

(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2019-216951  
(P2019-216951A)

(43) 公開日 令和1年12月26日(2019.12.26)

| (51) Int.Cl. |       |           | F I  |       |     | テーマコード (参考) |  |  |
|--------------|-------|-----------|------|-------|-----|-------------|--|--|
| A61B         | 8/13  | (2006.01) | A61B | 8/13  |     | 2H040       |  |  |
| A61B         | 1/00  | (2006.01) | A61B | 1/00  | 530 | 4C161       |  |  |
| A61B         | 1/045 | (2006.01) | A61B | 1/045 | 622 | 4C601       |  |  |
| G02B         | 23/24 | (2006.01) | G02B | 23/24 | B   |             |  |  |

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2018-116118 (P2018-116118)  
(22) 出願日 平成30年6月19日 (2018.6.19)

(71) 出願人 594164542  
キヤノンメディカルシステムズ株式会社  
栃木県大田原市下石上1385番地  
(74) 代理人 110001771  
特許業務法人虎ノ門知的財産事務所  
(72) 発明者 藤田 文理  
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ  
ノンメディカルシステムズ株式会社内  
(72) 発明者 杉山 敦子  
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ  
ノンメディカルシステムズ株式会社内  
(72) 発明者 岡村 陽子  
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ  
ノンメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

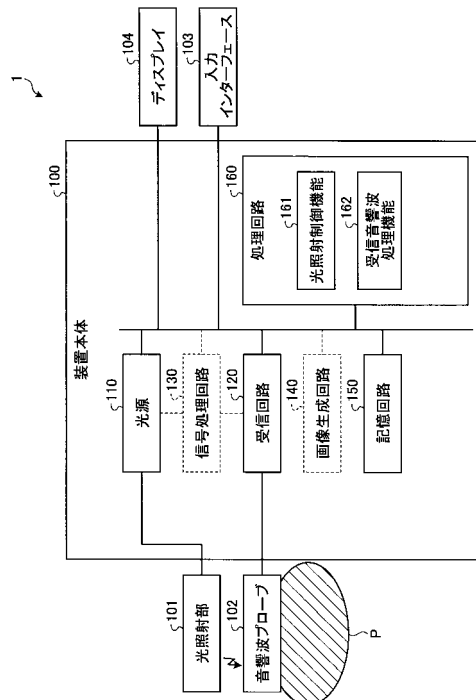
(54) 【発明の名称】 光音響診断装置及び光音響内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 光音響による診断を容易にすること。

【解決手段】 実施形態に係る光音響診断装置は、音響波受信素子と、光照射部と、処理部とを備える。音響波受信素子は、光透過性及び可撓性を有する。光照射部は、前記音響波受信素子を介して被検体に対して光を照射可能である。処理部は、前記音響波受信素子により得られる信号を処理する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

光透過性及び可撓性のある音響波受信素子と、  
前記音響波受信素子を介して被検体に対して光を照射可能な光照射部と、  
前記音響波受信素子により得られる信号を処理する処理部と、  
を備える、光音響診断装置。

## 【請求項 2】

前記音響波受信素子は、ポリフッ化ビニリデンによる圧電部材を含む、  
請求項 1 に記載の光音響診断装置。

## 【請求項 3】

前記光照射部は、前記音響波受信素子と一体化される、  
請求項 1 又は 2 に記載の光音響診断装置。

## 【請求項 4】

前記音響波受信素子が装着される前記被検体の径を計測する計測部を備え、  
前記処理部は、前記計測部により計測された径に応じて、前記光照射部から照射される  
光の強度又は波長を調整する、  
請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の光音響診断装置。

## 【請求項 5】

前記音響波受信素子は、開口部の輪郭を特定可能なマーカを有し、  
前記処理部は、撮像画像から前記マーカを介して前記開口部を識別し、前記光照射部  
により前記開口部に対して光照射を行わせる、  
請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の光音響診断装置。

## 【請求項 6】

前記音響波受信素子は、受信面の両面それぞれの全面に渡る電極を有し、前記電極から  
前記信号が取得される、  
請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の光音響診断装置。

## 【請求項 7】

前記光照射部は、前記音響波受信素子の受信面の全面又は一部に光照射を行う、  
請求項 6 に記載の光音響診断装置。

## 【請求項 8】

前記音響波受信素子は、受信面に分割されて形成される複数の電極を有し、前記複数の  
電極から前記信号が取得される、  
請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の光音響診断装置。

## 【請求項 9】

内視鏡プローブに設けられた音響波受信素子と、  
前記内視鏡プローブにあって、内視鏡画像撮影用の照明と兼用される、音響波励起用  
の光照射部と、  
前記音響波受信素子により得られる信号を処理する処理部と、  
を備える、光音響内視鏡。

## 【請求項 10】

前記処理部は、内視鏡画像に前記音響波受信素子により得られる信号に基づく測定結果  
を重畳表示する、  
請求項 9 に記載の光音響内視鏡。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明の実施形態は、光音響診断装置及び光音響内視鏡に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

被検体に光が照射されると被検体内に存在する光吸収体が励起されて光音響波（光超音

10

20

30

40

50

波とも呼ばれる)が発生することが光音響効果として知られており、光音響波の受信状態から光吸収体の有無や分布の把握が行われている。例えば、赤血球に含まれるヘモグロビンが光吸収体として利用されることで、微細な血管の有無や分布が把握され、リウマチ等の炎症疾患における新生血管の状態の診断に利用される。

【0003】

光音響効果の利用において、光照射がどのように行われ、発生した光音響波の受信がどのように行われるかということが、診断の容易さにおいて重要である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

10

【特許文献1】特開2011-183057号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、光音響による診断を容易にすることである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態に係る光音響診断装置は、音響波受信素子と、光照射部と、処理部とを備える。音響波受信素子は、光透過性及び可撓性を有する。光照射部は、前記音響波受信素子を介して被検体に対して光を照射可能である。処理部は、前記音響波受信素子により得られる信号を処理する。

20

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る光音響診断装置の構成例を示す図である。

【図2】図2は、音響波プローブの構成例を示す図である。

【図3A】図3Aは、音響波プローブの他の構成例を示す図(1)である。

【図3B】図3Bは、音響波プローブの他の構成例を示す図(2)である。

【図4A】図4Aは、光照射部からの光照射の例を示す図(1)である。

【図4B】図4Bは、光照射部からの光照射の例を示す図(2)である。

【図4C】図4Cは、光照射部からの光照射の例を示す図(3)である。

30

【図5】図5は、第2の実施形態に係る光照射部及び音響波プローブの構成例を示す図である。

【図6】図6は、音響波プローブ付近の構成例を示す断面図である。

【図7】図7は、光吸収体の位置を特定する例を示す図である。

【図8】図8は、音響波プローブが腕等の被検体に巻き付けられた状態を示す断面図である。

【図9】図9は、被検体の径を測定する他の例を示す図である。

【図10】図10は、第3の実施形態に係る音響波プローブの構成例を示す図である。

【図11】図11は、第3の実施形態に係る光音響診断装置の構成例を示す図である。

【図12】図12は、複数の音響波プローブによる診断の例を示す図である。

40

【図13】図13は、第4の実施形態に係る内視鏡プローブの構成例を示す図である。

【図14】図14は、第4の実施形態に係る内視鏡に適用された光音響診断装置の構成例を示す図である。

【図15】図15は、第5の実施形態に係る音響波プローブの構成例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照して、光音響診断装置及び光音響内視鏡の各実施形態を説明する。なお、実施形態は、以下の内容に限られるものではない。また、1つの実施形態や変形例に記載された内容は、原則として他の実施形態や変形例にも同様に適用される。

【0009】

50

## (第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る光音響診断装置1の構成例を示す図である。図1において、光音響診断装置1は、装置本体100と、光照射部101と、音響波プローブ102と、入力インターフェース103と、ディスプレイ104とを有する。光照射部101は、装置本体100に光学的に接続される。音響波プローブ102、入力インターフェース103及びディスプレイ104は、装置本体100に電氣的に接続される。なお、音響波プローブ102が接する被検体Pは、光音響診断装置1の構成に含まれない。光音響診断装置1は光音響システムの一例である。

