

(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2016-202835

(P2016-202835A)

(43) 公開日 平成28年12月8日(2016.12.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/13 (2006.01)	A 6 1 B 8/13	2 C 0 3 2
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
G 0 9 B 23/28 (2006.01)	G 0 9 B 23/28	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2015-91890 (P2015-91890)	(71) 出願人	000001007
(22) 出願日	平成27年4月28日 (2015. 4. 28)		キヤノン株式会社
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号
		(74) 代理人	100085006
			弁理士 世良 和信
		(74) 代理人	100100549
			弁理士 川口 嘉之
		(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
		(74) 代理人	100155871
			弁理士 森廣 亮太

最終頁に続く

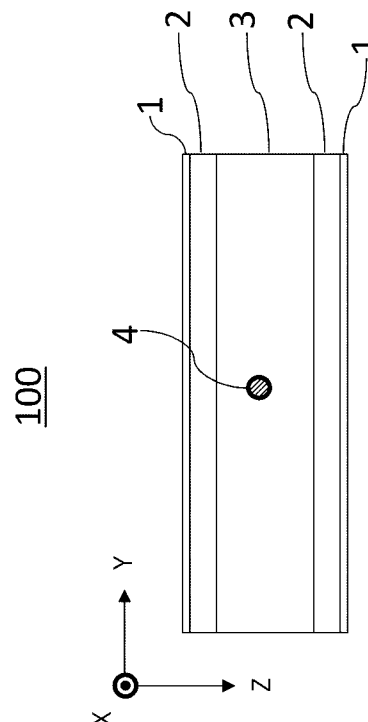
(54) 【発明の名称】 ファントム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】容易に特性を変更できるファントムを提供する。

【解決手段】超音波装置または光音響装置の特性評価に用いるファントム100であって、生体部位の第1の構成成分を模擬した第1の層1と、第1の層1を着脱可能に形成されるとともに、生体部位の第2の構成成分を模擬した第2の層2と、を有し、第2の層2の吸水率は第1の層1の吸水率よりも大きく、第2の層2は親水性の樹脂から形成され、第1の層1は第2の層2に積層されて形成され、生体部位の第3の構成成分を模擬した第3の層3をさらに有し、第2の層2は第3の層3をさらに着脱可能に形成される。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波装置または光音響装置の特性評価に用いるファントムであって、
生体部位の第 1 の構成成分を模擬した第 1 の層と、
前記第 1 の層を着脱可能に形成されるとともに、前記生体部位の第 2 の構成成分を模擬した第 2 の層と、
を有するファントム。

【請求項 2】

前記第 2 の層の吸水率は前記第 1 の層の吸水率よりも大きい請求項 1 に記載のファントム。

10

【請求項 3】

前記第 2 の層は親水性の樹脂から形成される請求項 1 または 2 に記載のファントム。

【請求項 4】

前記第 1 の層は前記第 2 の層に積層されて形成される請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載のファントム。

【請求項 5】

前記生体部位の第 3 の構成成分を模擬した第 3 の層をさらに有し、
前記第 2 の層は前記第 3 の層をさらに着脱可能に形成される請求項 4 に記載のファントム。

【請求項 6】

前記第 3 の層は所定の波長の光を吸収する光吸収体を有する請求項 5 に記載のファントム。

20

【請求項 7】

前記第 3 の層は前記第 2 の層に積層されて形成される請求項 5 または 6 に記載のファントム。

【請求項 8】

前記第 1 及び第 3 の層は親水性の樹脂から形成される請求項 5 乃至 7 のいずれか 1 項に記載のファントム。

【請求項 9】

前記第 1、第 2、及び第 3 の構成成分はそれぞれ皮膚層、脂肪層、および乳腺層である請求項 5 乃至 8 のいずれか 1 項に記載のファントム。

30

【請求項 10】

前記第 1、第 2、及び第 3 の層の音響インピーダンスはそれぞれ皮膚層、脂肪層、および乳腺層の音響インピーダンスと略等しい請求項 5 乃至 9 のいずれか 1 項に記載のファントム。

【請求項 11】

前記第 1、第 2、及び第 3 の層の等価散乱係数および光吸収係数はそれぞれ皮膚層、脂肪層、および乳腺層の等価散乱係数および光吸収係数と略等しい請求項 5 乃至 9 のいずれか 1 項に記載のファントム。

