

(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2008-237236

(P2008-237236A)

(43) 公開日 平成20年10月9日(2008.10.9)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D	2 G 0 5 9
G 0 1 N	21/17	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 P	4 C 0 6 1
A 6 1 B	8/12	(2006.01)	G 0 1 N	21/17	6 2 0	4 C 6 0 1
			A 6 1 B	8/12		

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2007-77654 (P2007-77654)
 (22) 出願日 平成19年3月23日 (2007. 3. 23)

(71) 出願人 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 後野 和弘
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 吉野 真広
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 五十嵐 誠
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

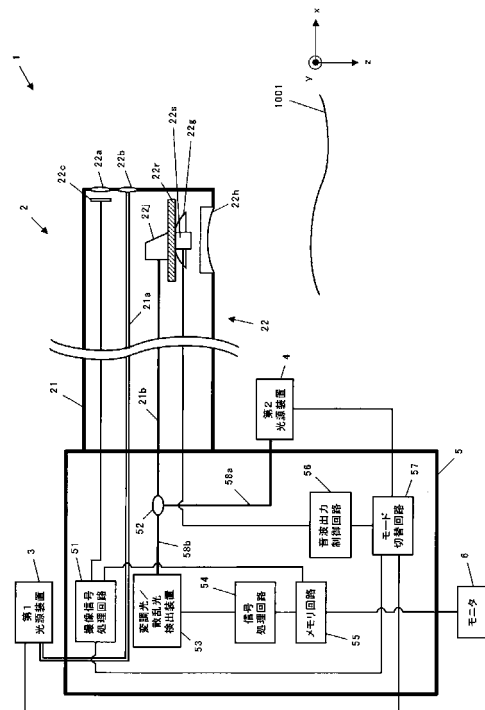
(54) 【発明の名称】 内視鏡及び生体観察システム

(57) 【要約】

【課題】 生体深層の所望の部位の特性情報を従来に比べて的確に取得し易い内視鏡及び生体観察システムを提供する。

【解決手段】 本発明の内視鏡は、細長な挿入部を有する内視鏡であって、生体組織内部の検査対象部位に対して超音波を出力する超音波発生部と、前記超音波発生部から出力される前記超音波の出力方向を前記検査対象部位の領域内において変更可能な超音波出力方向変更部と、前記超音波出力方向変更部により変更された前記出力方向に応じて前記超音波を収束させる超音波収束部と、光源装置において発せられた前記検査対象部位に到達可能な照明光を出射するとともに、該照明光が前記超音波の収束領域において反射した反射光を受光可能な送受光部と、を前記挿入部の先端部に有することを特徴とする。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

細長な挿入部を有する内視鏡であって、
生体組織内部の検査対象部位に対して超音波を出力する超音波発生部と、
前記超音波発生部から出力される前記超音波の出力方向を前記検査対象部位の領域内において変更可能な超音波出力方向変更部と、
前記超音波出力方向変更部により変更された前記出力方向に応じて前記超音波を収束させる超音波収束部と、
光源装置において発せられた前記検査対象部位に到達可能な照明光を出射するとともに、
該照明光が前記超音波の収束領域において反射した反射光を受光可能な送受光部と、
を前記挿入部の先端部に有することを特徴とする内視鏡。

10

【請求項 2】

前記超音波出力方向変更部は、前記超音波発生部を機械的に変形させることにより、前記超音波の前記出力方向を変更することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

さらに、前記送受光部から出射される前記照明光の出射方向を前記超音波の前記出力方向に合わせることが可能な光出射方向変更部を前記先端部に有することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記光出射方向変更部は、前記超音波出力方向変更部と一体的に形成されていることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡。

20

【請求項 5】

前記照明光は、収束された状態として前記送受光部から前記検査対象部位へ出射されることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか一に記載の内視鏡。

【請求項 6】

生体組織内部の検査対象部位に対して超音波を出力する超音波発生部と、
前記超音波発生部から出力される前記超音波の出力方向を前記検査対象部位の領域内において変更可能な超音波出力方向変更部と、
前記超音波発生方向変更部において変更された前記出力方向に応じて前記超音波を収束させる超音波収束部と、
前記検査対象部位に到達可能な照明光を発する光源装置と、
前記照明光を前記検査対象部位に対して出射するとともに、前記照明光が前記超音波の収束領域において反射した反射光を受光可能な送受光部と、
を有することを特徴とする生体観察システム。

30

【請求項 7】

前記超音波出力方向変更部は、前記超音波発生部を機械的に変形させることにより、前記超音波の前記出力方向を変更することを特徴とする請求項 6 に記載の生体観察システム。

【請求項 8】

さらに、前記送受光部から出射される前記照明光の出射方向を前記超音波の前記出力方向に合わせることが可能な光出射方向変更部を有することを特徴とする請求項 6 または請求項 7 に記載の生体観察システム。

40

【請求項 9】

前記光出射方向変更部は、前記超音波出力方向変更部と一体的に形成されていることを特徴とする請求項 8 に記載の生体観察システム。

【請求項 10】

前記照明光は、収束された状態として前記送受光部から前記検査対象部位へ出射されることを特徴とする請求項 6 乃至請求項 9 のいずれか一に記載の生体観察システム。

【請求項 11】

さらに、前記検査対象部位における前記反射光の変調及び / または散乱に関する情報で

50

ある特性情報を抽出するとともに、前記特性情報に基づいて映像信号を生成する映像信号生成部を有することを特徴とする請求項 6 乃至請求項 10 のいずれかに記載の生体観察システム。

【請求項 12】

さらに、前記映像信号に応じた前記検査対象部位の画像を表示する表示部を有することを特徴とする請求項 11 に記載の生体観察システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡及び生体観察システムに関し、特に、生体組織内部の検査対象部位における情報を超音波及び光を用いて取得可能な内視鏡及び生体観察システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は、医療分野及び工業分野等において従来広く用いられている。そして、内視鏡は、例えば、医療分野においては、体腔内の生体組織等に対して観察及び種々の処置を行う際に用いられている。

【0003】

また、近年、光イメージングにより被検体の断層像を得るための方法として、例えば、光CT、光コヒーレンス断層映像法、超音波及び超音波光変調法等の様々な方法が提案されている。そして、光イメージングの一例として前述したような各方法は、例えば、医療分野においては、生体内の種々の所見を安全かつ簡便に観察可能な技術として注目されている。また、前述したような各方法のうちのいずれかを利用した装置等が内視鏡と組み合わせて用いられる場合もある。

【0004】

前述した、光イメージングにより被検体の断層像を得るための方法のうち、超音波光変調法は、超音波及び光を生体内に対して照射し、該生体内において超音波の局在する領域を通過する際に変調（または散乱）された光成分に応じて取得される特性情報に基づき、該生体深層の断層像を得ることができるものである。そして、このような方法を用いて生体深層の断層像を得るための装置として、例えば、特許文献1の光計測装置が開示されている。

【特許文献1】特開2000-88743号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、特許文献1の光計測装置は、超音波の収束領域と光の照射方向との間の位置関係を変更しながら、検査対象部位が存在する方向に出力するための構成を有していない。これにより、特許文献1の光計測装置を用いて生体深層の所望の部位の観察が行われる場合においては、例えば、該所望の部位の断層像生成の際に利用される、該所望の部位の特性情報の取得が困難な虞がある。

【0006】

本発明は、前述した点に鑑みてなされたものであり、生体深層の所望の部位の特性情報を従来に比べて的確に取得し易い内視鏡及び生体観察システムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明における第1の態様の内視鏡は、細長な挿入部を有する内視鏡であって、生体組織内部の検査対象部位に対して超音波を出力する超音波発生部と、前記超音波発生部から出力される前記超音波の出力方向を前記検査対象部位の領域内において変更可能な超音波

10

20

30

40

50

出力方向変更部と、前記超音波出力方向変更部により変更された前記出力方向に応じて前記超音波を収束させる超音波収束部と、光源装置において発せられた前記検査対象部位に到達可能な照明光を出射するとともに、該照明光が前記超音波の収束領域において反射した反射光を受光可能な送受光部と、を前記挿入部の先端部に有することを特徴とする。

【0008】

本発明における第2の態様の内視鏡は、前記第1の態様の内視鏡において、前記超音波出力方向変更部は、前記超音波発生部を機械的に変形させることにより、前記超音波の前記出力方向を変更することを特徴とする。

【0009】

本発明における第3の態様の内視鏡は、前記第1または前記第2の態様の内視鏡において、さらに、前記送受光部から出射される前記照明光の出射方向を前記超音波の前記出力方向に合わせることが可能な光出射方向変更部を前記先端部に有することを特徴とする。

10

【0010】

本発明における第4の態様の内視鏡は、前記第3の態様の内視鏡において、前記光出射方向変更部は、前記超音波出力方向変更部と一体的に形成されていることを特徴とする。

【0011】

本発明における第5の態様の内視鏡は、前記第1乃至第4の態様の内視鏡において、前記照明光は、収束された状態として前記送受光部から前記検査対象部位へ出射されることを特徴とする。

【0012】

本発明における第1の態様の生体観察システムは、生体組織内部の検査対象部位に対して超音波を出力する超音波発生部と、前記超音波発生部から出力される前記超音波の出力方向を前記検査対象部位の領域内において変更可能な超音波出力方向変更部と、前記超音波発生方向変更部において変更された前記出力方向に応じて前記超音波を収束させる超音波収束部と、前記検査対象部位に到達可能な照明光を発する光源装置と、前記照明光を前記検査対象部位に対して出射するとともに、前記照明光が前記超音波の収束領域において反射した反射光を受光可能な送受光部と、を有することを特徴とする。

