

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4708937号
(P4708937)

(45) 発行日 平成23年6月22日 (2011.6.22)

(24) 登録日 平成23年3月25日 (2011.3.25)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
G O 1 N 21/17 (2006.01)
G O 1 B 11/24 (2006.01)
A 6 1 B 10/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 O O D
 G O 1 N 21/17 6 2 O
 G O 1 B 11/24 B
 A 6 1 B 10/00 E

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2005-268036 (P2005-268036)
 (22) 出願日 平成17年9月15日 (2005.9.15)
 (65) 公開番号 特開2007-75403 (P2007-75403A)
 (43) 公開日 平成19年3月29日 (2007.3.29)
 審査請求日 平成20年6月6日 (2008.6.6)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 北辻 真史
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ
 ンタックス株式会社内
 審査官 東 治企

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 OCT 観察器具、固定器具、及び、OCT システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管腔内の観察対象の断層像を取得するための OCT 観察器具において、
 該断層からの反射光を取得する OCT プローブと、
 前記 OCT プローブが挿通される挿通路を有しかつ低コヒーレント光が透過可能な材料
 で形成された枠体と、

前記枠体の周方向に沿って所定の間隔で取り付けられ、内部に流動体が封入され得る少
 なくとも三つの流動体封入手段と、

任意の前記流動体封入手段に流動体を供給可能な流動体供給手段と、
 を備え、

前記枠体に、前記少なくとも三つの流動体封入手段の各々に流動体を導く流動体伝送路
 が形成され、

前記流動体伝送路の長手方向に直交する横断面形状は流動体伝送路毎に異なること、を
 特徴とする OCT 観察器具。

【請求項 2】

前記流動体供給手段は、流動体を供給すべき前記流動体封入手段を選択する選択手段と
 、選択された前記流動体封入手段に供給される流動体の量を調整する調整手段と、を有し
 たこと、を特徴とする請求項 1 に記載の OCT 観察器具。

【請求項 3】

前記選択手段には、前記少なくとも三つの流動体封入手段の各々を識別するための識別

情報が付されていること、を特徴とする請求項 2 に記載の OCT 観察器具。

【請求項 4】

前記調整手段は前記少なくとも三つの流動体封入手段の各々の内圧を検出する内圧検出手段を含み、その検出結果に基づいて流動体の量を調整すること、を特徴とする請求項 3 に記載の OCT 観察器具。

【請求項 5】

前記棒体先端が面取りされていること、を特徴とする請求項 1 から請求項 4 の何れかに記載の OCT 観察器具。

【請求項 6】

管腔内の所望の位置に処置具を固定させる固定器具であって、
処置具が挿通される挿通路を有しかつ低コヒーレント光が透過可能な材料で形成された棒体と、

前記棒体の周方向に沿って所定の間隔で取り付けられ、その内部に流動体が封入され得る少なくとも三つの流動体封入手段と、

任意の前記流動体封入手段に流動体を供給可能な流動体供給手段と、
を備え、

前記棒体に、前記少なくとも三つの流動体封入手段の各々に流動体を導く流動体伝送路が形成され、

前記流動体伝送路の長手方向に直交する横断面形状は流動体伝送路毎に異なること、を
特徴とする固定器具。

【請求項 7】

管腔内の観察対象の断層像を取得して画像化する OCT システムにおいて、
請求項 1 から請求項 5 の何れかに記載の OCT 観察器具と、
前記 OCT プローブが取得した反射光を処理して所定の信号に変換する信号処理手段と、
、
該所定の信号に基づいて該断層画像を表示する表示手段と、を備えたこと、を特徴とする OCT システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、管腔内の観察対象の断層像を取得するための OCT (Optical Coherence Tomography) 観察器具、固定器具、及び、該 OCT 観察器具を備えた OCT システムに関する。

【背景技術】

【0002】

患者の体腔内を観察するための機器として、内視鏡 (ファイバースコープ) システムや電子内視鏡 (電子スコープ) システムが広く知られ実用に供されている。内視鏡システムを用いた場合、照明光により観察対象 (例えば患者の体腔内にある生体組織) が照明されて、その反射光 (すなわち生体組織の光学像) が光ファイバにより伝送される。術者は、伝送された光学像を直接見ることで体腔内を観察することができる。また、電子内視鏡システムを用いた場合、照明光により生体組織が照明されて、その反射光が撮像素子により受光される。受光された反射光は光電変換されて信号となり、当該信号は所定の処理が施されてモニタに出力される。術者は、体腔内の様相をモニタで観察することができる。これらのシステムを用いた場合、術者は、生体組織の表面部だけを観察することができる。従って病変部が例えば生体組織内部に存在している場合、それを的確に発見することは、術者にとって極めて困難なことであった。

【0003】

近年、生体組織内部を観察するための OCT プローブを備えた OCT システムが種々提案されている。OCT システムは、マイケルソン干渉計に基づいて考案された体腔内観察

10

20

30

40

50

用のシステムであり、低コヒーレント光を利用することにより生体組織内部の観察を可能にさせている。術者は、OCTシステムを用いることにより生体組織内部の様相をモニタで観察することができる。

【0004】

例えば下記特許文献1には、OCTプローブ先端にバルーンを配置することにより生体組織における反射光の効率を高めて、それにより、高S/N比の信号を取得して高画質の断層画像を生成することができるOCTシステムが記載されている。

