

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6452110号
(P6452110)

(45) 発行日 平成31年1月16日(2019. 1. 16)

(24) 登録日 平成30年12月21日(2018. 12. 21)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/13 (2006.01)

A 6 1 B 8/13

請求項の数 17 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2015-22248 (P2015-22248)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成27年2月6日(2015. 2. 6)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2016-144523 (P2016-144523A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成28年8月12日(2016. 8. 12)	(74) 代理人	110002860
審査請求日	平成30年1月29日(2018. 1. 29)		特許業務法人秀和特許事務所
		(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	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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 手持ち式プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

把持部と、

音響波を受信して電気信号を出力する複数の検出素子と、

前記複数の検出素子が配置された検出面と、

光源から照射された光を吸収して音響波を発生させる光吸収体が配置された光吸収体支持部と、

を有することを特徴とする手持ち式プローブ。

【請求項 2】

前記検出面に配置された、前記光を照射する出射端をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の手持ち式プローブ。

10

【請求項 3】

前記光吸収体支持部は、前記検出面が被検体に対向するように前記手持ち式プローブが前記被検体に押し当てられるとき、前記被検体と前記検出面の間に位置することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の手持ち式プローブ。

【請求項 4】

前記検出面は、前記被検体に対して凹んだ形状であることを特徴とする請求項 3 に記載の手持ち式プローブ。

【請求項 5】

前記光吸収体支持部は膜状の部材であり、

20

前記光吸収体は前記膜状の部材に設けられている
ことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の手持ち式プローブ。

【請求項 6】

前記光吸収体支持部と前記検出面の間に充填されたカップリング剤をさらに有する
ことを特徴とする請求項 5 に記載の手持ち式プローブ。

【請求項 7】

前記光吸収体支持部は、袋状の部材であり、
前記光吸収体が前記袋状の部材に設けられている
ことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の手持ち式プローブ。

【請求項 8】

前記袋状の部材に充填されたカップリング剤をさらに有する
ことを特徴とする請求項 7 に記載の手持ち式プローブ。

【請求項 9】

前記光吸収体はドット状である
ことを特徴とする請求項 5 ないし 8 のいずれか 1 項に記載の手持ち式プローブ。

【請求項 10】

互いに光吸収特性が異なる複数の前記光吸収体を有する
ことを特徴とする請求項 5 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の手持ち式プローブ。

【請求項 11】

前記光吸収体支持部は膜状の部材であり、
前記光吸収体は前記膜状の部材の、前記出射端からの光軸上に設けられている
ことを特徴とする請求項 2 に記載の手持ち式プローブ。

【請求項 12】

前記光吸収体支持部はゲルであり、
前記光吸収体は前記ゲルの内部に設けられている
ことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の手持ち式プローブ。

【請求項 13】

前記光吸収体は、シート状である
ことを特徴とする請求項 12 に記載の手持ち式プローブ。

【請求項 14】

前記シート状の光吸収体は、前記検出面と略等しい曲率を有する
ことを特徴とする請求項 13 に記載の手持ち式プローブ。

【請求項 15】

前記光吸収体支持部は、前記把持部に対して着脱可能である
ことを特徴とする請求項 1 ないし 14 のいずれか 1 項に記載の手持ち式プローブ。

【請求項 16】

請求項 1 ないし 15 のいずれか 1 項に記載の手持ち式プローブと、
情報処理部と、
を有し、

前記情報処理部は、前記検出面が被検体に対向するように前記手持ち式プローブが前記被検体に押し当てられた状態で前記被検体から伝搬した前記音響波に由来する前記電気信号を用いて、前記被検体内部の特性情報を取得する
ことを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項 17】

前記情報処理部は、前記光吸収体支持部に配置された前記光吸収体から発生した前記音響波が前記被検体により反射したエコー波に由来する前記電気信号を用いた前記特性情報と、前記光を照射された前記被検体内部から発生した光音響波に由来する前記電気信号を用いた前記特性情報と、を取得する
ことを特徴とする請求項 16 に記載の被検体情報取得装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、手持ち式プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

被検体内の光吸収体（例えば、生体内部の血管）を画像化する技術として、光音響イメージング（PAI：Photoacoustic Imaging）が知られている。光音響イメージングは、被検体に光が照射されると光音響効果により光吸収体から光音響波が発生することを利用し、光吸収体の分布を画像データ化する技術である。例えば光吸収体としてヘモグロビンを利用することで、生体内の血管を画像化できる。

10

【0003】

一方、被検体内の構造情報を描出する方法として、超音波イメージングが知られている。超音波イメージングにおいては、プローブに多数配置された検出素子（トランスデューサ）から被検体に超音波を送信する。そして、被検体内の音響インピーダンスの界面で生じる反射波を受信することで画像データを生成する。

【0004】

非特許文献1には、光音響イメージングによる画像と超音波イメージングによる画像とを、同一のハンドヘルド（手持ち式）プローブで取得する技術が記載されている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

20

【0005】

【非特許文献1】J. J. Niederhauser, M. Jaeger, R. Lemor, P. Weber, and M. Frenz, "Combined ultrasound and optoacoustic system for real-time high-contrast vascular imaging in vivo," IEEE Trans. Med. Imaging 24, 436-440(2005)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

