

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4951255号
(P4951255)

(45) 発行日 平成24年6月13日 (2012. 6. 13)

(24) 登録日 平成24年3月16日 (2012. 3. 16)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)	G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2006-68289 (P2006-68289)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成18年3月13日 (2006. 3. 13)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2007-244435 (P2007-244435A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成19年9月27日 (2007. 9. 27)	(73) 特許権者	000000376
審査請求日	平成21年1月15日 (2009. 1. 15)		オリンパス株式会社
			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	原野 健二
			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	浅田 大輔
			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】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察対象とする生体組織の表面に少なくとも観察窓が臨む先端面を密着可能とする先端部が設けられた挿入部を備えた内視鏡と、

前記先端部を内側に含み、該先端部の外周側に先端開口部が形成され、前記内視鏡に装着される吸引用シースと、前記吸引用シースの基端側に前記先端開口部に連通するように設けられ、吸引を行う吸引手段とを備えた吸引装置と、

前記吸引装置による吸引動作により、前記先端面の周囲の前記先端開口部に対向する部分の前記生体組織を吸引して、前記観察窓の観察視野内における前記生体組織の表面から該表面内部に走行する内部観察対象組織としての血管に至るまでの距離を短縮させる距離短縮手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

さらに前記吸引用シースの先端部付近に、前記生体組織が実質的に脂肪の場合に対して、その透過率を増大させる透過率増大手段を設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記透過率増大手段は、発熱する発熱素子により形成されることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記内視鏡の挿入部の先端面の前記挿入部長手方向の位置に対して、前記吸引シースの先端開口部の位置を変更可能にしたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記内視鏡は、赤外領域の照明光のもとで撮像を行う赤外撮像手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織を構成する脂肪下の血管の観察に適した内視鏡装置に関する。

【背景技術】

10

【0002】

近年、医療分野等においては内視鏡を用いた内視鏡装置或いは内視鏡装置が検査、観察及び処置具による処置に広く用いられるようになった。

また、体腔内の生体組織の内部の内部観察対象組織としての血管走行を観察するために内視鏡装置が使用される場合がある。例えば特許 2 5 2 8 1 0 4 号公報の従来例においては、ライトガイドの先端面を生体組織に密着させて生体表面での反射光を抑制する内視鏡装置が開示されている。

例えば脂肪下層に走行している血管、具体的には、胃大網に付随している脂肪に覆われた胃大網動脈を同定したいような場合がある。

【特許文献 1】特許 2 5 2 8 1 0 4 号公報

20

【特許文献 2】特開 2 0 0 5 - 1 9 2 9 4 5 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

上記従来例によれば、生体表面での反射光による影響を軽減できるが、生体表面からその内部に走行している血管に至るまでの脂肪層のために血管の画像情報を鮮明に検出することが困難である。なお、特開 2 0 0 5 - 1 9 2 9 4 5 号公報には、内視鏡の挿入部の先端部に、該先端部から円筒状に突出し、超音波振動により吸引する医療装置が開示されている。この公報の従来例は、生体表面の内部を観察し易くするものでない。

【0004】

30

(発明の目的)

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、生体内部の内部観察対象組織としての血管を、生体表面から血管に至るまでの間に介在する脂肪等の生体組織による影響を軽減して観察ができる内視鏡装置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】

【0005】

本発明の内視鏡装置は、観察対象とする生体組織の表面に少なくとも観察窓が臨む先端面を密着可能とする先端部が設けられた挿入部を備えた内視鏡と、

前記先端部を内側に含み、該先端部の外周側に先端開口部が形成され、前記内視鏡に装着される吸引用シースと、前記吸引用シースの基端側に前記先端開口部に連通するように設けられ、吸引を行う吸引手段とを備えた吸引装置と、

40

前記吸引装置による吸引動作により、前記先端面の周囲の前記先端開口部に対向する部分の前記生体組織を吸引して、前記観察窓の観察視野内における前記生体組織の表面から該表面内部に走行する内部観察対象組織としての血管に至るまでの距離を短縮させる距離短縮手段と、

を具備したことを特徴とする。

上記構成により、生体組織の表面の内部に走行している血管に至るまでの脂肪等の生体組織による観察窓に入射する光量の減衰を軽減して、血管の走行状態を観察し易くしている。

