

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 143088

(P2002 - 143088A)

(43)公開日 平成14年5月21日(2002.5.21)

(51) Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ド* (参考)
A 6 1 B 1/04	370	A 6 1 B 1/04	2 G 0 5 9
10/00		10/00	E 4 C 0 6 0
17/22	320	17/22	4 C 0 6 1
18/14			
G 0 1 N 21/17	630	G 0 1 N 21/17	630
		A 6 1 B 17/39	315

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 6 数)

(21)出願番号 特願2000 - 341456(P2000 - 341456)

(22)出願日 平成12年11月9日(2000.11.9)

(71)出願人 000005201

富士写真フィルム株式会社
神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 林 克巳

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士
写真フィルム株式会社内

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外 1 名)

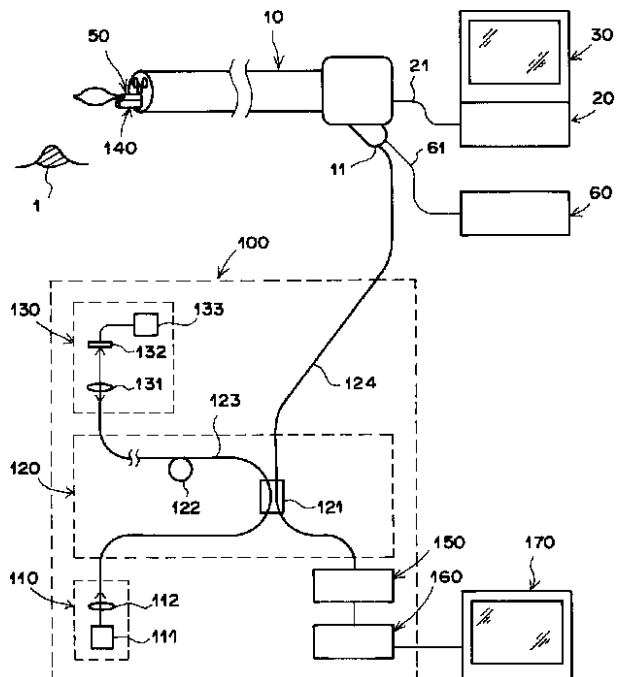
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 E M R 装置

(57)【要約】

【課題】 E M R 装置により病変部を切除した後、即座に病変部を詳細に観察できるようにする。

【解決手段】 内視鏡 1 0 の鉗子口 1 1 に、高周波スネア 5 0 と O C T プローブ 1 4 0 とが一体となったプローブ 5 6 を挿通し、内視鏡 1 0 の挿入部先端を病変部まで誘導し、体腔内の隆起した病変部 1 を高周波スネア 5 0 で切除する。切除後、高周波スネア 5 0 に近接された O C T プローブにより、光断層画像取得部 1 0 0 内で発生させた信号光 L s によるラジアル走査と、参照光ミラー 1 3 1 の移動を繰り返すことにより、病変部 1 の痕跡の断層情報を取得する。取得した断層情報を基に画像化し、病変部 1 の痕跡の確認を行う。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 高周波スネアを有し、病変部を保持した該高周波スネアに高周波電流を通電することにより病変部の切除を行うEMR手段と、低コヒーレンス光である信号光を前記病変部まで導光する導光手段を有し、前記導光手段により導光された前記信号光の前記病変部の所定深度からの反射光と、前記信号光と僅かな周波数差を有する参照光との低コヒーレンス干渉を用いて、前記病変部の光断層画像を取得するOCT手段とからなることを特徴とするEMR装置。

【請求項2】 前記高調波スネアと前記導光手段の先端部とが、内視鏡の体腔挿入部に組み込まれているものであることを特徴とする請求項1記載のEMR装置。

【請求項3】 前記高調波スネアと前記導光手段の先端部とが一体的に形成された同一のプロープを構成していることを特徴とする請求項1記載のEMR装置。

【請求項4】 前記プロープが、内視鏡の鉗子口に挿通されるものであることを特徴とする請求項3記載のEMR装置。

【請求項5】 前記導光手段が、前記病変部に対して、前記導光手段の長手方向を軸としたラジアル走査をするものであることを特徴とする請求項1記載のEMR装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、EMR装置に関し、詳細にはEMR処置後の遺残の有無を検査する検査機能を備えたEMR装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、EMR(Endoscopic Mucosal Rejection)装置として内視鏡の鉗子口を介して生体の体腔内に挿入された高周波スネアにより、体腔内の表面近傍にできた病変部を切除する装置が知られている。これらの装置では、内視鏡の鉗子口に挿入可能なプロープの先端に突出して設けられたリング状のスネアに、病変部を保持した状態で高周波電流を流すことにより、病変部を切除するものである。