## 【0010】

光照射部101は、光ファイバやレンズ等の光学系（光伝搬部材）により構成される。光照射部101には、所定の位置に光照射を行うために光出射口を移動させるアクチュエータ等の機構も必要に応じて含まれる。光照射部101は、後述する光源110により発生された光（パルス光）を照射するが、光源110が光照射部101に一体化されたものであってもよい。光照射部101は、光透過性のある音響波プローブ102を介して被検体Pに対して光を照射する。照射されたパルス光は、被検体P内を伝搬・拡散し、被検体P内に存在する光吸収体において吸収される。光吸収体は、各波長のパルス光のエネルギーをそれぞれ吸収して、光音響波（光超音波）をそれぞれ発生する。音響波プローブ102は、音響波受信素子の一例である。

10

## 【0011】

光吸収体としては、例えば、生体内に含まれるヘモグロビンやグルコース（血糖）等の物質が挙げられる。各光吸収体は、特定の波長を有するパルス光のエネルギーを吸収して、光音響波をそれぞれ発生する。発生した光音響波は、被検体P内を伝搬し、被検体Pに貼り付けられた可撓性のある音響波プローブ102により受信される。なお、光吸収体としては、上記の物質に限らず、パルス光のエネルギーを吸収しうるあらゆる物質が適用可能である。例えば、体表面に存在するメラニンも光吸収体に含まれる。また、生体内物質に限らず、例えば、メチレンブルー、インドシニアングリーン等の色素や金微粒子、及び、それらを集積あるいは化学的に修飾した物質（若しくは薬剤）等も、被検体P内に投与されることで光吸収体として利用可能である。

20

## 【0012】

図2は、音響波プローブ102の構成例を示す図であり、光音響波の受信が単一のセルにより行われる場合（シングルセル）の例を示している。図2において、上側の図は音響波プローブ102の平面図（xy平面内）、下側の図は音響波プローブ102の上下中央部付近で切断した端面図（xz平面内）である。図2において、音響波プローブ102は、ポリフッ化ビニリデン（PVDF：polyvinylidene fluoride）等による、光透過性及び可撓性のあるフィルム状の圧電部材102aの両面に透明な膜状の可撓性のある電極102b、102cが設けられ、電極102b、102cにはリード線102eが接続されている。なお、一般的な圧電部材では、音波検出対象と反対側の面には音波を効率的に受け止めるためのバック材が設けられるが、本実施形態では、光透過性を考慮し、空気によりバック材を行うエアバック材となっている。また、音響波プローブ102の端部には可撓性のあるフレーム102dが設けられているが、フレーム102dは省略されてもよい。更に、電極102bの外側の面又は電極102cの外側の面には、着色膜が形成されてもよい。着色膜は特定の波長又は波長帯の光を透過又は遮断するものであり、着色膜により被検体Pに照射される光の波長が調整される。

30

40

## 【0013】

図3A及び図3Bは、音響波プローブ102の他の構成例を示す図であり、図2における透明な膜状の電極に代え、メッシュ状の電極102b、102cとしたものである。メッシュ状の電極102b、102cとすることで、光透過性及び可撓性のある電極としていいる。なお、音響波プローブ102の端部のフレームが必須でないのは、図2の場合と同様である。

## 【0014】

50

図 1 に戻り、入力インターフェース 103 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等に対応する。例えば、入力インターフェース 103 は、光音響診断装置 1 の操作者からの各種設定要求を受け付け、受け付けた各種設定要求を装置本体 100 に対して転送する。

#### 【0015】

ディスプレイ 104 は、光音響診断装置 1 の操作者が入力インターフェース 103 を用いて各種設定要求を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 100 において生成された診断結果画面や画像データ等を表示したりする。

#### 【0016】

装置本体 100 は、音響波プローブ 102 が受信した光音響波に基づいて診断結果を生成する装置であり、光源 110 と、受信回路 120 と、信号処理回路 130 と、画像生成回路 140 と、記憶回路 150 と、処理回路 160 とを有する。光吸収体の分布データを取得せずに診断結果として分布の画像を出力しない場合、信号処理回路 130 及び画像生成回路 140 は省略可能である。光源 110、受信回路 120、信号処理回路 130、画像生成回路 140、記憶回路 150 及び処理回路 160 は、相互に通信可能に接続される。

#### 【0017】

光源 110 は、予め設定された波長を有する光 (パルス光) を発する。例えば、光源 110 は、大出力の光を発生するレーザ光源である。レーザ光源の一例としては、固体レーザ、ガスレーザ、色素レーザ、半導体レーザなどが挙げられる。光源 110 としては、利用される光吸収体の種類に応じて、任意の波長の光を発することが可能な光源を適宜利用可能である。例えば、動脈中の酸素化されたヘモグロビンの吸収波長と、静脈中の脱酸素化されたヘモグロビンの吸収波長とに応じて照射光の波長を切り替えることで、動脈と静脈とを区別して認識することができる。また、光源 110 は、後述する処理回路 160 による制御により、光の照射タイミング、パルス幅、強度等を調節可能である。

#### 【0018】

なお、光源 110 は、出力が強く連続的に波長を変えられるものが好適であるが、波長が異なる複数の単波長レーザにより構成されてもよい。また、光源 110 は、レーザ光源に限らず、発光ダイオードやフラッシュランプ等により構成されてもよい。また、光源 110 は、例えば、装置本体 100 の外部に設置された個別の筐体に備えられても良いし、前述のように光照射部 101 の内部に備えられていてもよい。

#### 【0019】

受信回路 120 は、プリアンプ及び A/D (Analog/Digital) 変換器等を有し、音響波プローブ 102 から出力されたアナログの電気信号からデジタルの受信データを生成する。プリアンプは、音響波プローブ 102 の出力信号を増幅する。A/D 変換器は、プリアンプにより増幅された光音響波を A/D 変換し、デジタルの電気信号を出力する。なお、プリアンプ及び A/D 変換器は、音響波プローブ 102 側に設けられるようにしてもよい。その場合、受信回路 120 は、音響波プローブ 102 と装置本体 100 とを接続する入力インターフェースとなる。

#### 【0020】

信号処理回路 130 は、光源 110 による光照射位置と、受信回路 120 による音響波プローブ 102 からの受信データとを用いて、被検体 P 内の特性値の分布データを生成する。例えば、1 次元的又は 2 次元的に順次に変えられた光照射位置と、光音響波の受信レベルとから、1 次元的又は 2 次元的な特性値の分布データが得られる。また、光音響波の光照射からの遅延時間に相当する深さが対応付けられることにより、深さの次元が加わった分布データが得られる。なお、信号処理回路 130 は、処理回路 160 においてプログラムの実行されるものとする。また、信号処理回路 130 は、処理回路 160 においてプログラムの実行されるものとする。

#### 【0021】

画像生成回路 140 は、信号処理回路 130 により生成された分布データから画像デー

10

20

30

40

50

タを生成する。例えば、画像生成回路 140 は、信号処理回路 130 が生成した分布データから、超音響波の強度を輝度で表した画像データを生成する。なお、画像生成回路 140 は、処理回路 160 においてプログラマ的に実行されるものとすることもできる。

【0022】

また、画像生成回路 140 は、画像データに対して各種の画像処理を実行可能である。例えば、画像生成回路 140 は、平滑化処理やエッジ強調処理等、各種の画像処理を操作者の求めに応じて実行する。また、画像生成回路 140 は、画像データに対して付帯情報（種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等）を付帯させ、記憶回路 150 に格納する。

【0023】

記憶回路 150 は、画像生成処理、各種の画像処理、及び表示処理等を行うための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、記憶回路 150 は、画像生成回路 140 により生成された画像データを付帯情報とともに記憶する。また、記憶回路 150 が記憶するデータは、図示しない通信用インターフェースを介して、外部装置へ転送可能である。

