



斜め配置された導光体を備える光音響計測装置用プローブを小型化する。互いに平行な2つの側面71aと、光入射端面71bと、光出射端面71cとを有して平行平板状に形成された導光体71を備えている光音響計測装置用プローブにおいて、導光体71を、プローブ使用の際に被検体に対向するプローブ軸Cに対して2つの側面71aの一方がより近く他方がより遠くになり、かつプローブ軸Cに対して光出射端面71cがより近く光入射端面71bがより遠くなるように傾けて配置する。そして導光体71の上記光に対する屈折率、光音響計測時の導光体周囲媒質の上記光に対する屈折率をそれぞれ n_1 、 n_2 ($n_2 < n_1$) としたとき、光出射端面71cを、プローブ軸Cにより近い方の側面71aと角度 α [°] (ただし、 $90^\circ - \arcsin(n_2/n_1) < \alpha < 90^\circ$) をなすように斜めに形成する。

明 細 書

発明の名称：光音響計測装置および光音響計測装置用プローブ 技術分野

- [0001] 本発明は光音響計測装置、すなわち、生体組織等の被検体に光を照射し、この光照射により発生した音響波を検出して被検体に関する計測を行う装置に関するものである。
- [0002] また本発明は、上述のような光音響計測装置に用いられるプローブに関するものである。

背景技術

- [0003] 従来、例えば特許文献1および2や非特許文献1に示されているように、光音響効果を利用して生体の内部を画像化する光音響画像化装置が知られている。この光音響画像化装置においては、例えばパルスレーザ光等のパルス光が生体内に照射される。このパルス光の照射を受けた生体内部では、パルス光のエネルギーを吸収した生体組織が熱によって体積膨張し、音響波を発生する。そこで、この音響波を超音波プローブなどで検出し、それにより得られた電気的信号（光音響信号）に基づいて生体内部を可視像化することが可能になる。
- [0004] 上記光音響画像化装置等の光音響計測装置に用いられるプローブは、多くの場合、被検体に照射する光を発する機能も有するように構成される。その場合、被検体の画像化対象部位には光強度が均一化された光束を照射することが望まれるので、例えば特許文献2に記載があるように、光を導光体に入射させて、その導光体から出射した光束を被検体に光照射することが考えられている。
- [0005] この導光体は、内部で光が全反射を繰り返すようにして、照射光の光強度分布を均一化させるものであり、一般には、互いに平行な2つの側面と、光を入射させる光入射端面と、間に上記側面を置いて光入射端面と向き合い光を出射させる光出射端面とを有する平行平板状に形成される。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開 2 0 0 5 － 2 1 3 8 0 号公報

特許文献2：特開 2 0 0 9 － 3 1 2 6 8 号公報

非特許文献

[0007] 非特許文献1：A High-Speed Photoacoustic Tomography System based on a Commercial Ultrasound and a Custom Transducer Array, Xueding Wang, Jonathan Cannata, Derek DeBusschere, Changhong Hu, J. Brian Fowlkes, and Paul Carson, Proc. SPIE Vol. 7564, 756424 (Feb.23, 2010)

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] ところで、上述のプロープにおいては通常、生体内部等から発せられた音響波を検出する超音波振動子等の音響波検出部がプロープ軸上に存在するように配置される。そこで上記平行平板状の導光体を、この音響波検出部と干渉しないように、プロープ軸に対して斜めに配置することが考えられている。また、このように導光体を斜め配置することにより、導光体を垂直配置（つまりプロープ軸と平行で、被検体表面に垂直に対向する配置状態）する場合と比べて、被検体の表面近傍で吸収される光を少なくして、より深い位置まで光を到達させることもできる。

[0009] しかし導光体を斜め配置すると、それを垂直配置する場合と比べて、プロープの横幅がより長くなってしまいう問題が生じる。

[0010] 本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、導光体を斜め配置しても、横幅を短く保って小型に形成され得る光音響計測装置用プロープを提供することを目的とするものである。

[0011] また本発明は、上述のようなプロープを備えて、小型に形成され得る光音響計測装置を提供することを目的とするものである。

課題を解決するための手段

[0012] 本発明による光音響計測装置用プローブは、被検体に照射される光を出射する光照射部と、前記光の照射を受けることにより被検体から発せられた音響波を検出する音響波検出部とを有する光音響計測装置用プローブであって、

前記光照射部が、互いに平行な2つの側面と、前記光を入射させる光入射端面と、前記光入射端面との間に前記側面を置いて前記光を出射させる光出射端面とを有して平行平板状に形成された導光体を備えている光音響計測装置用プローブにおいて、記導光体が、プローブ使用の際に被検体に対向するプローブ軸に対して前記2つの側面の一方がより近く他方がより遠くになり、かつ、このプローブ軸に対して前記光出射端面がより近く前記光入射端面がより遠くなるように傾けて配置され、前記導光体の前記光に対する屈折率、および光音響計測時の導光体周囲の媒質の前記光に対する屈折率をそれぞれ n_1 、 n_2 ($n_2 < n_1$) としたとき、前記光出射端面が、前記プローブ軸により近い方の前記側面と角度 α [$^\circ$] (ただし、 $90^\circ - \arcsin(n_2/n_1) < \alpha < 90^\circ$) をなすように形成されていることを特徴とするものである。

[0013] 上記構成を有する本発明の光音響計測装置用プローブにおいては、前記導光体内を前記2つの側面と平行に進行した後に前記光出射端面から出射した光が、前記プローブ軸に直交する面に入射するときの入射角を β_1 、前記プローブ軸に対する導光体の傾斜角を β_2 としたとき、下記式

[数1]

$$\frac{\sin(90^\circ - \alpha)}{\sin(90^\circ - \alpha + \beta_1 - \beta_2)} = \frac{n_2}{n_1}$$

[0014] が満足されていることが望ましい。

[0015] また、本発明の光音響計測装置用プローブにおいては、前記導光体の配置角度が変更可能であることが望ましい。

[0016] そしてそのようにする場合は、前記導光体の配置角度が、前記プローブ軸

に対して傾いた所定角度と、該プローブ軸と平行になる角度との間で変更可能であることが特に望ましい。

[0017] また本発明の光音響計測装置用プローブにおいて、特に音響波検出部が前記プローブ軸に直交する方向に複数個並べて配置されている場合は、導光体が、その光出射端面が複数の音響波検出部の並び方向に沿って延びる状態に配設されていることが望ましい。

[0018] また本発明の光音響計測装置用プローブにおいては、導光体が、互いの間に前記プローブ軸が有る状態にして2個設けられていることが望ましい。

[0019] そしてその場合は、2個の導光体に各々対応させて、それらの導光体を経た光が、互いに異なる期間に被検体に照射されるように光通過を制御するシャッタが設けられていることが特に好ましい。

[0020] また本発明の光音響計測装置用プローブにおいては、光源から発せられた光を伝搬させる光ファイバが設けられ、この光ファイバが前記導光体の光入射端面に光学的に結合されていることが望ましい。

[0021] その場合、特に光ファイバが3本以上設けられるならば、それらの光ファイバは導光体の光入射端面に対して千鳥状に配置して結合されていることが望ましい。

[0022] また、上記光ファイバを設ける場合は、導光体の光入射端面において、光ファイバが配置されていない部分に光吸収体が被着されていることが望ましい。

[0023] さらに本発明の光音響計測装置用プローブにおいては、導光体の光入射端面から導光体外に出射した光を検出する光センサが設けられていることが望ましい。

[0024] また本発明の光音響計測装置用プローブにおいては、被検体へのプローブの接触を検出する接触センサが設けられていることが望ましい。

[0025] また本発明の光音響計測装置用プローブにおいては、前記角度 α が、

$$90^\circ - \arcsin(1.33/n_1) < \alpha < 90^\circ$$

の範囲にあることが望ましい。

[0026] 他方、本発明による光音響計測装置は、以上述べた本発明による光音響計測装置用プローブを備えていることを特徴とするものである。

発明の効果

[0027] 本発明による光音響計測装置用プローブによれば、被検体に照射される光に対する導光体の屈折率、光音響計測時の導光体周囲の媒質の上記光に対する屈折率をそれぞれ n_1 、 n_2 ($n_2 < n_1$) としたとき、前記光出射端面が、前記プローブ軸により近い方の前記側面と角度 α [°]

$$(\text{ただし、} 90^\circ - \arcsin(n_2/n_1) < \alpha < 90^\circ)$$

をなすように斜めに形成されているので、被検体に対して共通の角度で光を照射させるのであれば、光出射端面が斜めに形成されていない場合と比べて、導光体の傾斜角をより小さくする、つまりより垂直配置に近い状態にすることができる。それにより本発明の光音響計測装置用プローブは、横幅が小さくて小型に形成可能なものとなる。

[0028] また本発明の光音響計測装置用プローブにおいて、特に前述の(数2)式が満足されている場合は、導光体から出射する光束の向きを、ほぼその光束中心がプローブ軸に直交する面に対して所望の入射角 β_1 で入射するように制御することが可能になる。その詳しい理由については、後に実施形態に即して説明する。

[0029] また、本発明の光音響計測装置用プローブにおいて、特に導光体の配置角度が変更可能とされている場合は、導光体から出射する光束の向きを、被検体の計測(例えば画像化装置においては画像化)したい部分の深さに応じて、より適切な向きに設定することができる。たとえば、より詳しく、導光体の配置角度が、プローブ軸に対して傾いた所定角度と、該プローブ軸と平行になる角度との間で変更可能とされている場合ならば、前者の角度に設定して被検体のより深い部位を計測可能となり、後者の角度に設定して被検体のより浅い部位を計測可能となる。

[0030] また本発明の光音響計測装置用プローブにおいて、特に導光体が、互いの間に前記プローブ軸が有る状態にして2個設けられている場合は、両導光体

からを利用して被検体により大光量の光を照射可能となる。

[0031] そしてその場合、特に、2個の導光体に各々対応させて、それらの導光体を経た光が、互いに異なる期間に被検体に照射されるように光通過を制御するシャッタが設けられている場合は、より高S/Nの計測信号を得ることも可能になる。その詳しい理由は、光音響画像化装置に適用された実施形態に即して後に詳しく説明する。

[0032] また、本発明の光音響計測装置用プローブにおいて、特に、光源から発せられた光を伝搬させる光ファイバが3本以上設けられ、これらの光ファイバが導光体の光入射端面に対して千鳥状に配置して結合されている場合は、導光体による光強度均一化の効果をより顕著なものとすることができる。

[0033] また上記光ファイバを設ける場合、特に、導光体の光入射端面において、光ファイバが配置されていない部分に光吸収体が被着されているならば、この光入射端面から光が漏れ出ることを防止できる。

[0034] さらに本発明の光音響計測装置用プローブにおいて、特に、導光体の光入射端面から導光体外に出射した光を検出する光センサが設けられている場合は、該センサによって漏れ光が検出されたときは光源の出力を低下させる等により、その漏れ光による悪影響を未然に防止することが可能になる。

[0035] また本発明の光音響計測装置用プローブにおいて、特に、プローブの被検体への接触を検出する接触センサが設けられている場合は、この接触が検出されたときだけ光源から所定強度の光を発生させることにより、プローブから不用意に高強度の光が照射されることを防止可能となる。

[0036] また本発明の光音響計測装置用プローブにおいて、特に角度 α が、

$$90^\circ - \arcsin(1.33/n_1) < \alpha < 90^\circ$$

の範囲にある場合は、被検体が生体であるときに上記種々の効果が得られるものとなる。すなわち被検体が生体である場合、導光体周囲の媒質となる生体の屈折率 n_2 は、基本的に水の屈折率と同等となる。そしてその場合、生体には波長が750nm～800nm程度の光が照射されることが多いが、それらの波長に対する水の屈折率は、ほぼ1.33である（例えば波長780

n_m に対しては、 20°C 時に 1.328)。したがって、 $n_2=1.33$ とする上記範囲内に角度 α があれば、被検体が生体であるときに上記種々の効果が得られるようになる。

[0037] 他方、本発明による光音響計測装置は、以上述べた本発明による光音響計測装置用プローブを備えたものであるから、プローブ周りの部分をより小型に形成できるものとなる。