一般的に、光音響プローブは受信専用の回路構成であり、超音波イメージングに利用するためには超音波送信用の回路を追加する必要がある。しかし、これにより製造コストが増大する。また、送受信を切り替えるためのスイッチ回路によりノイズが発生する可能性がある。さらに、検出素子に送信特性を持たせるために受信特性が低下する可能性もある。

30

【0007】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、光音響イメージングおよび超音波イメージングに好適、かつ構成が簡易な手持ち式プローブの提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、以下の構成を採用する。すなわち、
把持部と、
音響波を受信して電気信号を出力する複数の検出素子と、
前記複数の検出素子が配置された検出面と、
光源から照射された光を吸収して音響波を発生させる光吸収体が配置された光吸収体支持部と、
を有することを特徴とする手持ち式プローブである。

40

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、光音響イメージングおよび超音波イメージングに好適、かつ構成が簡易な手持ち式プローブを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

50

【図 1】実施形態 1 の手持ち式プローブの構成例を示す図。

【図 2】実施形態 1 の手持ち式プローブの断面図。

【図 3】実施形態 1 の処理フローを示す図。

【図 4】実施形態 1 の受信信号の様子を示す図。

【図 5】実施形態 2 のカバー部材の構成例を示す図。

【図 6】実施形態 3 の手持ち式プローブを示す図。

【図 7】被検体情報取得装置の構成を示したブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

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る。よって、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。

【0012】

本発明は、被検体から伝播する音響波を検出し、被検体内部の特性情報を生成し、取得する技術に関する。よって本発明は、被検体情報取得装置またはその制御方法、あるいは被検体情報取得方法や信号処理方法として捉えられる。本発明はまた、これらの方法を CPU 等のハードウェア資源を備える情報処理装置に実行させるプログラムや、そのプログラムを格納した記憶媒体としても捉えられる。

【0013】

本発明の被検体情報取得装置は、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または被検体表面の特定位置で発生して伝搬した音響波を受信（検出）する、光音響トモグラフィ技術を利用した装置を含む。このような被検体情報取得装置は、光音響測定に基づき被検体内部の特性情報を画像データ等の形式で得ることから、光音響イメージング装置とも呼べる。

【0014】

本発明の被検体情報取得装置には、被検体に音響波を送信し、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。

【0015】

光音響装置における特性情報とは、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吸収係数分布、組織を構成する物質の濃度分布を示す。具体的には、酸化・還元ヘモグロビン濃度分布や、それらから求められる酸素飽和度分布などの血液成分分布、あるいは脂肪、コラーゲン、水分の分布などである。また、特性情報は、数値データとしてではなく、被検体内の各位置の分布情報として求めてもよい。すなわち、吸収係数分布や酸素飽和度分布などの分布情報を被検体情報としてもよい。光音響波に由来する特性情報は、被検体内部の物質に起因する機能の違いを示す機能情報とも呼べる。

【0016】

超音波エコー装置により取得される特性情報は、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。超音波エコーに由来する特性情報は、被検体内部の構造を反映する形態情報とも呼べる。

【0017】

本発明という音響波とは、典型的には超音波であり、音波、音響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。探触子等により音響波から変換された電気信号を音響信号とも呼ぶ。

【0018】

[実施形態 1]

続いて本発明の実施形態 1 について、図面を参照しつつ説明する。以下の記載において、特に断りがなければ、「光音響波」とは被検体内部または表面の光吸収体から発生した

10

20

30

40

50

光音響波のことを指す。一方、プローブに配置された光吸収体から発生した光音響波のことは、「送信超音波」と呼ぶ。両者の区別を明確にする必要がある場合、それぞれ「被検体由来光音響波」および「プローブ由来光音響波」とも呼ぶ。また、送信超音波が被検体表面や内部で反射したエコー波を、「超音波エコー」と呼ぶ。ただしこれらの名称は区別を容易にするためのものであり、各弾性波の波長を限定する趣旨ではない。

【0019】

<プローブの構成>

図1は、本実施形態の手持ち式（ハンドヘルド型）プローブの構成例を示す図である。手持ち式プローブ1は、操作者が把持するための、円筒形状の把持部2を有する。把持部2は、各種の構成部品を保持する筐体としても機能する。把持部2は円筒形状に限られない。たとえば、楕円柱形状や、矩形柱形状でもよいし、操作者が把持しやすいように凹凸を設けても良い。

【0020】

検出面3は、把持部2の中心軸5と交差する面である。検出面3上には、複数の検出素子4（トランスデューサ）が設けられる。図1の手持ち式プローブ1は、不図示の光源から光学系6により導かれた光を、検出面3の略中央に配置された出射端6aから被検体に照射できる。

【0021】

図1において、検出面3は被検体に対して凹んだ形状の曲面である。検出面3を曲面とすることにより、超音波イメージングの測定対象を被検体内の関心領域にフォーカスできるという効果が得られる。曲面としては楕円体の一部の形状が好適であり、球冠状がより好ましい。ただし検出面3は平面であっても良い。手持ち式プローブ1は、検出面3が被検体と対向するように被検体に押し当てられる。

【0022】

複数の検出素子4は、被検体から伝搬する光音響波および超音波エコーを受信し、電気信号に変換して出力する。複数の検出素子4の配置方法は特に限定されない。例えば正方形の格子状や、矩形、五角形以上の多角形、円形、楕円形、扇形、同心円状など、様々な配置方法が利用できる。検出素子4の配列は、同心環状でも良い。これにより素子配置の対称性を高めて良好な再構成画像を得られる。またその際、光の出射端を中心として同心環状に素子を配置すると良い。

