

(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2008-237235

(P2008-237235A)

(43) 公開日 平成20年10月9日(2008.10.9)

(51) Int.Cl.

F 1

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

A 6 1 B 10/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 P

4 C O 6 1

GO 1 N 21/17 (2006.01)

A 6 1 B 10/00 E

4 C 6 0 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

GO 1 N 21/17 620

A 6 1 B 8/12

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-77653 (P2007-77653)

(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43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43番2号 オリ
ンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72) 發明者 五十嵐 誠

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2G059 AA05 BB12 CC16 EE01 EE02

FF02 GG01 GG09 JJ17 KK04

PP04

4C061 BB08 CC04 FF40 HH54

4C601 DE20 EE30 FE02 FF20

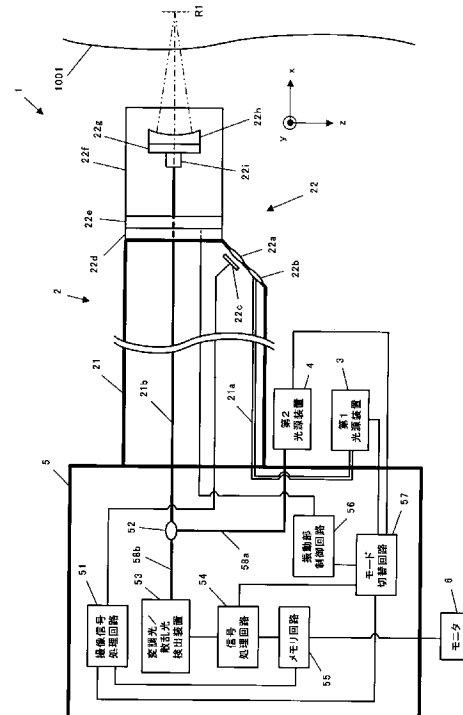
(54) 【発明の名称】 内視鏡及び生体観察システム

(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広範囲に取得し易い内視鏡を提供する。

【解決手段】本発明の内視鏡は、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、光源部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射出するとともに、該照明光が前記超音波の到達領域において反射した反射光を受光可能な送受光部と、前記超音波発生部を振動させる振動部と、を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】**

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、
光源部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到達領域において反射した反射光を受光可能な送受光部と、
前記超音波発生部を振動させる振動部と、
を有することを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記照明光を前記検査対象部位が存在する方向に収束させる光収束部を有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】

前記超音波を前記検査対象部位が存在する方向に収束させる超音波収束部を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】

前記超音波発生部、前記超音波収束部及び前記送受光部は、前記内視鏡の先端部に対して着脱自在なアダプタの内部に配置されていることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか一に記載の内視鏡。

【請求項 5】

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到達領域において反射した反射光を受光可能な送受光部と、
前記超音波発生部を振動させる振動部と、
を有することを特徴とする生体観察システム。

【請求項 6】

さらに、前記照明光を前記検査対象部位が存在する方向に収束させる光収束部を有することを特徴とする請求項 5 に記載の生体観察システム。

【請求項 7】

さらに、前記超音波を前記検査対象部位が存在する方向に収束させる超音波収束部を有することを特徴とする請求項 5 または請求項 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請求項 5 乃至請求項 7 のいずれか一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、光音響法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

10

20

30

40

50

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、このような超音波光変調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。

10

【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位置関係を検査対象部位が存在する方向に合わせつつ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を、狭い範囲内においてでしか取得できない虞がある。

【0006】

20

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広範囲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、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、光源部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到達領域において反射した反射光を受光可能な送受光部と、前記超音波発生部を振動させる振動部と、を有することを特徴とする。

30

【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、前記照明光を前記検査対象部位が存在する方向に収束させる光収束部を有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、前記超音波を前記検査対象部位が存在する方向に収束させる超音波収束部を有することを特徴とする。

【0010】

本発明における第4の態様の内視鏡は、前記第1乃至前記第3の態様の内視鏡において、前記超音波発生部、前記超音波収束部及び前記送受光部は、前記内視鏡の先端部に対して着脱自在なアダプタの内部に配置されていることを特徴とする。

40

【0011】

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到達領域において反射した反射光を受光可能な送受光部と、前記超音波発生部を振動させる振動部と、を有することを特徴とする。

【0012】

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、さらに、前記照明光を前記検査対象部位が存在する方向に収束させる光収束部

50

を有することを特徴とする。

【0013】

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、前記超音波を前記検査対象部位が存在する方向に収束させる超音波収束部を有することを特徴とする。

【0014】

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1乃至前記第3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。

10

【発明の効果】

【0015】

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広範囲に取得し易い。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0017】

(第1の実施形態)

図1から図4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2は、図1の内視鏡における先端部の変形例を示す図である。図3は、図1の生体観察システムの変形例を示す図である。図4は、図3の内視鏡における先端部の具体的な構成の一例を示す図である。

20

【0018】

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

【0019】

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

【0020】

先端部22は、先端面の一部が斜面を有するように形成されている。また、先端部22は、内視鏡2の挿入軸方向（長手方向）に対して斜めの光軸を有するように前記斜面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。

【0021】

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

50

光ケーブル 2 1 a により伝送される照明光を生体組織 1 0 0 1 に対して出射する。

【0 0 2 2】

C C D (電荷結合素子) 等により構成される撮像素子 2 2 c は、通常観察モードにおいて、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 3】

さらに、先端部 2 2 は、先端面のうち内視鏡 2 の挿入軸方向に対して垂直な面に設けられた振動緩衝部材 2 2 d と、振動緩衝部材 2 2 d に接続される振動部 2 2 e と、振動部 2 2 e に接続される超音波光変調ユニット 2 2 f と、を有している。

10

【0 0 2 4】

振動緩衝部材 2 2 d は、例えばゴム等により形成されるとともに、振動部 2 2 e による振動を対物光学系 2 2 a、照明光学系 2 2 b 及び撮像素子 2 2 c に伝達させないように構成を有している。