図面の簡単な説明

[0038] [図1]本発明の一実施形態による光音響計測装置用プローブの要部を示す概略側面図

[図2]図1のプローブを備えた光音響画像化装置の概略構成を示すブロック図

[図3]図1のプローブの効果を説明するための概略図

[図4]従来のプローブの一部を示す概略側面図

[図5]本発明の別の実施形態によるプローブの導光体を示す一部破断斜視図

[図6]本発明のさらに別の実施形態によるプローブの一部を示す概略側面図

[図7]従来のプローブの一部を示す平面図

[図8]本発明のさらに別の実施形態によるプローブの一部を示す平面図

[図9]図8のプローブの別の部分を示す側面図

[図10]図9のA-A線に沿った部分の断面形状を示す断面図

[図11]本発明のさらに別の実施形態によるプローブの一部を示す側面図

[図12]本発明のさらに別の実施形態によるプローブの一部を示す平面図

[図13]図12の装置の構成を示すブロック図

[図14]図12の装置の変形例を示すブロック図

[図15]図12の装置の別の変形例を示すブロック図

[図16]本発明のプローブによる光照射状態を説明する概略図

[図17]本発明のさらに別の実施形態によるプローブの一部を示す側面図

[図18]図17のプローブの平面形状を示す平面図

[図19]図17のプローブの別の状態を示す側面図

[図20]図17のプローブの別の状態を示す平面図

[図21]導光体の配置角度を変更する機構の例を示す平面図

[図22]図 2 1 の機構の別の状態を示す平面図

[図23]導光体および光ファイバを保持する機構の一例を示す斜視図

発明を実施するための形態

[0039] 以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図 1 は、本発明の一実施形態である超音波探触子（以下、プローブと称する）70の要部の概略側面形状を示すものであり、また図 2 は、このプローブ70が適用された光音響計測装置の一例としての光音響画像化装置10を示すものである。

[0040] まず図 2 を参照して光音響画像化装置10について説明する。この光音響画像化装置10は、一例として光音響画像と超音波画像の双方を取得可能とされたものであり、プローブ70に加えて、超音波ユニット12、レーザ光源ユニット13および画像表示手段14を備えている。

[0041] 上記レーザ光源ユニット13は所定波長のパルスレーザ光を発するもので、そこから出射したパルスレーザ光は被検体に照射される。このパルスレーザ光は、図 1 では出射経路については概略的に示してあるが、後に詳述するように、例えば複数の光ファイバなどの導光手段を用いてプローブ70まで導光され、さらにこのプローブ70に設けられた導光体（導光板）を伝搬させた後に該導光体から被検体に向けて照射される。

[0042] プローブ70は、被検体に対する超音波の出力（送信）、および被検体から反射して戻って来た反射超音波の検出（受信）を行う。そのためにプローブ70は、例えば一次元に配列された複数の超音波振動子（超音波トランスデューサ）を有する。またプローブ70は、被検体内の観察対象物がレーザ光源ユニット13からのレーザ光を吸収することで生じた超音波（音響波）を、複数の超音波振動子によって検出する。プローブ70は、上記音響波を検出して音響波検出信号を出力し、また上記反射超音波を検出して超音波検出信号を出力する。

[0043] なお、プローブ70に設けられる上記導光体については後述するが、この

導光体は平行平板状に形成され、その光出射端面が、複数の超音波振動子の並び方向（図 9 中の左右方向）に沿って配置され、そこから被検体に向けてレーザ光が照射される。以下では、この構成が適用される場合を例に取って説明する。

[0044] 被検体の光音響画像あるいは超音波画像を取得する際、プローブ 70 は複数の超音波振動子が並び一次元方向に対してほぼ直角な方向に移動され、それにより被検体がレーザ光および超音波によって二次元走査される。この走査は、検査者が手操作でプローブ 70 を動かして行ってもよく、あるいは、走査機構を用いてより精密な二次元走査を実現するようにしてもよい。

[0045] 超音波ユニット 12 は、受信回路 21、A/D 変換手段 22、受信メモリ 23、データ分離手段 24、光音響画像再構成手段 25、検波・対数変換手段 26、および光音響画像構築手段 27 を有している。

[0046] 上記受信回路 21 は、プローブ 70 が出力した前記音響波検出信号および超音波検出信号を受信する。A/D 変換手段 22 はサンプリング手段であり、受信回路 21 が受信した音響波検出信号および超音波検出信号をサンプリングして、それぞれデジタル信号である光音響データおよび超音波データに変換する。このサンプリングは、例えば外部から入力される A/D クロック信号に同期して、所定のサンプリング周期でなされる。

[0047] また超音波ユニット 12 は、上記データ分離手段 24 の出力を受ける超音波画像再構成手段 40 に加えて、検波・対数変換手段 41、超音波画像構築手段 42、この超音波画像構築手段 42 および前記光音響画像構築手段 27 の出力を受ける画像合成手段 43 を有している。この画像合成手段 43 の出力は、例えば CRT や液晶表示装置等からなる画像表示手段 14 に入力される。さらに超音波ユニット 12 は、送信制御回路 30、および超音波ユニット 12 内の各部等の動作を制御する制御手段 31 を有している。

[0048] 上記 A/D 変換手段 22 が出力した光音響データあるいは超音波データは、一旦受信メモリに格納された後、データ分離手段 24 に入力される。データ分離手段 24 は入力された光音響データと超音波データとを互いに分離し、

光音響データは光音響画像再構成手段 25 に入力させ、超音波データは超音波画像再構成手段 40 に入力させる。

[0049] レーザ光源ユニット 13 は、例えば Nd : YAG レーザ、Ti : Sapphire レーザや、アレキサンドライトレーザ等からなる Q スイッチパルスレーザ 32 と、その励起光源であるフラッシュランプ 33 とを備えた固体レーザユニットである。なお、例えば血管を示す光音響画像を取得する場合は、レーザ光源ユニット 13 として、血管において良好に吸収される波長のパルスレーザ光を発するものが選択利用される。

[0050] このレーザ光源ユニット 13 は、上記制御手段 31 から光出射を指示する光トリガ信号を受けると、フラッシュランプ 33 を点灯させて Q スイッチパルスレーザ 32 を励起する。制御手段 31 は、例えばフラッシュランプ 33 が Q スイッチパルスレーザ 32 を十分に励起させると、Q スイッチトリガ信号を出力する。Q スイッチパルスレーザ 32 は、Q スイッチトリガ信号を受けるとその Q スイッチをオンにし、パルスレーザ光を出射させる。

[0051] ここで、フラッシュランプ 33 の点灯から Q スイッチパルスレーザ 33 が十分な励起状態となるまでに要する時間は、Q スイッチパルスレーザ 33 の特性などから見積もることができる。なお、上述のように制御手段 31 から Q スイッチを制御するのに代えて、レーザ光源ユニット 13 内において、Q スイッチパルスレーザ 32 を十分に励起させた後に Q スイッチをオンにしてもよい。その場合は、Q スイッチをオンにしたことを示す信号を超音波ユニット 12 側に通知してもよい。

[0052] また制御手段 31 は、送信制御回路 30 に、超音波送信を指示する超音波トリガ信号を入力する。送信制御回路 30 はこの超音波トリガ信号を受けると、プローブ 70 から超音波を送信させる。制御手段 31 は、先に前記光トリガ信号を出力し、その後、超音波トリガ信号を出力する。光トリガ信号が出力されることで被検体に対するレーザ光の照射、および音響波の検出が行われ、その後、超音波トリガ信号が出力されることで被検体に対する超音波の送信、および反射超音波の検出が行われる。

[0053] 制御手段 3 1 はさらに、A D 変換手段 2 2 に対して、サンプリング開始を指示するサンプリングトリガ信号を出力する。このサンプリングトリガ信号は、前記光トリガ信号が出力された後で、かつ超音波トリガ信号が出力される前、より好ましくは被検体に実際にレーザ光が照射されるタイミングで出力される。そのためにサンプリングトリガ信号は、例えば制御手段 3 1 が Q スイッチトリガ信号を出力するタイミングに同期して出力される。A D 変換手段 2 2 は上記サンプリングトリガ信号を受けると、プローブ 7 0 が出力して受信回路 2 1 が受信した音響波検出信号のサンプリングを開始する。

[0054] 制御手段 3 1 は、光トリガ信号を出力した後、音響波の検出を終了するタイミングで超音波トリガ信号を出力する。このとき、A D 変換手段 2 2 は音響波検出信号のサンプリングを中断せず、サンプリングを継続して実施する。言い換えれば、制御手段 3 1 は、A D 変換手段 2 2 が音響波検出信号のサンプリングを継続している状態で、超音波トリガ信号を出力する。超音波トリガ信号に応答してプローブ 7 0 が超音波送信を行うことで、プローブ 7 0 の検出対象は、音響波から反射超音波に変わる。A D 変換手段 2 2 は、検出された超音波検出信号のサンプリングを継続することで、音響波検出信号と超音波検出信号とを連続的にサンプリングする。

[0055] A D 変換手段 2 2 は、サンプリングして得られた光音響データおよび超音波データを、共通の受信メモリ 2 3 に格納する。受信メモリ 2 3 に格納されたサンプリングデータは、ある時点までは光音響データであり、ある時点からは超音波データとなる。データ分離手段 2 4 は、受信メモリ 2 3 に格納された光音響データと超音波データとを分離し、光音響データを光音響画像再構成手段 2 5 に入力し、超音波データを超音波画像再構成手段 4 0 に入力する。

[0056] 以下、超音波画像および光音響画像の生成、表示について説明する。超音波画像再構成手段 4 0 は、プローブ 7 0 が有する複数の超音波振動子毎のデータとなっている上記超音波データを加算して、1 ライン分の超音波断層画像データを生成する。検波・対数変換手段 4 1 はこの超音波断層画像データ

の包絡線を生成し、次いでその包絡線を対数変換してダイナミックレンジを広げた後、このデータを超音波画像構築手段４２に入力する。超音波画像構築手段４２は、検波・対数変換手段４１が出力した各ラインのデータに基づいて超音波断層画像（超音波エコー画像）を生成する。すなわちこの超音波画像構築手段４２は、例えば前述した超音波検出信号のピーク部分の時間軸方向の位置が、断層画像における深さ方向の位置に変換されるようにして超音波断層画像を生成する。

[0057] 以上の処理は、プローブ７０の走査移動に伴って逐次なされ、それにより、被検体の走査方向に亘る複数箇所に関する超音波断層画像が生成される。そしてこれらの超音波断層画像を担持する画像データは、画像合成手段４３に入力される。なお、超音波断層画像のみを単独で表示したい場合は、超音波断層画像を担持する上記画像データが画像合成手段４３を素通りさせて画像表示手段１４に送られ、この画像表示手段１４に超音波断層画像が表示される。

[0058] 次に、光音響画像の生成および表示について説明する。光音響画像再構成手段２５には、データ分離手段２４において超音波データと分離された光音響データ、例えば血管に吸収される波長のパルスレーザ光を被検体に照射して得られた光音響データが入力される。光音響画像再構成手段２５は、プローブ７０が有する複数の超音波振動子毎のデータとなっている上記光音響データを加算して、１ライン分の光音響画像データを生成する。検波・対数変換手段２６はこの光音響画像データの包絡線を生成し、次いでその包絡線に対数変換してダイナミックレンジを広げた後、このデータを光音響画像構築手段２７に入力する。光音響画像構築手段２７は、各ライン毎の光音響画像データに基づいて光音響画像を生成する。すなわちこの光音響画像構築手段２７は、例えば光音響画像データのピーク部分の時間軸方向の位置が、断層画像における深さ方向の位置に変換されるようにして光音響画像を生成する。

[0059] 以上の処理は、プローブ７０の走査移動に伴って逐次なされ、それにより

、被検体の走査方向に亘る複数箇所に関する光音響画像が生成される。そしてこれらの光音響画像を担持する画像データは画像合成手段43に輸入され、そこで前述の超音波断層画像を担持する画像データと合成され、合成されたデータが担持する画像が画像表示手段14に表示される。この合成されたデータに基づいて表示される画像は、超音波断層画像内に、光音響画像である血管画像が示されたものとなる。なお、この血管画像は所定の色で着色して、他の部分と明確に区別されるようにしてもよい。

