

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 1 N 21/17	A	7370-2 J		
A 6 1 B 10/00	E			
G 0 1 N 21/27	A	7370-2 J		

審査請求 未請求 請求項の数1(全 17 頁)

(21)出願番号 特願平4-310568

(22)出願日 平成4年(1992)11月19日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 田口 晶弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 高山 修一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 伊藤 進

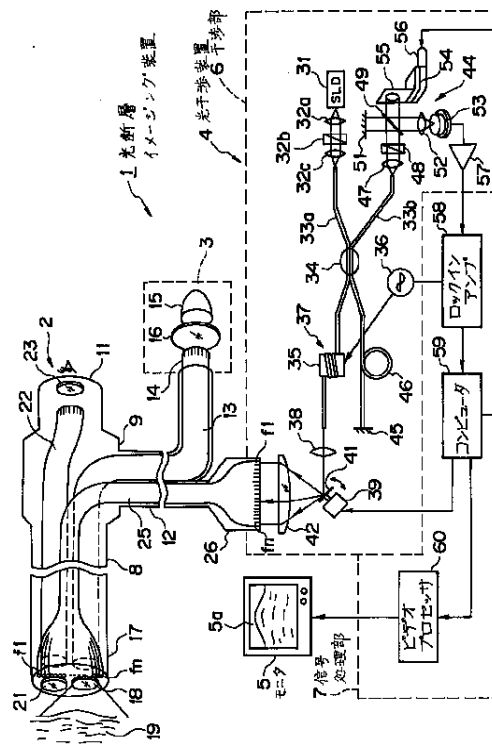
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 光断層イメージング装置

(57)【要約】

【目的】 体腔内部の組織に対する診断を行うための光断層像を得ることのできる光断層イメージング装置を提供すること。

【構成】 被検体内に挿入可能な細長の挿入部8を有する内視鏡2内に低干渉性光を導光する光ファイババンドル25を挿通し、挿入部8の先端側の端面から関心部位19側に出射すると共に、関心部位19側で反射された測定光を逆方向に伝送し、干渉部6内部の(干渉光)検出部44に導く。光ファイババンドル25の各光ファイバにはスキャナ39で順次低干渉性光が導光される。検出部44はミラー45で反射された参照光の光路長と殆ど同じ光路長となる測定光とを干渉させて検出し、ミラー45を可動することにより深さ方向の断層像を得られるようにする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体内に挿入可能な細長の挿入部と、低干渉性光を発生する低干渉性光発生手段と、前記挿入部内に挿通され、前記挿入部の先端側の端面から被検体側に前記低干渉性光を複数の位置に出射すると共に、被検体側で反射された反射光を検出するための複数の光ファイバからなる導光手段と、前記低干渉性光を前記複数の光ファイバに順次導光し、出射位置を変化すると共に、被検体側で反射された反射光を順次検出するための光走査手段と、前記光走査手段で検出した反射光と前記低干渉性光から生成した基準光とを干渉させて、干渉した干渉光に対応する干渉信号を抽出する干渉光抽出手段と、前記基準光側又は反射光側の光路長を変化させる光路長変化手段と、前記干渉信号に対する信号処理を行い、前記被検体の深さ方向の断層像を構築する信号処理手段と、を有することを特徴とする光断層イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、低干渉性光を用いて被検体に対する断層像を得る光断層イメージング装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、生体組織を診断する場合、その組織の表面状態の光学的情報を得るイメージング装置の他に、組織内部の光学的情報を得ることのできる光CT装置が提案されている。

【0003】この光CT装置としてはピコ秒パルスを用いて、生体内部の情報を検出し、断層像を得る。しかしながら、ピコ秒パルスオーダの極短パルス光を発生するレーザ光源は高価で大型となり、取扱いも面倒である。

【0004】最近になって、低干渉性光を用いて被検体に対する断層像を得る干渉型OCT（オプティカル・コヒーレンス・トモグラフィ）が例えばScience Vol. 254, 1178（1991）に提案されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】上記干渉型OCTでは生体表面近くの組織に対しては使用可能であるが、体腔内部の任意の部位の組織に対する診断を行うための情報を得るためには、診断を望む部位に設定する手段を有しないので、実質的には不可能になる。

【0006】本発明は、上述した点にかんがみてなされたもので、体腔内部の組織に対する診断を行うための光断層像を得ることのできる光断層イメージング装置を提供することを目的としている。

【0007】

【課題を解決するための手段及び作用】被検体内に挿入可能な細長の挿入部と、低干渉性光を発生する低干渉性

光発生手段と、前記挿入部内に挿通され、前記挿入部の先端側の端面から被検体側に前記低干渉性光を複数の位置に出射すると共に、被検体側で反射された反射光を検出するための複数の光ファイバからなる導光手段と、前記低干渉性光を前記複数の光ファイバに順次導光し、出射位置を変化すると共に、被検体側で反射された反射光を順次検出するための光走査手段と、前記光走査手段で検出した反射光と前記低干渉性光から生成した基準光とを干渉させて、干渉した干渉光に対応する干渉信号を抽出する干渉光抽出手段と、前記基準光側又は反射光側の光路長を変化させる光路長変化手段と、前記干渉信号に対する信号処理を行い、前記被検体の深さ方向の断層像を構築する信号処理手段と、を設けることにより、挿入部により体腔内に導光部材の先端側を導くことができ、体腔内の組織の深さ方向に対する断層像を得ることができる。

【0008】

【実施例】以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。図1は本発明の第1実施例の光断層イメージング装置を示す。この第1実施例の光断層イメージング装置1は体腔内の任意の部位を観察可能な内視鏡2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2内に設けられた低干渉性の光を導光する導光部材が接続され、光断層イメージングを行う光干渉装置4と、この光干渉装置4による光断層像を表示する表示装置としてのモニタ5とから構成される。

【0009】上記光干渉装置4は低干渉性の光を用いて光断層像を生成するために測定光と参照光との干渉光検出を行う干渉部6と、この干渉部6により得られる干渉光に対応する電気信号を信号処理して光断層像に対応する映像信号を生成する信号処理部7とからなり、この映像信号はモニタ5に表示される。

【0010】上記内視鏡2は細長で可撓性を有する挿入部8と、この挿入部8の後端に設けられた太幅の操作部9と、この操作部9の後端に設けられた接眼部11と、操作部9の側部から外部に延出されたライトガイドケーブル12とからなる。

【0011】挿入部8、操作部9及び途中で分岐される一方のライトガイドケーブル12内にはライトガイド13が挿通され、その手元側端部のコネクタ14を光源装置3に着脱自在で装着できる。この装着状態では、光源装置3内部の例えばキセノンランプ15の白色照明光がコンデンサレンズ16で集光されて、ライトガイド13の端部に供給され、この照明光はライトガイド13で伝送され、挿入部8の先端部17の照明窓に固定された他方の端面からさらに照明レンズ18を介して前方に出射される。

【0012】照明レンズ18を介して出射された照明光により、照明された患部等の観察関心部位19は照明レンズ18に隣接する観察窓に取り付けた対物レンズ21

によってその光学像がその焦点面に結ばれる。この焦点面の位置には像伝送の機能を有するイメージガイド22の一方の端面が配置され、このイメージガイド22によって接眼部11側の端面に光学像が伝送される。

【0013】接眼部11の接眼窓内側にはイメージガイド22の端面に対向して接眼レンズ23が取り付けられてあり、術者は接眼窓に目を近づけることにより、接眼レンズ23を介して伝送された光学像を拡大観察することができる。

【0014】なお、操作部9には図示しない湾曲操作機構が設けてあり、湾曲操作ノブを操作することにより、先端部17の後端に形成された湾曲部を上下、左右の任意の方向に湾曲でき、術者は観察を望む関心部位19を観察するのに適した方向に先端部17の観察窓を向けることができる。

【0015】この内視鏡2にはさらに低干渉性の光を偏波面を保持して伝送する偏波保持ファイババンドル25が挿通されている。つまり、挿入部8、操作部9及び途中で分岐されるライトガイドケーブル12には偏波保持ファイババンドル25が挿通され、ライトガイドケーブル12の先端のコネクタ26を光干渉装置4の干渉部6に着脱自在で装着することができる。

【0016】この偏波保持ファイババンドル25は例えば途中部分は断面が円形であるが、両端では断面が直線状となるように偏波保持ファイバがn本配列されている。また、図1に示すように一方の端部でのファイバf1, ..., fnの配列は他方の端部でのファイバf1, ..., fnの配列に対応するように配列されている。

【0017】上記干渉部6内に配置した低干渉性の光源としての超高輝度発光ダイオード（以下、SLDと略記）31の例えば830nmの波長で、例えば可干渉距離が数10ないし数1000 μ m程度の光はレンズ32a, 偏光子32b, レンズ32cを経て一定の偏波面の直線偏光の光にされ、シングルモード光ファイバ33aの一方の端面から入射し、他方の端面側に伝送される。