20

【0013】

本発明における第2の態様の生体観察システムは、前記第1の態様の生体観察システムにおいて、前記超音波出力方向変更部は、前記超音波発生部を機械的に変形させることにより、前記超音波の前記出力方向を変更することを特徴とする。

30

【0014】

本発明における第3の態様の生体観察システムは、前記第1または前記第2の態様の生体観察システムにおいて、さらに、前記送受光部から出射される前記照明光の出射方向を前記超音波の前記出力方向に合わせることが可能な光出射方向変更部を有することを特徴とする。

【0015】

本発明における第4の態様の生体観察システムは、前記第3の態様の生体観察システムにおいて、前記光出射方向変更部は、前記超音波出力方向変更部と一体的に形成されていることを特徴とする。

40

【0016】

本発明における第5の態様の生体観察システムは、前記第1乃至第4の態様の生体観察システムにおいて、前記照明光は、収束された状態として前記送受光部から前記検査対象部位へ出射されることを特徴とする。

【0017】

本発明における第6の態様の生体観察システムは、前記第1乃至第5の態様の生体観察システムにおいて、さらに、前記検査対象部位における前記反射光の変調及び/または散乱に関する情報である特性情報を抽出するとともに、前記特性情報に基づいて映像信号を生成する映像信号生成部を有することを特徴とする。

【0018】

50

本発明における第7の態様の生体観察システムは、前記第6の態様の生体観察システムにおいて、さらに、前記映像信号に応じた前記検査対象部位の画像を表示する表示部を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0019】

本発明における内視鏡及び生体観察システムによると、生体深層の所望の部位の特性情報を従来に比べて的確に取得し易い。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

10

【0021】

(第1の実施形態)

図1から図7は、本発明の第1の実施形態に係るものである。図1は、本発明の第1の実施形態に係る内視鏡が用いられる生体観察システムの要部の構成を示す図である。図2Aは、図1の内視鏡が有する先端部を図1のx軸方向に沿って見た場合の一例を示す断面図である。図2Bは、図1の内視鏡が有する先端部を図1のx軸方向に沿って見た場合の、図2Aとは異なる例を示す断面図である。図2Cは、図1の内視鏡が有する先端部を図1のx軸方向に沿って見た場合の、図2A及び図2Bとは異なる例を示す断面図である。図3は、図2の先端部の具体的な構成を示す斜視図である。図4は、図1の内視鏡が有する先端部の構成の第1の変形例を示す断面図である。図5は、図4の先端部の具体的な構成を示す斜視図である。図6は、図1の内視鏡が有する先端部の構成の第2の変形例を示す断面図である。図7は、図6の先端部の具体的な構成を示す斜視図である。

20

【0022】

本実施形態の生体観察システム1は、図1に示すように、被検体としての体腔内に挿入可能であるとともに、該体腔内に存在する生体組織1001における検査対象部位(以降、被写体とも記す)の観察が可能な内視鏡2と、後述する通常観察モードにおいて該被写体を照明するための照明光を出射する第1光源装置3と、後述する超音波光変調観察モードにおいて該検査対象部位を観察するための照明光を出射する第2光源装置4と、内視鏡2から出力される電気信号及び光に対応する処理を施すことにより、該電気信号及び光に基づく映像信号を生成及び出力する制御装置5と、制御装置5から出力される映像信号に応じた画像を表示するモニタ6と、を要部として有している。

30

【0023】

内視鏡2は、図1に示すように、制御装置5に接続可能であるとともに、体腔内に挿入可能な細長の挿入部21と、挿入部21の先端側に設けられた先端部22と、を有して構成されている。なお、本実施形態において、内視鏡2の先端部22と生体組織1001との間は、例えば水等の超音波伝達媒体により満たされているものであるとする。(または、先端部22が生体組織1001に直接接触された状態であっても良い。)

挿入部21の内部には、電気信号を入出力するための各種信号線と、第1光源装置3から出射される照明光を先端部22へ伝送する導光ケーブル21aと、第2光源装置4から出射される照明光を先端部22へ伝送するとともに、先端部22から出射される反射光を制御装置5へ伝送する導光ケーブル21bと、が各々配置されている。

40

【0024】

先端部22は、内視鏡2の挿入軸方向(長手方向)に対して平行な光軸を有するように設けられた対物光学系22a及び照明光学系22bと、対物光学系22aの結像位置に配置された撮像素子22cと、を有している。

【0025】

照明光学系22bは、通常観察モードにおいて、第1光源装置3から出射された後、導光ケーブル21aにより伝送される照明光を生体組織1001に対して出射する。

【0026】

CCD(電荷結合素子)等により構成される撮像素子22cは、通常観察モードにおい

50

て、照明光学系 2 2 b から出射される照明光により照明されるとともに、対物光学系 2 2 a により結像された生体組織 1 0 0 1 の像に応じて撮像信号を生成するとともに、該撮像信号を制御装置 5 に対して出力する。

【 0 0 2 7 】

さらに、先端部 2 2 は、制御装置 5 の制御により超音波を生成し、生成した該超音波を生体組織 1 0 0 1 内部へ出力する音波振動子 2 2 g と、音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の面に設けられ、音波振動子 2 2 g から出力された超音波を収束して外部へ出力する音響レンズ 2 2 h と、プリズム等からなる光反射部材 2 2 j と、光反射部材 2 2 j 及び音波振動子 2 2 g の間に設けられた板状部材 2 2 r と、音波振動子 2 2 g の縁部に複数接続された音波振動子固定装置 2 2 s と、を有して構成されている。

10

【 0 0 2 8 】

超音波発生部としての音波振動子 2 2 g は、超音波の出力側の反対側の面に図示しない弾性部材が設けられており、該弾性部材を介して板状部材 2 2 r に接続されている。このような構成により、音波振動子 2 2 g は、超音波の出力側の面の形状を変化させることができるとともに、該超音波の出力側の面の形状に応じた方向に超音波を出力することができる。

【 0 0 2 9 】

送受光部としての光反射部材 2 2 j は、導光ケーブル 2 1 b により内視鏡 2 の挿入軸方向に平行な方向（図 1 における x 軸方向）に伝送される照明光を反射し、内視鏡 2 の挿入軸方向に垂直な方向（図 1 における z 軸方向）へ該照明光を出射する。また、光反射部材 2 2 j は、内視鏡 2 の挿入軸方向に垂直な方向（図 1 における z 軸方向）から入射される光を受光及び反射し、導光ケーブル 2 1 b に対して該光を出射する。

20

【 0 0 3 0 】

なお、音波振動子 2 2 g 及び音響レンズ 2 2 h は、光反射部材 2 2 j から出射される照明光（及び光反射部材 2 2 j に入射される光）が遮られることなく通過可能なように、例えば中央部に図示しない穴を有して各々形成されているものとする。さらに、先端部 2 2 が有する音響レンズ 2 2 h に設けられた図示しない穴には、内視鏡 2 の内部への異物の侵入を防ぐとともに、入出射する光が遮られないように、樹脂等からなる図示しない透明部材が嵌め込まれているものとする。

【 0 0 3 1 】

また、本実施形態において、送受光部は、導光ケーブル 2 1 b からの照明光を図 1 における z 軸方向に出射する送光部と、図 1 における z 軸方向から入射される光を導光ケーブル 2 1 b へ出射する受光部とが一体的に形成された光反射部材 2 2 j に限るものではなく、該送光部及び該受光部が別体に形成されたものであっても良い。

30

【 0 0 3 2 】

板状部材 2 2 r は、音波振動子固定装置 2 2 s 各々が図 2 A の y 軸方向（図 2 A 内の矢印方向）にスライド可能なように、表面に図示しない溝を有して形成されている。また、本実施形態における板状部材 2 2 r は、図 2 A に示すように、中央部に穴を有して形成されている。これにより、板状部材 2 2 r は、光反射部材 2 2 j から出射される照明光（及び光反射部材 2 2 j に入射される光）を遮ることなく通過させることができる。

40

【 0 0 3 3 】

超音波出力方向変更部としての音波振動子固定装置 2 2 s は、各々が板状部材 2 2 r に接続されているとともに、板状部材 2 2 r に形成された図示しない溝に沿って、板状部材 2 2 r の水平方向に各々スライド可能な構成を有している。また、音波振動子固定装置 2 2 s は、制御装置 5 の制御に基づいて各々スライドすることにより、音波振動子 2 2 g を機械的に変形させることができる。具体的には、音波振動子固定装置 2 2 s は、制御装置 5 の制御に基づいて各々スライドすることにより、音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の面の形状を変化させることができる。

【 0 0 3 4 】

なお、以上に述べた先端部 2 2 の構成は、例えば図 3 のようにも示される。（但し、図

50

3においては、図面の簡略化のため、電気的な配線等を一部省略して示してある。）

音響レンズ22hにより収束された超音波は、周期的に振動する疎密波として生体組織1001の内部を伝播する。そして、生体組織1001の内部を伝播する超音波のうち、音圧が密である領域は、後述するようにミラーとしての機能を有している。

【0035】

そのため、光反射部材22jから出射された照明光は、前記音圧が密である領域において反射し、反射光として光反射部材22jに入射される。この場合、前記反射光には周波数の変調が生じる。そのため、前記反射光の周波数は、光反射部材22jから出射された照明光の周波数に比べ、 f だけ周波数が異なる。

【0036】

第1光源装置3は、白色光を出射する光源である、例えばキセノンランプ等を有して構成されており、制御装置5の制御に基づき、通常観察モードにおいて被写体を照明するための照明光を導光ケーブル21aに対して出射する。

【0037】

第2光源装置4は、生体組織1001の内部における検査対象部位に到達可能な光を出射する光源である、例えば、収束された光を出射可能なレーザ光源またはSLD(Super Luminescent Diode)等を有して構成されており、制御装置5の制御に基づき、超音波光変調観察モードにおいて該検査対象部位を照明するための照明光を、制御装置5の内部に配置された導光ケーブル58aに対して出射する。