【請求項 12】

前記第 1、第 2、及び第 3 の層はそれぞれ互いに着脱可能に構成される請求項 5 乃至 11 のいずれか 1 項に記載のファントム。

40

【請求項 13】

前記第 1、第 2、及び第 3 の層の吸水率は、それぞれ 5 % から 10 % までの範囲内のものである請求項 5 乃至 12 のいずれか 1 項に記載のファントム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、ファントムに関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

超音波診断装置は、被検部に対して超音波照射を行った場合に、測定対象から発生する超音波を検出し、その検出結果である電気信号等に基づいて画像を表示する装置である。また、光超音波診断装置は、被検部に対して光照射を行った場合に、測定対象の熱膨張に起因する超音波を検出し、その検出結果である電気信号等に基づいて画像を表示する装置である。検査対象を乳房疾患とする光超音波マンモグラフィ (p h o t o a c o u s t i c m a m m o g r a p h y) は、生体組織からの超音波に基づく電気信号を画像化して形成した形態情報および腫瘍部位における酸素飽和度等の生体機能情報を同時に表示可能な装置として近年注目されている。

医用診断装置においては、人体を測定する前段で、人体の特性を模擬したファントムを用いて腫瘍や血管の見え方やアーチファクトの影響を模擬することにより、装置の性能把握を行う必要がある。特に光超音波診断装置のような新規モダリティの場合にはシミュレーション結果を証明するためにファントム測定画像との対比が必須である。例えば、特許文献 1 においては、熱可塑性樹脂から成る本体に生体部位を模擬したインク印刷パターンを備えた光超音波診断装置用ファントムが開示されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 3 】

【 特許文献 1 】 国際公開第 2 0 1 3 / 0 7 7 0 7 7 号

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 4 】

特許文献 1 において開示されたファントムは、アクリル系ブロック共重合体の自己接着能を利用して積層構造を形成している。このように樹脂の自己接着能を利用して基材の積層構造を形成した場合、各構成成分の界面をほぼ均一にした積層が可能である。しかしながら、人種や年齢を反映したファントムを製作する場合、皮膚や乳腺部位のみを変更する場合においてもファントムの積層構造を初めから作り直す必要があり、時間とコストを要するという課題が残されている。さらに、人種や年齢に応じてファントムの特性を調整したい場合にも、調整が行い難いという課題が残されている。

本発明の目的は、上記に鑑み、容易に特性を変更できるファントムを提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 5 】

上記課題を達成するため、本発明は、
超音波装置または光音響装置の特性評価に用いるファントムであって、
生体部位の第 1 の構成成分を模擬した第 1 の層と、
前記第 1 の層を着脱可能に形成されるとともに、前記生体部位の第 2 の構成成分を模擬した第 2 の層と、
を有するファントムを提供する。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 6 】

上記のように、本発明によれば、容易に特性を変更できるファントムが提供される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 7 】

【 図 1 】 本発明のファントムの実施例 1 を示す断面図

【 図 2 】 実施例 1 におけるファントムの使用例を示すブロック図

【 図 3 】 実施例 1 のファントム 1 0 0 を用いた装置校正を示すフローチャート

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 0 8 】

以下に図面を参照しつつ、本発明の実施の形態を詳しく説明する。なお、同一の構成要

10

20

30

40

50

素には原則として同一の参照番号を付して、説明を省略する。ただし、以下に記載されている詳細な計算式、計算手順などは、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。ここで、以下の説明の便宜のため、本発明のファントムにより校正される被検体情報取得装置について説明する。この被検体情報取得装置には、被検体に超音波を送信し、被検体内部で反射した反射波（エコー波）を受信して、被検体情報を画像データとして取得する超音波エコー技術を利用した装置を含む。また、被検体に近赤外線等の光（電磁波）を照射することにより被検体内で発生した音響波を受信して、被検体情報を画像データとして取得する光音響効果を利用した装置を含む。

前者の超音波エコー技術を利用した装置（超音波装置）の場合、取得される被検体情報とは、被検体内部の組織の音響インピーダンスの違いを反映した情報である。後者の光音響効果を利用した装置（光音響装置）の場合、取得される被検体情報とは、以下のようなものである。すなわち、光照射によって生じた音響波の発生源分布、被検体内の初期音圧分布、あるいは初期音圧分布から導かれる光エネルギー吸収密度分布や光吸収係数分布、組織を構成する物質の濃度分布を示すものである。物質の濃度分布とは、例えば、酸素飽和度分布、トータルヘモグロビン濃度分布、酸化・還元ヘモグロビン濃度分布などである。

