

(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2012-228402

(P2012-228402A)

(43) 公開日 平成24年11月22日(2012.11.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 1 6 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 F	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2011-98970 (P2011-98970)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成23年4月27日 (2011. 4. 27)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100073184
			弁理士 柳田 征史
		(74) 代理人	100090468
			弁理士 佐久間 剛
		(72) 発明者	入澤 覚
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C161 BB08 CC10 DD03 FF40 FF46
			4C601 DE16 EE10 FE02

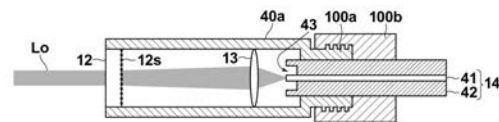
(54) 【発明の名称】 光音響撮像装置およびそれに用いられるプローブユニット並びに内視鏡

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 光ファイバを用いてレーザー光を導光して実施する光音響イメージングにおいて、光ファイバの端面損傷を抑制しながら高エネルギーのレーザー光を導光することを提供する。

【解決手段】 光音響撮像装置において、光学系の上流側から入射したレーザー光Loを拡散させる拡散板12と、拡散板12により拡散されたレーザー光Loを集光する集光レンズ系13と、コア/クラッド構造の光ファイバ41を包含しかつ集光レンズ系13側の端部に耐光エネルギー構造43を有する光ファイバケーブル14であって、集光レンズ系13により集光されたレーザー光Loを一端から入射させるように配置された光ファイバケーブル14とを備え、光照射部15を、光ファイバケーブル14により導光されたレーザー光Loを上記測定光Lとして照射するものとする。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に測定光を照射する光照射部と、前記測定光の照射により前記被検体内で発生した光音響波を検出して該光音響波を電気信号に変換する電気音響変換部と、前記電気信号に基づいて光音響画像を生成する画像生成部とを備える光音響撮像装置において、

光学系の上流側から入射したレーザ光を拡散させる拡散板と、

該拡散板により拡散された前記レーザ光を集光する集光レンズ系と、

コア／クラッド構造の光ファイバを包含しかつ前記集光レンズ系側の端部に耐光エネルギー構造を有する光ファイバケーブルであって、前記集光レンズ系により集光された前記レーザ光を一端から入射させるように配置された前記光ファイバケーブルとを備え、

前記光照射部が、該光ファイバケーブルにより導光された前記レーザ光を前記測定光として照射するものであることを特徴とする光音響撮像装置。

10

【請求項 2】

前記集光レンズ系が、前記レーザ光の最小ビーム径が前記光ファイバのコア径の 1 / 2 以上となるように、前記レーザ光を集光するものであり、

前記光ファイバケーブルが、前記レーザ光のビーム径が前記光ファイバのコア径の 1 / 2 以上である状態で前記レーザ光を入射させるように配置されたものであることを特徴とする請求項 1 に記載の光音響撮像装置。

【請求項 3】

前記拡散板に入射する際の前記レーザ光の拡がり角 ϕ 、前記拡散板の拡散角 θ 、前記集光レンズ系の焦点距離 f および前記光ファイバのコア径 d が下記式 (1) を満たすことを特徴とする請求項 2 に記載の光音響撮像装置。

20

【数 1】

$$\frac{d}{2} \leq 2.4 \cdot f \cdot \tan \left(\sqrt{\left(\frac{\phi}{2} \right)^2 + \left(\frac{\theta}{2} \right)^2} \right) \quad (1)$$

【請求項 4】

前記集光レンズ系の焦点距離が 4 ~ 40 mm であることを特徴とする請求項 1 から 3 いずれかに記載の光音響撮像装置。

30

【請求項 5】

前記拡散板がホログラフィックディフューザであり、

該ホログラフィックディフューザの拡散角が 0 . 2 ~ 2 . 0 ° であることを特徴とする請求項 1 から 4 いずれかに記載の光音響撮像装置。

【請求項 6】

前記光ファイバのコア径が 100 ~ 600 μ m であることを特徴とする請求項 1 から 5 いずれかに記載の光音響撮像装置。

【請求項 7】

前記光ファイバケーブルが、前記光ファイバの端面近傍の側面が露出するように前記光ファイバを被覆する被覆部材をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 から 6 いずれかに記載の光音響撮像装置。

40

【請求項 8】

前記光ファイバが、クラッドの損傷閾値エネルギー密度がコアの損傷閾値エネルギー密度と同程度である前記コア／クラッド構造を有するものであり、

前記被覆部材が、前記光ファイバの前記クラッドの端面近傍の側面が露出するように前記光ファイバを被覆するものであることを特徴とする請求項 7 に記載の光音響撮像装置。

【請求項 9】

前記光ファイバが、損傷閾値エネルギー密度がコアの損傷閾値エネルギー密度と同程度である材料から構成された部材が端部に接続されたエンドギャップ構造を有するものであ

50

り、

前記被覆部材が、前記光ファイバの前記部材の端面近傍の側面が露出するように前記光ファイバを被覆するものであることを特徴とする請求項 7 に記載の光音響撮像装置。

【請求項 10】

前記光ファイバケーブルが、前記光ファイバを被覆する被覆部材であって損傷閾値エネルギー密度が前記光ファイバのコアの損傷閾値エネルギー密度と同等以上である材料から構成された前記被覆部材をさらに備え、

前記光ファイバの側面と前記被覆部材の内周面とが端面近傍以外の部分で接着剤により固定されたものであることを特徴とする請求項 1 から 6 いずれかに記載の光音響撮像装置。

10

【請求項 11】

前記集光レンズ系および前記光ファイバケーブルを一体化して保持する保持部を備えることを特徴とする請求項 1 から 10 いずれかに記載の光音響撮像装置。

【請求項 12】

前記保持部が、前記拡散板も含めて一体化して保持するものであることを特徴とする請求項 11 に記載の光音響撮像装置。

【請求項 13】

前記レーザ光を分岐させる分岐部を備え、

前記拡散板、前記集光レンズ系および前記光ファイバケーブルが、分岐した前記レーザ光の光路ごとに配置されたことを特徴とする請求項 1 から 12 いずれかに記載の光音響撮像装置。

20

【請求項 14】

前記レーザ光を分岐させる分岐部を備え、

前記拡散板が、1 つであり、かつ分岐した前記レーザ光のうち少なくとも 2 以上を拡散させるように配置され、

前記集光レンズ系および前記光ファイバケーブルが、分岐した前記レーザ光の光路ごとに配置されたことを特徴とする請求項 1 から 12 いずれかに記載の光音響撮像装置。

【請求項 15】

前記集光レンズ系がレンズアレイであり、

前記光ファイバケーブルが複数存在し、

複数の前記光ファイバケーブル中の複数の前記光ファイバの端面であって前記レンズアレイ側の端面のそれぞれが、該レンズアレイを構成するレンズ部にそれぞれ対応して配列していることを特徴とする請求項 1 から 12 いずれかに記載の光音響撮像装置。

30

【請求項 16】

前記集光レンズ系がマイクロレンズアレイであり、

前記光ファイバケーブルが複数の前記光ファイバを包含するバンドルファイバケーブルであり、

該バンドルファイバケーブル中の複数の前記光ファイバの端面であって前記マイクロレンズアレイ側の端面のそれぞれが、該マイクロレンズアレイを構成するマイクロレンズにそれぞれ対応して配列していることを特徴とする請求項 1 から 12 いずれかに記載の光音響撮像装置。

40

【請求項 17】

被検体内に測定光を照射し、該測定光の照射により前記被検体内で発生した光音響波を検出して該光音響波を電気信号に変換し、該電気信号に基づいて光音響画像を生成する光音響撮像装置に用いられるプローブユニットにおいて、

被検体内に測定光を照射する光照射部と、

前記測定光の照射により前記被検体内で発生した光音響波を検出して該光音響波を電気信号に変換する電気音響変換部と、

光学系の上流側から入射したレーザ光を拡散させる拡散板と、

該拡散板により拡散された前記レーザ光を集光する集光レンズ系と、

50

コア／クラッド構造の光ファイバを包含しかつ前記集光レンズ系側の端部に耐光エネルギー構造を有する光ファイバケーブルであって、前記集光レンズ系により集光された前記レーザ光を一端から入射させるように配置された前記光ファイバケーブルとを備え、

前記光照射部が、該光ファイバケーブルにより導光された前記レーザ光を前記測定光として照射するものであることを特徴とするプローブユニット。

【請求項 18】

請求項 17 に記載のプローブユニットを備えることを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、光が被検体に照射されることにより被検体内で発生した光音響波を検出して光音響画像を生成する光音響撮像装置およびそれに用いられるプローブユニット並びに内視鏡に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、被検体の内部の断層画像を取得する方法としては、超音波が被検体内に照射されることにより被検体内で反射した超音波を検出して超音波画像を生成し、被検体内の形態的な断層画像を得る超音波イメージングが知られている。一方、被検体の検査においては形態的な断層画像だけでなく機能的な断層画像を表示する装置の開発も近年進められている。そして、このような装置の一つに光音響分析法を利用した装置がある。この光音響分析法は、所定の波長を有する光（例えば、可視光、近赤外光又は中間赤外光）を被検体に照射し、被検体内の特定物質がこの光のエネルギーを吸収した結果生じる弾性波である光音響波を検出して、その特定物質の濃度を定量的に計測するものである（特許文献 1）。被検体内の特定物質とは、例えば血液中に含まれるグルコースやヘモグロビンなどである。このように光音響波を検出しその検出信号に基づいて光音響画像を生成する技術は、光音響イメージング（PAI：Photoacoustic Imaging）或いは光音響トモグラフィーと呼ばれる。

20

【0003】

従来、上記のような光音響効果を利用した光音響イメージングにおいて、次のような課題がある。被検体に照射された光の強度は、被検体内を伝播する過程で吸収や散乱によって著しく減衰する。また、照射された光に基づいて被検体内で発生した光音響波の強度も、被検体内を伝播する過程で吸収や散乱によって減衰する。したがって、光音響イメージングでは、被検体の深部の情報を得ることが難しい。この課題を解決するため、例えば高エネルギーのレーザ光を用いて被検体内に照射される光のエネルギー量を増やすことにより、発生する光音響波を大きくすることが考えられる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2010 - 12295 号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、光音響イメージングにおいて必要とされる高エネルギー（1mJ 以上）のレーザ光を光ファイバによって導光する場合、その光ファイバの端面が破壊されてしまう可能性が高く、光ファイバの耐久性の問題が生じる。通常、レーザ光を光ファイバに入射させる際、レーザ光のビーム径が光ファイバのコア径に収まるように集光レンズの焦点近傍位置に光ファイバの端面を配置する。しかし、集光レンズにより集光された際レーザ光が絞られすぎてエネルギーが局所的に集中し、このエネルギーが集中した部分を起点に光ファイバの端面の損傷が進むためである。光ファイバの端面におけるエネルギーの局所的な集中を抑制するために、光ファイバの端面を焦点近傍位置からずらして配置するこ

50

とが考えられるが、この場合には光ファイバの内部でエネルギーが局所的に集中して光ファイバの内部で損傷が発生したりエネルギーの結合損失が増加したりといった問題が生じる可能性があり、それほど大きな効果は期待できない。

【 0 0 0 6 】

本発明は上記問題に鑑みてなされたものであり、光ファイバを用いてレーザ光を導光して実施する光音響イメージングにおいて、光ファイバの端面損傷を抑制しながら高エネルギーのレーザ光を導光することを可能とする光音響撮像装置およびそれに用いられるプロブユニット並びに内視鏡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】

【 0 0 0 7 】

10

上記課題を解決するために、本発明に係る光音響撮像装置は、
被検体内に測定光を照射する光照射部と、測定光の照射により被検体内で発生した光音響波を検出してこの光音響波を電気信号に変換する電気音響変換部と、電気信号に基づいて光音響画像を生成する画像生成部とを備える光音響撮像装置において、

