

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5683383号
(P5683383)

(45) 発行日 平成27年3月11日 (2015. 3. 11)

(24) 登録日 平成27年1月23日 (2015. 1. 23)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/13 (2006. 01) A 6 1 B 8/13
A 6 1 B 8/12 (2006. 01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 12 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2011-115475 (P2011-115475)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成23年5月24日 (2011. 5. 24)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-239784 (P2012-239784A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年12月10日 (2012. 12. 10)	(74) 代理人	100073184
審査請求日	平成26年1月15日 (2014. 1. 15)		弁理士 柳田 征史
		(74) 代理人	100090468
			弁理士 佐久間 剛
		(72) 発明者	広田 和弘
			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
		(72) 発明者	白水 豪
			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
		審査官	宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光音響撮像装置およびその作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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おいて、

被検体内に測定光を照射する光照射部と、

音響波の照射および検出を行う電気音響変換部と、

該電気音響変換部により検出された前記音響波のうち前記電気音響変換部が超音波を照射することにより前記被検体内で反射した前記超音波に基づいて超音波画像を生成し、前記電気音響変換部により検出された前記音響波のうち前記光照射部が前記測定光を照射することにより前記被検体内で発生した光音響波に基づいて光音響画像を生成し、前記超音波画像を用いて、前記超音波画像中の照明領域に対応する領域を示す照明領域表示が適用された表示画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段により生成された前記表示画像を表示する画像表示部とを備えることを特徴とする光音響撮像装置。

【請求項 2】

前記光照射部、前記電気音響変換部および該電気音響変換部の向きを変更する湾曲部を先端部に有する内視鏡と、

該内視鏡を操作する者が操作可能な位置に設けられた、前記電気音響変換部の向きを前記湾曲部に対して指示する湾曲操作部と、

10

20

前記指示に基づいて前記超音波画像中における前記対応する領域の位置を計算する照明領域計算手段とを備え、

前記画像生成手段が、前記照明領域計算手段により得られた位置に前記照明領域表示が適用された前記表示画像を生成する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】

前記照明領域計算手段が、前記電気音響変換部の向きと前記超音波画像中における前記照明領域表示の位置との関係を示すテーブル情報を予め記憶しており、該テーブル情報に基づいて前記対応する領域の位置を計算するものであることを特徴とする請求項 2 に記載の光音響撮像装置。

10

【請求項 4】

前記内視鏡が、コンベックス走査型またはリニア走査型であることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の光音響撮像装置。

【請求項 5】

前記照明領域表示が、前記超音波画像中の領域に関して前記測定光の閾値強度を結んだ境界を線で示すこと、または、前記超音波画像中の前記対応する領域を強調表示すること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】

前記画像生成手段が、前記照明領域表示が適用された前記表示画像を生成する場合と前記照明領域表示が適用されていない表示画像を生成する場合とを切り換えるもの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。

20

【請求項 7】

前記画像生成手段が、前記照明領域表示が適用された前記表示画像を、前記測定光の照射に連動して生成するものであることを特徴とする請求項 6 に記載の光音響撮像装置。

【請求項 8】

光音響画像を生成する光音響撮像装置の作動方法において、

光出射を指示する光出射指示信号を受けて光源から出射した測定光が光照射部から被検体内に照射され、

超音波の照射を指示する超音波照射指示信号を受けて超音波の照射を行い、かつ、被検体内への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、および前記超音波を被検体内へ照射することにより前記被検体内で反射した反射超音波の検出を行う電気音響変換部が作動し、

30

該電気音響変換部により検出された前記反射超音波に基づいて超音波画像を生成し、前記電気音響変換部により検出された前記光音響波に基づいて光音響画像を生成し、前記超音波画像を用いて、前記超音波画像中の照明領域に対応する領域を示す照明領域表示が適用された表示画像を生成する画像生成手段が作動し、

前記画像生成手段により生成された前記表示画像を表示する画像表示部が作動することを特徴とする光音響撮像装置の作動方法。

【請求項 9】

前記光音響撮像装置が、前記光照射部、前記電気音響変換部および該電気音響変換部の向きを変更する湾曲部を先端部に有する内視鏡を備えたものであり、

40

前記電気音響変換部の向きを指示する向き指示信号を前記湾曲部に対して与える湾曲操作部が作動し、

前記向き指示信号を受けて、内視鏡用の内視鏡の先端に設けられた、前記電気音響変換部の向きを変更する湾曲部が作動し、

前記指示信号に基づいて前記超音波画像中における前記対応する領域の位置を計算する照明領域計算手段が作動し、

前記画像生成手段が、前記照明領域計算手段により得られた位置に前記照明領域表示が適用された前記表示画像を生成するように作動することを特徴とする請求項 8 に記載の光音響撮像装置の作動方法。

50

【請求項 10】

前記照明領域計算手段が、前記電気音響変換部の向きと前記超音波画像中における前記対応する領域の位置との関係を示すテーブル情報を予め記憶しており、該テーブル情報に基づいて前記対応する領域の位置を計算するように作動することを特徴とする請求項 9 に記載の光音響撮像装置の作動方法。