【0018】この光ファイバ33aは途中のPANDAカップラ34で他方のシングルモード光ファイバ33bと光学的に結合されている。従って、このカップラ34部分で2つに分岐されて伝送される。光ファイバ33aの（カップラ34より）先端側は、ジルコン酸鉛のセラミックス（PZTと略記）35等の圧電素子に巻回されている。

【0019】このPZT35は発振器36から駆動信号が印加され、光ファイバ33aを振動させることにより伝送される光を変調する変調器37を形成する。この駆動信号の周波数は例えば5~20KHzである。変調された光は光ファイバ33aの先端面から出射され、この先端面に対向するレンズ38を介してスキヤナ39のミラー41に入射する。このミラー面41はスキヤナ39により、入射角が変化するように回動される。

【0020】このミラー41で反射された光はシリンドリカルレンズ42を経て偏波保持ファイババンドル25のファイバf1, ..., fnに順次入射される。この偏波保持ファイババンドル25で伝送され、先端部17側のファイバf1, ..., fnの端面から順次出射され、関心部位19をほぼ直線状にスキヤンする。関心部位19側で反射された光は偏波保持ファイババンドル25により伝送され、シリンドリカルレンズ42、ミラー41及びレンズ38を経て光ファイバ33aの先端面に入射される。

【0021】この光はカップラ34でほぼ半分が光ファイバ33bに移り、（干渉光）検出部44に導かれる。また、この光ファイバ33bはその先端面に取り付けたミラー45で反射された光（SLD31側からの光がカップラ34で分岐された参照光）も伝送し、検出部44に導く。つまり、検出部44側に導かれる光は偏波保持ファイババンドル25側に伝送され、関心部位19側で反射された測定光と、ミラー45で反射された参照光とが混ざったものとなる。

【0022】なお、光ファイバ33bにおけるミラー45に固定された先端部とカップラ34との間には光ファイバ33aにおける変調器37形成のために巻回された部分での光路長と、偏波保持ファイババンドル25側による光路長とをほぼ補償するための光路長に設定した補償リング46が設けてある。光ファイバ33bの後端面から出射された光はレンズ47で平行光束にされ、検光子48で上記偏波面の光成分が抽出された後、ハーフミラー49で透過光と反射光に分岐される。

【0023】反射光はミラー51で反射され、（さらにハーフミラー49で透過された光成分が）レンズ52で集光されて、光検出器としてのシリコンフォトダイオード（Si-PDと略記）53で受光される。又、透過光はXステージ54に取り付けたミラー55で反射され、（さらにハーフミラー49で反射された光成分が）レンズ52で集光されて、Si-PD53で受光される。

【0024】Xステージ54は例えばステッピングモータ56によって光ファイバ33bの端面に対向する方向に移動され、参照光側の光路長を変化できるようになっている。

【0025】ミラー45、55で反射された参照光がSi-PD53に入射されるまでの光路長と、偏波保持ファイババンドル25を経て関心部位19のある深さから戻った測定光がミラー51で反射されてSi-PD53に入射されるまでの光路長とが殆ど等しくなる場合におけるその深さに対する干渉光が検出され、従って参照光側の光路長を変化することにより深さ方向の光断層像生成のための干渉光データが得られる。

【0026】なお、ハーフミラー49とミラー51までの光路長及びハーフミラー49とミラー55までの光路

長は少なくとも低干渉性の光の干渉範囲よりずれるように設定され、例えば測定されるべき光自身がハーフミラー49で透過光と反射光に分岐された後にハーフミラー49で干渉が起これないように設定されている。

【0027】上記Si-PPD53で光電変換された信号は、プリアンプ57で増幅された後、信号処理部7のロックインアンプ58の信号入力端に入力される。このロックインアンプ58の参照信号入力端には発振器36の駆動信号又はこれと同一位相の信号が参照信号として入力され、プリアンプ57を経た信号における参照信号と同一位相の信号成分が抽出され、さらに検波増幅される。

【0028】このロックインアンプ58の出力はコンピュータ59に入力され、偏波保持ファイババンドル25を形成する各ファイバ f_i ($i=1\sim n$) によって得られた信号から断層像に対応した映像信号を生成するための制御を行う。

【0029】つまり、ファイバ f_1 からファイバ f_n に光が順次入力されるようにスキャナ39に制御信号を送る。ファイバ f_1 からファイバ f_n に光が順次スキャンされた状態で、ロックインアンプ58から入力された信号を(A/Dコンバータでデジタル量に変換して)例えば図示しない画像メモリに格納する。

【0030】ファイバ f_n までスキャンが終了すると、ステップモータ56に制御信号を送り、ミラー55を少し移動させる制御を行う。再び、スキャナ39に制御信号を送り、ファイバ f_1 からファイバ f_n に光が順次スキャンされた状態で、ロックインアンプ58から入力された信号を画像メモリに格納する。このようにして、所定の深さ範囲に対する信号を画像メモリに格納する動作が終了したら、画像メモリに格納された信号を図示しないD/Aコンバータを介してビデオプロセッサ60に出力する。

【0031】なお、光ファイバ33aの先端面から出射された光が各ファイバ f_i の端面に入射されるまでの光路長が中央側が小さく、両端側が大きくなる等、光路長が許容される範囲から逸脱する程に異なる場合には、その補正しないと、断層像が歪を持つことになるので、コンピュータ59はその補正を行う処理を行う。

【0032】ビデオプロセッサ60ではコンピュータ59から入力された信号に同期信号を重畳する等して標準的な映像信号を生成し、モニタ5に出力する。モニタ5は入力される映像信号をモニタ画面に表示する。このモニタ画面には関心部位の断層像5aが表示されることになる。

【0033】この第1実施例によれば、内視鏡2には低干渉性の光を導光する導光部材を挿通して、体腔内の診断を望む部位に低干渉性の光を導光することができ、その部位に対する断層像を容易に得ることができる。従って、内視鏡2による観察を望む部位の表面状態から得ら

れる情報では不十分な場合でも、この断層像を得ることにより、内部の状態に対する情報が得られるので、より的確な診断を下すための情報を提供できる。また、ピコ秒パルスを用いた場合よりも低コストで実現できる。

【0034】図2は第1実施例の第1の変形例の主要部の構成を示す。この変形例では偏波保持ファイババンドル25のコネクタ26側の端面が異なる。つまり、この変形例では端面が円弧を形成するように配置され、光ファイバ33aの先端面から出射されて偏波保持ファイババンドル25の各ファイバ $f_1\sim f_n$ の端面に至る光路長が同じになるように配置される。

【0035】また、この変形例ではシリンドリカルレンズ42を用いることなく、ミラー41で反射された光は各ファイバ f_i に入射(導光)される。なお、ミラー41における実際の光の反射位置は円弧の中心になるように設定されている。この変形例によれば、各ファイバ f_i に導光した際のそれぞれの光路長が等しくなるので、得られた断層像の歪を小さくすることができるとか、歪の補正を省略できる等のメリットがある。

【0036】図3は第1実施例の第2の変形例の主要部を示す。この変形例はコネクタ26側の端面に対向してリニア走査機構61が配置されている。光ファイバ33aの先端側はXステージ62に固定部材63で固定されている。また、このXステージ62にはレンズ38及びミラー64も固定され、光ファイバ33aの先端面から出射された光はレンズ38を経てミラー64で直角方向に反射され、対向する偏波保持ファイババンドル25のファイバ f_i に入射される。

【0037】Xステージ62はステップモータ65によって、矢印で示す方向、つまり偏波保持ファイババンドル25の端面と平行な方向にスキャンされるようになっている。この場合にも、各ファイバ f_i の端面に導光されるまでの光路長を一定にできる。したがって、第1の変形例と同様の効果を有する。

【0038】図4は第1実施例の第3の変形例における内視鏡先端側の一部を示す。偏波保持ファイババンドル25の各ファイバ f_i 先端部は先端部17を構成する先端部本体66に設けた孔にそれぞれ固定され、各ファイバ f_i の先端面にセルフロックレンズ67がライン状に配置されている。なお、ライン状に配置されたセルフロックレンズ67に隣接して設けた観察窓21aと照明窓18aにはそれぞれ対物レンズ21と照明レンズ18が取り付けられている。

【0039】セルフロックレンズ67によって光を効率良くその光軸に沿った前方方向に導光すると共に、前方方向から入射される光を集光し、効率良く、各ファイバ f_i の先端面に導光する。この変形例によれば、感度及びS/Nを向上できる。

【0040】図5は第1実施例の第4の変形例における内視鏡先端側の一部を示す。この変形例では、先端部本

体66には観察窓21a及び照明窓18aに隣接して円形の透孔が形成され、カバーガラス68の内側にレンズ69が取り付けられ、このレンズ69の内側に光ファイバfiが図6に拡大して示す配置のようにして収納されている。