【発明の効果】

50

【0006】

本発明によれば、生体組織の表面の内部に走行している血管に至るまでの脂肪等の生体組織による観察窓に入射する光量の減衰を軽減して、血管の走行状態を観察し易くできる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0008】

図1ないし図6は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1の内視鏡装置の全体構成を示し、図2は血管観察時の内視鏡を示し、図3は図2における先端部付近の拡大図を示し、図4は、変形例における内視鏡の先端部の構成を示し、図5は熱照射する前後における脂肪の透過率特性を示し、図6は本実施例による血管観察の方法をフローチャートで示す図である。

図1に示すように本発明の実施例1の内視鏡装置1は、例えば腹部2内部に先端側が挿入される例えば光学式内視鏡3に、撮像手段を内蔵したカメラヘッド4を装着したカメラ装着内視鏡（以下では、単に内視鏡と略記）5と、光学式内視鏡3に照明光を供給する光源装置6と、カメラヘッド4に内蔵された撮像手段に対する信号処理を行うカメラコントロールユニット（CCUと略記）7と、このCCU7から出力される標準的な映像信号が入力されることにより、撮像手段で撮像された内視鏡画像を表示するモニタ8と、光学式内視鏡3に着脱自在に装着される吸引用シース（吸引シースと略記）9と、この吸引シース9の基端側に接続され、吸引手段を内蔵し、吸引を行う吸引装置10とから構成される。

【0009】

光学式内視鏡3は、例えば硬性の挿入部11と、この挿入部11の後端に設けられた把持部12と、この把持部12の後端に設けられた接眼部13とを有し、把持部12の口金にはライトガイドケーブル14が接続される。

挿入部11内には照明光を伝送するライトガイド15が挿通され、このライトガイド15は把持部12の側部の口金に接続されるライトガイドケーブル14を介してその端部に設けたライトガイドコネクタ16が光源装置6に着脱自在に接続される。

光源装置6内にはランプ点灯制御回路17から供給されるランプ点灯電源により点灯するハロゲンランプ等のランプ18が設けてあり、このランプ18は、可視領域の波長帯をカバーすると共に、1000nmの波長を超える赤外領域の光を発生する。

このランプ18の光は、照明光路上に配置された赤外フィルタ19により赤外領域の赤外光のみが透過し、この赤外光は、さらに集光レンズ20で集光されてライトガイドケーブル14のライトガイドを経て、光学式内視鏡3のライトガイド15に照明光が入射される。

【0010】

そして、このライトガイド15に入射された赤外光の照明光は、その先端側に導光（伝送）される。そして、上記ライトガイド15の先端面から出射される。

図2或いは図3に示すように、この光学式内視鏡3の挿入部11の先端に設けられた先端部30の先端面21は、挿入部11の軸方向と直交する円形の平坦面にされており、腹部2内の胃大網部分等、観察対象の生体組織表面（対象組織表面と略記）22に先端面21を密着させることができるようにしてある。

図3に示すように挿入部11の先端面21にはガラスなどで形成された例えば円板形状の透明フード23が取り付けられており、その内側における中央位置には対物レンズ24、この対物レンズ24の周囲には例えばリング状のライトガイド15が配置されている。

【0011】

この場合、リング状のライトガイド15の先端面に対向する部分の透明フード23は、照明光を出射する照明窓の機能を持ち、対物レンズ24に対向する部分の透明フード23

の中央部分は、観察光が入射される観察窓としての機能を持つ。

そして、ライトガイド15の先端面から出射された照明光の反射光が、この対物レンズ24に入射され、対物レンズ24はその結像位置に光学像を結ぶ。この光学像は、挿入部11内に配置されたりレーンズ系25により後方の接眼部13側に伝送される。

伝送された光学像は、図1に示すように接眼部13に設けた接眼レンズ26を経て拡大観察可能となる。この接眼部13にカメラヘッド4が装着された場合には、カメラヘッド4内の撮像素子27を介して伝送された光学像が撮像素子28に結像される。