【請求項 11】

前記画像生成手段が、前記照明領域表示が適用された前記表示画像を生成する場合と前記照明領域表示が適用されていない表示画像を生成する場合とを切り換えるように作動することを特徴とする請求項 8 から 10 いずれかに記載の光音響撮像装置の作動方法。

【請求項 12】

前記画像生成手段が、前記照明領域表示が適用された前記表示画像を、前記測定光の照射に連動して生成するように作動することを特徴とする請求項 11 に記載の光音響撮像装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波画像および光音響画像を撮像することが可能な光音響撮像装置およびその作動方法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。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。

【0003】

例えば特許文献 1 は、上記のような光音響イメージングを応用し、被検体の体表に超音波探触子を当てて超音波画像および光音響画像を同時に取得できる生体情報画像化装置を開示している。

【0004】

また近年では、光音響イメージングを例えば特許文献 2 のような超音波内視鏡に応用する試みもなされ始めている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0005】**

【特許文献 1】特開 2010 - 12295 号公報

【特許文献 2】特許第 4395603 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

しかしながら、光音響イメージングを内視鏡に応用する場合には、内視鏡の先端部の小型化に伴う空間的な制約によって、当該先端部にある超音波検出部により規定される画像化可能領域のすべてを、光音響波を発生させるための測定光で照射することが難しいという問題がある。このように測定光の照明領域に含まれない画像化可能領域が存在すると、

10

20

30

40

50

例えば光音響画像中の像が表れていない箇所に関して、その箇所に光音響波の発生源があるにもかかわらずその箇所が測定光の照明領域から外れているために光音響波が発生しなかった場合と、その箇所に光音響波の発生源自体がなかったために光音響波が発生しなかった場合とが考えられ、正確な診断評価ができなくなる可能性がある。

【 0 0 0 7 】

なお、内視鏡の先端部を操作者が直接視認できないという観点から、上記のような問題は光音響イメージングを内視鏡に応用する場合に特に顕著となるが、特許文献1のような体表に当てて測定するための超音波探触子においても測定光の照明領域に含まれない画像化可能領域が存在する場合には同様の問題が起こりうる。

【 0 0 0 8 】

10

本発明は上記問題に鑑みてなされたものであり、光音響撮像において、測定光の照明領域に含まれない画像化可能領域の存在による診断の信頼性の低下を抑制することを可能とする光音響撮像装置およびその作動方法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 9 】

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し、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光音響波を電気信号に変換し、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おいて、

被検体内に測定光を照射する光照射部と、

20

音響波の照射および検出を行う電気音響変換部と、

電気音響変換部により検出された音響波のうち電気音響変換部が超音波を照射することにより被検体内で反射した超音波に基づいて超音波画像を生成し、電気音響変換部により検出された音響波のうち光照射部が測定光を照射することにより被検体内で発生した光音響波に基づいて光音響画像を生成し、超音波画像を用いて、超音波画像中の照明領域に対応する領域を示す照明領域表示が適用された表示画像を生成する画像生成手段と、

画像生成手段により生成された表示画像を表示する画像表示部とを備えることを特徴とするものである。

【 0 0 1 0 】

本明細書において、「超音波」とは電気音響変換部の振動により被検体内に発生した弾性波およびその反射波を意味し、「光音響波」とは測定光の照射による光音響効果により被検体内に発生した弾性波を意味する。そして、「音響波」とは超音波および光音響波を含む意味である。

30

【 0 0 1 1 】

「照明領域」とは、所定の強度以上の測定光によって照明される被検体内の領域を意味する。

【 0 0 1 2 】

「照明領域表示」とは、表示画像に関しての表示であって超音波画像中の照明領域に対応する領域を識別可能とするための表示を意味する。

【 0 0 1 3 】

40

「超音波画像を用いて」表示画像を生成するとは、超音波画像に照明領域表示を適用して表示画像を生成すること、並びに、超音波画像およびその他の画像（例えば光音響画像）が重畳された合成画像に照明領域表示を適用して表示画像を生成することを含む意味である。

【 0 0 1 4 】

そして、本発明に係る光音響撮像装置において、光照射部、電気音響変換部および電気音響変換部の向きを変更する湾曲部を先端部に有する内視鏡と、

内視鏡を操作する者が操作可能な位置に設けられた、電気音響変換部を所定の向きに向ける旨の指示を湾曲部に対して与える湾曲操作部と、

上記指示に基づいて超音波画像中における上記対応する領域の位置を計算する照明領域

50

計算手段とを備え、

画像生成手段は、照明領域計算手段により得られた位置に照明領域表示が適用された表示画像を生成するものであることが好ましい。

【0015】

この場合において、照明領域計算手段は、電気音響変換部の向きと超音波画像中における照明領域表示の位置との関係を示すテーブル情報を予め記憶しており、このテーブル情報に基づいて上記対応する領域の位置を計算するもの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、照明領域表示は、超音波画像中の領域に関して測定光の閾値強度を結んだ境界を線で示すこと、または、超音波画像中の上記対応する領域を強調表示すること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、画像生成手段は、照明領域表示が適用された表示画像を生成する場合と照明領域表示が適用されていない表示画像を生成する場合とを切り換えるものであることが好ましい。この場合において、画像生成手段は、照明領域表示が適用された表示画像を、測定光の照射に連動して生成するものであることが好ましい。