【0041】つまり、光ファイバfiは図6に示すように縦方向での位置が少しづつずれるように積層されて配置され、積層しないで縦方向に配置した場合よりも分解能を向上している。

【0042】図7は本発明の第2実施例の光断層イメージング装置71の主要部を示す。第1実施例では内視鏡2内に通常の照明光学系及び観察光学系の他に、低干渉性の光を導光する導光部材を独立で設けたが、この実施例では観察光学系と一体的に設けて挿入部を細径化を可能にしている。

【0043】この装置71の内視鏡72は、イメージガイド22を構成する(イメージガイド)ファイババンドル22a内に偏波保持ファイババンドル25を埋め込んでいる。例えば、図8に示すようにファイババンドル22aの中心を通るようにライン状に偏波保持ファイババンドル25のファイバf1～fnが配置されるように埋め込まれている。

【0044】この偏波保持ファイババンドル25を埋め込んだイメージガイド22の先端面に対向して対物レンズ21が配置され、その前方にカバーガラス74が配置されている。また、この実施例ではライトガイド13は挿入部8内で2本に分岐され、且つ各先端部はカバーガラス74を通して照明光を出射できるように斜めを向くようにして固定されている。

【0045】また、偏波保持ファイババンドル25は例えば操作部9でイメージガイド22と分離され、例えばライトガイドケーブル12とは別のケーブル内を挿通され(図2のようにライトガイドケーブル12内を挿通し、末端側で分岐させても良い)、図2と同様に円弧状にされた端部のコネクタ26が干渉部6に接続されるようになっている。

【0046】その他の構成は図1又は図2で説明したものと同じであるので、同一構成要素には同じ符号を付け、その説明を省略する。この実施例では偏波保持ファイババンドル25をイメージガイド22に埋め込み、観察光学系を共通化したので、イメージガイド22と独立に偏波保持ファイババンドル25を設けた場合よりも挿入部8を細径化できるし、さらに測定位置を確認できるメリットがある。

【0047】また、共通のカバーガラス74を通して照明光を出射すると共に、観察等の光を取り込むようにした構成にしているので、図9に示すように挿入部8の先端面を被検体75に密着させた状態で、照明及び観察ができるようになっている。このように密着状態で使用すれば、測定時における被検体75との位置ずれを防止で

き、精度の高い光断層像が得られる。

【0048】図10は本発明の第3実施例の光断層イメージング装置81の主要部を示す。この実施例では走査方向が異なる複数の光断層像を得られるようにしたものである。

【0049】この実施例の内視鏡82は通常の照明光学系及び観察光学系のほかに、2つの低干渉性の光を送るファイババンドル25A、25Bが挿通され、挿入部8の先端部17では図11に示すように例えば十字状に配置された2つのファイバレイ83A、83Bにされている。なお、図11で十字の中心のファイバは共通に使用される。

【0050】ファイババンドル25A、25Bは操作部9から延出されたケーブル84内を挿通され、その端部が干渉部85に接続される。ファイババンドル25A、25Bの端部は図2で説明したものと同様に円弧状に配置されている。

【0051】つまり、ミラー41を中心とする円上にその端部が乗るように2つの端部が対向配置され、ミラー41が図示しないモータにより回転されることにより、各端部のファイバf1～fnとf1'～fn'に光ファイバ33a側からの低干渉性の光をレンズ38を介して導光すると共に、被検体側で反射された光を光ファイバ33a側に導光する。

【0052】この実施例の干渉部85は第1実施例の構成と同じでも良いし、図10に簡略的に示す構成でも良い。図10ではSLD31の光はレンズ32によりの光ファイバ33aの一方の端面に入射され、一部が他方の光ファイバ33bに分岐されるカップラ34を介し、さらにPZT35等で形成した変調器37を経て先端面からミラー41側に出射される。

【0053】例えば、図10の実線で示すミラー41の状態ではファイババンドル25A側に導光され、ファイバレイ83Aから前方の被検体側に出射され、表面及び内部で反射された光の一部が同じファイバfiに入射される。この光はミラー41で反射され、カップラ34を介して他方の光ファイバ33bに移り、Si-PD等の光検出器86で受光される。

【0054】一方、SLD31の光はカップラ34を介して他方の光ファイバ33bに分岐され、補償リング部46を経て光ファイバ33bの先端面からレンズ87で集光されて出射される。この光はミラー45で反射され、光ファイバ33bの後端面から参照光として、光検出器86で受光される。

【0055】上記ミラー45は図示しない走査機構にて、矢印で示すように移動され、参照光側の光路長が可変される。内視鏡82側を通過して戻る測定光の光路長が参照光側の光路長に殆ど一致する場合に干渉光として検出器86で検出され、図1に示す信号処置部7側に出力され、信号処理されて、モニタ5に断層像が表示され

る。この場合は図12の実線SAで示すように縦方向の走査に対応して、図13のようにモニタ5の例えば左側に表示される断層像GAとなる。

【0056】図10の点線で示すミラー41の状態ではファイババンドル25B側に導光され、ファイバアレイ83Bから前方の被検体側に出射され、表面及び内部で反射された光の一部が同じファイバfiに入射される。

【0057】この光はミラー41で反射され、カップラ34を介して他方の光ファイバ33b移り、Si-PD等の光検出器86で受光され、図1に示す信号処置部7側に出力されて、信号処理され、モニタに断層像が表示される。この場合は図12の点線SBで示すように横方向の走査に対応して、例えば図13のようにモニタ5の右側に表示される断層像GBとなる。

【0058】図14は第3実施例の変形例における内視鏡先端部に固定されるファイバ支持部材91を示す。挿入部先端部には透孔が形成され、この透孔にはファイバ支持部材91が接着剤等で固定されている。

【0059】このファイバ支持部材91には十字状に沿って孔が多数形成され、ファイバアレイ83Aのファイバfiと、ファイバアレイ83Bのファイバfi'との先端部側が挿入され、接着剤等で固定されている。各ファイバfi, fi'の先端部にはそれぞれセルフオックレンズ92が取り付けられている。

【0060】図15は本発明の第4実施例におけるプローブ93を示し、図15(a)は正面図、図15(b)は図15(a)のA-A'線断面図である。このプローブ93は(観察窓94aと照明窓94bを備えた)通常の内視鏡94のチャンネル94cに挿通可能なプローブである。

【0061】このプローブ93内には低干渉性の光を導光する光ファイババンドル95が挿通され、このファイババンドル95の先端はプローブ93の先端に取り付けた光ファイバアレイ支持部材96で固定されている。

【0062】光ファイバアレイ支持部材96は図15(b)に示すように一定の極率の円弧面96aにおける円弧に沿って設けた孔にファイババンドル95の先端部を挿入して固定している。従って、図15(a)に示すようにファイババンドル95の先端部は円弧に沿った曲線上に配置された光ファイバアレイ95aとなっている。

【0063】図16は光ファイバアレイ95aの先端部の配置を示している。光ファイバアレイ支持部材96の極率 δ の曲面の接線方向に垂直な方向、つまり法線方向に孔が設けてあり、各孔にファイババンドル95の各光ファイバが挿入され、固定されている。従って、各光ファイバは曲面の接線方向に垂直な方向を向いていることになる。

【0064】この実施例によれば、図17に示すように扇状の視野の光断層像が得られる。この図17の点線は

例えば第1実施例により得られる視野であり、この実施例は前述の各実施例の場合よりも広い視野が得られるというメリットがある。

【0065】図18は第4実施例の第1の変形例のプローブ93'を示す。この変形例は分解能を向上するために光ファイバアレイを縦方向の位置を少しづつずらして積層化したものである。

【0066】図19は第4実施例の第2の変形例の光ファイバアレイ支持部材96'を示す。この変形例は光ファイバアレイの前にセルフオックレンズ97を配置した構造になっている。

【0067】図20は本発明の第5実施例におけるプローブ101の先端側を示し、図20(a)は正面図、図20(b)は図20(a)のB-B'線断面図である。この実施例は側視方向の光断層像を得られるようにしたものである。例えば、図15に示すプローブ93を用いて側視方向の光断層像を得ようとした場合には、先端側を大きく湾曲(屈曲)させなければならない。この場合、食道等では屈曲することが困難になる。このような場合にこのプローブ101を使用するのに適したものとなる。

【0068】このプローブ101内には低干渉性の光を導光する光ファイババンドル102が挿通され、この光ファイババンドル102の先端はプローブ101の先端部材103の側面に設けた開口に取り付けた光ファイバアレイ支持部材104で固定されている。

