

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5641773号
(P5641773)

(45) 発行日 平成26年12月17日(2014.12.17)

(24) 登録日 平成26年11月7日(2014.11.7)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 12 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2010-103805 (P2010-103805)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成22年4月28日 (2010.4.28)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2011-229735 (P2011-229735A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成23年11月17日 (2011.11.17)	(74) 代理人	100094112
審査請求日	平成25年4月30日 (2013.4.30)		弁理士 岡部 譲
		(74) 代理人	100096943
			弁理士 臼井 伸一
		(74) 代理人	100101498
			弁理士 越智 隆夫
		(74) 代理人	100107401
			弁理士 高橋 誠一郎
		(74) 代理人	100106183
			弁理士 吉澤 弘司
		(74) 代理人	100128668
			弁理士 齋藤 正巳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光を発生するレーザ光源と、
 前記レーザ光源からの光を出射する光照射手段と、
 前記光照射手段から生体に照射された光によって発生した音響波を検出する音響波検出器と、
 前記光照射手段から出射される光の光エネルギーを検出する光エネルギー検出手段と、
 前記レーザ光源の出射光量を制御する制御手段と、を備え、
 前記光エネルギー検出手段は、前記光照射手段から出射される光の光エネルギー分布を取得可能であり、

前記制御手段は、あらかじめ検出された前記光エネルギー分布に基づいて求められる照射密度分布における最大値が最大許容露光量を超える場合、前記生体へ照射される光の照射密度が最大許容露光量を超えないように、前記レーザ光源の出射光量を制御することを特徴とする測定装置。

【請求項 2】

光を発生するレーザ光源と、
 前記レーザ光源からの光を出射する光照射手段と、
 前記光照射手段から生体に照射された光によって発生した音響波を検出する音響波検出器と、
 前記光照射手段から出射される光の光エネルギーを検出する光エネルギー検出手段と、

10

20

前記レーザ光源の出射光量を制御する制御手段と、を備え、

前記光エネルギー検出手段は、前記光照射手段から出射される光の光エネルギー分布を取得可能であり、

前記制御手段は、あらかじめ検出された前記光エネルギー分布から求められる照射密度分布の最大値に基づき、前記生体へ照射される光の照射密度分布における最大値が最大許容露光量を超えないように、前記レーザ光源の出射光量を制御することを特徴とする測定装置。

【請求項 3】

前記光照射手段と前記光エネルギー検出手段とのうち少なくともどちらか一方を 2 次元に動かすことが可能な第 1 の移動機構をさらに有することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の測定装置。

10

【請求項 4】

前記光エネルギー検出手段は、複数の光エネルギー検出器が 2 次元に配置された光エネルギー検出器群からなることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の測定装置。

【請求項 5】

前記光照射手段を動かすことが可能な第 2 の移動機構を有し、

前記光エネルギー検出手段は前記生体の妨げにならない位置に設置さ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 項に記載の測定装置。

【請求項 6】

前記制御手段は、前記光エネルギー検出手段によって検出される光エネルギーおよび照射される光の繰り返し周波数に応じて、前記レーザ光源の出射光量の制御を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の測定装置。

20

【請求項 7】

前記レーザ光源からの出射光の波長を測定する波長測定手段を有し、

前記制御手段は、前記波長測定手段で測定された波長に応じて前記レーザ光源の出射光量の制御を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の測定装置。

【請求項 8】

前記波長測定手段は前記レーザ光源の筐体内に設けられていることを特徴とする請求項 7 に記載の測定装置。

【請求項 9】

30

前記光エネルギー検出手段は、レーザ安全基準で定められる大きさの窓を備えた開口を有することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の測定装置。

【請求項 10】

前記最大許容露光量は、パルス幅が 1nsec から 100nsec の場合において、1 パルス当たり下記式 (a)、(b) のうち小さいほうで定義されることを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の測定装置。

(a)

$$E_{MPE} = 20 \quad @\lambda = 400 - 700\text{nm}$$

$$E_{MPE} = 20 \cdot 10^{0.002(\lambda - 700)} \quad @\lambda = 700 - 1050\text{nm}$$

$$E_{MPE} = 100 \quad @\lambda = 1050 - 1400\text{nm}$$

40

(b)

$$E_{MPE} = 1100 \cdot f^{-1} \cdot t^{-0.75} \quad @\lambda = 400 - 700\text{nm}$$

$$E_{MPE} = 1100 \cdot 10^{0.002(\lambda - 700)} \cdot f^{-1} \cdot t^{-0.75} \quad @\lambda = 700 - 1050\text{nm}$$

$$E_{MPE} = 5500 \cdot f^{-1} \cdot t^{-0.75} \quad @\lambda = 1050 - 1400\text{nm}$$