また、複数位置の被検体情報である特性情報を、２次元または３次元の特性分布として取得してもよい。特性分布は被検体内の特性情報を示す画像データとして生成され得る。

本発明でいう音響波とは、典型的には超音波であり、音波、超音波と呼ばれる弾性波を含む。光音響効果により発生した音響波のことを、光音響波または光超音波と呼ぶ。音響検出器（例えば探触子）は、被検体内で発生または反射した音響波を受信する。

【０００９】

< 実施例１ >

図１は、本発明の実施の形態に係るファントムの実施例１を示す断面図である。実施例１のファントム１００は、皮膚層１（以下「層１」と略称する）（第１の構成成分）と、層１と着脱可能な脂肪層２（第２の構成成分）（以下「層２」と略称する）とを有する。ファントム１００は、さらに、層２と着脱可能な乳腺層３（第３の構成成分）（以下「層３」と略称する）と、層３の内部に設けられ、光源５からの所定の波長の光を吸収して膨張する光吸収体４と有する。層１，２，３は、それぞれ生体の皮膚層、脂肪層、乳腺層を模擬したものである。光吸収体４は、生体の癌などの腫瘍を模擬したものである。層１，２，３と光吸収体４は、ポリオールおよびポリオールに分散可能な化合物から構成され、ポリオールおよびポリオールに分散可能な化合物によりそれぞれの物性値が決定されるものである。なお、これに限られず、超音波エコー技術を利用した被検体情報取得装置の校正に本実施例のファントムを適用する場合には、光吸収体４に換えて、装置から送信される超音波を反射する反射体を設けても良い。この反射体は、上記同様に、生体の癌などの腫瘍を模擬したものであるとして構成されても良い。この反射体の音響インピーダンスは、層３のものと異なるものであっても良い。このようにすることで、超音波エコー技術を利用した被検体情報取得装置の校正用ファントムを構成可能である。

【００１０】

層１，２，３と光吸収体４を構成するポリオールは、ポリエーテルポリオールが好ましい。ポリエーテルポリオールは、生体部位の音響伝搬特性に関する相関性、および親水性樹脂に関わる吸水率の点において好ましいからである。層１，２，３と光吸収体４を構成するポリオールは、エチレンオキサイドとプロピレンオキサイドのモル比率が５０：５０、および数平均分子量が６０００の共重合体を用いた。しかしこれに限られず、他のポリオールを用いることも可能である。また、本実施例では、ヘキサメチレンジイソシアネート（ＨＤＩ）を用いてポリオールを樹脂硬化した場合について説明する。しかしこれに限られず、他のイソシアネート化合物および硬化剤を用いることも可能である。

【００１１】

層１，２，３、および光吸収体４の等価散乱係数および光吸収係数は、光散乱性或いは

光吸収性を有する化合物を分散することで調整する。そうすることで、層 1, 2, 3、および光吸収体 4 の光伝搬特性は、生体部位の光伝搬特性に実質的に近似できるからである。光散乱性或いは光吸収性を有する化合物は、その粒子に表面修飾等が施される。そうすることで、光散乱性或いは光吸収性を有する化合物の上記ポリオールに対する分散均一性は、高まるからである。光散乱性を有する化合物は、酸化チタンに対して酸化アルミニウムとヘキサメチルジシラザンによる表面処理を施したものである。しかしこれに限られず、他の表面処理方法を施した酸化チタンを用いることも可能である。光吸収性を有する化合物は、カーボンブラック顔料との親和性を有するポリエーテル分散剤である。しかしこれに限られず、他の顔料、および分散剤を用いることも可能である。

【0012】

10

(ファントムの形成について)

以下に、ファントム 100 の特性値の調製方法を説明する。まず、ポリオールが入れられたビーカーに光散乱性或いは光吸収性を有する化合物が分散され、攪拌された後に真空脱泡が行われる。ここで、分散された光散乱性を有する化合物は、酸化アルミニウムおよびヘキサメチルジシラザンにより表面処理を施した酸化チタン(平均粒子径 $0.21 \mu\text{m}$)である。分散された光吸収性を有する化合物は、カーボンブラック顔料および顔料との親和性を有するポリエーテル分散剤の混合物である。ポリオールは、エチレンオキサイドとプロピレンオキシドのモル比率が 1 : 1 のポリエーテルポリオール共重合体(数平均分子量 6000)である。次に、硬化剤となる HDI がポリオールに対して添加され攪拌された後、真空脱泡が行われ、所定の金型に流し込まれて熱硬化が行われる。そうすることで、ポリオールが硬化される。

