することを抑制して、超音波探触子 21 の乳房 B への接触を不要とし、また乳房 B からの反射波の減衰を抑えることができる。このようなインターフェース剤 I としては、例えば、光散乱係数を生体と一致させるために光散乱物質（例えば、静脈注射用脂肪乳剤であるイントラリピッド（登録商標）など）を純水（例えば蒸留水）に適量混合し、また、光吸収係数を生体と一致させるために光吸収物質（例えばカーボンインクなど）を更に適量混合してなる液体が好適に用いられる。また、インターフェース剤 I を構成する純水は、脱気装置等によって気泡が除去されたものであることが望ましい。これにより、インターフェース剤 I における超音波の雑音の発生を抑制し、超音波計測の精度を高めることができる。

【0047】

イントラリピッドやカーボンインクは疎水性である。インターフェース剤 I に含まれるこれらの光散乱物質や光吸収物質が疎水性である場合、容器 3 内のインターフェース剤 I においては、時間の経過にしたがって光散乱物質や光吸収物質が沈降し易い。これらの物質が沈降すると、インターフェース剤 I の光学係数が不均一となり、透過散乱光の検出精度が低下してしまう。従って、本実施形態の乳房計測装置 1 は、このような光散乱物質や光吸収物質の沈降を防ぐため、容器 3 の内外でインターフェース剤 I を循環させつつ容器 3 の外部でインターフェース剤 I を攪拌するための構成を更に備えている。

【0048】

図 7 は、インターフェース剤 I を循環および攪拌するための構成の一例を示す図である。図 7 に示すように、乳房計測装置 1 は、インターフェース剤 I を循環させるための循環用ポンプ 16 と、インターフェース剤 I を貯留すると共に攪拌するタンク 17 と、インターフェース剤 I に溶け込んだ空気や泡を取り除く脱気（脱泡）装置 18 と、インターフェース剤 I を加温する加温装置 19 とを更に備えている。インターフェース剤 I は、これらの装置によって加温、循環され、ガントリー内で沈殿、不均一化されてしまうことを防止できる。また、脱気装置 18 によってインターフェース剤 I の気泡が除去されるので、インターフェース剤 I における超音波の雑音の発生を抑制し、超音波計測の精度を高めることができる。一方、泡は光学計測上、インターフェース剤を伝播する計測光に光学的な歪みを与えてしまい、乳房を計測した計測光に誤りを与えてしまう為、泡の除去は光学的にも大切であり、超音波計測サイド、光計測サイドの相互に重要な働きをしている。

【0049】

循環用ポンプ 16 は配管 13a を介して容器 3 と接続されており、インターフェース剤 I は容器 3 から配管 13a を通して循環用ポンプ 16 に吸い込まれる。また、循環用ポンプ 16 は配管 13b を介してタンク 17 と接続されており、インターフェース剤 I は配管 13b を通してタンク 17 へ送り出される。タンク 17 の内部には図示しない攪拌器が取り付けられており、貯留されたインターフェース剤 I が攪拌される。タンク 17 は配管 13c を介して脱気装置 18 と接続されており、攪拌されたインターフェース剤 I は配管 13c を通って脱気装置 18 へ送られる。インターフェース剤 I は脱気装置 18 において減圧され、気泡および溶け込んだ気体成分が取り除かれる。脱気装置 18 は配管 13d を介して加温装置 19 と接続されており、脱泡（および脱気）されたインターフェース剤 I は配管 13d を通って加温装置 19 へ送られる。インターフェース剤 I が過度に冷たいと被検者 A に不快感を与えるので、インターフェース剤 I は加温装置 19 において体温程度まで加温される。加温装置 19 は配管 13e を介して容器 3 と接続されており、インターフェース剤 I は配管 13e を通って再び容器 3 へ送られる。このようにして、インターフェース剤 I は、攪拌されつつ容器 3 の内外を循環する。なお、循環ポンプ 6、タンク 7、脱気装置 8、及び加温装置に関しては、必要に応じて接続の順番を変更し、最適化すること

ができる。

【 0 0 5 0 】

本実施形態による乳房計測装置 1 の作用および効果は次のとおりである。この乳房計測装置 1 においては、乳房 B を囲む容器 3 に、光 C T のための複数の光ファイバ 1 1 に加え、乳房 B に向けて超音波を走査（スキャン）する超音波探触子 2 1 が配置されている。これにより、光 C T 画像と超音波画像とを同一の計測条件下で取得することが可能となるので、光 C T 画像と超音波画像とを正確に比較することができ、光 C T 画像の評価を的確に行うことができる。また、乳房計測装置 1 が、光 C T 画像と超音波画像とを合成（例えばスーパーインポーズなど）する画像合成部を更に備えることにより、乳がん等の診断のために更に有用な乳房計測装置を提供できる。