ここで、単位は mJ/cm^2 であり、 λ は波長 (単位: nm) である。また、 t はレーザ照射時間 (光を当て始めてから終わるまでの時間、単位: 秒)、 f は繰り返し周波数 (単位: Hz) である。

【請求項 11】

50

前記生体を保持するための保持板が少なくとも１つ設けられていることを特徴とする請求項１乃至１０のいずれか１項に記載の測定装置。

【請求項１２】

前記保持板を挟んで生体と反対側に前記光照射手段および前記音響波検出器が配置されており、前記光照射手段は、光が前記保持板中を斜めに伝搬して前記音響波検出器の正面を照射する光学系を有しており、前記光エネルギー検出手段は、保持板と光学的に整合した光学部材を有することを特徴とする請求項１１に記載の測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

10

本発明は、測定装置に関し、特に光音響効果を用いた測定装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

近年、光に比べて生体内での散乱が少ない音響波（典型的には超音波）の特性を利用して、生体内の光学特性値分布を高解像度に求める光音響トモグラフィー（PAT）が提案されている（特許文献１）。光源から発生したパルス光が生体に照射されると、生体内で拡散しながら伝搬する。生体組織内に含まれる吸収体は、伝搬してきたパルス光のエネルギーを吸収して音響波を発生する。音響波信号を解析処理することにより、生体内の光学特性分布、特に光エネルギー吸収密度分布を得ることができる。

PATにおいて、光吸収により生体内の吸収体から得られる音響波の音圧（P）は次式で表すことができる。

20

【数１】

$$P = \Gamma \cdot \mu_a \cdot \Phi$$

ここで、 Γ は弾性特性値であるグリュナイゼン（Grueneisen）係数であり、体積膨張係数（ β ）と音速（ c ）の二乗の積を比熱（ C_p ）で割ったものである。 μ_a は吸収体の吸収係数、 Φ は局所的な領域での光量（吸収体に照射された光量）である。

【０００３】

PATにおける音響波信号である音圧は、吸収体に到達する局所的な光量に比例する。生体に照射された光は、散乱と吸収により体内で急激に減衰するため、体内の深部組織で生じる音響波の音圧は光照射部位からの距離に応じて大きく減衰する。そのため、信号強度を得るためには生体に照射する照射光量を大きくする必要がある。

30

【０００４】

一方、生体に対する安全性の観点から、光源としてレーザを用いる場合、生体に照射される照射密度（単位面積当たりの照射光量）の最大値は、レーザ安全基準（JIS規格C6802およびIEC 60825-1）で定められる最大許容露光量（MPE：Maximum Permissible Exposure）を超えないようにする必要がある。

【０００５】

また、特許文献２において、複数の波長の光を生体に照射した際の生体からの透過散乱光を光検出器でモニターしその信号を解析することで生体内の特定部位の組織の種類を判定する方式が提案されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００６】

【特許文献１】特開２００５－０１３５９７

【特許文献２】特開２００８－７９８３５

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

50

上述したように、生体に対する安全性の観点から、生体に照射される照射密度がMPEを超えないようにする必要があるが、特許文献1では、「照射密度は最大許容露光量(MPE)以下の強度とする」との記載はあるが、どのようにしてMPE以下とするかについての記載はない。具体的には、レーザの出射光量やビームパターンが経時変化や外的要因によって変化した場合や、レーザの波長や繰り返し周波数が変動した場合についての対処がされていない。

【0008】

特許文献2における光検出器は、生体からの透過散乱光をモニターしているものであって生体に照射された光量そのものをモニターしてはならずMPEについては考慮していない。また、特許文献2における光強度調整部は複数の波長の光の光量を調整するために用いている。透過散乱光の量は被検体に依存するので、光検出器でモニターされた値を基準にMPE以下になるように光源の光量を調整することは困難である。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するために、本発明では、光を発生するレーザ光源と、前記光を生体に照射する光照射手段と、前記生体に照射された光によって発生した音響波を検出する音響波検出器と、を有する測定装置において、前記生体への前記光の照射密度を検出する光エネルギー検出手段を備え、前記光エネルギー検出手段により検出された前記照射密度が最大許容露光量を超えないように前記レーザ光源の出射光量が制御されることを特徴としている。