【特許文献1】特開2000-329534号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0005】

上記特許文献1に記載されたOCTプローブは通常、内視鏡のチャンネルに挿通された状態で使用される。観察対象が存在する管腔の径が比較的太い場合、OCTプローブは、上記チャンネルから僅かに突出された状態で使用される。このため術者は、内視鏡に設置された鉗子起上台や内視鏡先端のアングルを操作することにより、OCTプローブ先端をある程度所望の位置に置くことができる。しかし生体組織は常に脈動している。測定光が観察対象を走査している間、上記脈動によってOCTプローブと生体組織とが相対的にずれてしまうと、OCTプローブが取得し得る断層像にぶれ等の乱れが発生してしまう。

【0006】

また、観察対象が存在する管腔の径が比較的細い（例えば総胆管や主膵管等である）場合、当該管腔に内視鏡を挿入できない。このため、OCTプローブ先端を内視鏡のチャンネルから大きく突出させて、OCTプローブのみを管腔に挿入して観察を行う必要がある。この場合、鉗子起上台等のアングルを変更する機構を利用できないため、OCTプローブ先端を所望の位置に置くことが困難であった。また、生体組織の脈動の影響も非常に受け易かった。

20

【0007】

そこで、本発明は上記の事情に鑑みて、管腔の所望の位置にその先端を安定した状態で固定させることができるOCT観察器具、固定器具、及び、該OCT観察器具を備えたOCTシステムを提供することを課題としている。

【課題を解決するための手段】

30

【0008】

上記の課題を解決する本発明の一態様に係るOCT観察器具は、管腔内の観察対象の断層像を取得するためのものであり、該断層からの反射光を取得するOCTプローブと、OCTプローブが挿通される挿通路を有した枠体と、枠体の周方向に沿って所定の間隔で取り付けられ、その内部に流動体が封入され得る少なくとも三つの流動体封入手段と、任意の流動体封入手段に流動体を供給可能な流動体供給手段とを備えたことを特徴とする。

【0009】

なお、上記流動体供給手段は、流動体を供給すべき流動体封入手段を選択する選択手段と、選択された流動体封入手段に供給される流動体の量を調整する調整手段とを有したものであっても良い。

40

【0010】

上記選択手段には、少なくとも三つの流動体封入手段の各々を識別するための識別情報が付されていても良い。

【0011】

また、上記調整手段は少なくとも三つの流動体封入手段の各々の内圧を検出する内圧検出手段を含んだものであっても良く、その検出結果に基づいて流動体の量を調整することができる。

【0012】

また、上記OCT観察器具は、該低コヒーレント光に対して高い透過率を有する材料で枠体が形成されたものであっても良い。

50

【 0 0 1 3 】

また、上記 OCT 観察器具は、枠体に、少なくとも三つの流動体封入手段の各々に流動体を導く複数の流動体伝送路を形成したものであっても良い。

【 0 0 1 4 】

なお、上記複数の流動体伝送路の各々は、その長手方向に直交する横断面形状がそれぞれ異なったものであり得る。

【 0 0 1 5 】

また、上記 OCT 観察器具は枠体先端が面取りされたものであっても良い。

【 0 0 1 6 】

また、上記の課題を解決する本発明の別の態様に係る OCT 観察器具は、管腔内の観察対象の断層像を取得するためのものであり、低コヒーレント光を送送する光ファイバと、光ファイバから出射された光を該観察対象で結像させる対物光学系と、光ファイバ及び対物光学系を覆ったシースと、シースの周方向に沿って所定の間隔で取り付けられ、その内部に流動体が封入され得る少なくとも三つの流動体封入手段と、任意の流動体封入手段に流動体を供給可能な流動体供給手段とを備えたことを特徴とする。

10

【 0 0 1 7 】

また、上記の課題を解決する本発明の一態様に係る固定器具は、管腔内の所望の位置に処置具を固定させるものであり、処置具が挿通される挿通路を有した枠体と、枠体の周方向に沿って所定の間隔で取り付けられ、その内部に流動体が封入され得る少なくとも三つの流動体封入手段と、任意の流動体封入手段に流動体を供給可能な流動体供給手段とを備えたことを特徴とする。

20

【 0 0 1 8 】

また、上記の課題を解決する本発明の一態様に係る OCT システムは、管腔内の観察対象の断層像を取得して画像化するものであり、上記 OCT 観察器具と、OCT プローブが取得した反射光を処理して所定の信号に変換する信号処理手段と、該所定の信号に基づいて該断層画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 9 】

本発明の OCT 観察器具、固定器具、及び、OCT システムを採用すると、管腔の所望の位置に OCT 観察器具先端を安定した状態で固定させることができる。

30

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 0 】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態の OCT システムについて説明する。

【 0 0 2 1 】

図 1 は、本発明の実施の形態の OCT システム 10 の構成を示したブロック図である。OCT システム 10 は、OCT 観察器具 100、回転駆動装置 200、プロセッサ 300、及び、モニタ 400 を有している。

【 0 0 2 2 】

OCT 観察器具 100 は、観察対象（例えば患者の管腔内にある生体組織）の断層画像を得るために患者の体腔内に挿入されるカテーテルである。例えばカニューレション（造影剤注入等）後、内視鏡（不図示）の鉗子チャンネルに挿通され、その先端が当該チャンネル端部から突出された状態で使用される。回転駆動装置 200 は、OCT 観察器具 100 から出射される測定光（後述）を観察対象上で走査させるための機器である。プロセッサ 300 は、主たる構成として、生体組織に照射されるべき光を出射する光源、及び、上記測定光に基づいて当該生体組織の断層像を画像化するための信号処理部を有している。モニタ 400 は、プロセッサ 300 で処理された信号により生体組織の断層画像を表示する。