【0012】

この撮像素子28は、例えば1000nmの波長を超える赤外の波長領域において感度を有する、例えばEx. InGaAs、InAs、InSb等の半導体検出素子（光起電力型半導体検出素子）を用いて形成された撮像素子である。これらの半導体検出素子による撮像素子は、少なくとも1000nmから2550nm付近までの波長帯まで感度を有する。なお、InAs、及びInSbは、2550nmより長波長の3000nm以上の長波長領域にも感度を有する。

また、カメラヘッド4から延出されたカメラケーブル29は、CCU7に接続される。CCU7は、撮像素子駆動回路31と、信号処理回路32とを備え、撮像素子駆動回路31は、撮像素子28に対して撮像素子駆動信号を印加する。

そして、この撮像素子駆動信号の印加により撮像素子28により光電変換された撮像信号は、信号処理回路32に入力される。この信号処理回路32は、入力される撮像信号に対して映像信号を生成する信号処理を行う。

【0013】

そして、生成された映像信号は、モニタ8に出力され、モニタ8の表示面には、撮像素子28により撮像された画像が表示される。

また、光学式内視鏡3の挿入部11を覆うようにして、この光学式内視鏡3の把持部12にその基端の装着部9aが嵌合して、着脱自在に装着される吸引シース9は、中空の円筒形状であり、この吸引シース9は、その基端付近に設けた口金部に接続される吸引チューブ34を介して吸引装置10と接続される。

この吸引装置10の内部は、吸引チューブ34及び吸引シース9の中空部と連通し、空気等流体の吸引を行う吸引ポンプ35と、吸引シース9の先端部付近に設けた発熱素子36に駆動電力を供給する発熱素子用電源（図1では単に電源と略記）37とが設けてある。

【0014】

また、この吸引装置10には、吸引ポンプ35の動作と発熱素子36への駆動電力の供給動作のON/OFF操作を行うフットスイッチ38が接続されており、術者等のユーザは、このフットスイッチ38を操作することにより、吸引ポンプ35と発熱素子36の動作をON/OFFできるようにしている。

なお、図3に示すように発熱素子36は、吸引シース9の例えば先端部付近の内部に例えばリング形状に設けてあり、吸引シース9の長手方向に例えば埋め込まれた電源供給線39を介して図1に示す電源37と電氣的に接続されている。

図3では、対物レンズ24による光学像を伝送する手段としてリレーンズ系25を採用している例を示しているが、図4に示すようにファイババンドルで形成されたイメージガイド25Bを採用しても良い。この場合には、対物レンズ24の結像位置にイメージガイド25Bの先端面が配置されており、この先端面に結像された光学像がイメージガイド25Bの後端面に伝送される。

本実施例においては、図2或いは図3に示すように挿入部11の先端面21と吸引シース9の先端面を観察対象とする対象組織表面22に密着させた状態にして、吸引装置10の吸引ポンプ35を動作させることにより、先端面21に対向する部分の対象組織表面22から該表面22の内部に走行している内部観察対象組織としての血管41に至るまでの距離を短縮する距離短縮手段を形成していることが特徴となっている。

【0015】

そして、この距離短縮手段により、対象組織表面 2 2 からその内部に走行している血管 4 1 に至るまでの間に介在している脂肪 4 2 等の生体組織で照明光及び観察窓から対物レンズ 2 4 に入射される観察光の光量の減衰を軽減して、S/Nの良い血管の観察（撮像）ができるようにしている。なお、図 2 及び図 3 においては、挿入部 1 1 の先端面 2 1 と吸引シース 9 の先端面とは、挿入部 1 1 の長手方向の位置が同じとなっているが、実施例 2 のように異なる位置に設定しても良い。

上記距離短縮手段は、以下に説明するようにして形成される。吸引ポンプ 3 5 を吸引させることにより、吸引ポンプ 3 5 は、挿入部 1 1 の周囲の中空部の空気を図 2 及び図 3 の矢印で示すように吸引する。この吸引により先端面 2 1 の外周部分のリング状の先端開口部 9 b から、該先端開口部 9 b に対向する部分の対象組織に対して先端開口部 9 b 内側に吸引する力が作用し、図 2 及び図 3 に示すように対象組織は先端開口部 9 b の内側に吸引される。