【0023】

検出素子4として、圧電素子、cMUT (Capacitive micromachined ultrasonic transducers)、P(VDF) (Polyvinylidene Difluoride)、ファブリペローセンサ等を利用できる。素子サイズや配置間隔は、用途に応じて受信感度と指向性の観点から決定すればよい。

【0024】

検出面3に配される複数の検出素子4によって、検出面3の70%以上を覆うことが好ましく、さらには、検出面3の85%以上を覆うことが好ましい。これにより、被検体から伝搬する光音響波および超音波エコーを様々な角度から効率的に受信し、精度の高い画像データを生成できる。

【0025】

それぞれの検出素子4は、関心領域に対して等しい立体角を有することが望ましい。そのため、検出素子4は、らせん配置やフィボナッチ配置のように、等分散的に配置されることが望ましい。また、検出素子4の配置数を増やしてSNRを高めるためには、出射端6aに対して検出素子4を同心環状に配置することが望ましい。

【0026】

不図示の光源としてはパルスレーザ装置が好適である。レーザ光としては、被検体内の光吸収体が吸収特性を有する波長の光が好ましい。たとえば血液中のヘモグロビンであれば、近赤外光が好適である。また複数の波長の光を発生させる波長可変レーザを用いることで、酸素飽和度などの詳細な情報を取得できる。ただしレーザ装置に代えて、フラッシュ

10

20

30

40

50

ュランプやＬＥＤなども利用できる。

【００２７】

光源からの光を伝搬する光学系６としては、ファイバ束、ミラー、プリズム、導波管など、各種の光学部材を利用できる。そして伝搬された光は、ファイバ束の末端のような出射端６aから被検体に照射される。

【００２８】

詳しくは後述するが、手持ち式プローブ１の被検体に接する側には、カバー部材７が設けられている。図中の光吸収体８は、カバー部材７上に配置される。すなわち本実施形態では、カバー部材が光吸収体支持部として機能する。手持ち式プローブ１の検出面３が被検体と対向するように押し当てられるとき、カバー部材は被検体と検出面の間に位置する。

10

【００２９】

図２は、被検体に当接された状態における手持ち式プローブ１の断面図である。本実施形態では検出面３が凹面状であるため、被検体１０に筐体を押し当てると空隙が形成される。カバー部材７は、そのとき被検体１０に当接する部材である。言い換えると、カバー部材７と、検出素子４が設けられた検出面３との間に、密閉空間が形成される。

【００３０】

この密閉空間には、検出素子４と被検体１０を音響的にマッチングさせるためのカップリング剤９が充填される。カップリング剤９としては音響インピーダンスが被検体１０に近いものが適している。カップリング剤９として例えば、水やひまし油を好適に利用できる。カップリング剤９には、光を被検体１０まで伝搬させるために、照射光に対する透過率が高いものを用いる。

20

【００３１】

カバー部材７は、光音響波および超音波エコーの伝搬を阻害しないように、可撓性を有することが好ましい。例えばゴムのように柔軟性の有る膜状部材が好適である。また、照射光を被検体１０まで伝搬させるために、光透過性を有する材料を用いる。カバー部材７にカップリング剤９が充填されることで、検出素子と被検体が音響的にマッチングする。カバー部材７はまた、被検体１０とカップリング剤９の直接接触を防ぐ。図２において、カップリング剤が充填されたカバー部材７を被検体１０に押し当てると、カバー部材７は被検体１０の形状に沿って変形し、被検体１０に密着する。

30

【００３２】

被検体１０とカバー部材７との間に、さらにカップリング剤を塗布してもよい。これにより被検体１０とカバー部材７との密着性や音響整合性が高まる。さらに、測定時にプローブ１の被検体１０に対する相対移動が滑らかになる。カバー部材７を袋状の部材として、プローブ１に対して着脱可能に構成しても良い。あらかじめカップリング剤が充填された袋状のカバー部材７を、たとえば測定ごとや被検体ごとに交換することは、衛生面で有用である。

【００３３】

なお、検出面３が平面状である場合でも、検出素子の保護、音響インピーダンス整合性の向上、被検者の快適性の向上などの観点から、カップリング剤を封入したカバー部材を設けることが好ましい。

40

【００３４】

< 光吸収体 >

カバー部材７は、ドット状の光吸収体８を有している。出射端６aからの光の一部が光吸収体８に照射されると、光音響効果により送信超音波Ｓ１０１が発生する。この送信超音波が被検体１０に到達し、関心領域１０aなどで反射して超音波エコーＳ１０３となる。これを検出素子で受信することで、超音波イメージングが実現される。一方、残りの照射光は被検体に到達し、光音響波を発生させる。これを検出素子が受診することで、光音響イメージングが実現される。このように超音波イメージングと光音響イメージングが、単一の、しかも超音波送信機能を持たない簡易な構成のプローブで実施できる。

50

【 0 0 3 5 】

送信超音波を効率的に発生させる観点から、光吸収体 8 は、光強度の高い中心軸 5 の上（光軸上）に配置されることが好ましい。光吸収体 8 のドットサイズは、送信超音波の周波数に影響を与える。従って、発生する送信超音波の周波数が検出素子 4 の帯域感度内に収まるように、吸収体のドットサイズを決定することが好ましい。ドットサイズの一例として、カバー部材 7 の厚さは 5 0 0 μm とするとき、光吸収体 8 のドットを直径約 4 0 0 μm とする。これにより被検体面に対する凹凸を少なくできる。