光学系の上流側から入射したレーザ光を拡散させる拡散板と、

拡散板により拡散されたレーザ光を集光する集光レンズ系と、

コア/クラッド構造の光ファイバを包含しかつ集光レンズ系側の端部に耐光エネルギー構造を有する光ファイバケーブルであって、集光レンズ系により集光されたレーザ光を一端から入射させるように配置された光ファイバケーブルとを備え、

光照射部が、光ファイバケーブルにより導光されたレーザ光を上記測定光として照射するものであることを特徴とするものである。

20

【 0 0 0 8 】

本明細書において、「耐光エネルギー構造」とは、レーザ光のエネルギーによる損傷を抑制するための構造を意味する。

【 0 0 0 9 】

そして、本発明に係る光音響撮像装置において、集光レンズ系は、レーザ光の最小ビーム径が光ファイバのコア径の $1/2$ 以上となるように、レーザ光を集光するものであり、

光ファイバケーブルは、レーザ光のビーム径が光ファイバのコア径の $1/2$ 以上である状態でレーザ光を入射させるように配置されたものであることが好ましい。

【 0 0 1 0 】

30

そして、本発明に係る光音響撮像装置において、拡散板に入射する際のレーザ光の拡がり角 ϕ 、拡散板の拡散角 θ 、集光レンズ系の焦点距離 f および光ファイバのコア径 d が下記式 (1) を満たすことが好ましい。

【 0 0 1 1 】

【数 1】

$$\frac{d}{2} \leq 2.4 \cdot f \cdot \tan \left(\sqrt{\left(\frac{\phi}{2}\right)^2 + \left(\frac{\theta}{2}\right)^2} \right) \quad (1)$$

40

【 0 0 1 2 】

本明細書において、「拡がり角」とは、レーザ光のビーム径が伝搬に伴い拡がる角度を意味する。また、拡散板の「拡散角」とは、当該拡散板を透過した際のレーザ光のビーム径が伝搬に伴い拡がる角度を意味する。なお、本明細書において「拡がり角」および「拡散角」は平面角の全角で表すものとし、「ビーム径」とはレーザ光のエネルギーのおよそ 86.5% が含まれる $1/e^2$ 径とする。なお、これらの角度を測定する場合には、あるビーム径から当該ビーム径の 1.5 倍のビーム径に拡散するまでの範囲内で測定することが好ましい。

【 0 0 1 3 】

そして、本発明に係る光音響撮像装置において、集光レンズ系の焦点距離は $4 \sim 40$ m

50

mであることが好ましい。

【0014】

そして、本発明に係る光音響撮像装置において、拡散板はホログラフィックディフューザであり、

ホログラフィックディフューザの拡散角は $0.2 \sim 2.0^\circ$ であることが好ましい。

【0015】

そして、本発明に係る光音響撮像装置において、光ファイバのコア径は $100 \sim 600 \mu\text{m}$ であることが好ましい。

【0016】

そして、本発明に係る光音響撮像装置において、光ファイバケーブルは、光ファイバの端面近傍の側面が露出するように光ファイバを被覆する被覆部材をさらに備えることが好ましい。この場合において、光ファイバは、クラッドの損傷閾値エネルギー密度がコアの損傷閾値エネルギー密度と同程度であるコア/クラッド構造を有するものであり、被覆部材は、光ファイバのクラッドの端面近傍の側面が露出するように光ファイバを被覆するものであることが好ましい。或いは、光ファイバは、損傷閾値エネルギー密度がコアの損傷閾値エネルギー密度と同程度である材料から構成された部材が端部に接続されたエンドギャップ構造を有するものであり、被覆部材は、光ファイバの上記部材の端面近傍の側面が露出するように光ファイバを被覆するものであることが好ましい。

10

【0017】

そして、本発明に係る光音響撮像装置において、光ファイバケーブルは、光ファイバを被覆する被覆部材であって損傷閾値エネルギー密度が光ファイバのコアの損傷閾値エネルギー密度と同等以上である材料から構成された被覆部材をさらに備え、光ファイバの側面と被覆部材の内周面とが端面近傍以外の部分で接着剤により固定されたものであることが好ましい。

20

【0018】

そして、本発明に係る光音響撮像装置において、集光レンズ系および光ファイバケーブルを一体化して保持する保持部を備えることが好ましい。

【0019】

そして、本発明に係る光音響撮像装置において、保持部は、拡散板も含めて一体化して保持するものであることが好ましい。

30

【0020】

そして、本発明に係る光音響撮像装置において、レーザ光を分岐させる分岐部を備え、拡散板、集光レンズ系および光ファイバケーブルは、分岐したレーザ光の光路ごとに配置されることが好ましい。

【0021】

或いは、本発明に係る光音響撮像装置において、レーザ光を分岐させる分岐部を備え、拡散板は、1つであり、かつ分岐したレーザ光のうち少なくとも2以上を拡散させるように配置され、

集光レンズ系および光ファイバケーブルは、分岐したレーザ光の光路ごとに配置されることが好ましい。

40

【0022】

或いは、本発明に係る光音響撮像装置において、集光レンズ系はレンズアレイであり、光ファイバケーブルは複数存在し、

複数の光ファイバケーブル中の複数の光ファイバの端面であってレンズアレイ側の端面のそれぞれは、レンズアレイを構成するレンズ部にそれぞれ対応して配列していることが好ましい。

【0023】

或いは、本発明に係る光音響撮像装置において、集光レンズ系がマイクロレンズアレイであり、

光ファイバケーブルが複数の光ファイバを包含するバンドルファイバケーブルであり、

50

バンドルファイバケーブル中の複数の光ファイバの端面であってマイクロレンズアレイ側の端面のそれぞれが、マイクロレンズアレイを構成するマイクロレンズにそれぞれ対応して配列していることが好ましい。

【0024】

本明細書において、複数の光ファイバケーブル（或いはバンドルファイバケーブル。この段落において以下同じ。）中の複数の光ファイバの端面のそれぞれがレンズアレイ（或いはマイクロレンズアレイ。この段落において以下同じ。）を構成するレンズ部（或いはマイクロレンズ。この段落において以下同じ。）に「それぞれ対応して配列している」とは、複数の光ファイバの当該端面の配列パターンがレンズアレイの集光パターンに実質的に一致することを意味する。2つのパターンが「実質的に一致する」とは、これらのパターンが若干異なっていたとしても、レンズアレイを構成するレンズ部ごとに集光された複数のレーザ光のそれぞれが複数の光ファイバのコアのそれぞれに入射することができる範囲であれば、一致しているとして取り扱うことを意味する。端面の「配列パターン」とは、複数の光ファイバの一方の端面に関するそれぞれの代表点（例えばコアの中心）の配列のパターンを意味する。「集光パターン」とはレンズアレイを構成するレンズ部をそれぞれ透過し集光された複数のレーザ光がレンズアレイの光軸に垂直な焦点面に形成する輝点のパターンを意味する。

10

【0025】

さらに、本発明に係るプローブユニットは、

被検体内に測定光を照射し、この測定光の照射により被検体内で発生した光音響波を検出してこの光音響波を電気信号に変換し、この電気信号に基づいて光音響画像を生成する光音響撮像装置に用いられるプローブユニットにおいて、

20

被検体内に測定光を照射する光照射部と、

測定光の照射により被検体内で発生した光音響波を検出してこの光音響波を電気信号に変換する電気音響変換部と、

光学系の上流側から入射したレーザ光を拡散させる拡散板と、

拡散板により拡散されたレーザ光を集光する集光レンズ系と、

コア/クラッド構造の光ファイバを包含しかつ集光レンズ系側の端部に耐光エネルギー構造を有する光ファイバケーブルであって、集光レンズ系により集光されたレーザ光を一端から入射させるように配置された光ファイバケーブルとを備え、

30

光照射部が、光ファイバケーブルにより導光されたレーザ光を上記測定光として照射するものであることを特徴とするものである。

【0026】

さらに、本発明に係る内視鏡は、上記に記載のプローブユニットを備えることを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0027】

本発明に係る光音響撮像装置およびそれに用いられるプローブユニット並びに内視鏡は、被検体内に測定光を照射する光照射部と、測定光の照射により被検体内で発生した光音響波を検出してこの光音響波を電気信号に変換する電気音響変換部と、電気信号に基づいて光音響画像を生成する画像生成部とを備える光音響撮像装置において、光学系の上流側から入射したレーザ光を拡散させる拡散板と、拡散板により拡散されたレーザ光を集光する集光レンズ系と、コア/クラッド構造の光ファイバを包含しかつ集光レンズ系側の端部に耐光エネルギー構造を有する光ファイバケーブルであって、集光レンズ系により集光されたレーザ光を一端から入射させるように配置された光ファイバケーブルとを備え、光照射部が、光ファイバケーブルにより導光されたレーザ光を上記測定光として照射するものであることを特徴とするものである。つまり、レーザ光を一度拡散板に通すことによりレーザ光に含まれる光束の伝播角度の分布を拡げ、光ファイバに入射する際の光束径を集光レンズ系の焦点距離によって制御しているから、集光レンズ系で集光させてレーザ光を光ファイバに入射させる際に、レーザ光が絞られすぎを防止することができる。こ

40

50

れにより、局所的なエネルギーがコアの損傷閾値エネルギーを超えることによる光ファイバの端面におけるコアの損傷を防止することができる。この結果、光ファイバを用いてレーザ光を導光して実施する光音響イメージングにおいて、光ファイバの端面損傷を抑制しながら高エネルギーのレーザ光を導光することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】実施形態の光音響撮像装置の一実施形態の構成を示す概略図である。

【図2】図1における画像生成部の構成を示すブロック図である。

【図3】拡散板、集光レンズ系および光ファイバケーブルからなる光学系の実施形態の構成を示す概略断面図である。

10

【図4】拡散板、集光レンズ系および光ファイバケーブルからなる光学系の実施形態の他の構成を示す概略断面図である。

【図5】耐光エネルギー構造を端部に有する光ファイバケーブルの実施形態を示す概略断面図である。

【図6】耐光エネルギー構造を端部に有する光ファイバケーブルの他の実施形態を示す概略断面図である。

【図7】耐光エネルギー構造を端部に有する光ファイバケーブルの他の実施形態を示す概略断面図である。

【図8】拡散板で拡散したレーザ光を集光レンズ系で集光した場合におけるレンズ焦点位置でのビームのエネルギープロファイルを示す図である。

20

【図9】拡散板を使用せずレーザ光を集光レンズ系で集光した場合におけるレンズ焦点位置でのビームのエネルギープロファイルを示す図である。

【図10】進行方向と集光レンズ系の光軸との成す角度が分布を持つレーザ光束が当該集光レンズ系に集光された場合における、集光範囲の直径およびビーム径の相関性を示すグラフである。

【図11】拡散板および集光レンズ系の条件を変えた実験により、レンズ焦点位置でのビーム径と光ファイバのコアの損傷閾値エネルギーとの関係を示すグラフである。

【図12】本発明の内視鏡の実施形態の構成を示す概略図である。

【図13】本発明の内視鏡の挿入部の先端の構成を示す概略図である。

【図14】分岐されたレーザ光の光路ごとに拡散板、集光レンズ系および光ファイバケーブルからなる光学系を配置する場合の実施形態の構成を示す概略断面図である。

30

【図15】分岐されたレーザ光の光路ごとに集光レンズ系および光ファイバケーブルからなる光学系を配置する場合の実施形態の構成を示す概略断面図である。

【図16】複数のレンズ部を備えたレンズアレイを用い、分岐されたレーザ光の光路ごとに光ファイバケーブルを配置する場合の実施形態の構成を示す概略断面図である。

【図17】マイクロレンズアレイを用いてレーザ光を分岐させ、バンドルファイバを用いて複数の分岐光のそれぞれを導光する場合の実施形態の構成を示す概略断面図である。

【図18】本発明のプロブユニットの先端部の構成を示す概略断面図である。

【図19】本発明のプロブユニットの先端部の他の構成を示す概略断面図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0029】

以下、本発明の実施形態について図面を用いて説明するが、本発明はこれに限られるものではない。なお、視認しやすくするため、図面中の各構成要素の縮尺等は実際のものとは適宜異ならせてある。

