

(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2013-165857

(P2013-165857A)

(43) 公開日 平成25年8月29日(2013.8.29)

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

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2012-31212 (P2012-31212)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成24年2月16日 (2012.2.16)		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	▲辻▼田 和宏
			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 CC06 GG15 HH51 HH56
			NN01 NN05 QQ03 WW16
			4C601 DE16 EE14 EE20 FE01 FF16
			GA03 JB28 JB49 JB54

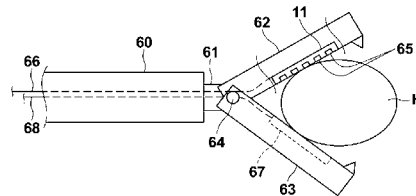
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

## (57) 【要約】

【課題】内視鏡の処置具に保持した部分を良好に観察可能な内視鏡システムを得る。

【解決手段】生体内に挿入される部分60を有し、この部分60に、被検体(生体組織)Hを保持する処置具62、63が配設されてなる内視鏡装置と、被検体Hにその内部で吸収される波長の光を照射する光照射手段67、68と、前記光の照射により被検体Hから発せられた音響波を検出する音響波検出手段11とを備え、音響波検出手段11が出力した音響波検出信号に基づいて被検体Hを計測する光音響計測装置とからなる内視鏡システムであって、光照射手段67、68および音響波検出手段11を、処置具62、63に保持された被検体H側を向く状態にして取り付ける。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体内に挿入される部分を有し、この部分に、被検体の一部を保持する処置具が配設されてなる内視鏡装置と、

被検体にその内部で吸収される波長の光を照射する光照射手段と、前記光の照射により被検体から発せられた音響波を検出する音響波検出手段とを備え、前記音響波検出手段が出力した音響波検出信号に基づいて被検体を計測する光音響計測装置とからなる内視鏡システムであって、

前記光照射手段および音響波検出手段が、前記処置具に保持された被検体の一部側を向く状態にして取り付けられていることを特徴とする内視鏡システム。

10

**【請求項 2】**

前記処置具が、開閉動作して被検体の一部を把持する 1 対のアームを有するものであり、

前記 1 対のアームの一方に前記光照射手段が取り付けられ、

前記 1 対のアームの他方に前記音響波検出手段が取り付けられていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

**【請求項 3】**

前記処置具が、開閉動作して被検体の一部を把持する 1 対のアームを有するものであり、

前記 1 対のアームの双方にそれぞれ前記音響波検出手段が取り付けられ、

20

前記 1 対のアームを開閉動作可能に保持する部分に前記光照射手段が取り付けられていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

**【請求項 4】**

前記処置具が、被検体の一部を締め付け保持する環状のスネアを有するものであり、

前記スネアを保持する部分に前記光照射手段および音響波検出手段が取り付けられていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記光照射手段が、光ファイバの先端部に導光部材が光学的に結合されてな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 1 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 6】**

30

前記音響波検出手段が、超音波トランスデューサからなるものであることを特徴とする請求項 1 から 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体組織等の被検体に光を照射し、光照射に伴って発生する音響波に基づいて被検体を計測する光音響計測装置および内視鏡によって構成される内視鏡システムに関するものである。

**【背景技術】****【0002】**

40

従来、例えば特許文献 1 や非特許文献 1 に示されているように、光音響効果を利用して生体の内部を画像化する内視鏡システムが知られている。この内視鏡システムにおいては、例えばパルスレーザ光等のパルス光が生体内に照射される。このパルス光の照射を受けた生体内部では、パルス光のエネルギーを吸収した生体組織が熱によって体積膨張し、音響波（音響信号）を発生する。そこで、この音響波を超音波プローブなどで検出し、その検出信号に基づいて生体内部を可視像化することが可能となっている。

**【0003】**

他方、特許文献 2 や特許文献 3 に示されるように、鉗子口を通して生体の体腔内等に挿入される部分に処置具を取り付けてなる内視鏡装置も従来公知となっている。この種の内視鏡装置に対しては、例えば処置具により切除しようとしている部位がどのようなもので

50

あるか確認したいという要求がある。

【 0 0 0 4 】

この要求に応えるために特許文献 2 には、内視鏡の先端に配置された 1 対の穿刺針のうち、一方の穿刺針の先端に光出射端を形成し、他方の穿刺針の先端に音響波を受信する受信素子を形成して、光照射を受けた被検部位の光吸収係数を測定し、その測定結果に基づいて被検部位の病変部の有無等を診断できるようにした光音響分光測定用プローブが提案されている。