【0038】

映像信号生成部としての機能を有する制御装置5は、図1に示すように、撮像信号処理回路51と、光カプラ52と、変調光/散乱光検出装置53と、信号処理回路54と、メモリ回路55と、音波出力制御回路56と、モード切替回路57と、導光ケーブル58a及び58bと、を有して構成されている。

【0039】

撮像信号処理回路51は、モード切替回路57の制御に基づき、内視鏡2の撮像素子22cから出力される撮像信号に応じた映像信号を生成するとともに、該映像信号をメモリ回路55に対して出力する。

【0040】

光カプラ52は、導光ケーブル21b、58a及び58bに各々接続されている。光カプラ52は、第2光源装置4から出射された後、導光ケーブル58aにより伝送される照明光を、導光ケーブル21bに出射させる。また、光カプラ52は、導光ケーブル21bにより伝送される反射光を、変調光/散乱光検出装置53に対して出射させる。

【0041】

変調光/散乱光検出装置53は、図示しないオシロスコープまたはスペクトラムアナライザ等を有して構成されており、光反射部材22j、導光ケーブル21b、光カプラ52及び導光ケーブル58bを介して入射される反射光を検出するとともに、該検出した結果を光変調信号として信号処理回路54へ出力する。

【0042】

信号処理回路54は、変調光/散乱光検出装置53から出力される光変調信号に基づき、生体組織1001の内部において、光反射部材22jから出射された照明光が反射した箇所近傍の変調特性情報及び/または散乱特性情報(以降、変調/散乱特性情報と略記する)を検出する。そして、信号処理回路54は、抽出した前記変調/散乱特性情報に基づいて映像信号を生成した後、該映像信号をメモリ回路55に対して出力する。

【0043】

メモリ回路55は、通常観察モードにおいて撮像信号処理回路51から出力される映像信号、または、超音波光変調観察モードにおいて信号処理回路54から出力される映像信号のうち、いずれか一方の映像信号を一時的に保持しつつ、モニタ6に対して1画面分ずつ順次出力する。

【0044】

10

20

30

40

50

音波出力制御回路 5 6 は、超音波光変調観察モードにおいて音波振動子 2 2 g を制御することにより、音波振動子 2 2 g から超音波を出力させる。また、音波出力制御回路 5 6 は、超音波光変調観察モードにおいて、図示しない操作パネル等における操作に基づく制御を音波振動子固定装置 2 2 s に対して行うことにより、音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の面の形状を変化させることができる。すなわち、音波出力制御回路 5 6 は、音波振動子固定装置 2 2 s を制御することにより、生体組織 1 0 0 1 の内部を伝播する超音波のうちの音圧が密である領域としての、生体組織 1 0 0 1 の内部の検査対象部位におけるスキャン対象となる領域を適宜変更することができる。

【 0 0 4 5 】

モード切替回路 5 7 は、制御装置 5 に対する動作指示等を行うことが可能な、図示しない操作パネル等における操作に基づき、生体観察システム 1 の観察モードを通常観察モードまたは超音波光変調観察モードのいずれかに変更する。

10

【 0 0 4 6 】

具体的には、図示しない操作パネル等における操作により、例えば、観察モードが通常観察モードに切り替えられた場合、モード切替回路 5 7 は、第 1 光源装置 3 及び撮像信号処理回路 5 1 を動作させるとともに、第 2 光源装置 4、信号処理回路 5 4 及び音波出力制御回路 5 6 の動作を停止させる。これにより、通常観察モードにおいては、第 1 光源装置 3 から出射される照明光により生体組織 1 0 0 1 が照明され、撮像素子 2 2 c により生体組織 1 0 0 1 の撮像が行われる。

【 0 0 4 7 】

20

また、図示しない操作パネル等における操作により、例えば、観察モードが超音波光変調観察モードに切り替えられた場合、モード切替回路 5 7 は、第 2 光源装置 4、信号処理回路 5 4 及び音波出力制御回路 5 6 を動作させるとともに、第 1 光源装置 3 及び撮像信号処理回路 5 1 の動作を停止させる。これにより、超音波光変調観察モードにおいては、光反射部材 2 2 j から出射された照明光と、音響レンズ 2 2 h により収束された超音波とが合わさった状態として生体組織 1 0 0 1 へ出力されるとともに、該照明光が反射した箇所近傍の変調 / 散乱特性情報が取得される。

【 0 0 4 8 】

なお、本実施形態において、内視鏡 2 から（生体組織 1 0 0 1 の内部における）検査対象部位へ出射される照明光は、前述したように、第 2 光源装置 4 により予め収束されつつ出射されるものに限らず、例えば、第 2 光源装置 4 から内視鏡 2 の光反射部材 2 2 j までの経路のいずれかに設けられた集光レンズ等により収束されるものであっても良い。

30

【 0 0 4 9 】

次に、本実施形態の生体観察システム 1 の作用について説明を行う。

【 0 0 5 0 】

まず、制御装置 5 に設けられた図示しない操作パネル等における操作により、生体観察システム 1 が通常観察モードとして設定されると、モード切替回路 5 7 は、第 1 光源装置 3 及び撮像信号処理回路 5 1 を動作させるとともに、第 2 光源装置 4、信号処理回路 5 4 及び音波出力制御回路 5 6 の動作を停止させる。これにより、第 1 光源装置 3 から出射された照明光が、導光ケーブル 2 1 a 及び照明光学系 2 2 b を介して生体組織 1 0 0 1 へ供給される。

40

【 0 0 5 1 】

一方、撮像素子 2 2 c は、対物光学系 2 2 a の視野内において、照明光学系 2 2 b により照明された生体組織 1 0 0 1 の像を撮像し、撮像した該生体組織 1 0 0 1 の像を撮像信号として出力する。

【 0 0 5 2 】

撮像信号処理回路 5 1 は、モード切替回路 5 7 の動作指示に基づいて動作を開始し、撮像素子 2 2 c から出力された撮像信号に応じた映像信号を生成するとともに、該映像信号をメモリ回路 5 5 に対して出力する。

【 0 0 5 3 】

50

そして、メモリ回路 5 5 は、撮像信号処理回路 5 1 から出力される映像信号を一時的に保持しつつ、モニタ 6 に対して 1 画面分ずつ順次出力する。これにより、モニタ 6 には、肉眼による観察と略同様の生体組織 1 0 0 1 の像が画像表示される。

【 0 0 5 4 】

そして、制御装置 5 に設けられた図示しない操作パネル等における操作により、生体観察システム 1 が超音波光変調観察モードに切り替えられると、モード切替回路 5 7 は、第 2 光源装置 4、信号処理回路 5 4 及び音波出力制御回路 5 6 を動作させるとともに、第 1 光源装置 3 及び撮像信号処理回路 5 1 の動作を停止させる。これにより、第 2 光源装置 4 から出射された照明光が、導光ケーブル 5 8 a、光カプラ 5 2、導光ケーブル 2 1 b 及び光反射部材 2 2 j を介して生体組織 1 0 0 1 へ出力される。

10

【 0 0 5 5 】

一方、音波出力制御回路 5 6 は、モード切替回路 5 7 の動作指示に基づいて動作を開始し、音波振動子 2 2 g を制御することにより、生体組織 1 0 0 1 に対して超音波を出力させる。また、音波出力制御回路 5 6 は、図示しない操作パネル等における操作に基づき、図 2 A における y 軸方向に沿って設けられた 2 個の音波振動子固定装置 2 2 s を制御し、音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の面の形状を変化させる。

【 0 0 5 6 】

そして、図 2 A における y 軸方向に沿って各々対向する位置に設けられた 2 個の音波振動子固定装置 2 2 s が、音波出力制御回路 5 6 の制御に応じて音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の面の形状を変化させることにより、音波振動子 2 2 g は、該形状に応じた方向へ超音波を出力する。

20

【 0 0 5 7 】

超音波収束部としての音響レンズ 2 2 h は、2 個の音波振動子固定装置 2 2 s により変更された出力方向に応じ、超音波を収束させつつ生体組織 1 0 0 1 に対して出力する。

【 0 0 5 8 】

音響レンズ 2 2 h により収束されつつ生体組織 1 0 0 1 へ出力された超音波は、生体組織 1 0 0 1 内部の超音波収束領域（例えば図 2 A の R 1 として示す領域）において音圧が密となる。

【 0 0 5 9 】

一方、音圧が密な部分に光が照射されると、屈折率変化部において鏡面反射が発生する。つまり、音圧が密な部分は、入射される光の少なくとも一部を鏡面反射することが可能なミラーとしての機能を有する。

30

【 0 0 6 0 】

これにより、生体組織 1 0 0 1 内部の前記超音波収束領域は、前述したミラーとしての機能を有する。また、図 1 の z 軸方向に存在する生体組織 1 0 0 1 へ出射された照明光は、前述したミラーとしての機能を有する前記超音波収束領域において反射し、反射光として光反射部材 2 2 j に入射される。

【 0 0 6 1 】

生体組織 1 0 0 1 内部の超音波収束領域（例えば図 2 A の R 1 として示す領域）は、2 個の音波振動子固定装置 2 2 s により、音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の面の形状が変化されることにより、例えば、図 2 B 及び図 2 C に示すように、y 軸方向に沿って移動される。換言すると、超音波出力方向変更部としての音波振動子固定装置 2 2 s 各々は、板状部材 2 2 r に形成された図示しない溝に沿って移動することにより、音波振動子 2 2 g から出力される超音波の出力方向を、生体組織 1 0 0 1 内部の検査対象部位の領域内（例えば図 2 A から図 2 C に示す領域 C 1 内）において変更することができる。