【0024】

処理回路 160 は、超音響診断装置 1 の処理全体を制御する。例えば、処理回路 160 は、入力インターフェース 103 を介して操作者から入力された各種設定要求や、記憶回路 150 から読み込まれた各種制御プログラム及び各種データに基づき、光源 110、受信回路 120、信号処理回路 130 及び画像生成回路 140 の処理を制御する。また、処理回路 160 は、記憶回路 150 が記憶する診断結果や画像データをディスプレイ 104 にて表示させる。処理回路 160 は、処理部の一例である。

【0025】

また、処理回路 160 は、光照射制御機能 161 と、受信超音響波処理機能 162 とを実行する。ここで、例えば、処理回路 160 の構成要素である光照射制御機能 161 及び受信超音響波処理機能 162 が実行する各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で超音響診断装置 1 の記憶装置（例えば、記憶回路 150）に記録されている。処理回路 160 は、各プログラムを記憶装置から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 160 は、処理回路 160 内に示された各機能を有することとなる。

【0026】

光照射制御機能 161 は、光源 110 及び光照射部 101 による光照射を制御する。光照射の制御には、光源 110 の ON/OFF、光の波長、強度、照射位置等の制御が含まれる。これらの制御には、条件が満たされた場合に自動的に行われるものと、操作者からの指示に基づいてその都度に行われるものとが含まれる。

【0027】

受信超音響波処理機能 162 は、超音響波プローブ 102、受信回路 120、信号処理回路 130 及び画像生成回路 140 による超音響波の受信、診断結果の生成及び出力を制御する。

【0028】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス（例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)）等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路 150 に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路 150 にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構

10

20

30

40

50

成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせて1つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。更に、各図における複数の構成要素を1つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

#### 【0029】

また、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的な形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPU及び当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

10

#### 【0030】

また、上記の実施形態において説明した各処理のうち、自動的に行なわれるものとして説明した処理の全部又は一部を手動的に行なうこともでき、或いは、手動的に行なわれるものとして説明した処理の全部又は一部を公知の方法で自動的に行なうこともできる。この他、上記文書中や図面中で示した処理手順、制御手順、具体的名称、各種のデータやパラメータを含む情報については、特記する場合を除いて任意に変更することができる。

20

#### 【0031】

図4Aは、光照射部101からの光照射の例を示す図である。図4Aにおいて、光照射部101は、コーン状の光により音響波プローブ102の全面をカバーする範囲に光照射を行っている。音響波プローブ102を通して照射された音響波プローブ102の全面をカバーする光により、音響波プローブ102の直下の被検体内の光吸収体A1、A2が光音響波を発生し、この光音響波が音響波プローブ102により受信される。音響波プローブ102は光透過性があるため、被検体に貼り付けられた音響波プローブ102の上から光照射が可能である。また、音響波プローブ102は可撓性があるため、凹凸のある被検体の表面に密着しやすく、光音響波の効率的な受信が可能である。

30

#### 【0032】

音響波プローブ102は、ここではシングルセルとされており、光照射が音響波プローブ102の全面に行われ、音響波プローブ102の全面で光音響波の受信が行われているため、光吸収体A1、A2の位置は特定されないが、音響波プローブ102の直下の被検体内に光吸収体が存在するか否かが受信信号から判断される。また、受信信号の強度から光吸収体の個数(密集度、濃度)に関する情報が得られるとともに、パルス光の照射から光音響波の受信までの遅延時間から光吸収体A1、A2の深さが求められる。

40

#### 【0033】

図4Bは、光照射部101からの光照射の他の例を示す図である。図4Bにおいて、光照射部101は、ライン状の光により音響波プローブ102の一部の範囲に光照射を行っている。音響波プローブ102を通して照射されたライン状の光により、音響波プローブ102の直下の被検体内のライン状の光が照射された部分に存在する光吸収体A1、A2が光音響波を発生し、この光音響波が音響波プローブ102により受信される。音響波プローブ102はシングルセルであるが、光照射がライン状に行われるため、受信される光吸収体A1、A2の位置はライン状の光照射位置内に特定され、音響波プローブ102の直下の被検体内のライン状の光照射位置内に光吸収体が存在するか否かが受信信号から判断される。ライン状の光照射位置のスキャンとともに受信信号が監視されることで、どのラインの直下に光吸収体が存在するかが把握される。ライン状の光照射位置のスキャンは、例えば、光照射部101自体がアクチュエータにより移動されるか、光照射部101にライン状の光照射を行う光照射口が複数設けられ、その中から1つ又は複数がON(残りはOFF)されることで行われる。なお、光照射部101と音響波プローブ102との相対的な位置関係は既知であるものとし、アクチュエータは既知の位置関係に基づいて光照

50

射部 101 の位置を駆動する。また、受信信号の強度からライン状の光照射位置内の光吸収体の個数（密集度、濃度）に関する情報が得られるとともに、パルス光の照射から光音響波の受信までの遅延時間から光吸収体 A1、A2 の深さが求められる。

#### 【0034】

図 4C は、光照射部 101 からの光照射の他の例を示す図である。図 4C において、光照射部 101 は、スポット状の光により音響波プローブ 102 の一部の範囲に光照射を行っている。音響波プローブ 102 を通して照射されたスポット状の光により、音響波プローブ 102 の直下の被検体内のスポット状の光が照射された部分に存在する光吸収体 A2 が光音響波を発生し（光吸収体 A1 は光音響波を発生しない）、この光音響波が音響波プローブ 102 により受信される。音響波プローブ 102 はシングルセルであるが、光照射がスポット状に行われるため、受信される光吸収体 A2 の位置はスポット状の光照射位置内に特定され、音響波プローブ 102 の直下の被検体内のスポット状の光照射位置内に光吸収体が存在するか否かが受信信号から判断される。スポット状の光照射位置のスキャンとともに受信信号が監視されることで、どのスポットの直下に光吸収体が存在するかが把握される。スポット状の光照射位置のスキャンは、例えば、光照射部 101 自体がアクチュエータにより移動されるか、光照射部 101 にスポット状の光照射を行う光照射口が複数設けられ、その中から 1 つ又は複数が ON（残りは OFF）されることで行われる。なお、光照射部 101 と音響波プローブ 102 との相対的な位置関係は既知であるものとし、アクチュエータは既知の位置関係に基づいて光照射部 101 の位置を駆動する。また、受信信号の強度からスポット状の光照射位置内の光吸収体の個数（密集度、濃度）に関する情報が得られるとともに、パルス光の照射から光音響波の受信までの遅延時間から光吸収体 A2 の深さが求められる。

10

20

#### 【0035】

図 1 に戻り、処理回路 160 の光照射制御機能 161 は、光源 110 及び光照射部 101 による光照射を制御し、コーン状の光（図 4A）、ライン状の光（図 4B）又はスポット状の光（図 4C）の照射を行う。受信音響波処理機能 162 は、音響波プローブ 102、受信回路 120、信号処理回路 130 及び画像生成回路 140 による光音響波の受信、診断結果の生成及び出力を制御する。例えば、コーン状の光（図 4A）を用いた場合、音響波プローブ 102 の貼り付けられた被検体 P の直下に光吸収体が存在するか否か、存在するとすれば光吸収体の個数（密集度、濃度）はどの程度か、更に、深さはどの程度かを求めて出力する。ライン状の光（図 4B）又はスポット状の光（図 4C）を用いた場合、ライン状の光又はスポット状の光の直下に光吸収体が存在するか否か、存在するとすれば光吸収体の個数（密集度、濃度）はどの程度か、更に、深さはどの程度かを求めて出力する。更に、ライン状の光又はスポット状の光をスキャンして照射する場合、スキャンされた位置（深さを含まない場合と深さを含む場合）に対する光吸収体の分布を求め、必要であれば画像化を行って出力する。

30

#### 【0036】

また、音響波プローブ 102 の受信面の各位置における受信信号の感度を調整（校正）するために、次のような構成を付加してもよい。例えば、光照射により励起されて光音響波を発生する色付きの物体をリファレンスマークとして音響波プローブ 102 の各箇所