【0003】EMR装置を用いて病変部を除去した場合には、出血も少なく回復も早いため、粘膜内に局在する早期癌の切除などに広く用いられている。しかし、EMR装置を用いて早期癌の切除を行った場合に、癌の遺残が生じる場合があるため、通常、切除後に内視鏡を介した目視観察により、遺残が生じていないことを確認している。しかし、目視による遺残の有無の判定は、難しく、遺残を見逃す場合があり、癌の遺残が再発の一因となることがあった。

【0004】一方、従来、低コヒーレンス光を用いたOCT(Optical Coherence Tomography)装置、特に低コヒーレンス光干渉光の光強度をヘテロダイン検波により測定することにより、被測定組織の光断層画像を取得す

るOCT装置が、眼底網膜下の微細構造の光断層画像の取得などに用いられている。上記OCT装置の詳細は、「OプラスE Vol.21, No.7 P.802~804」(春名正光著)に記載されている。

【0005】このOCT装置は、SLD(Super Luminescent Diode)などから成る光源から出射された低コヒーレンス光を信号光と参照光に分割し、ピエゾ素子等により参照光または信号光の周波数を僅かにシフトさせ、信号光を被測定組織に入射させて該被測定組織の所定の深度で反射した反射光と参照光とを干渉させ、その干渉光の光強度をヘテロダイン検波により測定し、断層情報を取得するものであり、参照光の光路上に配置した可動ミラーなどを微小移動させ、参照光の光路長を僅かに変化させることにより、参照光の光路長と信号光の光路長が一致した、被測定組織の深度での情報を得ることができる。

【0006】このようなOCT装置を使用すれば、早期癌の診断なども可能となるため、内視鏡装置の鉗子口に挿入可能なプロープにより信号光および信号光の反射光を導光して、体腔内の光断層画像を取得する方法の開発が進められている。例えば「OPTICS LETTER Vol.24, No19 P1358~P1360」(by Andrew M Rollins and Rujchai Ung-arunyawee)には、内視鏡装置の鉗子口を介して信号光を導光する光ファイバと、この光ファイバの先端に配設され、信号光を直角に反射するミラーを備え、該ミラーを回転させることにより、ラジアル走査を行い、体腔壁を輪切り状態で表示するラジアル光断層画像を表示するOCT装置が記載されている。

【0007】上記のようなOCT装置を使用すれば、EMR装置を用いた早期癌の切除術を行った後、遺残の有無を確認することが可能であり、EMR装置とOCT装置の併用に対する関心が高まっている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、EMR装置による病変部切除後に、病変部の遺残をOCT装置を用いて確認する場合には、まず内視鏡装置の鉗子口にEMR装置のプロープを挿入して病変部を切除した後、プロープを抜脱し、その後、光断層画像取得用のプロープを用いて光断層画像を取得するために、先ず光断層画像を取得する部位を内視鏡下で確認し、光断層画像取得用のプロープを内視鏡装置の鉗子口に挿入して、このプロープを手動操作により、所望の部位まで誘導する必要があった。

【0009】そのため、EMR装置による病変部切除後に光断層画像を取得する際の効率が低く、また、手動で正確に光断層画像取得用のプロープの先端を所望の部位に誘導することが困難であるという問題もあった。

【0010】以上のことから、EMR装置により病変部を切除後、即座に病変部をOCT装置により観察できることが望ましい。

【0011】本発明は上記のような要望に応えたものであり、所望の部位の光断層画像を効率良く取得することのできるOCT機能付きのEMR装置を提供することを目的とするものである。