40

【 0 0 6 2 】

なお、図 2 A、図 2 B 及び図 2 C においては、音波振動子 2 2 g から出力された超音波の出力方向（収束方向）を二点鎖線により示し、光反射部材 2 2 j から出力された照明光の出射方向を一点鎖線により示すものとする。

【 0 0 6 3 】

50

光反射部材 2 2 j に入射された反射光は、導光ケーブル 2 1 b、光カプラ 5 2 及び導光ケーブル 5 8 b を介し、変調光 / 散乱光検出装置 5 3 へ伝送される。

【 0 0 6 4 】

変調光 / 散乱光検出装置 5 3 は、光反射部材 2 2 j、導光ケーブル 2 1 b、光カプラ 5 2 及び導光ケーブル 5 8 b を介して入射される反射光を図示しないオシロスコープまたはスペクトラムアナライザ等により検出するとともに、該検出した結果を光変調信号として信号処理回路 5 4 へ出力する。

【 0 0 6 5 】

信号処理回路 5 4 は、変調光 / 散乱光検出装置 5 3 から出力される光変調信号に対し、例えばフーリエ変換等の算術処理を施すことにより、生体組織 1 0 0 1 の内部において、光反射部材 2 2 j から出射された照明光が反射した箇所（超音波収束領域）近傍の変調 / 散乱特性情報を検出する。そして、信号処理回路 5 4 は、抽出した前記変調 / 散乱特性情報に基づいて映像信号を生成した後、該映像信号をメモリ回路 5 5 に対して出力する。

【 0 0 6 6 】

そして、メモリ回路 5 5 は、信号処理回路 5 4 から出力される映像信号を一時的に保持しつつ、モニタ 6 に対して 1 画面分ずつ順次出力する。これにより、モニタ 6 には、信号処理回路 5 4 により抽出された変調 / 散乱特性情報に応じた、生体組織 1 0 0 1 内部の超音波収束領域近傍における断層像が画像表示される。

【 0 0 6 7 】

なお、先端部 2 2 は、図 2 A における y 軸方向に沿って各々対向する位置に設けられた 2 個の音波振動子固定装置 2 2 s を有するものに限らず、さらに、図 2 A における x 軸方向に沿って各々対向する位置に 2 個の音波振動子固定装置 2 2 s を有するような、合計 4 個の音波振動子固定装置 2 2 s を具備して構成されるようなものであっても良い。すなわち、先端部 2 2 は、図 4 及び図 5 に示すような構成を有するものであっても良い。（但し、図 5 においては、図面の簡略化のため、電気的な配線等を一部省略して示してある。）

先端部 2 2 が図 4 及び図 5 に示すような構成を有する場合、4 個の音波振動子固定装置 2 2 s は、板状部材 2 2 r に形成された図示しない溝に沿って、各々が図 5 内の矢印方向（あるいは図 4 の x 軸方向及び y 軸方向）にスライド可能に構成されている。

【 0 0 6 8 】

先端部 2 2 が図 4 及び図 5 に示すような構成を有する場合、制御装置 5 は、4 個の音波振動子固定装置 2 2 s を制御することにより、音波振動子 2 2 g から出力される超音波の出力方向（及び超音波収束領域）を、生体組織 1 0 0 1 内部の検査対象部位の領域内において、2 次元的に（図 4 の x 軸方向及び y 軸方向に沿って）変更可能であるため、より広範囲の変調 / 散乱特性情報を取得することができる。

【 0 0 6 9 】

さらに、先端部 2 2 は、以上に述べたような、音波振動子 2 2 g の縁部に設けられた複数の音波振動子固定装置 2 2 s により、該音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の面の形状を変化させるものに限らず、例えば、音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の反対側の面に設けられた弾性部材を押圧及び牽引することにより、該音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の面の形状を変化させるものであっても良い。

【 0 0 7 0 】

図 6 及び図 7 に示す先端部 2 2 は、図 2 A 及び図 3 に示す先端部 2 2 から音波振動子固定装置 2 2 s が取り除かれ、かつ、音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の反対側の面と板状部材 2 2 r の表面との間に設けられた弾性部材 2 2 t と、板状部材 2 2 r の表面に複数設けられた弾性部材変形装置 2 2 u とが追加された構成を有している。

【 0 0 7 1 】

弾性部材 2 2 t は、ゴム等により形成され、自身の変形状態に伴って音波振動子 2 2 g を変形可能なように、例えば、接着剤等により音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の反対側の面に接着されている。

【 0 0 7 2 】

10

20

30

40

50

超音波出力方向変更部としての機能を有する弾性部材変形装置 22 u は、各々が弾性部材 22 t に接続されているとともに、板状部材 22 r に形成された図示しない溝に沿って、板状部材 22 r の垂直方向にスライド可能な構成を有している。また、弾性部材変形装置 22 u は、制御装置 5（音波出力制御回路 56）の制御に基づいて各々スライドすることにより弾性部材 22 t を押圧及び牽引する。すなわち、このような構成により、弾性部材変形装置 22 u は、弾性部材 22 t を介して音波振動子 22 g における超音波の出力側の面の形状を変化させることができる。

【0073】

なお、弾性部材変形装置 22 u は、超音波の出力側の面の形状を変化させるのに十分な個数及び配置状態であれば、図 7 に示すように、8 個が略等間隔に配置されたものに限らない。

10

【0074】

先端部 22 が図 6 及び図 7 に示すような構成を有する場合、制御装置 5 は、8 個の弾性部材変形装置 22 u を制御することにより、音波振動子 22 g から出力される超音波の出力方向（、及び、該超音波により生体組織 1001 の内部において音圧が密となる領域）を、生体組織 1001 内部の検査対象部位の領域内において細かく変更することができるため、より高精度の変調 / 散乱特性情報を取得することができる。

【0075】

以上に述べたように、本実施形態の内視鏡 2（生体観察システム 1）は、超音波の収束領域を光の照射方向に対して変化させることが可能であるとともに、該超音波及び該光を検査対象部位が存在する方向に合わせて出力することができる。そして、このような構成を有することにより、本実施形態の内視鏡 2（生体観察システム 1）は、生体深層の所望の部位の特性情報を従来に比べて的確に取得し易い。

20

【0076】

（第 2 の実施形態）

図 8 から図 10 は、本発明の第 2 の実施形態に係るものである。図 8 は、本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡が用いられる生体観察システムの要部の構成を示す図である。図 9 は、図 8 の内視鏡が有する先端部の具体的な構成を示す斜視図である。図 10 は、図 8 の内視鏡の先端部に設けられた各ミラー及びビームスプリッタの配置状態を示す図である。

30

【0077】

なお、第 1 の実施形態と同様の構成を持つ部分については、詳細説明は省略する。また、本実施形態の生体観察システムの構成は、第 1 の実施形態の生体観察システム 1 の構成と略同様であるため、生体観察システム 1 の構成と異なる部分について主に説明を行うものとする。

【0078】

本実施形態の生体観察システム 1 A は、図 8 に示すように、被検体としての体腔内に挿入可能であるとともに、該体腔内に存在する生体組織 1001 における検査対象部位（または被写体）の観察が可能な内視鏡 2 A と、第 1 の実施形態と同様の構成を有する第 1 光源装置 3 と、第 1 の実施形態と同様の構成を有する第 2 光源装置 4 と、第 1 の実施形態と同様の構成を有する制御装置 5 と、第 1 の実施形態と同様の構成を有するモニタ 6 と、を要部として有している。

40

【0079】

内視鏡 2 A は、図 8 に示すように、第 1 の実施形態と同様の構成を有する挿入部 21 と、挿入部 21 の先端側に設けられた先端部 22 A と、を有して構成されている。なお、本実施形態において、内視鏡 2 A の先端部 22 A と生体組織 1001 との間は、例えば水等の超音波伝達媒体により満たされているものであるとする。（または、先端部 22 A が生体組織 1001 に直接接触された状態であっても良い。）

先端部 22 A は、内視鏡 2 A の挿入軸方向（長手方向）に対して平行な光軸を有するように設けられた対物光学系 22 a 及び照明光学系 22 b と、対物光学系 22 a の結像位置

50

に配置された撮像素子 2 2 c と、を有している。なお、対物光学系 2 2 a、照明光学系 2 2 b 及び撮像素子 2 2 c の構成は、第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 8 0 】

また、先端部 2 2 A は、制御装置 5 の制御により超音波を生成及び出力する音波振動子 2 2 g と、音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の面に設けられ、音波振動子 2 2 g において出力された超音波を収束して外部へ出力する音響レンズ 2 2 h と、板状部材 2 2 r と、音波振動子 2 2 g の縁部に複数接続された音波振動子固定装置 2 2 s と、音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の反対側の面と板状部材 2 2 r との間に設けられたビームスプリッタ 2 2 v と、を有している。

【 0 0 8 1 】

板状部材 2 2 r は、音波振動子固定装置 2 2 s 各々が板状部材 2 2 r の水平方向（図 9 内の矢印方向）にスライド可能なように、表面に図示しない溝を有して形成されている。（なお、第 1 の実施形態における板状部材 2 2 r と異なり、本実施形態における板状部材 2 2 r は、中央部に穴を有する形状ではないものとする。）

音波振動子 2 2 g の縁部には、図 8 の x 軸方向（内視鏡 2 A の挿入軸方向）に沿って各々対向する位置に 2 つの音波振動子固定装置 2 2 s が設けられ、また、図 8 の y 軸方向に沿って各々対向する位置に 2 つの音波振動子固定装置 2 2 s が設けられている。すなわち、本実施形態において、音波振動子 2 2 g の縁部には、合計 4 つの音波振動子固定装置 2 2 s が設けられている。