【 0 0 0 5 】

また特許文献 3 には、開閉する 2 つのアームで異物を挟んで切除する異物鉗子を有する内視鏡において、各アームに MR 画像形成用の RF コイルを配設し、2 つのアームで挟まれた部分の MR 画像を生成することが提案されている。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 5 - 2 1 3 8 0 号公報

【 特許文献 2 】 特開昭 5 7 - 4 0 6 3 2 号公報

【 特許文献 3 】 特開平 9 - 2 3 8 9 2 4 号公報

【 非特許文献 】

【 0 0 0 7 】

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

20

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

しかし特許文献 2 に開示された装置は、生体組織を刺す構造を用いているため、生体組織から出血させる可能性が認められる。

【 0 0 0 9 】

また特許文献 3 に開示された装置は、MR 画像を形成するものであるもので、コストが極めて高いものになるという問題がある。

30

【 0 0 1 0 】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡の処置具に保持された生体組織等を、安全かつ簡便に計測することができる低コストの内視鏡システムを提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

本発明による内視鏡システムは、

被検体内に挿入される部分を有し、この部分に、被検体の一部を保持する処置具が配設されてなる内視鏡装置と、

40

被検体にその内部で吸収される波長の光を照射する光照射手段と、前記光の照射により被検体から発せられた音響波を検出する音響波検出手段とを備え、前記音響波検出手段が出力した音響波検出信号に基づいて被検体を計測する光音響計測装置とからなる内視鏡システムであって、

前記光照射手段および音響波検出手段が、前記処置具に保持された被検体の一部側を向く状態にして取り付けられていることを特徴とするものである。

【 0 0 1 2 】

ここで上記の「計測」とは、例えば被検体における腫瘍の有無を検出するためにその硬さ等の特性を計測することを意味するのは勿論のこと、計測した被検体の形状や状態を示すためにそれを画像化することも含むものとする。

50

## 【 0 0 1 3 】

なお、この本発明による内視鏡システムにおいては、  
前記処置具が、開閉動作して被検体の一部を把持する 1 対のアームを有するものであり

、  
前記 1 対のアームの一方に光照射手段が取り付けられ、  
前記 1 対のアームの他方に音響波検出手段が取り付けられていることが望ましい。

## 【 0 0 1 4 】

あるいは、前記処置具が、開閉動作して被検体の一部を把持する 1 対のアームを有する  
ものであり、

前記 1 対のアームの双方にそれぞれ音響波検出手段が取り付けられ、

前記 1 対のアームを開閉動作可能に保持する部分に光照射手段が取り付けられていても  
よい。

## 【 0 0 1 5 】

さらには、前記処置具が、被検体の一部を締め付け保持する環状のスネアを有するもの  
であり、

前記スネアを保持する部分に光照射手段および音響波検出手段が取り付けられていても  
よい。

## 【 0 0 1 6 】

また上記の光照射手段としては、光ファイバの先端部に導光部材が光学的に結合されて  
なるものを好適に用いることができる。

## 【 0 0 1 7 】

他方、音響波検出手段としては、超音波トランスデューサからなるものを好適に用いる  
ことができる。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 1 8 】

本発明による内視鏡システムによれば、光音響計測装置を構成する光照射手段および音  
響波検出手段が、処置具に保持された被検体の一部側を向く状態にして取り付けられてい  
るので、これらの光照射手段および音響波検出手段を利用して、処置具に保持された被検  
体の一部を計測することができる。こうして被検体を計測する装置は、MR 画像を生成す  
る装置等に比べれば著しく低いコストで実現可能であり、また、生体組織を穿刺するよう  
な構造は持たないものであるから、安全に使用することができる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 9 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態による内視鏡システムの構成を示す概略図

【 図 2 】 図 1 の内視鏡システムを構成する光音響計測装置を示すブロック図

【 図 3 】 図 1 の内視鏡システムを構成する内視鏡装置の要部を示す側面図

【 図 4 】 図 1 の内視鏡システムにおいて出力される音響波検出信号を示す概略図

【 図 5 】 光照射手段および音響波検出手段の別の配置例を示す側面図

【 図 6 】 光照射手段および音響波検出手段のさらに別の配置例を示す側面図

【 図 7 】 図 6 の構成の一部を示す正面図

【 図 8 】 光照射手段および音響波検出手段のさらに別の配置例を示す正面図

【 図 9 】 本発明に適用される別の光音響計測装置の一部構成を示すブロック図

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 2 0 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図 1 は、本発明の一実施形  
態による内視鏡システム 1 の基本構成を示すものである。図示の通りこの内視鏡システム  
1 は、光音響計測装置の一例としての光音響画像化装置 10 と、被験者の体腔内に挿入さ  
れる部分を有して体腔内の観察部位を撮像する内視鏡装置 50 とから構成されている。