20

【0013】

ファントム 100 のサイズは、 $160 \times 220 \text{ mm}$ である。層 1, 2, 3 の厚さは、それぞれ 2 mm、5 mm、20 mm である。層 1, 2, 3 は、それぞれ気泡が入らないように重ね合わされ、減圧処理が施されることにより圧着される。光吸収体 4 は、直径 5 mm の球体であり、光照射に起因する音響波を発生しない透明のナイロンワイヤーを用いて層 3 を作成する金型内に配置し、層 3 の内部に形成したものである。

【0014】

層 1, 2, 3 と光吸収体 4 の物性値は、文献値を参考にして調整したものである。すなわち、音響特性(音響インピーダンス、音響減衰率等)は、HDI の添加量を調整することにより、調整したものである。光吸収係数は、カーボンブラック顔料の分散量を調整することにより、等価散乱係数は、酸化チタンの分散量を調整することによりそれぞれ調整したものである。

30

【0015】

皮膚層 1 の物性値は、以下のように調整されたものである。すなわち、37 °C において、音速は、 1534 m/s であり、密度は、 1.04 であり、音響インピーダンスは、 1.60 rayl であり、音響減衰は、 $3.35 \text{ dB/(cm} \cdot \text{MHz)}$ である。また、被検体情報取得装置による照射光の中心波長 797 nm において、光吸収係数は、 $0.041 / \text{mm}$ であり、等価散乱係数は、 $2.12 / \text{mm}$ である。また、常温において、24 時間後の吸水率は、 10.3% である。

40

【0016】

脂肪層 2 の物性値は、以下のように調整されたものである。すなわち、37 °C において、音速は、 1379 m/s であり、密度は、 1.03 であり、音響インピーダンスは、 1.42 rayl であり、音響減衰は、 $0.52 \text{ dB/(cm} \cdot \text{MHz)}$ である。また、被検体情報取得装置による照射光の中心波長 797 nm において、光吸収係数は、 $0.004 / \text{mm}$ であり、等価散乱係数は、 $0.93 / \text{mm}$ である。また、常温において、24 時間後の吸水率は、 8.9% であった。

【0017】

乳腺層 3 の物性値は、以下のように調整されたものである。すなわち、37 °C において、音速は、 1496 m/s であり、密度は、 1.02 であり、音響インピーダンスは、 1

50

．52raylであり、音響減衰は、 $0.84\text{ dB}/(\text{cm}\cdot\text{MHz})$ である。また、被検体情報取得装置による照射光の中心波長797nmにおいて、光吸収係数は、 $0.01/\text{mm}$ であり、等価散乱係数は、 $1.02/\text{mm}$ である。また、常温において24時間後の吸水率は、9.6%である。

【0018】

上記のような層1, 2, 3から構成されるファントム100の光伝搬特性および音響伝搬特性は、乳房組織の特性とほぼ等しいものである。

【0019】

光吸収体4の物性値は、以下のように調整されたものである。すなわち、音速は、 1508.3 m/s であり、密度は、 1.08 であり、音響インピーダンスは、 1.63 rayl であり、音響減衰は、 $1.08\text{ dB}/(\text{cm}\cdot\text{MHz})$ である。また、被検体情報取得装置による照射光の中心波長797nmにおいて、光吸収係数は、 $0.098/\text{mm}$ であり、等価散乱係数は、 $0.92/\text{mm}$ である。このような調整された光吸収体4の光伝搬特性および音響伝搬特性は、悪性腫瘍のものと略等しいものである。ファントム100は、層1, 2, 3が圧着されることにより積層されて形成される。このため、層1, 2, 3は、それぞれの境界面で引きはがすことが可能であり、引きはがした後、再び圧着させることも可能である。したがって、ファントム100は、層1, 2, 3のそれぞれを着脱可能に構成されるものである。また、層1, 2, 3は、それぞれが互いに着脱可能に構成されても良い。例えば、層3に層1を着脱可能に構成するようにしても良い。