【0 0 2 5】

振動部 2 2 e は、例えばピエゾ素子等により形成されるとともに、制御装置 5 により印加される電気信号に応じて 3 次元的に (図 1 に示す x 軸方向、y 軸方向及び z 軸方向のいずれの方向にも) 振動可能な構成を有している。

【0 0 2 6】

超音波光変調ユニット 2 2 f は、振動部 2 2 e における振動を伝達するための、例えば水等の超音波伝達媒体により内部が満たされているとともに、光を入射及び出射可能なように、例えばプラスチック等からなる透明部材により外装が形成されている。

20

【0 0 2 7】

また、超音波光変調ユニット 2 2 f は、図 1 に示すように、振動部 2 2 e における振動に応じて振動する。また、超音波光変調ユニット 2 2 f は、超音波を生体組織 1 0 0 1 内部へ出力する、超音波発生部としての音波振動子 2 2 g と、音波振動子 2 2 g と一体的に設けられ、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、超音波収束部としての音響レンズ 2 2 h と、導光ケーブル 2 1 b の端面に接続され、導光ケーブル 2 1 b により伝送された照明光を生体組織 1 0 0 1 の内部における検査対象部位へ出射するとともに、該検査対象部位において反射した反射光を受光可能な送受光部 2 2 i とを内部に有している。さらに、超音波光変調ユニット 2 2 f の内部には、導光ケーブル 2 1 b の一端部が配置されている。

30

【0 0 2 8】

音波振動子 2 2 g 及び音響レンズ 2 2 h は、送受光部 2 2 i から出射される照明光 (及び送受光部 2 2 i 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。そして、超音波光変調ユニット 2 2 f が前述したような構成を有することにより、送受光部 2 2 i 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は、所定の同一方向 (図 1 においては x 軸方向) へ合わさって出力される。

【0 0 2 9】

音響レンズ 2 2 h 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 1 0 0 1 の内部を伝播する。そして、生体組織 1 0 0 1 の内部を伝播する超音波のうち、音圧が密である領域は、ミラーとしての機能を有している。そのため、送受光部 2 2 i 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、反射光として送受光部 2 2 i に入射される。この場合、前記反射光は、周波数の変調を受ける。そのため、前記反射光の周波数は、送受光部 2 2 i から出射された照明光の周波数に比べ、 Δf だけ周波数が異なる。

40

【0 0 3 0】

なお、前述した構成を有する超音波光変調ユニット 2 2 f は、先端部 2 2 に一体的に設けられているものであっても良く、また、先端部 2 2 に対して着脱自在なアダプタとして

50

構成されていても良い。

【0031】

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。

【0032】

光源部としての第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。

10

【0033】

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／散乱検出装置53と、信号処理回路54と、メモリ回路55と、振動部制御回路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。

【0034】

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。

20

【0035】

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／散乱検出装置53に対して出射させる。

【0036】

変調／散乱検出装置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、送受光部22i、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し、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

【0037】

信号処理回路54は、変調／散乱検出装置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、送受光部22i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。

【0038】

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、1画面分ずつモニタ6に対して順次出力する。

40

【0039】

振動部制御回路56は、振動部22eにおける振動状態を制御することにより、生体組織1001の内部を伝播する超音波のうちの音圧が密である領域、すなわち、生体組織1001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。

【0040】

モード切替回路57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。

50

【0041】

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57は、第1光源装置3及び撮像信号処理回路51を動作させるとともに、第2光源装置4、信号処理回路54及び振動部制御回路56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1001が照明され、撮像素子22cにより生体組織1001の撮像が行われる。

【0042】

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57は、第2光源装置4、信号処理回路54及び振動部制御回路56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、超音波光変調観察モードにおいては、送受光部22iから出射された照明光と、音響レンズ22h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1001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。

10

【0043】

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。

【0044】

まず、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57は、第1光源装置3及び撮像信号処理回路51を動作させるとともに、第2光源装置4、信号処理回路54及び振動部制御回路56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21a及び照明光学系22bを介して生体組織1001へ供給される。

20

【0045】

一方、撮像素子22cは、対物光学系22aの視野内において、照明光学系22bにより照明された生体組織1001の像を撮像し、撮像した該生体組織1001の像を撮像信号として出力する。

【0046】

撮像信号処理回路51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、撮像素子22c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55に対して出力する。

30

【0047】

そして、メモリ回路55は、撮像信号処理回路51から出力される映像信号を一時的に保持しつつ、1画面分ずつモニタ6に対して順次出力する。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1001の像が画像表示される。

【0048】

そして、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57は、第2光源装置4、信号処理回路54及び振動部制御回路56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及び送受光部22iを介して生体組織1001へ出力される。

40

【0049】

一方、振動部制御回路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、例えば、振動部22eを図1に示すx軸方向及びz軸方向に対して2次元的に振動させる。

【0050】

振動部22eが振動部制御回路56の制御に基づいて振動すると、超音波を発生している状態の音波振動子22gが合わせて振動する。そして、音響レンズ22hにより収束された前記超音波が生体組織1001へ（図1においてはx軸方向へ）出力される。これにより、音響レンズ22hにより収束された前記超音波が振動部22eの振動の幅に応じた

50

範囲内に出力される。

【0051】

本実施形態の内視鏡2においては、音波振動子22gと、音響レンズ22hと、送受光部22iとが超音波光変調ユニット22fの内部に一体的に設けられていることにより、生体組織1001へ出射される照明光の照射方向と、生体組織1001へ出力される超音波の収束領域（音圧が密である領域）とが合わせこまれる。

【0052】

このような作用により、生体組織1001の内部において、振動部22eの振動の幅に応じた範囲内のスキャンが行われる。

【0053】

図1のx軸方向に存在する生体組織1001へ出力された超音波は、例えば、図1の二点鎖線により示すように収束するとともに、領域R1において音圧が密となる。これにより、生体組織1001内部の領域R1は、ミラーとしての機能を有する。また、導光ケーブル21bにより伝送された後、図1のx軸方向に存在する生体組織1001へ出射された照明光は、例えば、図1の一点鎖線により示す経路を通った後、ミラーとしての機能を有する領域R1において反射し、反射光として送受光部22iに入射される。