## 【 0 0 2 1 】

内視鏡装置 50 は、被験者の体腔内に挿入される挿入部 51 と、操作者による所定の操

10

20

30

40

50

作指示を受け付けるスイッチなどを有し、挿入部 5 1 に一体的に設けられた操作部 5 2 と、操作部 5 2 を光音響画像化装置 1 0 や内視鏡装置を制御するプロセッサ（図示せず）に接続するためのケーブル 5 3 とを備えている。また挿入部 5 1 の内部には、鉗子等の処置具を導入させる鉗子管路 5 4 が設けられている。鉗子管路 5 4 は、挿入部 5 1 の長さ方向に延設され、操作部 5 2 近傍に設けられた鉗子口から挿入部 5 1 の先端の鉗子出口まで連通された管路である。

【 0 0 2 2 】

一方光音響画像化装置 1 0 は、超音波ユニット 1 2、レーザ光源ユニット 1 3、および画像表示手段 1 4 を備えている。以下、この光音響画像化装置 1 0 の基本構成を示す図 2 を参照して、光音響画像化装置 1 0 について詳しく説明する。

10

【 0 0 2 3 】

上記レーザ光源ユニット 1 3 は、例えば中心波長 8 0 0 n m のレーザ光を発するものとされている。レーザ光源ユニット 1 3 から出射したパルスレーザ光は被検体 H に照射される。なお本実施形態において上記被検体 H は、具体的には内視鏡装置 1 0 の処置具に保持された生体組織となるが、この点については後に詳しく説明する。プローブ 1 1 は、後述するように超音波トランスデューサを内蔵するものであって、被検体 H が上記パルスレーザ光を吸収することで生じた超音波（音響波）を検出する。

【 0 0 2 4 】

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、画像再構成手段 2 5、検波・対数変換手段 2 6、画像構築手段 2 7 を有している。画像構築手段 2 7 の出力は、例えば C R T や液晶表示装置等からなる画像表示手段 1 4 に入力される。さらに超音波ユニット 1 2 は、送信制御回路 3 0、および超音波ユニット 1 2 内の各部等の動作を制御する制御手段 3 1 を有している。

20

【 0 0 2 5 】

上記受信回路 2 1 は、プローブ 1 1 が出力した音響波検出信号を受信する。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 が受信した音響波検出信号をサンプリングして、デジタル信号である光音響データに変換する。このサンプリングは、例えば外部から入力される A D クロック信号に同期して、所定のサンプリング周期でなされる。

【 0 0 2 6 】

レーザ光源ユニット 1 3 は、T i : S a p p h i r e レーザや、アレキサンドライトレーザ等からなる Q スイッチパルスレーザ 3 2 と、その励起光源であるフラッシュランプ 3 3 とを含むものである。このレーザ光源ユニット 1 3 には、前記制御手段 3 1 から光出射を指示する光トリガ信号が入力されるようになっており、該光トリガ信号を受けると、フラッシュランプ 3 3 を点灯させて Q スイッチパルスレーザ 3 2 を励起する。制御手段 3 1 は、例えばフラッシュランプ 3 3 が Q スイッチパルスレーザ 3 2 を十分に励起させると、Q スイッチトリガ信号を出力する。Q スイッチパルスレーザ 3 2 は、Q スイッチトリガ信号を受けるとその Q スイッチをオンにし、波長 8 0 0 n m のパルスレーザ光を出射させる。

30

【 0 0 2 7 】

ここで、フラッシュランプ 3 3 の点灯から Q スイッチパルスレーザ 3 3 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 3 3 の特性などから見積もることができる。なお、上述のように制御手段 3 1 から Q スイッチを制御するのに代えて、レーザ光源ユニット 1 3 内において、Q スイッチパルスレーザ 3 2 を十分に励起させた後に Q スイッチをオンにしてもよい。その場合は、Q スイッチをオンにしたことを示す信号を超音波ユニット 1 2 側に通知してもよい。

40

【 0 0 2 8 】

本発明の内視鏡システムにおける光音響画像化装置 1 0 は、光音響画像の他に、反射超音波による超音波画像を取得するように構成されてもよい。以下、そのようにした場合について説明する。制御手段 3 1 は、送信制御回路 3 0 に、超音波送信を指示する超音波トリガ信号を入力する。送信制御回路 3 0 は、この超音波トリガ信号を受けると、プローブ