【0069】この光ファイバアレイ支持部材104は所定の極率 ρ で湾曲した曲面104aを有し、この曲面104aにはプローブ101の軸と平行な方向に孔が多数形成され、各b孔に光ファイババンドル102の各光ファイバが挿通固定され、プローブ101の軸と平行な方向に光ファイバアレイ105が形成されている。

【0070】この実施例により得られる光断層像は図21に示すように深さに対して扇状に広がる視野に対応したものとなる。なお、この実施例に対しても、光ファイバアレイ105の端面の前に、図19に示すようなセルフオックレンズを配置しても良い。また、曲面に沿って光ファイバアレイ105を配置した広角の視野を有するものにかぎらず、直線に沿って配置して側視方向の光断層像を得るものでも良い。

【0071】図22は本発明の第6実施例の光断層イメージング装置111を示す。図22に示す光断層イメージング装置111は、被検体内部に挿入される細長で可撓性を有する挿入部112と、断層像観察のための光を出射するとともに、被検体内部からの反射光を受光する干渉部113と、干渉部113の出力を信号処理する信号処理部114と、この信号処理部115で生成された映像信号を表示するモニタ115とから構成される。

【0072】上記挿入部112は、例えば内視鏡の挿入部として構成され、先端部116のチャンネル部116

aに、照明窓117、観察窓118、及び吸引チャンネル119などが形成されている。

【0073】上記照明窓117の内側には配光レンズが装着され、この配光レンズの後端にライトガイド120が連設されている。このライトガイド120は、挿入部112内を挿通されて図示しない光源装置に接続され、この光源装置からの照明光を伝送して照明窓117から被検体の観察部位に照射するようになっている。

【0074】また、観察窓118の内には対物レンズ121が設けられ、この対物レンズ121の結像位置に、イメージガイド122の先端面が配置されている。このイメージガイド122は、挿入部112内を挿通され、後端面が図示しない接眼部内の接眼レンズに対向している。そして、対物レンズ121によって結像された観察部位の光学像がイメージガイド122によって導かれ、接眼部から肉眼観察が可能となっている。

【0075】また、挿入部112には、断層像観察のための光を放射状に走査する手段としての光ファイバ束123が設けられ、この光ファイバ束123は、挿入部112外周側に複数の光ファイバ123aが環状に配設されて構成されている。図22及び図23に示すように、光ファイバ123aの先端は、先端部116の外周側にチャンネル部116aを圍繞するよう配設されており、図24に示すように、先端面はファイバ軸に対して、例えば45°にカットされてテーパ面123bが形成されている。

【0076】そして、このテーパ面123bに、アルミニウム、銀、金などが蒸着されてミラー面が形成されるとともに、このミラー面が挿入部112先端で内側になるよう配列され、光干渉装置113からの光をファイバ軸側方に放射し、また、被検体内部から反射された反射光をファイバ軸方向に入射させるようにしている。また、干渉部113の内部には、光ファイバ束123の端部に対向してガルバノメータ124のミラー124aが配置されている。このガルバノメータ124は制御回路125により制御される。

【0077】つまり光ファイバ33aの先端面から出射された光をレンズ38を介して光ファイバ束123の端部の各光ファイバに順次導光するように、ミラー124aの振り角を可変制御する。この状態では被検体側で反射された光はレンズ38を介して光ファイバ33aの先端面に入射されるようになる。干渉部113のその他の構成は例えば図10に示したものと同様であり、その説明を省略する。

【0078】干渉部113の光検出器86の出力は信号処理部114に入力され、信号処理され、光断層像に対応する映像信号が生成され、モニタ115で光断層像が表示される。

【0079】尚、光ファイバ123aは、端部にテーパ面123bを形成したが、テーパ面123bの代わりに

プリズムを配置しても良く、また、光ファイバ123aに代え、図25に示すように、先端部123cを前記挿入部112から外側方向に曲げた光ファイバ123a'を使用して光ファイバ束123を構成しても良い。

【0080】次にこの装置111を用いた光断層像観察について説明する。例えば、人体臓器の患部の光断層像を観察する場合、まず、挿入部112を体腔内部に挿入する。次いで、先端部116外周側が患部位置に達したら、干渉部113内のSLD31の光をガルバノメータ124のミラー124aで反射させて光ファイバ束123を構成する各光ファイバ123aに入射させる。

【0081】各光ファイバ123aに入射された光は、先端のテーパ面123bで反射されてファイバ軸の側方へ放射され、光ファイバ束123から外側に向かって放射状に光走査が行われる。そして、患部に照射された光が組織表面及び内部で反射されると、この反射光が、光ファイバ束123からガルバノメータ124のミラー124aを経て干渉部113内に導光され、内部のレンズ38、光ファイバ33a、33bを経て、光検出器86に入射される。

【0082】上記光検出器86の出力は信号処理部114で処理され、観察部位の光断層像に対応する映像信号にされ、モニタ115で光断層像が表示される。この実施例によれば、挿入部112を被検体内部に挿入して断層像を観察する場合、前記挿入部112の複雑な湾曲操作を要することなく、挿入部112の先端部116外周側を観察部位まで挿入するのみで、挿入部112から放射状に光走査が行われるため、希望する観察部位の光断層像が容易に得られる。

【0083】図26は第6実施例の変形例の挿入部を示す。この変形例では先端部116の全周でなく一部のみ光ファイバ束123が設けて、扇状に光を送受して光断層像を得るようにしたものである。

【0084】図27は本発明の第7実施例の光断層イメージング装置161を示す。この光断層イメージング装置161は体腔内の任意の部位を観察可能な内視鏡162と、この内視鏡162に照明光を供給する光源装置3と、内視鏡162内に設けられた低干渉性の光を導光する導光部材が接続され、光断層イメージングを行う光干渉装置164と、この光干渉装置164による光断層像を表示する図示しないモニタとから構成される。

【0085】上記光干渉装置164は低干渉性の光を用いて光断層像を生成するための干渉光を検出する干渉部166と、この干渉部166で検出された干渉光に対応する電気信号を信号処理して光断層像に対応する映像信号を生成する信号処理部167とからなる。

【0086】上記内視鏡162は図1に示す内視鏡2において、偏波保持ファイババンドル25のコネクタ26側の端部が円盤の円周上に沿って形成した孔にそれぞれ挿入され、接着剤等で固定されたものとなっている。

【0087】又、この実施例の干渉部166は図1の実施例が1つの波長の光で光断層像を得るものであったに対し、この実施例では3つの波長の光でそれぞれ光断層像を得るものとなっている。

【0088】このため、3つのSLD31-1、31-2、31-3で光発生部を形成有し、これらは例えば760nm、790nm、840nmの各波長の光を発生し、それぞれレンズ32a、偏光子32b、ダイクロイックミラー32d、レンズ32cを介して光ファイバ33aに導光される。

【0089】この光ファイバ33aの先端面に対向してレンズ38、ギヤ171が取り付けられた光学ロッド172の一方の端部が配置され、このギヤ171は中間ギヤ173を介してモータ174の軸に取り付けたギヤ175と噛合している。そして、モータ174が回転すると、偏波保持ファイババンドル25のコネクタ26側の各光ファイバf1～fnの端面に光学ロッド172の先端面が対向する状態になり、光ファイバ33a側の光を偏波保持ファイババンドル25側に導光すると共に、偏波保持ファイババンドル25側からの光を光ファイバ33a側に導光する。

【0090】上記モータ174は2軸ドライバ176により回転駆動する駆動信号が供給される。この2軸ドライバ176はXステージ54のモータ56に駆動信号を供給する。モータ174、56への駆動信号の供給はコンピュータ59により制御される。

【0091】光ファイバ33bから出射される光を検出する検出部177も3つの波長の光を分離して検出できる構成になっている。つまり、ミラー51の反射光とミラー55の反射光とはハーフミラー49で混合され、ダイクロイックミラー178で光の波長に応じて選択的に透過/反射され、さらに検光子48、レンズ52を介してそれぞれSi-PD53-1、53-2、53-3で受光される。

【0092】Si-PD53-1、53-2、53-3の出力はそれぞれプリアンプ57で増幅された後、信号処理部167のロックインアンプ58に入力される。このロックインアンプ58は図1では1入力であったのが3入力に対応できるように3チャンネルになっており、各チャンネルが時分割で順次選択されて動作する。

【0093】その他は、図1の実施例と同様である。この実施例では3つの波長の光でそれぞれ光断層像が得られるメリットがある。また、モータ174で光学ロッド172を回転するのみで、偏波保持ファイババンドル25の光ファイバf1～fnに順次導光できる。つまり、光ファイバf1～fnに順次導光することが簡単に行うことができる。

【0094】ところで、腸等の臓器をステープラでステープル後、切断する場合、ステープルする部分の組織が死んでいると、ステープルが術後脱落してしまう危険が

あったので、ステープルする部分の組織が生きているか死んでいるかを事前に計測で知ることができるような機構を設けても良い。この機構を備えたステープラ装置131を図28に示す。