【0054】

送受光部22iに入射された反射光は、導光ケーブル21b、光カプラ52及び導光ケーブル58bを介し、変調／散乱検出装置53へ伝送される。

【0055】

変調／散乱検出装置53は、送受光部22i、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を用いて検出し、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。

【0056】

信号処理回路54は、変調／散乱検出装置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、送受光部22iから出射された照明光が反射した箇所（領域R1）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。

【0057】

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、1画面分ずつモニタ6に対して順次出力する。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内部の領域R1近傍における2次元的な断層像が画像表示される。

【0058】

なお、内視鏡2の先端部22は、超音波光変調観察モードにおける照明光及び収束された超音波が、挿入部21の挿入軸に対して平行な方向（図1におけるx軸方向）に出力される構成を有するものに限らない。具体的には、内視鏡2の先端部22は、超音波光変調観察モードにおける照明光及び収束された超音波が、挿入部21の挿入軸に対して垂直な方向（図1におけるz軸方向）に出力されるような、図2に示す先端部22Aとして構成されるものであっても良い。

【0059】

先端部22Aは、図2に示すように、先端部22における超音波光変調ユニット22fの代わりに、超音波光変調ユニット22f1を有して構成されている。

【0060】

超音波光変調ユニット22f1は、プリズム等からなる光反射部材22jを内部に具備する振動部22e1と、音波振動子22gと、音響レンズ22hとを有して構成されている。また、超音波光変調ユニット22f1は、振動部22e1における振動を伝達するための、例えば水等の超音波伝達媒体により内部が満たされているとともに、光を入射及び

10

20

30

40

50

出射可能なように、例えばプラスチック等からなる透明部材により外装が形成されている。

【0061】

振動部 22 e 1 は、光反射部材 22 j から出射される照明光が遮られることなく通過可能なように、例えば、図 2 における z 軸方向側の面の中央部に図示しない穴を有して形成されている。

【0062】

送受光部としての光反射部材 22 j は、導光ケーブル 21 b により内視鏡 2 の挿入軸方向に平行な方向（図 2 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 2 における z 軸方向）へ該照明光を出射する。

10

【0063】

振動部 22 e 1 が振動すると、超音波を発生している状態の音波振動子 22 g が合わせて振動する。そして、音響レンズ 22 h は、音波振動子 22 g において出力された前記超音波を収束し、内視鏡 2 の挿入軸方向に垂直な方向（図 2 における z 軸方向）へ出力する。これにより、音響レンズ 22 h により収束された前記超音波が振動部 22 e 1 の振動の幅に応じた範囲内に出力される。

【0064】

超音波光変調ユニット 22 f 1 が前述したような構成を有することにより、光反射部材 22 j から出射された照明光と、音響レンズ 22 h により収束された超音波とは、所定の同一方向（図 2 においては z 軸方向）へ合わさって出力される。

20

【0065】

このような作用により、生体組織 1001 の内部における、振動部 22 e 1 の振動の幅に応じた範囲内のスキャンが行われる。

【0066】

また、超音波光変調ユニット 22 f 1 が前述したような構成を有することにより、図 2 の z 軸方向に存在する生体組織 1001 へ出力された超音波は、例えば、図 2 の二点鎖線により示すように収束するとともに、領域 R 2 において音圧が密となる。これにより、生体組織 1001 内部の領域 R 2 は、ミラーとしての機能を有する。さらに、超音波光変調ユニット 22 f 1 が前述したような構成を有することにより、導光ケーブル 21 b により伝送され、図 2 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、例えば、図 2 の一点鎖線により示す経路を通った後、ミラーとしての機能を有する領域 R 2 において反射し、反射光として光反射部材 22 j に入射される。そして、送受光部としての光反射部材 22 j に入射された反射光は、図 2 の x 軸方向に反射され、導光ケーブル 21 b に入射された後、制御装置 5 へ伝送される。なお、制御装置 5 の各部が前記反射光に対して行う処理は、前述した処理と同様である。

30

【0067】

なお、前述した構成を有する超音波光変調ユニット 22 f 1 は、先端部 22 A に一体的に設けられているものであっても良く、また、先端部 22 A に対して着脱自在なアダプタとして構成されていても良い。

【0068】

内視鏡 2 が図 2 に示す先端部 22 A を有する場合、対物光学系 22 a の視野内に存在する生体組織 1001 の変調／散乱特性情報を得ることが可能であるため、ユーザは、該生体組織 1001 における観察をより精緻に行うことができる。

40

【0069】

なお、本実施形態の生体観察システム 1 は、内視鏡 2 の挿入軸方向に存在する生体組織の断層像を観察可能なものに限らず、超音波及び照明光の出射方向を変更可能な構成を具備することにより、例えば、大腸等の管状組織における周方向に存在する生体組織の断層像を観察可能な、図 3 に示す生体観察システム 1 A として構成されるものであっても良い。

【0070】

50

生体観察システム 1 A は、図 1 の内視鏡 2 が有する超音波光変調ユニット 2 2 f の代わりに超音波光変調ユニット 2 2 f 2 が設けられた先端部 2 2 B を具備する内視鏡 2 A と、前述した構成の第 1 光源装置 3 と、前述した構成の第 2 光源装置 4 と、図 1 の制御装置 5 の構成にモータ 5 9 を加えた制御装置 5 A と、前述した構成のモニタ 6 と、を要部として有している。また、生体観察システム 1 A においては、モータ 5 9 及び超音波光変調ユニット 2 2 f 2 の間が、内視鏡 2 の挿入軸方向に対して平行に配置されたフレキシブルシャフト 5 9 a により接続されているとともに、導光ケーブル 2 1 b の一部（または全部）がフレキシブルシャフト 5 9 a の内部に配置されている。なお、先端部 2 2 B のより具体的な構成は、例えば図 4 に示すようなものとなる。