[0060] 次にプローブ70について、図1を参照して詳しく説明する。ここに示される通りプローブ70は、被検体に照射されるレーザ光を出射する光照射部を構成する2つの導光体71、71と、上記レーザ光の照射を受けることにより被検体から発せられた音響波を検出する音響波検出部として機能する複数の超音波振動子72とを有している。なおこれらの超音波振動子72は、超音波画像エコーを取得するために超音波を発生し、また被検体で反射したその超音波を検出するためにも機能することは先に述べた通りである。

[0061] 複数の超音波振動子72は、図1において紙面と直角な方向（図9における左右方向であり、これを検出部並設方向という）に並べて配設され、概略直方体状の基盤部73の下端に取り付けられている。上記検出部並設方向は、プローブ使用の際に被検体に対向するプローブ軸C、つまり基盤部73の中心を延びる軸に直交する方向である。

[0062] 一方導光体71は、互いに平行な2つの側面71a、71aと、レーザ光を入射させる光入射端面71bと、間に上記側面71a、71aを置いて光入射端面71bと向い合い上記レーザ光を出射させる光出射端面71cとを有して概略平行平板状に形成されている。そして2つの導光体71の各々は、プローブ軸Cに対して2つの側面71aの一方がより近くて他方がより遠くになり、プローブ軸Cに対して光出射端面71cがより近くて光入射端面71bがより遠くになり、また光出射端面71cが上記検出部並設方向に沿って延びる状態に傾けて配置されている。

[0063] ここで、導光体71の光出射端面71cは、プローブ軸Cに近い方の側面

71aと角度 α [°] をなすように斜めに形成されている。この場合の角度 α は、導光体71の屈折率を n_1 とし、導光体周囲の媒質の屈折率を n_2 としたとき、

$$90^\circ - \arcsin(n_2/n_1) < \alpha < 90^\circ$$

の関係を満足するように設定されている。なお、導光体71は一般に後述の光学ガラス等から形成され、また導光体周囲の媒質は一般に空気や、屈折率については水と同等と考えられる生体組織であるので、通常は $n_2 < n_1$ である。

[0064] 以下、上記関係を満足することにより得られる作用について、図3を参照して説明する。導光体71の光入射端面71bには例えば複数の光ファイバが光学的に結合されて、それらの光ファイバを伝搬した後のレーザ光が導光体71に導入される。このレーザ光は導光体71内で全反射を繰り返しながら伝搬し、光入射端面71から被検体に向けて出射する。

[0065] 上述のように光ファイバを介して光が導光体71に導入される場合は、導光体71の光入射端面71bに対して基本的に全部の光が斜め入射するので、導光体71内をその側面71aと平行に進行する光はほとんど存在しない。しかしここでは図1および図3に示すように、そのように進行するレーザ光LBが存在すると仮定し、そのレーザ光LBが光出射端面71cからプローブ内側に向けて屈折するように条件を定める。

[0066] つまり、そのようにすれば、光出射端面71cから拡がりながら出射する光束（図1のハッチング部であり、これは光出射端面71cからまちまちの角度で出射する光の集合である）が、全体的にプローブ内側に向かって屈折することになる。そうであれば、超音波振動子72の真下の所定領域を光束で照射したい場合、図4に示すように光出射端面71cが斜めに形成されていない通常の導光体71'で照射する場合と比べて、導光体71の傾斜角 β_2 をより小さく設定でき、ひいては導光体71の外端位置に左右されるプローブ70の横幅をより小さくすることが可能になる。

[0067] ここで、上記のように進行するレーザ光LBを光出射端面71cからプロ

ープ内側に向けて屈折させるには、角度 α を鋭角とする、つまり $\alpha < 90^\circ$ とすればよい。他方、上記のように進行するレーザ光LBが光出射端面71cと周囲媒質との界面で全反射しないようにするためには、レーザ光LBの光出射端面71cへの入射角 θ_A が臨界角よりも小さいという条件を満足する必要がある。入射角 $\theta_A = 90^\circ - \alpha$ であり、また臨界角 $= \arcsin(n_2/n_1)$ であるから、この条件は $90^\circ - \alpha < \arcsin(n_2/n_1)$ であり、すなわち $90^\circ - \arcsin(n_2/n_1) < \alpha$ となる。

[0068] 以上より、 $90^\circ - \arcsin(n_2/n_1) < \alpha < 90^\circ$ なる条件が満足されていれば、光出射端面71cから出射する光量を十分に確保した上で、プローブ70の横幅を、光出射端面が斜めに形成されていない導光体を用いる場合と比べてより小さくすることが可能になる。

[0069] 次に、導光体71内をその側面71aと平行に進行するレーザ光LBを、プローブ軸Cに直交する面Pに対して所望の入射角で入射させる場合の条件について、図3を参照して説明する。なお、ここでは図1および図3中の右側の導光体71について説明するが、左側の導光体71に関しても全く同じことが言える。

[0070] まずこの場合も、導光体71の屈折率 n_1 と、その周囲の媒質の屈折率 n_2 とに関しては、 $n_2 < n_1$ であるとする。また、上記所望の入射角を β_1 とし、また、プローブ軸Cに対する導光体71の傾斜角を β_2 とする。

[0071] 導光体71内をその側面71aと平行に進行したレーザ光LBは、前述したように光出射端面71cと周囲媒質との界面で屈折して該光出射端面71cから出射する。このときのレーザ光LBの上記界面に対する入射角、屈折角をそれぞれ θ_A 、 θ_B とすると、スネルの法則から、

[数2]

$$\frac{\sin\theta_A}{\sin\theta_B} = \frac{n_2}{n_1}$$

[0072] である。

[0073] ここで、 $\theta_A = 90^\circ - \alpha$ である。また、入射角 θ_A と屈折角 θ_B との差を θ_{OUT} とすると、 $\theta_{OUT} = \beta_1 - \beta_2$ であるので、 $\theta_B = \theta_A + \theta_{OUT} = (90^\circ - \alpha) + \beta_1 - \beta_2$ となる。以上の θ_A および θ_B を上記（数3）式に代入すると、前述した（数2）式となる。すなわち、（数2）式が満足されていれば、導光体71内をその側面71aと平行に進行した後に光出射端面71cから出射したレーザ光LBは、プローブ軸Cに直交する面Pに対して所望の入射角 β_1 で入射するようになる。

[0074] 先に述べた通り、導光体71に光ファイバから光を導入する場合、導光体71内をその側面71aと平行に進行する光はほとんど存在しない。しかし、このような光を想定して上記（数2）式が満足されるようにすれば、図1に示すように導光体71の光出射端面71cから拡がって出射する光束（ハッチング部分）が、そのほぼ中心が面Pに対して所望の入射角 β_1 で入射するようになる。

[0075] なお、光出射端面71cが斜めに形成されていなくて、導光体71が完全な直方体状とされている場合は、上述の状態を得ようとする、図4に示すように、導光体71のプローブ軸Cに対する傾斜角 β_2 を入射角 β_1 と等しく設定することになる。そのような場合と比べると、（数2）式が満足されている場合は、光出射端面71cでの屈折がある分だけ、傾斜角 β_2 をより小さく設定可能となる。

[0076] 光出射端面71cが斜めに形成されている場合とそうでない場合との、プローブ70の全横幅の差は、ほぼ図3における寸法W1とW2との差の2倍になる。この差を $2\Delta W$ とし、導光体71の全長（厚さ方向中央部の全長とする）をLとすると、

$$2\Delta W = 2(W1 - W2) = 2L(\sin\beta_1 - \sin\beta_2)$$

となる。

[0077] なお、本発明においては、上記（数2）式を満足させることは必ずしも必要ではない。光音響画像を取得したい被検体の部位は、基本的に超音波振動子72の真下に位置し、そしてその部位に最も良好に光が照射されることが

望まれるが、所望の入射角 β_1 が実現されていても、最も良好に光が照射される領域は、被検体の部位と超音波振動子 7 2 との間の距離に応じて超音波振動子 7 2 の真下に存在したり、それ以外の位置に存在したりする。このことから逆に考えれば、(数 2) 式が満足されていなくても、被検体の部位と超音波振動子 7 2 との間の距離を調節することにより、超音波振動子 7 2 の真下に位置する所望部位に最も良好に光を照射させることが可能になる。

[0078] 次に、本実施形態のプロープ 7 0 における角度 α の好ましい値について説明する。導光体 7 1 の材料に合成石英（屈折率 $n_1 = 1.45$ ）を用いたものと、BK7 ガラス（屈折率 $n_1 = 1.51$ ）を用いたものについてそれぞれ、周囲媒質を水（生体）とした場合と、空気とした場合の合計 4 例について、個別に角度 α 、傾斜角 β_2 を設定して、各例におけるプロープ小型化の効果を計算機によるシミュレーションで調べた。

[0079] なおここでは、上に説明した $2\Delta W$ の値を、光出射端面 7 1 c を斜めに形成しない場合と比較した小型化量、つまり横幅の減少量として定義する。また、このときの導光体長さ L は 25 mm、その厚さは 3 mm、所望の入射角 β_1 は 30° 、光源から出射する光の拡がり角は $1/e^2$ 径で規定して 9.2° （光束の中で、ピーク強度つまり光束中心の光強度に対して $1/e^2$ の強度を有する部分の拡がり角で規定）とする。また本例では、使用光をナトリウム D 線（波長 = 589.3 nm）として考察しているが、それ以外の光が使用される場合は、その使用光に対する屈折率 n_1 および n_2 で考察すべきであることは勿論である。

[0080] その結果を表 1 に示す。これらの場合の角度 α は、入射角 $\theta_A = (90^\circ - \alpha)$ が臨界角 θ_c よりも 0.1° だけ小さくなる値に設定しており、このような条件下では、大きな小型化量 $2\Delta W$ が得られている。しかし、入射角 θ_A が臨界角 θ_c に近いほど、導光体 7 1 の光出射端面 7 1 c と周囲媒質との界面で全反射する光量が多くなるので、照射効率は低下する。

[表1]

導光体長さL: 25mm

入射角 β_1 : 30[°]

導光体材料 屈折率 n_1	周囲媒体 屈折率 n_2	臨界角 θ_c [°]	カット角 α [°]	角度 θ_{out} [°]	傾斜角 β_2 [°]	2 ΔW [mm]
合成石英 1.45	水(生体) 1.33	66.5	23.6	22.0	8.0	18.0
合成石英 1.45	空気 1.00	43.6	46.5	42.0	0.0	25.0
BK7 1.51	水(生体) 1.33	61.7	28.4	26.0	4.0	21.5
BK7 1.51	空気 1.00	41.5	48.6	46.0	0.0	25.0

[0081] 上記全反射の光量をより少なくするには、入射角 θ_A がより小となるように、角度 α をより大きくすればよい。そこで、上述した4例について、上記全反射する光量が全入射光量の10%となる場合の角度 α を、さらにシミュレーションにより求めた。その結果を表2に示す。ここに示される通り小型化量2 ΔW は、表1の場合と比べて明らかに小さくなる、つまり小型化の効果が薄れるが、被検体を照射する光量を十分に確保する上では、この表2に示す程度の角度 α とするのが好ましい。

[表2]

導光体長さL: 25mm

入射角 β_1 : 30[°]

導光体材料 屈折率 n_1	周囲媒体 屈折率 n_2	臨界角 θ_c [°]	カット角 α [°]	角度 θ_{out} [°]	傾斜角 β_2 [°]	2 ΔW [mm]
合成石英 1.45	水(生体) 1.33	66.5	42.5	6.0	24.0	4.7
合成石英 1.45	空気 1.00	43.6	66.2	12.0	18.0	9.5
BK7 1.51	水(生体) 1.33	61.7	40.9	10.0	20.0	7.9
BK7 1.51	空気 1.00	41.5	65.9	14.0	16.0	11.2

[0082] なお、本実施形態における導光体71は、複数の超音波振動子72の並設方向に沿って光出射端面71cが長く延びる形状のものであるが、そのように長い光出射端面を持たないで、全体として細い棒状に形成される導光体も使用可能である。本発明は、そのような棒状の導光体を備えてなる光音響計測装置用プローブに対しても同様に適用可能であり、その場合も光出射端面を斜めに形成することにより、先に述べたのと同じ効果を奏することができ