【0095】このステープラ装置131は腸等の管腔臓器132をステープルするステープラ133と、このステープラ133に設けられた光ファイバ束134がケーブル135、コネクタ136を介して接続され、断層像を得るための信号処理を行うイメージング装置137と、このイメージング装置137と接続され、組織の壊死か否かの判断の演算処理を行うコンピュータ138と、断層像の表示とか壊死の判断結果を表示する表示装置139とから構成される。

【0096】ステープラ133の先端部には、図29に拡大して示すようにアンビル141が設けられたカートリッジ142が取付けられるようになっている。このカートリッジ142におけるステープルする部分の長手方向にファイバアレイ134aが形成されるようにしてある。図30はステープルする面を示す。

【0097】カッタガイド溝144に隣接してファイバアレイ134aが形成され、切断する部分の組織が壊死か否かを測定する光を出射すると共に、反射光を導光できるようにしている。また、カッタガイド溝144及びファイバアレイ134aの両側にステープル形成のためのステープル成形溝145が設けてある。

【0098】図31はイメージング装置137の構成を示す。このイメージング装置137は図10の干渉部85において、2つの波長の光を発生する手段と各波長の光を検出する手段を有する。

【0099】SLD31-1、31-2は互いに異なる波長、例えば750nmと800nmの光を発生し、それぞれの光はレンズ32a、ダイクロイックミラー147、レンズ32cを経て光ファイバ33aに導光される。この光ファイバ33aに導かれた光は、その先端部からレンズ38、ミラー41を介して偏波保持ファイババンドル134のコネクタ136側の光ファイバ端面に入射される。このコネクタ136側の光ファイバ端面は図2で説明したのと同様に円弧状に形成されている。

【0100】偏波保持ファイババンドル134で伝送され、体腔臓器132側で反射された光は再び偏波保持ファイババンドル134で逆方向に伝送され、光ファイバ33aの先端面に導光される。この光はカップラ34で他方の光ファイバ33bに一部が導かれ、光検出器側の端面から出射され、レンズ148、ダイクロイックミラー149、レンズ150を経て光検出器86-1、86-2で受光される。

【0101】光検出器86-1、86-2の出力はプリアンプ57でそれぞれ増幅された後、ロックインアンプ58に入力される。ロックインアンプ58で検出された信号はそれぞれA/Dコンバータ151を介してコンピ

ュータ59に入力される。

【0102】このコンピュータ59はミラー41の回転制御とかミラー45の移動制御等を行い、断層像に対応した画像データを得る。この画像データは図28のコンピュータ138に転送され、このコンピュータ138は2つの波長で得られたデータを分析する演算処理を行い、ファイバアレイ134aに対向する組織部分から得られたデータが壊死に対応するものか否かを判断する。

【0103】図32は血液中のヘモグロビンの波長に対する減光度特性を示す。ヘモグロビンが酸素を持つ場合(b)と持たない場合(a)とでは2つの波長に対する減光度が異なることから壊死か否かを判断できる。つまり、波長が800nmの光に対してはヘモグロビンが酸素を持つ場合、つまり正常組織の場合と持たない場合、つまり血液が循環しないで壊死した組織とでは殆ど同じ減光度特性を示す。

【0104】これに対し、波長が750nmの光に対してはヘモグロビンが酸素を持つ場合は持たない場合よりも減光度(以下ODと記す)が小さい特性を示す。また、ヘモグロビンが酸素を持つ場合には、波長が750nmの光によるOD(750)よりも800nmの光に対するOD(800)が大きくなる。つまり、 $OD(750) < OD(800)$ となる。

【0105】一方、ヘモグロビンが酸素を持たない場合には逆の傾向を示す。つまり、 $OD(750) > OD(800)$ となる。

【0106】従って、上記のように2つの波長で得られた反射強度のデータを比較することにより、ヘモグロビンが酸素を持つ場合と酸素を持たない場合とを容易に判断できる。さらに3波長、4波長を用いると、ヘモグロビンの他Mb、チトクロームも検出可能になる。

【0107】なお、上述の実施例において、光路長を変化させる場合、基準となる参照光側で行うものに限定されるものでなく、測定光側の光路長を変化させるようにしても良い。

【0108】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、挿入部の先端側に低干渉性の光を導光する手段を設け、低干渉性の光で断層像を得られるようにしているので、無侵襲で体腔内の患部等の組織内部の病変等に対する情報を得ることができる。また、ピコ秒パルスを用いた場合よりも低コストで実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は本発明の第1実施例の光断層イメージング装置の構成図。

【図2】図2は第1実施例の第1の変形例の主要部の構成図。

【図3】図3は第1実施例の第2の変形例の主要部の構

成図。

【図4】図4は第1実施例の第3の変形例における内視鏡先端側を断面で示す図。

【図5】図5は第1実施例の第4の変形例における内視鏡先端側を断面で示す図。

【図6】図6は光ファイバを積層にした様子を示す図。

【図7】図7は本発明の第2実施例の光断層イメージング装置の主要部の構成図。

【図8】図8はイメージガイドの先端面を示す図。

【図9】図9は挿入部の先端面を被検体に密着させた様子を示す図。

【図10】図10は本発明の第3実施例の光断層イメージング装置81の主要部の構成図。

【図11】図11は内視鏡挿入部の先端面を示す図。

【図12】図12は光ファイバアレイに走査される面を示す説明図。

【図13】図13はモニタに2つの断層像が表示されることを示す図。

【図14】図14は第3実施例の変形例における内視鏡先端部に固定されるファイバ支持部材を示す斜視図。

【図15】図15は本発明の第4実施例のプロープを示す図。

【図16】図16は光ファイバの先端の配置を示す説明図。

【図17】図17は第4実施例により得られる扇状の断層範囲を示す図。

【図18】図18は第4実施例の第1の変形例のプロープの先端側を示す図。

【図19】図19は第4実施例の第2の変形例の光ファイバアレイ支持部材を示す図。

【図20】図20は本発明の第5実施例におけるプロープの先端側を示す正面図。

【図21】図21は第5実施例により得られる扇状の断層範囲を示す図。

【図22】図22は本発明の第6実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【図23】図23は挿入部外周に複数の光ファイバが環状に配設されている様子を示す図。

【図24】図24は光ファイバの先端面はテーパ面にされていることを示す図。

【図25】図25は変形例における光ファイバの先端側を示す図。

【図26】図26は挿入部外周に複数の光ファイバが配設されている様子を示す図。

【図27】図27は本発明の第7実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【図28】図28はステープル装置の全体構成図。

【図29】図29はステープラの先端側に光ファイバアレイが設けられている様子を示す図。

【図30】図30はステープラの先端側の切断面の構成

を示す図。

【図31】図31はイメージング装置の構成図。

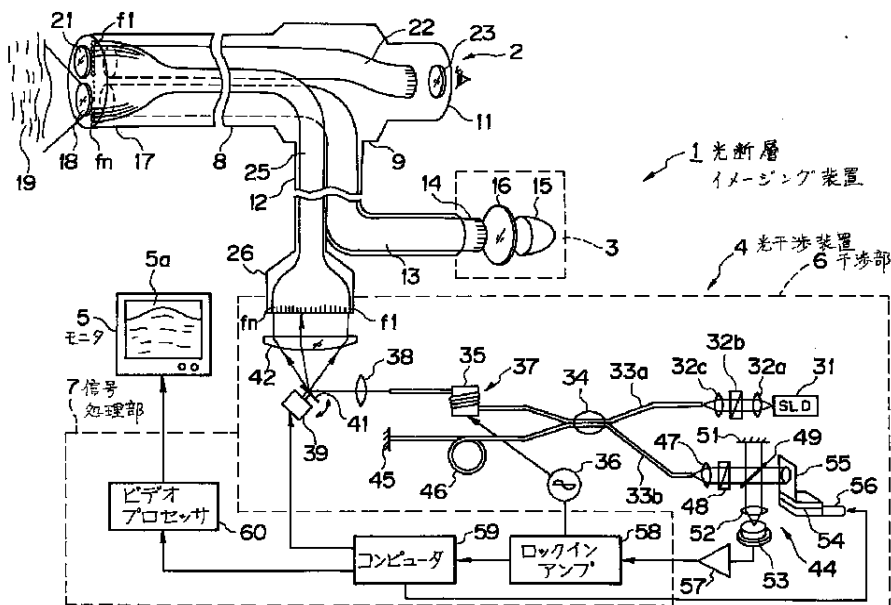
【図32】図32は血液中のヘモグロビンの波長に対する概略の減光度特性を示す図。

【符号の説明】

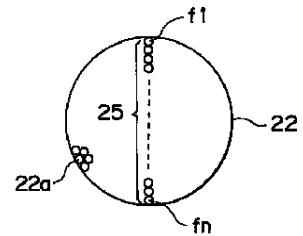
- 1…光断層イメージング装置
- 2…内視鏡
- 3…光源装置
- 4…光干渉装置
- 5…モニタ
- 6…干渉部
- 7…信号処理部
- 8…挿入部
- 9…操作部
- 11…接眼部
- 12…ライトガイドケーブル
- 13…ライトガイド
- 15…キセノンランプ
- 17…先端部
- 21…対物レンズ
- 22…イメージガイド
- 23…接眼レンズ
- 25…偏波保持ファイババンドル