【 0 0 8 2 】

また、超音波出力方向変更部及び送受光部としての機能を有する 4 つの音波振動子固定装置 2 2 s のうち、図 8 の x 軸方向に沿って設けられた一の音波振動子固定装置（以降、音波振動子固定装置 2 2 s 1 と記す）は、導光ケーブル 2 1 b の一方の端面と接続されているとともに、図 8 の x 軸方向及び z 軸方向に対して所定の角度を有するように配置されたハーフミラー 2 2 w を内部に有している。また、音波振動子固定装置 2 2 s 1 に対向する位置に設けられた一の音波振動子固定装置（以降、音波振動子固定装置 2 2 s 2 と記す）は、図 8 の x 軸方向に対して所定の角度を有するように配置された全反射ミラー 2 2 x を内部に有している。すなわち、音波振動子固定装置 2 2 s 2 は、光出射方向変更部としての機能を有している。

【 0 0 8 3 】

なお、音波振動子固定装置 2 2 s 1 及び音波振動子固定装置 2 2 s 2 は、外部から入射される光を遮らないように、例えば、プラスチック等からなる透明部材により各々形成されているものとする。

【 0 0 8 4 】

さらに、超音波出力方向変更部としての 4 つの音波振動子固定装置 2 2 s のうち、図 8 の y 軸方向に沿って各々対向する位置に設けられた 2 つの音波振動子固定装置（以降、音波振動子固定装置 2 2 s 3 及び 2 2 s 4 と記す）は、図 8 の y 軸方向及び z 軸方向に対して所定の角度を有するように配置された全反射ミラー 2 2 x を各々内部に有している。すなわち、音波振動子固定装置 2 2 s 3（及び 2 2 s 4）は、光出射方向変更部としての機能を有している。

【 0 0 8 5 】

なお、本実施形態の音波振動子 2 2 g 及び音響レンズ 2 2 h は、入出射する光が遮られることなく通過可能なように、該光の経路となる位置に図示しない穴を有して各々形成されているものとする。さらに、先端部 2 2 が有する音響レンズ 2 2 h に設けられた図示しない穴には、内視鏡 2 の内部への異物の侵入を防ぐとともに、入出射する光が遮られないように、樹脂等からなる図示しない透明部材が嵌め込まれているものとする。

【 0 0 8 6 】

ビームスプリッタ 2 2 v は、図 8 の x 軸方向及び y 軸方向に対して所定の角度を有するように配置されたハーフミラーを内部に有している。

【 0 0 8 7 】

10

20

30

40

50

なお、以上に述べた先端部 2 2 A の構成は、例えば図 9 のようにも示される。(但し、図 9 においては、図面の簡略化のため、電気的な配線等を一部省略して示してある。)

また、板状部材 2 2 r 側から図 8 の z 軸方向に沿って見た場合の、ハーフミラー 2 2 w、全反射ミラー 2 2 x 及びビームスプリッタ 2 2 v 各々の配置状態は、例えば図 1 0 に示すようなものとなる。

【 0 0 8 8 】

次に、本実施形態の生体観察システム 1 A の作用について説明を行う。

【 0 0 8 9 】

まず、制御装置 5 に設けられた図示しない操作パネル等における操作により、生体観察システム 1 A が通常観察モードとして設定されると、モード切替回路 5 7 は、第 1 光源装置 3 及び撮像信号処理回路 5 1 を動作させるとともに、第 2 光源装置 4、信号処理回路 5 4 及び音波出力制御回路 5 6 の動作を停止させる。これにより、第 1 光源装置 3 から出射された照明光が、導光ケーブル 2 1 a 及び照明光学系 2 2 b を介して生体組織 1 0 0 1 へ供給される。

10

【 0 0 9 0 】

一方、撮像素子 2 2 c は、対物光学系 2 2 a の視野内において、照明光学系 2 2 b により照明された生体組織 1 0 0 1 の像を撮像し、撮像した該生体組織 1 0 0 1 の像を撮像信号として出力する。

【 0 0 9 1 】

撮像信号処理回路 5 1 は、モード切替回路 5 7 の動作指示に基づいて動作を開始し、撮像素子 2 2 c から出力された撮像信号ににんじた映像信号を生成するとともに、該映像信号をメモリ回路 5 5 に対して出力する。

20

【 0 0 9 2 】

そして、メモリ回路 5 5 は、撮像信号処理回路 5 1 から出力される映像信号を一時的に保持しつつ、モニタ 6 に対して 1 画面分ずつ順次出力する。これにより、モニタ 6 には、肉眼による観察と略同様の生体組織 1 0 0 1 の像が画像表示される。

【 0 0 9 3 】

そして、制御装置 5 に設けられた図示しない操作パネル等における操作により、生体観察システム 1 A が超音波光変調観察モードに切り替えられると、モード切替回路 5 7 は、第 2 光源装置 4、信号処理回路 5 4 及び音波出力制御回路 5 6 を動作させるとともに、第 1 光源装置 3 及び撮像信号処理回路 5 1 の動作を停止させる。これにより、第 2 光源装置 4 から出射された照明光が、導光ケーブル 5 8 a、光カプラ 5 2、導光ケーブル 2 1 b を介して音波振動子固定装置 2 2 s 1 に入射される。

30

【 0 0 9 4 】

音波振動子固定装置 2 2 s 1 に入射された照明光は、ハーフミラー 2 2 w を透過してビームスプリッタ 2 2 v に対して出射される。

【 0 0 9 5 】

ビームスプリッタ 2 2 v は、入射された照明光を、音波振動子固定装置 2 2 s 2 方向に透過させる光と、音波振動子固定装置 2 2 s 3 方向に反射する光とに分離して出射する。

【 0 0 9 6 】

音波振動子固定装置 2 2 s 2 に入射された照明光は、内部に設けられた全反射ミラー 2 2 x により、図 8 の z 軸方向に対して出射される。また、音波振動子固定装置 2 2 s 3 に入射された照明光は、内部に設けられた全反射ミラー 2 2 x により(図 8 の z 軸方向に存在する)生体組織 1 0 0 1 に対して出射される。

40

【 0 0 9 7 】

一方、音波出力制御回路 5 6 は、モード切替回路 5 7 の動作指示に基づいて動作を開始し、音波振動子 2 2 g を制御することにより、生体組織 1 0 0 1 に対して超音波を出力させる。また、音波出力制御回路 5 6 は、図示しない操作パネル等における操作に基づき、図 8 における x 軸方向及び y 軸方向に沿って設けられた音波振動子固定装置 2 2 s 1 から 2 2 s 4 を制御し、音波振動子 2 2 g における超音波の出力側の面の形状を変化させる。

50

【0098】

そして、音波振動子固定装置22s1から22s4が、音波出力制御回路56の制御に応じて音波振動子22gにおける超音波の出力側の面の形状を変化させることにより、音波振動子22gは、該形状に応じた方向へ超音波を出力する。また、音波振動子22gから出力された超音波は、音響レンズ22hにより収束されつつ、生体組織1001に対して出力される。

【0099】

さらに、音波振動子固定装置22s1が内部にハーフミラー22wを有し、音波振動子固定装置22s2から22s4が内部に全反射ミラー22xを各々有することにより、導光ケーブル21bを介して音波振動子固定装置22s1に入射された照明光は、音波振動子22gにおける超音波の出力側の面の形状の変化に応じて、すなわち、音波振動子22gにおける超音波の出力方向に追従して出力される。

10

【0100】

音響レンズ22hにより収束されつつ生体組織1001へ出力された超音波は、生体組織1001内部の超音波収束領域において音圧が密となる。これにより、生体組織1001内部の前記超音波収束領域は、前述したミラーとしての機能を有する。また、図8のz軸方向に存在する生体組織1001へ出射された照明光は、前述したミラーとしての機能を有する前記超音波収束領域において反射し、反射光として例えば音波振動子固定装置22s1及び音波振動子固定装置22s4に入射される。

【0101】

音波振動子固定装置22s1に入射された反射光は、ハーフミラー22wにより反射された後、導光ケーブル21bへ出射される。また、音波振動子固定装置22s4に入射された反射光は、音波振動子固定装置22s4の内部に設けられた全反射ミラー22xにより、ビームスプリッタ22v方向に出射された後、ビームスプリッタ22v及びハーフミラー22wを透過して導光ケーブル21bへ出射される。そして、導光ケーブル21bに入射された各反射光は、光カプラ52及び導光ケーブル58bを介し、変調光/散乱光検出装置53へ伝送される。

20

【0102】

変調光/散乱光検出装置53は、導光ケーブル21b、光カプラ52及び導光ケーブル58bを介して入射される反射光を図示しないオシロスコープまたはスペクトラムアナライザ等により検出するとともに、該検出した結果を光変調信号として信号処理回路54へ出力する。

30

【0103】

信号処理回路54は、変調光/散乱光検出装置53から出力される光変調信号に対し、例えばフーリエ変換等の算術処理を施すことにより、生体組織1001の内部において、音波振動子固定装置22s2及び音波振動子固定装置22s3から出射された照明光が反射した箇所(超音波収束領域)近傍の変調/散乱特性情報を検出する。そして、信号処理回路54は、抽出した前記変調/散乱特性情報に基づいて映像信号を生成した後、該映像信号をメモリ回路55に対して出力する。

【0104】

そして、メモリ回路55は、信号処理回路54から出力される映像信号を一時的に保持しつつ、モニタ6に対して1画面分ずつ順次出力する。これにより、モニタ6には、信号処理回路54により抽出された変調/散乱特性情報に応じた、生体組織1001内部の超音波収束領域近傍における断層像が画像表示される。