【0030】

「光音響撮像装置およびそれに用いられるプロブユニットの実施形態」

本発明の光音響撮像装置10の実施形態について説明する。図1は、本実施形態における光音響撮像装置10全体の構成を示す概略図である。図2は、図1の画像生成部2の構成を示すブロック図である。図3および図4はそれぞれ、拡散板12、集光レンズ系13および光ファイバケーブル14からなる本発明の光学系の実施形態の構成を示す概略断面

50

図である。

【0031】

本実施形態による光音響撮像装置10は、特定波長成分を含む測定光Lを発生させこの測定光Lを被検体7に照射する光送信部1と、この測定光Lが被検体7に照射されることにより被検体7内で発生する光音響波Uを検出して任意断面の光音響画像データを生成する画像生成部2と、音響信号と電気信号の変換を行う電気音響変換部3と、この光音響画像データを表示する表示部6と、操作者が患者情報や装置の撮影条件を入力するための操作部5と、これら各ユニットを統括的に制御するシステム制御部4とを備えている。

【0032】

そして、本実施形態のプロブユニット70は、電気音響変換部3、拡散板12、集光レンズ系13、光ファイバケーブル14および光照射部15を備えている。

【0033】

光送信部1は、波長の異なる複数の光源を備える光源部11と、光源部11から出力されたレーザ光Loを拡散させる拡散板12と、拡散板12により拡散されたレーザ光Loを集光する集光レンズ系13と、集光レンズ系13により集光されたレーザ光Loを一端から入射させ、このレーザ光Loを導光する光ファイバケーブル14と、光ファイバケーブル14に導光されたレーザ光Loを測定光Lとして被検体7の体表面へ照射する光照射部15とを備えている。

【0034】

光源部11は、例えば所定の波長の光を発生する1以上の光源を有する。光源として、特定の波長成分又はその成分を含む単色光を発生する半導体レーザ(LD)、固体レーザ、ガスレーザ等の発光素子を用いることができる。光源部11は、レーザ光として1~1000nsのパルス幅を有するパルス光を出力するものであることが好ましい。レーザ光の波長は、計測の対象となる被検体内の物質の光吸収特性によって適宜決定される。生体内のヘモグロ빈は、その状態(酸化ヘモグロ빈、還元ヘモグロ빈、メトヘモグロ빈、炭酸ガスヘモグロ빈、等)により光学的な吸収特性が異なるが、一般的には600nmから1000nmの光を吸収する。したがって、例えば計測対象が生体内のヘモグロ빈である場合(つまり、血管を撮像する場合)には、一般的には600~1000nm程度とすることが好ましい。さらに、被検体7の深部まで届くという観点から、上記レーザ光の波長は700~1000nmであることが好ましい。そして、上記レーザ光の出力は、レーザ光と光音響波の伝搬ロス、光音響変換の効率および現状の検出器の検出感度等の観点から、 $10\mu\text{J}/\text{cm}^2$ ~数 $10\text{mJ}/\text{cm}^2$ であることが好ましい。さらに、パルス光出力の繰り返しは、画像構築速度の観点から、10Hz以上であることが好ましい。また、レーザ光は上記パルス光が複数並んだパルス列とすることもできる。

【0035】

より具体的には例えば、被検体7のヘモグロ빈濃度を測定する場合には、固体レーザの一種であるNd:YAGレーザ(発光波長:約1000nm)や、ガスレーザの一種であるHe-Neガスレーザ(発光波長:633nm)を用い、10ns程度のパルス幅を有したレーザ光を形成する。また、LD等の小型発光素子を用いる場合には、InGaAlP(発光波長:550~650nm)、GaAlAs(発光波長:650~900nm)、InGaAsもしくはInGaAsP(発光波長:900~2300nm)などの材料を用いた素子を使用することができる。また最近では、波長が550nm以下で発光するInGaNを用いた発光素子も使用可能になりつつある。更には、波長可変可能な非線形光学結晶を用いたOPO(Optical Parametrical Oscillators)レーザを用いることもできる。

【0036】

拡散板12は、光源部11から出力されたレーザ光Loを拡散させてレーザ光Loのビーム径を大きくする、つまりレーザ光Loを一度拡散板に通すことによりレーザ光Loに含まれる光束の伝播角度の分布を広げる機能を果たす。これにより、拡散板の発光面がレーザ光Loの2次光源となるため、集光レンズ系13によりレーザ光Loが集光される際

、レーザ光Loが絞られすぎること防止できる。本発明の拡散板12はレンズ拡散板であることが好ましい。例えば本実施形態における拡散板12は、微小な凸レンズが基板の片面12sにランダムに配置されたレンズ拡散板であるホログラフィックディフューザであり、その拡散角は0.2~2.0°であることが好ましく、0.4~1.0°であることがより好ましい。拡散効率が高いためである。このようなホログラフィックディフューザとしては、例えば、Edmunds社製（型番：48513-L、材質：石英、拡散角：0.5°、透過効率：93%）を使用することができる。

【0037】

また、レンズ拡散板は、微小な凹レンズが基板の片面にランダムに配置されたレンズ拡散板でも良い。このような微小な凹レンズが配置されたレンズ拡散板としては、例えば、RPC Photonics社製（型番：EDC-0.5-A、拡散角：0.5°）を使用することもできる。さらに、本発明の拡散板12はレンズ拡散板に限られない。本発明に適用可能なレンズ拡散板以外の拡散板としては、例えば、ガラス基板の片面を擦りガラス（砂面）にすることでつや消し効果を利用したフロスト型の拡散板、およびガラス内に乳白色の光拡散物質を分散することで拡散特性を利用したオパールガラスの拡散板等の光散乱を利用した拡散板が挙げられる。

【0038】

拡散板12は、図3に示されるように、保持部40aによって集光レンズ系13および光ファイバケーブル14と一体化して保持されるように構成してもよい。この場合、拡散板12および集光レンズ系13の位置関係の調整が不要となり、光学系を小型化することができる。拡散板12は、集光レンズ系13に対して光学系の上流側かつ集光レンズ系13の中心から焦点距離の3倍の範囲内に配置されることが好ましい。

【0039】

集光レンズ系13は、光ファイバケーブル14中の光ファイバ41のコア41aにレーザ光Loを導光するためのものである。集光レンズ系13の焦点距離（光ファイバケーブル14側の主点と焦点との距離）は、4~40mmであることが好ましく、8~25mmであることがより好ましい。光学系の小型化が可能であり、コアが石英からなりクラッドがフッ素ドープ石英からなる一般的な光ファイバの開口数NA（最大で0.22程度）に焦点距離を整合させるためである。また、集光レンズ系13は、複数のレンズから構成される結合系レンズとすることもできる。集光レンズ系13が結合系レンズである場合には、集光レンズ系13の焦点距離とは、当該結合系レンズの合成焦点距離をいう。集光レンズ系13は、図3に示されるように保持部40aによって拡散板12および光ファイバケーブル14と一体化して保持されるように構成してもよく、図4に示されるように保持部40bによって光ファイバケーブル14のみと一体化して保持されるように構成してもよい。

【0040】

光ファイバケーブル14は、集光レンズ系13により集光されたレーザ光Loを照射部15に導光するものである。本明細書では、光ファイバケーブルとは、コア/クラッド構造の光ファイバ41、並びに、その周囲を構成するフェルール、接着剤および被膜（シース）等の被覆部材42を含む意味である。さらに本発明においては、光ファイバケーブル14は、少なくとも端部に耐光エネルギー構造を有する。本明細書において、「耐光エネルギー構造」とは、レーザ光のエネルギーによる損傷を抑制するための構造を意味する。

【0041】

光ファイバケーブル14は、光ファイバ41の入射端が集光レンズ系13の焦点に位置するように位置調整される。光ファイバケーブル14の位置の微調整を可能にするため、光ファイバケーブル14をその光軸方向に移動せしめる光ファイバケーブル位置調整部を有するように構成することもできる。

【0042】

また、図3に示されるように保持部40aによって拡散板12、集光レンズ系13およ

び光ファイバケーブル 14 が一体化して保持される場合、または図 4 に示されるように保持部 40 b によって集光レンズ系 13 および光ファイバケーブル 14 が一体化して保持される場合には、光ファイバケーブル 14 の入射端面が集光レンズ系 13 の焦点位置に容易に固定されるように、光ファイバケーブル 14 はネジ構造等の着脱を可能にする構造によって保持部 40 a または 40 b に固定されることが好ましい。図 3 および図 4 では、保持部 40 a および 40 b の接合部 100 a、並びに、光ファイバケーブル 14 の接続部 100 b のそれぞれが互いに相補的なネジ構造を有することにより、光ファイバケーブル 14 が保持部 40 a および 40 b に着脱可能に固定されている。このように、光ファイバケーブル 14 を例えばネジ構造によって保持部 40 a または 40 b に固定した場合、光ファイバケーブル位置調整部が不要となるため光学系を小型化することができる。また、保持部 40 a および 40 b からネジをはずすだけで容易に光ファイバケーブル 14 を交換することができるため、損傷した光ファイバケーブル 14 を交換する際に、集光レンズ系 13 および光ファイバケーブル 14 の再度の位置合わせが不要となりメンテナンス性が向上する。集光レンズ系 13 および光ファイバケーブル 14 の位置関係が固定されるようネジ部を介して一体化するためには、例えば、Thorlabs 社製の非球面レンズファイバコリメータパッケージ（型番：F280SMA-A または F280SMA-B、焦点距離：18.4 mm）等を使用することができる。また、Thorlabs 社製の非球面レンズファイバコリメータパッケージのシリーズでは、約 4 mm から 18.4 mm までの焦点距離を有する製品が揃えられているため、目的に合わせて適宜選択することが可能である。

10

20

30

40

50

【0043】

具体的には、耐光エネルギー構造を有する光ファイバケーブル 14 としては、クラッド 41 b の損傷閾値エネルギー密度（レーザ光のエネルギーによりその構造が損傷し始める単位面積当たりのエネルギーの大きさ）がコア 41 a の損傷閾値エネルギー密度と同程度である光ファイバ 41（例えばコアが石英から構成され、クラッドがフッ素ドープ石英から構成される光ファイバ等）とクラッド 41 b の端面近傍の側面が露出するように当該光ファイバ 41 を被覆するフェルール 42 a とを備えた光ファイバケーブル 14（図 5）、端面近傍のクラッドが除去されてコアの端面近傍の側面が露出している光ファイバとコアの端面近傍の側面が露出するように当該光ファイバを被覆するフェルールとを備えた光ファイバケーブル、および、損傷閾値エネルギー密度がコア 41 a の損傷閾値エネルギー密度と同程度である材料（石英等）から構成された部材 43 a が端部に接続された構造（エンドキャップ構造）を有する光ファイバ 41 と当該部材 43 a の側面が露出するように当該光ファイバ 41 を被覆するフェルール 42 a とを備えた光ファイバケーブル 14（図 6）等、いわゆるエアギャップ 43 を有するエアギャップ光ファイバケーブルを使用することができる。

【0044】

さらに、耐光エネルギー構造を有する光ファイバケーブル 14 としては、コア 41 a / クラッド 41 b 構造の光ファイバ 41 と、当該光ファイバを被覆するフェルール 42 b であって損傷閾値エネルギー密度がコア 41 a の損傷閾値エネルギー密度と同等以上である材料（石英、ジルコニア、サファイヤ等）から構成されたフェルール 42 b とを備え、光ファイバ 41 の側面とフェルール 42 b の内周面とが端面近傍以外の部分で接着剤により固定された光ファイバケーブル 14（図 7）を使用することもできる。図 7 に示された光ファイバケーブル 14 において、「端面近傍」とは、光エネルギーによる接着剤の損傷および接着固定の強度の観点から、1 ~ 3 mm であることが好ましい。

【0045】

なお、図 5 から 7 に示された光ファイバケーブル 14 において、光ファイバ 41 とフェルール 42 a または 42 b とは接着剤 41 c で互いに固定される。