- 26…コネクタ
- 31…SLD
- 32b…偏光子
- 33a, 33b…ファイバ
- 34…カップラ
- 35…PZT
- 36…発振器
- 37…変調器
- 39…スキャナ
- 41…ミラー面
- 42…シリンдриカルレンズ
- 44…(干渉光)検出部
- 45…ミラー
- 48…検光子
- 49…ハーフミラー
- 51, 55…ミラー
- 53…Si-PD
- 54…Xステージ
- 56…ステッピングモータ
- 57…プリアンプ
- 58…ロックインアンプ
- 59…コンピュータ
- 60…ビデオプロセッサ

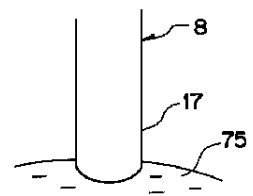
【図1】



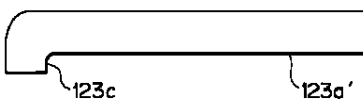
【図8】



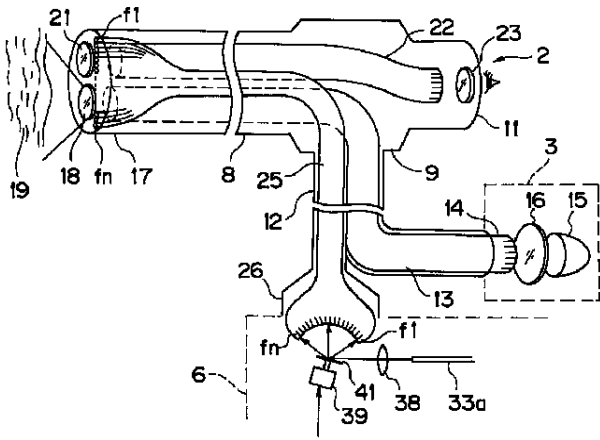
【図9】



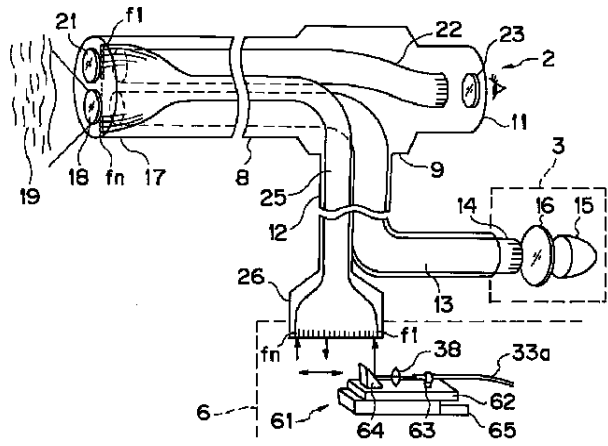
【図25】



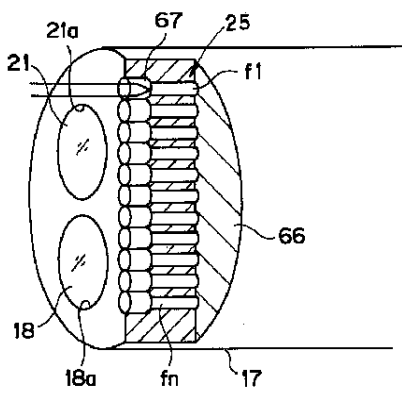
【図2】



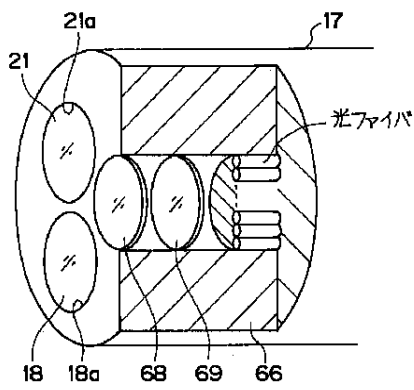
【図3】



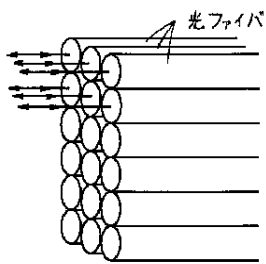
【図4】



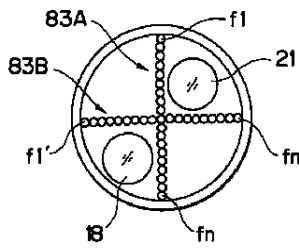
【図5】



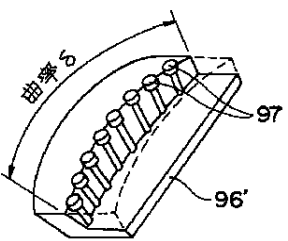
【図6】



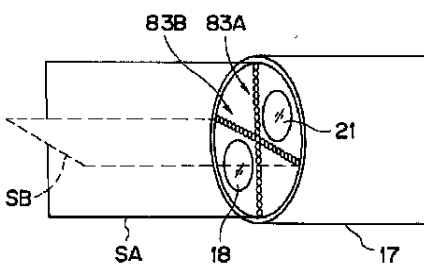
【図11】



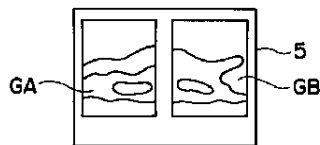
【図19】



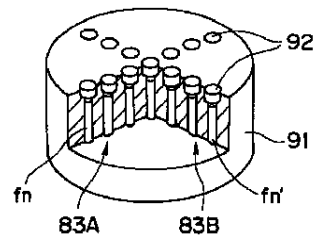
【図12】



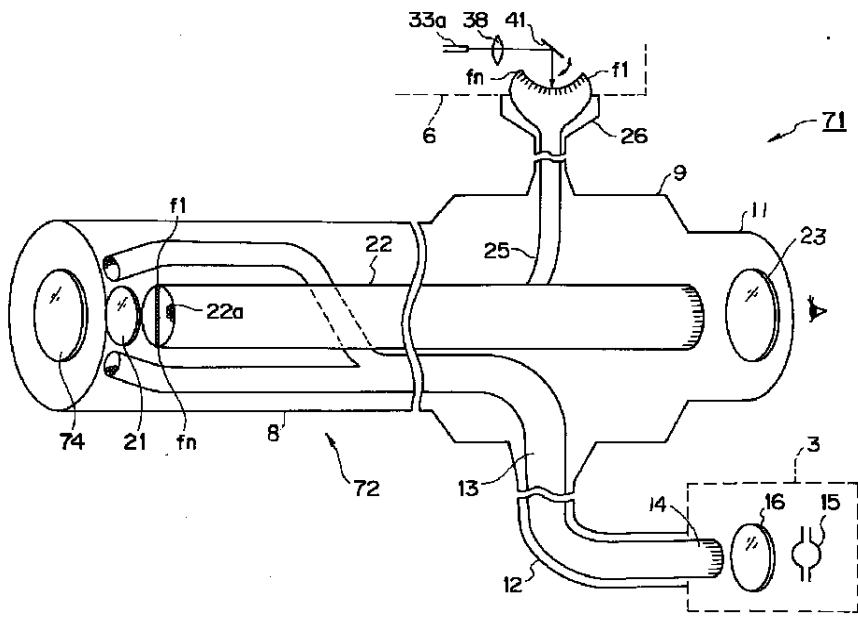
【図13】



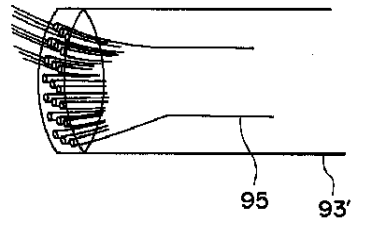
【図14】



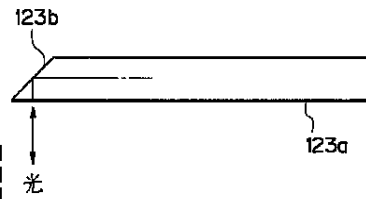
【図7】



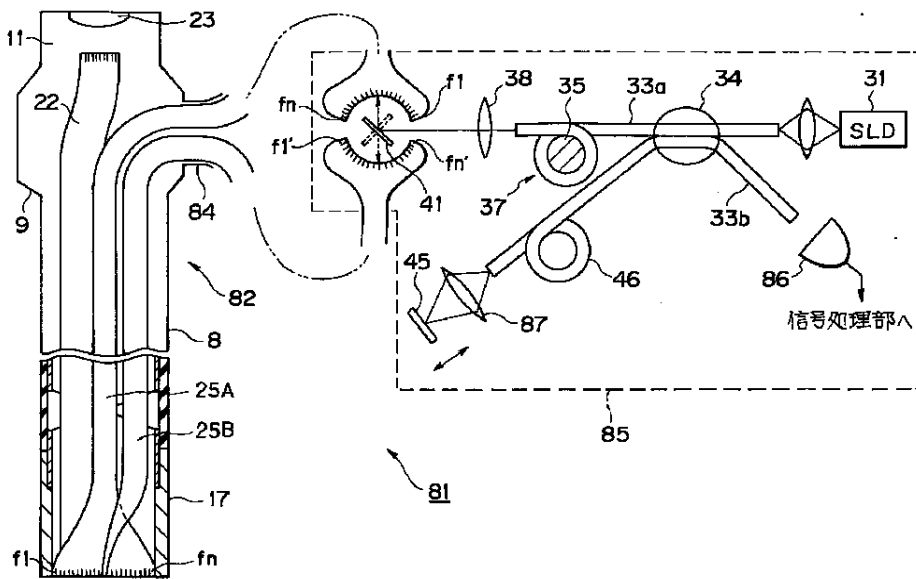
【図18】