【0071】

10

超音波光変調ユニット 2 2 f 2 は、図 3 に示すように、音波振動子 2 2 g、音響レンズ 2 2 h 及び光反射部材 2 2 j の各部を内部に有して構成されているとともに、該各部にフレキシブルシャフト 5 9 a の一端側が接続されている。

【0072】

また、超音波光変調ユニット 2 2 f 2 は、振動部 2 2 e における振動を伝達するための、例えば水等の超音波伝達媒体により内部が満たされているとともに、光を入射及び出射可能なように、例えばプラスチック等からなる透明部材により外装が形成されている。

【0073】

モータ 5 9 は、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、フレキシブルシャフト 5 9 a を回転させる。これにより、超音波光変調ユニット 2 2 f 2 の内部に設けられた各部（音波振動子 2 2 g、音響レンズ 2 2 h 及び光反射部材 2 2 j）が、フレキシブルシャフト 5 9 a を中心軸として回転する。このような構成により、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は、フレキシブルシャフト 5 9 a の回転に伴い、互いに合わさった状態として、内視鏡 2 の挿入軸に対して周方向に出力される。

20

【0074】

そして、例えば、導光ケーブル 2 1 b により伝送され、光反射部材 2 2 j から出射された照明光及び音響レンズ 2 2 h により収束された超音波が図 3 の z 軸方向に出力された場合、該超音波は、図 3 の二点鎖線により示すように収束するとともに、生体組織 1 0 0 1 内部の領域 R 3 において音圧が密となる。これにより、生体組織 1 0 0 1 内部の領域 R 3 は、ミラーとしての機能を有する。また、導光ケーブル 2 1 b により伝送され、光反射部材 2 2 j から出射された照明光及び音響レンズ 2 2 h により収束された超音波が図 3 の z 軸方向に出力された場合、該照明光は、例えば、図 3 の一点鎖線により示す経路を通った後、ミラーとしての機能を有する領域 R 3 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。そして、光反射部材 2 2 j に入射された反射光は、図 3 の x 軸方向に反射され、導光ケーブル 2 1 b に入射された後、制御装置 5 へ伝送される。なお、制御装置 5 の各部が前記反射光に対して行う処理は、前述した処理と同様である。

30

【0075】

なお、前述した構成を有する超音波光変調ユニット 2 2 f 2 は、先端部 2 2 B に一体的に設けられているものであっても良く、また、先端部 2 2 B に対して着脱自在なアダプタとして構成されていても良い。

40

【0076】

生体観察システム 1 A が図 3 に示すような構成を有する場合、先端部 2 2 B の周方向に存在する生体組織 1 0 0 1 の変調／散乱特性情報を得ることが可能であるため、ユーザは、内視鏡 2 A の位置を変えずにより広い範囲の断層像を観察することができる。

【0077】

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）及び内視鏡 2 A（生体観察システム 1 A）は、超音波の収束領域と光の照射方向との位置関係を合わせつつ、該超音波及び該光を出力可能な構成を有している。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）及び内視鏡 2 A（生体観察シス

50

テム 1 A) は、生体深層の所望の部位の特性情報を従来に比べて広範囲に取得し易い。

【0078】

(第 2 の実施形態)

図 5 及び図 6 は、本発明の第 2 の実施形態に係るものである。図 5 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 6 は、図 5 の内視鏡における先端部の具体的な構成の一例を示す図である。

【0079】

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、第 1 の実施形態と同様の構成要素については、同一の符号を用いて説明は省略する。さらに、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。

【0080】

本実施形態の生体観察システム 1 B は、図 5 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 B 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。

【0081】

内視鏡 2 B は、図 5 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 2 1 と、挿入部 2 1 の先端側に設けられた先端部 2 2 C 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 B の先端部 2 2 C 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 2 2 C 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 2 2 C は、内視鏡 2 B 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 2 2 a 及び照明光学系 2 2 b と、対物光学系 2 2 a の結像位置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。

【0082】

また、先端部 2 2 C は、振動緩衝部材 2 2 d と、振動緩衝部材 2 2 d に接続される振動部 2 2 e と、振動部 2 2 e に接続される保持部材 2 2 k と、保持部材 2 2 k に接続される音波振動子 2 2 g と、を内部に有している。さらに、先端部 2 2 C の外周面上であって、かつ、音波振動子 2 2 g からの超音波の出力側の面には、音響レンズ 2 2 h が設けられている。なお、先端部 2 2 C のより具体的な構成は、図 6 に示すようなものとなる。

【0083】

送受光部としての保持部材 2 2 k は、例えば樹脂等により形成され、ハーフミラー 2 2 l 及び全反射ミラー 2 2 m を内部に保持可能な構成を有するとともに、入射される光を集光する、光収束部としての集光レンズ 2 2 n と 2 2 o とを有して構成されている。

【0084】

ハーフミラー 2 2 l は、導光ケーブル 2 1 b により伝送された照明光のうち、一部を反射して集光レンズ 2 2 n へ出射するとともに、他の一部を透過して全反射ミラー 2 2 m へ出射する。また、全反射ミラー 2 2 m は、ハーフミラー 2 2 l を透過した照明光を反射して集光レンズ 2 2 o へ出射する。

【0085】

なお、先端部 2 2 C 及び音響レンズ 2 2 h には、先端部 2 2 C の外部から集光レンズ 2 2 n 及び 2 2 o の各々に対して入射される光と、集光レンズ 2 2 n 及び 2 2 o の各々から先端部 2 2 C の外部に対して出射される光とがいずれも遮られることなく通過可能なように、例えば、該光が通過する経路上に図示しない穴が形成されているものとする。さらに、先端部 2 2 C 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

10

20

30

40

50

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。

【0086】

また、先端部22Cが有する、ハーフミラー221、全反射ミラー22m、集光レンズ22n、集光レンズ22o及び音響レンズ22hは、超音波の収束領域と光の照射方向とが合わせこまれるように、予め定められた位置に各々配置されているものとする。