【発明の効果】

【0010】

光音響効果を用いた測定装置において、生体に照射されるレーザ光の光量やビームパターン、波長、繰り返し周波数が変動した場合においても生体に対する照射密度をMPE以下に抑えることができ、より安全性の高い装置を提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】第1の実施例を説明する図

【図2】第1の実施例の動作を説明する図

【図3】第1の実施例の照射密度分布を説明する図

【図4】第2の実施例を説明する図

【図5】第3の実施例を説明する図

【図6】第4の実施例を説明する図

【図7】第5の実施例を説明する図

【図8】第6の実施例を説明する図

【図9】第7の実施例を説明する図

【発明を実施するための形態】

【0012】

レーザ安全基準(JIS規格C6802およびIEC 60825-1)によると、パルス幅が1nsecから10nsecの場合、皮膚に対する1パルス当たりの最大許容露光量MPEは次式(a)、(b)の小さいほうで定義される。

(a)

【数2】

$$\begin{aligned} E_{MPE} &= 20 & @\lambda &= 400-700\text{nm} \\ E_{MPE} &= 20 \cdot 10^{0.002(\lambda-700)} & @\lambda &= 700-1050\text{nm} \\ E_{MPE} &= 100 & @\lambda &= 1050-1400\text{nm} \end{aligned}$$

(b)

【数 3】

$$E_{MPE} = 1100 \cdot f^{-1} \cdot t^{-0.75} \quad @\lambda = 400 - 700\text{nm}$$

$$E_{MPE} = 1100 \cdot 10^{0.002(\lambda-700)} \cdot f^{-1} \cdot t^{-0.75} \quad @\lambda = 700 - 1050\text{nm}$$

$$E_{MPE} = 5500 \cdot f^{-1} \cdot t^{-0.75} \quad @\lambda = 1050 - 1400\text{nm}$$

ここで、単位はmJ/cm²であり、 λ は波長（単位：nm）である。また、 t はレーザ照射時間（光を当て始めてから終わるまでの時間、単位：秒）、 f は繰り返し周波数（単位：Hz）である。具体的には、測定時間を10秒とすると、繰り返し周波数が10Hz以下では式(a)が、繰り返し周波数10Hz以上では式(b)が適用される。

10

【0013】

光量を測定する際に使用する開口の大きさは、レーザ安全基準（JIS規格C6802およびIEC 60825-1）により定められている。PATに用いる400-1400nmのスペクトル範囲の光を皮膚に対して照射する場合、直径3.5mmの開口を通して測定した光量でもって定義される。これは、光ビームは均一な光量分布でなく、何らかの分布を持っているのが一般的であることから面積で平均化するための基準である。照射面積が直径3.5mmの円よりも大きい場合に、全体の照射光量を照射面積で平均化して照射密度を求め、その値をもとにパルス当たりのエネルギーの上限値を決めると、光ビームの持つ光量分布により、部分的にMPEを超えた光量のビームが照射される危険がある。したがって、用いるレーザの波長、周波数、測定時間および、実際に生体に照射される光の分布を考慮して、パルス当たりのエネルギーの上限値を定める必要がある。

20

【0014】

本発明は、生体に照射される光の照射密度分布を実測し、その最大値が1パルス当たりの最大許容露光量を超えないようにレーザ光源の光量調整を行うものである。さらには、そのパルス列の繰り返し周波数や、光の波長を実測し、その値をもとに1パルス当たりの最大許容露光量を設定し、レーザ光源の光量調整を行うものである。

【0015】

レーザ光源は、経時変化や外的要因により出力や波長が変化してしまう可能性がある。また、用いているレンズ、ミラーなどの光学部材が長時間のレーザ光照射によって変質し、生体へ照射されるレーザ光の光量やビームパターンが初期状態とは変動してしまう可能性もある。また、受動Qスイッチ型のパルスレーザ光源を用いた場合は、結晶の温度や経時変化などによって繰り返し周波数が変動したり、最適な周波数が変動したりする場合もある。本発明によれば、そのような場合においても、生体に対して安全な装置を提供することができる。