10

【0016】

上記リング状の先端開口部 9 b に対向する部分の対象組織が吸引されて移動した場合、このリング状の先端開口部 9 b の内周側となる先端面 2 1 に対向する部分の対象組織は、上記吸引により吸引装置 1 0 側（つまり対物レンズ 2 4 側）に引き寄せられるように変形移動し、この変形移動により変形移動前よりも、血管 4 1 等は先端面 2 1 からの距離が短縮される。

つまり、吸引ポンプ 3 5 の吸引動作により、先端面 2 1 に対向する部分付近、より具体的には先端面 2 1 の中央に配置された対物レンズ 2 4 による観察視野（図 3 でその範囲を θ で示す）内側の対象組織表面 2 2 の内部組織部分を対物レンズ 2 4 側に引き寄せ、対象組織表面 2 2 内部の内部観察対象組織としての血管 4 1 までの距離を短縮（短く）して血管の走行状態を観察し易い状態に設定できるようにしている。なお、挿入部 1 1 は、吸引シース 9 の中央に同心状に配置されている。

20

【0017】

また、後述するように先端面 2 1 を対象組織表面 2 2 に密着させることにより、観察視野 θ 内側の対象組織表面 2 2 の凹凸等を抑制して内部の血管 4 1 の周囲に介在する生体組織を実質的に形成している脂肪 4 2 層を均一化することもできるようにしている。

また、この場合、発熱素子 3 6 を発熱させることにより、対象組織表面 2 2 からその内部に走行している血管 4 1 の周囲に介在している生体組織が脂肪 4 2 である場合、その透過率を高く（増大）して、その脂肪 4 2 層部分での光の透過率を高くし、脂肪 4 2 下の血管 4 1 をより観察し易くできるようにしている。つまり、この発熱素子 3 6 は、血管 4 1 の周囲の生体組織が実質的に脂肪 4 2 の場合、照明及び観察に用いられる赤外光に対する透過率を増大させる透過率増大手段の機能を有する。

30

【0018】

脂肪に熱照射を行うことにより、その脂肪の透過率が向上する測定結果の特性例を図 5 に示す。図 5 は、熱照射前と熱照射後における脂肪の透過率の測定結果を示す。

この熱照射の条件は、例えば熱源として 1200W のドライヤーを用い、測定対象のサンプルとなる脂肪に 10 秒、熱照射した場合のもので示している。このように熱照射により、脂肪の少なくとも赤外光に対する透過率を大きくでき、脂肪下の血管等の観察像を S/N の良い状態で得ることができるようになる。

40

次にこの内視鏡装置 1 により腹部 2 内の例えば胃を観察対象組織として内視鏡 5 による観察下で外科手術等を行う場合の作用を説明する。

【0019】

図 1 に示すように内視鏡 5 の挿入部 1 1 を腹部 2 内に図示しないトラカールを介して挿入する、胃は大網部分に覆われている。大網部分は、成人等の場合においては脂肪 4 2 がついてその組織で肉厚となり、この脂肪 4 2 の組織のためにその対象組織表面 2 2 の内部の血管 4 1 の走行状態を把握することが困難になる場合がある。

このような場合、図 6 に示すような方法により、血管 4 1 の走行状態を観察することができる。図 6 のステップ S 1 に示すように、術者は、内視鏡 5 の挿入部 1 1 の先端面 2 1

50

及び吸引シース 9 の先端面を対象組織表面 2 2 に密着させる。

次に術者は、ステップ S 2 に示すようにフットスイッチ 3 8 を踏んで、このフットスイッチ 3 8 を ON にする。すると、吸引ポンプ 3 5 は、吸引動作を開始し、また発熱素子 3 6 は、発熱動作を開始する。そして、ステップ S 3 にその概略を示すように観察視野 θ 内の生体組織を構成し、対象組織表面 2 2 から血管 4 1 に至る脂肪 4 2 層を均一化し、かつその脂肪 4 1 層を薄く（短縮）し、さらにその透過率を高くして血管観察を行うことができる状態になる。

【0020】

この場合、吸引ポンプ 3 5 の吸引動作により、図 2 或いは図 3 に示すように吸引シース 9 の先端開口部 9 b に臨む対象組織表面 2 2 部分を、先端開口部 9 b 内側に引き込む。