【 0 0 3 6 】

光吸収体 8 の材質としては例えば、カーボンを含有する材料など、送信超音波を効率的に発生させるものを用いる。また、光吸収体 8 が光を完全に吸収してしまうと光音響イメージングに影響が出る。そこで、一部の光が光吸収体 8 を回避または透過して被検体 1 0 まで到達するように、光吸収体 8 のサイズや材質を決定する。一例として、検出面 3 の直径が 5 0 0 mm 程度の手持ち式プローブにおいて、光照射領域が直径 1 5 mm の場合について検討する。このプローブで上述したような直径約 4 0 0 μm の光吸収体 8 を使用すれば、照射光の大部分は被検体まで到達できるので、光音響イメージングへの影響はほとんど生じない。

【 0 0 3 7 】

被検体との接触により光吸収体 8 の位置が中心軸 5 から大きくずれると、送信超音波の信号強度が低下する。そこで、カバー部材 7 を作成する際に、把持部 2 との近傍部のみに部分的に固い材質を用いると良い。なお、このような位置ずれに対処するために、カバー部材上に複数のドットを配置して、少なくともいずれかのドットは光軸上に存在するような構成も考えられる。ただし、複数のドットがあると、取得した超音波エコーがどのドットに由来するものかの判別が難しくなる。そのため、ドットは 1 個だけ配置することがより好ましい。

【 0 0 3 8 】

また、上述したようにカバー部材 7 を交換可能とする場合、光吸収体の材質、サイズ、個数、位置などが異なる複数のカバー部材を用意しておき、測定内容に応じて付け替えても良い。また、カバー部材 7 は、弁のような注入口を有する構成としても良い。これにより、カバー部材 7 と検出面との間には、測定の際にのみ注入口を介してカップリング剤を充填することができる。その結果、保管時や輸送時におけるカバー部材 7 の破損によるカップリング剤の漏出を防止できる。注入口は、測定に支障をきたさないように、検出面の辺縁部に設けることが好ましい。

【 0 0 3 9 】

< 処理フロー >

次に、図 3 を参照しつつ、本実施形態に係る測定シーケンスを説明する。図 3 (a) は主な処理フローを示す。図 3 (b) はステップ S 3 0 2 の詳細な説明であり、図 3 (c) はステップ S 3 0 5 の詳細な説明である。

【 0 0 4 0 】

(ステップ S 3 0 1 : 測定準備)

本ステップでは、装置を立ち上げる、手持ち式プローブ 1 にカバー部材 7 を取り付ける、当該プローブに超音波ジェルを塗布して被検体に接触させるなどのセッティングを行う。これにより、図 2 の模式図に示したような、測定が可能な状態になる。この例では、被検体 1 0 内の関心領域 (R O I) 1 0 a が測定対象である。

【 0 0 4 1 】

(ステップ S 3 0 2 : 光照射)

ステップ S 3 0 2 1 では、光源から照射されたのち光学系 6 により伝送された光が、出射端 6 a から照射される。ステップ S 3 0 2 2 では、カバー部材 7 に配置された光吸収体が光を吸収することで、プローブ由来光音響波 (送信超音波) S 1 0 1 が発生する。送信超音波のうち一部は、カップリング剤 9 を経由して検出素子 4 により受信される。送信超音波の別の一部は、関心領域 1 0 a 内部の構造体や被検体表面などの音響インピーダンス

10

20

30

40

50

界面で反射して超音波エコー S 1 0 3 となり、検出素子 4 により受信される。光照射の工程は、複数回繰り返し行っても良い。

【 0 0 4 2 】

さらに、関心領域 1 0 a の光吸収体が光を吸収することで、被検体由来光音響波 S 1 0 2 が発生する。光音響波は被検体内の領域やカップリング剤 9 を経由して検出素子 4 により受信される。

【 0 0 4 3 】

(ステップ S 3 0 3 : 音響波受信)

図 4 に、検出素子 4 が検出した音響波に基づく電気信号の代表例を示す。横軸は光照射後の経過時間を表す。電気信号は、音響波が発生後に通過した経路の長さと、通過した領域の音速に応じて定まる。縦軸は電気信号の強度を表す。

10

【 0 0 4 4 】

図 4 において、まず強度の大きい信号が観察される。これはカバー部材内に配置した光吸収体 8 に由来する、送信超音波 S 1 0 1 に対応する。次に観察される信号は、関心領域内の光吸収体から発生した、光音響波 S 1 0 2 に対応する。次に観察される信号は、送信超音波 S 1 0 1 が関心領域内の構造体によって反射された、超音波エコー S 1 0 3 に対応する。

【 0 0 4 5 】

なお正確には、関心領域内から発生した光音響波 S 1 0 2 も、構造体によって反射する。しかしこの反射波の発生エネルギーは小さいため、信号強度は小さく、一般的には無視されるか、観察されない。また、このとき関心領域の大きさが、カバー部材内に配置されたドット状の光吸収体との距離に対して小さければ、信号同士が同時に観察されることはない。

20

【 0 0 4 6 】

(ステップ S 3 0 4 : 信号処理)