る。

[0083] また上述した導光体 7 1 には、図 5 に示すように、その光入射端面 7 1 b に被着する光吸収体 7 5 設けておくのが望ましい。この光吸収体 7 5 は、黒ゴムやカーボン等の光吸収性材料から形成され、光を導入する手段として前述の光ファイバ 7 6 が設置される場合は、その光ファイバ 7 6 を通過させる孔 7 5 a が設けられたものである。このような光吸収体 7 5 を設けておくことにより、光出射端面 7 1 c とその周囲媒質との界面で全反射した光が導光体 7 1 内に戻った後、光入射端面 7 1 b から外に漏れ出て、その漏れ光が被検体を不用意に照射したり、プローブ操作者の眼に入射したりすることを防止可能となる。なおこの図 5 において、図 1 ～ 4 中の要素と同等の要素には同番号を付してあり、それらについての説明は特に必要のない限り省略する（以下、同様）。

[0084] 上述のような漏れ光による不具合を防止するための構成について、図 6 を参照してさらに説明する。この構成においては、導光体 7 1、基盤部 7 3 および光ファイバ 7 6 の部分を内部に収容するプローブ筐体 7 4 が設けられている。そしてこのプローブ筐体 7 4 の中には、一方の導光体 7 1 の光入射端面 7 1 b に近接対向する位置において、光センサ 7 7 が設置されている。

[0085] この光センサ 7 7 によれば、上述したようにして光入射端面 7 1 b から導光体外に漏れ出た光を検出することができる。そして、このセンサ 7 7 が漏れ光を検出した際には、前述したレーザ光源ユニット 1 3 等の光源の出力を低下させるようにすれば、強い漏れ光によって上述のような不具合が起きることを防止可能となる。

[0086] なお上記光センサ 7 7 は、特にそれが比較的大きいものである場合は、図 6 に破線で示す辺りの位置に設置してもよい。その場合は、導光体 7 1 を傾けて配設したことによりその上部に生じているスペースが、光センサ設置のために有効利用されることになる。

[0087] またさらに、同図に示すように、プローブ筐体 7 4 に被検体との接触を検知する接触センサ 7 8 を設けておき、この接触センサ 7 8 の出力に応じてレ

一ザ光源ユニット 13 等の光源の出力を制御するようにしてもよい。すなわちこの場合は、光音響画像化装置 10 の立ち上げ直後から、あるいはプローブ使用の前段階の操作が終了した時点で、光源から微弱な光を出力させておき、プローブ使用時に接触センサ 78 が被検体へのプローブ接触を検知したときだけ、光源の出力を画像化に必要な所定値まで上昇させる。こうすることにより、プローブ使用の態勢が整っていない状態下で、強い光が不用意に被検体に照射されたり、プローブ操作者の眼に入射したりすることを防止できる。

[0088] なお被検体は、より均一な光強度で照射されることが望まれる。以下、そのような要求を満たすための構成について説明する。図 7 と図 8 はそれぞれ、導光体 71 の光入射端面 71b に対する複数の光ファイバ 76 の配置例を示すものである。これらの図に示すように同数の光ファイバ 76 を光入射端面 71b に結合するのであれば、光ファイバ 76 を図 7 に示すように単純に 1 列に配置するよりも、図 8 に示すように縦、横にグリッド状に配置して、全体として光ファイバ 76 が千鳥状に（つまり隣接するファイバ列同士の間では、一方のファイバ列のファイバ間に他方のファイバ列のファイバが位置するように）配置する方が、光ファイバ 76 から出射した光が導光体 71 内でより均一化してから出射するようになる。

[0089] この図 8 の例では光ファイバ列が、導光体 71 の厚さ方向（図中の上下方向）に 2 列並べて配置されているが、この数は 2 列に限られるものではなく、3 列以上のファイバ列が配置されてもよい。

[0090] 図 8 に示すように複数の光ファイバ 76 を配置する場合の、好適なファイバ固定構造を図 9 および図 10 に示す。図 9 はこの構造の側面形状を示しており、図 10 は図 9 の A-A 線に沿った部分の平断面形状を示している。この構造は、左右側面にファイバを収める複数の縦溝 80a が形成されたファイバ保持部材 80 と、これらの縦溝 80a に各々収められた光ファイバ 76 の下端部を押さえる 1 対のファイバ押さえ部材 81 と、これらのファイバ押さえ部材 81 をファイバ保持部材 80 に取り付ける 4 つのネジ 82 と、ファ

イバ押さえ部材 8 1 に連結されて光ファイバ 7 6 の下端部よりもやや上の部分を揃えて保持するファイバガイド部材 8 3 とから形成されている。そして導光体 7 1 はその上端面である光入射端面 7 1 b が、各光ファイバ 7 6 の下端面（光出射端面）から僅かに離れた状態にして、導光体保持部材 8 4 により保持されている。

[0091] また、被検体を均一な光強度で光照射するためには、導光体 7 1 の光入射端面 7 1 b を図 1 1 に示すように断面が凹面形状となるように形成しておくのも効果的である。すなわち、このような形状とすることにより、光ファイバ 7 6 から導光体 7 1 に入射する光 L_f は、図示のように光入射端面 7 1 b においてより外側（側面 7 1 a 側）に屈折するようになる。そこで、導光体 7 1 の側面 7 1 a と周囲媒質との界面で光が全反射する回数が増え、それにより、光出射端面 7 1 c から出射する光の強度分布がより高度に均一化される。

[0092] 次に、取得する光音響画像の高画質化を図った実施形態について、図 1 2 を参照して説明する。この図 1 2 に示すプローブは 1 対の導光体 7 1 を備えており、これらの導光体 7 1 も基本的に既述の導光体 7 1 と同様に形成されている。これらの導光体 7 1 には、複数の光ファイバ 7 6 を介してレーザ光が導入される。そして一方の導光体 7 1 に結合された複数の光ファイバ 7 6 および、他方の導光体 7 1 に結合された複数の光ファイバ 7 6 の光入射端部は各々一群にまとめられ、その上流側つまりレーザ光源側には、各々シャッタ 8 6 が設けられている。なおシャッタ 8 6 としては、例えば液晶セルからなるものや、機械的シャッタ等を適用することができる。

[0093] 前述したレーザ光源ユニット 1 3 等のレーザ光源から発せられたレーザ光は、例えば分岐光導波路等からなる光分岐部 8 5 に通されて 2 系統に分岐され、分岐された各レーザ光が上記シャッタ 8 6 を介して一方の群の光ファイバ 7 6、他方の群の光ファイバ 7 6 に入射するようになっている。なお、以上の構成をブロック図として示すと、図 1 3 の通りとなる。

[0094] この構成により、被検体のある部位を画像化する場合、1 対の導光体 7 1

から出射するレーザ光がその部位に照射されるが、そのとき２つのシャッタ８６の開閉タイミングが制御されて、まず一方の導光体７１の上流側にあるシャッタ８６は閉じられ、そのとき他方の導光体７１の上流側にあるシャッタ８６は所定時間開かれる。この所定時間が経過すると、次は一方の導光体７１の上流側にあるシャッタ８６が所定時間開かれ、そのとき他方の導光体７１の上流側にあるシャッタ８６は閉じられる。以後は同じ操作が繰り返されることにより上記部位は、２つの導光体７１の一方側、他方側からと、互いに異なる２方向から順次択一的に光照射を受けることになる。

[0095] こうして、画像化する部位に互いに異なる２方向から光照射がなされるとき、前述した光音響データは、２つのシャッタ８６の開閉タイミングと同期して、光照射の方向毎にまとめて取り込まれる。そして光音響画像の構築に際しては、同一画素に関する光照射方向毎の２データが加算平均されて、その画素のデータとされる。この処理を行うことにより、構築される画像のＳ／Ｎが、理論上は通常の場合と比べて２倍に向上する。また、超音波振動子７２（図１参照）の真下部分以外、つまり異なる２方向から共に光照射を受けた部分以外で発生し得るアーチファクト信号を抑制することも可能になる。

[0096] なお、シャッタ８６の配置位置は本例のように光ファイバ７６の上流側とする他、図１４のブロック図に示すように光ファイバ７６と導光体７１との間や、さらには図１５に示すように導光体７１の下流側としてもよい。

[0097] 次に、被検体の比較的浅い部位と深い部位のどちらも高画質で画像化できるようにした実施形態について、図１６～図２２を参照して説明する。図１６に示すように導光体７１を斜め配置する場合は、導光体７１から出射したレーザ光Ｌｆの照射状態を斜線部で示す通り、超音波振動子７２の真下の比較的浅い部分（図中Ｔで示す部分）に光照射されない領域が生じるので、被検体の表面近傍部分に関しては光音響画像信号を取得できないことがある。それに対して、被検体の深部に関しては光音響画像信号を良好に取得可能となっている。

[0098] 他方、導光体 7 1 を垂直配置、つまりプローブ軸 C と平行であって、被検体の表面に対して垂直に対向するように配置する場合は、表面近傍部分での光吸収が多いため、被検体の深部に関しては微弱な光音響画像信号しか取得できないことが多い。それに対して、被検体の表面近傍部分に関しては光音響画像信号を良好に取得可能となっている。

[0099] 本実施形態では、以上のことに対応するために、導光体 7 1 を斜め配置する状態と、垂直配置する状態とを切り替え可能としている。すなわち本実施形態では、図 1 7 と図 1 8 に各々側面形状、平面形状を示すようにプローブ筐体 9 0 を 1 対の導光体 7 1 の並び方向に長くして導光体 7 1 を斜め配置する状態と、図 1 9 と図 2 0 に各々側面形状、平面形状を示すようにプローブ筐体 9 0 を上記方向に短くして導光体 7 1 を垂直配置する状態とを任意に設定可能としている。

[0100] プローブ筐体 9 0 は図 1 8 と図 2 0 に詳しく示す通り、断面コ字形の 1 対の側端部 9 1 と、該側端部 9 1 の折れ曲がり部分の終端にそれぞれ接続された可撓部 9 2 と、この可撓部 9 2 と可撓部 9 2 との間を連絡する中央部 9 3 とから構成されている。なお可撓部 9 2 は、例えばゴム素材等から形成することができる。

[0101] この構成においては、図 1 8 に示すように上記側端部 9 1 の折れ曲がり部分、可撓部 9 2 および中央部 9 3 が一線に延びる状態として、プローブ筐体 9 0 の導光体並び方向サイズを大きくすることができる。そこでこの状態下では、導光体 7 1 を斜め配置することが可能になる。被検体の深部を画像化しようとする場合は、この状態にして画像化することが好ましい。

[0102] その一方、図 2 0 に示すように 1 対の側端部 9 1 を互いに近接させ、可撓部 9 2 を撓ませて中央部 9 3 を側端部 9 1 の折れ曲がり部分よりも外側に位置させて、上記サイズを小さくすることができる。この状態下では、導光体 7 1 を垂直配置して、プローブの小型化が実現される。被検体の表面近傍部分を画像化しようとする場合は、この状態にして画像化することが好ましい。

[0103] 図 17 の状態下で得られた光音響画像と、図 19 の状態下で得られた光音響画像とは互いに合成されて、被検体の表面近傍部分から深部までが共に表示されている画像が形成されることが望ましい。そのような合成画像は、診断性能が高いものとなる。具体的に数値例を挙げると、被検体の表面から深さ 5 mm 程度までの領域に関しては図 19 および 20 の状態にして画像化を行い、それよりも深い領域に関しては図 17 および 18 の状態にして画像化を行うことが好ましい。

[0104] ここで、導光体 71 の設置角度を変更するための機構の例について、図 21 および図 22 を参照して説明する。なお図 21 と図 22 はこの機構の平面形状をそれぞれ、導光体 71 が垂直配置された場合、導光体 71 が斜め配置された場合について示すものである。図示されるようにこの機構は、1 対のガイドレール 94、94 と、これらのガイドレール 94、94 に各々端部が組み付けられて図中左右方向に移動自在とされた導光体保持具 95 と、図の紙面と直角な方向に延びるピン 96 a を備えて上記導光体保持具 95 に固定されたピン固定部 96 と、上記ピン 96 a と係合する長孔 97 a を有するアーム 97 と、このアーム 97 を固定した第 1 の平歯車 98 a と、この第 1 の平歯車 98 a に噛合した第 2 の平歯車 98 b と、この第 2 の平歯車 98 b を回転させるモータ 99 とから構成されている。