【0087】

また、本実施形態において、集光レンズ22n及び22oは、樹脂またはガラス等からなる固体レンズであっても良いし、図示しない電圧印加部における電圧の印加に応じて屈折率を変更可能な液体レンズであっても良い。

【0088】

次に、本実施形態の生体観察システム1Bの作用について説明を行う。

【0089】

まず、生体観察システム1Bが通常観察モードとして設定されると、モード切替回路57は、第1光源装置3及び撮像信号処理回路51を動作させるとともに、第2光源装置4、信号処理回路54及び振動部制御回路56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21a及び照明光学系22bを介して生体組織1001へ供給される。

【0090】

一方、撮像素子22cは、対物光学系22aの視野内において、照明光学系22bにより照明された生体組織1001の像を撮像し、撮像した該生体組織1001の像を撮像信号として出力する。

【0091】

撮像信号処理回路51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、撮像素子22cから出力された撮像信号にに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。

【0092】

そして、メモリ回路55は、撮像信号処理回路51から出力される映像信号を一時的に保持しつつ、1画面分ずつモニタ6に対して順次出力する。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1001の像が画像表示される。

【0093】

その後、生体観察システム1B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57は、第2光源装置4、信号処理回路54及び振動部制御回路56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は、導光ケーブル58a、光カプラ52、導光ケーブル21bの各部へ順次伝達された後、保持部材22kが有する各部（ハーフミラー221、全反射ミラー22m、集光レンズ22n及び22o）の作用により集光された状態として生体組織1001へ出射される。

【0094】

一方、振動部制御回路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、例えば、振動部22eを図5に示すx軸方向及びz軸方向に対して2次元的に振動させる。

【0095】

振動部22eが振動部制御回路56の制御に基づいて振動すると、超音波を発生している状態の音波振動子22gが合わせて振動する。そして、音響レンズ22hにより収束された前記超音波が生体組織1001へ（図5においてはz軸方向へ）出力される。

【0096】

このような作用により、音波出力／送受光装置22pにおいて発せされた前記超音波が振動部22eの振動の幅に応じた範囲内に出力されるとともに、生体組織1001の内部における、振動部22eの振動の幅に応じた範囲内のスキャンが行われる。

10

20

30

40

50

【0097】

図5のz軸方向に存在する生体組織1001へ出力された超音波は、例えば、図5の二点鎖線により示すように収束するとともに、領域R4において音圧が密となる。これにより、生体組織1001内部の領域R4は、ミラーとしての機能を有する。また、集光レンズ22n及び22oにより集光された後、図5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、例えば、図5の一点鎖線により示す経路を各々通った後、ミラーとしての機能を有する領域R4において反射し、反射光として集光レンズ22n及び22oに入射される。

【0098】

集光レンズ22nに入射された反射光は、ハーフミラー221により反射された後、導光ケーブル21bに対して出射される。一方、集光レンズ22oに入射された反射光は、全反射ミラー22mにより反射され、ハーフミラー221を透過した後、導光ケーブル21bに対して出射される。そして、導光ケーブル21bに入射された各反射光は、光カップラ52及び導光ケーブル58bを介し、変調／散乱検出装置53へ伝送される。

【0099】

変調／散乱検出装置53は、導光ケーブル21b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を用いて検出し、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。

【0100】

信号処理回路54は、変調／散乱検出装置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、送受光部22iから出射された照明光が反射した箇所（領域R4）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。

【0101】

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、1画面分ずつモニタ6に対して順次出力する。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内部の領域R4近傍における2次元的な断層像が画像表示される。

【0102】

以上に述べたように、本実施形態の内視鏡2Bは、超音波の収束領域と光の照射方向との位置関係を合わせつつ、該超音波及び該光を出力可能な構成を有している。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2Bは、生体深層の所望の部位の特性情報を従来に比べて広範囲に取得し易い。

【0103】

また、本実施形態の内視鏡2B（生体観察システム1B）は、導光ケーブル21bにより伝送された照明光が、ハーフミラー221及び全反射ミラー22mにより2つに分けられた後、集光レンズ22n及び22oにより各々収束された状態として先端部22Cから出射される、という構成を有している。これにより、本実施形態の内視鏡2Bは、生体深層の所望の部位における特性情報を従来に比べて広範囲に検出し易い。

【0104】

（第3の実施形態）

図7は、本発明の第3の実施形態に係るものである。図7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。

【0105】

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、第1の実施形態及び第2の実施形態と同様の構成要素については、同一の符号を用いて説明は省略する。さらに、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の構成と類似しているため、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。

10

20

30

40

50

【0106】

本実施形態の生体観察システム1Cは、図7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検査対象部位（または被写体）としての生体組織1001の観察が可能な内視鏡2Cと、第1の実施形態及び第2の実施形態と同様の構成を有する第1光源装置3と、内視鏡2C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の実施形態及び第2の実施形態と同様の構成を有するモニタ6と、第1の実施形態における振動部制御回路56と同様の構成を具備する振動部制御装置7と、シース8と、を要部として有している。

【0107】

内視鏡2Cは、図7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22D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22D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22D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22Dは、内視鏡2C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、音波出力／送受光装置22p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。

【0108】

音波出力／送受光装置22pは、半導体レーザ等からなる図示しない光源と、フォトトランジスタ等からなる図示しない受光素子と、音波振動子22gと同様の構成である図示しない音波振動子と、音響レンズ22hと同様の構成である図示しない音響レンズと、を有している。そして、音波出力／送受光装置22pは、モード切替回路57の動作指示に基づき、超音波光変調観察モードにおいて、図示しない光源から発せられた照明光を生体組織1001に対して出射するとともに、該照明光が生体組織1001内部において反射された光である反射光を図示しない受光素子により受光し、受光した該反射光を導光ケーブル21bへ出射する。なお、本実施形態において、音波出力／送受光装置22pは、図7に示すx軸方向に対して照明光を出射するものであるとする。