40

【 0 0 2 3 】

プロセッサ 300 は、制御部 310、低コヒーレント光源 312、フォトカップラ 314、参照光用ファイバ 316、参照光用レンズ 318、参照ミラー 320、ミラー駆動部

50

３２２、測定光用ファイバ３２４、コネクタ部３２６、回転駆動部３２８、フォトディテクタ３３０、画像信号処理部３３２、及び、入力部３３４を有している。制御部３１０は、プロセッサ３００全体の制御を統括して実行するものであり、例えば低コヒーレント光源３１２、ミラー駆動部３２２、回転駆動部３２８、フォトディテクタ３３０、及び、画像信号処理部３３２等を制御する。

【００２４】

低コヒーレント光源３１２は、例えばＳＬＤ（Super Luminescence Diode）である。入力部３３４に設けられた光源用のスイッチ（不図示）がオンされると、低コヒーレント光源３１２は、制御部３１０の制御下で（例えば制御部３１０から発信される駆動パルスに応じて）、低コヒーレント光を出射する。低コヒーレント光源３１２から出射される低コ

10

【００２５】

測定光用ファイバ３２４は、低コヒーレント光源３１２とコネクタ部３２６との間で光を送るシングルモード光ファイバである。低コヒーレント光は、低コヒーレント光源３１２出射後、測定光用ファイバ３２４に入射されてその内部を伝送される。

【００２６】

測定光用ファイバ３２４の光路中にフォトカップラ３１４が配置されている。測定光用ファイバ３２４は、フォトカップラ３１４により参照光用ファイバ３１６と光学的に結合されている。参照光用ファイバ３１６は、測定光用ファイバ３２４とは別個に独立して設置されたシングルモード光ファイバである。従って、低コヒーレント光源３１２から出射された低コヒーレント光は、フォトカップラ３１４によって二つの光に分割される。一方の低コヒーレント光は、測定光として測定光用ファイバ３２４内を伝送される。また、もう一方の低コヒーレント光は、参照光として参照光用ファイバ３１６内を伝送される。

20

【００２７】

測定光は、測定光用ファイバ３２４内を伝送されてコネクタ部３２６に到達する。ここで、回転駆動装置２００は、その内部にファイバ（不図示）を有しており、コネクタ部３２６と光学的に接続されている。このため、測定光はコネクタ部３２６を介して回転駆動装置２００内部のファイバに入射される。また、回転駆動装置２００内部のファイバは、ＯＣＴ観察器具１００とも光学的に接続されている。このため、測定光は上記ファイバを

30

【００２８】

図２（ａ）は、本発明の実施の形態のＯＣＴ観察器具１００の概略構成を示した側断面図である。また、図２（ｂ）はＯＣＴ観察器具１００の正面図である。図２（ａ）、（ｂ）では、体腔内に挿入されている状態のＯＣＴ観察器具１００を示している。ＯＣＴ観察器具１００は、ＯＣＴプローブ１１０、枠体１２０、送気・送水用チューブ１２６ａ～１２６ｃ、バルーン１２８ａ～１２８ｃ、及び、送気・送水装置１３０を有している。

【００２９】

ＯＣＴプローブ１１０は、回転駆動装置２００内部のファイバを介して伝送された測定光を観察対象上で結像させる光学プローブであり、シングルモード光ファイバ１１２、ＧＲＩＮ（Gradient-index lens）レンズ１１４、直角プリズム１１６、及び、シース１１８を有している。

40

【００３０】

枠体１２０は可撓性を有した円筒状のチューブである。その先端は面取りされており、ＯＣＴプローブ１１０を観察対象に導くためのガイドとして作用する。枠体１２０の内部にはその長手方向に沿って、プローブ用ルーメン１２２、及び、送気・送水ルーメン１２４ａ～１２４ｃが形成されている。プローブ用ルーメン１２２は、その中心軸が枠体１２０の中心軸と一致するように形成されており、枠体１２０の先端面及び末端面の双方で開口している。また、送気・送水ルーメン１２４ａ～１２４ｃは、枠体１２０の周方向に沿っ

50

てそれぞれが等間隔に位置するように形成されており、枠体 120 の先端部近傍の側壁、及び、枠体 120 の末端面において開口している。以下、上記側壁の開口部分を側壁穴と記す。なお、枠体 120 は、高い光透過率を有する材料で形成されており、特に、上記低コヒーレント光を高い効率で透過させることができる。

【0031】

ＯＣＴプローブ 110 は、プローブ用ルーメン 122 内に矢印 A 方向にスライド可能に挿通されている。観察時において ＯＣＴプローブ 110 は様々な状態で使用される。例えばその先端がプローブ用ルーメン 122（換言すると枠体 120 の先端面）から突出された状態で使用される。また、その先端がプローブ用ルーメン 122 に収められた状態で使用される。なお、プローブ用ルーメン 122 は、ＯＣＴプローブ 110 が挿入されていないとき、管腔に造影剤を注入するための注入路として機能し得る。

10

【0032】

ここで、シース 118 とプローブ用ルーメン 122 内壁とのクリアランスは極めて小さい。従ってプローブ用ルーメン 122 挿入状態において、ＯＣＴプローブ 110 は、実質的にスラスト方向（矢印 A 方向）だけにしか動かない。また、シース 118 とプローブ用ルーメン 122 内壁との間にある程度の静摩擦が働くため、生体組織が脈動したときの振動等でスラスト方向にずれることはない。ＯＣＴプローブ 110 は、ユーザによってプローブ用ルーメン 122 内に押し込まれたとき、或いは、プローブ用ルーメン 122 から引き出されたときのみ、スラスト方向に動く。別の実施形態の ＯＣＴ観察器具 100 では、予め、ＯＣＴプローブ 110 と枠体 120 を例えば図 2（a）の状態に相対固定させても良い。