【0046】

本実施形態では、例として光ファイバケーブル 14 は、前述した図 5 に示された光ファイバケーブルである。

【0047】

光ファイバケーブル 14 中の光ファイバ 41 のコア径は 100 ~ 600 μm であることが好ましく、200 ~ 400 μm であることがより好ましい。また、光ファイバケーブル 14 がその端面の近傍におけるコア 41 a 又はクラッド 41 b の側面が露出する構造のエアギャップ光ファイバケーブルである場合には、コア 41 a 又はクラッド 41 b が露出する範囲は、その末端から 1 ~ 3 mm であることが好ましい。1 mm 以上としたのは、コアの外側に外れた光のエネルギー密度が低下してコア 41 a 又はクラッド 41 b の周囲の材料に吸収されるエネルギーが当該材料の損傷閾値エネルギー未満となるように、光ファイバケーブル 14 の末端からコア 41 a 又はクラッド 41 b の周囲の材料までの距離をとる必要があるためである。また、3 mm 以下としたのは、光ファイバケーブル 14 の端面の光入射面を研磨する際に撓んで折れる等による損傷が生じないようにするためである。光ファイバケーブル 14 中の光ファイバ 41 は、特に限定されないが石英ファイバであることが好ましい。エアギャップ光ファイバケーブルは、例えば市販のエアギャップフェルルに石英ファイバを挿入し接着固定後、端面を研磨することにより製作できる。

10

20

【0048】

本発明において、集光レンズ系 13 は、レーザ光 L o の最小ビーム径が光ファイバ 41 のコア径の 1 / 2 以上となるように、レーザ光 L o を集光するものであり、光ファイバケーブル 14 は、レーザ光 L o のビーム径が光ファイバ 41 のコア径の 1 / 2 以上である状態でレーザ光 L o を入射させるように配置されたものであることが好ましい。具体的には、拡散板 12 に入射する前におけるレーザ光 L o の拡がり角 φ、拡散板 12 の拡散角 θ、集光レンズ系 13 の焦点距離 f および光ファイバ 41 のコア径 d が下記式 (1) を満たすことが好ましい。

【0049】

【数 2】

$$\frac{d}{2} \leq 2.4 \cdot f \cdot \tan \left(\sqrt{\left(\frac{\phi}{2} \right)^2 + \left(\frac{\theta}{2} \right)^2} \right) \quad (1)$$

【0050】

ビーム径が光ファイバ 41 のコア径の 1 / 2 以上としたのは、ビーム径が絞られることによりエネルギーが集中して光ファイバ 41 のコア 41 a が損傷すること（コア損傷モード）を抑制するためである。また、ビーム径が光ファイバ 41 のコア径の 1 / 2 以上とする範囲において、端部に耐光エネルギー構造を有する光ファイバ 14 を使用する利点が大きくなるためでもある。

30

【0051】

図 8 は拡散板で拡散したレーザ光を集光レンズ系で集光した場合におけるレンズ焦点位置でのビームのエネルギープロファイルを示す図であり、図 9 は、拡散板を使用せずレーザ光を集光レンズ系で集光した場合におけるレンズ焦点位置でのビームのエネルギープロファイルを示す図である。通常、レーザ光源から出力されたときのレーザ光の拡がり角 φ は小さい（大きくても 0 . 15 ° 程度）ため、集光されたレーザ光は光ファイバの入射端で小さく絞られてしまう。この結果、光ファイバの入射端でレーザ光のエネルギーが集中してしまい、光ファイバの端面におけるコアの損傷が生じる。そこで、本発明では、拡散板 12 でレーザ光 L o を拡散することにより、レーザ光 L o のレンズ焦点位置でのビーム径を制御する。

40

【0052】

本発明ではビーム径の制御方法として、集光レンズ系の光軸との成す角度が α となる方向に進行する平行光が焦点距離 f の当該集光レンズ系に入射した場合、当該平行光が集光される集光点の位置がその集光レンズ系の焦点の位置からずれてその集光点とその焦点との距離が f tan α で近似することができる原理を利用している。

【0053】

50

したがって、集光レンズ系に入射するレーザ光束の進行方向と集光レンズ系の光軸との成す角度が分布を持つ場合には、それぞれの角度に対応した位置にレーザ光束が集光されるため、それぞれの角度に対応した集光点を重ね合わせたレーザ光全体の集光範囲は大きくなる。集光レンズ系の上流側に拡散板を配置した場合には、拡散板入射前におよそ $\phi/2$ 以内であったレーザ光束の上記角度分布は、拡散板透過後には半角でおよそ $\sqrt{(\phi/2)^2 + (\theta/2)^2}$ 以内に拡がるため、これに対応してその後集光レンズ系により集光されたレーザ光全体の集光範囲はさらに大きくなる。

【0054】

そして、集光範囲のうちレーザ光のエネルギーのおよそ 86.5% が含まれる $1/e^2$ 径をビーム径としたことを考慮すると、集光範囲の直径 $2f \cdot \tan(\sqrt{(\phi/2)^2 + (\theta/2)^2})$ およびビーム径 D は互いに一定の相関性を有することが推定される。

10

【0055】

図10は、進行方向と集光レンズの光軸との成す角度が分布を持つレーザ光束が当該集光レンズに集光された場合における、集光範囲の直径 $2f \cdot \tan(\sqrt{(\phi/2)^2 + (\theta/2)^2})$ および実験的に得られた実際のビーム径 D の相関性を示すグラフである。より具体的にはこのグラフは、所定の拡散角 θ を有する拡散板に波長が 532 nm、パルス幅が 3.5 ns、拡散板に入射する際のビーム径が 3.5 mm、拡がり角 ϕ が 0.13° のレーザ光を入射させた後、所定の焦点距離 f を有する集光レンズにより当該レーザ光を集光した場合における集光範囲をビームプロファイラ (Coherent 社製の LaserCam-HR) で測定した実験結果である。グラフ中の3点の丸形のプロットは、焦点距離 f が 40 mm である集光レンズと拡散板との組み合わせからなる光学系で測定した結果であり、拡散板の拡散角 θ は左下のプロットからそれぞれ 0 (つまり拡散板なし)、0.65、および 0.95° である。また、グラフ中の5点の菱形のプロットは、焦点距離 f が 25 mm である集光レンズと拡散板との組み合わせからなる光学系で測定した結果であり、拡散板の拡散角 θ は左下のプロットからそれぞれ 0、0.65、0.95、1.15 および 1.35° である。また、グラフ中の3点の四角形のプロットは、焦点距離 f が 18.3 mm である集光レンズと拡散板との組み合わせからなる光学系で測定した結果であり、拡散板の拡散角 θ は左下のプロットからそれぞれ 0、0.65 および 1.80° である。また、グラフ中6点の三角形のプロットは、焦点距離 f が 15.3 mm である集光レンズと拡散板との組み合わせからなる光学系で測定した結果であり、拡散板の拡散角 θ は左下のプロットからそれぞれ 0、0.65、0.95、1.15、1.35 および 1.80° である。

20

30

【0056】

図10からビーム径 D は集光範囲の直径に対して一次関数の関係にあることがわかる。そして、グラフ中の一次関数の傾きはおよそ 2.4/2 であった。したがって、ビーム径 D は下記式 (2) で表すことができる。

【0057】

【数3】

$$D = 2.4 \cdot f \cdot \tan \left(\sqrt{\left(\frac{\phi}{2}\right)^2 + \left(\frac{\theta}{2}\right)^2} \right) \quad (2)$$

40

【0058】

つまり、所定のレーザ光について、上記実験に用いた焦点距離および拡散角に限らず、焦点距離 f および拡散角 θ を適当に設定することにより、任意のビーム径 D を作ることが可能であると言える。

【0059】

本発明では、上記の関係を用いてレーザ光 L_o のビーム径 D を制御することにより、光

50

ファイバケーブル 14 中の光ファイバ 41 のコア 41a の損傷閾値エネルギー密度を越えないように高エネルギーのレーザ光 L_o を光ファイバケーブル 14 によって導光することが可能となる。

【0060】

なお本発明においては、レーザ光 L_o のビーム径 D がコア径の値に近くなった際に生じる光ファイバケーブル 14 の端面におけるコア周囲の損傷（周囲損傷モード）が生じないため、光ファイバケーブル 14 の端面損傷を抑制するという観点からは、ビーム径 D の上限値は特に限定されない。光ファイバケーブル 14 の端部における周囲損傷モードとは、例えば樹脂製のクラッド、金属フェルールの端面、クラッド外表と金属フェールとを接着する接着剤、および光ファイバの最外表を構成する被膜（シース）等が損傷することを意味する。

10

【0061】

図 11 は、拡散板および集光レンズの条件を変えた実験により、レンズ焦点位置でのビーム径と本実施形態の光ファイバケーブル 14 または通常的光ファイバケーブルの損傷閾値エネルギーとの関係を示すグラフである。より具体的にはこのグラフは、所定の拡散角 θ を有する拡散板に波長が 532 nm、パルス幅が 3.5 ns、拡散板に入射する際のビーム径が 3.5 mm、拡がり角 ϕ が 0.13° のレーザ光を入射させた後、所定の焦点距離 f を有する集光レンズにより本実施形態の光ファイバケーブル 14 または通常的光ファイバケーブルの端面に当該レーザ光を集光し、コア損傷モードまたは周囲損傷モードが生じ始めた時のエネルギーをプロットしたものである。実験においては、上記パルスレーザ光を光ファイバの一方の端面に入射して、他方の端面から出射したパルスレーザ光のエネルギーを測定した。そして、パルスレーザ光の入射エネルギーを入射側端面が損傷するまで増加させながら、出射側で測定されたエネルギーの最大値を損傷閾値エネルギーとした。レンズ焦点位置でのビーム径は、拡散角 θ が 0.65 または 1.8° の拡散板、および焦点距離 f が 11.0、15.3、18.3 または 25.0 mm の集光レンズを適宜組み合わせ調整した。図 11 において、実線は、石英コアの損傷閾値エネルギー密度から想定される光ファイバ端面の損傷閾値エネルギーを示す。また点線は、直径が 400 μ m の石英コアおよび厚さが 440 μ m のフッ素ドープ石英クラッドを有するエアギャップ光ファイバケーブル（図 5）の損傷閾値エネルギーを示す。また一点鎖線は、直径が 400 μ m の石英コアを有する通常の（つまり端部のクラッドの側面が露出しておらず、接着剤およびステンレス製のフェルールが端部の周囲にまで存在する）光ファイバケーブルの損傷閾値エネルギーを示す。

20

30

【0062】

このグラフにおける損傷閾値エネルギーの挙動は、通常的光ファイバケーブルの損傷のモードは、コア径の 1/2 程度のビーム径を境にコア損傷モードから周囲損傷モードへと切り替わるのに対し、エアギャップ光ファイバケーブルの損傷モードは、コア径の 1/2 程度のビーム径においても周辺損傷モードに切り替わらず、より大きなビーム径までコア損傷モードが支配的であることを示している。これは、通常的光ファイバケーブルでは、石英等からなるコアに比べ、上記のような周囲の部材のレーザ光 L_o に対する耐久性が低いためである。

40

【0063】

しかしながら、効率よくレーザ光 L_o を光ファイバケーブル 14 中の光ファイバ 41 のコア 41a に入射させる観点から、ビーム径 D の上限値は当該コア 41a のコア径以下であることが当然好ましい。

【0064】

また、拡散板を介さずに光ファイバケーブルにレーザ光を集光する従来の方法では、ビーム径の制御範囲が最大で 90 μ m 程度に限定されるため、光ファイバケーブルの光エネルギーに対する耐久性の有無に関わらず伝送可能なエネルギー量は約 1 mJ が限界である。また、拡散板および集光レンズ系の組み合わせによりビーム径を制御した場合であっても、通常的光ファイバケーブルにレーザ光を集光する場合には、図 11 に示されるように