40

#### 【0037】

第 1 の実施形態によれば、光透過性のある音響波プローブ 102 を介して光照射が行えるため、光照射が容易である。また、可撓性のある音響波プローブ 102 を被検体 P に貼り付けたり接触させたりするため、密着性がよく、光音響波の受信が効率的に行われる。例えば、リウマチの患者の手や足は変形により皮膚の表面の凹凸が激しく、超音波診断に

50

用いられる一般的なプローブでは皮膚に密着することが困難であるが、本実施形態における可撓性のある音響波プローブ 102 によれば、容易に密着させることができる。これらにより、光音響による診断を容易にすることができる。

#### 【0038】

(第2の実施形態)

図5は、第2の実施形態に係る光照射部 101 及び音響波プローブ 102 の構成例を示す図である。第2の実施形態は、シングルセルの音響波プローブ 102 をベースとしつつ、光照射部 101 と音響波プローブ 102 とを一体化し、両者が連動して変形可能とするとともに、スポット状の光照射位置を切り替えて光吸収体の位置を特定可能にしている。光照射部 101 と音響波プローブ 102 との一体化は、製造過程に行われてもよいし、使用過程において行われてもよい。光音響診断装置 1 の構成は図1に示されたものと同様である。以下に説明される光ケーブル 101a、光スイッチ 101b、光ケーブル 101c 及び接合部 101d が光照射部 101 に対応する。

10

#### 【0039】

図5において、光源 110 (図1) に一端が接続された光ケーブル 101a の他端は光スイッチ 101b の入力端に接続され、光スイッチ 101b の複数の出力端はそれぞれ光ケーブル 101c の一端に接続され、光ケーブル 101c の他端はテープ状(帯状)の音響波プローブ 102 の光透過面の長軸に沿って一列に固定されている。音響波プローブ 102 にはリード線 102e が接続されている。

#### 【0040】

図6は、音響波プローブ 102 付近の構成例を示す断面図である。図6において、音響波プローブ 102 は、ポリフッ化ビニリデン等による光透過性及び可撓性のあるフィルム状の圧電部材 102a の両面に透明な膜状の可撓性のある電極 102b、102c が設けられ、電極 102b、102c にはリード線 102e が接続されている。また、電極 102b の外面には複数のスペーサ 102f を介して光透過性及び可撓性のあるフィルム状の接合用部材 102g が電極 102b に対して空隙を隔てて配置され、接合用部材 102g の外面(上面)に複数の光ケーブル 101c の端部が接合部 101d により固定されている。複数のスペーサ 102f により空隙が設けられているのは、光ケーブル 101c の接合部 101d により圧電部材 102a の振動特性を悪化させないためである。なお、電極 102b、102c は、透明な膜状のものに代え、図3A又は図3Bに示されたような、メッシュ状の電極としてもよい。また、電極 102b の外側の面又は電極 102c の外側の面には、着色膜が形成されてもよい。着色膜は特定の波長又は波長帯の光を透過又は遮断するものであり、着色膜により被検体 P に照射される光の波長が調整される。

20

30

#### 【0041】

図7は、光吸収体の位置を特定する例を示す図である。図7において、光スイッチ 101b は、処理回路 160 の光照射制御機能 161 (図1) による制御のもと、光源 110 から供給された光を複数の光ケーブル 101c に所定時間おきに切り替えて供給する。所定時間は、光照射によって発生する光音響波の受信を待機する時間よりも長く設定される。検出動作としては、例えば、図7における音響波プローブ 102 のいちばん右側の光ケーブル 101c から順に光を供給し、光音響波の受信を監視していて、12番目の光ケーブル 101c から光照射を行った直後に光吸収体 A1 からの光音響波を受信したとすると、その位置の下方に光吸収体 A1 が存在することが把握される。また、受信信号の強度からスポット状の光照射位置内の光吸収体の個数(密集度、濃度)に関する情報が得られるとともに、パルス光の照射から光音響波の受信までの遅延時間から光吸収体 A1 の深さが求められる。

40

#### 【0042】

図8は、音響波プローブ 102 が腕等の被検体 P に巻き付けられた状態を示す断面図である。音響波プローブ 102 は可撓性があるため、凹凸のある被検体の表面に密着しやすく、光音響波の効率的な受信が可能である。また、音響波プローブ 102 に固定された光ケーブル 101c から光照射が行われるため、光照射に際して位置決め等は不要である。

50

## 【 0 0 4 3 】

なお、超音響波の受信レベルを他の測定時における受信レベルと比較可能にするために、感度のキャリブレーションが重要となる場合がある。感度のキャリブレーションは、例えば、被検体の皮膚厚みに応じて照射光の強度を変化させることで実現できる。皮膚厚みが厚い場合は、被検体の内部に伝搬する光の量が減り、超音響波の発生量も減るため、照射光の強度を高めることが望ましい。また、照射光の強度の制御に代え、又は、照射光の強度の制御とともに、照射光の波長を制御することもできる。被検体の内部では種々の物質により光が減衰するが、波長によって減衰の度合いが異なるため、波長を適切に選択することで、より深い部分まで光を届かせることが可能になる。このような制御を行う場合、皮膚厚みの情報が必要となるが、皮膚厚みは腕等の径と相関があるため（径が大きいと皮膚厚みも大きい）、腕等の径の測定結果から皮膚厚みを推定することができる。

10

## 【 0 0 4 4 】

例えば、図 8 における超音響波プローブ 102 を構成する圧電部材は、受信だけではなく通常の超音響波（超音波）の送受信も行えるため、超音響波プローブ 102 から超音響波を送信し、被検体 P を貫通した超音響波又はその反射波を同じ超音響波プローブ 102 で受信することで、送信から受信までの遅延時間から被検体 P の径を求めることができる。径から皮膚厚みの算出には、予め実験等で求められた計算式が用いられる。超音響波プローブ 102 は計測部の一例である。

## 【 0 0 4 5 】

図 9 は、被検体 P の径を測定する他の例を示す図である。図 9 においては、超音響波プローブ 102 の一端に目盛の付いたスリップ 102 h が設けられており、腕等の被検体に超音響波プローブ 102 が巻き付けられた状態で、スリップ 102 h と超音響波プローブ 102 の他端とが交差する位置の目盛値から腕等の径を求めることができる。読み取られた径は入力インターフェース 103 を介して超音響診断装置 1 に入力され、照射制御機能 161 の制御のもと、照射光の強度や波長の調整に用いられる。スリップ 102 h を含めた超音響波プローブ 102 は計測部の一例である。

20

## 【 0 0 4 6 】

なお、超音響波プローブ 102 の長軸方向に沿って一列に複数の位置から光照射が行われる場合について説明したが、更に長軸方向に対して直交する方向における複数の位置からも光照射が行われるようにしてもよい。

30

## 【 0 0 4 7 】

また、スポット状の光照射位置を切り替えて光吸収体の位置を特定可能にする場合について説明したが、位置を特定する必要がない場合や、他の手法により位置を特定できる場合には、光照射位置を切り替えることなく、超音響波プローブ 102 の全面に光照射を行うようにしてもよい。

## 【 0 0 4 8 】

第 2 の実施形態によれば、照射部 101 と超音響波プローブ 102 とが一体化されたことで、超音響による診断がよりいっそう容易になる。

## 【 0 0 4 9 】

（第 3 の実施形態）

図 10 は、第 3 の実施形態に係る超音響波プローブ 102 の構成例を示す図である。第 3 の実施形態は、外観から超音響波プローブ 102 を識別可能にし、複数の超音響波プローブ 102 を同時に使用した診断が行えるようにしている。

40

## 【 0 0 5 0 】

図 10 において、超音響波プローブ 102 の透明な開口部の四隅にはマーカ 102 i が設けられている。マーカ 102 i は、特徴的な画像を有しており、超音響波プローブ 102 の開口部の輪郭を画像処理により特定できるようになっている。なお、マーカ 102 i には、超音響波プローブ 102 の固体を識別する情報（例えば、デバイス ID 等）を含ませてもよい。