【0012】

【課題を解決するための手段】本発明によるEMR装置は、高周波スネアを有し、病変部を保持した高周波スネアに高周波電流を通电することにより病変部の切除を行うEMR手段と、低コヒーレンス光である信号光を前記病変部まで導光する導光手段を有し、導光手段により導光された信号光の前記病変部の所定深度からの反射光と、信号光と僅かな周波数差を有する参照光との低コヒーレンス干渉を用いて、前記病変部の光断層画像を取得するOCT手段とからなることを特徴とするものである。

【0013】本発明によるEMR装置において、導光手段とは、信号光を導光するファイバや、ファイバ先端に固着されるロッドレンズや、信号光の照射方向を被写体の方向に偏光させるためミラーなどを含むものである。

【0014】ここで、高調波スネアと導光手段の先端部とが、内視鏡の体腔挿入部に組み込まれているものとしてもよい。

【0015】高調波スネアと導光手段の先端部とは、一体的に形成された同一のプローブを構成しているものとしてもよい。また、前記プローブは、内視鏡の鉗子口に挿通して使用することができる。また、導光手段は、前記病変部に対して導光手段の長手方向を軸としたラジアル走査をするものとしてすることができる。

【0016】

【発明の効果】上記のように構成された本発明によるEMR装置は、病変部を切除する高周波スネアと、病変部の痕跡を観察するOCT装置の2つの機能を有し、さらに、高周波スネアのワイヤ部と、OCT装置の走査部が近接しているため、内視鏡の鉗子口に、高周波スネアとOCT操作部を組み合わせたプローブを挿通したまま、病変部の切除と、切除後の病変部痕跡の確認作業を行うことができ、手術の効率化を図ることができる。また、プローブの先端を手動で誘導する必要が無いため、正確に切除した部位の光断層画像を取得することができ、信頼性をも向上させることができる。

【0017】また、本発明によるEMR装置において、高調波スネアと導光手段の先端部とを、一体的に形成した同一のプローブとした場合には、内視鏡の鉗子口に挿通する際にスムーズに行うことができ、また、両者の位置関係が固定であるため、より正確に所望の部位の観察を行なうことができる。

【0018】

【発明の実施の形態】以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図1は本発明の本実施形態によるEMR装置の概略構成を示す図であり、図

2は本実施形態によるEMR装置のプローブ先端部の詳細を示す拡大図であり、図3は本実施形態によるEMR装置のプローブ基端部の詳細を示す拡大図である。

【0019】本実施の形態によるEMR装置は、病変部1を切除する高周波スネア50と、高周波スネア50を駆動するための高周波電源60と、光断層画像を取得する光断層画像取得部100と、光断層画像取得部100により取得された光断層画像を表示するモニタ170とからなる。

【0020】高周波スネア50は、病変部1を保持し、かつ切除する金属製のワイヤ51と、テフロン（登録商標）製のチューブ52とからなり、チューブ52の内部に、ワイヤ51と高周波電源60とを接続する導線が挿通されている。

【0021】光断層画像取得部100は、低コヒーレンス光を出射する光源部110と、光源部110より射出された低コヒーレンス光を、参照光Lrおよび信号光Lsへの分割および合成を行うファイバ結合光学系120と、参照光Lrの光路上に配され、参照光Lrの光路長を変化させる光路遅延部130と、信号光Lsにより生体組織の病変部1を走査するOCTプローブ140と、病変部1の所定の面で反射された信号光Ls'と参照光Lrとの干渉光Lcの強度を検出する光検出部150と、光検出部150で検出された干渉光Lcの光強度から、光断層画像データを生成する信号処理部160とを備えている。

【0022】光源部110は、SLDなどからなり低コヒーレンス光を出射する光源111と、光源111から出射された低コヒーレンス光を集光する集光レンズ112とを備えている。

【0023】ファイバ結合光学系120は、光源111から出射された低コヒーレンス光を信号光Lsと参照光Lrとに分割し、また、信号光Lsの病変部1の所定の深部からの反射光である信号光Ls'と参照光Lrを合波し、干渉光Lcを得るファイバカップラ121と、参照光Lrに僅かな周波数シフトを生じさせるピエゾ素子122と、ファイバカップラ121を介して光源部110と光路遅延部130を繋ぐファイバ123と、ファイバカップラ121を介して光検出部150とOCTプローブ140の間を導光するファイバ124とを備えている。