20

【0033】

ＯＣＴ観察器具 100 は、ＯＣＴプローブ 110 のシングルモード光ファイバ 112 により、回転駆動装置 200 内部のファイバと光学的に接続されている。従って測定光は、回転駆動装置 200 内部のファイバを伝送後、端部 112a からシングルモード光ファイバ 112 内部に入射され、その内部を伝送する。次いで、シングルモード光ファイバ 112 から出射されて GRIN レンズ 114 に入射され、GRIN レンズ 114 によって収束される。GRIN レンズ 114 出射後、直角プリズム 116 によりその光路を 90° 折り曲げられる。

【0034】

30

シース 118 は、シングルモード光ファイバ 112、GRIN レンズ 114、及び、直角プリズム 116 をその内部に保持した可撓性を有するチューブであり、高い光透過率を有する材料で形成されている。特に、上記低コヒーレント光を高い効率で透過させることができる。測定光は、直角プリズム 116 の作用により、シース 118 を透過してその側面から外部に出射される。なお、シース 118 内部には、直角プリズム 116 とシース 118 内部の空間との屈折率差を軽減させるため、シリコン系のオイルが充填されている。

【0035】

測定光は、GRIN レンズ 114 のパワーにより生体組織内部で結像する。次いで、当該生体組織内部で反射され、上述と同様の光路を進行して再びフォトカップラ 314 に入射される。すなわち反射された測定光は、シース 118 を介して直角プリズム 116 に入射され、その光路を 90° 折り曲げられる。次いで、GRIN レンズ 114、シングルモード光ファイバ 112、回転駆動装置 200 内部のファイバ、コネクタ部 326、及び、測定光用ファイバ 324 を介してフォトカップラ 314 に入射される。

40

【0036】

回転駆動装置 200 は、コネクタ部 326 を介してプロセッサ 300 と電氣的に接続されており、シングルモード光ファイバ 112 を、その軸を中心に回転させることができる。GRIN レンズ 114 及び直角プリズム 116 は、シングルモード光ファイバ 112 と相対的に固定されている。このため、シングルモード光ファイバ 112 と共に回転し得る。例えば入力部 334 に設けられたラジアルスキャン用のスイッチ（不図示）がオンされると、回転駆動部 328 は、制御部 310 の制御下で、回転駆動装置 200 に駆動パルス

50

を出力して駆動制御する。これにより回転駆動装置 200 は、シングルモード光ファイバ 112、GRIN レンズ 114、及び、直角プリズム 116 を、OCT プロブ 110 の他の構成要素及び生体組織に対して回転させる。直角プリズム 116 がシングルモード光ファイバ 112 の軸中心に回転することにより、測定光は、OCT プロブ 110 のラジアル方向に沿って位置する生体組織に向けて出射されて走査（すなわちラジアルスキャン）する。

【0037】

次に、フォトカップラ 314 により分割されて、参照光として参照光用ファイバ 316 内に入射された低コヒーレント光について説明する。

【0038】

参照光は、参照光用ファイバ 316 内を伝送されて出射する。ここで、参照光用ファイバ 316 の末端部近傍に参照光用レンズ 318 が設置されている。また、参照光用レンズ 318 を挟んで上記端部と対向する位置に参照ミラー 320 が設置されている。参照ミラー 320 は、参照光用レンズ 318 の光軸に対して垂直な反射面を有している。従って参照光は、参照光用ファイバ 316 内を出射後、参照光用レンズ 318 を介して参照ミラー 320 に入射され、反射された後、参照光用レンズ 318 を介して参照光用ファイバ 316 内に再び入射される。入射された参照光は、参照光用ファイバ 316 内を伝送されてフォトカップラ 314 に入射される。

【0039】

生体組織で反射された測定光と、参照ミラー 320 で反射された参照光は、フォトカップラ 314 において干渉する。但し、低コヒーレント光の可干渉距離は数十～数百 μm 程度である。このため、生体組織の所定の断層からフォトカップラ 314 までの測定光の光路長と、参照ミラー 320 からフォトカップラ 314 までの参照光の光路長との差が、例えばミリオーダーの可干渉距離よりも大きい場合には、この 2 つの光は干渉しない。すなわち、この測定光と参照光の光路長の差が低コヒーレント光の可干渉距離以下の場合に限り、この 2 つの光は干渉する。

【0040】

なお、ミラー駆動部 322 は、例えば板状の圧電素子を複数枚積層して構成されたアクチュエータであり、参照光の光軸と平行な方向に参照ミラー 320 を移動させることができる。ミラー駆動部 322 が参照ミラー 320 を移動させると、参照ミラー 320 からフォトカップラ 314 までの参照光の光路長が変化する。参照光の光路長が変化した場合、当該参照光と干渉し得る測定光の光路長も変化する。これは、OCT プロブ 110 で測定され得る断層の深さの変化を意味する。

【0041】

生体組織で反射された測定光と参照ミラー 320 で反射された参照光とがフォトカップラ 314 で干渉してフォトディテクタ 330 で受光されると、この干渉光は、当該フォトディテクタ 330 によって光電変換されて検出信号に変換される。