10

この引込の動作により、先端開口部 9 b の中央位置に配置されている挿入部 1 1 の先端面 2 1 に対向する対象組織表面 2 2 部分は、内視鏡側に引き寄せられるように変形移動する。図 2 及び図 3 の図示例では、先端面 2 1 に対向する部分の対象組織部分は、先端開口部 9 b より外側となる対象組織部分よりも上方に移動する。

この移動により、対象組織内部に本実施例における内部観察対象組織としての血管 4 1 が走行していると、この血管 4 1 も例えば図 3 の点線で示す位置から、実線で示すように先端面 2 1 側（つまり対物レンズ 2 4 側）に変形移動する。

【0021】

このように先端面 2 1 に対向する部分、つまり、対物レンズ 2 4 による観察視野 θ に入る内部観察対象組織としての血管 4 1 を、対物レンズ 2 4 側に移動して、その間の距離を短縮できる。

20

この場合、特に対象組織表面 2 2 から血管 4 1 までの距離を短縮する距離短縮機能若しくは距離短縮手段により、特に血管 4 1 の周囲に介在する脂肪 4 2 部分を薄くして、その脂肪 4 2 部分で照明光が血管 4 1 を照明するための照明光が減衰したり、血管 4 1 で反射された光が対物レンズ 2 4 に入射される際の観察光の減衰を軽減できる。

【0022】

具体的には対象組織表面 2 2 から血管 4 1 までに介在する脂肪 4 2 層を、上記距離短縮手段によって 1 mm 程度小さく（或いは薄く）することにより、血管 4 1 を赤外光による観察状態を非常に改善することができる。このように距離短縮手段は、血管 4 1 を観察する場合に、生体表面と血管 5 4 1 との間に介在し、観察の妨げとなる脂肪 4 2 層を薄くする手段とも言える。

30

このように本実施例によれば、体腔内に挿入して内視鏡下の外科手術を行う場合においても、脂肪 4 2 等の生体組織の内部に走行している血管 4 1 の走行状態を S/N を向上して観察することができるようになる。従って、術者は、血管走行を把握することができるため、血管 4 1 部分を避けて切除する等の処置を円滑かつ短時間に行うことができる。従って、手術の時間を大幅に短縮でき、術者及び患者双方の負担を大幅に軽減できる。

【実施例 2】

【0023】

次に図 7 から図 10 を参照して、本発明の実施例 2 を説明する。図 7 は本実施例における内視鏡及び吸引シースの先端側の構成を使用例で示す。本実施例は、実施例 1 において、吸引シース 9 の先端付近の内周面には、光発生素子としてのレーザダイオード（LD と略記）5 1 が取り付けられており、この LD 5 1 は、例えば図 9 の点線で示す複数の赤外領域における波長のように、脂肪と血管に対する透過率が高く、これらに比べて血液に対する透過率が低い波長において、レーザ光を発光する。

40

この LD 5 1 は、吸引シース 9 の先端開口部 9 b における中心側、つまり観察視野中心側に向けてレーザ光を出射するようにその出射面が配置され、従って、この LD 5 1 は、先端開口部 9 b の中心側に赤外のレーザ光を例えばライン状に出射する。

また、本実施例においては、挿入部 1 1 の先端面 2 1 は、吸引シース 9 の先端面よりも、挿入部 1 1 の長手方向の位置が後方側に設定されている（具体的には図 7 においては、この距離を L で示している）。そして、本実施例では、実施例 1 のような方法で吸引装置

50

10を動作させることにより、内視鏡及び吸引シース9は、図7に示すような状態に設定される。

【0024】

この場合、観察視野θ内で先端面21から距離L程度以内に血管41が存在すると、図8(B)のようにレーザ光が血管41内部の血液部分で吸収されるため、レーザ光が途中で途切れるようにして観察される。

これに対して、観察視野θ内で先端面21から距離L程度以内に血管41が存在しないと、図8(A)のようにレーザ光が途切れることなく観察できる。このため、観察されるレーザ光の状態で血管の有無を簡単に確認することができる。

【0025】

なお、本実施例においては、実施例1の図6で示した方法で血管観察を行うことができるが、図10に示す方法で血管観察を行うようにしても良い。

なお、本実施例においては、図7に示すように吸引シース9の基端の装着部9aは、光学式内視鏡3の把持部12に嵌合して把持部12の長手方向(図7では上下方向)にスライド自在に設定されている。