【0018】

そして、本発明に係る光音響撮像装置において、内視鏡は、コンベックス走査型またはリニア走査型であることが好ましい。

20

【0019】

さらに、本発明に係る光音響撮像装置の作動方法は、

被検体内に測定光を照射し、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光音響波を電気信号に変換し、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の作動方法において、

被検体内に測定光を照射する光照射部が作動し、

音響波の照射および検出を行う電気音響変換部が作動し、

電気音響変換部により検出された音響波のうち電気音響変換部が超音波を照射することにより被検体内で反射した超音波に基づいて超音波画像を生成し、電気音響変換部により検出された音響波のうち光照射部が測定光を照射することにより被検体内で発生した光音響波に基づいて光音響画像を生成し、超音波画像を用いて、超音波画像中の照明領域に対応する領域を示す照明領域表示が適用された表示画像を生成する画像生成手段が作動し、

30

画像生成手段により生成された表示画像を表示する画像表示部が作動することを特徴とするものである。

【0020】

そして、本発明に係る光音響撮像装置の作動方法において、光音響撮像装置は、光照射部、電気音響変換部および電気音響変換部の向きを変更する湾曲部を先端部に有する内視鏡を備えたものであり、

内視鏡を操作する者の操作に応じて、電気音響変換部を所定の向きに向ける旨の指示を湾曲部に対して与える湾曲操作部が作動し、

40

内視鏡用の内視鏡の先端に設けられた、電気音響変換部の向きを変更する湾曲部が作動し、

上記指示に基づいて超音波画像中における上記対応する領域の位置を計算する照明領域計算手段が作動し、

画像生成手段は、照明領域計算手段により得られた上記位置に照明領域表示が適用された表示画像を生成するように作動することが好ましい。

【0021】

そして、本発明に係る光音響撮像装置の作動方法において、照明領域計算手段は、電気音響変換部の向きと超音波画像中における上記対応する領域の位置との関係を示すテーブル情報を予め記憶しており、このテーブル情報に基づいて上記対応する領域の位置を計算

50

するように作動することが好ましい。

【 0 0 2 2 】

そして、本発明に係る光音響撮像装置の作動方法において、画像生成手段は、照明領域表示が適用された表示画像を生成する場合と照明領域表示が適用されていない表示画像を生成する場合とを切り換えるように作動することが好ましい。この場合において、画像生成手段は、照明領域表示が適用された表示画像を、測定光の照射に連動して生成するように作動することが好ましい。

【発明の効果】

【 0 0 2 3 】

本発明に係る光音響撮像装置は、特に、電気音響変換部により検出された音響波のうち電気音響変換部が超音波を照射することにより被検体内で反射した超音波に基づいて超音波画像を生成し、電気音響変換部により検出された音響波のうち光照射部が測定光を照射することにより被検体内で発生した光音響波に基づいて光音響画像を生成し、超音波画像を用いてまたは超音波画像および光音響画像を用いて、超音波画像中の照明領域に対応する領域を示す照明領域表示が適用された表示画像を生成する画像生成手段を備える。これにより、画像化可能領域のどの部分が照明領域に属しているのかを装置の操作者が表示画像で確認することができる。この結果、測定光の照明領域に含まれない画像化可能領域の存在による診断の信頼性の低下を抑制することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 4 】

【図 1】本発明の光音響撮像装置の構成を示す概略ブロック図である。

【図 2】実施形態の内視鏡を示す概略図である。

【図 3】実施形態の内視鏡の先端部を示す概略図である。

【図 4】超音波探触子が基準の状態にある場合における内視鏡の先端部を示す概略図である。

【図 5】超音波探触子が湾曲した状態にある場合における内視鏡の先端部を示す概略図である。

【図 6】図 4 の場合における照明領域表示有する表示画像を示す概略図である。

【図 7】図 5 の場合における照明領域表示有する表示画像を示す概略図である。

【図 8】他の実施形態の内視鏡の先端部を示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

図 1 は、本発明の実施形態の光音響撮像装置 10 の基本構成を示すブロック図である。この光音響撮像装置 10 は、超音波探触子 11、超音波ユニット 12、およびレーザユニット 13 を備えている。なおこの光音響撮像装置 10 は、超音波画像と光音響画像との双方を生成可能に構成されている。

【 0 0 2 7 】

レーザユニット 13 は、被検体に照射すべきレーザ光を測定光として出射する。レーザユニット 13 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。例えば本実施形態においてレーザユニット 13 は、励起光源であるフラッシュランプ 35 とレーザ発振を制御する Q スイッチ 36 とを含む Q スイッチパルスレーザ光源である。レーザユニット 13 は、トリガ制御回路 32 がフラッシュランプトリガ信号を出力すると、フラッシュランプ 35 を点灯し、Q スイッチパルスレーザを励起する。

【 0 0 2 8 】

レーザユニット13は、レーザ光として1~1000nsの脉冲幅を有する脉冲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。生体内のヘモグロビンは、その状態（酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン、メトヘモグロビン、炭酸ガスヘモグロビン、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ビンである場合（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10mJ/cm²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。レーザユニット13から出力されたレーザ光は、例えば光ファイバ、導光板、レンズおよびミラー等の導光手段を用いて超音波探触子11の近傍まで導光され、超音波探触子11の近傍から被検体に照射される。