【0042】

変換された検出信号は画像信号処理部 332 に入力される。画像信号処理部 332 は、検出信号に所定の処理を施してコンポジットビデオ信号や S ビデオ信号に変換し、モニタ 400 に出力する。これらのビデオ信号がモニタ 400 に出力されると、当該モニタ 400 に生体組織の断層画像が表示される。

【0043】

ここで、上述したように、管腔の所望の位置にその先端を安定した状態で固定させることができる OCT 観察器具、及び、OCT システムが要求されている。本出願人は、以下に説明される構成及び作用により上記要求に満たすことができる OCT 観察器具 100 及び OCT システム 10 を提案している。

【0044】

図 3 (a)、(b) は、管腔挿入時における OCT 観察器具 100 の正面図である。図 3 (a)、(b) に示されているように、本実施形態では、バルーン 128a ~ 128c

10

20

30

40

50

の各々の大きさを変化させることによりOCT観察器具100と管腔との相対位置を変化させている。

【0045】

バルーン128a、128b、128cは、流動体（例えば精製水や空気等）が封入され得るものであり、それぞれが送気・送水ルーメン124a、124b、124cの側壁穴に覆い被さった状態で枠体120の側壁に取り付けられている。また、これらは例えばシリコンゴムで形成され、伸縮自在である。枠体120の周方向に沿って、送気・送水ルーメン124a、124b、124cがそれぞれ等間隔に位置するように形成されていることから、これに伴ってバルーン128a、128b、128cも同様に等間隔に位置する。

10

【0046】

図2に示すように、送気・送水ルーメン124a、124b、124cの末端部はそれぞれ、送気・送水用チューブ126a、126b、126cの一端に結合されている。送気・送水用チューブ126a、126b、126cの他端はそれぞれ、送気・送水装置130が有する送気・送水路132a、132b、132cに結合されている。

【0047】

送気・送水装置130は、送気・送水路132a～132cに加えて、スイッチ機構134a～134c、及び、シリンジ136を有している。シリンジ136はその内部に流動体が充填されており、当該流動体を周知の機構により外部に吐き出したり、内部に吸入したりすることができる。なお、シリンジ136には、最大で、三つのバルーン128a～128c全てを同時に且つ十分に膨らませることができる量の流動体を蓄積可能である。シリンジ136と結合した一本の送気・送水路が送気・送水路132a、132b、132cに分岐して、それぞれ送気・送水用チューブ126a、126b、126cに結合している。なお、送気・送水路132a～132cの各経路中には防止弁（不図示）が設置されている。送気・送水装置130が操作されていないとき、上記防止弁は塞がっているため、シリンジ136からバルーン128a～128cに流動体が流入することがない。

20

【0048】

スイッチ機構134a～134cにはそれぞれ異なる機能が割り当てられている。例えばスイッチ機構134aには、バルーン128aに流動体を送気・送水、又は、吸気・吸水するための機能が割り当てられている。スイッチ機構134aが押下されると、周知の機構により送気・送水路132a内の防止弁が開放される。なお、各防止弁はスイッチ機構押下中のみ開放される。このとき術者がシリンジ136の操作部136aをシリンジ136内部に押し込むよう操作すると、その内部の流動体が押し出されて送気・送水用チューブ126a、送気・送水ルーメン124aを流れていき、バルーン128aに流入される。また、術者がシリンジ136の操作部136aをシリンジ136内部から引き出すよう操作すると、バルーン128a内部、送気・送水用チューブ126a内部等の流動体がシリンジ136に向かって流れていく。説明を加えると、バルーン128aに封入された流動体が吸い上げられて送気・送水ルーメン124a、送気・送水用チューブ126aを流れていき、シリンジ136内部に再び貯められる。なお、流動体の送気・送水量、及び、吸気・吸水量は、各スイッチ機構の押下時間やシリンジ136の操作部136aの操作量や操作時間等で調整することができる。

30

40

【0049】

また、スイッチ機構134bには、バルーン128bに流動体を送気・送水、又は、吸気・吸水するための機能が割り当てられている。スイッチ機構134bが押下されると、周知の機構により送気・送水路132b内の防止弁が開放される。このとき術者がシリンジ136の操作部136aをシリンジ136内部に押し込むよう操作すると、その内部の流動体が押し出されて送気・送水用チューブ126b、送気・送水ルーメン124bを流れていき、バルーン128bに流入される。また、術者がシリンジ136の操作部136aをシリンジ136内部から引き出すよう操作すると、バルーン128bに封入された流

50

動体が吸い上げられて送気・送水ルーメン 1 2 4 b、送気・送水用チューブ 1 2 6 b を流れていき、シリンジ 1 3 6 内部に再び貯められる。

【 0 0 5 0 】

また、スイッチ機構 1 3 4 c には、バルーン 1 2 8 c に流動体を送気・送水、又は、吸気・吸水するための機能が割り当てられている。スイッチ機構 1 3 4 c が押下されると、周知の機構により送気・送水路 1 3 2 c 内の防止弁が開放される。このとき術者がシリンジ 1 3 6 の操作部 1 3 6 a をシリンジ 1 3 6 内部に押し込むよう操作すると、その内部の流動体が押し出されて送気・送水用チューブ 1 2 6 c、送気・送水ルーメン 1 2 4 c を流れていき、バルーン 1 2 8 c に流入される。また、術者がシリンジ 1 3 6 の操作部 1 3 6 a をシリンジ 1 3 6 内部から引き出すよう操作すると、バルーン 1 2 8 c に封入された流動体が吸い上げられて送気・送水ルーメン 1 2 4 c、送気・送水用チューブ 1 2 6 c を流れていき、シリンジ 1 3 6 内部に再び貯められる。