10

【 0 0 5 1 】

また、本実施形態のように、インターフェース剤 I を介して超音波を乳房 B に照射することによって、超音波が乳房 B の表面で反射することを抑制できる。これにより、超音波探触子 2 1 の乳房 B への接触を不要とし、被検者の不快感を抑制するとともに、計測時の乳房 B の変形を少なくすることができる。また、乳房 B からの反射波の減衰を抑えることができる。

【 0 0 5 2 】

また、本実施形態のように、容器 3 の内側容器 3 1 は、検査光及び超音波を吸収し、且つ外部からの光を遮る材料を含むことが好ましい。これにより、光 C T 計測および超音波計測の双方を一つの容器 3 内で好適に実現できる。

20

【 0 0 5 3 】

また、本実施形態のように、超音波探触子 2 1 と乳房 B との距離を可変にする機構（上下動作用回転リング 2 6）が設けられることが好ましい。また、本実施形態のように、乳房 B を通る軸まわりに超音波探触子 2 1 を回転させる機構（回転動作用リング 2 7）が設けられることが好ましい。

【 0 0 5 4 】

例えば本実施形態のように、容器 3 の中央底部に超音波探触子 2 1 が配置される場合、扇状の超音波を或る軸周りに回動させることにより超音波のスキャンを行うと、容器 3 の内側において超音波計測の計測領域から外れる領域が生じてしまう。上下動作用回転リング 2 6 や回転動作用リング 2 7 を設けることによって、このような領域を小さくすることができる。

30

【 0 0 5 5 】

本発明による乳房計測装置は、上述した実施形態に限られるものではなく、他に様々な変形が可能である。例えば、上記実施形態では、超音波探触子としてコンベックス型の探触子を採用しているが、本発明における探触子としては、これに限らず様々なタイプのものを用いることができる。

【 0 0 5 6 】

また、上記実施形態では、内側容器と外側容器との隙間を上下に分割し、上側の隙間を分配室とし、下側の隙間を集排室としているが、これとは逆に、上側の隙間を集排室とし、下側の隙間を分配室としてもよい。このような構成は、例えば容器内で浮き上がる気泡を除去したい場合などに好適である。また、内側容器と外側容器との隙間を上下方向に限らず他の方向に分割してもよく、分配室及び集排室の双方または一方を複数の室に分割してもよい。

40

【 0 0 5 7 】

また、上記実施形態では、内側容器および外側容器の形態として半球状のものを例示したが、内側容器および外側容器の形状には、これ以外にも例えば円柱や円錐といった他の様々な形状を適用できる。

【 符号の説明 】

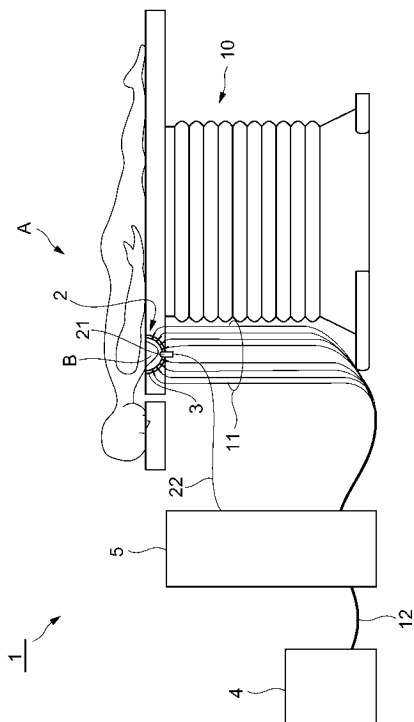
【 0 0 5 8 】

1 ... 乳房計測装置、 2 ... 計測部、 3 ... 容器、 4 ... 光源装置、 5 ... 計測装置、 1 0 ... ベッ

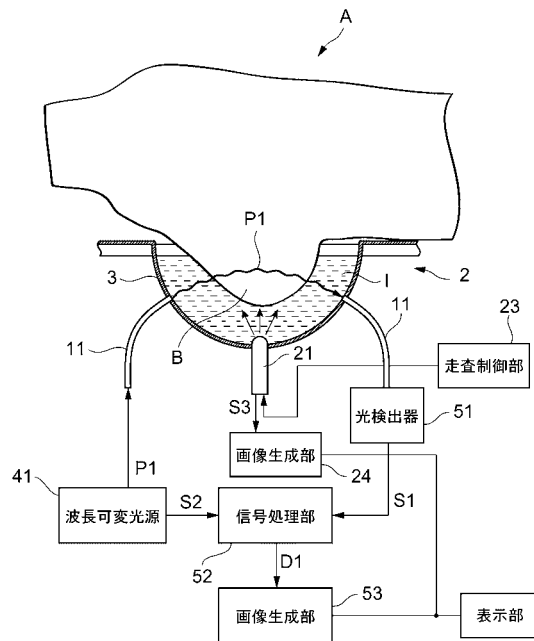
50

ド、11, 12 ... 光ファイバ、13a ~ 13f ... 配管、16 ... 循環用ポンプ、17 ... タンク、18 ... 脱気装置、19 ... 加温装置、21 ... 超音波探触子、31 ... 内側容器、32 ... 外側容器、33 ... 隔壁、34 ... 隙間、35 ... 分配室、36 ... 集排室、I ... インターフェース剤。