## 【 0 0 5 1 】

50

図 1 1 は、第 3 の実施形態に係る光音響診断装置 1 の構成例を示す図である。図 1 1 において、光音響診断装置 1 には、図 1 の構成に比べて、音響波プローブ 1 0 2 を視野内に収めて撮像を行うイメージセンサ（カメラ）1 0 5 が追加されている。なお、光照射部 1 0 1 には、前述したように、光照射位置を移動するためのアクチュエータが含まれるか、異なる位置に光照射を行う複数の光照射口の ON / OFF が行えるようになっており、光照射制御機能 1 6 1 の制御のもと、イメージセンサ 1 0 5 により撮像された音響波プローブ 1 0 2 の光照射部 1 0 1 との位置関係に基づいて、光照射位置の制御が行われる。受信音響波処理機能 1 6 2 は、光照射制御機能 1 6 1 による光照射位置の制御に連動して、光音響波の受信状態から被検体 P における光吸収体の分布等を集計する。

#### 【 0 0 5 2 】

図 1 2 は、複数の音響波プローブ 1 0 2 による診断の例を示す図である。図 1 2 において、手の指等の被検体 P には複数の音響波プローブ 1 0 2 が貼り付けられている。各音響波プローブ 1 0 2 には、図 1 0 で示されたように、四隅にマーカ 1 0 2 i が設けられている。また、図 1 2 において、被検体 P の上方にはイメージセンサ 1 0 5 が設けられ、被検体 P 上の複数の音響波プローブ 1 0 2 を視野に入れて撮像を行っている。

#### 【 0 0 5 3 】

処理回路 1 6 0 の光照射制御機能 1 6 1（図 1 1）は、イメージセンサ 1 0 5 により撮像された画像から画像処理により各音響波プローブ 1 0 2 のマーカ 1 0 2 i を認識し、複数の音響波プローブ 1 0 2 それぞれの被検体 P 上の位置を特定する。その上で、光照射制御機能 1 6 1 は、光照射部 1 0 1 の移動、又は光照射部 1 0 1 からの光照射口の ON / OFF により、被検体 P 上の音響波プローブ 1 0 2 のいずれかに選択的に光照射を行い、光吸収体からの光音響波の受信を行う。この際、各音響波プローブ 1 0 2 には、照射光の強度が均一になるように、照射光の強度が調整される。照射光の強度の調整に際しては、音響波プローブ 1 0 2 及び被検体 P への照射光の角度についても併せて調整してもよい。

#### 【 0 0 5 4 】

なお、1 つの音響波プローブ 1 0 2 に選択的に光照射が行われる場合について説明したが、被検体 P 上の音響波プローブ 1 0 2 の全てに光照射部 1 0 1 から光照射を行い、光吸収体からの光音響波の受信を並行して行ってもよい。この場合、複数の音響波プローブ 1 0 2 のうちどれから光音響波が受信されたかによって、光吸収体が存在する位置を把握することができる。

#### 【 0 0 5 5 】

第 3 の実施形態によれば、複数の音響波プローブ 1 0 2 を同時に使用した診断が行え、光音響による診断がよりいっそう容易になる。

#### 【 0 0 5 6 】

（第 4 の実施形態）

図 1 3 は、第 4 の実施形態に係る内視鏡プローブ 1 0 6 の構成例を示す図である。第 4 の実施形態は、内視鏡に光音響効果による診断機能を付加したものである。

#### 【 0 0 5 7 】

例えば、脳外科では外科的切除を行いながら目標物まで切り進む場合がある。このとき、動脈を切断しないことが重要であるが、現状は内視鏡画像で血管の有無を視認しながら処置を行うため、作業が煩雑であるとともに目標物到達までに時間がかかる。光音響効果を用いることで、動脈と静脈を容易に判断することができるが、内視鏡のようにプローブの形状や大きさに大きな制限が設けられているものでは、プローブの形状や大きさを大きく変更することが難しい。そのため、機能を追加する際は、構成がシンプルであることが望ましい。本実施形態では、一般的な内視鏡のプローブの構成に大きな変更を加えることなく、光音響効果による診断機能の付加を可能としている。

#### 【 0 0 5 8 】

図 1 3 において、内視鏡プローブ 1 0 6 の先端部には、照明レンズ 1 0 6 a と、対物レンズ 1 0 6 b と、鉗子・吸引兼用口 1 0 6 c と、送気・送水ノズル 1 0 6 d とが設けられている。照明レンズ 1 0 6 a は、撮影のための照明光を照射するレンズである。対物レン

10

20

30

40

50

ズ106bは、内視鏡撮影のためのレンズであり、内視鏡プローブ106の内部に小型のイメージセンサが設けられるか、光ファイバにより外部のイメージセンサに接続される。鉗子・吸引兼用口106cは、鉗子の出し入れを行うとともに、血液等の吸引を行うための口である。送気・送水ノズル106dは、送気または送水を行うための口である。

#### 【0059】

ここで、照明レンズ106aには、通常の照明光に、超音響波の発生のための光パルスを混入させて供給することで、光照射部を構成することができる。また、内視鏡プローブ106の先端部の領域のうち、鉗子・吸引兼用口106cや送気・送水ノズル106dといった物理的な開口となっていない部分を除いた領域には、ポリフッ化ビニリデン等による光透過性のある圧電部材を設けることができる。例えば、照明レンズ106aの上に圧電部材を設けてもよいし、対物レンズ106bの上に圧電部材を設けてもよいし、鉗子・吸引兼用口106cや送気・送水ノズル106d以外の領域の全部又は一部に圧電部材を設けてもよい。

10

#### 【0060】

図14は、第4の実施形態に係る内視鏡に適用された超音響診断装置1の構成例を示す図である。図14において、内視鏡プローブ106の光照射部106eは、撮影のための照明光の照射と超音響波の発生のための光照射とを兼ねており、装置本体100の光源110に光学的に接続されている。光源110は、撮影のための照明光を光照射部106eに供給するとともに、超音響波の発生のためのパルス光を光照射部106eに供給する。内視鏡プローブ106の音響波受信部106fは、内視鏡プローブ106の先端部に設けられた圧電部材（リード線を伴う）であり、装置本体100の受信回路120に電気的に接続されている。内視鏡プローブ106のイメージセンサ106gは、内視鏡撮影のためのカメラであり、装置本体100の内視鏡画像処理回路170に接続されている。内視鏡プローブ106側から光ファイバにより画像が装置本体100側に送られる場合には、イメージセンサ106gは装置本体100側に設けられる。内視鏡画像処理回路170は、イメージセンサ106gの出力から内視鏡画像を取得する。

20

#### 【0061】

処理回路160の内視鏡画像処理機能163は、イメージセンサ106g及び内視鏡画像処理回路170を制御して内視鏡画像を取得し、ディスプレイ104への表示や画像信号の外部出力を制御する。他の構成要素は図1におけるものと同様である。

30

#### 【0062】

内視鏡画像処理機能163は、撮像中の内視鏡画像に、受信音響波処理機能162により得られた超音響効果による診断結果（測定結果）を重畳表示する。例えば、撮像されている内視鏡画像に映っている組織から、血液の光吸収体であるヘモグロビンによる超音響波を受信している場合、血管の存在の有無を重畳表示する。また、ヘモグロビンの酸素化及び脱酸素化に伴う吸収スペクトルの変化を利用して、動脈からの超音響波を区別して受信する場合、動脈の存在の有無を重畳表示することができる。

#### 【0063】

なお、音響波受信部106fがシングルセルの場合、プローブ前方の圧電素子の接触する組織（被検体）から超音響波が受信されるかどうかは分からないが、音響波受信部106fをマルチセルで構成することで、動脈等の存在する方向についての情報も得ることができ、その情報を内視鏡画像に重畳表示することができる。