30

【0016】

より詳細の構成については、以下に述べる実施例の中で述べる。

【実施例1】

【0017】

図1、図2は本発明の実施例を説明する概念図である。図中、105は波長1064nm、パルス幅10nsec、繰り返し周波数10Hzのパルス光を発生するNd:YAGレーザ光源、103は光ファイバなどからなる光伝送手段であり、101は光照射手段である。109はアレイ状に配置されている音響波検出器、111は女性の乳房などの生体、113、115は生体111を保持する生体保持板、117は光エネルギー検出器、119は光エネルギー検出器117の前に設けられた直径3.5mmの穴を有する開口である。光エネルギー検出器117および開口119は、本発明における光エネルギー検出手段を構成する。121は光エネルギー検出器117で検出された光エネルギーや繰り返し周波数などを表示する光エネルギー表示手段（ディスプレイ）である。

40

【0018】

光照射手段101は移動機構107の上に備え付けられており、生体保持板113に対

50

して平行な２次元方向に動かすことが可能となっている。

【００１９】

本実施例においては、光エネルギー検出器１１７は、測定装置において生体に相当する位置で生体を保持する際に妨げとならない位置に固定されている。なお、生体に相当する位置とは、光照射手段１０１を光エネルギー検出器１１７と相対するように移動させることができ、かつ、相対した場合の光照射手段１０１からの距離が光照射手段１０１と生体１１１との間の距離に相当する位置を意味する。照射密度を計測する場合は、移動機構（第２の移動機構）によって光照射手段１０１を光エネルギー検出器１１７と相対する位置に移動させる（図２（ａ））。そして、駆動機構である移動機構１０７（第１の移動機構）によって光照射手段１０１を２次元に走査することで開口１１９を通過した光エネルギーの分布を測定する。測定された光エネルギーを開口面積で割ることで照射密度分布を求めることができる。測定された値や照射密度分布などの情報は光エネルギー表示手段１２１上に表示される。なお、光照射手段１０１を２次元に走査する第１の移動機構と、光照射手段１０１を光エネルギー検出器１１７と相対する位置に移動させる第２の移動機構と、は共通の移動機構１０７により操作される構成としてもよい。また、第１の移動機構と第２の移動機構とを別の手段により操作する構成としてもよい。

10

【００２０】

照射密度分布の最大値が１パルス当たりの最大許容露光量を超えている場合はレーザー光源１０５の出射光量を調整して照射密度分布の最大値が１パルス当たりの最大許容露光量以下となるように設定する。そのように調整した後に生体に光を照射して生体情報を取得する（図２（ｂ））。

20

【００２１】

レーザー光源１０５の出射光量調整後の照射密度分布を図３に示す。図３（ａ）は２次元照射密度MAPであり、図３（ｂ）はピーク位置（ $y = -2\text{ mm}$ ）での分布を示している。本実施例の条件での１パルス当たりの最大許容露光量は 100 mJ/cm^2 であるが、図３よりピークが約 90 mJ/cm^2 に抑えられていることがわかる。

【００２２】

本実施例において、実際に生体に光を照射する前に予め照射密度が最大許容露光量以下となるようにレーザー光源１０５の出射光量の調整を行うことが可能となり、安全性の高い装置を提供できる。

30

【００２３】

本実施例において、光照射手段１０１を２次元に走査することで光エネルギーの分布を測定したが、光エネルギー検出器の側に２次元に走査可能な駆動機構（第１の移動機構）を設けてもよい。このとき、測定装置は光照射手段１０１および光エネルギー検出器１１７のいずれか一方のみが走査可能な構成であってもよいし、双方ともに走査可能な構成であってもよい。

【実施例２】

【００２４】

図４は本発明の第２の実施例を説明する概念図である。図中、図１と同じ部材には同一番号を付加しており、説明は省略する。第１の実施例との違いは、光エネルギー検出器１１７で測定された光エネルギーの分布や繰り返し周波数を元に、最適なレーザー光源の出力を決定する光エネルギー制御手段２０１が備えられていることである。

40

【００２５】

実施例１と同様、生体を測定する前に予め光エネルギー分布を測定し、照射密度分布を求める。本実施例ではレーザー光源としてNd:YAGレーザーを用いており、波長は既知である。

【００２６】

光エネルギー制御手段２０１では、波長、繰り返し周波数、測定時間から１パルス当たりの最大許容露光量を計算するとともに、最大許容露光量と測定された照射密度分布の最大値とを比較し、照射密度分布の最大値が最大許容露光量をオーバーしている場合は、最大許容露光量以下となるようにレーザー光源１０５の出力を制御する。また、照射密度分布

50

の最大値が最大許容露光量よりも小さい場合は、所望の安全率の範囲でレーザ光源 105 の出力の増加を行う。なお、測定時間は術者が適宜設定する項目である。

【0027】

本実施例では、自動的にレーザ光源の出力調整が行われることから操作性が向上する。

【0028】

本実施例において、光エネルギー制御手段 201 では、波長、繰り返し周波数、測定時間から 1 パルス当たりの最大許容露光量を計算するものとしているが、予めルックアップテーブルとして格納されていてもよい。