[0105] なお導光体 71 は、図 17 に示した斜め配置位置と図 19 に示した垂直配置位置との間で揺動可能にして、図示外の導光体保持部材に保持されている。また導光体 71 は、図示外の連結手段により、その上端に近い一部分が上記導光体保持具 95 に連結されている。

[0106] 図 21 に示す状態では、導光体保持具 95 が図中の左端位置に設定され、それに連結した導光体 71 が垂直配置状態とされている。この状態からモータ 99 が駆動されて第 2 の平歯車 98 b が所定回転角だけ時計方向に回転すると、第 1 の平歯車 98 a が反時計方向に回転し、アーム 97 によりピン固定部 96 が、つまりは導光体保持具 95 が図中右方に押される。こうして導光体保持具 95 が、第 2 の平歯車 98 b の所定回転角に対応した長さだけ図

中右方に移動すると、図 2 2 の状態になる。導光体保持具 9 5 がこの位置まで移動すると、それに連結している導光体 7 1 の上端部が移動して該導光体 7 1 が図 1 7 に示すような斜め配置状態となる。

[0107] 以上の状態に設定された後、モータ 9 9 が上記の場合とは逆方向に駆動されて、第 2 の平歯車 9 8 b が所定回転角だけ反時計方向に回転すると、第 1 の平歯車 9 8 a が時計方向に回転し、アーム 9 7 によりピン固定部 9 6 が、つまりは導光体保持具 9 5 が図中左方に引かれて、図 2 1 の状態つまり導光体 7 1 が垂直配置された状態に戻る。

[0108] なお、ここでは導光体 7 1 の斜め配置角度は一通りとしているが、斜め配置の角度を二通り以上設定できるように構成しても構わない。

[0109] 次に図 2 3 を参照して、複数の光ファイバ 7 6 および導光体 7 1 を、互いに光学的に結合した状態で保持する構造の例について説明する。この図 2 3 に示す保持構造は、互いの間に図示外の基盤部 7 3 (図 1 参照)等を置く状態に配置される 1 対の導光体固定部材 6 1 と、これらの導光体固定部材 6 1 に各々ネジ止め等によって固定される断面略 L 字形の 1 対のファイバ保持部材 6 1 と、このファイバ保持部材 6 1 の外側面にネジ止め等によって固定されるファイバ押さえ部材 6 2、6 3 とからなるものである。

[0110] 導光体固定部材 6 1 には、図示の位置において導光体 7 1 が例えばエポキシ系接着剤等によって接着固定される。導光体 7 1 を導波した光がそこから出射する際の出射角度は導光体 7 1 の取付角度に依存し、この取付角度の精度が低いと照射光の強度分布が変化することもあるので、一般に、精度良く所定の取付角度を保って導光体 7 1 を固定したいという要求がある。上記導光体固定部材 6 1 を用いてそこに導光体 7 1 を接着固定する場合は、上述の要求を容易に満たすことができる。

[0111] また複数の光ファイバ 7 6 は、断線等の不具合が生じる可能性があり、また適宜メンテナンス作業を施す必要もあるので、交換可能としておくことが望まれる。そこでこれらの光ファイバ 7 6 は、終端部に近い部分をファイバ押さえ部材 6 3 により、またそれよりもやや上の部分をファイバ押さえ部材

6 2 によりファイバ保持部材 6 1 に押し付け固定するようにしている。なお各光ファイバ 7 6 は、例えば、その光出射端面となる終端面が、導光体 7 1 の光入射端面 7 1 b と微小間隔を置いて対向する状態にして固定される。

[0112] ここで各ファイバ押さえ部材 6 2、6 3 の内面には、各々光ファイバ 7 6 を収める溝（図示せず）等が形成されてもよい。またファイバ保持部材 6 1 の外側面 6 1 a は、その面に沿って光ファイバ 7 6 を例えば最小曲げ半径で湾曲させて保持できるように、なだらかな湾曲面としておくのが望ましい。

[0113] 以上のファイバ保持構造によれば、ファイバ保持部材 6 1 にネジ止め固定されるファイバ押さえ部材 6 2、6 3 を外すことにより、上記メンテナンス作業等のために各光ファイバ 7 6 を取り外すことが可能になる。

[0114] 以上、本発明をその好適な実施形態に基づいて説明したが、本発明の光音響計測装置用プローブは上記実施形態のみに限定されるものではなく、上記実施形態の構成から種々の修正および変更を施したものも、本発明の範囲に含まれる。また本発明の光音響計測装置用プローブは、以上説明した光音響画像化装置以外の光音響計測装置に対しても同様に適用可能である。

符号の説明

- [0115]
- | | |
|---------|------------|
| 1 0 | 光音響画像化装置 |
| 1 2 | 超音波ユニット |
| 1 3 | レーザ光源ユニット |
| 1 4 | 画像表示手段 |
| 1 5 | 導光手段 |
| 2 1 | 受信回路 |
| 2 2 | A D 変換手段 |
| 2 3 | 受信メモリ |
| 2 4 | データ分離手段 |
| 2 5 | 光音響画像再構成手段 |
| 2 6、4 1 | 検波・対数変換手段 |
| 2 7 | 光音響画像構築手段 |

- 3 0 送信制御回路
- 3 1 制御手段
- 3 2 Qスイッチレーザ
- 3 3 フラッシュランプ
- 4 0 超音波画像再構成手段
- 4 2 超音波画像構築手段
- 4 3 画像合成手段
- 4 4 演算手段
- 6 1、8 0 ファイバ保持部材
- 6 2、6 3、8 1 ファイバ押さえ部材
- 7 0 プローブ
- 7 1 導光体
- 7 1 a 導光体の側面
- 7 1 b 導光体の光入射端面
- 7 1 c 導光体の光出射端面
- 7 2 超音波振動子
- 7 3 基盤部
- 7 4、9 0 プローブ筐体
- 7 5 光吸収体
- 7 6 光ファイバ
- 7 7 光センサ
- 7 8 接触センサ
- 8 5 光分岐部
- 8 6 シャッタ 8 6
- 9 1 プローブ筐体の側端部
- 9 2 プローブ筐体の可撓部
- 9 3 プローブ筐体の中央部
- 9 4 ガイドレール

95	導光体保持具	96	ピン固定部
97	アーム		
98a、98b	平歯車		
99	モータ		
C	プローブ軸		
LB、Lf	レーザ光		

請求の範囲

[請求項1]

被検体に照射される光を出射する光照射部と、
 前記光の照射を受けることにより被検体から発せられた音響波を検出する音響波検出部と、
 を有する光音響計測装置用プローブであって、
 前記光照射部が、互いに平行な2つの側面と、前記光を入射させる光入射端面と、前記光入射端面と向き合い、かつ、前記光入射端面との間に前記側面を置いて前記光を出射させる光出射端面とを有し、平行平板状に形成された導光体を備えている光音響計測装置用プローブにおいて、
 前記導光体が、プローブ使用の際に、被検体に対向するプローブ軸に対して前記2つの側面の一方がより近く他方がより遠くになり、かつ、前記プローブ軸に対して前記光出射端面がより近く前記光入射端面がより遠くなるように傾けて配置され、
 前記導光体の前記光に対する屈折率を n_1 とし、光音響計測時の導光体周囲の媒質の前記光に対する屈折率を n_2 としたとき、
 前記光出射端面が、前記プローブ軸により近い方の前記側面と角度 α [°] をなし、
 $n_2 < n_1$ であり、
 $90^\circ - \arcsin(n_2/n_1) < \alpha < 90^\circ$ である、
 ことを特徴とする光音響計測装置用プローブ。

[請求項2]

前記導光体内を前記2つの側面と平行に進行した後に前記光出射端面から出射した光が、前記プローブ軸に直交する面に入射するときの入射角を β_1 、前記プローブ軸に対する導光体の傾斜角を β_2 としたとき、下記式

[数1]

$$\frac{\sin(90^\circ - \alpha)}{\sin(90^\circ - \alpha + \beta_1 - \beta_2)} = \frac{n_2}{n_1}$$

が満足されている請求項 1 記載の光音響計測装置用プローブ。

[請求項3] 前記導光体の配置角度が変更可能である請求項 1 または 2 記載の光音響計測装置用プローブ。

[請求項4] 前記導光体の配置角度が、前記プローブ軸に対して傾いた所定角度と、該プローブ軸と平行になる角度との間で変更可能である請求項 3 記載の光音響計測装置用プローブ。

[請求項5] 前記音響波検出部が、前記プローブ軸に直交する方向に複数個並べて配置され、

前記導光体が、前記光出射端面が複数の音響波検出部の並び方向に沿って延びる状態に配設されている請求項 1 から 4 いずれか 1 項記載の光音響計測装置用プローブ。

[請求項6] 前記導光体が、互いの間に前記プローブ軸が有る状態にして 2 個設けられている請求項 1 から 5 いずれか 1 項記載の光音響計測装置用プローブ。

[請求項7] 前記 2 個の導光体に各々対応させて、それらの導光体を経た光が、互いに異なる期間に被検体に照射されるように光通過を制御するシャッタが設けられている請求項 6 記載の光音響計測装置用プローブ。

[請求項8] 光源から発せられた光を伝搬させる光ファイバが設けられ、前記光ファイバが前記導光体の光入射端面に光学的に結合されている請求項 1 から 7 いずれか 1 項記載の光音響計測装置用プローブ。

[請求項9] 前記光ファイバが 3 本以上設けられ、かつ前記導光体の光入射端面に対して千鳥状に配置して結合されている請求項 8 記載の光音響計測装置用プローブ。

[請求項10] 前記導光体の光入射端面において、前記光ファイバが配置されていない部分に光吸収体が被着されている請求項 7 から 9 いずれか 1 項記載の光音響計測装置用プローブ。

[請求項11] 前記導光体の光入射端面から導光体外に出射した光を検出する光センサが設けられている請求項 1 から 10 いずれか 1 項記載の光音響計

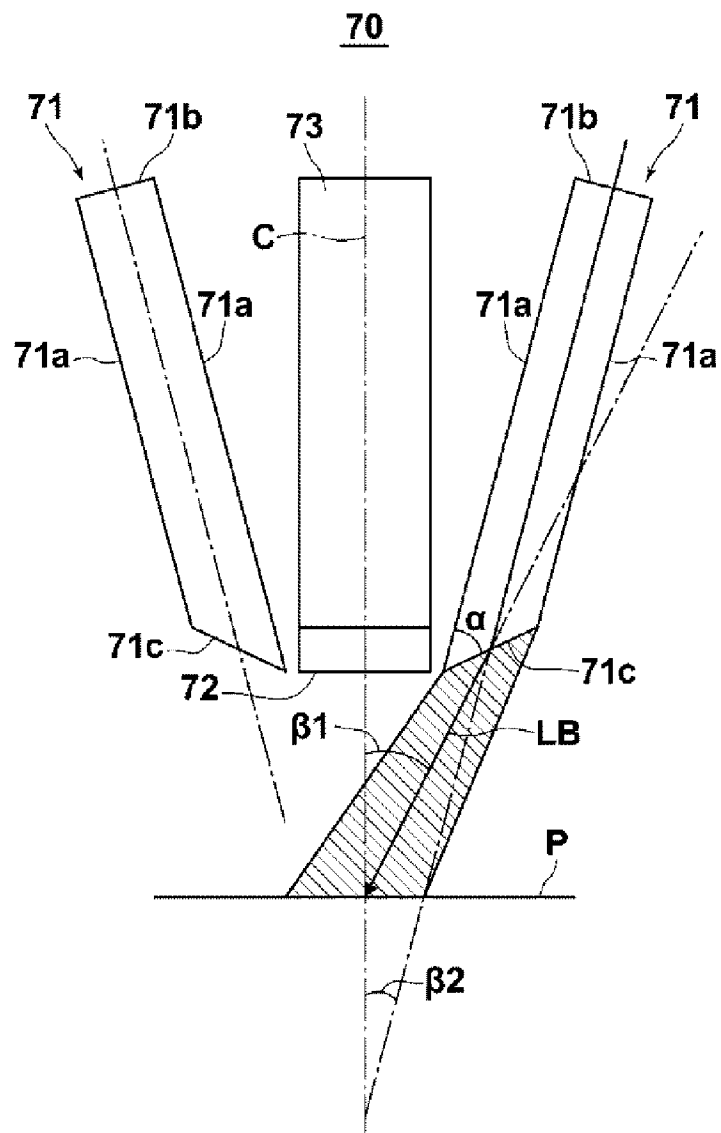
測装置用プローブ。

[請求項12] 被検体へのプローブの接触を検出する接触センサが設けられている請求項1から11いずれか1項記載の超音響計測装置用プローブ。

[請求項13] 前記角度 α が、 $90^\circ - \arcsin(1.33/n_1) < \alpha < 90^\circ$ の範囲にある請求項1から12いずれか1項記載の超音響計測装置用プローブ。