50

最大で約 12 mJ のエネルギー量を伝送することが限界であり、周囲損傷モードが生じるためビーム径を 150 μm 以上に拡大制御してもこれ以上伝送可能なエネルギー量は増加しない。しかし、図 8 のビームプロファイルおよび図 11 のグラフから分かるように、拡散板 12 および集光レンズ系 13 の組み合わせによりビーム径 D を制御すると同時に耐光エネルギー構造を有する光ファイバケーブル 14 にレーザ光 L₀ を集光する本発明においては、ビーム径 D を拡大制御するほどより大きなエネルギー量を伝送することができ、例えばビーム径 D をコア径と同程度とした場合には約 21 mJ 程度までのエネルギー量を伝送することが可能となる。これにより、本発明によれば伝送可能なエネルギー量を飛躍的に増大させることができる。

【0065】

光照射部 15 は、本実施形態では光ファイバケーブル 14 中の光ファイバ 41 の出射端面から構成される。光照射部 15 を構成する光ファイバ 41 の出射端面は、例えば電気音響変換部 3 の近傍に配置される。また、電気音響変換部 3 を構成する複数の変換素子 54 が透明材料である場合には、光照射部 15 は変換素子 54 の上方から変換素子全体を照射できるように配置してもよい。

【0066】

電気音響変換部 3 は、例えば 1 次元状或いは 2 次元状に配列された微小な複数の変換素子 54 から構成される。変換素子 54 は、例えば、圧電セラミクス、またはポリフッ化ビニリデン (PVDF) のような高分子フィルムから構成される圧電素子である。電気音響変換部 3 は、光照射部 15 からの光の照射により被検体 7 内に発生する光音響波 U を受信する。この変換素子 54 は、受信時において光音響波 U を電気信号に変換する機能を有している。電気音響変換部 3 は、小型、軽量に構成されており、多チャンネルケーブルによって後述する受信部 22 に接続される。この電気音響変換部 3 は、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等の中から診断部位に応じて選択される。電気音響変換部 3 は、光音響波 U を効率よく伝達するために音響整合層を備えてもよい。一般に圧電素子材料と生体では音響インピーダンスが大きく異なるため、圧電素子材料と生体が直接接した場合には、界面での反射が大きくなり光音響波 U は効率よく伝達することができない。このため、圧電素子材料と生体の間に中間的な音響インピーダンスを有する音響整合層が配置されることにより、光音響波 U は効率よく伝達することができる。音響整合層を構成する材料の例としては、エポキシ樹脂や石英ガラスなどが挙げられる。

【0067】

光音響撮像装置 10 の画像生成部 2 は、電気音響変換部 3 を構成する複数の変換素子 54 を選択駆動するとともに、また電気音響変換部 3 からの電気信号に所定の遅延時間を与え、整相加算を行うことにより受信信号を生成する受信部 22 と、変換素子 54 の選択駆動や受信部 22 の遅延時間を制御する走査制御部 24 と、受信部 22 から得られる受信信号に対して各種の処理を行う信号処理部 25 とを備えている。

【0068】

受信部 22 は、図 2 に示すように、電子スイッチ 53 と、プリアンプ 55 と、受信遅延回路 56 と、加算器 57 とを備えている。

【0069】

電子スイッチ 53 は、光音響走査における光音響波の受信に際して、連続して隣接する所定数の変換素子 54 を選択する。例えば、電気音響変換部 3 がアレイ型の 192 個の変換素子 CH1 ~ CH192 から構成される場合、このようなアレイ型変換素子は、電子スイッチ 53 によってエリア 0 (CH1 ~ CH64 までの変換素子の領域)、エリア 1 (CH65 ~ CH128 までの変換素子の領域) およびエリア 2 (CH129 ~ CH192 までの変換素子の領域) の 3 つの領域に分割されて取り扱われる。このように N 個の変換素子から構成されるアレイ型変換素子を n (n < N) 個の隣接する振動子のまとまり (エリア) として取り扱い、このエリアごとにイメージング作業を実施した場合には、すべてのチャンネルの変換素子にプリアンプや A/D 変換ボードを接続する必要がなくなり、プローブユニット 70 の構造を簡素化できコストの増大を防ぐことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

プリアンプ 5 5 は、上記のように選択された変換素子 5 4 によって受信された微小な電気信号を増幅し、十分な S / N を確保する。

【 0 0 7 1 】

受信遅延回路 5 6 は、電子スイッチ 5 3 によって選択された変換素子 5 4 から得られる光音響波 U の電気信号に対して、所定の方向からの光音響波 U の位相を一致させて収束受信ビームを形成するための遅延時間を与える。

【 0 0 7 2 】

加算器 5 7 は、受信遅延回路 5 6 により遅延された複数チャンネルの電気信号を加算することによって 1 つの受信信号にまとめる。この加算によって所定の深さからの音響信号は整相加算され、受信収束点が設定される。

10

【 0 0 7 3 】

走査制御部 2 4 は、ビーム集束制御回路 6 7 と変換素子選択制御回路 6 8 とを備える。変換素子選択制御回路 6 8 は、電子スイッチ 5 3 によって選択される受信時の所定数の変換素子 5 4 の位置情報を電子スイッチ 5 3 に供給する。一方、ビーム集束制御回路 6 7 は、所定数個の変換素子 5 4 が形成する受信収束点を形成するための遅延時間情報を受信遅延回路 5 6 に供給する。

【 0 0 7 4 】

信号処理部 2 5 は、フィルタ 6 6 と、信号処理器 5 9 と、A / D 変換器 6 0 と、画像データメモリ 6 2 とを備えている。受信部 2 2 の加算器 5 7 から出力された電気信号は、信号処理部 2 5 のフィルタ 6 6 において不要なノイズを除去した後、信号処理器 5 9 にて受信信号の振幅を対数変換し、弱い信号を相対的に強調する。一般に、被検体 7 からの受信信号は、80 dB 以上の広いダイナミックレンジをもった振幅を有しており、これを 23 dB 程度のダイナミックレンジをもつ通常のモニタに表示するためには弱い信号を強調する振幅圧縮が必要となる。なお、フィルタ 6 6 は、帯域通過特性を有し、受信信号における基本波を抽出するモードと高調波成分を抽出するモードを有している。また、信号処理器 5 9 は、対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行う。そして、A / D 変換器 6 0 は、この信号処理器 5 9 の出力信号を A / D 変換し、1 ライン分の光音響画像データを形成する。この 1 ライン分の光音響画像データは、画像データメモリ 6 2 に保存される。

20

【 0 0 7 5 】

画像データメモリ 6 2 は、前述のように生成された 1 ライン分の光音響画像データを順次保存する記憶回路である。システム制御部 4 は、画像データメモリ 6 2 に保存されたある断面についての 1 ライン分のデータであって 1 フレームの光音響画像を生成するのに必要なデータを読み出す。システム制御部 4 は、空間的に補間しながらそれら 1 ライン分のデータを合成して当該断面の 1 フレーム分の光音響画像データを生成する。そして、システム制御部 4 は、この 1 フレーム分の光音響画像データを画像データメモリ 6 2 に保存する。

30

【 0 0 7 6 】

表示部 6 は、表示用画像メモリ 6 3 と、光音響画像データ変換器 6 4 と、モニタ 6 5 を備えている。表示用画像メモリ 6 3 は、モニタ 6 5 に表示する 1 フレーム分の光音響画像データを画像データメモリ 6 2 から読み出し、それを一時的に保存するバッファメモリである。光音響画像データ変換器 6 4 は、表示用画像メモリ 6 3 に保存された 1 フレーム分の光音響画像データに対して D / A 変換とテレビフォーマット変換を行い、その出力はモニタ 6 5 において表示される。

40

【 0 0 7 7 】

操作部 5 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等を備え、装置操作者が患者情報、装置の撮影条件、表示断面など必要な情報を入力するために用いられる。

【 0 0 7 8 】

システム制御部 4 は、図示しない CPU と図示しない記憶回路を備え、操作部 5 からのコマンド信号に従って光送信部 1、画像生成部 2、表示部 6 などの各ユニットの制御やシ

50

ステム全体の制御を統括して行う。特に、内部のＣＰＵには、操作部５を介して送られる操作者の入力コマンド信号が保存される。

【００７９】

以上より、本発明に係る光音響撮像装置およびそれに用いられるプローブユニットは、特に、レーザ光を一度拡散板に通すことによりレーザ光に含まれる光束の伝播角度の分布を拡げ、光ファイバに入射する際のビーム径を集光レンズ系の焦点距離によって制御しているから、集光レンズ系で集光させてレーザ光を光ファイバに入射させる際に、レーザ光が絞られすぎること防止することができる。これにより、局所的なエネルギーがコアの損傷閾値エネルギーを超えることによるコア損傷モードを防止することができる。この結果、光ファイバを用いてレーザ光を導光して実施する光音響イメージングにおいて、光ファイバの端面損傷を抑制しながら高エネルギーのレーザ光を導光することが可能となる。

10

【００８０】

さらに、本発明では、光ファイバケーブルが集光レンズ系側の端部に耐光エネルギー構造を有するから、レーザ光のエネルギーに対する光ファイバケーブルの端部における耐久性自体も向上する。これにより、レーザ光のビーム径がコア径の値に近くなった際に生じる周囲損傷モードを防止することもできる。

【００８１】

その結果として、さらに高エネルギーのレーザ光が伝送可能となる、つまり１本の光ファイバケーブルでより多くのエネルギーが伝送可能となり、より強い光音響信号が得られるために高画質の光音響画像を撮像することが可能となる。また、レーザ光の伝送ケーブルの小型化および軽量化が可能となり、光音響撮像装置の操作性が向上する。

20

【００８２】

「内視鏡の実施形態」

本発明のプローブユニットは内視鏡に適用することも可能である。図１２は本実施形態の内視鏡の構成を示す概略図であり、図１３は本実施形態の内視鏡の挿入部の先端の構成を示す概略図である。

【００８３】

本実施形態の内視鏡８は、図１２に示すように、挿入部８１、操作部８２、接続コード８３およびユニバーサルコード８４から構成される。本実施形態において、光ファイバケーブル１４が、挿入部８１、操作部８２およびユニバーサルコード８４に亘って通されており、ユニバーサルコード８４の上流側の接続部８４ａで例えば図３のように拡散板１２、集光レンズ系１３および光ファイバケーブル１４が一体化して保持されるように構成されている。

30

【００８４】

内視鏡８の挿入部８１は、患者の体内に挿入することができるよう細長い可撓性の管状となっている。操作部８２は、挿入部８１の基端に設けられており、接続コード８３を介して図示しない光音響撮像装置本体に接続され、ユニバーサルコード８４を介して図示しない光源装置及び光学観測装置に接続されている。

【００８５】

内視鏡８の挿入部８１の先端部８５には、コンベックス型の超音波トランスデューサレイ８５ａが設けられている。また挿入部８１の先端部８５では、光ファイバケーブル１４が必要に応じて分岐され、分岐された光ファイバケーブル１４によるレーザ光の照射範囲が超音波トランスデューサレイ８５ａによる超音波の受信範囲と重なるように、分岐された光ファイバケーブル１４の端部が配置されている。超音波トランスデューサレイ８５ａは、レーザ光の照射に起因して生じる光音響波を受信して複数の受信信号を光音響撮像装置本体の受信回路に出力する。また、内視鏡８の挿入部８１の先端部８５には、操作部８２に設けられた処置具挿入口８２ａから挿入された穿刺針８５ｂが突出される孔が形成されている。

40

【００８６】

超音波トランスデューサレイ８５ａは、図１３に示すように、半円周状に並べられた

50

第 1 ~ 第 12 の超音波トランスデューサ T A 1 ~ T A 12 を有する。

【 0 0 8 7 】

以上より、本発明に係る内視鏡は、本発明のプロブユニットを備えているから、本発明のプロブユニットについて説明した効果と同様の効果を奏する。

【 0 0 8 8 】

「光音響撮像装置および内視鏡に用いられるプロブユニットの設計変更」

光音響撮像装置および内視鏡に用いられる本発明のプロブユニットは、上記で説明した実施形態に限定されるものではない。

【 0 0 8 9 】

例えば光音響撮像装置および内視鏡に用いられる本発明のプロブユニットにおいては、操作性の観点から光伝送ケーブル部分の可撓性が求められるため、コア径が 1 0 0 ~ 6 0 0 μ m のより細い光ファイバケーブルを用いることが好ましい。したがって、これらの光ファイバケーブルのコアに入射させるビーム径は 5 0 ~ 6 0 0 μ m であることが求められる。このような範囲でビーム径を制御するためには、上記式 (2) を用いてレーザ光の拡がり角と、拡散板の拡散角と、集光レンズ系の焦点距離とを適宜調整して決定すればよい。