50

11の超音波トランスデューサから超音波を送信させる。制御手段31は、先に前記光トリガ信号を出力し、その後、超音波トリガ信号を出力する。光トリガ信号が出力されることで被検体に対するレーザ光の照射、および音響波の検出が行われ、その後、超音波トリガ信号が出力されることで被検体に対する超音波の送信、および反射超音波の検出が行われる。

#### 【0029】

制御手段31はさらに、AD変換手段22に対して、サンプリング開始を指示するサンプリングトリガ信号を出力する。このサンプリングトリガ信号は、前記光トリガ信号が出力された後で、かつ超音波トリガ信号が出力される前、より好ましくは被検体実際にレーザ光が照射されるタイミングで出力される。そのためにサンプリングトリガ信号は、例えば制御手段31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。AD変換手段22は上記サンプリングトリガ信号を受けると、プローブ11が出力して受信回路21が受信した音響波検出信号のサンプリングを開始する。

10

#### 【0030】

制御手段31は、光トリガ信号を出力した後、音響波の検出を終了するタイミングで超音波トリガ信号を出力する。このとき、AD変換手段22は音響波検出信号のサンプリングを中断せず、サンプリングを継続して実施する。言い換えれば、制御手段31は、AD変換手段22が音響波検出信号のサンプリングを継続している状態で、超音波トリガ信号を出力する。超音波トリガ信号に応答してプローブ11が超音波送信を行うことで、プローブ11の検出対象は、音響波から反射超音波に変わる。AD変換手段22は、検出された超音波検出信号のサンプリングを継続することで、音響波検出信号と超音波検出信号とを、連続的にサンプリングする。

20

#### 【0031】

AD変換手段22は、サンプリングして得られた光音響データおよび超音波データを、共通の受信メモリ23に格納する。受信メモリ23に格納されたサンプリングデータは、ある時点までは光音響データであり、ある時点からは超音波データとなる。データ分離手段24は、受信メモリ23に格納された光音響データと超音波データとを分離する。

#### 【0032】

以下、光音響画像あるいは反射超音波画像の生成および表示について説明する。図2のデータ分離手段24には、受信メモリ23から読み出された超音波データおよび、波長800nmのパルスレーザ光を被検体に照射して得られた光音響データが入力される。データ分離手段24は、光音響画像の生成時には光音響データのみを後段の画像再構成手段25に入力する。画像再構成手段25はこの光音響データに基づいて、光音響画像を示すデータを再構成する。

30

#### 【0033】

検波・対数変換手段26は上記光音響画像を示す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。検波・対数変換手段26はこれらの処理後のデータを画像構築手段27に入力する。画像構築手段27は入力されたデータに基づいて、パルスレーザ光により走査された断面に関する光音響画像を構築し、その光音響画像を示すデータを画像表示手段14に入力する。それにより画像表示手段14には、上記断面に関する光音響画像が表示される。

40

#### 【0034】

また、データ分離手段24が分離した超音波データに基づいて、被検体の超音波画像を生成、表示することも可能である。その超音波画像の生成、表示は、従来公知の方法によって行えばよく、本発明とは直接関連が無いので詳しい説明は省略するが、そのような超音波画像と光音響画像とを重ね合わせて表示させることも可能である。

#### 【0035】

次に、プローブ11の周辺の構成について、図3を参照して詳しく説明する。図3は、図1の挿入部51内に形成された鉗子管路54の中に挿通される軸部60の先端近傍部分を示す側面図である。軸部60の先端部にはアーム保持部61が取り付けられ、このアーム

50

ム保持部 6 1 には 1 対のアーム 6 2、6 3 が揺動軸 6 4 を軸に揺動して開閉自在に保持されている。

【0036】

以上の要素 6 0 ~ 6 4 は内視鏡の処置具を構成するものであり、軸部 6 0 はアーム 6 2、6 3 を開閉操作するためのワイヤ等と共に図 1 の鉗子管路 5 4 の端部から引き出され、操作部 5 2 の操作機構に上記ワイヤ等が接続されている。また軸部 6 0 の先端部は、図 1 の挿入部 5 1 の先端から前方に（同図で右側に）突出しており、挿入部 5 1 の先端部が体腔内等に挿入されると、その体腔内等に 1 対のアーム 6 2、6 3 が存在する状態となる。そこで、上記操作機構を操作することによりアーム 6 2、6 3 を開閉させて、それらの間に生体組織 H を把持することが可能になっている。