【実施例 3】

【0029】

図 5 は本発明の第 3 の実施例を説明する概念図である。図中、図 1 と同じ部材には同一番号を付加しており、説明は省略する。第 1 の実施例との違いは、光エネルギー検出器 117 が固定部材 301 に固定されており、着脱可能である点である。

【0030】

本実施例において、照射密度を測定する際は図 5 (a) のように生体を保持するのと同様同じ場所に光エネルギー検出器 117 を設置する。また、生体を測定する際は、光エネルギー検出器 117 をとりはずす (図 5 (b))。

【0031】

本実施例において、生体の場所と照射密度を測定する場所がほぼ等しくなるため精度が向上する。

【実施例 4】

【0032】

図 6 は本発明の第 4 の実施例を説明する概念図である。図中、図 1 と同じ部材には同一番号を付加しており、説明は省略する。

本実施例において、レーザ光源 305 として波長可変レーザである Ti:Sa レーザが用いられている。また、出射されたレーザ光の一部がビームサンプラー 351 で取り出されて波長測定手段である光波長計 353 に導かれている。光エネルギー制御手段 355 では、光エネルギー検出器 117 で測定された繰り返し周波数、光波長計 353 で測定された波長データ、予め術者によって設定されている測定時間をもとに 1 パルス当たりの最大許容露光量を計算する。さらに、最大許容露光量と光エネルギー検出器 117 の測定データから求められた照射密度分布の最大値とを比較し、照射密度分布の最大値が最大許容露光量をオーバーしている場合は、最大許容露光量以下となるようにレーザ光源 305 の出力を制御する。また、照射密度分布の最大値が最大許容露光量よりも小さい場合は、所望の安全率の範囲でレーザ光源 305 の出力の増加を行う。

【0033】

本実施例において、Ti:Sa レーザが有する波長制御手段が誤差を持つ場合でも最大許容露光量を最適に設定できる。

【実施例 5】

【0034】

図 7 は本発明の第 5 の実施例を説明する概念図である。図中、図 6 と同じ部材には同一番号を付加しており、説明は省略する。本実施例では、光波長計 373 がレーザ光源 305 の筐体内 (装置内) に設けられている例を示している。

【0035】

本実施例において、レーザ光源 305 に波長校正機能を付加できるので、取得する生体情報の信頼性が向上する。

【実施例 6】

【0036】

図 8 は本発明の第 6 の実施例を説明する概念図である。図中、図 1 と同じ部材には同一番号を付加しており、説明は省略する。本実施例では、光エネルギー検出手段は複数の光エネルギー検出器 401 および開口 403 からなる光エネルギー検出器群であり、各光エ

10

20

30

40

50

エネルギー検出器 4 0 1 からの情報が光エネルギー制御手段 4 0 5 に伝えられている。

【 0 0 3 7 】

本実施例において、複数の光エネルギー検出器 4 0 1 および開口 4 0 3 は直列に配置されてもよい。しかし、2次元平面状に配置することにより、光エネルギー分布を光照射手段や光エネルギー検出器を走査することなく測定できるので、光エネルギー分布を計測するのに必要な時間を短縮できる。

【実施例 7】

【 0 0 3 8 】

上記各実施例を実施する際に、用いる光照射手段によっては、生体がない場合には照射した光が生体保持板のガラス面で全反射してしまい、露光量が測定できないという問題がある。このような場合、照射した光が生体保持板中を斜めに伝搬して音響波検出器の概略正面を照射することのできる光照射手段および、生体保持板と光学的に整合した光学部材を用いることにより、生体保持板中を斜めに伝搬した光を透過し、照射された光を光検出器に導くことができる。