【0020】

層1, 2, 3それぞれの光吸収係数は、それらが含有する顔料の量を調整することにより調整が可能である。この顔料は、例えばカーボンブラック等が適用できる。層1, 2, 3それぞれの光吸収係数は、これらの層1, 2, 3に含有される顔料の量が大きくなるほどそれぞれ大きくなるものである。層1, 2, 3それぞれの等価散乱係数は、これらの層1, 2, 3が含有する表面処理を施した酸化チタン（平均粒子径 $0.21\mu\text{m}$ ）の量を調整することによりそれぞれ調整が可能である。この表面処理を施した酸化チタンは、酸化アルミニウムおよびヘキサメチルジシラザンにより表明処理が施されたものであるが、他の表面処理が施されて形成されたものでも良い。層1, 2, 3それぞれの等価散乱係数は、これらの層1, 2, 3に含有される表面処理を施した酸化チタンの量が大きくなるほどそれぞれ大きくなるものである。層1, 2, 3それぞれの吸水率は、それらが含有するヘキサメチレンジイソシアネート（HDI）の量を調整することにより調整が可能である。層1, 2, 3それぞれの吸水率は、これらの層1, 2, 3に含有されるヘキサメチレンジイソシアネートの量が大きくなるほどそれぞれ小さくなるものである。層1, 2, 3の吸水率は、それぞれ5%～10%の範囲内のものが好ましい。吸水率が5%以下で層1, 2, 3を構成した場合、層1, 2, 3の硬度が高くなり過ぎ、互いに剥がれやすくなるからである。また、吸水率が10%以上で層1, 2, 3を構成した場合、層1, 2, 3が柔らかくなり過ぎてそれぞれの形を維持することができないからである。また、層1, 2, 3の吸水率は、それぞれ5%～10%の範囲内のものであるとき、それぞれの形を維持しつつ粘着性にも優れたものとなるからである。層1, 2, 3それぞれの音速は、それらが含有するヘキサメチレンジイソシアネートの量を調整することにより調整が可能である。層1, 2, 3それぞれの音速は、これらの層1, 2, 3に含有されるヘキサメチレンジイソシアネートの量が大きくなるほどそれぞれ大きくなるものである。層1, 2, 3それぞれの上記物性値は、上記材料の含有量をそれぞれ適宜調整することで所望のものとすることができる。なお、光吸収体4の物性値は、層1, 2, 3と同様の方法で所望の値に調整しても良いし、他の方法で調整しても良い。

【0021】

図2は、実施例1のファントムの使用例を示すブロック図であり、図1に対応する部分には同一の番号を付して、必要のない限り説明を省略する。図2における被検体情報取得装置200（以下、「装置200」と略称する）は、ファントム100を用いて校正されるものである。装置200は、光源5と、光学系6と、保持板7と、保持板8と、探触子

10

20

30

40

50

１０と、データ処理部１１と、表示部１２とをベースに構成される。ファントム１００は、保持板７および保持板８との間に挟持されている。以下ではまず、装置２００の各構成を説明する。

【００２２】

光源５は、ナノ秒オーダーのパルス幅で、所定の波長の光を発生するものである。光源５は、生体部位を構成する水、脂肪、ヘモグロビンなどに吸収されやすい波長の光を発生する。この所定の波長は、例えば、血液中のオキシヘモグロビンおよびデオキシヘモグロビンにより吸収されやすい６００ - １１００ nmの波長領域のものであっても良い。光源５は、例えば、異なる波長を切り替えて発生可能な半導体レーザーなどから構成されても良い。本実施例の光源５は、チタンサファイア（Ti-S）レーザーから構成したものである。なお、光吸収体４は、６００ - １１００ nmの波長領域の波長の光に対して高い光吸収性を有するように構成されても良い。癌等を模擬するものだからである。

10

【００２３】

光学系６は、光源５から射出された光を被検体に照射するために設けられる。光学系６は、光源５から射出された光を被検体に照射する照射端まで導く光ファイバーを有する。光学系６は、光源５から射出された光を、保持板７と被検体との接触面の全領域が照射されるように拡大する光学レンズをさらに有する。光学系６は、その拡大した光を、保持板７を介して被検体に照射する。なお、本実施例では、被検体は、ファントム１００であり、そのファントム１００での校正後は、人体の乳房等であっても良い。光吸収体４は、光学系６により光が保持板７を介して照射されることで光音響波１３を発生するものである。

20

【００２４】

保持板７、８は、光源５が発する光に対して高透過性を有するとともに音響波に対して低減衰性を有することが望ましい。保持板７、８の材料は、例えば、ガラス、ポリメチルペンテン、ポリカーボネート、アクリル等である。保持板７、８は、本実施例では、ポリメチルペンテンを材料として構成した。

【００２５】

ファントム１００は、保持板７と保持板８との間に挟持されている。ファントム１００は、この場合、その表面に水またはジェルを塗布してから挟持するようにした。保持板７或いは保持板８とファントム１００との間に存在する気泡の発生を防げるからである。