【0024】光路遅延部130は、ファイバ123から射出された参照光Lrを平行光に変換し、また反射された参照光Lrをファイバ123へ入射させる集光レンズ131と、図1における水平方向への移動により参照光Lrの光路長を変化させる参照光ミラー132と、参照光ミラー132を水平方向への移動させる駆動部133とを備えている。

【0025】OCTプローブ140は、鉗子口11内に挿通されるチューブ144と、チューブ144内部に挿通されているファイバ141とからなる。ファイバ14

1はチューブ144先端側から突出しており、ファイバ141の先端には、ファイバ141により導光された信号光Lsおよび病変部により反射された信号光Ls'を集光するロッドレンズ142と、前記信号光LsおよびLs'を直角方向に反射するミラー143が固着されている。また、チューブ144の先端部には、ファイバ141、ロッドレンズ142およびミラー143を保護する透明のケース145が覆設されている。

【0026】また、チューブ144基端側も、先端部と同様にファイバ141が突出しており、ファイバ141はセンタレスモータ146により軸支される。ファイバ124とファイバ141との間は、レンズ147および148を介して導光される。

【0027】さらに、高周波スネア50とOCTプローブ140は、チューブ55により一体のプローブ56となるように成形されている。

【0028】また、患者の体腔内に挿入する内視鏡装置は、内視鏡10と、内視鏡10から受信する信号を基に画像化するコンピュータ20と、コンピュータ20により生成された画像を表示するモニタ30とからなる。内視鏡10内の撮像素子とコンピュータの間は、CCDケーブル21により接続されている。また、内視鏡10には、プローブなどを挿通させるための鉗子口11が設けられている。

【0029】次に以上のように構成された本実施の形態によるEMR装置の作用について説明する。

【0030】EMRを行う際には、内視鏡10の鉗子口11にプローブ56を挿通し、内視鏡10を患者の体腔内に挿入し、モニタ30に表示される画像を基に、目視により内視鏡10の挿入部先端を病変部まで誘導する。

【0031】体腔内の隆起した病変部1をワイヤ50により挟持した状態で、高周波電源60を駆動し、病変部1を切除する。

【0032】病変部1の切除後、遺残の有無を確認するためにOCTにより、病変部1の痕跡を観察する。観察を開始すると、光断層画像取得用の低コヒーレンス光が光源部110から射出される。

【0033】光源111から出射された低コヒーレンス光は、集光レンズ112により集光され、ファイバ123に導入される。

【0034】ファイバ123を透過した低コヒーレンス光は、ファイバカブラ121で、ファイバ123内を光路遅延部130の方向へ進行する参照光Lrと、ファイバ124内をOCTプローブ140の方向へ進行する信号光Lsとに分割される。参照光Lrは光路上に設けられたピエゾ素子122により変調され、参照光Lrと信号光Lsには、僅かな周波数差fが生じる。

【0035】ファイバ124に導光された信号光Lsは、レンズ148および147を介してファイバ141に入射され、ファイバ141先端からロッドレンズ14

2およびミラー143を介して病変部1へ入射される。病変部1に入射された信号光Lsのうち病変部1の所定の深度で反射された信号光Ls'は、ミラー143、ロッドレンズ142、ファイバ141、レンズ147および148を介してファイバ124に帰還せしめられる。ファイバ124に帰還せしめられた信号光Ls'は、ファイバカブラ121において、後述するファイバ123に帰還せしめられた参照光Lrと合波される。

【0036】一方、ピエゾ素子122で変調された後の参照光Lrは、ファイバ123を通過し光路遅延部130の集光レンズ131を介して、参照光ミラー132に入射し、この参照光ミラー132で反射され再度集光レンズ131を透過して、ファイバ123に帰還せしめられる。ファイバ123に帰還せしめられた参照光Lrはファイバカブラ121で、上述した信号光Ls'と合波される。

【0037】ファイバカブラ121で合波された信号光Ls'および参照光Lrは、再び同軸上に重なり、信号光Ls'と参照光Lrが干渉して干渉光Lcとなり、ビート信号を発生する。