【 0 0 3 9 】

図 9 は本発明の第 7 の実施例を説明する概念図である。本実施例では、音響波検出器と同じ側であり生体保持板を挟んで生体と反対側に光照射手段を設けている。

【 0 0 4 0 】

図中、5 0 5 は波長1064nm、パルス幅10nsec、繰り返し周波数10HzのNd:YAGレーザー光源、5 0 3 は光ファイバからなる光伝送手段であり、5 0 1 は光照射手段である。光照射手段 5 0 1 から出射されたレーザー光は分岐プリズム 5 0 7 によって二つに分離され、ミラー 5 0 9、反射プリズム 5 1 1、生体保持板 5 1 5 を介して、音響波検出器 5 1 3 のほぼ正面に導かれる。この場合、レーザー光は生体保持板 5 1 5 を斜めに伝搬するが、角度によっては生体保持板 5 1 5 と空気との界面で全反射してしまい、光エネルギーを測定する際に支障が生じる。そこで、カップリング用プリズム 5 1 9 と反射プリズム 5 1 1 とで生体保持板 5 1 5 をはさむようにカップリング用プリズム 5 1 9 を配置する。カップリング用プリズム 5 1 9 と反射プリズム 5 1 1 の斜面の角度を揃えておけば光ビームは好適に光エネルギー検出器 5 2 1 に導かれる。反射プリズム 5 1 1 と生体保持板 5 1 5 との界面、あるいはカップリング用プリズム 5 1 9 と生体保持板 5 1 5 との界面は光学的に接触していることが望ましく、水、油、もしくはジェル状液体などをマッチング剤として挟んでおくともよい。

【 0 0 4 1 】

また、カップリング用プリズム 5 1 9 の生体保持板 5 1 5 と接している面には直径3.5mmの開口 5 1 7 が設けられており、照射密度を求めるのに適した構造となっている。

【 0 0 4 2 】

5 0 1、5 0 7、5 0 9、5 1 1、5 1 3 は一体化され、2次元走査可能な駆動機構の上に設置されていてもよい。この一体化したユニットを2次元に走査して、光エネルギー分布および照射密度分布を得ることができる。

【 0 0 4 3 】

光エネルギー制御手段 5 2 3 では、1パルス当たりの最大許容露光量を計算するとともに、最大許容露光量と測定された照射密度分布の最大値とを比較し、照射密度分布の最大値が最大許容露光量をオーバーしている場合は、最大許容露光量以下となるようにレーザー光源 5 0 5 の出力を制御する。

【 0 0 4 4 】

本実施例において、光エネルギー検出器 5 2 1 およびカップリング用プリズム 5 1 9 は生体を保持する際に妨げとならない位置に固定されている。もしくは、第 3 の実施例のように着脱可能な構成としてもよい。

【 0 0 4 5 】

さらに、本実施例において、光照射手段側を2次元に走査することで光エネルギーの分布を測定したが、光エネルギー検出器の側に2次元に走査可能な駆動機構を設けてもよい

10

20

30

40

50

。

【 0 0 4 6 】

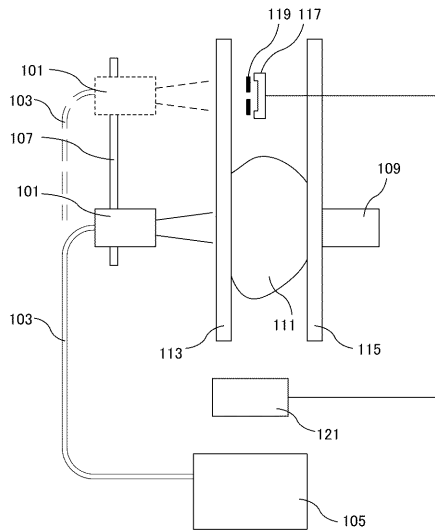
また、本実施例で示した照明のための光学系は一例でありこれに限ったものではなく、音響波検出器の正面を照射できるものであればどのようなものでもよい。さらに、カップリング用プリズム 5 1 9 の形状も台形に限ったものではなく、照明のための光学系に合わせて決定すればよい。例えば、円錐や四角錐の頂点部をカットした形状であってもよい。

【 符号の説明 】

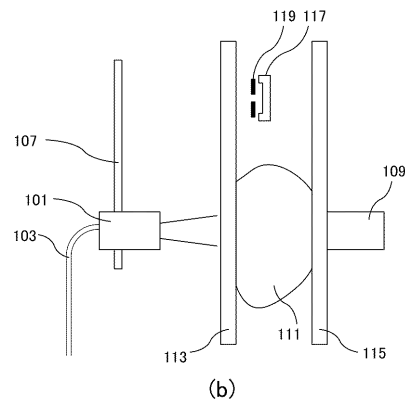
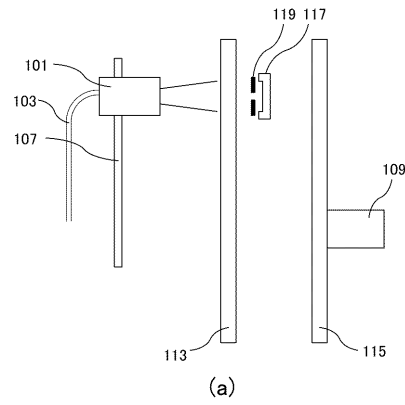
【 0 0 4 7 】