本ステップでは、各検出素子から出力された電気信号に対して、必要に応じた信号処理が施される。例えば、増幅処理、アナログ電気信号に対するデジタル化処理、音響波の経路長や光量に応じたゲイン処理、素子特性の補正処理などが挙げられる。

【 0 0 4 7 】

(ステップ S 3 0 5 : 画像再構成)

30

本ステップでは、光音響波を用いた光音響イメージング処理や、超音波エコーを用いた超音波イメージング処理が行われる。ステップ S 3 0 5 1 や S 3 0 5 3 における画像再構成の際には、既知の各種の手法を利用できる。なお、本ステップの処理は図 3 (c) で示した流れに限らず、超音波画像と光音響画像を並列に生成してもよい。

【 0 0 4 8 】

光音響波の再構成には、三次元空間におけるバックプロジェクションアルゴリズムが適用できる。例えば U B P 法 (U n i v e r s a l B a c k - P r o j e c t i o n) であれば初期音圧分布 $p_0(r)$ は次式 (1) により時間空間上で推定される。

【数 1】

$$p_0(r) = \int_{\Omega_0} b(r_0, t = |r - r_0|) \frac{d\Omega_0}{\Omega_0} \quad \cdots (1)$$

40

このとき投影データに相当する項 $b(r_0, t)$ を、式 (2) に示す。

【数 2】

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

【 0 0 4 9 】

50

また、任意のデータ領域に対する受信器の立体角の項 $d\Omega_0$ は、式(3)となる。

【数3】

$$d\Omega_0 = \frac{dS_0}{|r - r_0|^2} \cos \theta \quad \dots(3)$$

ここで、 $p(r)$ は S100 で取得した光音響波信号、 r は各検出素子の位置、 t は時間であり、 θ は受信器と任意のデータ領域とがなす角度である。

【0050】

また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、投影データ項 $b(r_0, t)$ は、式(4)のようにしてもよい。

10

【数4】

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

【0051】

カバー部材7は、被検体に接触することで変形するため、カバー部材7に設けられた光吸収体8の位置が、被検体に接触していない場合と比べて変わっている場合がある。そこで、この光吸収体8の変位による信号への影響を補正しても良い。光吸収体の位置情報は、ステップ3052において、光吸収体8から検出素子に直接入射する光音響波 S101 に基づいて取得できる。ステップ S3053において、反射超音波の画像再構成 $I(r)$ 算出する際にも、光音響画像と同様に三次元空間においてバックプロジェクションアルゴリズムを適用した(式(5))。

20

【数5】

$$I(r) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \omega * S_i(t + \tau) \quad \dots(5)$$

30

ここで τ は、膜内の光吸収体から投影位置ボクセルまでの距離と、 i 番目の検出素子からの投影位置ボクセルまでの距離の和を音響伝搬速度で割ることで求まる遅延時間となる。

ω は窓関数などの重みファクターなどであり検出素子の指向性や再構成画像の所望の解像度や SN に応じて変更される。

【0052】

このとき被検体内部の変位が考慮された投影データとして、各検出素子が受信した時系列の信号から投影位置ボクセルに対して位相が揃うサンプリングデータ S_i を抽出して和を取ることで画像化できる。

【0053】

40

(ステップ S306 : 画像表示)

画像再構成により生成された超音波画像データおよび光音響画像データは、液晶ディスプレイなどの表示装置に表示される。表示方法としては、両画像を重畳表示したり、並べて表示したり、交互に表示するなど、任意の手法を利用して良い。ただし、画像を表示せずに画像データとして保存しても、本発明の効果は得られる。さらに、画像再構成を行う前の、検出素子から出力された RAW データや、補正処理のみ施された状態の電気信号であっても、カバー部材の光吸収体に由来する成分は含まれているので、本発明の効果は得られる。

【0054】

以上述べたように、本実施形態によれば、超音波イメージングと光音響イメージングが

50

、単一の、しかも超音波送信機能を持たない検出素子のみを備える簡易な構成のプロープで実施できる。したがって、複数のモダリティを用いた診断における、コスト低下、稼働率向上、メンテナンスの容易化などを期待できる。

【 0 0 5 5 】

[変形例]

カバー部材 7 として可撓性のある材質を用いた場合、被検体にプロープを押し当てる際の強度や方向に応じてカバー上の光吸収体の位置が変化する。その結果、音源となる光吸収体と被検体との位置関係が変化して、音源から被検体への送信超音波到達時間や、超音波エコーの検出素子までの到達時間が変化する。すると、デジタル化された電気信号中において、関心領域からの反射波由来の成分が含まれる位置がずれてしまい、再構成の精度に影響を及ぼす可能性がある。

10

【 0 0 5 6 】

また、音源と関心領域の距離が離れるほど送信超音波の減衰の度合いが大きくなるので、再構成画像の S N 比に影響を及ぼす可能性がある。さらに、照射光の減衰により、光の出射端と光吸収体との距離が離れるほど送信超音波の強度が小さくなるので、再構成画像の S N 比に影響を及ぼす可能性がある。

【 0 0 5 7 】

ここで、カバー部材の変形による光吸収体の位置の変化が把握できていれば、関心領域から伝搬した反射波由来の信号成分のデジタル信号中の位置が分かり、適切な再構成を行える。また、送信音響波自体の減衰や、照射光の減衰に応じた送信超音波強度の低下に対して、ゲイン処理などの補正を行える。そこで本変形例では、プロープを被検体に押し当てた状態（当接状態）で光吸収体の位置を予め把握する方法を説明する。