40

【0105】

以上に述べたように、本実施形態の内視鏡2A(生体観察システム1A)は、超音波の収束領域と光の照射方向とが合わさった状態において、該超音波の収束領域と該光の照射方向とを変化させつつ出力することができる。そして、このような構成を有することにより、本実施形態の内視鏡2A(生体観察システム1A)は、生体深層の所望の部位の特性情報を従来に比べて的確に取得し易い。

50

【0106】

(第3の実施形態)

図11及び図12は、本発明の第3の実施形態に係るものである。図11は、本発明の第3の実施形態に係る内視鏡が用いられる生体観察システムの要部の構成を示す図である。図12は、図11の内視鏡が有する先端部の具体的な構成を示す斜視図である。

【0107】

なお、第1の実施形態及び第2の実施形態と同様の構成を持つ部分については、詳細説明は省略する。また、本実施形態の生体観察システムの構成は、第1の実施形態の生体観察システム1の構成と略同様であるため、生体観察システム1の構成と異なる部分について主に説明を行うものとする。

【0108】

本実施形態の生体観察システム1Bは、図11に示すように、被検体としての体腔内に挿入可能であるとともに、該体腔内に存在する生体組織1001における検査対象部位(または被写体)の観察が可能な内視鏡2Bと、第1の実施形態と同様の構成を有する第1光源装置3と、第1の実施形態と同様の構成を有する第2光源装置4と、内視鏡2Bから出力される電気信号及び光に対応する処理を施すことにより、該電気信号及び光に基づく映像信号を生成及び出力する制御装置5Aと、第1の実施形態と同様の構成を有するモニター6と、を要部として有している。

【0109】

内視鏡2Bは、図11に示すように、制御装置5Aに接続可能であり、第1の実施形態及び第2の実施形態と略同様の構成を有する挿入部21と、挿入部21の先端側に設けられた先端部22Bと、を有して構成されている。なお、本実施形態において、内視鏡2の先端部22Bと生体組織1001との間は、例えば水等の超音波伝達媒体により満たされているものであるとする。(または、先端部22Bが生体組織1001に直接接触された状態であっても良い。)

先端部22Bは、内視鏡2Bの挿入軸方向(長手方向)に対して平行な光軸を有するように設けられた対物光学系22a及び照明光学系22bと、対物光学系22aの結像位置に配置された撮像素子22cと、を有している。なお、対物光学系22a、照明光学系22b及び撮像素子22cの構成は、第1の実施形態及び第2の実施形態と同様である。

【0110】

また、先端部22Bは、制御装置5Aの制御により超音波を生成及び出力する音波振動子22gと、音波振動子22gにおける超音波の出力側の面に設けられ、音波振動子22gにおいて出力された超音波を収束して外部へ出力する音響レンズ22hと、板状部材22rと、音波振動子22gの縁部に複数接続された音波振動子固定装置22sと、内部にスキャニングミラー22yが設けられたミラー保持部材22zと、を有して構成されている。

【0111】

音波振動子22gの縁部には、図11のx軸方向(内視鏡2Bの挿入軸方向)に沿って各々対向する位置に2つの音波振動子固定装置22sが設けられ、また、図11のy軸方向に沿って各々対向する位置に2つの音波振動子固定装置22sが設けられている。すなわち、本実施形態において、音波振動子22gの縁部には、合計4つの音波振動子固定装置22sが設けられている。

【0112】

なお、本実施形態の音波振動子22g及び音響レンズ22hは、入出射する光が遮られることなく通過可能なように、該光の経路となる位置に図示しない穴を有して各々形成されているものとする。さらに、先端部22が有する音響レンズ22hに設けられた図示しない穴には、内視鏡2の内部への異物の侵入を防ぐとともに、入出射する光が遮られないように、樹脂等からなる図示しない透明部材が嵌め込まれているものとする。

【0113】

光出射方向変更部としてのスキャニングミラー22yは、信号線を介して制御装置5A

10

20

30

40

50

に接続されているとともに、図 1 1 の x 軸方向及び z 軸方向に対して角度を有するようにミラー保持部材 2 2 z の内部に配置されており、制御装置 5 A の制御に基づいて該角度を変更することができる。

【 0 1 1 4 】

送受光部としてのミラー保持部材 2 2 z は、導光ケーブル 2 1 b により内視鏡 2 の挿入軸方向に平行な方向（図 1 1 における x 軸方向）に伝送される照明光をスキャニングミラー 2 2 y により反射し、内視鏡 2 の挿入軸方向に垂直な方向（図 1 1 における z 軸方向）へ該照明光を出射する。また、ミラー保持部材 2 2 z は、内視鏡 2 の挿入軸方向に垂直な方向（図 1 1 における z 軸方向）から入射される光を受光及び反射し、導光ケーブル 2 1 b に対して該光を出射する。また、送受光部としてのミラー保持部材 2 2 z は、（スキャ

10

【 0 1 1 5 】

制御装置 5 A は、収束位置制御回路 5 9 と、ミラー制御回路 6 0 とを第 1 の実施形態における制御装置 5 に加えた構成と略同様の構成を有している。

【 0 1 1 6 】

収束位置制御回路 5 9 は、音波出力制御回路 5 6 及びミラー制御回路 6 0 に接続されており、モード切替回路 5 7 の制御に基づき、超音波光変調観察モードにおいて、超音波の出力方向と照明光の出射方向を合わせるための制御を、音波出力制御回路 5 6 及びミラー制御回路 6 0 に対して行う。

20

【 0 1 1 7 】

音波出力制御回路 5 6 は、収束位置制御回路 5 9 の制御に基づき、音波振動子 2 2 g から出力される超音波の出力方向が所定の方向になるように音波振動子固定装置 2 2 s 各々を制御する。

【 0 1 1 8 】

ミラー制御回路 6 0 は、収束位置制御回路 5 9 の制御に基づき、ミラー保持部材 2 2 z から出射される照明光の出射方向が（前記超音波の出力方向に合った）前記所定の方向になるように、スキャニングミラー 2 2 y を駆動させる。

【 0 1 1 9 】

次に、本実施形態の生体観察システム 1 B の作用について説明を行う。

30

【 0 1 2 0 】

まず、制御装置 5 A に設けられた図示しない操作パネル等における操作により、生体観察システム 1 B が通常観察モードとして設定されると、モード切替回路 5 7 は、第 1 光源装置 3 及び撮像信号処理回路 5 1 を動作させるとともに、第 2 光源装置 4、信号処理回路 5 4 及び収束位置制御回路 5 9 の動作を停止させる。これにより、第 1 光源装置 3 から出射された照明光が、導光ケーブル 2 1 a 及び照明光学系 2 2 b を介して生体組織 1 0 0 1 へ供給される。また、収束位置制御回路 5 9 の動作が停止されることにより、収束位置制御回路 5 9 に接続されている音波出力制御回路 5 6 及びミラー制御回路 6 0 の動作も併せて停止する。

【 0 1 2 1 】

一方、撮像素子 2 2 c は、対物光学系 2 2 a の視野内において、照明光学系 2 2 b により照明された生体組織 1 0 0 1 の像を撮像し、撮像した該生体組織 1 0 0 1 の像を撮像信号として出力する。

40

【 0 1 2 2 】

撮像信号処理回路 5 1 は、モード切替回路 5 7 の動作指示に基づいて動作を開始し、撮像素子 2 2 c から出力された撮像信号ににんじた映像信号を生成するとともに、該映像信号をメモリ回路 5 5 に対して出力する。

【 0 1 2 3 】

そして、メモリ回路 5 5 は、撮像信号処理回路 5 1 から出力される映像信号を一時的に保持しつつ、モニタ 6 に対して 1 画面分ずつ順次出力する。これにより、モニタ 6 には、

50

肉眼による観察と略同様の生体組織 1001 の像が画像表示される。

【0124】

そして、制御装置 5A に設けられた図示しない操作パネル等における操作により、生体観察システム 1B が光音響観察モードに切り替えられると、モード切替回路 57 は、第 2 光源装置 4、信号処理回路 54 及び収束位置制御回路 59 を動作させるとともに、第 1 光源装置 3 及び撮像信号処理回路 51 の動作を停止させる。これにより、第 2 光源装置 4 から出射された照明光が、導光ケーブル 58a、光カプラ 52、導光ケーブル 21b を介してミラー保持部材 22z に入射される。また、収束位置制御回路 59 が動作を開始することにより、収束位置制御回路 59 に接続されている音波出力制御回路 56 及びミラー制御回路 60 も併せて動作を開始する。

10

【0125】

音波出力制御回路 56 は、モード切替回路 57 の動作指示に基づいて動作を開始し、音波振動子 22g を制御することにより、生体組織 1001 に対して超音波を出力させる。また、音波出力制御回路 56 は、収束位置制御回路 59 の制御に基づいて音波振動子固定装置 22s 各々を制御することにより、音波振動子 22g における超音波の出力側の面の形状を変化させる。そして、音波振動子固定装置 22s 各々が、音波出力制御回路 56 の制御に応じて音波振動子 22g における超音波の出力側の面の形状を変化させることにより、音波振動子 22g は、該形状に応じた方向へ超音波を出力する。また、音波振動子 22g から出力された超音波は、音響レンズ 22h により収束されつつ、生体組織 1001 に対して出力される。

20

【0126】

一方、ミラー制御回路 60 は、収束位置制御回路 59 の制御に基づき、ミラー保持部材 22z から出射される照明光の出射方向が音波振動子 22g における超音波の出力方向に合うように、スキャニングミラー 22y を駆動させる。

【0127】

そして、音波出力制御回路 56 及びミラー制御回路 60 において前述したような制御が行われることにより、ミラー保持部材 22z から出射される照明光及び音響レンズ 22h により収束されつつ出力される超音波は、各々が合わさった状態として、例えば図 11 の z 軸方向に存在する生体組織 1001 へ出射される。