【0029】

超音波探触子11は、被検体に向けて超音波を照射し、被検体内を伝搬する音響波を検出するものである。すなわち、超音波探触子11は、被検体に対する超音波の照射（送信）、および被検体から反射して戻って来るその超音波の反射波の検出（受信）を行う。さらに超音波探触子11は、被検体内の観察対象物がレーザ光を吸収することにより被検体内に発生した光音響波の検出も行う。そのために超音波探触子11は、例えば一次元または二次元に配列された複数の超音波振動子から構成される振動子アレイを有する。この超音波振動子が本発明における電気音響変換部に相当する。超音波振動子は、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。超音波振動子は、音響波を受信した場合にその受信信号を電気信号に変換する機能を有している。この電気信号は後述する受信回路21に出力される。この超音波探触子11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。

【0030】

超音波探触子11は、音響波を効率よく検出するために音響整合層を振動子アレイの表面に備えてもよい。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音響波を効率よく検出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、音響波を効率よく検出することができる。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。

【0031】

本実施形態においては、レーザ光の導光手段および超音波探触子11として内視鏡を使用した場合を例にして具体的に説明する。図2は、超音波探触子および上記レーザ光を導光するための光ファイバを備える内視鏡5を示す概略図であり、図3は、内視鏡5の挿入部の先端部を示す概略図である。本実施形態の内視鏡5は、図2に示すように、挿入部51、操作部52、接続コード53およびユニバーサルコード54から構成される。本実施形態において、光ファイバ59は、挿入部51、操作部52およびユニバーサルコード54に亘って通されており、ユニバーサルコード54の上流側の接続部54aで、レーザユニット13の図示しない出力部に接続される。

【0032】

内視鏡5の挿入部51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52は、挿入部51の基端に設けられている。内視鏡5は、接続コード53を介して光音響撮像装置本体の電気系統に接続され、ユニバーサルコード54を介してレーザユニット13及び例えば図示しない光学観測装置に接続されている。

【 0 0 3 3 】

内視鏡 5 の挿入部 5 1 の先端部 5 5 a には、コンベックス型の振動子アレイ 5 7 が設けられている。また挿入部 5 1 の先端部 5 5 a では、光ファイバ 5 9 によるレーザ光の照明領域が振動子アレイ 5 7 による超音波の受信領域（すなわち超音波に基づく画像化可能領域）と重なるように、光ファイバ 5 9 の端部が配置されている。本実施形態において、この光ファイバ 5 9 の出射端部が本発明の光照射部に相当する。振動子アレイ 5 7 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 5 の操作部 5 2 には、例えば鉗子および穿刺針等の手術用の処置具が挿入される処置具挿入口 5 2 a が形成されている。処置具を通すための挿入孔は処置具挿入口 5 2 a から挿入部 5 1 の先端部 5 5 a まで繋がっている（図示省略）。

10

【 0 0 3 4 】

内視鏡 5 の挿入部 5 1 の先端部 5 5 a には、湾曲機構操作手段 1 6 の指示に基づいて、超音波探触子 5 6 の向きを変更する湾曲機構 6 0 が設けられている。ここで、「超音波探触子の向き」とは、内視鏡 5 の挿入部 5 1 の長手方向に対する振動子アレイ 5 7 の位置関係を説明するための便宜的な方向であり、長手方向に対する振動子アレイ 5 7 の位置関係を規定できればどのように決めてもよい。例えば、振動子アレイ 5 7 の中心部における法線方向（図 3 中の矢印 X）を超音波探触子の向きとするのが一般的である。例えば、湾曲機構 6 0 は、図 4 に示すような超音波探触子の基準の状態から図 5 に示すような超音波探触子が曲がった状態となるように超音波探触子の向きを変更する。

20

【 0 0 3 5 】

湾曲機構操作手段 1 6 は、内視鏡を操作する者の操作に基づいて、超音波探触子 5 6（或いは振動子アレイ 5 7）を所定の向きに向ける旨の指示を上記湾曲機構 6 0 に与える。当該指示の情報は制御手段 3 4 を介して照明領域計算手段 3 0 に送られる。

【 0 0 3 6 】

超音波ユニット 1 2 は、受信回路 2 1、A/D 変換手段 2 2、受信メモリ 2 3、データ分離手段 2 4、光音響画像再構成手段 2 5 a、光音響画像再構成手段 2 5 a からの信号を受信する検波・対数変換手段 2 6 a、光音響画像を構築する画像構築手段 2 7 a、超音波画像再構成手段 2 5 b、超音波画像再構成手段 2 5 b からの信号を受信する検波・対数変換手段 2 6 b、超音波画像を構築する画像構築手段 2 7 b、画像合成手段 2 8、表示画像生成手段 2 9、照明領域計算手段 3 0、トリガ制御回路 3 2、送信制御回路 3 3 および制御手段 3 4 を有している。接続を示す表示は図中では省略されているが、制御手段 3 4 は、超音波ユニット 1 2 内の各部を制御するため当該各部に接続されている。超音波ユニット 1 2 は本発明における画像生成手段に相当する。