20

【 0 0 5 8 】

ユーザはまず、当接状態で予備的な光照射を行う。これにより、カバー部材中の光吸収体だけでなく、被検体内の光吸収体からも光音響波が発生するが、両者は検出時間や強度が異なるため識別可能である。そして、カバー部材中の光吸収体に由来する電気信号を用いて画像再構成を行う。その結果、光吸収体の位置情報が取得できる。

【 0 0 5 9 】

本変形例によれば、カバー部材に配置された光吸収体の位置を把握して、適切な画像再構成を実現できる。なお本変形例において、位置情報取得用の光照射と画像再構成用の光照射とは、必ずしも別々に行う必要はない。すなわち、図 4 のような電気信号を取得した後に、まず S 1 0 1 の部分を用いた画像再構成により光吸収体の位置を把握して、S 1 0 2（被検体由来光音響波に相当）と、S 1 0 3（超音波エコーに相当）の画像再構成に利用してもよい。

30

【 0 0 6 0 】

また別の変形例として、光の出射端が把持部の筐体に含まれない構成も考えられる。この場合、プロープとは別に光を出射する光学部材が必要になるが、光の照射位置と光吸収体の位置関係の自由度が増す。

【 0 0 6 1 】

さらに別の変形例として、カバー部材を袋状の部材とする構成も考えられる。検出面と膜状のカバー部材とで規定される領域にマッチング剤を封入する場合、検出素子 4 に対して防水処理を施す必要が生じ得る。しかし、カバー部材を袋状の部材とすることで、検出素子 4 に防水処理を施す必要性を低減できる。この場合も、袋状のカバー部材を把持部から着脱可能に構成できる。袋状のカバー部材の場合にも、マッチング剤を注入するための注入口を設けても良い。

40

【 0 0 6 2 】

[実施形態 2]

実施形態 1 では、カバー部材上に光吸収体のドットを 1 個だけ設けた。この場合、光吸収体から発生する送信超音波が届きにくい領域が被検体内部にあると、当該領域の再構成画像の精度が低下する。このような減少は、光吸収体の位置と関心領域とが離れている場

50

合や、送信超音波が減衰しやすい周波数を有している場合に起こりえる。そこで本実施形態では、カバー部材 7 に、互いに異なる吸収波長ピークを有する光吸収体のドットを複数配置した。

【 0 0 6 3 】

図 5 に、本実施形態のカバー部材 7 を被検体側から見た様子を示す。カバー部材 7 には、それぞれ光吸収特性の異なる光吸収体 1 (8 a)、光吸収体 2 (8 b)、光吸収体 3 (8 c)、光吸収体 4 (8 d)、光吸収体 5 (8 e) が配置されている。各光吸収体の配置位置は、出射端からの光が当たる範囲内が好ましい。なお図 5 では、カバー部材を挟んで逆側に存在する出射端および検出素子は省略している。

【 0 0 6 4 】

本実施形態では、光源として波長可変レーザ装置を用いる。そして、パルス毎や時間単位毎に、光吸収体のそれぞれに適した波長の光を照射し、送信超音波（プローブ由来光音響波）を発生させ、超音波エコーを検出する。この結果、音源の位置が互いに異なる 5 種類の受信信号が得られる。その後、メモリに保存された音響信号を平均化したり、音響信号それぞれから生成される再構成画像を平均化したりすることで、S/N 比の高い画像が得られる。

【 0 0 6 5 】

なお、上記の 5 種類の受信信号に含まれる被検体由来の光音響信号は、それぞれ異なる波長の照射光に起因しており、スペクトル情報から信号の種類の識別が可能である。そこで、これらの信号を用いることで、高精度な光音響イメージングを実行できる。例えば 5 種類の光の中に、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンのそれぞれに吸収されやすい波長の光が含まれていれば、酸素飽和度分布画像が高精度に取得できる。

【 0 0 6 6 】

本実施形態によれば、単一の、しかも簡易な構成のプローブによって、被検体内部の広い領域について光音響イメージングと超音波イメージングを実現できる。なお図 5 では符号 8 a ~ 8 e で示される 5 種類の光吸収体を設けたが、数や配置はこれに限定されない。

【 0 0 6 7 】

[実施形態 3]

上述の各実施形態では、カバー部材 7 にマッチング剤を封入していた。いっぽう本実施形態のプローブには、軟生物組織に近い音響インピーダンスを有し、照射光を透過する媒質であるゲル部材 1 1 を使用する。これにより、検出素子と被検体間での音響波の反射及び損失を低減できる。

【 0 0 6 8 】

図 6 (a) は、本実施形態に係る手持ち式プローブ 1 の構成を示す断面図である。ゲル部材 1 1 の一方の側は、空気が入らないように検出面 3 の曲面に沿った形状とする。一方被検体 1 0 に接する側は、被検体表面に適した形状とする。また、ゲル部材を取り外せるようにすれば、被検体ごとの交換が可能で衛生的である。さらに、このゲル部材 1 1 の内部に、検出面 3 と略等しい曲率を有するシート状光吸収体 1 2 を、光路の中心線 5 上に配置した。すなわち本実施形態では、ゲル部材が光吸収体支持部として機能する。