【0109】

また、音波出力／送受光装置22pは、モード切替回路57の動作指示に基づき、超音波光変調観察モードにおいて、図示しない音波振動子から発せられた超音波を、図示しない音響レンズにより収束しつつ生体組織1001に対して出力する。

【0110】

制御装置5Aは、光カプラ52と、振動部制御回路56とを第1の実施形態における制御装置5から取り除いた構成と略同様の構成を有している。

【0111】

シース8は、内視鏡2Cの挿入部21及び先端部22Dの外周面に対して着脱自在であるとともに、挿入部21及び先端部22Dを覆うことができるように、例えば、細長な円筒形状を有して形成されている。また、シース8は、振動緩衝部材22dと略同様の構成の振動緩衝部材22d1と、振動部22eと略同様の構成であって、振動部制御装置7により印加される電気信号に応じて3次元的に（図1に示すx軸方向、y軸方向及びz軸方向のいずれの方向にも）振動可能な振動部22e2と、を先端部22D側の内部に有している。

【0112】

次に、本実施形態の生体観察システム1Cの作用について説明を行う。

【0113】

まず、ユーザは、生体観察システム1Cにおける観察を行う事前に、振動緩衝部材22

10

20

30

40

50

d 1 が対物光学系 2 2 a、照明光学系 2 2 b 及び撮像素子 2 2 c 側に配置され、かつ、振動部 2 2 e 2 が音波出力／送受光装置 2 2 p 側に配置されるように、シース 8 を内視鏡 2 C の挿入部 2 1 及び先端部 2 2 D の外周面に沿って被せる。

【0114】

その後、生体観察システム 1 C 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、音波出力／送受光装置 2 2 p、信号処理回路 5 4 及び振動部制御装置 7 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。

【0115】

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。

【0116】

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。

【0117】

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、1 画面分ずつモニタ 6 に対して順次出力する。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。

【0118】

その後、生体観察システム 1 C 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、音波出力／送受光装置 2 2 p、信号処理回路 5 4 及び振動部制御装置 7 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、音波出力／送受光装置 2 2 p から出射された照明光は、生体組織 1 0 0 1 に対して出射される。

【0119】

一方、振動部制御装置 7 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、例えば、振動部 2 2 e 2 を図 7 に示す x 軸方向及び z 軸方向に対して 2 次元的に振動させる。

【0120】

振動部 2 2 e 2 が振動部制御装置 7 の制御に基づいて振動すると、超音波を発生している状態の、音波出力／送受光装置 2 2 p に設けられた図示しない音波振動子が合わせて振動する。そして、音波出力／送受光装置 2 2 p に設けられた図示しない音響レンズにより収束された前記超音波が生体組織 1 0 0 1 へ（図 7 においては x 軸方向へ）出力される。これにより、音波出力／送受光装置 2 2 p において発せされた前記超音波が振動部 2 2 e 2 の振動の幅に応じた範囲内に出力される。

【0121】

音波出力／送受光装置 2 2 p において発せされた後、図 7 における x 軸方向へ出力された超音波は、生体組織 1 0 0 1 内部において、音圧が密な領域を形成する。また、音波出力／送受光装置 2 2 p において発せされた後、図 7 の x 軸方向へ出射された照明光は、前記領域において反射し、反射光として音波出力／送受光装置 2 2 p に入射される。

【0122】

このような作用により、生体組織 1 0 0 1 の内部における、振動部 2 2 e 2 の振動の幅に応じた範囲内のスキャンが行われる。

【0123】

音波出力／送受光装置 2 2 p に入射された反射光は、導光ケーブル 2 1 b により伝送された後、変調／散乱検出装置 5 3 へ出射される。

【0124】

10

20

30

40

50

変調／散乱検出装置 5 3 は、導光ケーブル 2 1 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を用いて検出し、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。

【0125】

信号処理回路 5 4 は、変調／散乱検出装置 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、送受光部 2 2 i から出射された照明光が反射した箇所近傍の変調／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。

【0126】

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、1 画面分ずつモニタ 6 に対して順次出力する。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 2 次元的な断層像が画像表示される。

【0127】

なお、生体観察システム 1 C においては、音波出力／送受光装置 2 2 p が図 7 の z 軸方向に対して照明光を出射可能であるとともに、振動部 2 2 e 2 が該照明光を通過させるための図示しない穴を有して構成されるものであっても良い。

【0128】

以上に述べたように、本実施形態の内視鏡 2 C（生体観察システム 1 C）は、シース 8 の位置を適宜調整することにより、超音波の収束領域と光の照射方向との位置関係を合わせつつ、該超音波及び該光を出力可能な構成を有している。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 C は、シース 8 と併せて用いられることにより、生体深層の所望の部位の特性情報を従来に比べて広範囲に取得し易い。

【0129】

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】

【0130】

【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。

【図 2】図 1 の内視鏡における先端部の変形例を示す図。

【図 3】図 1 の生体観察システムの変形例を示す図。

【図 4】図 3 の内視鏡が有する先端部の具体的な構成の一例を示す図。

【図 5】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 6】図 5 の内視鏡が有する先端部の具体的な構成の一例を示す図。

【図 7】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。

【符号の説明】

【0131】

1, 1 A, 1 B, 1 C・・・生体観察システム、2, 2 A, 2 B, 2 C・・・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、7・・・振動部制御装置、8・・・シース、2 1・・・挿入部、2 1 a, 2 1 b, 5 8 a, 5 8 b・・・導光ケーブル、2 2, 2 2 A, 2 2 B, 2 2 C, 2 2 D・・・先端部、2 2 a・・・対物光学系、2 2 b・・・照明光学系、2 2 c・・・撮像素子、2 2 d, 2 2 d 1・・・振動緩衝部材、2 2 e, 2 2 e 1, 2 2 e 2・・・振動部、2 2 f, 2 2 f 1, 2 2 f 2・・・超音波光変調ユニット、2 2 g・・・音波振動子、2 2 h・・・音響レンズ、2 2 i・・・送受光部、2 2 j・・・光反射部材、2 2 k・・・保持部材、2 2 l・・・ハーフミラー、2 2 m・・・全反射ミラー、2 2 n・・・集光レンズ、2 2 o