10

【 0 0 9 0 】

例えば光音響撮像装置および内視鏡に用いられる本発明のプロブユニットにおいては、使用施設内において移動させて用いることが想定される観点から可搬性が求められるため、光学系はより小型化されることが好ましい。そのためには、4 ~ 4 0 mm の比較的短い焦点距離を有する集光レンズ系を用いて上記式 (2) に基づき拡散板の拡散角を決定すればよい。

20

【 0 0 9 1 】

例えば光音響撮像装置および内視鏡に用いられる本発明のプロブユニットにおいては、複数のレーザ光源を用いる場合には拡散板へ入射する際のビーム径が光源ごとに異なる場合も生じうる。拡散板がホログラフィック拡散板である場合に十分な拡散効果を得るためにはより大きなビーム径が必要であるが、この場合には最も小さいビーム径の光源で拡散効果が得られるように拡散角を 0 . 2 ~ 2 . 0 ° の範囲で調整することが好ましい。

【 0 0 9 2 】

例えば光音響撮像装置および内視鏡に用いられる本発明のプロブユニットは、図 1 4 に示されるように、レーザ光 L o を分岐させる分岐部 4 5、4 6 を備え、拡散板 1 2、集光レンズ系 1 3 および光ファイバケーブル 1 4 は、分岐したレーザ光 L o の光路ごとに保持部 4 0 a で一体化されて配置されるように構成することができる。分岐部は、複数のビームスプリッタ 4 5 および複数のミラー 4 6 の組み合わせから構成される。分岐本数は、ビームスプリッタ 4 5 およびミラー 4 6 の組み合わせにより調整することができる。また分岐本数は、特に限定されないが、効果的にレーザ光 L o のエネルギーを分散させる観点から、4 本以上に分岐せしめることが好ましい。これにより、複数の光ファイバケーブル 1 4 でレーザ光 L o を導光するため、より多くのエネルギーが伝送可能となる。

30

【 0 0 9 3 】

また、例えば本発明の光音響撮像装置および内視鏡に用いられる本発明のプロブユニットは、図 1 5 に示されるように、レーザ光 L o を分岐させる分岐部 4 5、4 6 を備え、拡散板 1 2 は、分岐したレーザ光 L o のそれぞれを 1 つの当該拡散板 1 2 で拡散させるように配置され、集光レンズ系 1 3 および光ファイバケーブル 1 4 は、分岐したレーザ光 L o の光路ごとに保持部 4 0 c で一体化されて配置されるように構成することができる。

40

【 0 0 9 4 】

分岐部は、複数のビームスプリッタ 4 5 および複数のミラー 4 6 の組み合わせから構成される。分岐本数は、ビームスプリッタ 4 5 およびミラー 4 6 の組み合わせにより調整することができる。また分岐本数は、特に限定されないが、効果的にレーザ光 L o のエネルギーを分散させる観点から、4 本以上に分岐せしめることが好ましい。これにより、上記と同様に、複数の光ファイバケーブル 1 4 でレーザ光 L o を導光するため、より多くのエ

50

エネルギーが伝送可能となる。さらに、使用する拡散板 12 が 1 つで済むためコストを削減することが可能となり、光学系が鏡筒に一体的に収めることができるためよりプローブユニットを小型化することが可能となる。

【0095】

また、例えば本発明の光音響撮像装置および内視鏡に用いられる本発明のプローブユニットは、図 16 に示されるように、集光レンズ系がレンズアレイ 47 であり、耐光エネルギー構造を有する光ファイバケーブル 14 が複数存在し、複数の光ファイバケーブル 14 中の複数の光ファイバ 41 の端面であってレンズアレイ 47 側の端面のそれぞれが、レンズアレイ 47 を構成するレンズ部 47a にそれぞれ対応して配列するように、拡散板 12、レンズアレイ 47 および複数の光ファイバケーブル 14 が保持部 40d で一体化された構成とすることができる。

10

【0096】

この場合、図 16 ではビームスプリッタ 45 および複数のミラー 46 の組み合わせから構成される分岐部によりレーザ光 L o が分岐する様子を示しているが、レンズアレイ 47 によってレーザ光 L o が分岐する構成としてもよい。このような場合には、レンズアレイ 47 は、本発明における集光レンズ系および分岐部として機能することとなり、拡散板 12 により拡散されたレーザ光 L o は、レンズアレイ 47 を構成するレンズ部 47a によって分岐される。レンズアレイ 47 でレーザ光 L o を分岐させる場合、分岐本数はレンズアレイ 47 の構造により調整することができる。例えば、六角形のレンズを組み合わせたレンズアレイを用いた場合には、レーザ光を 7 本或いは 19 本などに分岐させることができる。

20

【0097】

そして、上記のような分岐機能により分岐されたレーザ光 L o はそれぞれ、レンズアレイ 47 を構成するレンズ部 47a に対応して配列した光ファイバ 41 のコアに集光される。これにより、上記と同様に、複数の光ファイバケーブル 14 でレーザ光 L o を導光するため、より多くのエネルギーが伝送可能となる。さらに、使用する拡散板 12 が 1 つで済むためコストを削減することが可能となり、光学系が鏡筒に一体的に収めることができるためよりプローブユニットを小型化することが可能となる。

【0098】

また、例えば本発明の光音響撮像装置および内視鏡に用いられる本発明のプローブユニットは、図 17 に示されるように、集光レンズ系がマイクロレンズアレイ 48 であり、耐光エネルギー構造を有する光ファイバケーブルが複数の光ファイバ 41 を包含するバンドルファイバケーブル 44 であり、バンドルファイバケーブル 44 中の複数の光ファイバ 41 の端面であってマイクロレンズアレイ 48 側の端面のそれぞれが、マイクロレンズアレイ 48 を構成するマイクロレンズ 48a にそれぞれ対応して配列するように、拡散板 12、マイクロレンズアレイ 48 およびバンドルファイバケーブル 44 が保持部 40e で一体化された構成とすることができる。

30

【0099】

この場合、マイクロレンズアレイ 48 は、本発明における集光レンズ系および分岐部として機能する。拡散板 12 により拡散されたレーザ光 L o は、マイクロレンズアレイ 48 を構成するマイクロレンズ 48a によって分岐される。分岐本数は、マイクロレンズアレイ 48 の構造により調整することができる。また分岐本数は、特に限定されないが、効果的にレーザ光 L o のエネルギーを分散させる観点から、16 本以上に分岐せしめることが好ましい。

40

【0100】

分岐されたレーザ光 L o はそれぞれ、マイクロレンズアレイ 48 を構成するマイクロレンズ 48a に対応して配列したバンドルファイバケーブル 44 中の光ファイバ 41 のコアに集光される。これにより、上記と同様に、バンドルファイバケーブル 44 中の複数の光ファイバでレーザ光 L o を導光するため、より多くのエネルギーが伝送可能となる。さらに、使用する拡散板 12 が 1 つで済むためコストを削減することが可能となり、光学系が

50

鏡筒に一体的に収めることができるためよりプローブユニットを小型化することが可能となる。さらに、複数の分岐光のそれぞれと複数の光ファイバ 4 1 のそれぞれとの位置合わせが容易になる。さらに、バンドルファイバケーブル 4 4 を使用することができるため、プローブユニットのコード部分に可撓性を持たせることが可能となる。

【 0 1 0 1 】

また、例えば本発明の光音響撮像装置に用いられるプローブユニットは、図 1 8 に示されるように、光照射部 1 5 が複数の光ファイバ 4 1 の下流側の端面であり、この端面が間隔を置いてライン状に配列されたものであるように構成することができる。このように構成することで、プローブユニット先端部 7 1 に複雑な構造の光学系を設ける必要がなく、均一なライン状光源を得ることができる。また、複数の光ファイバ 4 1 のそれぞれから出射するレーザ光の強度を勘案して上記間隔を調整することにより、より均一なライン状光源を得ることができる。例えば、レーザ光の強度が強い場合には上記間隔を広く、弱い場合には狭くする等して調整することが好ましい。

10

【 0 1 0 2 】

また、例えば本発明の光音響撮像装置に用いられるプローブユニットは、図 1 9 に示されるように、光照射部 1 5 が先太りの形状を有する導光板 7 2 であり、バンドルファイバケーブル 4 4 の下流側の端面が、着脱可能な状態で導光板 7 2 の短辺側の端面に接続されたものであるように構成することができる。例えば図 1 9 では、コネクタ部 7 3 においてバンドルファイバケーブル 4 4 の上記端面と導光板 7 2 の短辺側の端面とが互いに接続されている。このように構成することで、バンドルファイバケーブル 4 4 が破損した場合、バンドルファイバケーブル 4 4 のみを交換することが可能となり、メンテナンス性能が向上する。

20

【 符号の説明 】

【 0 1 0 3 】

- 1 光送信部
- 2 画像生成部
- 3 電気音響変換部
- 4 システム制御部
- 5 操作部
- 6 表示部
- 7 被検体
- 8 内視鏡
- 1 0 光音響撮像装置
- 1 1 光源部
- 1 2 拡散板
- 1 3 集光レンズ系
- 1 4 耐光エネルギー構造を有する光ファイバケーブル
- 1 5 光照射部
- 4 0 a ~ e 保持部
- 4 1 光ファイバ
- 4 1 a コア
- 4 1 b クラッド
- 4 1 c 接着剤
- 4 2 被覆部材
- 4 2 a、4 2 b フェルルール
- 4 3 エアギャップ
- 4 4 バンドルファイバケーブル
- 4 5 ビームスプリッタ
- 4 6 ミラー
- 4 7 レンズアレイ

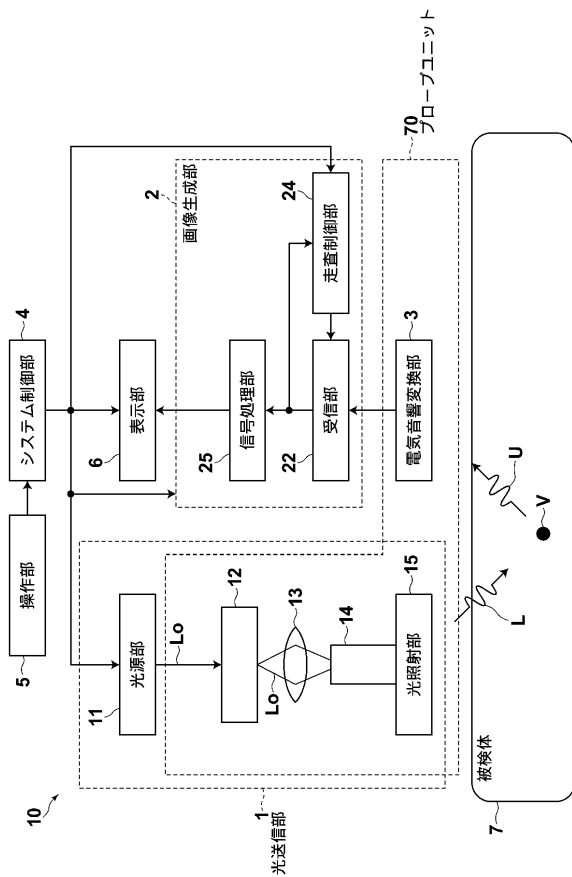
30

40

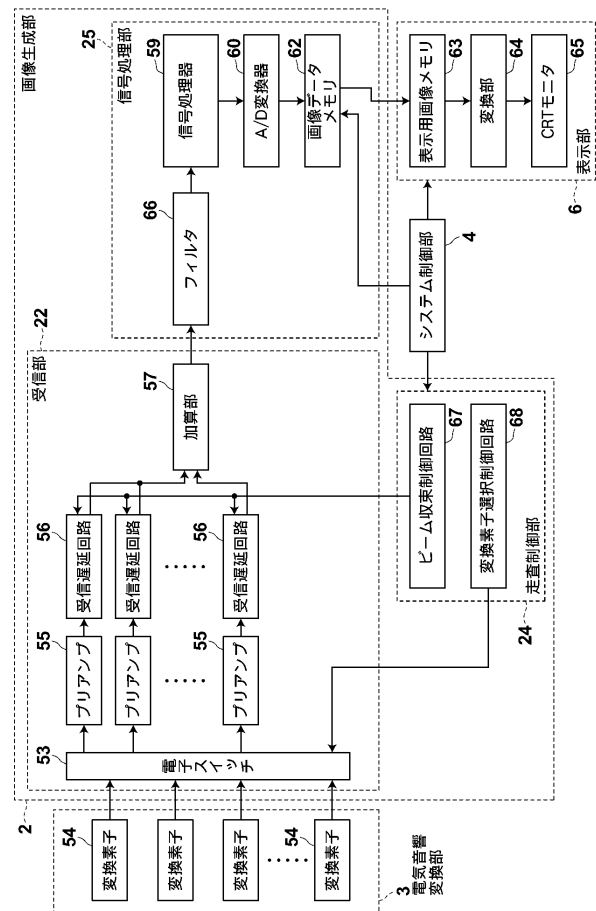
50

- 4 7 a レンズ部
 4 8 マイクロレンズアレイ
 4 8 a マイクロレンズ
 7 0 プローブユニット
 8 1 挿入部
 8 2 操作部
 8 3 接続コード
 8 4 ユニバーサルコード
 L 測定光
 L o レーザ光
 U 光音響波