[請求項14] 請求項1から13いずれか1項記載の超音響計測装置用プローブを備えてなることを特徴とする超音響計測装置。

[図1]

FIG. 1

[図2]

FIG. 2

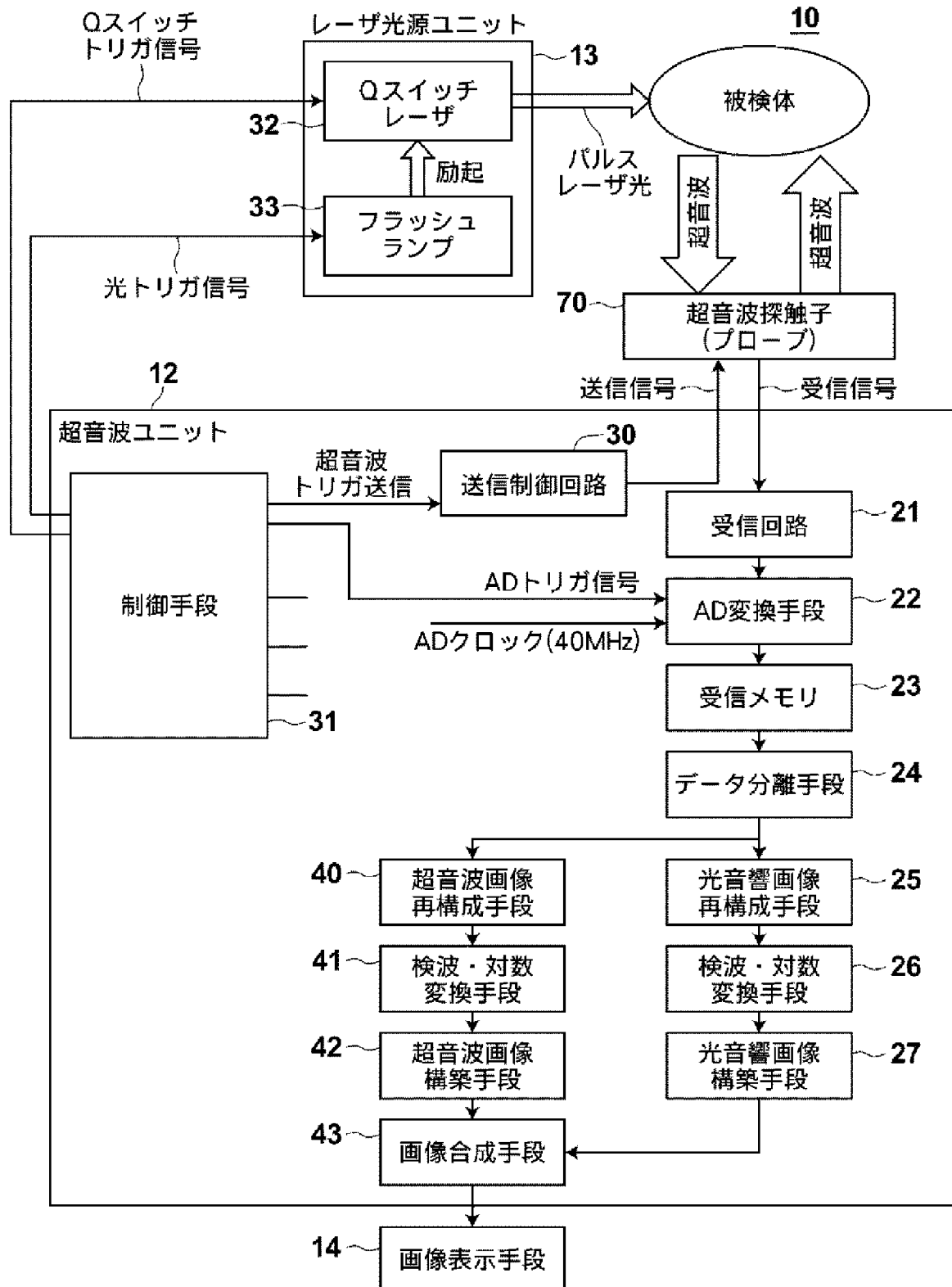
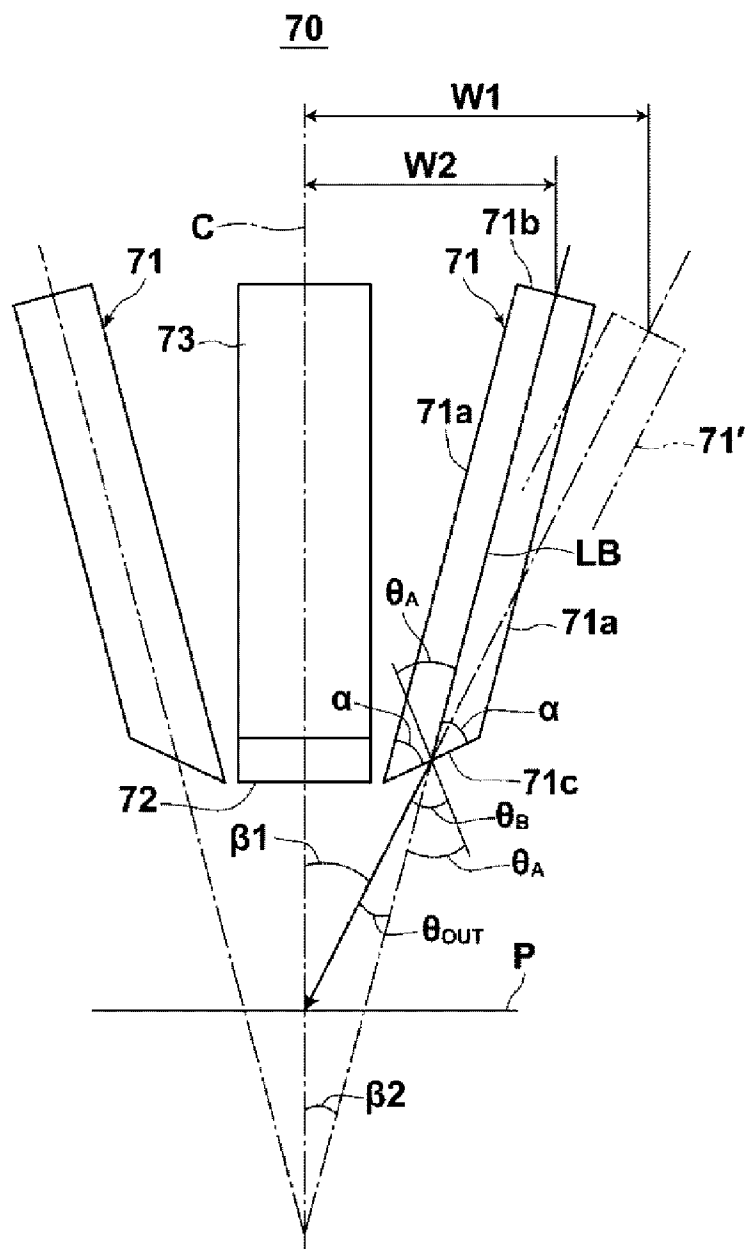
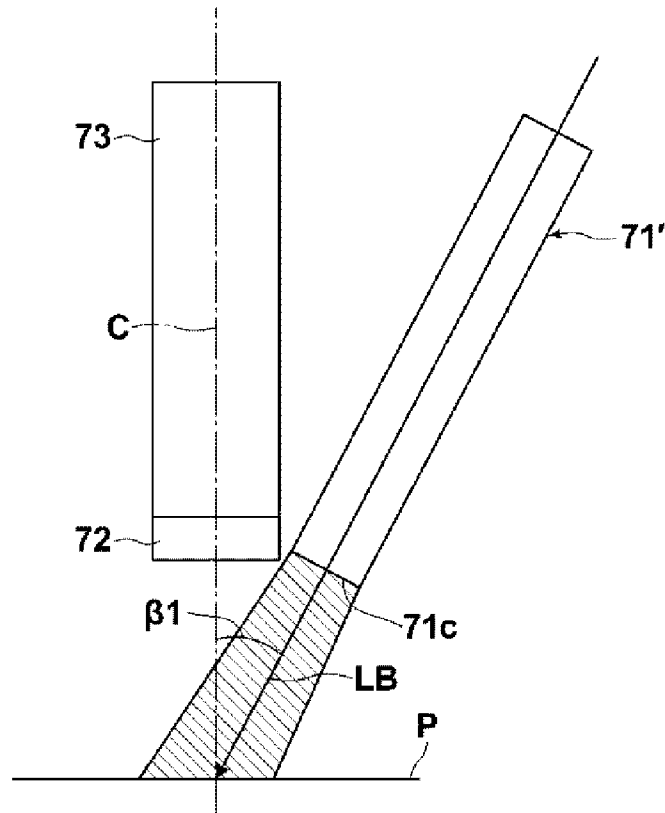


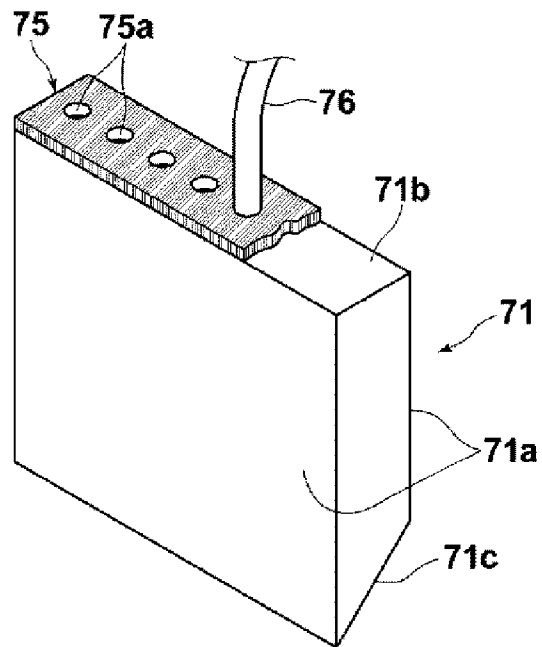
FIG. 3



[図4]