1 0 1、5 0 1	光照射手段	
1 0 3、5 0 3	光伝送手段	10
1 0 5、3 0 5、5 0 5	レーザ光源	
1 0 7	移動機構	
1 0 9、5 1 3	音響波検出器	
1 1 1	生体	
1 1 3、1 1 5、5 1 5	生体保持板	
1 1 7、4 0 1、5 2 1	光エネルギー検出器	
1 1 9、4 0 3、5 1 7	開口	
1 2 1	光エネルギー表示手段	
2 0 1、3 5 5、4 0 5、5 2 3	光エネルギー制御手段	
3 0 1	光エネルギー検出器固定部材	20
3 5 1、3 7 1	ビームサンプラー	
3 5 3、3 7 3	光波長計	
5 0 7	分岐プリズム	
5 0 9	ミラー	
5 1 1	反射プリズム	
5 1 9	カップリング用プリズム	

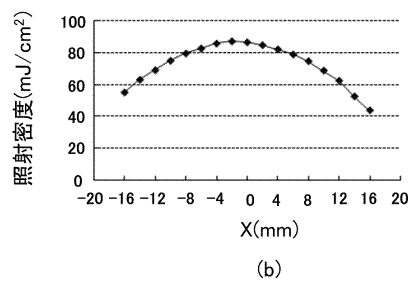
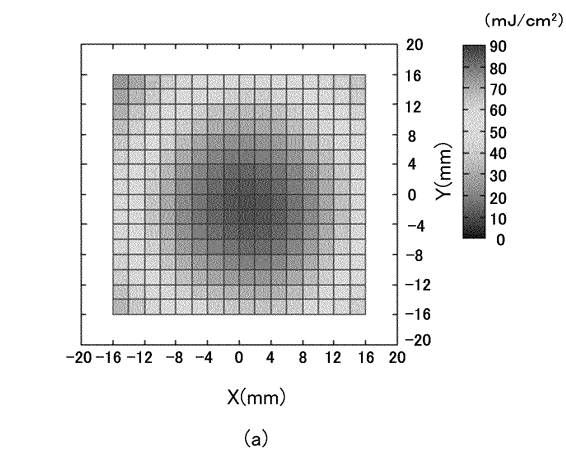
【図 1】



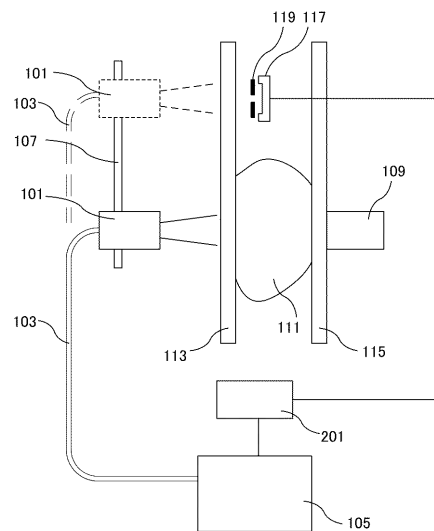
【図 2】



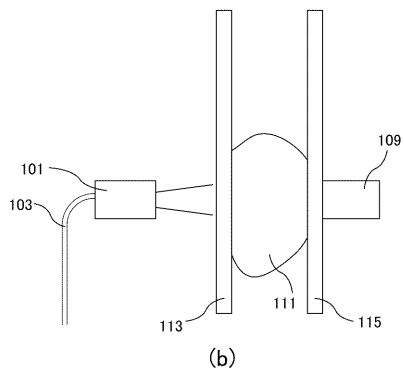
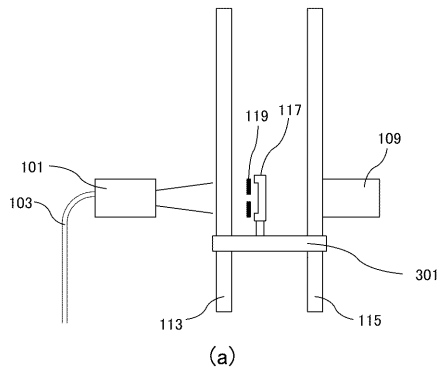
【図 3】