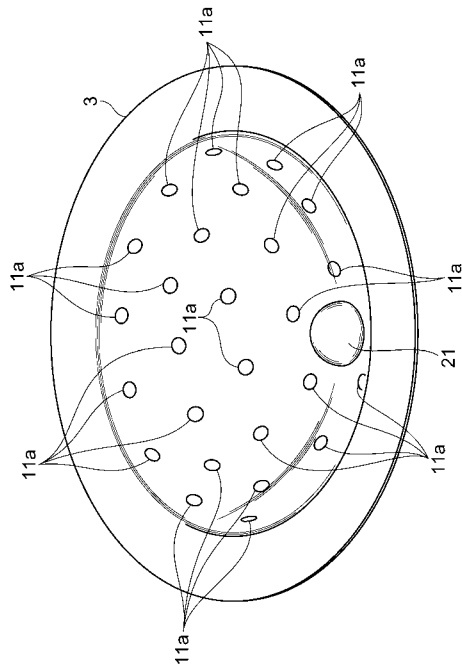
【図1】



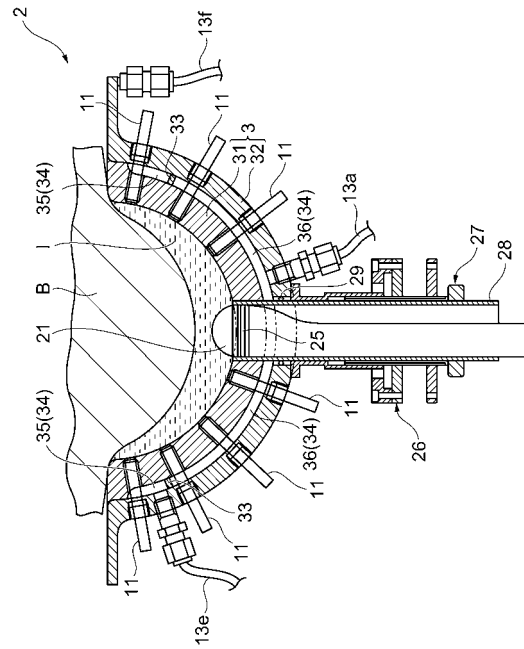
【図2】



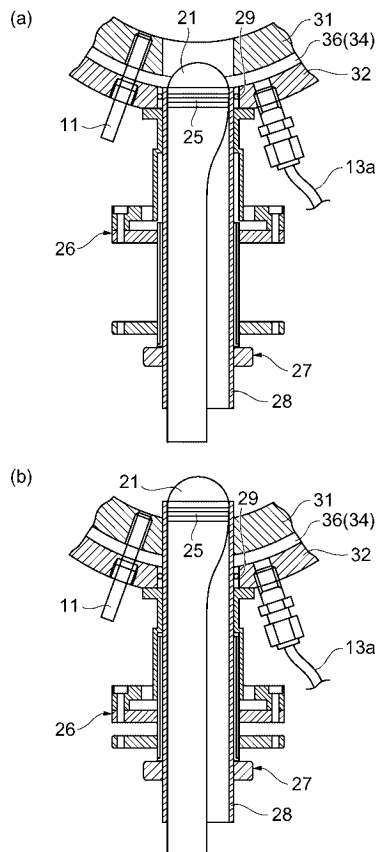
【 図 3 】



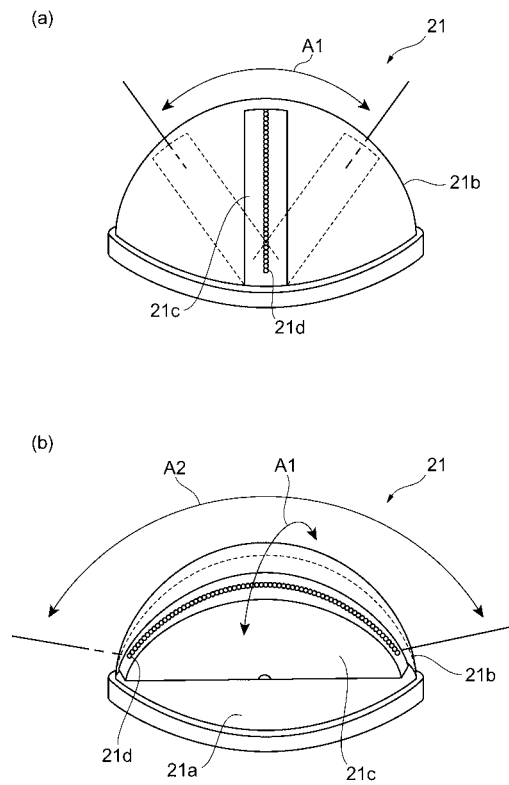
【 図 4 】



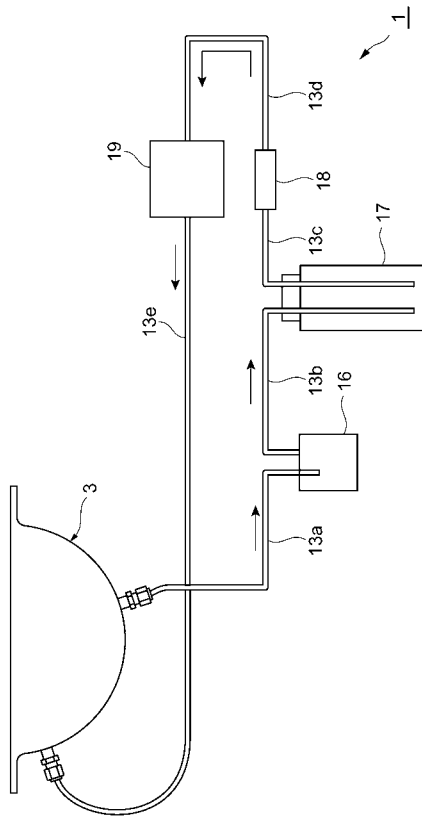
【 図 5 】



【 図 6 】



【図 7】



フロントページの続き

- (72)発明者 山下 豊
静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス株式会社内
- (72)発明者 上田 之雄
静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス株式会社内
- (72)発明者 矢巻 悦子
静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス株式会社内
- (72)発明者 山下 大輔
静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス株式会社内
- (72)発明者 佳元 健治
静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス株式会社内
- (72)発明者 阪原 晴海
静岡県浜松市東区半田山 1 丁目 2 0 番 1 号 国立大学法人浜松医科大学内
- (72)発明者 小倉 廣之
静岡県浜松市東区半田山 1 丁目 2 0 番 1 号 国立大学法人浜松医科大学内
- (72)発明者 那須 初子
静岡県浜松市東区半田山 1 丁目 2 0 番 1 号 国立大学法人浜松医科大学内
- F ターム(参考) 4C601 DD08 EE09 FF20 GC02 GC10

专利名称(译)	乳房计测装置		
公开(公告)号	JP2012085965A	公开(公告)日	2012-05-10