10

【0037】

ここで一方のアーム 6 2 には前述したプローブ 1 1 が取り付けられ、他方のアーム 6 3 には、導光体 6 7 が取り付けられている。プローブ 1 1 は複数の超音波トランスデューサ 6 5 が 1 列に並設されてなるものであり、1 対のアーム 6 2、6 3 が生体組織 H を把持した状態で、超音波トランスデューサ 6 5 を並設している面が生体組織 H 側を向くように配設されている。これらの超音波トランスデューサ 6 5 は、図 1 の挿入部 5 1 内を延び、ケーブル 5 3 の一部となる電気ケーブル 6 6 を介して、図 2 の超音波ユニット 1 2 と接続されている。

【0038】

また図 3 の導光体 6 7 は光散乱性のものであり、その端面には光ファイバ 6 8 の先端部が光学的に結合されている。光ファイバ 6 8 も図 1 のケーブル 5 3 の一部となるものであり、レーザ光源ユニット 1 3 が発したパルスレーザ光を伝搬させ、そのパルスレーザ光を上記端面から導光体 6 7 内に入射させる。導光体 6 7 内に入射したパルスレーザ光は、該導光体 6 7 の一つの表面から出射して生体組織 H に照射される。ここで導光体 6 7 は、パルスレーザ光が出射する上記表面が、アーム 6 2、6 3 に把持された生体組織 H 側を向くように配置されている。

20

【0039】

以上の構成によれば、アーム 6 2、6 3 に把持された生体組織 H に導光体 6 7 からパルスレーザ光を照射させ、そのとき生体組織 H が発した音響波をプローブ 1 1 によって検出することができる。したがって、この検出で得られた音響波検出信号を図 1 の受信回路 2 1 に入力させれば、その後は前述したのと同様の処理によって、複数の超音波トランスデューサ 6 5 が並ぶ面内に関する生体組織 H の光音響画像を生成、表示させることができる。なお、音響波検出信号の時間経過に伴う変化の様子の一例を図 4 に示す。

30

【0040】

先に述べた通り光音響画像化は、血管を画像化して示すのに適しているもので、例えばアーム 6 2、6 3 に把持された生体組織 H に血液が流れているか否かを調べて、それを切除してもよいかどうか判断する等のために極めて有用である。

【0041】

次に、本発明の内視鏡システムに適用することができる、光照射手段と音響波検出手段の別の配置例について、図 5 を参照して説明する。なおこの図 5 において、図 3 中の要素と同等の要素には同番号を付してあり、それらについての説明は特に必要のない限り省略する（以下、同様）。

40

【0042】

この図 5 の構成においては、1 対のアーム 6 2、6 3 にそれぞれプローブ 1 1 が取り付けられ、その一方で光照射手段としては、棒状の導光体 6 9 と、先端がこの導光体 6 9 の後端面に光学的に結合された光ファイバ 6 8 とからなるものが適用されている。なお導光体 6 9 の先端部は、アーム 6 2、6 3 に把持された生体組織 H 側を向くようにして、アーム保持部 6 1 に取り付けられている。

【0043】

この構成においては、棒状の導光体 6 9 の先端から出射したパルスレーザ光が生体組織

50

Hに照射される。それにより生体組織Hが発した音響波は、2つのプローブ11によって検出可能である。したがって、これら2つのプローブ11から得られる音響波検出信号を図1の受信回路21に入力させれば、その後は前述したのと同様の処理によって、2つのプローブ11における複数の超音波トランスデューサ65(図3参照)が並ぶ面内に関する生体組織Hの光音響画像を生成、表示させることができる。そしてこの場合は、2つのプローブ11によって音響波をより効率良く検出可能となる。

#### 【0044】

次に、本発明の内視鏡システムに適用することができる、光照射手段と音響波検出手段のさらに別の配置例について、図6の側面図および図7の正面図を参照して説明する。ここに示す例においては、生体組織Hを保持するために、環状のワイヤスネア71が用いられている。このワイヤスネア71は、病变しているポリープ等の生体組織Hに引っ掛けた後、そこに高周波電流を流すことによって生体組織Hを切除するためのものである。このワイヤスネア71はスネア保持部70に保持され、このスネア保持部70が軸部60の先端に固定されている。

#### 【0045】

図7は、上記スネア保持部70をワイヤスネア71の側から見た状態を示す正面図である。ここに示されるように、スネア保持部70には円形の貫通孔70aが形成され、またそれに整合するように軸部60にも貫通孔60aが形成され、それらの貫通孔70aおよび60aを通して棒状の導光体69が配設されている。一方スネア保持部70の表面部分には、1つの超音波トランスデューサ72が受信面をワイヤスネア71側に向けて固定されている。