10

【 0 0 5 1 】

ＯＣＴ観察器具 1 0 0 (より正確には、ＯＣＴ観察器具 1 0 0 が鉗子チャンネルに挿通された内視鏡)を患者の体腔内に挿入し始めた段階では、バルーン 1 2 8 a ~ 1 2 8 c には流動体が封入されていない。ＯＣＴプローブ 1 1 0 先端が観察対象に到達したときに初めて流動体が封入される。

【 0 0 5 2 】

例えば所望の観察対象が組織 P_1 (図 3 (a) 参照)である場合、術者は、スイッチ機構 1 3 4 a 及びシリンジ 1 3 6 を操作することにより、ＯＣＴ観察器具 1 0 0 (又はＯＣＴプローブ 1 1 0) 先端を組織 P_1 に近接させた状態で固定させることができる。具体的には、術者が、まず、ＯＣＴ観察器具 1 0 0 を管腔に挿入してその先端を例えば目測 (例えば電子内視鏡によって取得されたＯＣＴ観察器具 1 0 0 先端の画像をモニタで観察しながら)で組織 P_1 付近にまで移動させる。次いで、スイッチ機構 1 3 4 a を押下して且つ流動体を送気・送水させるようシリンジ 1 3 6 を操作すると、バルーン 1 2 8 a 内部に流動体が封入されて膨らんでいく。ここではスイッチ機構 1 3 4 b 及び 1 3 4 c を押下しない。すなわちバルーン 1 2 8 b 及び 1 2 8 c には流動体を封入しない。流動体の封入によってバルーン 1 2 8 a のみが膨らんでいき、当該バルーン 1 2 8 a の一部が管腔壁を押圧した状態で密着する。このときバルーン 1 2 8 a が管腔壁から力の反作用を受ける。この反作用により、ＯＣＴ観察器具 1 0 0 先端は、図 3 (a) に示されるように、その中心軸を挟んでバルーン 1 2 8 a と対向する箇所において組織 P_1 近傍の管腔壁に当接する。また、このときＯＣＴ観察器具 1 0 0 先端は、バルーン 1 2 8 a 及び前記の箇所の双方における管腔壁からの力の反作用により、管腔に対して相対的に固定された状態となる。従って生体組織が脈動した場合であっても、ＯＣＴプローブ 1 1 0 先端が組織 P_1 に近接した状態で固定され、ＯＣＴプローブ 1 1 0 は、当該組織 P_1 の断層像をぶれ等の乱れがない状態で確実に取得することができる。

20

30

【 0 0 5 3 】

また、例えば所望の観察対象が組織 P_2 (図 3 (b) 参照)である場合、術者は、スイッチ機構 1 3 4 b、1 3 4 c、及び、シリンジ 1 3 6 を操作することにより、ＯＣＴ観察器具 1 0 0 先端を組織 P_2 に近接させた状態で固定させることができる。具体的には、術者が、まず、ＯＣＴ観察器具 1 0 0 を管腔に挿入してその先端を例えば目測で組織 P_2 付近にまで移動させる。次いで、スイッチ機構 1 3 4 b 及び 1 3 4 c を押下して且つ流動体を送気・送水させるようシリンジ 1 3 6 を操作すると、バルーン 1 2 8 b 及び 1 2 8 c 内部に流動体が封入されて膨らんでいく。ここではスイッチ機構 1 3 4 a を押下しない。すなわちバルーン 1 2 8 a には流動体を封入しない。流動体の封入によってバルーン 1 2 8 b 及び 1 2 8 c のみが膨らんでいき、当該バルーン 1 2 8 b 及び 1 2 8 c の一部が管腔壁を押圧した状態で密着する。このときバルーン 1 2 8 b 及び 1 2 8 c が管腔壁から力の反作用を受ける。この反作用により、ＯＣＴ観察器具 1 0 0 先端は、図 3 (b) に示されるように、バルーン 1 2 8 a が取り付けられている箇所付近において組織 P_2 近傍の管腔壁に当接する。また、このときＯＣＴ観察器具 1 0 0 先端は、バルーン 1 2 8 b、1 2 8 c

40

50

及び前記の箇所における管腔壁からの力の反作用により、管腔に対して相対的に固定された状態となる。従って生体組織が脈動した場合であっても、ＯＣＴプローブ１１０先端が組織 P_2 に近接した状態で固定され、ＯＣＴプローブ１１０は、当該組織 P_2 の断層像をぶれ等の乱れがない状態で確実に取得することができる。

【００５４】

なお、本実施形態では、ＯＣＴプローブ１１０先端と観察対象との間に例えば上記特許文献１に示されたバルーンを配置していないが、実際にはＯＣＴプローブ１１０先端と観察対象とを近接させているため、ＯＣＴプローブ１１０先端と観察対象との距離（換言すると、測定光が大きく減衰し得る光路）が短くなり、測定光の減衰を抑えることができる。従って生体組織内部における反射光を高い強度で得ることができる。このため、プロセッサ３００は、Ｓ／Ｎ比の高い検出信号を取得することができ、所望の組織（ここでは組織 P_1 や P_2 ）の断層画像をモニタ４００に高画質で表示させることができる。