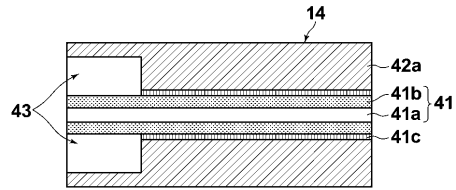
【図 1】



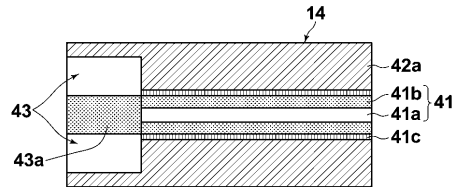
【図 2】



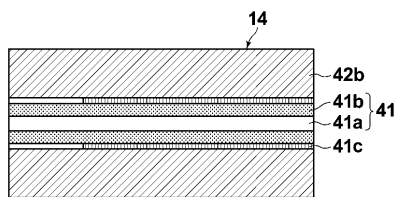
【図 5】



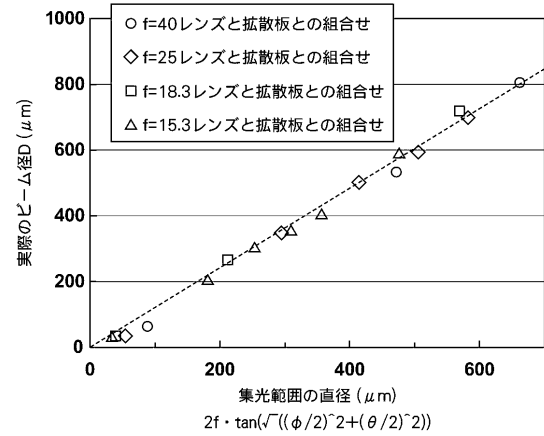
【図 6】



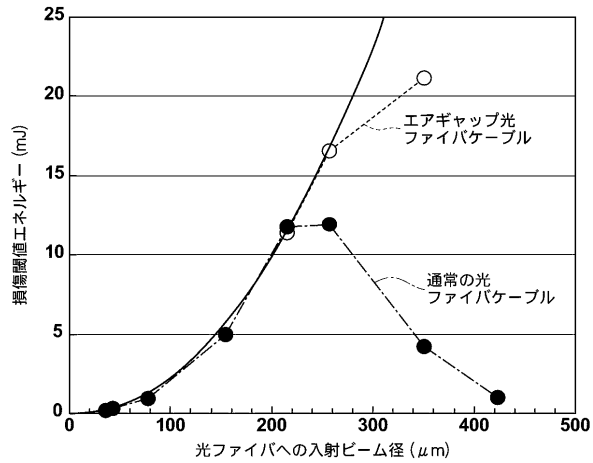
【図 7】



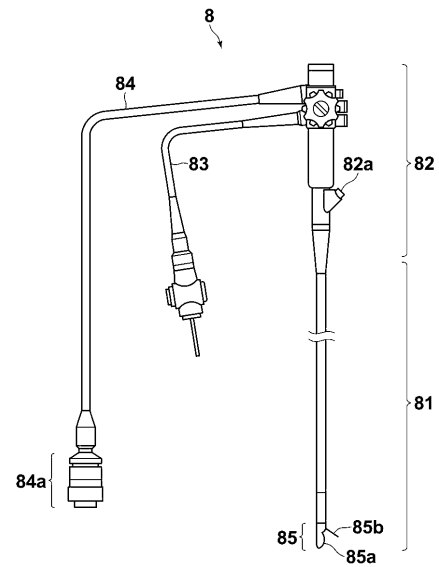
【図 10】



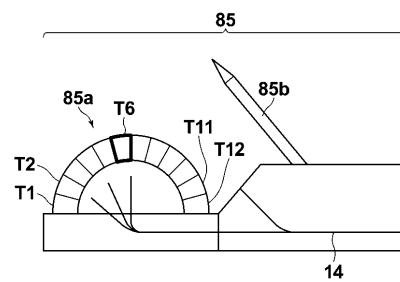
【図 11】



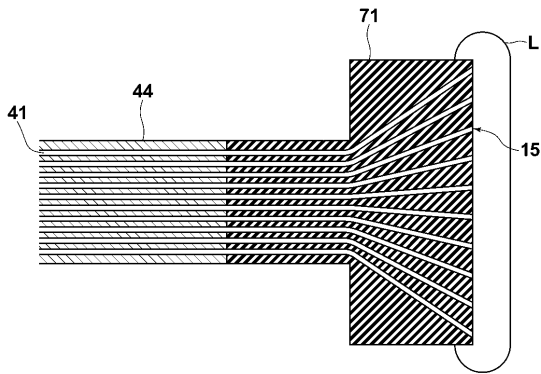
【図 12】



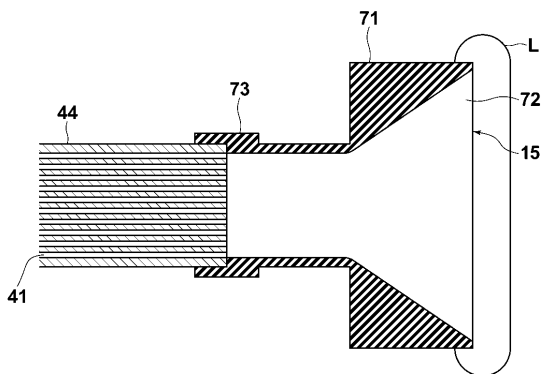
【図 13】



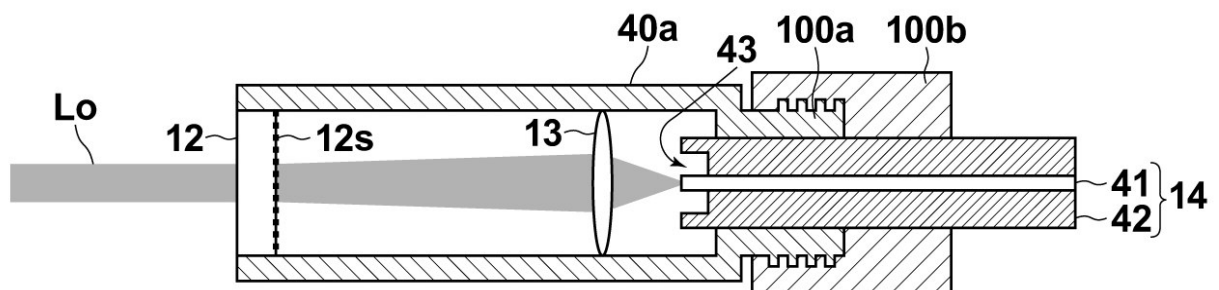
【図 18】



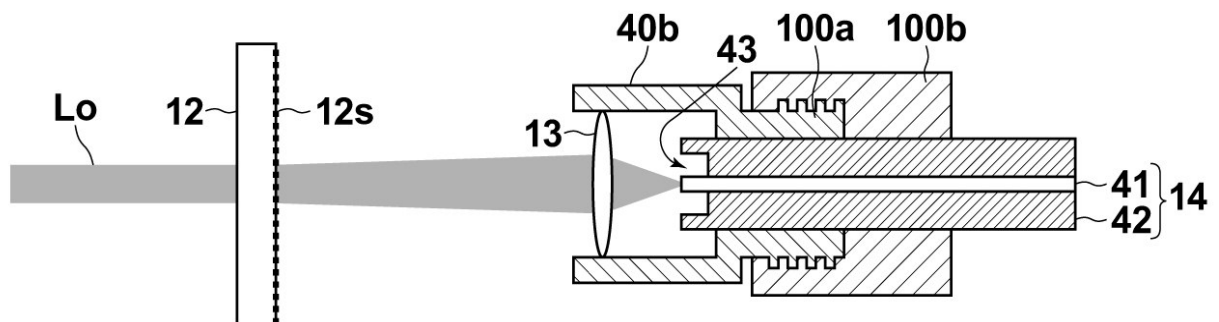
【図 19】



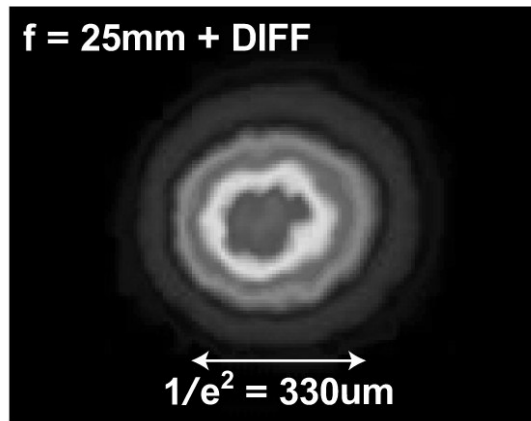
【図 3】



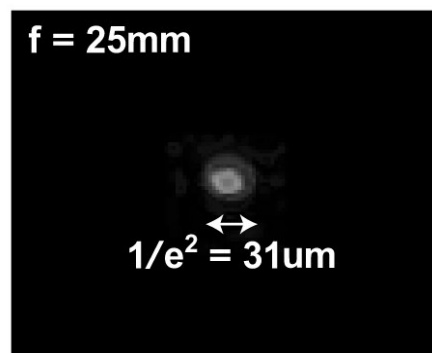
【図 4】



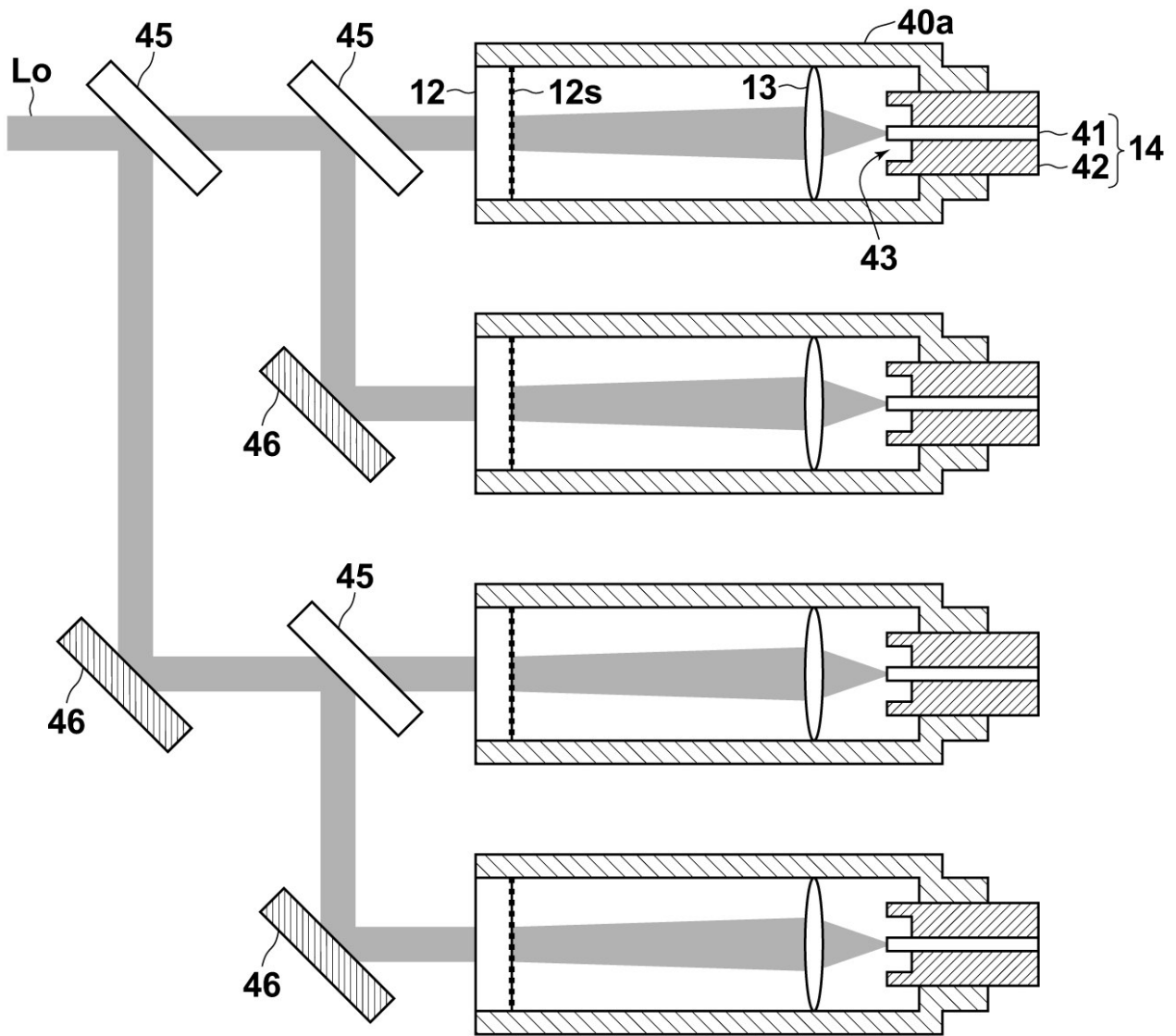
【 図 8 】



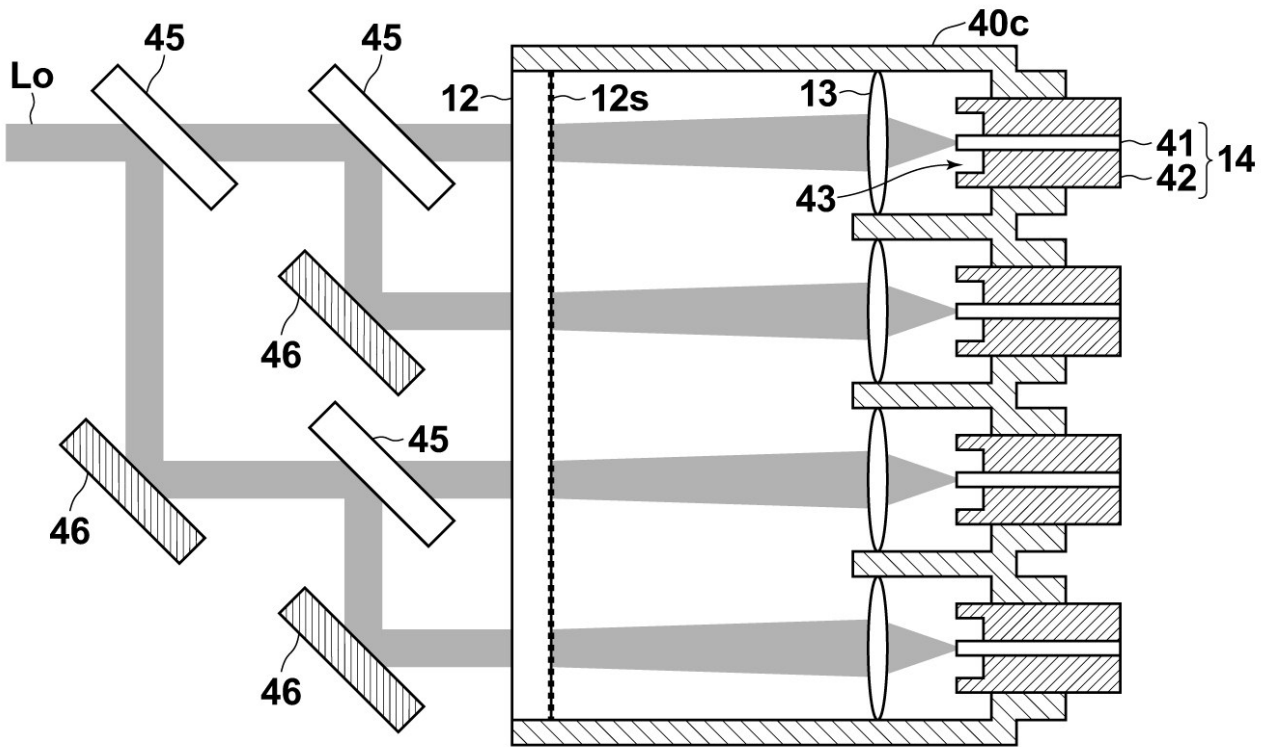
【 図 9 】



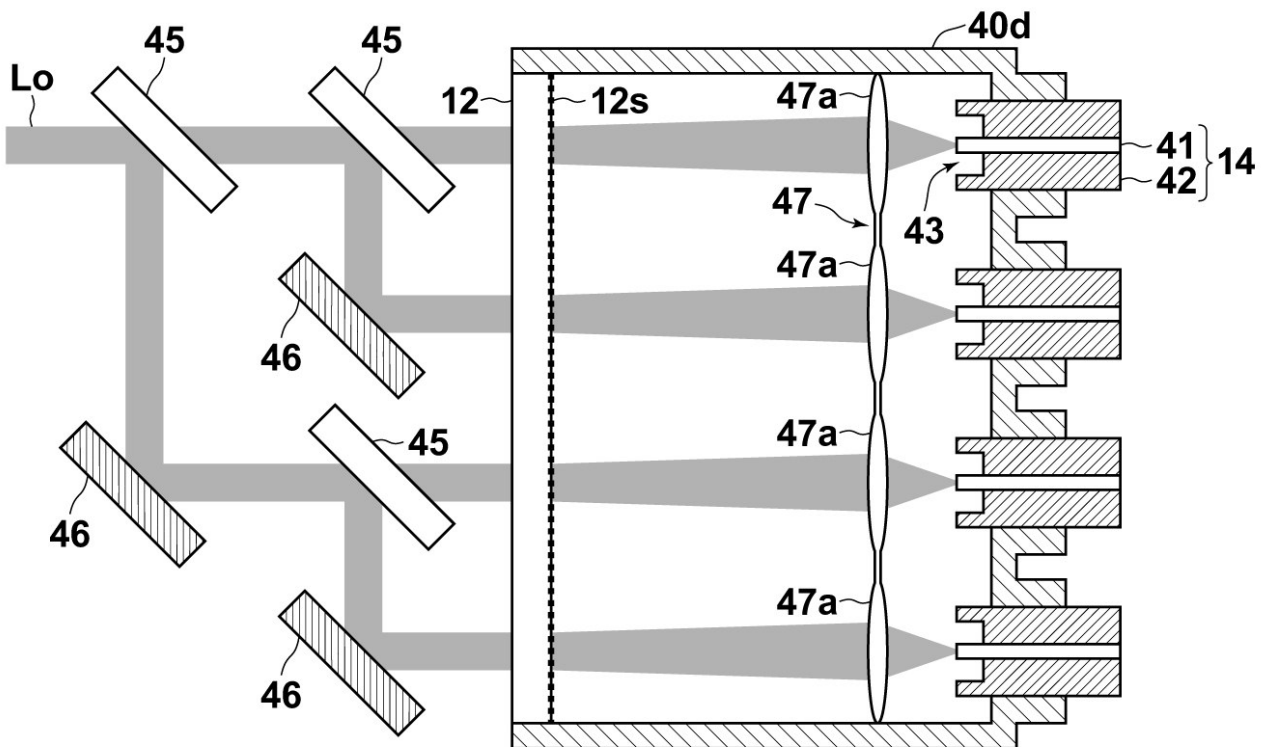
【図 14】



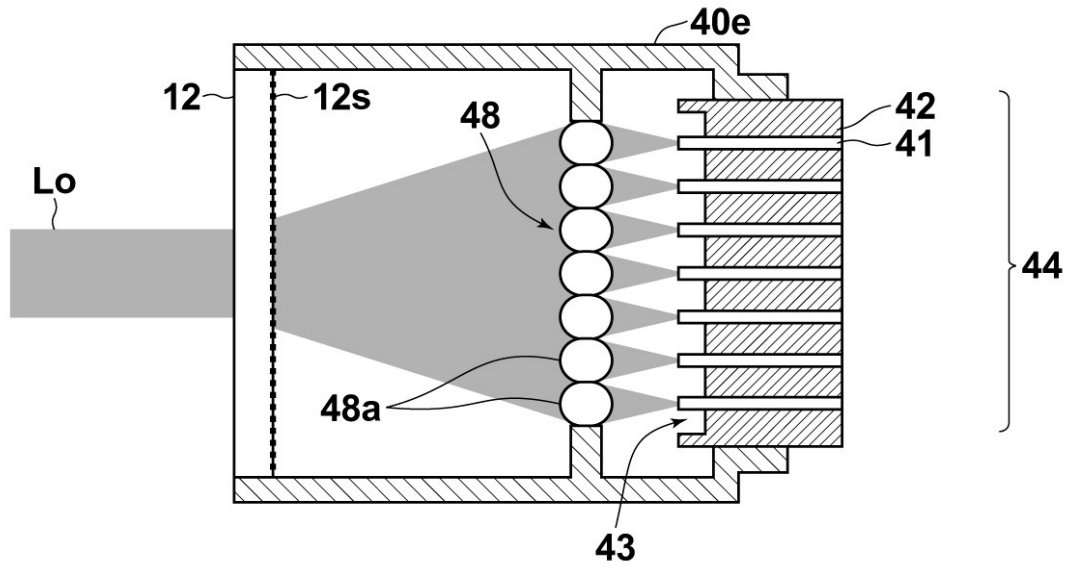
【図 15】



【図 16】



【 図 17 】



专利名称(译)	光声成像装置，用于该装置的探头单元和内窥镜		
公开(公告)号	JP2012228402A	公开(公告)日	2012-11-22
申请号	JP2011098970	申请日	2011-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	入澤 觉		
发明人	入澤 觉		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B1/07		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.300.Y A61B1/00.530 A61B1/00.731		
F-TERM分类号	4C161/BB08 4C161/CC10 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF46 4C601/DE16 4C601/EE10 4C601/FE02		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP5647942B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在通过使用光纤引导激光束进行的光声成像中，在抑制高能量激光束的同时抑制对光纤端面的损伤。在光声成像装置中，扩散板（12）使从光学系统的上游侧入射的激光（Lo）扩散，聚光透镜系统（13）收集由扩散板（12）扩散的激光（Lo）。光纤电缆14包括在聚光透镜系统13的一侧的端部具有芯/包层结构并具有耐光能量结构43的光纤41，其中，由聚光透镜系统13会聚的激光Lo为 设置成从一端入射的光缆（14），光照射部（15）将由光缆（14）引导的激光（Lo）作为测量光（L）照射。[选择图]图3