図10に示すように対象組織表面22に密着させて血管観察を行なう場合、最初のステップS11において術者は、吸引シース9の先端面を対象組織表面22に密着させる。

【0026】

この場合、吸引シース9の装着部9aの位置は、図7に示す状態よりも前方側に設定されているものとする(把持部12は図7の位置よりも後方側であるとする)。

【0027】

そして、ステップS12に示すように術者は、フットスイッチ38をONにする。すると、吸引ポンプ35は吸引動作を開始し、また発熱素子36は発熱動作を開示する。吸引ポンプ35の吸引動作により、吸引シース9の先端開口部9bに臨む対象組織表面22部分を、先端開口部9b内側に引き込む。また、発熱素子36の発熱動作により、この発熱素子36の近傍の対象組織表面22内部の赤外光に対する脂肪の透過率を大きくする。

次のステップS13において術者は、挿入部11を吸引シース内で先端側にスライド移動させ、先端面21を対象組織表面22に押し付けるようにして密着させる。

つまり、ステップS12の吸引動作により、吸引シース9の先端開口部9bの内側には、対象組織が入り込み、この先端開口部9bの内側に入り込んだ対象組織に向かって、術者は先端側にスライド移動した先端面21を押し付けて対象組織表面22に先端面21を密着させて、図7に示すような状態にする。

【0028】

この状態において、先端開口部9bの中央に配置されている挿入部11の先端面21に対向する対象組織表面22部分は、透明フード23表面に強く押し付けられる。そして、ステップS14の状態では、血管観察することができる。

この場合、先端面21に対向する部分、つまり観察視野θ内での対象組織、つまり脂肪層部分が均一化、かつ薄くされ、発熱素子36による発熱動作で脂肪層部分の透過率が高くされる。そして、術者は、対象組織表面22の内部の内部観察組織としての血管41を観察し易い状態に設定して観察像を得ることができる。

なお、上述の説明において、挿入部11の先端部30における照明窓の内側に赤外領域で発光する発光素子を設け、この発光素子を発光させた照明光で赤外領域の撮像を行うようにしても良い。

【0029】

[付記]

1. 前記吸引用シースの先端面は、前記内視鏡の先端面よりも前方側に設定される。
2. 前記吸引用シースは、内視鏡に対して挿入部の長手方向にスライド自在に装着される。
3. 吸引用シースの先端面付近には、前記先端開口部の中心側に血液に対する透過率が低い波長の光を発生する光発生素子が設けてある。

【産業上の利用可能性】

【0030】

内視鏡を用いて体腔内の臓器等を観察、処置を行う場合、その表面の内部の血管の走行状態がその部分の生体組織を実質的に形成している脂肪組織のために観察し難い場合、先端面の観察視野内の生体組織部分を観察視野側に近づけるようにして、血管観察ができるようにしているので、表面と血管との間に介在する脂肪の影響を軽減して観察できる。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】図1は本発明の実施例1の内視鏡装置の全体構成図。