10

【００５５】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。

【００５６】

例えば本実施形態ではスイッチ機構の押下時間等で流動体の送気・送水量を調整しているが、別の実施形態では各バルーンの内圧を検出する手段（センサ）を設置し、それらによって検出された内圧値に応じて送気・送水量を調整するようにしても良い。例えば内圧値が所定値に達するまで流動体を供給（換言すると、内圧値が所定値に達した時点で流動体の供給を停止）するよう送気・送水装置１３０を構成することが想定される。この場合、上記手段により検出値が所定値に達したときに、押下中のスイッチ機構が強制的にオフされて防止弁が閉じられる。このため、バルーンへの流動体の供給が停止される。このような構成においては、術者が流動体の封入量を調整する必要がなくなる。従って術者の作業負担が軽減される。なお、上記所定値とは、ＯＣＴプローブ１１０と生体組織とを相対的に固定させる程度の押圧力を当該生体組織に与え得るバルーンの内圧値であって、当該生体組織を過度に圧迫しない程度の内圧値に相当する値である。

20

【００５７】

また、枠体１２０をＯＣＴ観察器具１００から排除して、枠体１２０と同様の形状及び機能をシース１１８に代替的に与えても良い。すなわちこの場合、ＯＣＴプローブ１１０先端に三つのバルーンが取り付けられ、且つ、その内部に各バルーンに対応した送気・送水ルーメンが形成される。

30

【００５８】

また、更に別の実施の形態では各送気・送水ルーメンの形状をそれぞれ異なったものに形成することにより、管腔内におけるＯＣＴ観察器具１００の位置・向きをモニタ４００上において術者に確認させることが可能となる。

【００５９】

図４（ａ）に、更に別の実施の形態のＯＣＴ観察器具１００の概略構成の側断面図を示す。また、図４（ｂ）に、更に別の実施の形態においてモニタ４００に表示される画像を示す。なお、更に別の実施の形態において本実施形態のＯＣＴシステム１０と同一の構成には同一の符号を付してここでの詳細な説明は省略する。

40

【００６０】

更に別の実施の形態の枠体１２０には、本実施形態の送気・送水ルーメン１２４ａ、１２４ｂ、１２４ｃの代替として、送気・送水ルーメン５２４ａ、及び、その他二つの送気・送水ルーメン（すなわち計三つ）が形成されている。送気・送水ルーメン５２４ａは、ＯＣＴ観察器具１００の長手方向に直交した横断面形状が真円となるよう形成されている。また、残りの送気・送水ルーメンの一方は上記横断面形状が楕円となるよう形成されている。また、残りの送気・送水ルーメンのもう一方は上記横断面形状が三角形となるよう形成されている。従ってＯＣＴ観察器具１００が図４（ａ）の状態にあるときにラジアルスキャンすると、ＯＣＴ観察器具１００周囲（例えば枠体１２０等）及び管腔壁の像がブ

50

ロセッサ 300 により形成されて、モニタ 400 には図 4 (b) に示された画像が表示される。具体的にはモニタ 400 上において枠体 120 は枠体像 120'、送気・送水ルーメン 524 a は真円像 624 a、残りの送気・送水ルーメンの一方は楕円像 624 b、残りの送気・送水ルーメンのもう一方は三角形像 624 c として表示される。また、各バルーン 128 a ~ 128 c はそれぞれ、バルーン像 628 a、628 b、628 c として表示される。

【0061】

ここで、送気・送水装置 130 の各スイッチ機構 134 a ~ 134 c のボタン上にはそれぞれ、各バルーン 128 a ~ 128 c を識別するための識別情報 534 a、534 b、534 c が付されている。識別情報 534 a、534 b、534 c はそれぞれ真円、楕円、三角形を示すマークである。スイッチ機構 134 a を押下して且つ流動体を送気・送水させるようシリンジ 136 を操作すると、送気・送水ルーメン 524 a (すなわち上記横断面形状が真円のルーメン) を介してバルーン 128 a 内部に流動体が封入されて膨らんでいく。また、スイッチ機構 134 b を押下して且つ流動体を送気・送水させるようシリンジ 136 を操作すると、上記横断面形状が楕円のルーメンを介してバルーン 128 b 内部に流動体が封入されて膨らんでいく。また、スイッチ機構 134 c を押下して且つ流動体を送気・送水させるようシリンジ 136 を操作すると、上記横断面形状が三角形のルーメンを介してバルーン 128 c 内部に流動体が封入されて膨らんでいく。

【0062】

術者は図 4 (b) に示されたモニタ 400 の画像と各識別情報 534 a ~ 534 c とをそれぞれ確認しながら操作することにより、何れのバルーンを膨らませれば OCT 観察器具 100 が管腔に対してどの位置・向きになるかをより正確に把握することができる。従って更に別の実施の形態を採用すると、OCT 観察器具 100 をより正確且つ迅速に観察対象に近接させることが可能となる。なお、送気・送水ルーメンの横断面形状は上記したものに限定されず、例えば四角形以上の多角形や菱形等のあらゆる形状が想定される。

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図 1】本発明の実施の形態の OCT システムの構成を示したブロック図である。