30

【 0 0 3 7 】

受信回路 2 1 は、超音波探触子 1 1 から出力された音響波の電気信号を受信する。A/D 変換手段 2 2 はサンプリング手段であり、受信回路 2 1 が受信した電気信号を例えばクロック周波数 40 MHz の A/D クロック信号に同期してサンプリングしてデジタル信号に変換する。A/D 変換手段 2 2 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上記電気信号をサンプリングする。

40

【 0 0 3 8 】

A/D 変換手段 2 2 は、サンプリングしたデジタル信号（サンプリングデータ）を受信メモリ 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、光音響波に関するデータ（光音響データ）、超音波に関するデータ（超音波データ）またはこれらの混合データである。

【 0 0 3 9 】

データ分離手段 2 4 は、受信メモリ 2 3 に格納されたサンプリングデータを光音響データと超音波データとに分離する。サンプリングデータを分離する方法は特に限定されない。例えば、超音波の照射と測定光の照射とを時間的にずらして実施した場合には、サンプリングデータをある時刻で分けることによりサンプリングデータを光音響データと超音波

50

データとに分離することができる。また例えば、光音響データおよび超音波データそれぞれに関する周波数や遅延量の違いを利用してサンプリングデータを光音響データと超音波データとに分離することができる。データ分離手段 2 4 は、分離された光音響データを光音響画像再構成手段 2 5 a に入力し、超音波データを超音波画像再構成手段 2 5 b に出力する。

【 0 0 4 0 】

光音響画像再構成手段 2 5 a は、例えば超音波探触子 1 1 の 6 4 個の超音波振動子の各出力信号から得られた上記光音響データを、超音波振動子の位置に応じた遅延時間で加算し、1 ライン分のデータを生成する（遅延加算法）。なお、この光音響画像再構成手段 2 5 a は、遅延加算法に代えて、C B P 法（Circular Back Projection）により再構成を行うものでもよい。あるいは光音響画像再構成手段 2 5 a は、ハフ変換法又はフーリエ変換法を用いて再構成を行うものでもよい。光音響画像再構成手段 2 5 a は、上記のようにして加算整合された光音響データを検波・対数変換手段 2 6 a に出力する。

10

【 0 0 4 1 】

検波・対数変換手段 2 6 a は、光音響画像再構成手段 2 5 a から出力された光音響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る。そして、検波・対数変換手段 2 6 a は、上記のようにして信号処理した光音響データを画像構築手段 2 7 a に出力する。

【 0 0 4 2 】

画像構築手段 2 7 a は、対数変換が施された各ラインの光音響データに基づいて、断層画像（光音響画像）を構築する。画像構築手段 2 7 a は、例えば光音響データの時間軸の位置を、断層画像における深さを表す変位軸の位置に変換して光音響画像を構築する。

20

【 0 0 4 3 】

一方、超音波画像再構成手段 2 5 b は、例えば超音波探触子 1 1 の 6 4 個の超音波振動子の各出力信号から得られた上記超音波データを、超音波振動子の位置に応じた遅延時間で加算し、1 ライン分のデータを生成する（遅延加算法）。なお、この超音波画像再構成手段 2 5 b は、遅延加算法に代えて、C B P 法（Circular Back Projection）により再構成を行うものでもよい。あるいは超音波画像再構成手段 2 5 b は、ハフ変換法又はフーリエ変換法を用いて再構成を行うものでもよい。超音波画像再構成手段 2 5 b は、上記のようにして加算整合された超音波データを検波・対数変換手段 2 6 b に出力する。

30

【 0 0 4 4 】

検波・対数変換手段 2 6 b は、超音波画像再構成手段 2 5 b から出力された超音波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る。そして、検波・対数変換手段 2 6 b は、上記のようにして信号処理した超音波データを画像構築手段 2 7 b に出力する。

【 0 0 4 5 】

画像構築手段 2 7 b は、対数変換が施された各ラインの超音波データに基づいて、断層画像（超音波画像）を構築する。画像構築手段 2 7 b は、例えば超音波データの時間軸の位置を、断層画像における深さを表す変位軸の位置に変換して超音波画像を構築する。

【 0 0 4 6 】

40

トリガ制御回路 3 2 は、レーザユニット 1 3 にフラッシュランプトリガ信号及び Q スイッチトリガ信号を出力し、レーザユニット 1 3 からレーザ光を出射させる。また、トリガ制御回路 3 2 は、送信制御回路 3 3 に超音波送信トリガ信号を出力し、プローブ 1 1 から超音波を出射させる。更に、トリガ制御回路 3 2 は、レーザ光の照射又は超音波送信と同期して A D 変換手段 2 2 に対して A D トリガ信号を出力し、A D 変換手段 2 2 におけるサンプリングを開始させる。

【 0 0 4 7 】

トリガ制御回路 3 2 は、レーザユニット 1 3 に対して光の出力を指示するフラッシュランプトリガ信号を出力する。これによりレーザユニット 1 3 では、フラッシュランプトリガ信号に応答してフラッシュランプ 3 5 が点灯し、レーザ励起が開始される。その後、ト