40

#### 【0064】

第4の実施形態によれば、従来の内視鏡のプローブの形状や大きさを大きく変更することなく、超音響効果による診断機能を付加することができる。

#### 【0065】

（第5の実施形態）

図15は、第5の実施形態に係る音響波プローブ102の構成例を示す図である。第5の実施形態は、音響波プローブ102を、シングルセルに代えて、マルチセルに拡張したものである。マルチセルの場合、光照射の位置をスキャンすることなく、マルチセルの受

50

信信号からの再構成処理により光音響波の発生位置が特定される。

【0066】

図15において、音響波プローブ102は、ポリフッ化ビニリデン等による光透過性及び可撓性のあるフィルム状の圧電部材102aの一方の面(上面)にx軸方向に沿って分割された透明な膜状の可撓性のある電極102bが設けられ、他方の面(下面)にy軸方向に沿って分割された透明な膜状の可撓性のある電極102cが設けられている。x軸方向に沿って分割された圧電部材102aとy軸方向に沿って分割された電極102cについては、例えば、それぞれの分割部分にリード線が接続されるか、x軸方向に沿って分割された圧電部材102aとy軸方向に沿って分割された電極102cとからそれぞれ1つの分割部分を選択するセレクタを介してリード線が接続される。圧電部材102aの分割部分の1つ(x軸方向位置)と電極102cの分割部分の1つ(y軸方向位置)とが決まることで、音響波プローブ102上での光音響波を受信する位置が特定される。なお、電極102bの外側の面又は電極102cの外側の面には、着色膜が形成されてもよい。着色膜は特定の波長又は波長帯の光を透過又は遮断するものであり、着色膜により被検体Pに照射される光の波長が調整される。

10

【0067】

光音響診断装置1の構成例は図1に示されたものと同様であるが、処理内容に若干の相違がある。すなわち、受信回路120は、更に受信遅延部及び加算器等を有し、音響波プローブ102から取得されたデジタルの電気信号に対して各種処理を行う。例えば、受信遅延部は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間をデジタルの電気信号に与える。加算器は、受信遅延部によって処理された電気信号の加算処理を行って受信データを生成する。なお、受信遅延部及び加算器による処理は、信号処理回路130において行われるようにしてもよい。

20

【0068】

信号処理回路130は、受信回路120から取得した受信データを用いて、被検体P内の特性値の分布データを生成する。例えば、信号処理回路130は、チャンネル毎の時系列の受信データを用いて画像再構成を行うことにより、画像化の対象領域(2次元又は3次元の領域)の空間座標上の各位置に対応する特性値の分布データを求める。

【0069】

画像生成回路140は、信号処理回路130により生成された分布データから画像データを生成する。例えば、画像生成回路140は、信号処理回路130が生成した分布データから、光音響波の強度を輝度で表した画像データを生成する。なお、画像生成回路140は、画像化の対象領域が2次元領域である場合、2次元の画像データを生成し、3次元領域である場合、3次元の画像データを生成する。

30

【0070】

なお、x軸方向とy軸方向とに沿ってそれぞれ分割された電極による例を示したが、圧電部材102aの両面に、複数の領域に分割された両面に対をなす電極が形成され、それぞれの電極にリード線が接続されるか、複数の電極から一の電極を選択するセレクタを介してリード線が接続されるものとしてもよい。

【0071】

第5の実施形態によれば、光音響波の発生位置の特定が容易になる。

40

【0072】

なお、上述した各実施形態において図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPU及び当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0073】

50

また、上述した各実施形態において説明した各処理のうち、自動的に行なわれるものとして説明した処理の全部又は一部を手動的に行なうこともでき、或いは、手動的に行なわれるものとして説明した処理の全部又は一部を公知の方法で自動的に行なうこともできる。この他、上記文書中や図面中で示した処理手順、制御手順、具体的名称、各種のデータやパラメータを含む情報については、特記する場合を除いて任意に変更することができる。

【0074】

以上説明された少なくとも1つの実施形態によれば、光音響による診断を容易にすることができる。

【0075】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

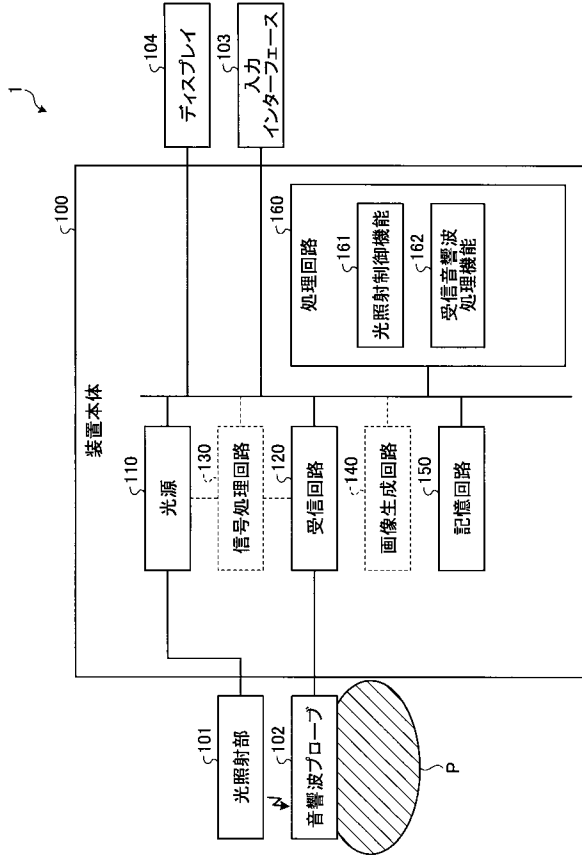
【0076】

- 1 光音響診断装置
- 101 光照射部
- 102 音響波プローブ
- 110 光源
- 120 受信回路
- 130 信号処理回路
- 150 記憶回路
- 160 処理回路
- P 被検体