10

20

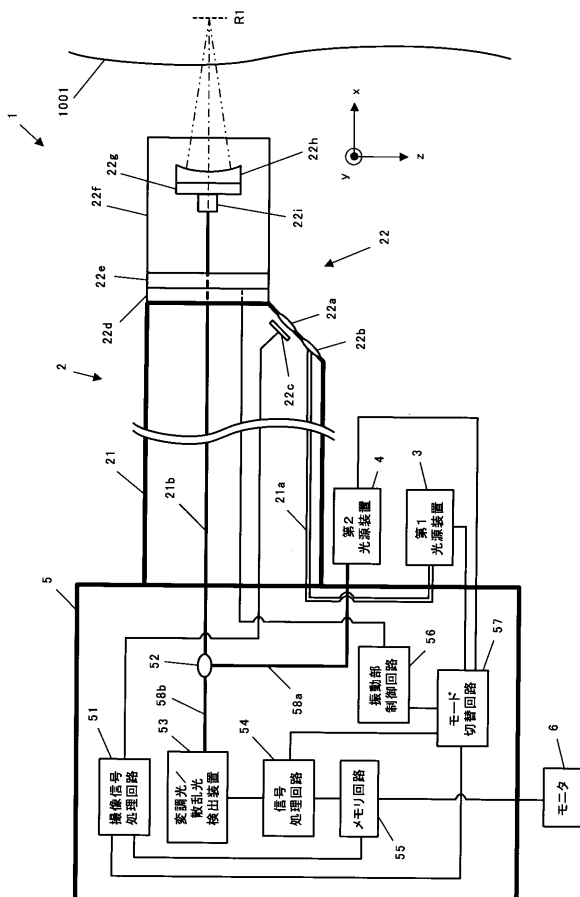
30

40

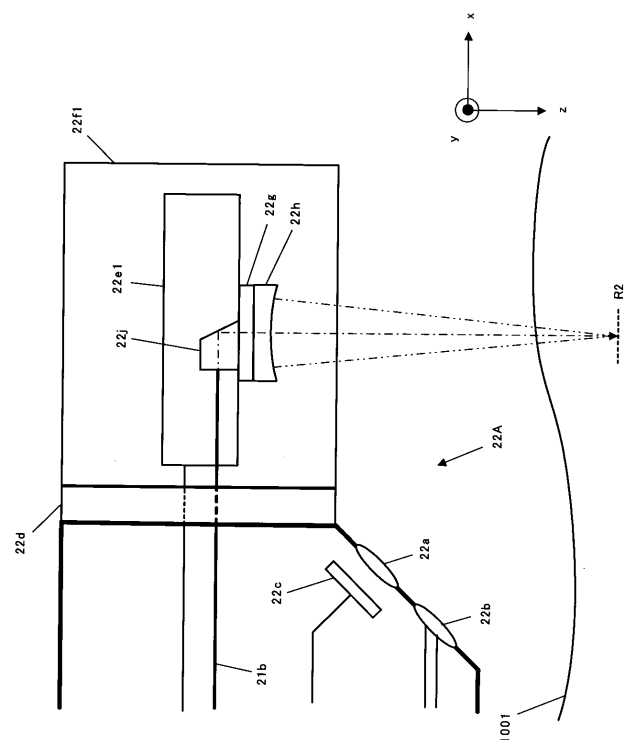
50

・・・集光レンズ、22p・・・音波出力／送受光装置、51・・・撮像信号処理回路、
 52・・・光カプラ、53・・・変調／散乱検出装置、54・・・信号処理回路、55・・・メモリ回路、56・・・振動部制御回路、57・・・モード切替回路、59・・・モータ、59a・・・フレキシブルシャフト、1001・・・生体組織