50

リガ制御回路 3 2 は、所定のタイミングで Q スイッチトリガ信号を出力する。これによりレーザユニット 1 3 では、Q スイッチ 3 6 が Q スイッチトリガ信号にตอบสนองして ON 状態になり、レーザ光が出力されて、被検体にレーザ光が照射される。フラッシュランプ 3 5 の点灯から Q スイッチパルスレーザ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の特性などから見積もることができる。トリガ制御回路 3 2 から Q スイッチを制御するのに代えて、レーザユニット 1 3 内において、Q スイッチパルスレーザを十分に励起させた後に Q スイッチ 3 6 を ON 状態にしてもよい。その場合は、Q スイッチ 3 6 を ON 状態にした旨を示す信号を超音波ユニット 1 2 側に通知してもよい。

【 0 0 4 8 】

またトリガ制御回路 3 2 は、超音波送信を指示する超音波トリガ信号を送信制御回路 3 3 に出力する。送信制御回路 3 3 は、上記超音波トリガ信号を受けると、超音波探触子 1 1 から超音波を送信させる。トリガ制御回路 3 2 は、先にフラッシュランプ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。つまりトリガ制御回路 3 2 は、フラッシュランプトリガ信号の出力に後続して、超音波トリガ信号を出力する。フラッシュランプ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光音響波の検出が行われた後、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その反射波の検出が行われる。

【 0 0 4 9 】

トリガ制御回路 3 2 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、前記フラッシュランプ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、例えばトリガ制御回路 3 2 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、超音波探触子 1 1 にて検出された上記電気信号のサンプリングを開始する。

【 0 0 5 0 】

画像合成手段 2 8 は、画像構築手段 2 7 a および 2 7 b にそれぞれ構築された光音響画像および超音波画像を合成する。画像合成手段 2 8 は、合成されて得られた画像（合成画像）を表示画像生成手段 2 9 に出力する。なお、合成画像を表示しない場合には光音響画像および超音波画像はそれぞれ合成処理されないまま、画像合成手段 2 8 から出力されてもよい。

【 0 0 5 1 】

表示画像生成手段 2 9 は、画像合成手段 2 8 により出力された合成画像あるいは画像合成手段 2 8 によりそのまま出力された超音波画像に照明領域表示を適用して画像表示手段 1 4 に表示するための最終的な画像（表示画像）を生成する。この表示画像中の照明領域表示は、照明領域 A 2 に相当する超音波画像中の領域を目安として示す表示である。照明領域 A 2 として表示する範囲は、照明領域計算手段 3 0 からの情報に基づいて、所定の強度以上のレーザ光が届いている領域として適宜設定される。照明領域 A 2 を示すための照明領域表示の適用方法は、超音波画像中の照明領域 A 2 に対応する領域（対応領域）をその他の領域から識別して視認できる方法であれば特に限定されない。例えば、超音波画像中の領域に関してレーザ光の閾値強度を結んだ境界を線で示したり、超音波画像中の対応領域を強調表示したりする方法を採用することができる。境界を線（境界線）で示す場合には、超音波画像や光音響画像の表示色と異なる色で表示することが好ましい。例えば、超音波画像を白および黒で表示し、光音響画像を赤および黒で表示にする場合には、上記境界線を緑、黄、青またはこれらの組み合わせで表示することが好ましい。境界線は実線であっても点線であってもよい。超音波画像中の対応領域を強調表示する方法としては、例えば対応領域のみ超音波画像および/または光音響画像を表示する（つまり対応領域外の画像を表示しない）方法および対応領域外の画像の輝度を下げる方法が挙げられる。このような場合には、上記で説明したような境界線を付加する必要がないため、付加的な表示要素を画像上に増やすことなく、より広い視野を確保することができる。また、波長の

10

20

30

40

50

異なるレーザ光を同時に使う場合には、波長に応じて到達距離が異なることを考慮して、波長ごとの照明領域表示を同時に適用しても良い。

【 0 0 5 2 】

また、表示画像生成手段 2 9 は、必要に応じて、照明領域表示を適用する場合と適用しない場合を切り換えられるものであってもよい。具体的には、照明領域表示は手術または診断において常に必要であるとは限らないため、表示画像生成手段 2 9 は、超音波画像中の対応領域を確認する必要がある場合には、画像合成手段 2 8 により出力された画像に照明領域表示を適用しないように構成することもできる。このような表示画像生成手段 2 9 は、例えば、操作者の手元に設けられた図示しないスイッチに応じて照明領域表示を適用するかどうかを選択できるようにしたり、レーザ光が照射されている間のみレーザ光の照射に連動して照明領域表示を適用するようにしたりすることにより実現できる。