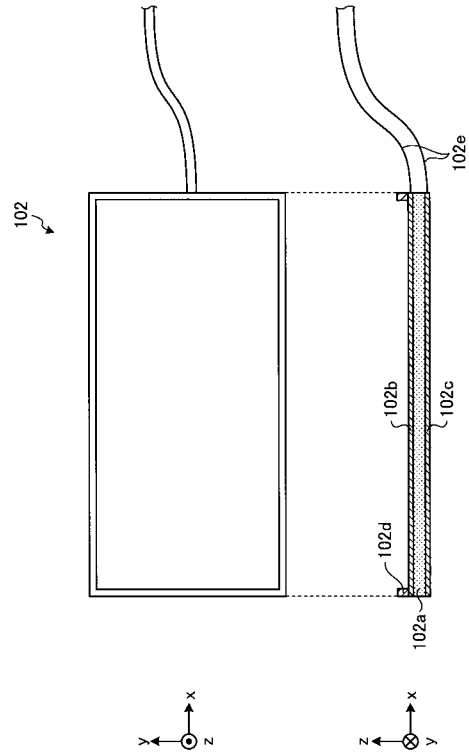
10

20

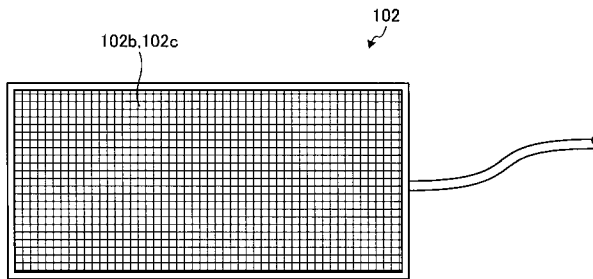
【 図 1 】



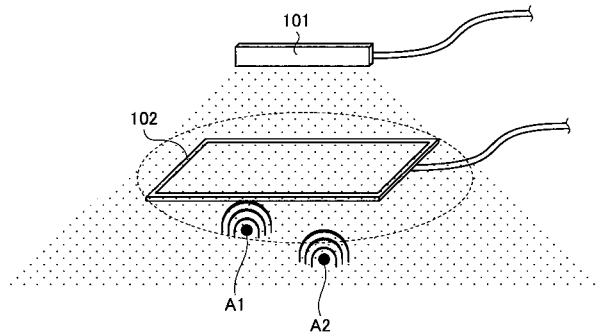
【 図 2 】



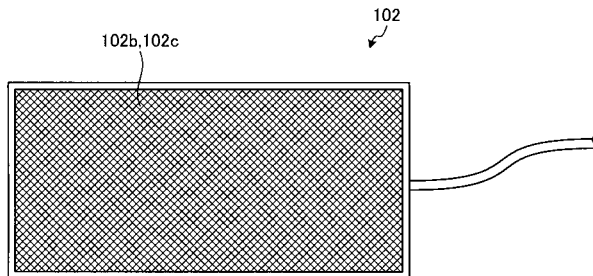
【 図 3 A 】



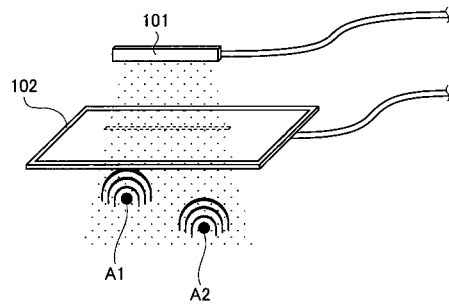
【 図 4 A 】



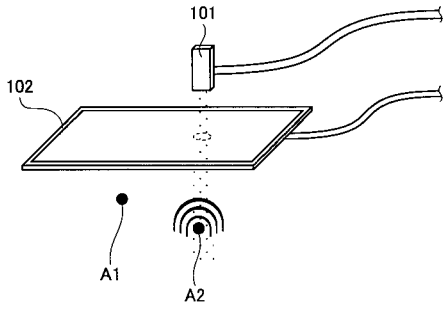
【 図 3 B 】



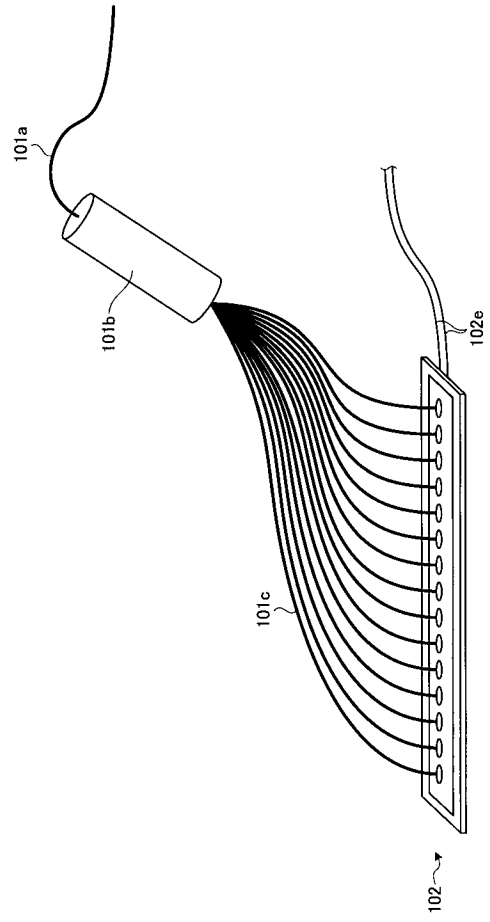
【 図 4 B 】



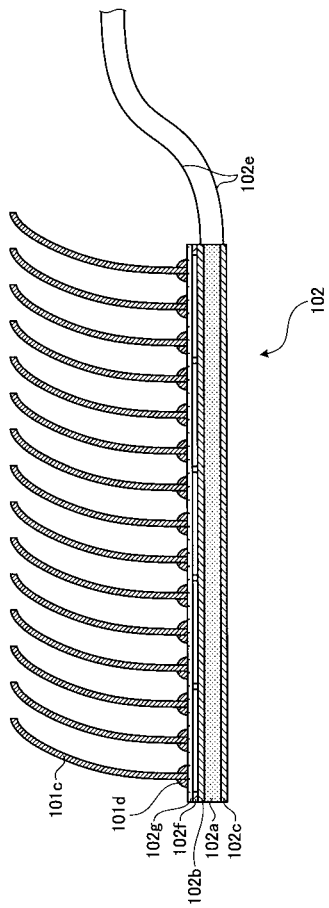
【 図 4 C 】



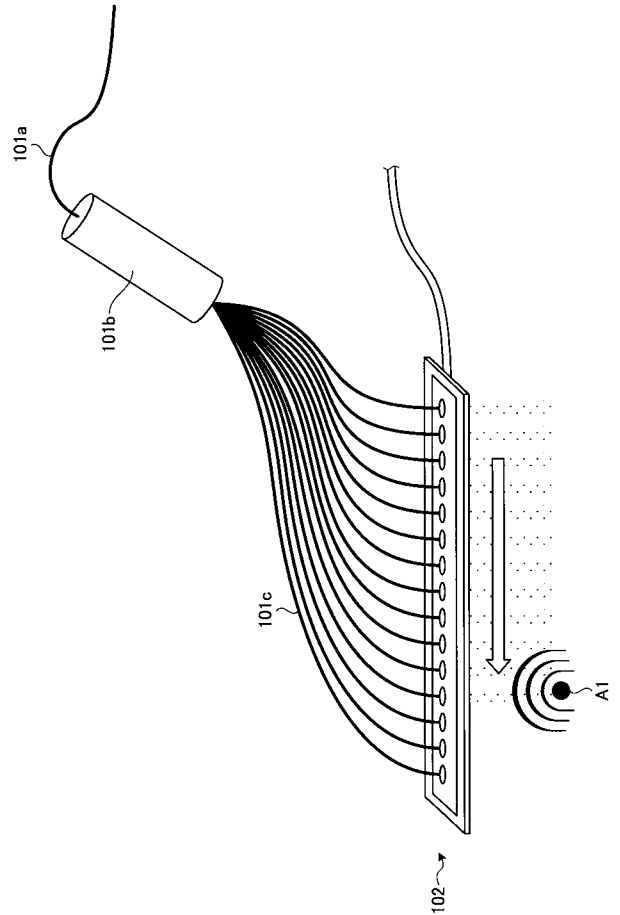
【 図 5 】



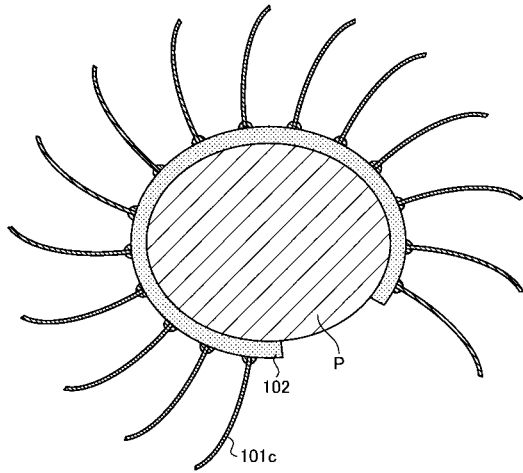
【 図 6 】



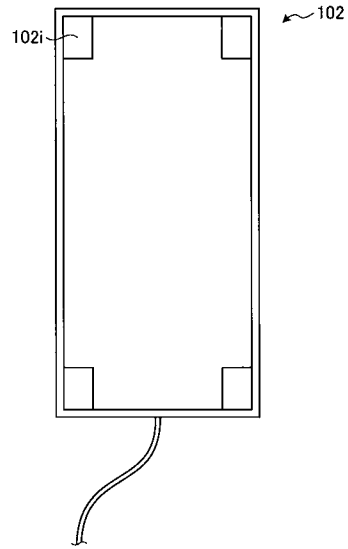
【 図 7 】



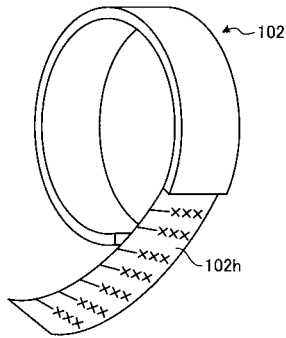
【図 8】



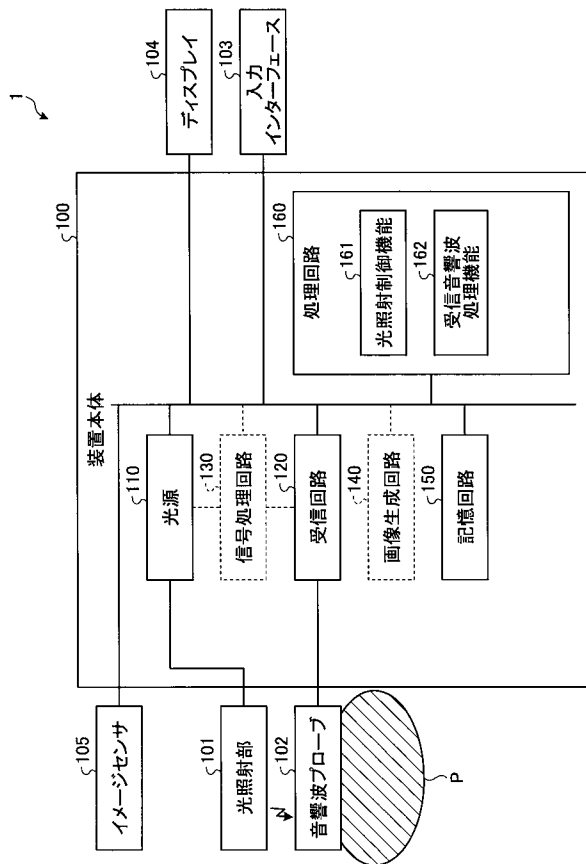
【図 10】



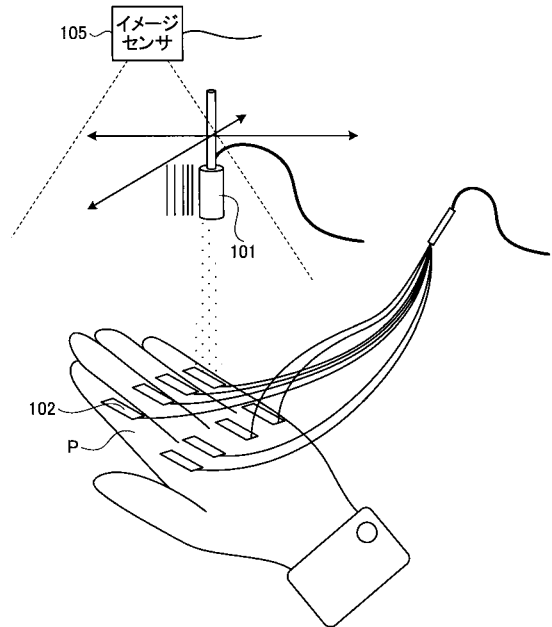
【図 9】



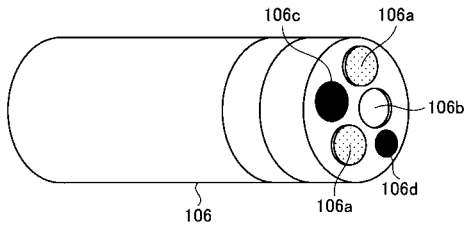
【図 11】



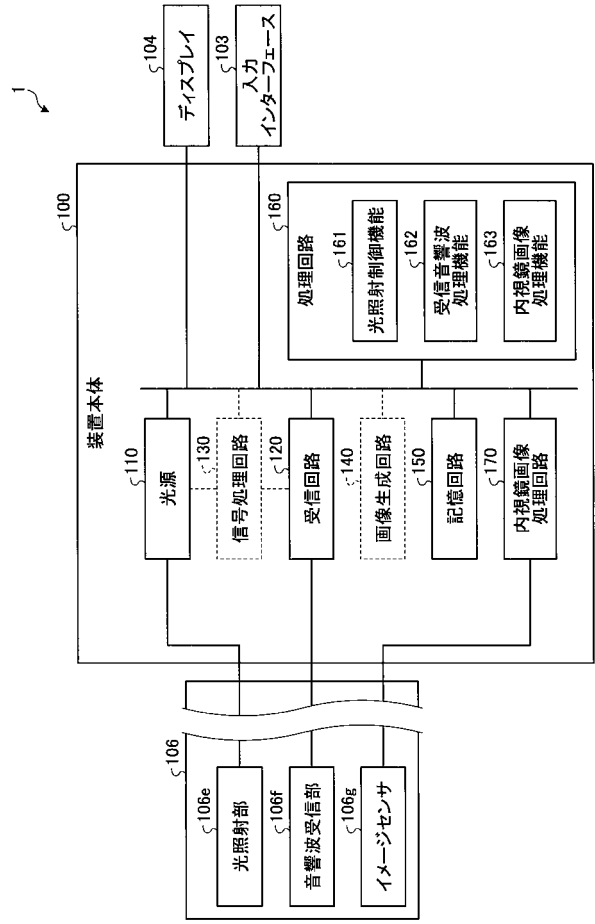
【図 12】



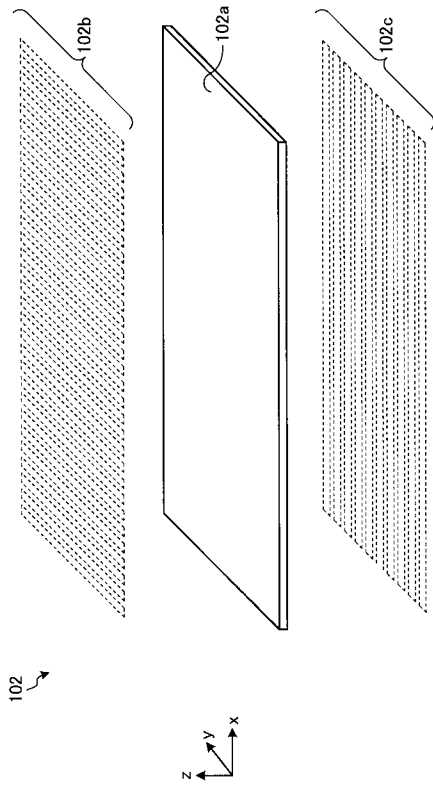
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 丹羽 慎太郎

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA23 CA04 CA06 CA11 CA12 CA23 DA11 DA12 GA02 GA10

GA11

4C161 CC06 FF40 MM10 NN01 QQ09 RR01 RR17 WW04