【 0 0 6 9 】

ゲル部材 1 1 を被検体側から見た様子を図 6 (b) に示す。送信超音波を効率的に発生させるために、シート状光吸収体 1 2 は光軸上を覆うように配置される。そのため、シート状光吸収体 1 2 の材質、厚み、サイズ等を決定する際は、照射光の全てを吸収するのではなく、一部は被検体まで透過させるように設計する。シート状光吸収体には、音響波に対する透過性も求められる。シート状光吸収体の材質として例えば、金、銀やアルミの薄膜が利用できる。

【 0 0 7 0 】

シート状光吸収体 1 2 で発生した光音響波のうち、検出素子と反対側に進行する伝搬したもの（送信超音波）は、シート状光吸収体 1 2 の曲率中心に伝搬する。従って、検出面 3 の曲率中心とシート状光吸収体 1 2 の曲率中心が一致していれば、送信超音波は当該曲

10

20

30

40

50

率中心に向って集束するように伝搬する。その結果、曲率中心において強い信号振幅が形成され、精度の高い画像データが得られる。また、光音響波の受信フォーカスが曲率中心にあることから、アーティファクトが抑制され、画像のＳＮ比が高くなる。その結果、関心領域内の画像が良好に得られるという効果が得られる。

【 0 0 7 1 】

なお、上述したようにゲル部材 1 0 を交換可能とする場合、シート状の光吸収体の材質、厚み、サイズ、位置などが異なる複数のゲル部材を用意しておき、測定内容に応じて付け替えても良い。例えば、光吸収体が厚ければ厚いほど、発生する光音響波の周波数が低くなる。この場合、光音響波が減衰しにくいいため、被検体の深部まで到達し、深い部位を画像化できる。一方、光吸収体が薄くなるほど、光音響波の周波数は高くなる。この場合、減衰はし易いものの、測定の解像度は向上する。よって、測定対象の深度や大きさに応じてゲル部材を交換して光音響波の周波数を変化させられる。

10

【 0 0 7 2 】

本実施形態によれば、単一の、かつ簡易な構成のプロープを用いて、被検体の超音波画像と光音響画像が高精細に得られる。

【 0 0 7 3 】

[変形例]

ここではシート状光吸収体について述べたが、ゲル部材の内部や表面付近に、ドット状や球状などの光吸収体を埋め込む構成でも良い。この場合でも、光音響波を送信超音波として用いる超音波イメージングを簡易な構成で実現できる。またその際、互いに光吸収特性の異なる複数の光吸収体を埋め込んでも良い。

20

【 0 0 7 4 】

[実施形態 4]

本実施形態では、図 7 を用いて、上記各実施形態で示した手持ち用プロープ 1 を用いた被検体情報取得装置について説明する。この装置は、超音波イメージングと光音響イメージングという 2 つのモダリティで被検体内部の画像データを生成できる。図 3 の処理フローは、実際には本実施形態のような被検体情報取得装置によって実行される。

【 0 0 7 5 】

装置の測定対象は被検体 1 0 である。装置は、プロープ 1、光源 1 3、信号処理部 1 4、情報処理部 1 5、表示部 1 6 を備える。ただし表示部 1 6 は必ずしも必要でなく、再構成された画像データをメモリに格納する構成でも良い。

30

【 0 0 7 6 】

プロープ 1 および光源 1 3 については上述したものをを用いる。信号処理部 1 4 は、図 3 のステップ S 3 0 4 における処理を行う。信号処理部 1 4 としては、増幅器、ＡＤ変換器、各種の補正回路などが利用できる。情報処理部 1 5 としては、ＣＰＵやメモリ等を備え、プログラム等に従って動作する情報処理装置、例えばＰＣやワークステーションが好適である。表示部 1 6 としては、液晶ディスプレイや有機ＥＬディスプレイなど、任意の画像表示装置を利用できる。

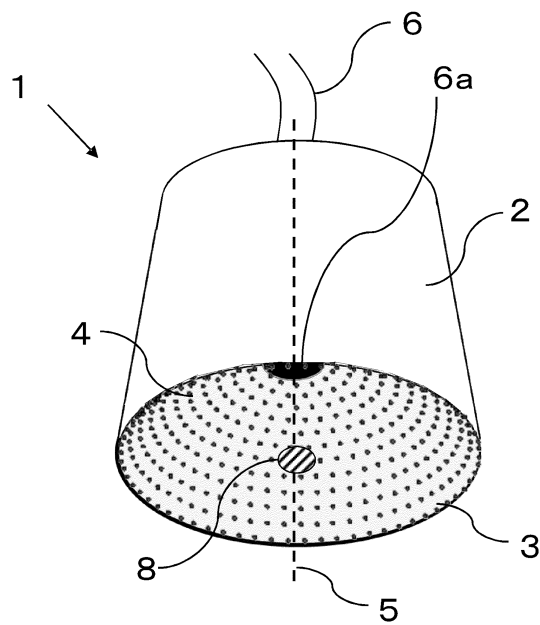
【 符号の説明 】

【 0 0 7 7 】

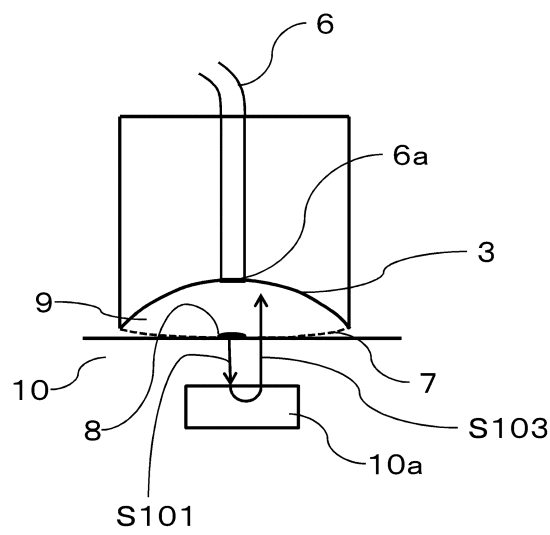
1：プロープ， 2：把持部， 3：検出面， 4：検出素子， 7：カバー部材， 8：光吸収体