【図 2】本発明の実施の形態の OCT 観察器具の構成を示した概略図である。

【図 3】管腔挿入時における本発明の実施の形態の OCT 観察器具の正面図である。

【図 4】更に別の実施の形態の OCT システムについて示した図である。

【符号の説明】

【0064】

10 OCT システム
 100 OCT 観察器具
 110 OCT プローブ
 120 枠体
 122 プロブ用ルーメン
 128 a ~ 128 c バルーン
 130 送気・送水装置
 300 プロセッサ
 400 モニタ

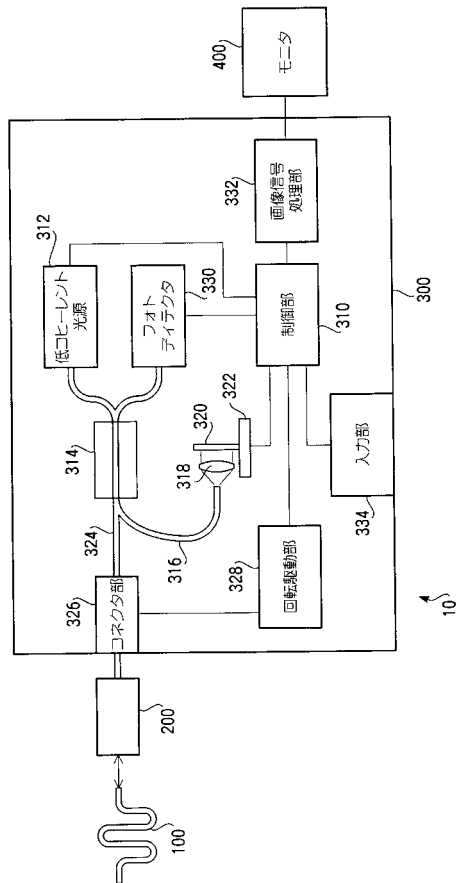
10

20

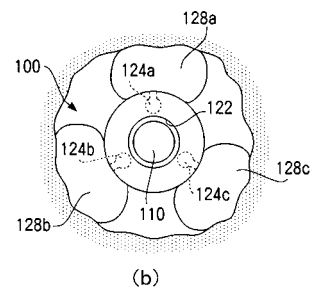
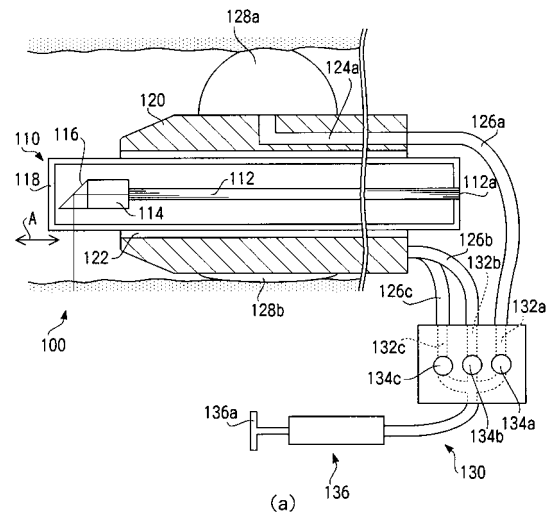
30

40

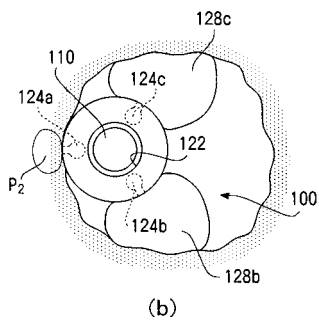
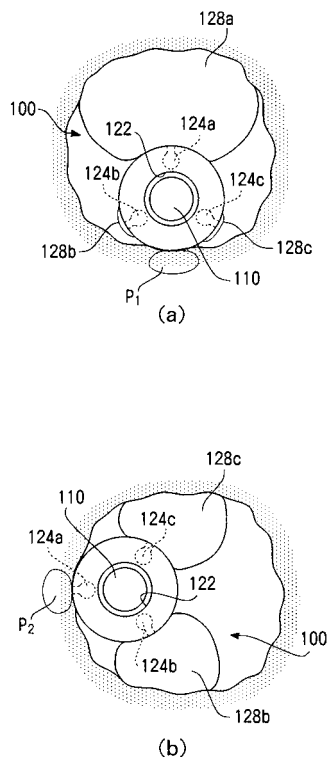
【図 1】



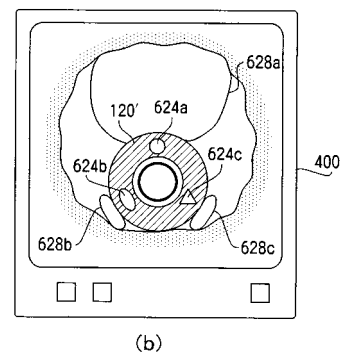
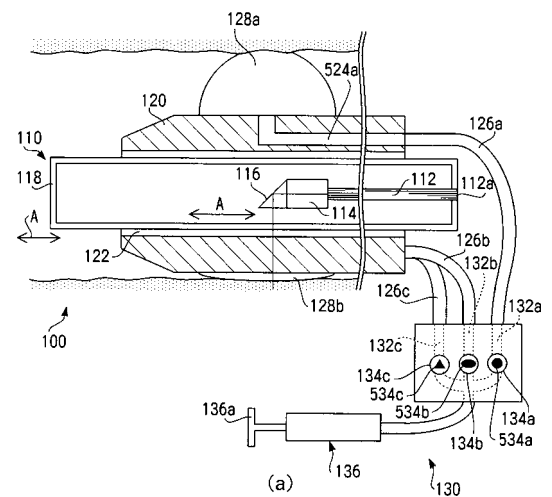
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2004/034869(WO, A1)

特開平06-285068(JP, A)

特開2004-121749(JP, A)

特開平01-297036(JP, A)

特開2004-097391(JP, A)

特開昭58-118738(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 8/00

A61B 10/00