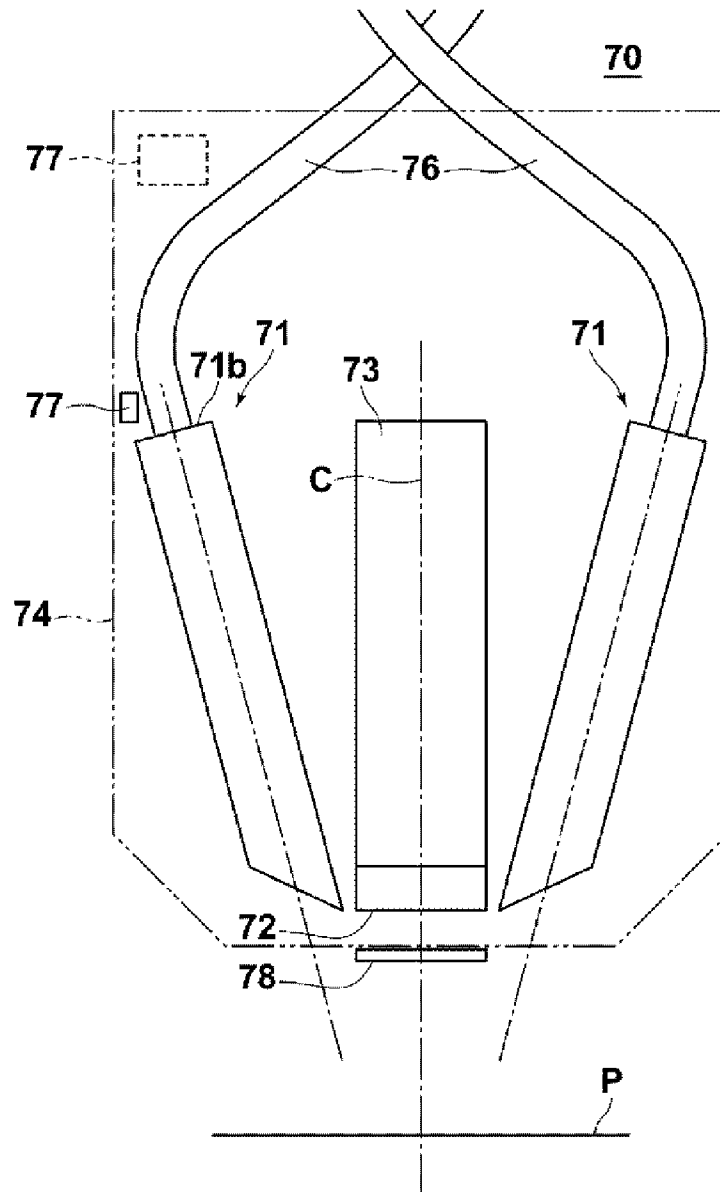
FIG.4

[図5]

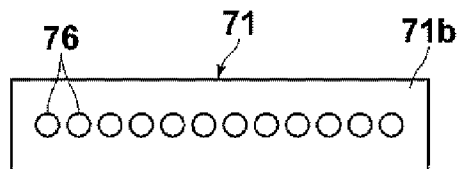
FIG. 5

[図6]

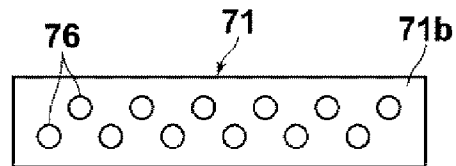
FIG. 6



[図7]

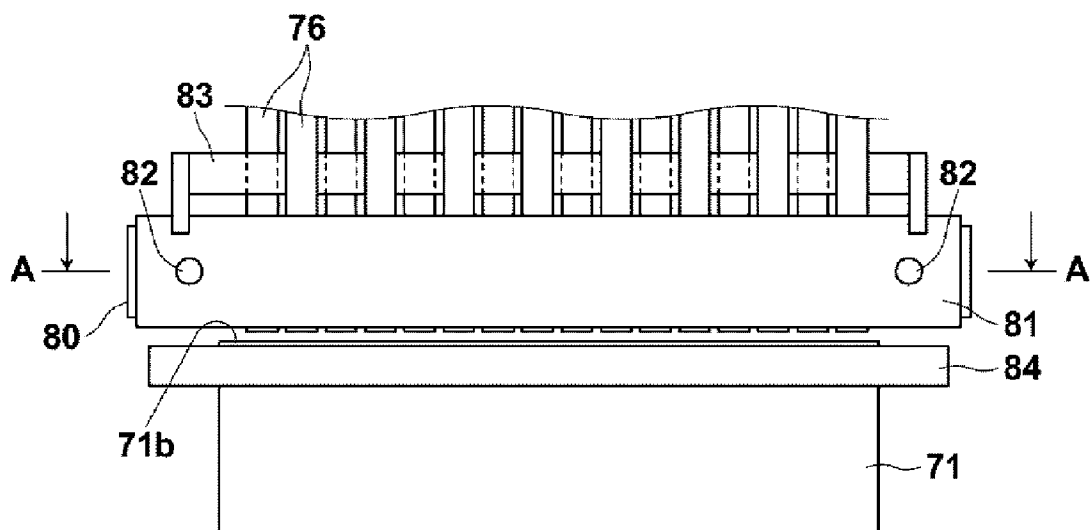
FIG. 7

[図8]

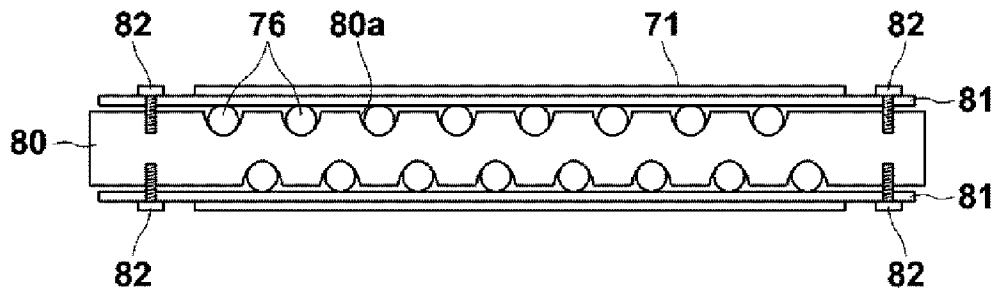
FIG. 8

[図9]

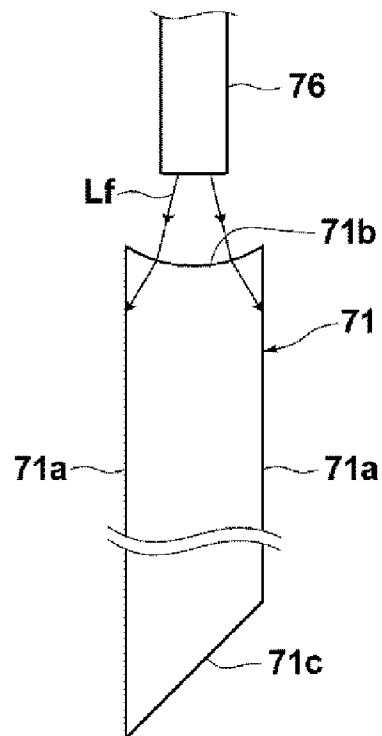
FIG.9



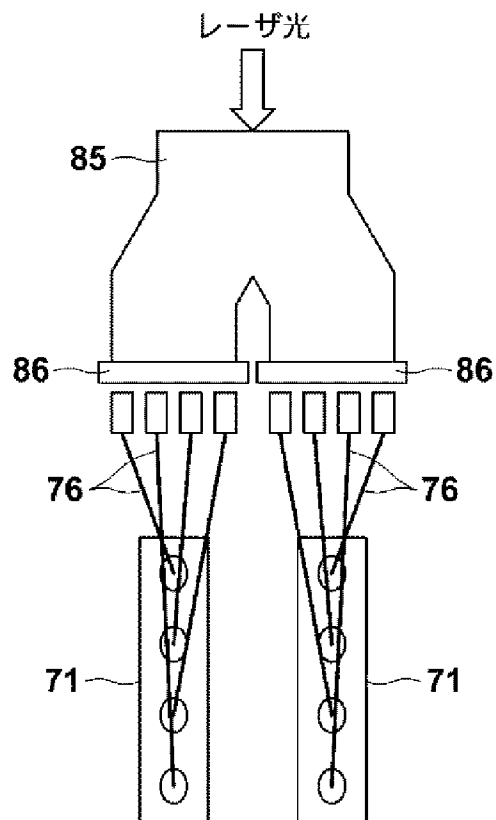
[図10]

FIG. 10

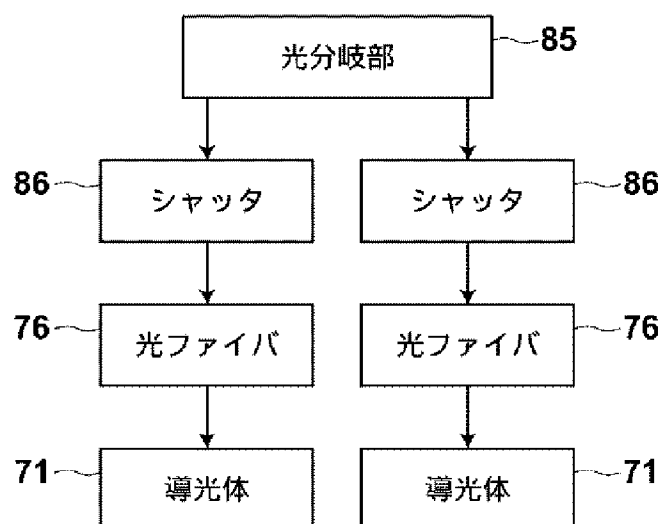
[図11]

FIG. 11

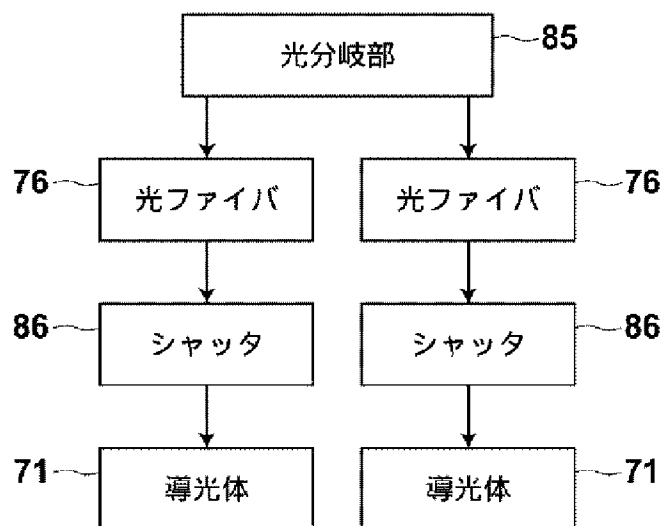
[図12]

FIG. 12

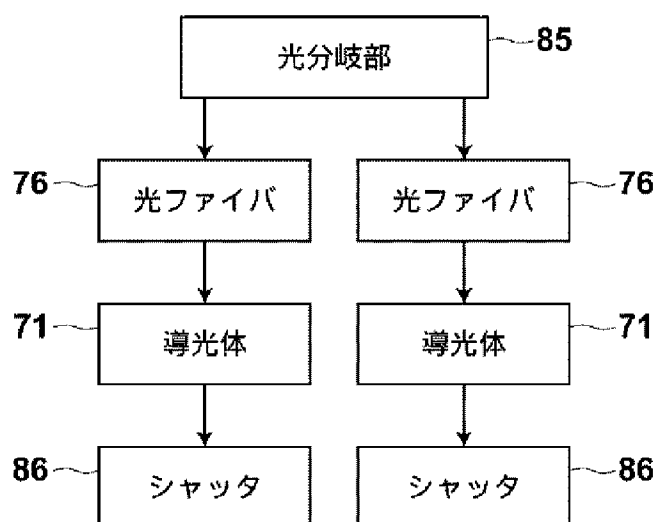
[図13]

FIG. 13

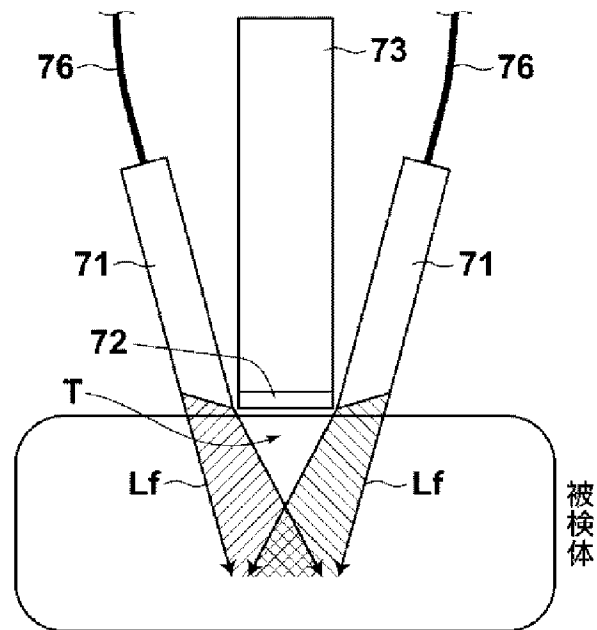
[図14]

FIG. 14

[図15]