30

【００２６】

探触子１０は、光音響波の検出が可能な構成とした。探触子１０は、例えば、チタン酸ジルコン酸鉛（PZT）からなる振動子を複数配列して構成したものである。探触子１０は、例えば、１ mmずつ保持板８に沿って移動が可能であり、検出可能な音響波の中心周波数は１ MHzである。探触子１０の受信面は、光学系６の光照射端の端面と平行になるように設けられている。ファントム１００は、この探触子１０と光学系６の光照射端との間に設けられる。このようにすることで、装置２００は、保持板７側から光をファントム１００に照射し、その照射に基づいてファントム１００から発生する音響波を保持板８側の探触子１０で検出するように構成される。

【００２７】

40

データ処理部１１は、光の照射によりファントム１００から発生した音響波に基づき、画像再構成して実測データからなる画像データを形成した場合の、画像データの解像度の理想値を校正目標値としてメモリに予め格納している。この校正目標値は、実測値と比較され、この実測値がこの校正目標値に近づくように装置２００が校正されるように用いられるものである。データ処理部１１は、校正目標値と実測値とを比較する演算部、測定誤差を補正する補正部、および校正目標値と実測値との値が大きく異なる場合にエラー判定を行うエラー判定部を有するものである。しかしこれに限られず、理想的な画像データを校正目標値としてメモリに格納するようにし、その理想画像データと実測画像データとを比較するようにしても良い。

【００２８】

50

表示部 12 は、画像データに基づいてユーザーが視認可能な表示画像を形成する。表示部 12 は、各演算の演算結果およびエラー判定結果等を表示するものである。表示部 12 は、例えば、液晶表示パネル、プラズマディスプレイ、有機 EL 等から構成される。

【0029】

本発明の種々の特徴の実施は上記に説明した実施例に限るものではない。例えば、実施例 1 のファントム 100 は特に乳房を模擬したものであるが、乳房以外の手、足、または顔等を模擬したものであっても良い。

【0030】

図 3 は、上記本発明の実施例 1 におけるファントム 100 を用いた装置校正を示すフローチャートである。フローは、ファントム 100 を構成するための種々のパラメータの皮膚層 1、脂肪層 2、乳腺層 3 が準備されることでスタートする。この場合、皮膚層 1 として例えば、種々の人種に応じた複数のものが準備される。脂肪層 2 および乳腺層 3 についても同様に準備される。

【0031】

ステップ S2 で、準備された層 1, 2, 3 を適宜組み合わせてファントム 100 が構成され、ステップ S4 へ移行する。ステップ S4 で、構成されたファントム 100 が所望のものであるか否かがユーザーにより判断される。そして、模擬できていると判断されればステップ S6 へ移行する。一方、模擬できていないと判断されればステップ S2 へ移行して、ステップ S2 で、再び他の層 1, 2, 3 の組み合わせから特性を異にする他のファントム 100 が構成される。

【0032】

ステップ S6 で、装置 200 が給電され、校正スタンバイの状態とされ、ステップ S8 へ移行する。ステップ S8 で、前段のステップで構成されたファントム 100 が装置 200 の保持板 7 と保持板 8 との間に挟持されて固定され、ステップ S10 へ移行する。この場合、保持板 8 とファントム 100 との間には音響結合剤である超音波ジェル、或いはひまし油等が充填されてから挟持される。この音響結合剤は、光吸収体 4 から発生する音響波を保持板 8 まで好適に伝搬可能なものであり、保持板 8 もこの音響波を好適に伝搬可能に構成されたものである。このため、この音響波は最終的に探触子まで好適に伝搬されるものである。ステップ S10 で、装置 200 の装置の各パーツの調整がされる。この場合、例えば光学系 6 が有するレンズ、探触子 10 の位置、保持板 7, 8 の配置や挟持する力、ファントム 100 の位置、音響結合剤の量等が調整される。或いは装置 200 のソフトウェア的な各パラメータの所望状態からのズレを補正するための補正值が装置 200 に対して設定されることで装置 200 が調整されても良い。装置 200 のソフトウェア的な各パラメータは、例えば、光源 5 から射出されるレーザー光の強度の設定値等である。ステップ S10 では、このような装置 200 の調整が行われ、ステップ S12 に移行する。

【0033】

ステップ S12 で、ファントム 100 に対して、光学系 6 が順次光照射位置へ移動されながら順次光がファントム 100 へ照射される。これに伴い、探触子 10 も光学系 6 の動きと同期してファントム 100 の裏面に沿って移動される。そして、光の照射毎に発生する音響波が探触子 10 により受信され、電気信号へと変換され、その電気信号がデータ処理部 11 へ送出される。そして、光の照射毎に順次電気信号がデジタル信号に変換されてデータ処理部 11 内のメモリに順次格納される。この場合、デジタル信号への変換は、データ処理部 11 内にアナログ/デジタルコンバータが設けられ、このアナログ/デジタルコンバータにより行われても良い。そして、一連の光照射およびデジタル信号の格納処理が終了して、ステップ S14 に移行する。