#### 【0046】

この構成においては、棒状の導光体69の先端から出射したパルスレーザ光が生体組織Hに照射される。それにより生体組織Hが発した音響波は、1つの超音波トランスデューサ72によって検出される。したがって、この超音波トランスデューサ72が出力する音響波検出信号を図1の受信回路21に入力させれば、その後は前述したのと同様の処理によって、超音波トランスデューサ72が臨む位置に例えば血管等の光吸収体が存在するかどうかを画像化して示すことができる。

#### 【0047】

なおこの例では超音波トランスデューサ72が1つだけ設けられているが、図8に示すように例えば棒状の導光体69の周りに配置する形で複数設け、それらの超音波トランスデューサ72の出力信号を合成して利用するようにしてもよい。

#### 【0048】

また、パルスレーザユニットを構成するレーザ光源としては、上記実施形態で用いられた固体レーザの他、発振波長が最大800nm程度のAlGaAs系半導体レーザ、発振波長が最大900nm程度のInGaAs系半導体レーザ等も適用可能である。さらには、半導体レーザを種光源とする光増幅型レーザ光源と光波長変換素子との組み合わせからなるもの、より具体的には、波長1560nm程度のレーザ光を発する半導体レーザと、そのレーザ光を増幅する偏波保存型Er(エルビウム)添加光ファイバからなるファイバ増幅器と、そこで増幅されたレーザ光を波長780nm程度の第2高調波に変換するSHG(第2高調波発生)素子とからなるもの等も適用可能である。

#### 【0049】

また本発明の内視鏡システムを構成する光音響計測装置は、上記実施形態における装置に限定されるものではなく、上記実施形態の構成から種々の修正および変更を施したのも、本発明において適用可能である。

#### 【0050】

例えば、上に述べた実施形態の光音響画像化装置10は反射超音波による超音波画像も取得、表示できるように構成されたものであるが、光音響画像化装置はそのような機能は備えないものとして構成されても構わない。

#### 【0051】

10

20

30

40

50



また光音響計測装置は、上述のような画像化を行う装置に限らず、例えば被検体における腫瘍の有無を検出するためにその硬さ等の特性を計測して、その計測した結果を表示、記録するような装置として構成されてもよい。

#### 【0052】

また本発明の内視鏡システムには、デコンボリューション処理を施すようにした光音響計測装置も適用可能である。図9は、そのデコンボリューション処理を施すように構成された光音響画像化装置の一部を示すブロック図である。この図9の構成は、例えば図1に示した画像再構成手段25と検波・対数変換手段26との間に挿入されるものであり、光微分波形逆畳込み手段40およびその後段に接続された補正手段46とからなる。そして分波形逆畳込み手段40は、フーリエ変換手段41、42、逆フィルタ演算手段43、フ

10

#### 【0053】

上記分波形逆畳込み手段40は、画像再構成手段25が出力した光音響画像を示すデータから、被検体に照射されたパルスレーザ光の光強度の時間波形を微分した光パルス微分波形をデコンボリューションする。このデコンボリューションにより、吸収分布を示す光音響画像データが得られる。

#### 【0054】

以下、このデコンボリューションについて詳しく説明する。光微分波形逆畳込み手段40のフーリエ変換手段(第1のフーリエ変換手段)41は、離散フーリエ変換により、再構成された光音響画像データを時間領域の信号から周波数領域の信号へと変換する。フー

20

#### 【0055】

本実施形態においては、AD変換手段22における音響波検出信号のサンプリングレートと、光パルス微分波形のサンプリングレートとは等しいものとする。例えば音響波検出信号は $F_s = 40 \text{ MHz}$ のサンプリングクロックに同期してサンプリングされており、光微分パルスも、 $F_s = 40 \text{ MHz}$ のサンプリングレートでサンプリングされている。フーリエ変換手段41は、 $40 \text{ MHz}$ でサンプリングした結果得られた、画像再構成手段

30

#### 【0056】

逆フィルタ演算手段43は、フーリエ変換された光パルス微分波形の逆数を逆フィルタとして求める。例えば逆フィルタ演算手段43は、光パルス微分波形 $h$ をフーリエ変換した信号を $\text{fft\_h}$ としたとき、 $\text{conj}(\text{fft\_h})/\text{abs}(\text{fft\_h})^2$ を逆フィルタとして求める。フィルタ適用手段44は、フーリエ変換手段41でフーリエ変換された光音響画像データに、逆フィルタ演算手段43で求められた逆フィルタを適用する。フィルタ適用手段44は、例えば、要素ごとに、光音響画像データのフーリエ係数と逆フィルタのフーリエ係

40

#### 【0057】

以上述べた処理を行うことにより、光微分項がコンボリューションされた音響波検出信号から光微分項を除去することができ、音響波検出信号から吸収分布を求めることができる。そのような吸収分布を画像化した場合には、吸収分布画像を示す光音響画像が得られる。