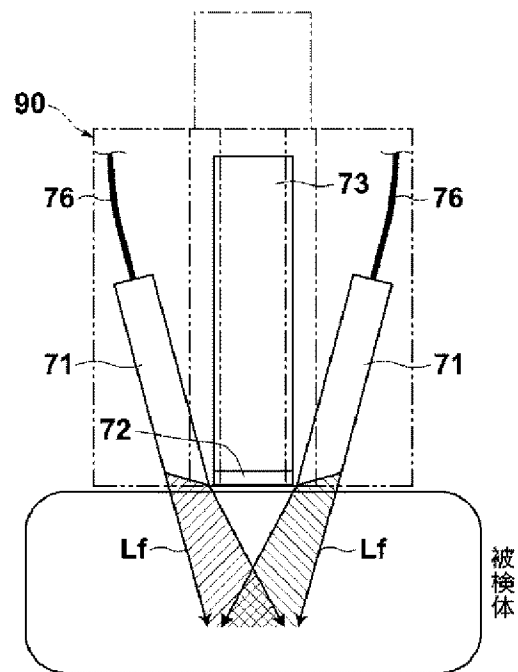
FIG. 15

[図16]

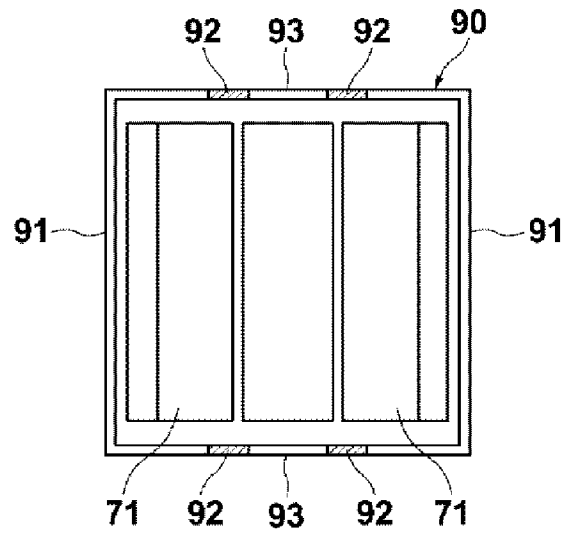
FIG. 16

[図17]

FIG. 17

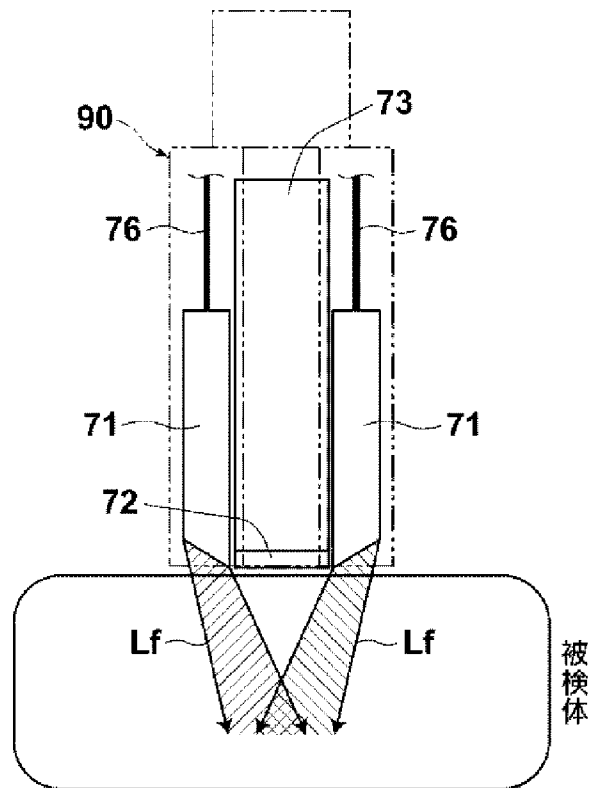


[図18]

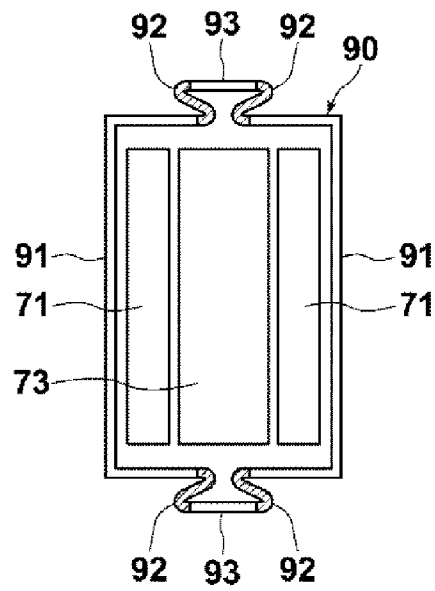
FIG. 18

[図19]

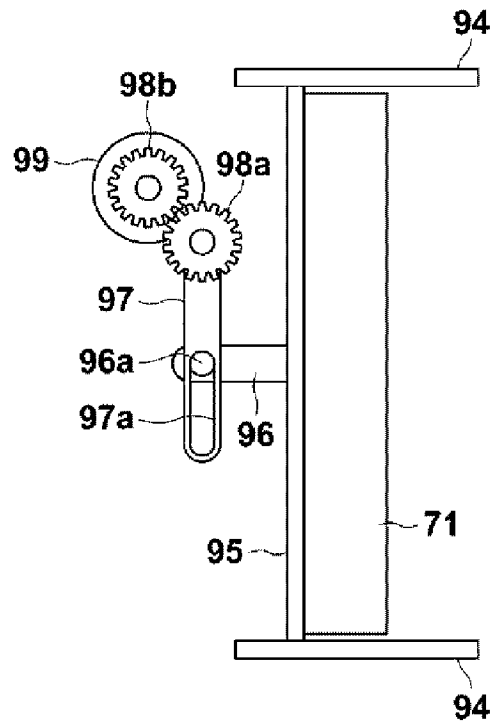
FIG. 19



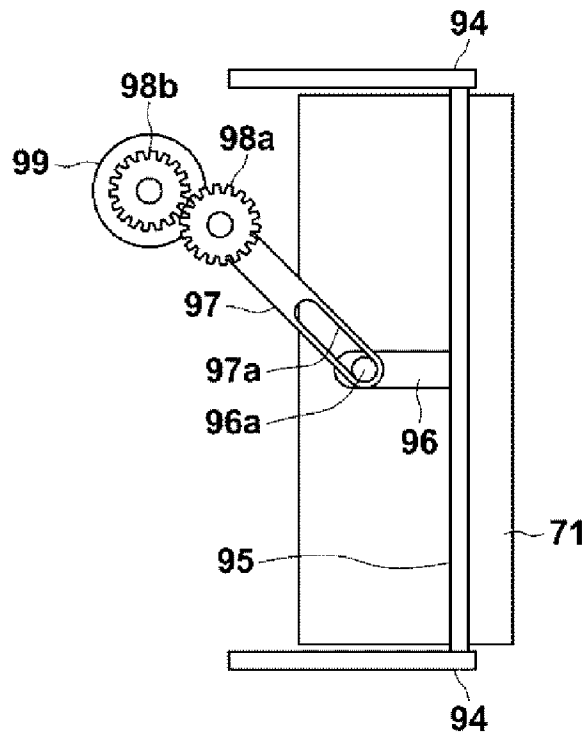
[図20]

FIG. 20

[図21]

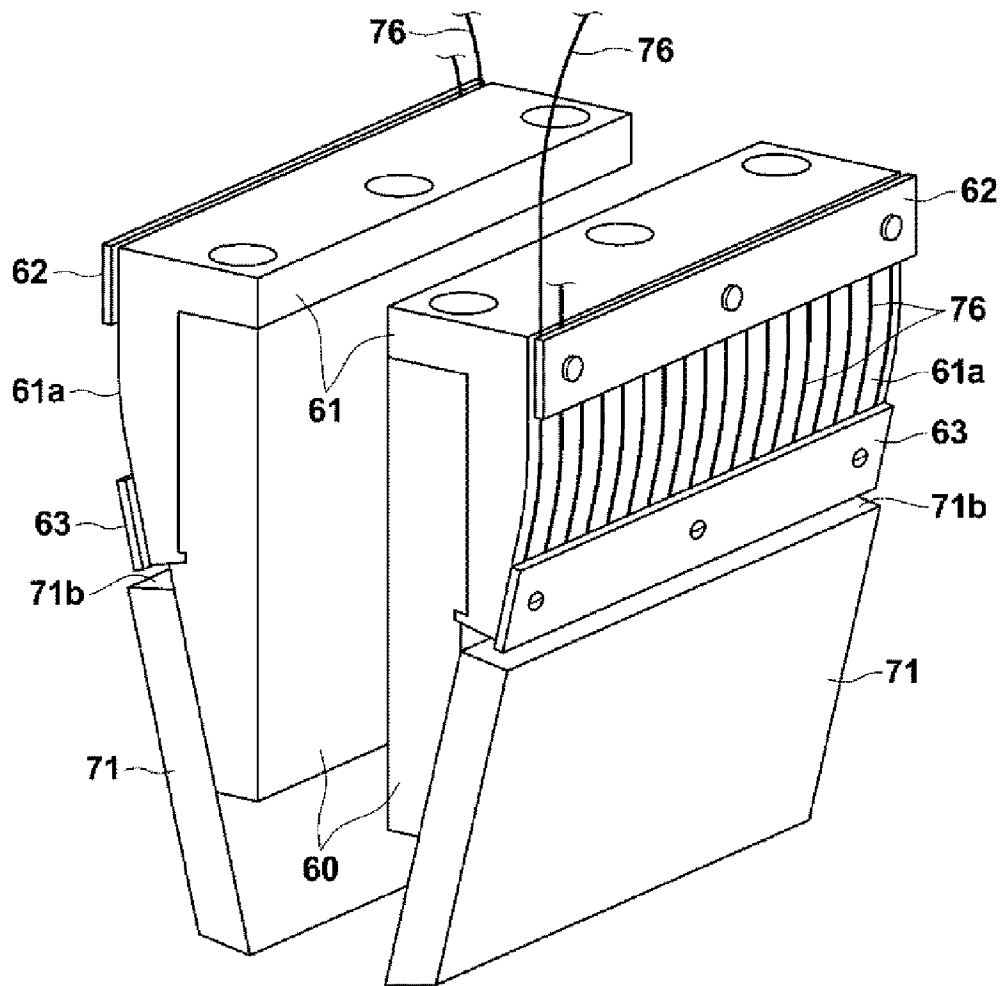
FIG. 21

[図22]

FIG. 22

[図23]

FIG. 23



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/061494

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00, A61B5/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-22816 A (Canon Inc.), 04 February 2010 (04.02.2010), fig. 7; paragraphs [0055] to [0058] & US 2011/0088477 A1 & WO 2009/154298 A1 & CN 102065748 A	1-14
A	US 2011/0201914 A1 (Lihong Wang), 18 August 2011 (18.08.2011), fig. 5; paragraph [0058] & WO 2010/048258 A1	1-14
A	JP 2011-501150 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 06 January 2011 (06.01.2011), fig. 7; paragraph [0026] & US 2010/0229650 A1 & WO 2009/050632 A1 & CN 101828102 A	1-14



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
02 July, 2013 (02.07.13)Date of mailing of the international search report
09 July, 2013 (09.07.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/061494

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Roy G. M. Kolkman et al, Real-time in vivo photoacoustic and ultrasound imaging, Journal of biomedical optics, 2008.09, vol.13, no.5, pp.050510-1-3 (particularly, fig. 1)	1-14

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/00, A61B5/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2010-22816 A（キヤノン株式会社）2010.02.04 図7、段落55-58 & US 2011/0088477 A1 & WO 2009/154298 A1 & CN 102065748 A	1-14
A	US 2011/0201914 A1（Lihong Wang）2011.08.18 図5、段落58 & WO 2010/048258 A1	1-14

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

0 2 . 0 7 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 9 . 0 7 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

右高 孝幸

2 Q

9 8 0 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2011-501150 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ) 2011.01.06 図 7、段落 26 & US 2010/0229650 A1 & WO 2009/050632 A1 & CN 101828102 A	1-14
A	Roy G. M. Kolkman et al, Real-time in vivo photoacoustic and ultrasound imaging, Journal of biomedical optics, 2008.09, vol.13, no.5, pp.050510-1-3 (特に、図 1 参照)	1-14