【0038】参照光Lrおよび信号光Ls'は、可干渉距離の短い低コヒーレンス光であるため、低コヒーレンス光が信号光Lsと参照光Lrに分割されたのち、信号光Ls(Ls')がファイバカブラ121に到達するまでの光路長が、参照光Lrがファイバカブラ121に到達するまでの光路長に等しい場合に両光が干渉し、この干渉する両光の周波数差(f)で強弱を繰り返すビート信号が発生する。

【0039】光検出器150では、干渉光Lcから上記ビート信号の光強度を検出し、ヘテロダイン検出を行い、病変部1の所定深度より反射された信号光Ls'の強度を検出し、信号処理部160へ出力する。

【0040】さらにセンタレスモータ146によりファイバ141を回転させることにより信号光Lsの照射方向を移動させ、病変部1周囲のファイバ141の長手方向を軸とした円周方向の走査(ラジアル走査)を行う。その後、参照光ミラー132は、駆動部133により、その光軸方向(図中水平方向)に移動され、参照光Lrがファイバカブラ121に到達するまでの光路長が変化する。このため参照光Lrと干渉する信号光Ls(Ls')の光路長も変化するので、病変部1周囲の断層情報を取得する深度も変化する。ここで、再度ラジアル走査を行う。

【0041】このような動作を信号光が所定の深度に達するまで繰り返すことにより、病変部1周囲の断層情報を得ることができる。

【0042】信号処理部160では、光検出部150で検出された病変部1周囲の断層情報を基に画像化し、モニタ170へ出力する。

【0043】上記のように構成された本発明によるEM

R装置は、病変部を切除する高周波スネアと、病変部の痕跡を観察するOCT装置の2つの機能を有し、さらに、高周波スネアのワイヤ部と、OCT装置の走査部が近接しているため、内視鏡の鉗子口に、高周波スネアとOCT操作部を組み合わせたプローブを挿通したまま、病変部の切除と、切除後の病変部痕跡の確認作業を行うことができ、手術の効率化を図ることができる。また、プローブの先端を手動で誘導する必要が無いため、正確に切除した部位の光断層画像を取得することができ、信頼性をも向上させることができる。

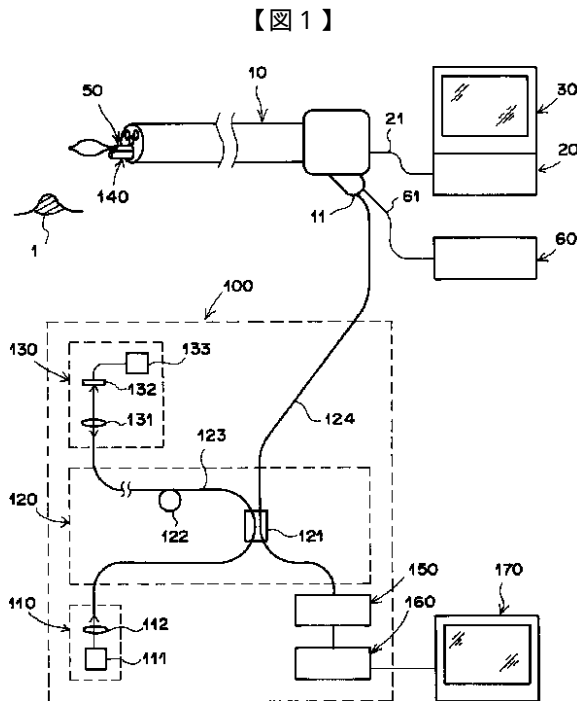
【0044】本実施の形態では、高周波スネアとOCT装置の走査部を一体化したプローブを、内視鏡の鉗子口に挿通させて使用したが、同一の内視鏡の鉗子口に、高周波スネアとOCT装置の走査部を別々に挿通させて使用することができる。

【0045】また、内視鏡の体腔挿入部に、高周波スネアとOCT装置の走査部とを組み込んだものを使用することができる。

【0046】さらに、OCT装置の走査部の走査方法は、ラジアル走査に限ったものでなく、2次元走査を行うものとしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施形態によるEMR装置の概略