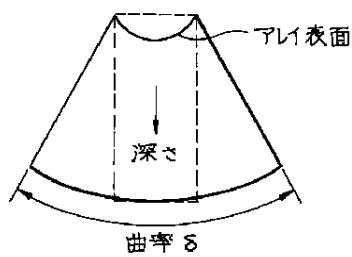
【図24】



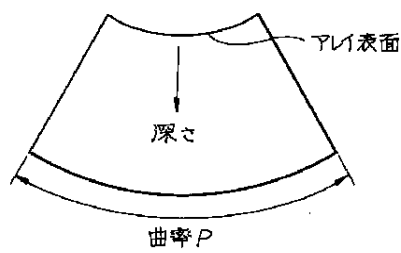
【図10】



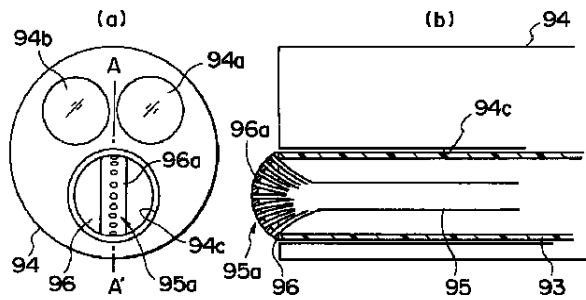
【図17】



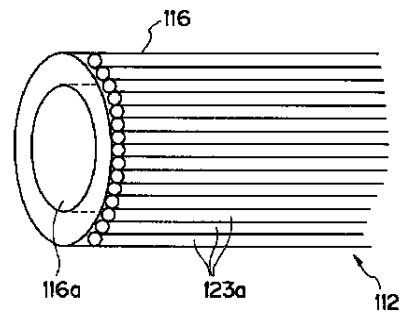
【図21】



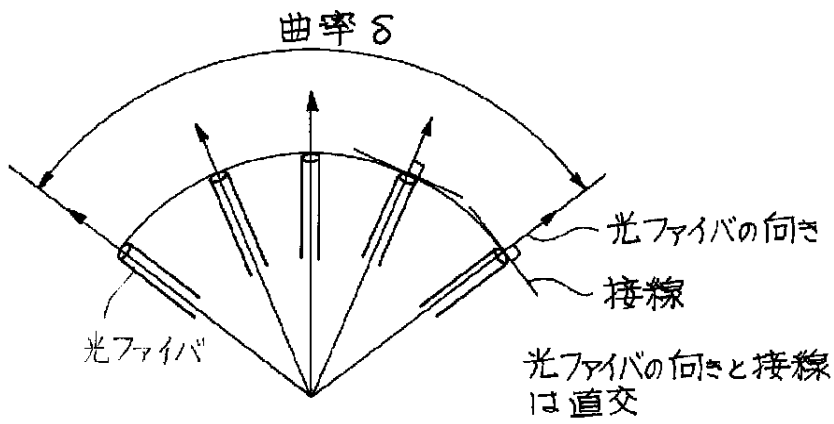
【図15】



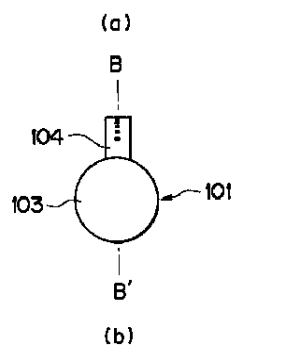
【図23】



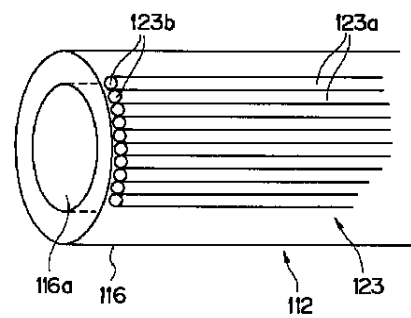
【図16】



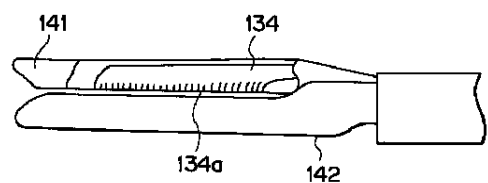
【図20】



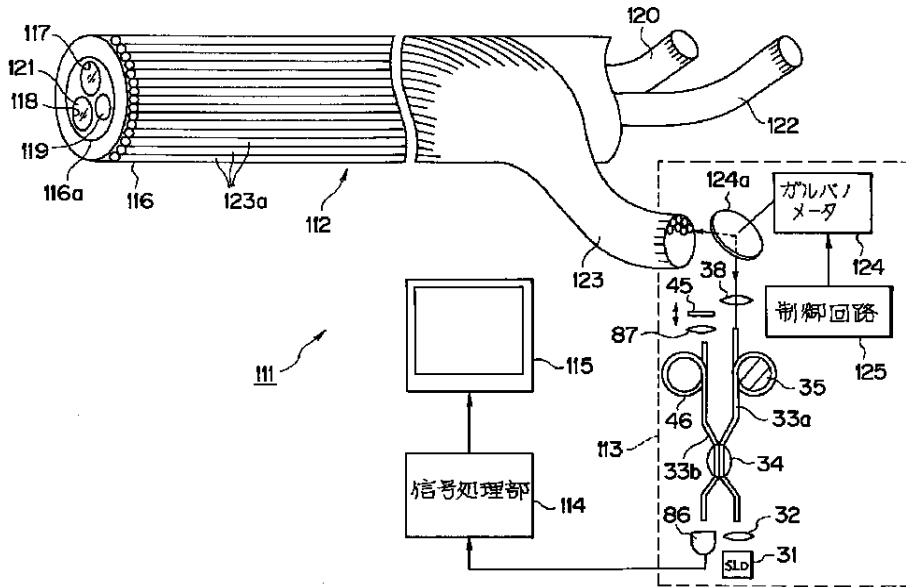
【図26】



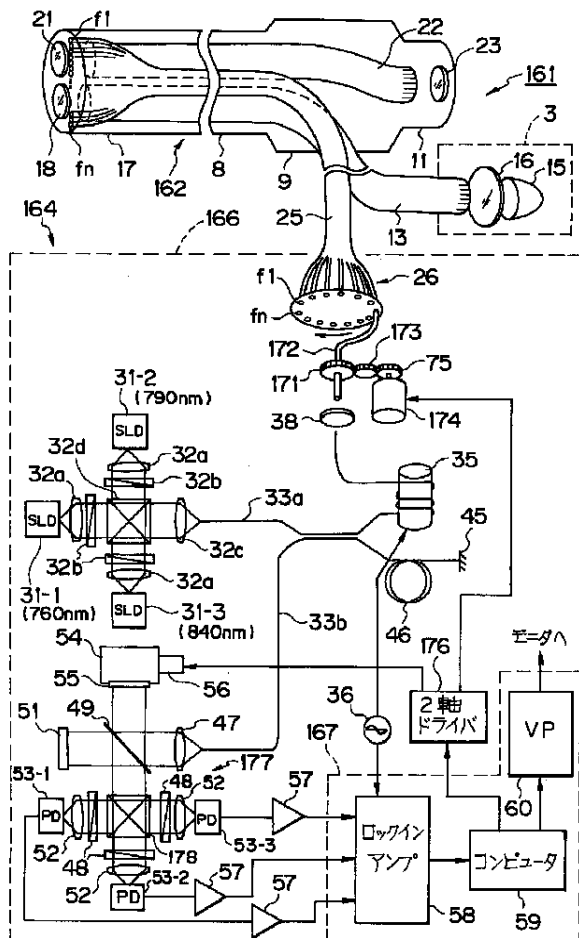
【図29】



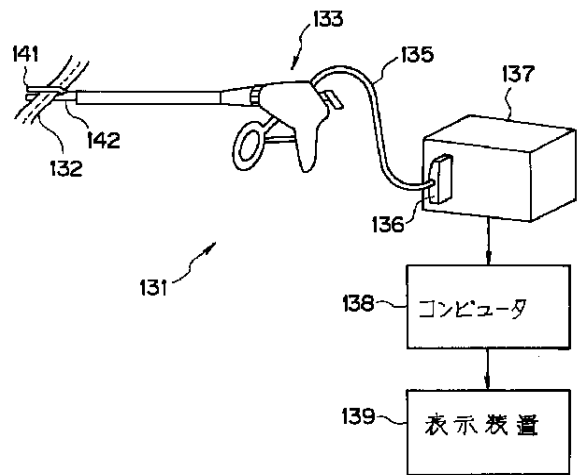
【図22】



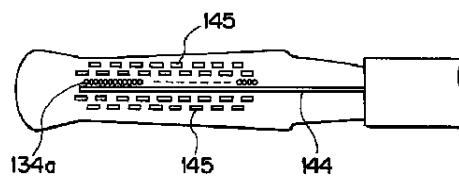
【図27】



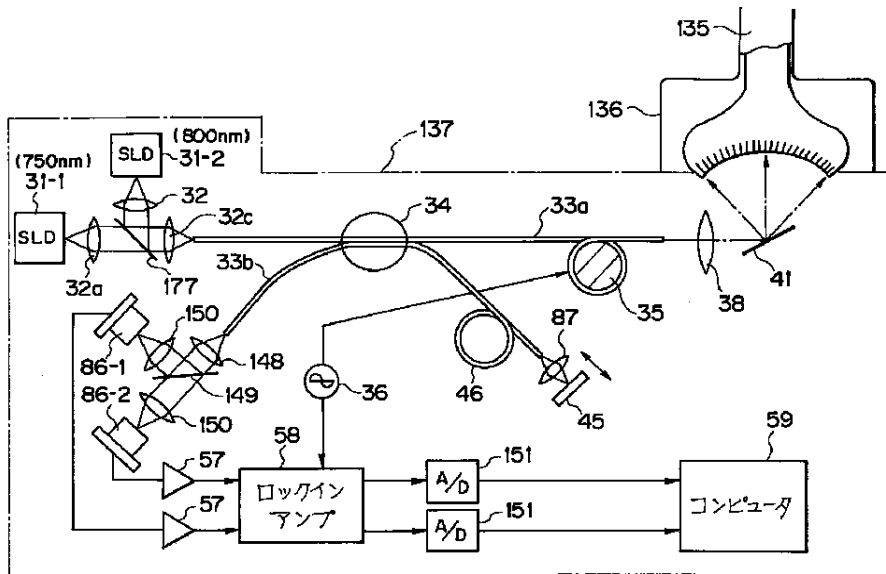
【図28】



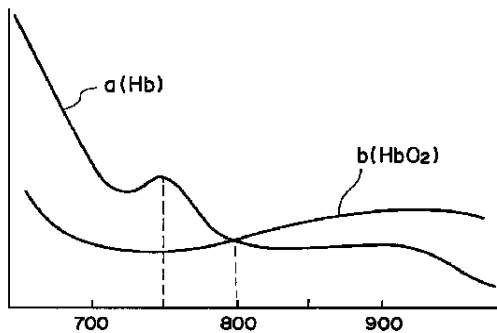
【図30】



【図31】



【図32】



【手続補正書】

【提出日】平成5年3月12日

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0056

【補正方法】変更

【補正内容】

【0056】図10の点線で示すミラー41の状態ではファイババンドル25B側に導光され、ファイバアレイ83Bから前方の被検体側に出射され、表面及び内部で反射された光の一部が同じファイバ*f i*に入射される。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0069

【補正方法】変更

【補正内容】