40

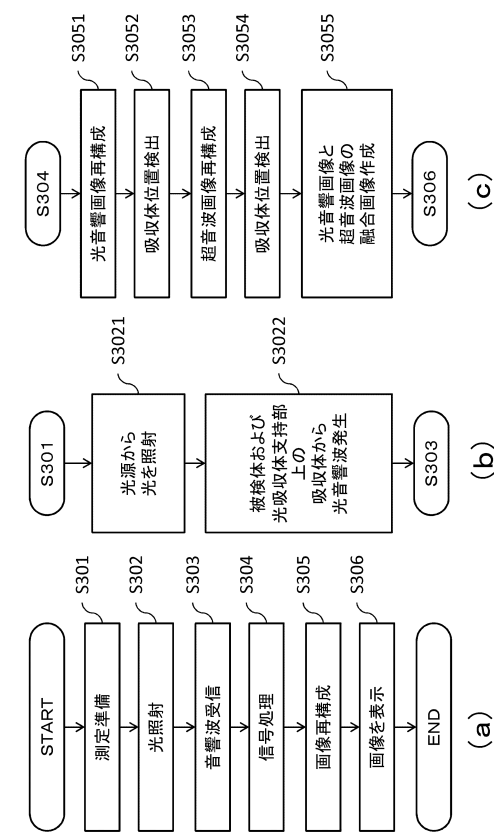
【図 1】



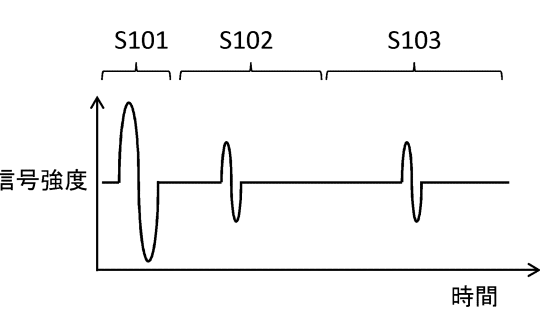
【図 2】



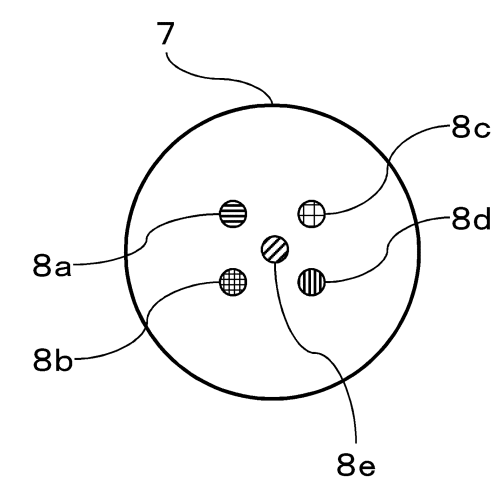
【図 3】



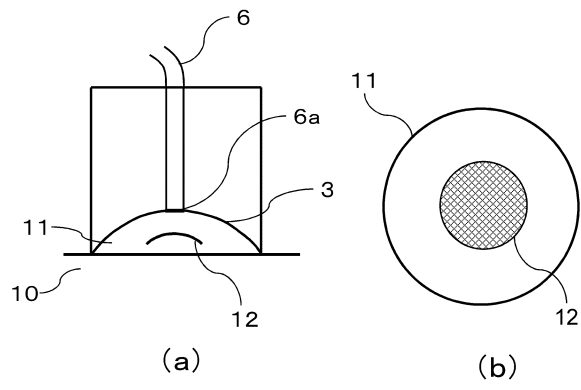
【図 4】



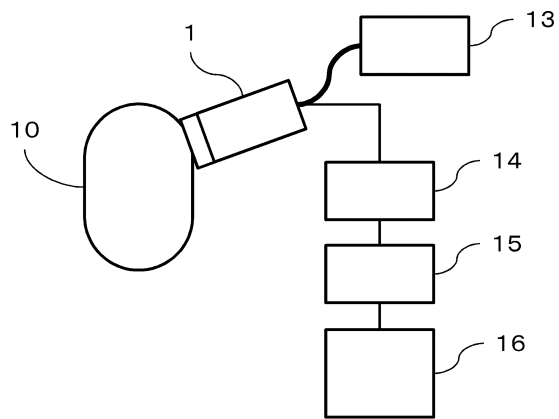
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(74)代理人 100131392

弁理士 丹羽 武司

(72)発明者 阿部 浩

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 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2013-233238(JP,A)

特開2013-84923(JP,A)

特開2013-208422(JP,A)

特開2013-172810(JP,A)

特開2012-135462(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

G01N 29/00 - 29/52