【0034】

ステップ S14 で、上記メモリに格納されたデジタル信号から画像再構成処理が行われる。そして、光照射によって生じた音響波の発生源分布、被検体内の初期音圧分布、あるいは初期音圧分布から導かれる光エネルギー吸収密度分布や光吸収係数分布、組織を構成する物質の濃度分布に基づいた画像データが生成され、ステップ S16 へ移行する。ステ

10

20

30

40

50

ステップS16で、生成された画像データがデータ処理部11内のメモリに格納され、ステップS18に移行する。ステップS18で、理想とするファントム100の画像データが校正目標値として読み出され、ステップS20に移行する。この場合、この読み出しデータは、予め装置200内のメモリ等に格納されていても良いし、装置200の外部から入力されても良い。この読み出しデータである画像データに基づいて表示部12により表示された画像は、いわゆる装置200が正しく校正された場合に表示されるであろう画像である。ステップS20で、ステップS16で格納された画像データと、ステップS18で読み出された画像データとが比較される。この場合、一方の画像データの各座標の輝度値と、他方の画像データの各座標の輝度値とが、同じ座標同士において差分演算され、その差分結果が座標ごとに出力され、ステップS22に移行する。しかしこれに限られず、双方の画像データが表示部12により表示され、双方の表示画像がユーザーの肉眼によって比較されても良い。または、双方の画像データが表示部12に表示されたときの表示画像の先鋭度や、双方の画像データの相関係数が算出され、その算出結果に基づいて比較処理が行われても良い。

10

【0035】

ステップS22で、前段の差分結果が所定の許容範囲内に収まっているか否かが判定される。この場合、所定の範囲内に収まっている値の座標の個数が所定の個数以上存在する場合は、装置200の校正処理が終了され、フローを終了する。一方、所定の範囲内に収まっている値の座標の個数が所定の個数よりも少ない場合はステップS24に移行する。ステップS24で、差分結果が上記許容範囲の上限値よりも大きい場合であって、その差分結果と上限値との差が所定の値よりも大きいときはステップS26に移行し、その差が所定の値よりも小さいときはステップS28へ移行する。また、ステップS24では、差分結果が上記許容範囲の下限値よりも小さい場合であって、その差分結果と下限値との差が所定の値よりも大きいときはステップS26に移行し、その差が所定の値よりも小さいときはステップS28へ移行する。ステップS26では、表示部12によりエラー表示が表示され、フローを終了する。ステップS28では、超音響測定の測定誤差が算出される。そして、その算出結果に基づいて装置200の再調整のための補正値が算出され、ステップS10へ移行する。そして、ステップS10では、その補正値に基づいて再びその測定誤差を補正するように装置200の各設定が変更されることで装置200の調整が行われる。そして、ステップS22でYesに進みフローを終了するか、ステップS26で、表示部12によりエラーが表示され、フローを終了するまで上記の処理が繰り返される。なお、超音響測定とは、装置200が被検体であるファントム100に対して光を照射し、その照射に基づいて発生する音響波13を探触子10で受信し、データ処理部11に実測値画像データを格納するまでの一連の処理のことを指すものとする。また、これに限られず、ステップS28で算出される測定誤差を、装置200の特性評価の指標として、装置200の特性評価に用いることも可能である。

20

30

【0036】

このように校正処理が行われることで、装置200が好適に校正される。

【0037】

<その他の実施形態>

本発明は、上述の実施形態の1以上の機能を実現するプログラムを、ネットワーク又は記憶媒体を介してシステム又は装置に供給し、そのシステム又は装置のコンピュータにおける1つ以上のプロセッサがプログラムを読み出し実行する処理でも実現可能である。