【図2】図2は血管観察時の内視鏡を使用例で示す図。

10

【図3】図3は図2における先端部付近の拡大図。

【図4】図4は変形例における内視鏡の先端部の構成を示す図。

【図5】図5は熱照射する前後における脂肪の透過率特性を示す図。

【図6】図6は本実施例による血管観察の方法を示すフローチャート図。

【図7】図7は本発明の実施例2における血管観察時の内視鏡の先端側を使用例で示す図。

。

【図8】図8は血管の有無により、レーザ光の観察像が異なることを示す図。

【図9】図9はレーザ光の波長例を示す図。

【図10】図10は血管観察の方法を示すフローチャート図。

【符号の説明】

20

【0032】

1…内視鏡装置

2…腹部

3…光学式内視鏡

4…カメラヘッド

5…カメラ装着内視鏡

6…光源装置

7…CCU

8…モニタ

9…吸引シース

30

10…吸引装置

11…挿入部

15…ライトガイド

18…ランプ

21…先端面

22…対象組織表面

23…透明フード

24…対物レンズ

28…撮像素子

35…吸引ポンプ

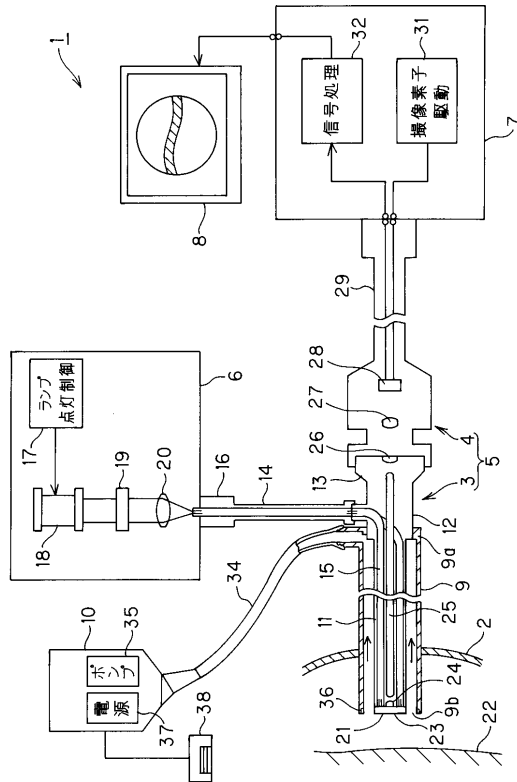
40

36…発熱素子

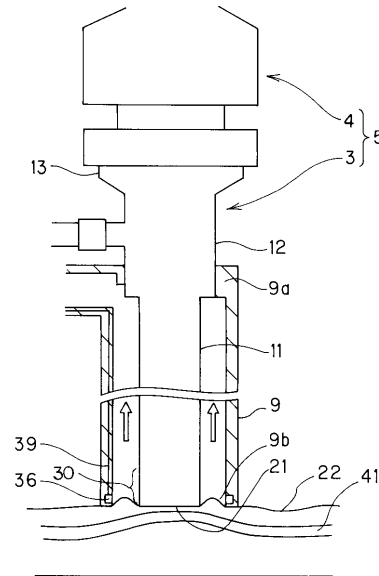
41…血管

42…脂肪

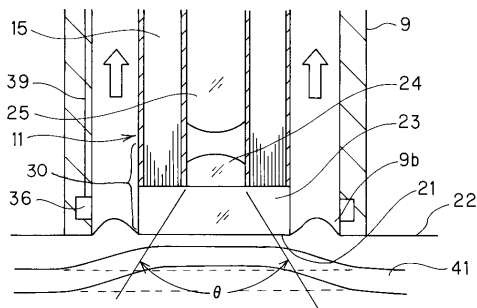
【図 1】



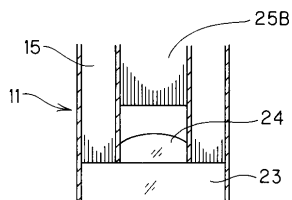
【図 2】



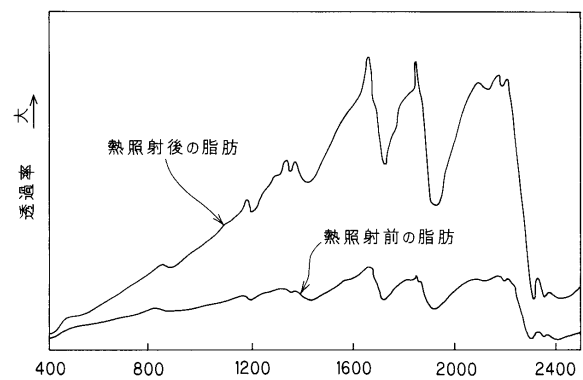
【図 3】



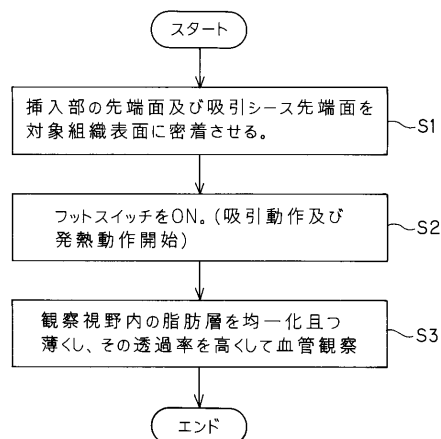
【図 4】



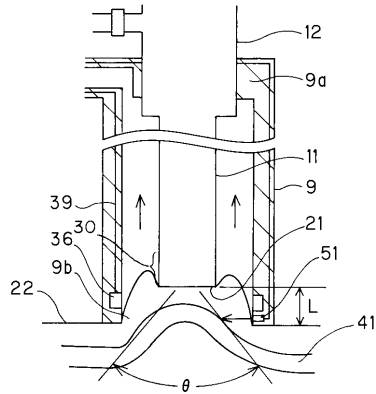
【図 5】



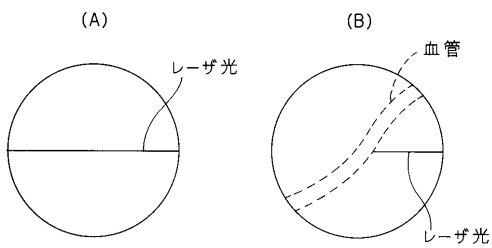
【図 6】



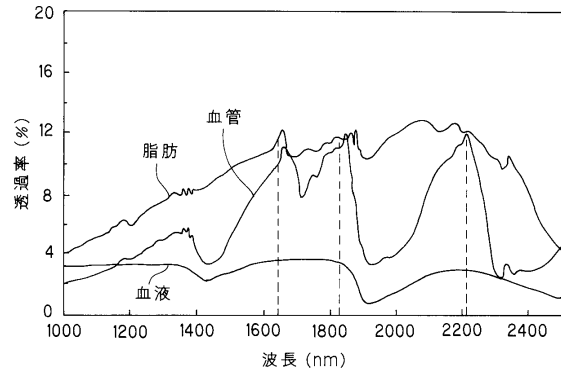
【図 7】



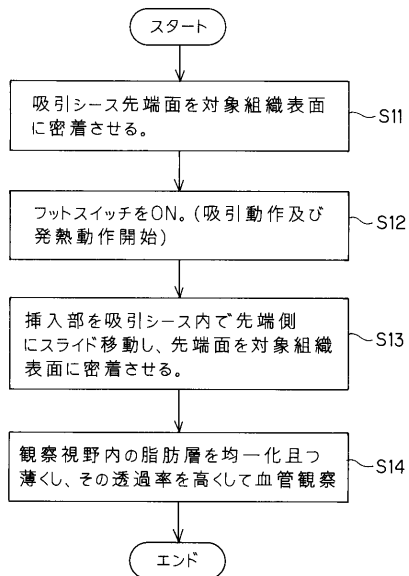
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 半田 啓二
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 西田 浩幸
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナル株式会社内
- (72)発明者 石渡 裕
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナル株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