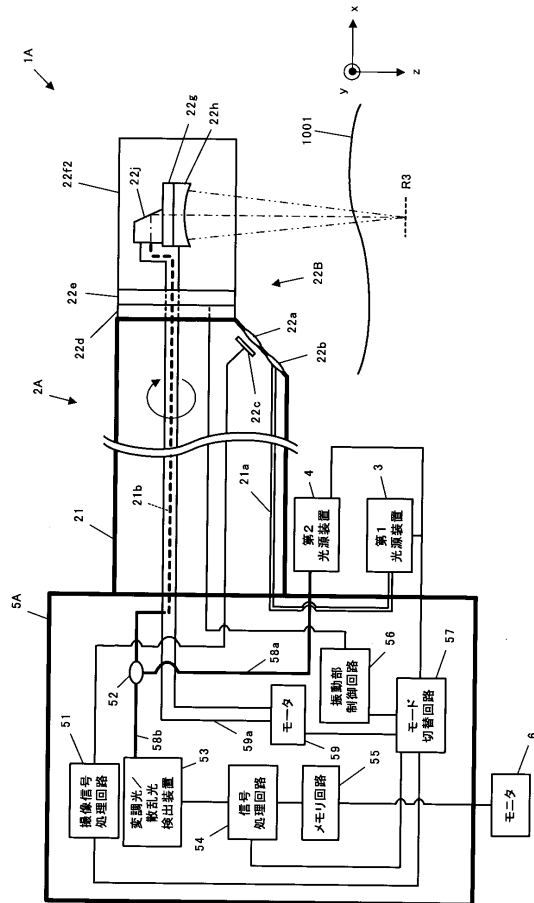
【図 1】



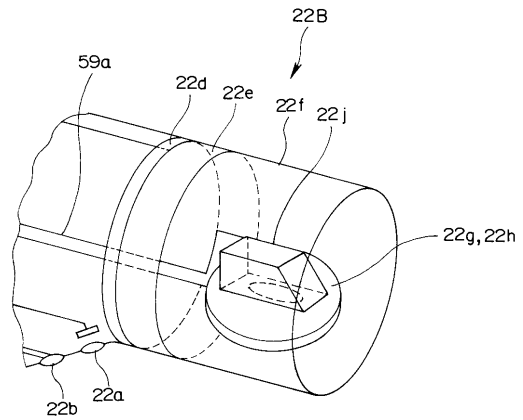
【図 2】



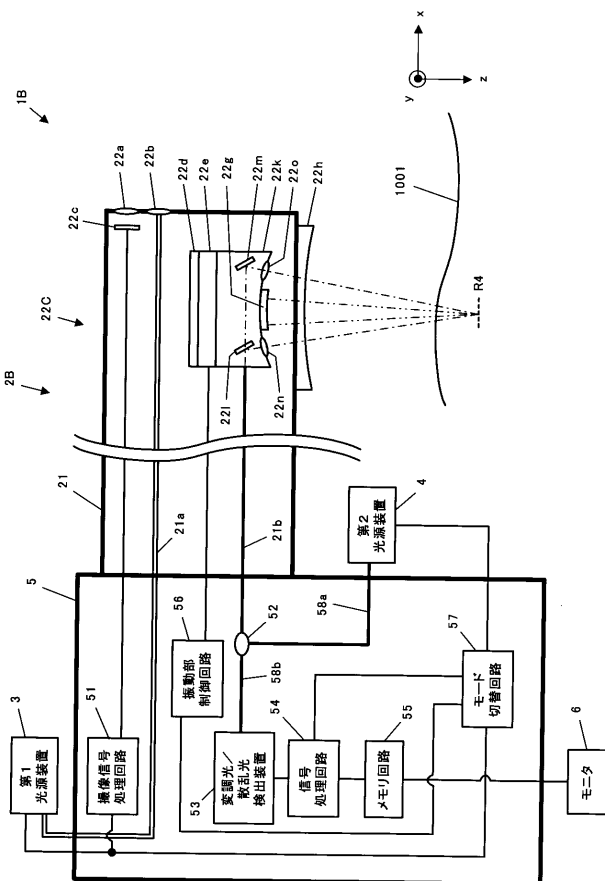
【図 3】



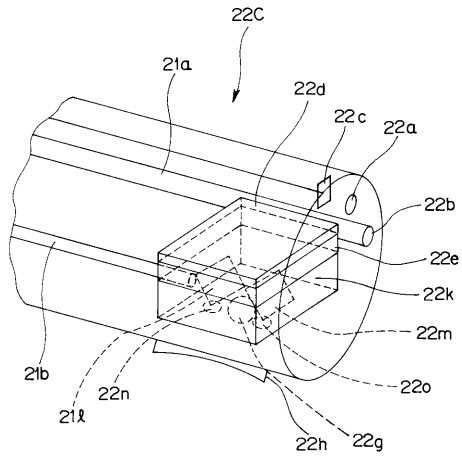
【図 4】



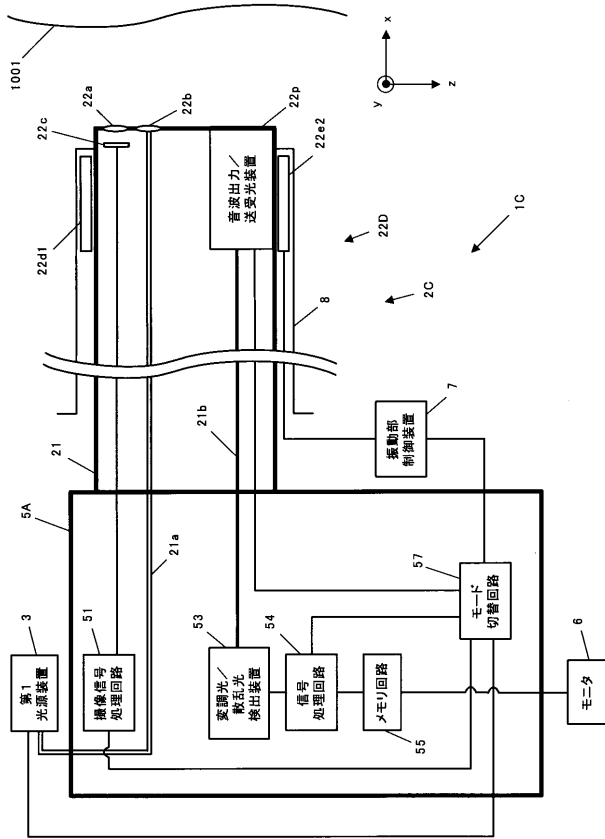
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	内窥镜和生物体观察系统		
公开(公告)号	JP2008237235A	公开(公告)日	2008-10-09
申请号	JP2007077653	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 五十嵐誠		
发明人	後野 和弘 五十嵐 誠		
IPC分类号	A61B1/00 A61B10/00 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 A61B10/00.E G01N21/17.620 A61B8/12 A61B1/00.500 A61B1/00.523 A61B1/00.550 A61B1/00.650 A61B1/00.715		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE01 2G059/EE02 2G059/FF02 2G059/GG01 2G059/GG09 2G059/JJ17 2G059/KK04 2G059/PP04 4C061/BB08 4C061/CC04 4C061/FF40 4C061/HH54 4C601/DE20 4C601/EE30 4C601/FE02 4C601/FF20 4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/FF40 4C161/HH54		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜，其能够在比传统情况更宽的范围内容易地获得深生物体的期望部分的特征信息。 解决方案：根据本发明的内窥镜包括：超声波发生器，用于将超声波输出到活组织内的检查目标部分；以及超声波发生器，用于发射可以到达从光源部件发射的检查目标部分的照明光。发光/接收单元，其发射光并且能够接收由超声波到达区域反射的反射光；以及振动单元，其使超声波发生单元振动。 点域1