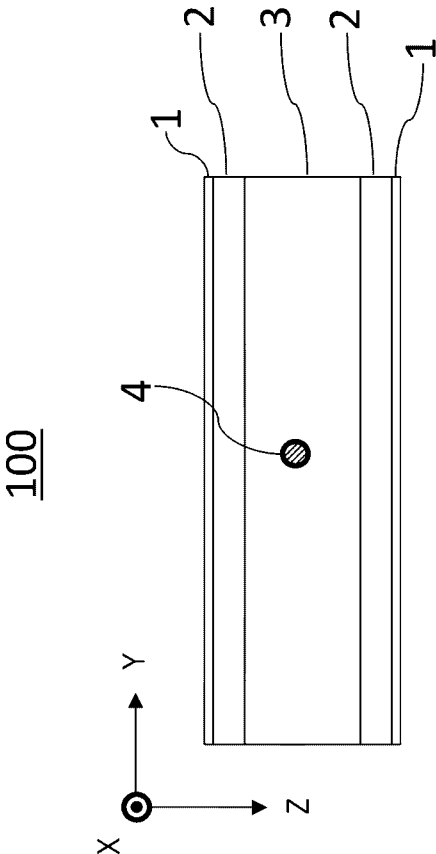
40

【符号の説明】

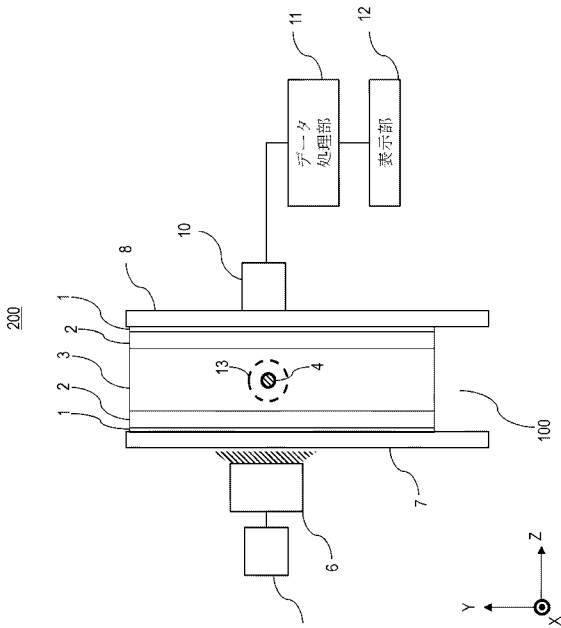
【0038】

1 皮膚層、2 脂肪層

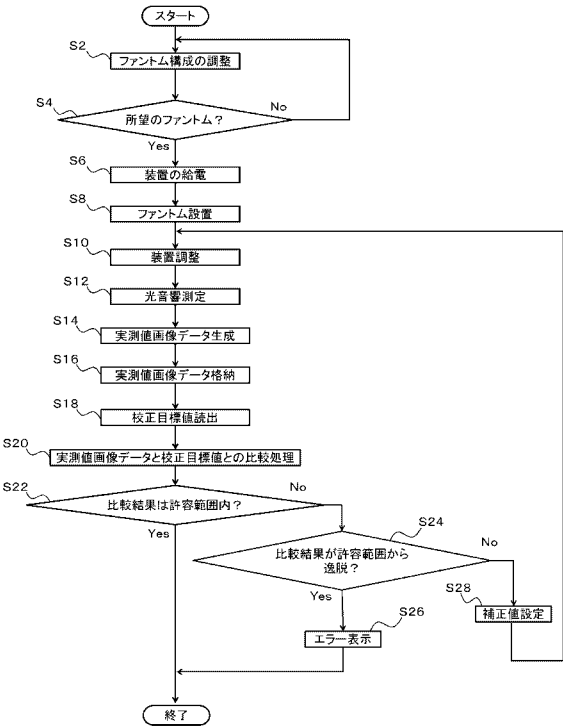
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(72)発明者 吹田 貴弘

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

Fターム(参考) 2C032 CA01

4C601 DD08 DE16 EE22 JC19 LL17 LL19

专利名称(译)	幻象		
公开(公告)号	JP2016202835A	公开(公告)日	2016-12-08
申请号	JP2015091890	申请日	2015-04-28
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	吹田貴弘		
发明人	吹田 貴弘		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/14 G09B23/28		
FI分类号	A61B8/13 A61B8/14 G09B23/28		
F-TERM分类号	2C032/CA01 4C601/DD08 4C601/DE16 4C601/EE22 4C601/JC19 4C601/LL17 4C601/LL19		
代理人(译)	川口义行 中村刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够容易地改变特征的体模。解决方案：幻影100用于评估超声波装置或光声装置的特征。模体包括：模拟生物体部分的第一部件的第一层1；以及第二层2，其形成为使得第一层1能够可拆卸地附接到其上，并且模拟生物体部分的第二部件。第二层2的吸水率大于第一层1的吸水率，第二层2由亲水性树脂形成。第一层1层叠到第二层2.体模还包括模拟生物体部分的第三组分的第三层3。第二层2形成为使得第三层3能够可拆卸地附接到其上。选择的图示：图1