4C601 BB02 BB03 DE16 EE11 FE01 GA33 GB02 GB03 GB14 KK31

KK47

|           |   |         |            |
|-----------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)   | 光声诊断装置和光声内窥镜  |         |            |
| 公开(公告)号   | <a href="#">JP2019216951A</a>   | 公开(公告)日 | 2019-12-26 |
| 申请号       | JP2018116118  | 申请日     | 2018-06-19 |
| [标]发明人    | 藤田文理<br>杉山敦子<br>岡村陽子<br>丹羽慎太郎   |         |            |
| 发明人       | 藤田 文理<br>杉山 敦子<br>岡村 陽子<br>丹羽 慎太郎   |         |            |
| IPC分类号    | A61B8/13 A61B1/00 A61B1/045 G02B23/24   |         |            |
| FI分类号     | A61B8/13 A61B1/00.530 A61B1/045.622 G02B23/24.B   |         |            |
| F-TERM分类号 | 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/QQ09 4C161/RR01 4C161/RR17 4C161/WW04 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DE16 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/GA33 4C601/GB02 4C601/GB03 4C601/GB14 4C601/KK31 4C601/KK47 |         |            |
| 外部链接      | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

摘要(译)

为了促进光声诊断。解决方案：根据一个实施例的光声诊断装置包括声波接收元件，光照射部分和处理部分。声波接收元件具有光学透明性和挠性。光照射部可以经由声波接收元件向被摄体照射光。处理部分处理由声波接收元件获得的信号。选图：图1