【 0 0 5 3 】

照明領域計算手段 3 0 は、湾曲機構操作手段 1 6 が湾曲機構 6 0 に与えた指示を受け取り、超音波探触子 5 6 によって規定される画像化可能領域 A 1 と光照射部により規定される照明領域 A 2 との位置関係を計算する。例えば、超音波探触子 5 6 の向きと超音波画像中における対応領域の位置との関係を示すテーブル情報が照明領域計算手段 3 0 に予め記憶されており、照明領域計算手段 3 0 はこのテーブル情報に基づいて照明領域表示を適用すべき位置を計算する。テーブル情報は、例えば、湾曲機構操作手段 1 6 が湾曲機構 6 0 に与えた指示に対応して、超音波画像と対応領域との互いの位置関係を特定するための情報を含む。位置関係を特定するための情報としては、超音波探触子の基準の状態における対応領域の形状（基本形状という。例えば扇形）、および当該状態における基本形状の配置が挙げられ、さらに湾曲機構操作手段 1 6 が湾曲機構 6 0 に与えた指示に対応した基本形状の基準の位置（例えば扇形の頂点の位置）、および基本形状の向き（例えば扇形の中心角を二等分する線の傾き）等が挙げられる。なお、画像化可能領域 A 1 および照明領域 A 2 は基本的に互いに独立して決定されるため、上記基本形状のすべてが超音波画像に現れる必要はない。この場合、上記基本形状と超音波画像とが重畳する部分のみ照明領域表示が適用される。また、照明領域をより正確に示すために、テーブル情報はレーザ光の強度に対応して上記基本形状の大きさを特定するための情報を含むことが好ましい。基本形状の大きさを特定するための情報とは、基本形状の絶対的な大きさを特定するためのパラメータを意味し、例えば基本形状が扇形である場合には、扇形の中心角の大きさ、および頂点から円弧までの長さである。照明領域計算手段 3 0 は、表示画像に表示すべき超音波画像中の対応領域の位置の計算結果を表示画像生成手段 2 9 に出力する。

【 0 0 5 4 】

画像表示手段 1 4 は、表示画像生成手段 2 9 により生成された表示画像を表示する。

【 0 0 5 5 】

以下、本発明の作用を説明する。

【 0 0 5 6 】

図 6 および図 7 は、例として、生体組織 7 4 および異物 7 6 の形態情報を示す超音波画像に照明領域表示を適用した場合の表示画像の例を示す図である。図 6 および図 7 では、超音波画像中の対応領域の基本形状は扇形に設定されている。光音響イメージングを内視鏡に応用する場合には、内視鏡の先端部の小型化に伴う空間的な制約によって、例えば図 4 に示すように、当該先端部にある超音波検出部により規定される画像化可能領域 A 1 のすべてを、光音響波を発生させるための測定光で照射することが難しいという問題がある。そこで、図 6 に示すように、表示画像 7 0 中に、所定の強度以上のレーザ光が届いているであろうと思われる領域（照明領域 A 2。図 6 中の 7 2 の点線により挟まれた領域である。）を識別できるように表示することにより、その情報を診断材料の 1 つとして操作者に与えることが可能となる。これにより、測定光の照明領域 A 2 に含まれない画像化可能領域 A 1 が存在しても、表示画像中に光音響画像の像が表れていない箇所に関して、その箇所が測定光の照明領域から外れていることを認識することができるため、誤った診断評価を下すことが少なくなる。この結果、照明領域 A 2 に含まれない画像化可能領域 A 1 の

存在による診断の信頼性の低下を抑制することが可能となる。

【 0 0 5 7 】

さらに、湾曲部 6 0 に指示を与える湾曲機構操作手段 1 6 とその指示に基づいて画像化可能領域 A 1 と照明領域 A 2 との位置関係を計算する照明領域計算手段 3 0 を備えた場合には、例えば図 4 の状態から図 5 の状態へ超音波探触子に変化するのに伴い、表示画像も図 6 の状態から図 7 の状態へとリアルタイムに変更することが可能となる。なお、図 6 および図 7 では、当該扇形の円弧の部分が表れていないが、レーザ光の強度が弱くなった場合や、照明領域として扱う領域についてのレーザ光の強度の閾値が上がった場合には、当該扇形の円弧の部分が表れてくるとなる。

【 0 0 5 8 】

10

なお、本発明は、図 4 および図 5 に示されたコンベックス走査型の振動子アレイ 5 7 を有する超音波探触子 5 6 の場合に限られない。つまり、図 8 に示されるようにリニア走査型の振動子アレイ 6 4 を有する超音波探触子 6 2 においても照明領域 A 2 に含まれない画像化可能領域 A 1 が発生しうるため、本発明はリニア走査型の内視鏡の場合にも適用できる。また、超音波探触子と光照射部との位置関係によっては、内視鏡型ではない通常の探触子においても照明領域に含まれない画像化可能領域が発生しうるため、本発明はそのような探触子の場合にも適用できる。

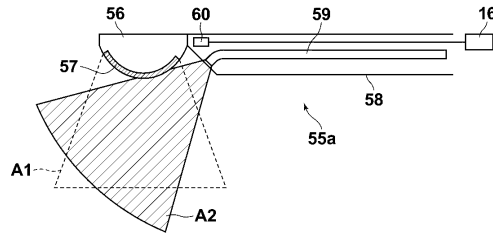
【 符号の説明 】

【 0 0 5 9 】

5	内視鏡	20
1 0	光音響撮像装置	
1 1	超音波探触子	
1 2	超音波ユニット	
1 3	レーザユニット	
1 4	画像表示手段	
1 6	湾曲機構操作手段	
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	30
2 5 a	光音響画像再構成手段	
2 5 b	超音波画像再構成手段	
2 8	画像合成手段	
2 9	表示画像生成手段	
3 0	照明領域計算手段	
3 2	トリガ制御回路	
3 3	送信制御回路	
3 4	制御手段	
5 1	挿入部	
5 2	操作部	40
5 2 a	処置具挿入口	
5 3	接続コード	
5 4	ユニバーサルコード	
5 4 a	接続部	
5 5 a	先端部	
5 6	超音波探触子	
5 7	振動子アレイ	
5 9	光ファイバ	
6 0	湾曲機構	
6 2	超音波探触子	50