【0069】この光ファイバアレイ支持部材104は所定の極率*ρ*で湾曲した曲面104aを有し、この曲面104aにはプローブ101の軸と平行な方向に孔が多数形成され、各孔に光ファイババンドル102の各光ファイバが挿通固定され、プローブ101の軸と平行な方向に光ファイバアレイ105が形成されている。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0074

【補正方法】変更

【補正内容】

【0074】また、観察窓118の内側には対物レンズ121が設けられ、この対物レンズ121の結像位置に、イメージガイド122の先端面が配置されている。

このイメージガイド122は、挿入部112内を挿通され、後端面が図示しない接眼部内の接眼レンズに対向している。そして、対物レンズ121によって結像された観察部位の光学像がイメージガイド122によって導かれ、接眼部から肉眼観察が可能になっている。

【手続補正4】

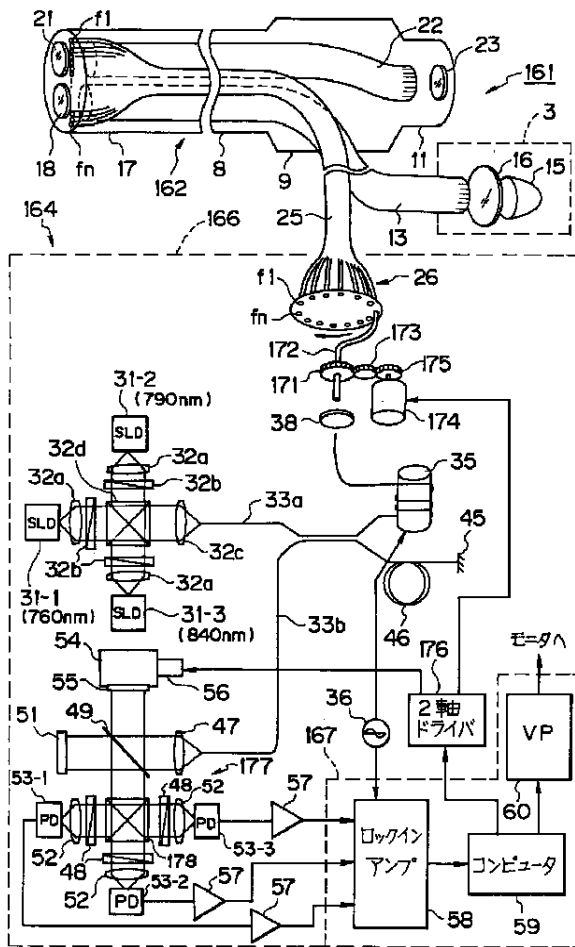
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図27

【補正方法】変更

【補正内容】

【図27】



【手続補正5】

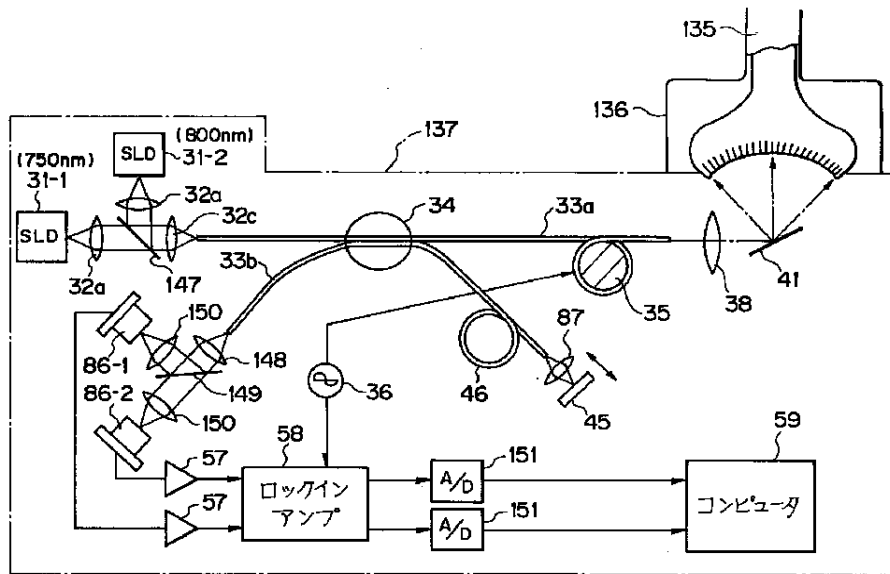
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図31

【補正方法】変更

【補正内容】

【図31】



フロントページの続き

- (72)発明者 上 邦彰
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 岡▲崎▼ 次生
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 窪田 哲丸
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

- (72)発明者 安永 浩二
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 大澤 篤
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 大橋 一司
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 大明 義直
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内