#### 【0058】

50

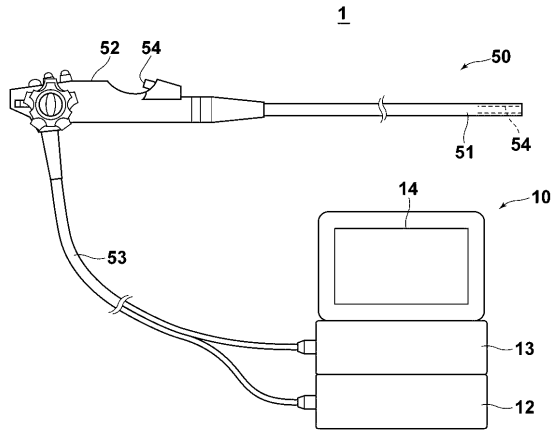
なお補正手段４６は、光パルス微分波形がデコンボリューションされたデータを補正し、光パルス微分波形がデコンボリューションされたデータから、プローブ１１における超音波振動子の受信角度依存特性の影響を除去する。また、補正手段４６は、受信角度依存特性に加えて、またはこれらに代えて、光パルス微分波形がデコンボリューションされたデータから被検体における光の入射光分布の影響を除去する。なお、このような補正を行わずに、光音響画像の生成を行ってもよい。

【符号の説明】

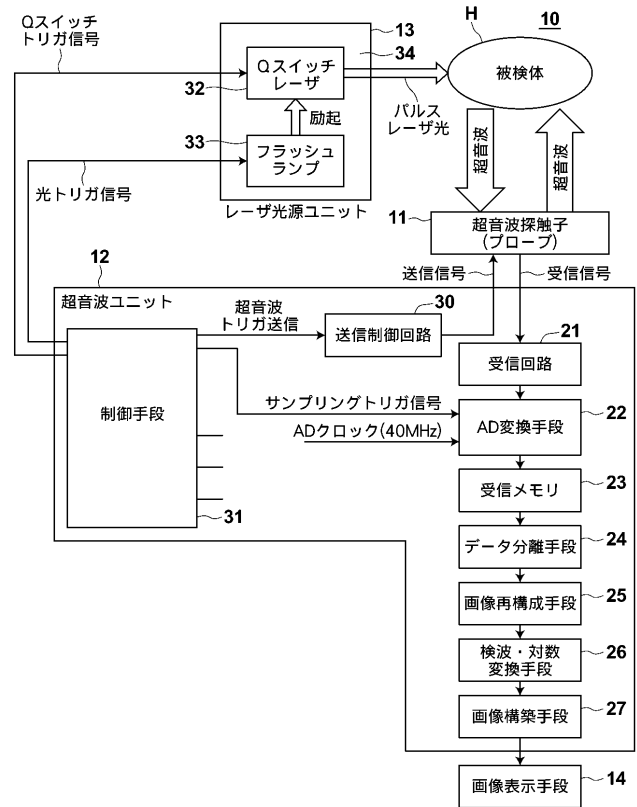
【 ０ ０ ５ ９ 】

１	内視鏡システム	
１０	光音響画像化装置	10
１１	プローブ	
１２	超音波ユニット	
１３	レーザ光源ユニット	
１４	画像表示手段	
２１	受信回路	
２２	A/D変換手段	
２３	受信メモリ	
２４	データ分離手段	
２５	画像再構成手段	
２６	検波・対数変換手段	20
２７	画像構築手段	
３０	送信制御回路	
３１	制御手段	
３２	Qスイッチレーザ	
３３	フラッシュランプ	
４１、４２	フーリエ変換手段	
４３	逆フィルタ演算手段	
４４	フィルタ適用手段	
４５	フーリエ逆変換手段	
５０	内視鏡装置	30
５１	内視鏡の挿入部	
５２	内視鏡の操作部	
５３	内視鏡のケーブル	
５４	内視鏡の鉗子管路	
６０	軸部	
６１	アーム保持部	
６２、６３	アーム	
６４	揺動軸	
６５、７２	超音波トランスデューサ	
６６	電気ケーブル	40
６７、６９	導光体	
６８	光ファイバ	
７０	スネア保持部	
７１	ワイヤスネア	