30

【0128】

音響レンズ 22h により収束されつつ生体組織 1001 へ出力された超音波は、生体組織 1001 内部の超音波収束領域において音圧が密となる。これにより、生体組織 1001 内部の前記超音波収束領域は、前述したミラーとしての機能を有する。また、図 11 の z 軸方向に存在する生体組織 1001 へ出射された照明光は、前述したミラーとしての機能を有する前記超音波収束領域において反射し、反射光としてミラー保持部材 22z に入射される。

【0129】

ミラー保持部材 22z に入射された反射光は、スキャニングミラー 22y により反射された後、導光ケーブル 21b へ出射される。そして、導光ケーブル 21b に入射された反射光は、光カプラ 52 及び導光ケーブル 58b を介し、変調光 / 散乱光検出装置 53 へ伝送される。

40

【0130】

変調光 / 散乱光検出装置 53 は、導光ケーブル 21b、光カプラ 52 及び導光ケーブル 58b を介して入射される反射光を図示しないオシロスコープまたはスペクトラムアナライザ等により検出するとともに、該検出した結果を光変調信号として信号処理回路 54 へ出力する。

【0131】

信号処理回路 54 は、変調光 / 散乱光検出装置 53 から出力される光変調信号に対し、例えばフーリエ変換等の算術処理を施すことにより、生体組織 1001 の内部において、ミラー保持部材 22z から出射された照明光が反射した箇所（超音波収束領域）近傍の変

50

調 / 散乱特性情報を検出する。そして、信号処理回路 5 4 は、抽出した前記変調 / 散乱特性情報に基づいて映像信号を生成した後、該映像信号をメモリ回路 5 5 に対して出力する。

【0132】

そして、メモリ回路 5 5 は、信号処理回路 5 4 から出力される映像信号を一時的に保持しつつ、モニタ 6 に対して 1 画面分ずつ順次出力する。これにより、モニタ 6 には、信号処理回路 5 4 により抽出された変調 / 散乱特性情報に応じた、生体組織 1 0 0 1 内部の超音波収束領域近傍における断層像が画像表示される。

【0133】

以上に述べたように、本実施形態の内視鏡 2 B (生体観察システム 1 B) は、超音波の収束領域と光の照射方向とが合わさった状態において、該超音波の収束領域と該光の照射方向とを変化させつつ出力することができる。そして、このような構成を有することにより、本実施形態の内視鏡 2 B (生体観察システム 1 B) は、生体深層の所望の部位の特性情報を従来に比べて的確に取得し易い。

10

【0134】

なお、本発明は、上述した各実施形態に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

【図面の簡単な説明】

【0135】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡が用いられる生体観察システムの要部の構成を示す図。

20

【図 2 A】図 1 の内視鏡が有する先端部を図 1 の x 軸方向に沿って見た場合の一例を示す断面図。

【図 2 B】図 1 の内視鏡が有する先端部を図 1 の x 軸方向に沿って見た場合の、図 2 A とは異なる例を示す断面図。

【図 2 C】図 1 の内視鏡が有する先端部を図 1 の x 軸方向に沿って見た場合の、図 2 A 及び図 2 B とは異なる例を示す断面図。

【図 3】図 2 の先端部の具体的な構成を示す斜視図。

【図 4】図 1 の内視鏡が有する先端部の構成の第 1 の変形例を示す断面図。

【図 5】図 4 の先端部の具体的な構成を示す斜視図。

30

【図 6】図 1 の内視鏡が有する先端部の構成の第 2 の変形例を示す断面図。

【図 7】図 6 の先端部の具体的な構成を示す斜視図。

【図 8】本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡が用いられる生体観察システムの要部の構成を示す図。

【図 9】図 8 の内視鏡が有する先端部の具体的な構成を示す斜視図。

【図 10】図 8 の内視鏡の先端部に設けられた各ミラー及びビームスプリッタの配置状態を示す図。

【図 11】本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡が用いられる生体観察システムの要部の構成を示す図。

【図 12】図 11 の内視鏡が有する先端部の具体的な構成を示す斜視図。

40

【符号の説明】

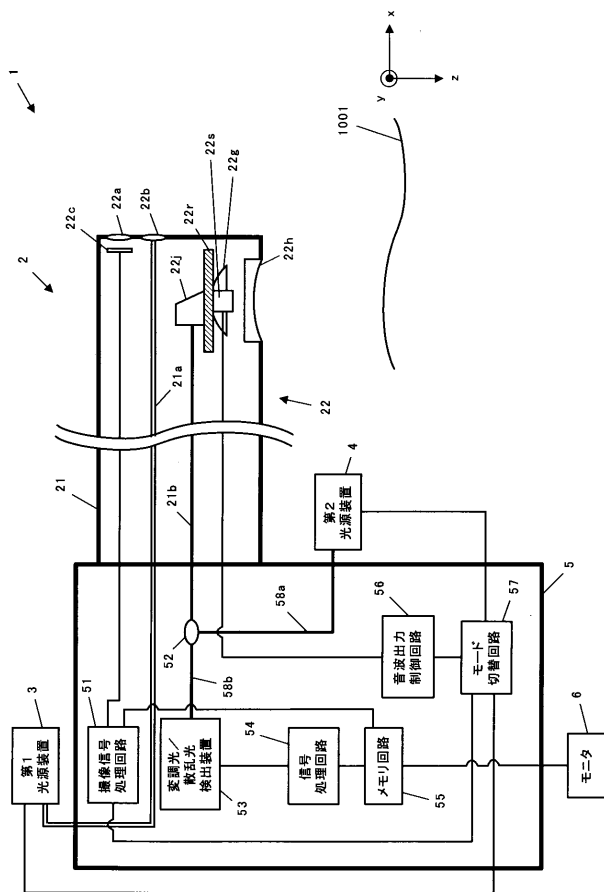
【0136】

1, 1 A, 1 B・・・生体観察システム、2, 2 A, 2 B・・・内視鏡、3・・・第 1 光源装置、4・・・第 2 光源装置、5, 5 A・・・制御装置、6・・・モニタ、21・・・挿入部、21 a, 21 b, 58 a, 58 b・・・導光ケーブル、22, 22 A, 22 B・・・先端部、22 a・・・対物光学系、22 b・・・照明光学系、22 c・・・撮像素子、22 g・・・音波振動子、22 h・・・音響レンズ、22 j・・・光反射部材、22 r・・・板状部材、22 s, 22 s 1, 22 s 2, 22 s 3, 22 s 4・・・音波振動子固定装置、22 t・・・弾性部材、22 u・・・弾性部材変形装置、22 v・・・ビームスプリッタ、22 w・・・ハーフミラー、22 x・・・全反射ミラー、22 y・・・スキ

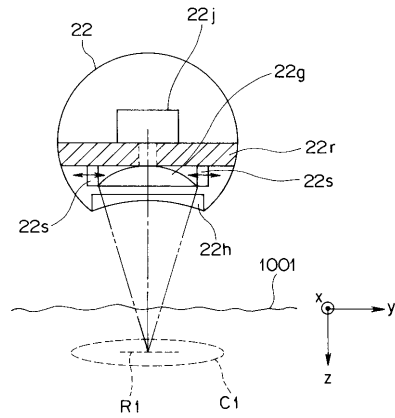
50

ヤニングミラー、22z・・・ミラー保持部材、51・・・撮像信号処理回路、52・・・光カプラ、53・・・変調光/散乱光検出装置、54・・・信号処理回路、55・・・メモリ回路、56・・・音波出力制御回路、57・・・モード切替回路、59・・・収束位置制御回路、60・・・ミラー制御回路、1001・・・生体組織