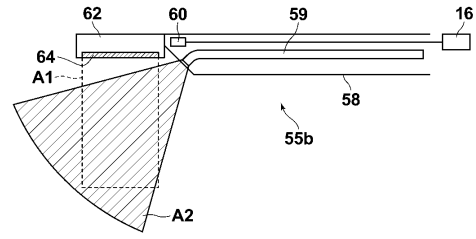
A 2 照明領域

【図 4】

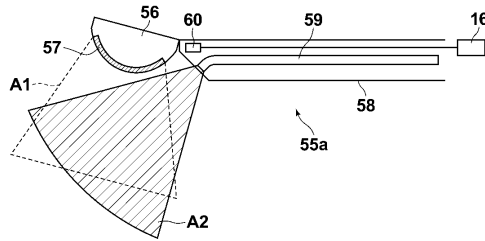


超音波探触子の基準の状態

【図 8】

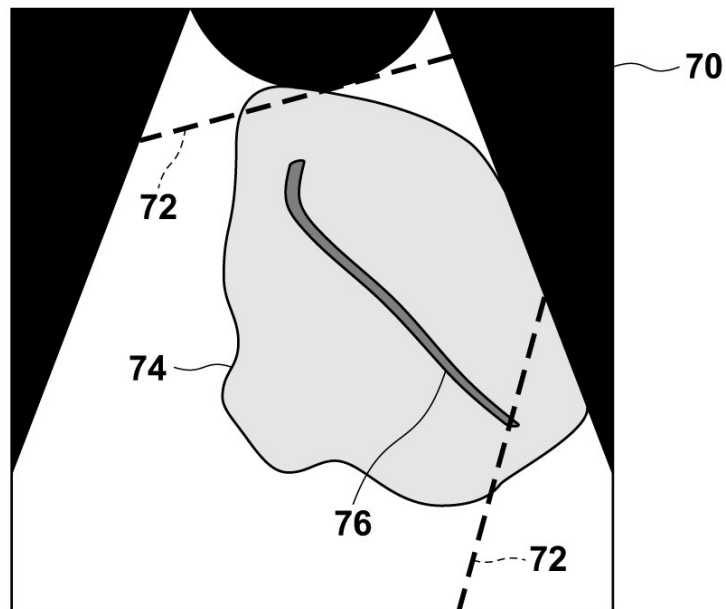


【図 5】



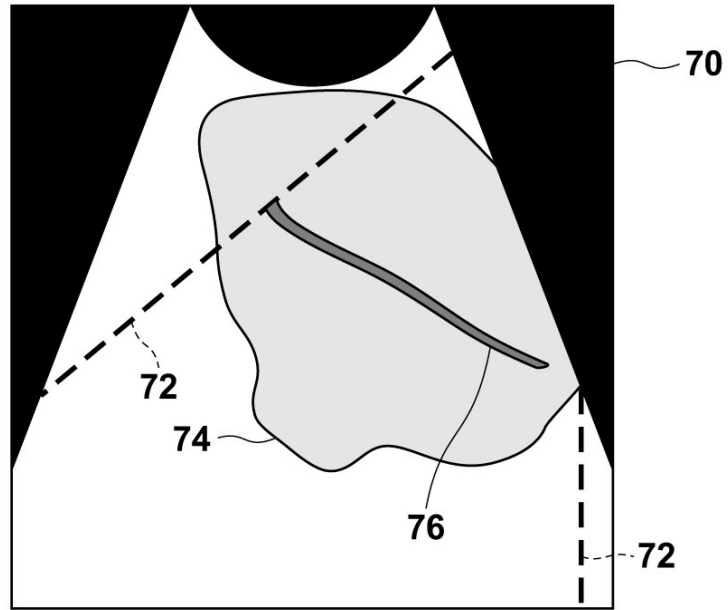
超音波探触子を曲げた状態

【図 6】



超音波探触子の基準の状態の表示画像

【図 7】



超音波探触子を曲げた状態の表示画像

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平08-131442(JP,A)
特表2010-509977(JP,A)
国際公開第2010/080776(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00
A61B 8/13
A61B 8/12

专利名称(译)	光声成像装置及其操作方法		
公开(公告)号	JP5683383B2	公开(公告)日	2015-03-11
申请号	JP2011115475	申请日	2011-05-24
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	広田和弘 白水豪		
发明人	広田 和弘 白水 豪		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/13 A61B8/12 A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/DD03 4C601/DE16 4C601/EE10 4C601/FE01		
代理人(译)	佐久间刚		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2012239784A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题：为了抑制由于存在不包括在测量光的照明区域中的可成像区域而导致的诊断可靠性的劣化。 解决方案：在光声成像装置中，由电声换能器57反射的超声波照射由电声换能器57检测的声波的超声波以产生超声图像并且光照射单元59照射由电声换能器57检测到的声波中的测量光，从而基于在对象中产生的光声波和超声波产生光声图像。并且，生成显示图像的图像生成单元通过使用该图像来应用指示与超声图像中的照明区域A2相对应的区域的照明区域显示。 点域5