- (56)参考文献 特開昭57-34841 (JP, A)
特開昭63-143022 (JP, A)
特開平8-322787 (JP, A)
特開平11-47080 (JP, A)
特開2002-263055 (JP, A)
特表2002-534661 (JP, A)
特開2004-166913 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 61 B 1/00
G 02 B 23/24

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP4951255B2	公开(公告)日	2012-06-13
申请号	JP2006068289	申请日	2006-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
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 奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 奥林巴斯公司		
[标]发明人	原野健二 浅田大輔 半田啓二 西田浩幸 石渡裕		
发明人	原野 健二 浅田 大輔 半田 啓二 西田 浩幸 石渡 裕		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.B G02B23/24.A A61B1/00.512 A61B1/00.650		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA10 2H040/CA03 2H040/CA06 2H040/DA12 2H040/DA53 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/FA08 2H040/FA11 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/GG14 4C061/HH05 4C161/GG14 4C161/HH05		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2007244435A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够观察生物体内的血管的内窥镜装置，同时减轻从生物体表面到血管的脂肪等生物体组织的影响。 解决方案：在插入部分11的远端部分30的外周上具有远端开口部分9b的抽吸护套9连接到抓握部分12，远端与目标组织表面22紧密接触，并进行抽吸，面对开口9b的部分中的目标组织被抽吸，以使面向远端表面21的目标组织部分朝向观察窗侧移动和变形，从而缩短从表面到行进血管41的距离。由此减少插入在表面和血管41之间的诸如脂肪的组织的影响，以便于观察血管41。 .The

【 図 5 】