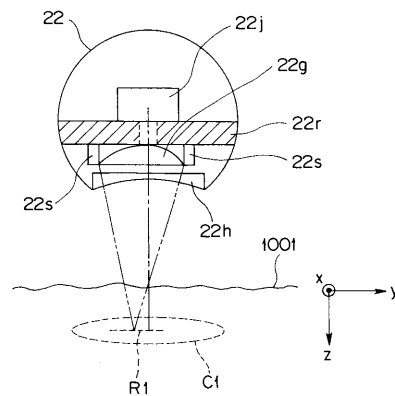
【図1】



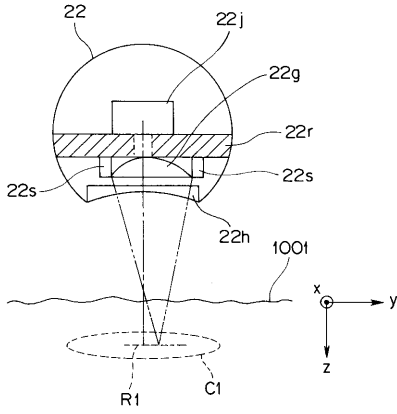
【図2A】



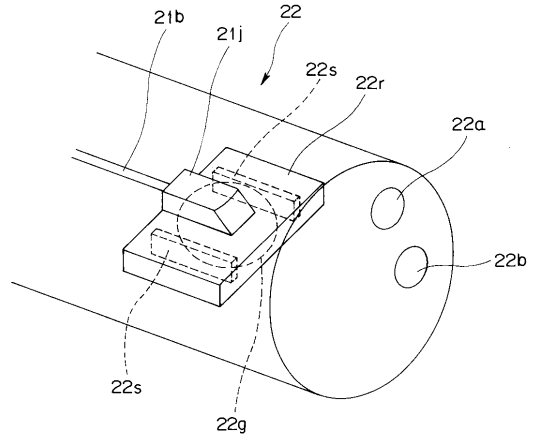
【図2B】



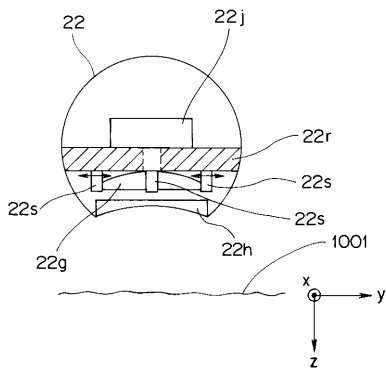
【 図 2 C 】



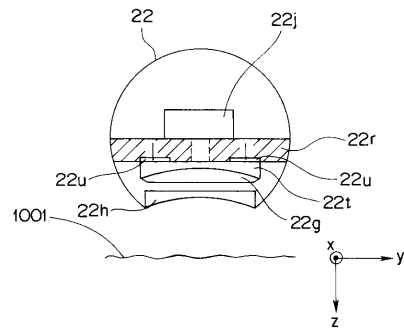
【 図 3 】



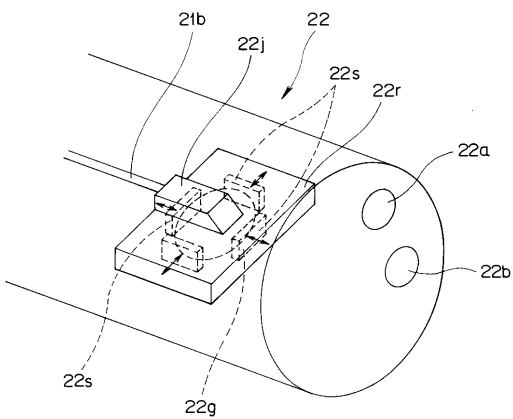
【 図 4 】



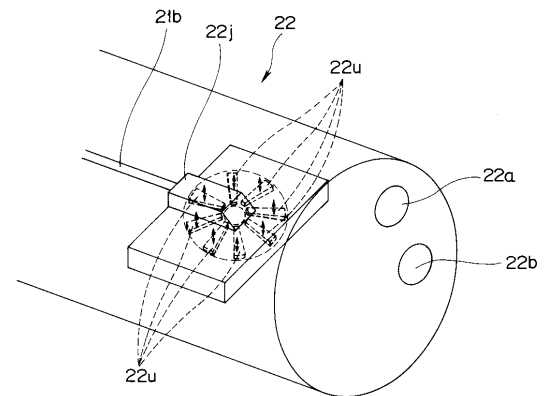
【 図 6 】



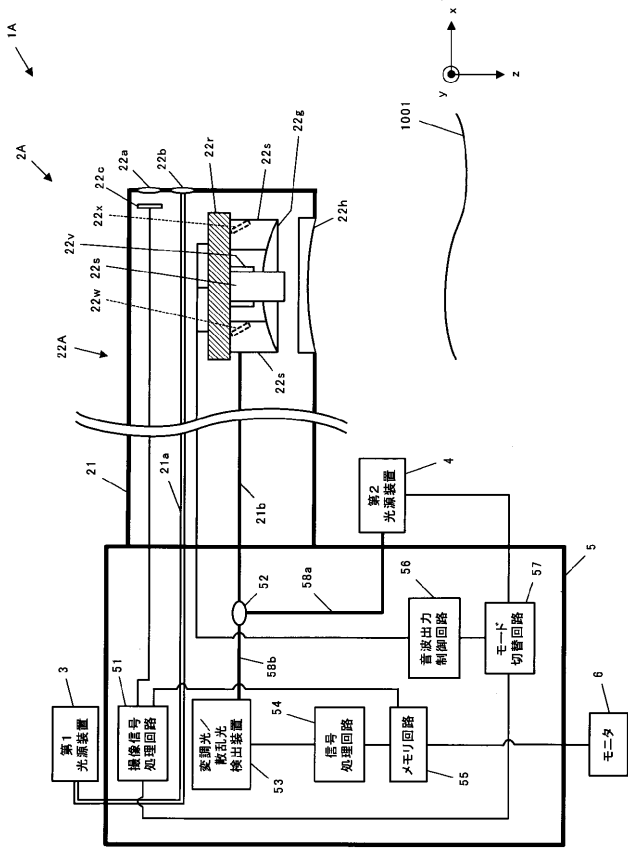
【 図 5 】



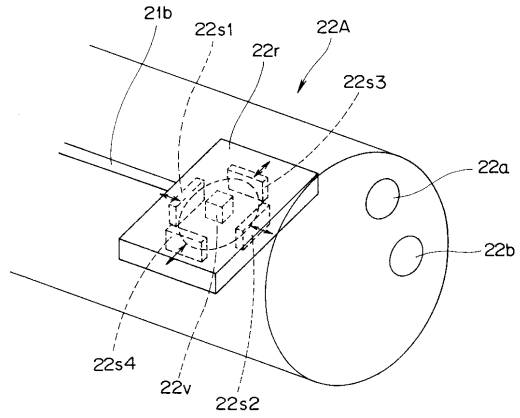
【 図 7 】



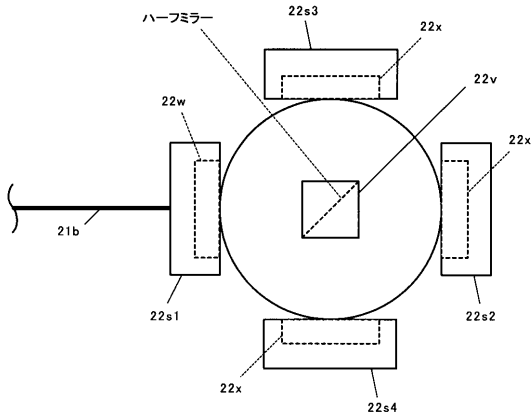
【図8】



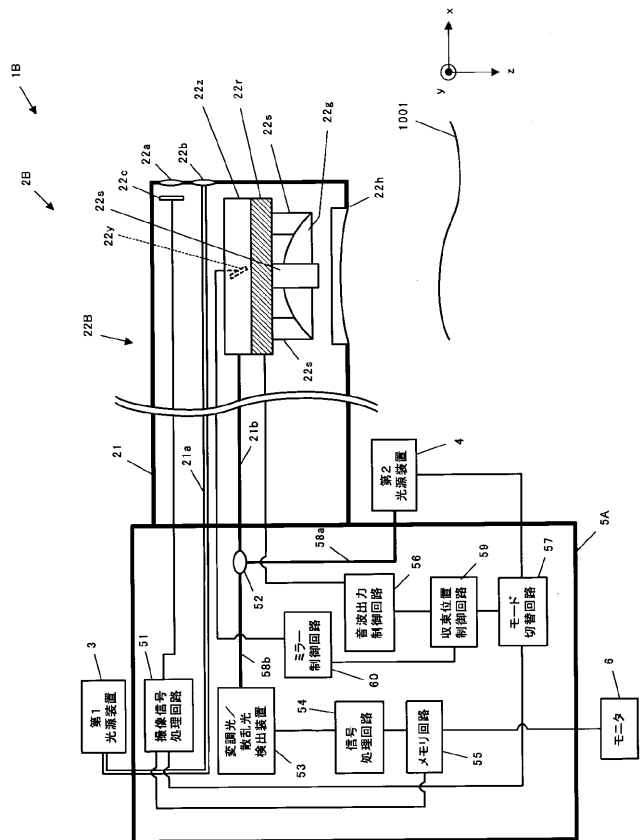
【図9】



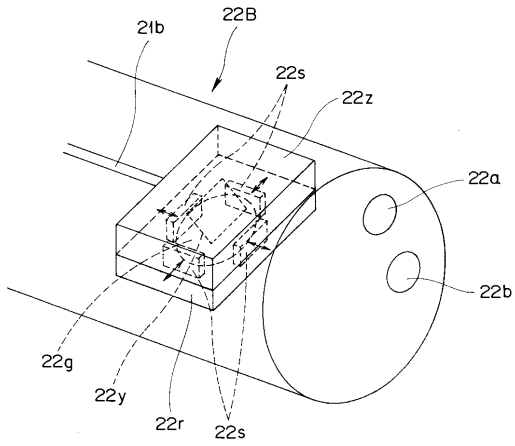
【図10】



【図11】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2G059 AA05 BB12 CC16 EE09 FF02 GG09 MM01 PP04
4C061 BB08 CC04 HH54
4C601 DE20 FE02

专利名称(译)	内窥镜和生物体观察系统		
公开(公告)号	JP2008237236A	公开(公告)日	2008-10-09
申请号	JP2007077654	申请日	2007-03-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	後野和弘 吉野真広 五十嵐誠		
发明人	後野 和弘 吉野 真広 五十嵐 誠		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/17 A61B8/12		
CPC分类号	A61B1/05 A61B5/0062 A61B5/0073 A61B5/0084 A61B8/12 A61B8/445 G01S15/8968		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.P G01N21/17.620 A61B8/12 A61B1/00.500 A61B1/00.523 A61B1/00.550 A61B1/00.715		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE09 2G059/FF02 2G059/GG09 2G059/MM01 2G059/PP04 4C061/BB08 4C061/CC04 4C061/HH54 4C601/DE20 4C601/FE02 4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/HH54		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜和生物观察系统，其能够更加适当且容易地获得生物深度的期望区域上的特征信息。ZOLUTION：内窥镜具有椭圆形插入管并且包括在插入管的远端处：超声波产生部分，用于将超声波输出到生物组织中待检查的区域；超声波输出方向改变部分，其能够改变超声波产生部分在待检查区域的区域中输出的超声波的输出方向；超声波会聚部分，用于根据超声波输出方向改变部分改变的输出方向会聚超声波；发光/接收部件，其能够发出由光源装置产生的照明光，并且能够到达待检查区域并接收由转换区域中的照明光的反射产生的反射光。Z