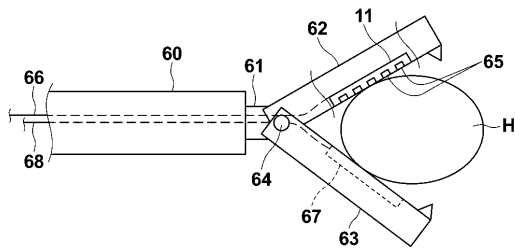
【図 1】



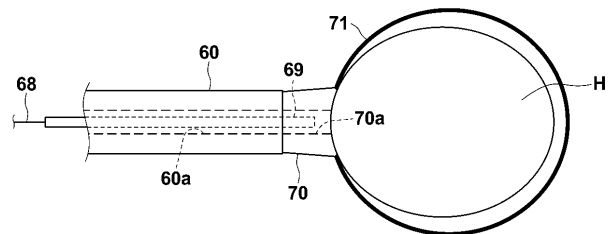
【図 2】



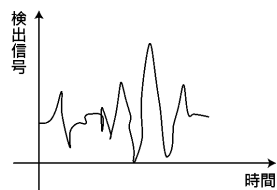
【図 3】



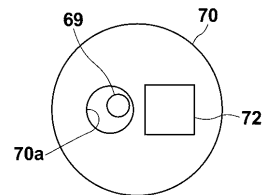
【図 6】



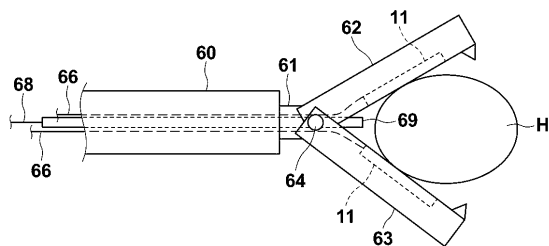
【図 4】



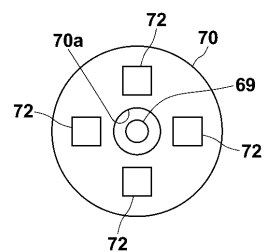
【図 7】



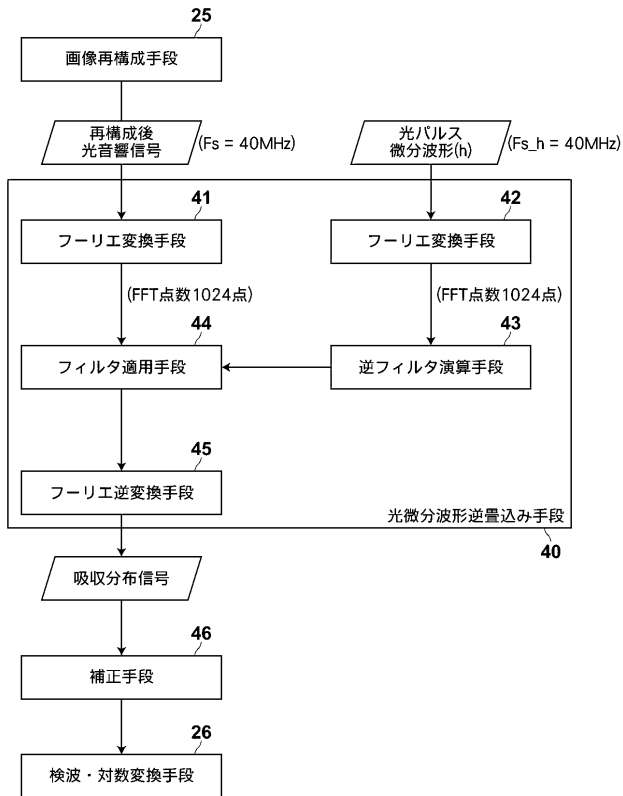
【図 5】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013165857A</a>	公开(公告)日	2013-08-29
申请号	JP2012031212	申请日	2012-02-16
[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	辻田和宏		
发明人	▲辻▼田 和宏		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.530 A61B1/00.620 A61B1/018.515		
F-TERM分类号	4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/GG15 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ03 4C161/WW16 4C601/DE16 4C601/EE14 4C601/EE20 4C601/FE01 4C601/FF16 4C601/GA03 4C601/JB28 4C601/JB49 4C601/JB54		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供能够适当地观察保持在内窥镜的治疗仪器上的部分的内窥镜系统。解决方案：内窥镜系统包括：内窥镜装置，其具有待插入活体的部分60；以及处理器具62和63，其设置在用于保持对象（活组织）H的部分60中；光学声学测量装置包括：发光装置67和68，用于将对象H内被吸收的波长的光发射到对象H；以及声波检测装置11，用于检测从对象H产生的声波。发射光，用于根据从声波检测装置11输出的声波检测信号测量对象H.发光装置67,68和声波检测装置11以面对的方式安装。受试者H侧保持在治疗器械62和63上。