申请号	JP2010237726	申请日	2010-10-22
[标]申请(专利权)人(译)	浜松光子学株式会社 国立大学法人浜松医科大学		
申请(专利权)人(译)	浜松光子KK 国立大学法人浜松医科大学		
[标]发明人	鈴木俊彦 山下豊 上田之雄 矢巻悦子 山下大輔 佳元健治 阪原晴海 小倉廣之 那須初子		
发明人	鈴木 俊彦 山下 豊 上田 之雄 矢巻 悦子 山下 大輔 佳元 健治 阪原 晴海 小倉 廣之 那須 初子		
IPC分类号	A61B10/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5261 A61B5/0035 A61B5/0073 A61B5/0091 A61B5/4312 A61B5/6835 A61B5/708 A61B5/72 A61B5/7425 A61B8/0825 A61B8/14 A61B8/406 A61B8/4227 A61B8/4281 A61B8/4416 A61B8/4444 A61B8/4455 A61B8/4477 A61B8/5207 A61B10/0041 A61B2562/146		
FI分类号	A61B10/00.E A61B8/08 A61B10/00.N A61B10/00.T		
F-TERM分类号	4C601/DD08 4C601/EE09 4C601/FF20 4C601/GC02 4C601/GC10		
代理人(译)	长谷川良树 石田 悟		
其他公开文献	JP5648957B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种乳房X线照相测量装置，其能够在相同的测量条件下获取超声图像和光学CT图像。解决方案：乳房X线照相测量装置1包括：围绕乳房B的血管3;多个光纤11朝向血管3的内部设置，同时将检查光照射到乳房B，以检测来自乳房B的透射散射光;图像生成部53，用于基于透射散射光的检测信号生成与乳房B相关的光学CT图像。超声波探头21朝向血管3的内部设置，同时将超声波扫描到乳房B以接收来自乳房B的反射波;图像生成部24，用于基于反射波生成与乳房B相关的超声波图像。以及将液体状界面剂I朝向容器3内部注入和排出的机构。