構成図

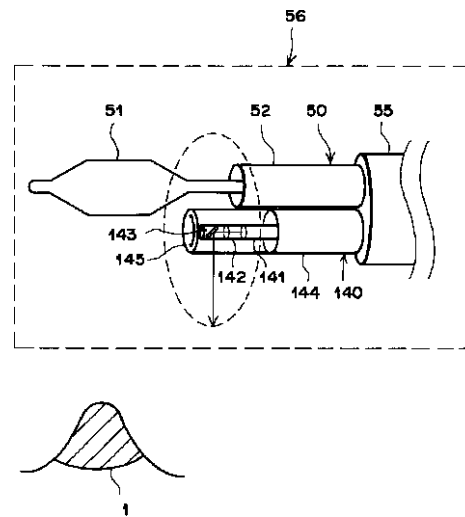
【図2】本発明の第1実施形態によるEMR装置のプローブ先端部の拡大図

【図3】本発明の第1実施形態によるEMR装置のプローブ基端部の拡大図

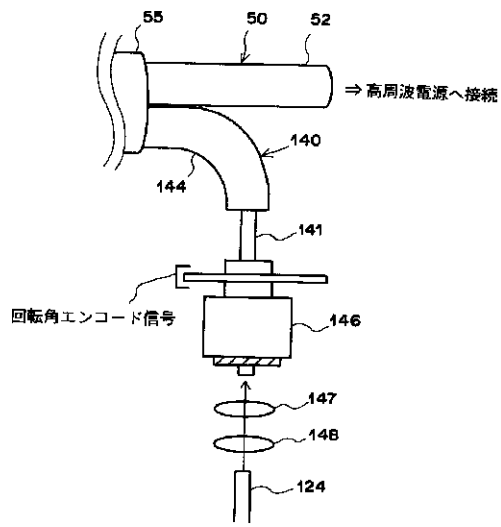
【符号の説明】

- 1 病変部
- 10 内視鏡
- 11 鉗子口
- 100 コンピュータ
- 30 モニタ
- 50 高周波スネア
- 56 プローブ
- 60 高周波電源
- 100 光断層画像取得部
- 110 光源部
- 120 ファイバ結合光学系
- 130 光路遅延部
- 140 OCTプローブ
- 150 信号処理部
- 160 光源部
- 170 モニタ

【図2】



【図3】



专利名称(译)	EMR装置		
公开(公告)号	JP2002143088A	公开(公告)日	2002-05-21
申请号	JP2000341456	申请日	2000-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	林克巳		
发明人	林 克巳		
IPC分类号	G01N21/17 A61B1/04 A61B10/00 A61B17/22 A61B17/221 A61B18/14		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B10/00.E A61B17/22.320 G01N21/17.630 A61B17/39.315 A61B1/00.526 A61B1/00.622 A61B1/018.515 A61B1/04 A61B17/32.528 A61B18/14 G01N21/17.620		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE09 2G059/FF01 2G059/JJ11 2G059/JJ15 2G059/JJ17 2G059/MM01 2G059/MM09 2G059/PP04 4C060/EE28 4C060/FF19 4C060/KK03 4C060/KK09 4C060/KK17 4C060/MM24 4C061/BB04 4C061/CC06 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/PP08 4C061/PP09 4C061/PP12 4C061/RR06 4C061/RR17 4C061/RR18 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK07 4C160/KK17 4C160/MM32 4C161/BB04 4C161/CC06 4C161/GG15 4C161/HH57 4C161/PP08 4C161/PP09 4C161/PP12 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR18		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：使用EMR设备切除病灶后，可以立即对病灶进行详细观察。
 解决方案：将集成了高频圈套器50和OCT探头140的探头56插入内窥镜10的钳子端口11中，以将内窥镜10的插入部分的远端引导至病变部位，从而封闭体腔。用高频圈套器50切除隆起的病变1中的1。切除后，通过靠近高频圈套器50的OCT探头，利用在光学断层图像获取单元100中生成的信号光Ls进行径向扫描，并通过重复参考光镜131的移动，来病变1的轨迹 获取故障信息。基于所获取的断层图像信息形成图像，并且确认病变1的痕迹。