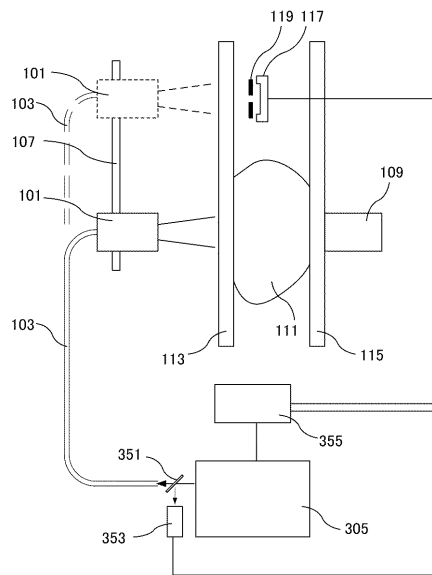
【図 4】



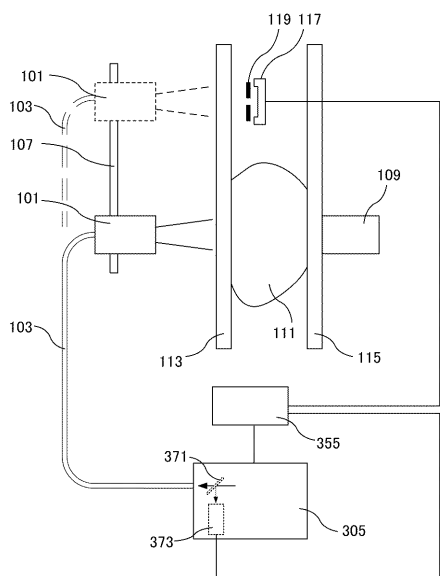
【図 5】



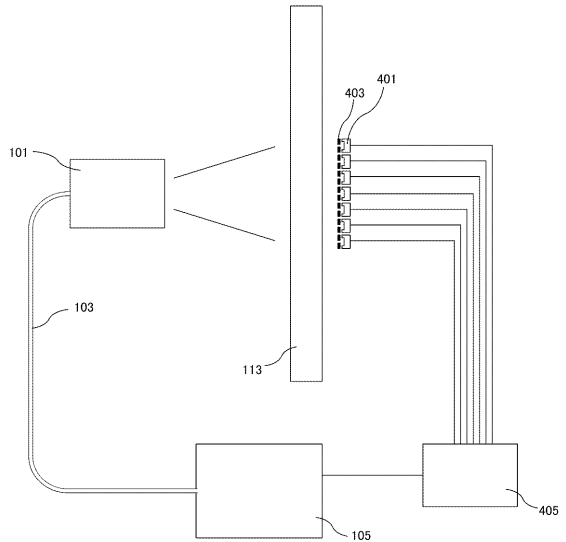
【図 6】



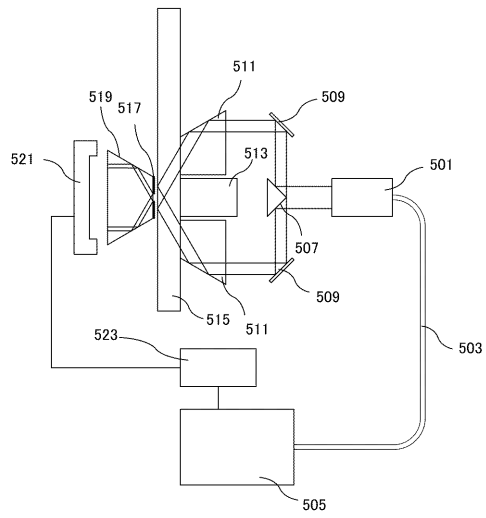
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(74)代理人 100134393

弁理士 木村 克彦

(74)代理人 100174230

弁理士 田中 尚文

(72)発明者 古川 幸生

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 杉田 翠

(56)参考文献 国際公開第2007/034802(WO, A1)

特開2006-049606(JP, A)

特開2010-017427(JP, A)

特開平07-221710(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B3/00-3/028
3/036-3/10
3/11-3/12
3/13
3/14
3/16
8/00-8/15
9/00-10/02
10/06
B23K26/00-26/70
H01L21/027
21/30
21/46
H01S3/00-5/50
G01B11/00-11/30
G01J1/00-4/04
7/00-11/00
G01M11/00-11/08
G01N21/00-21/01
21/17-21/74
29/00-29/02
29/04-29/06
29/09
29/12-29/26
29/28-29/30
29/38
29/44