

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入される内視鏡挿入部に設けられた鉗子チャンネルに挿通され、該鉗子チャンネルの先端に形成される鉗子口から先端部を所定量突出させた光プローブを用いて測定対象の光断層画像を取得する画像診断装置であって、

光源から光ファイバを介して伝搬した測定光を測定対象に照射するとともに、該測定対象からの戻り光を得る光学レンズと、

前記測定光を前記光プローブの長軸周りに回転走査することなく前記光プローブの長軸方向にリニア走査する第 1 の走査手段と、

前記第 1 の走査手段による走査を行ったときに前記光学レンズで得られた戻り光に基づいて、前記光プローブの長軸方向のリニア断層画像を取得するリニア断層画像取得手段と、

前記リニア断層画像から前記光プローブの突出量を求める突出量算出手段と、
を備えたことを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】

前記第 1 の走査手段のリニア走査範囲の両端のうち、一方の端部は前記鉗子口の前記鉗子チャンネル側とは反対側に位置し、他方の端部は前記鉗子口の前記鉗子チャンネル側に位置することを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

【請求項 3】

前記突出量算出手段は、前記リニア断層画像の中から前記測定対象の断層データが出現又は消失するタイミングに基づいて前記光プローブの突出量を求めることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の画像診断装置。

【請求項 4】

前記突出量算出手段は、前記リニア断層画像の中から前記鉗子チャンネルの内壁面データが出現又は消失するタイミングに基づいて前記光プローブの突出量を求めることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の画像診断装置。

【請求項 5】

前記突出量算出手段によって求められた前記光プローブの突出量を表示する表示手段を備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 6】

前記表示手段には前記リニア断層画像が表示されることを特徴とする請求項 5 に記載の画像診断装置。

【請求項 7】

前記鉗子チャンネルの内壁面の鉗子口周辺部には所定の反射率を有する第 1 の反射部と該第 1 の反射部より低い反射率を有する第 2 の反射部とが設けられていることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 8】

前記突出量算出手段により求められた前記光プローブの突出量に応じて前記測定光の前記光プローブの長軸方向のリニア走査範囲を設定する走査範囲設定手段と、

前記測定光を前記光プローブの長軸周りに回転走査しながら前記走査範囲設定手段で設定された前記リニア走査範囲内で前記光プローブの長軸方向にリニア走査する第 2 の走査手段と、

前記第 2 の走査手段による走査を行ったときに前記光学系で得られた戻り光に基づいて光断層画像を取得する光断層画像取得手段と、

を備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 9】

前記走査範囲設定手段は、操作者の指示にしたがって前記リニア走査範囲を手動で設定可能な手段であることを特徴とする請求項 8 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 10】

体腔内に挿入される内視鏡挿入部に設けられた鉗子チャンネルに挿通され、該鉗子チャ

10

20

30

40

50

ンネルの先端に形成される鉗子口から先端部を所定量突出させた光プローブを用いて測定対象の光断層画像を生成する画像診断方法であって、

光源から光ファイバを介して伝搬した測定光を光学系から測定対象に照射するとともに、該測定対象からの戻り光を前記光学系で得るステップと、

前記測定光を前記光プローブの長軸周りに回転走査することなく前記光プローブの長軸方向にリニア走査するステップと、

前記リニア走査を行ったときに前記光学系で得られた戻り光に基づいて、前記光プローブの長軸方向のリニア断層画像を取得するステップと、

前記リニア断層画像から前記光プローブの突出量を求めるステップと、

を含むことを特徴とする画像診断方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は画像診断装置及び画像診断方法に係り、特に、内視鏡の鉗子口から導出された光プローブ（OCTプローブ）の突出量を検出する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体の体腔内を観察する内視鏡装置として、生体の体腔内で照明光を照射し、反射された反射光による像を撮像し、モニタ等に表示する電子内視鏡装置が広く普及され、様々な分野で利用されている。また、多くの内視鏡装置は、鉗子チャンネルを備え、この鉗子チャンネルを介して体腔内に導入された処置具により、体腔内の組織の生検や治療を行うことが可能となっている。

20

【0003】

一方、近年、生体組織等の測定対象を切断せずに生体などの断層画像を取得する断層画像取得装置の開発が進められており、例えば低コヒーレンス光による干渉を用いた光干渉断層（OCT：Optical Coherence Tomography）計測法を利用した光断層画像化装置が知られている。

【0004】

このOCT計測は、測定光および反射光と参照光との光路長が一致したときに干渉光が検出されることを利用した計測方法である。すなわちこの方法において、光源から射出された低コヒーレント光は測定光と参照光とに分割され、測定光は測定対象に照射され、測定対象からの反射光が合波手段に導かれる。一方、参照光は、測定対象内の測定深さを変更するために、光路長の変更が施された後に合波手段に導かれる。そして、合波手段により反射光と参照光とが合波され、合波されたことによる干渉光がヘテロダイン検波等により測定される。上記OCT装置においては、参照光の光路長を変更することにより、測定対象に対する測定位置（測定深さ）を変更し断層画像を取得するようになっており、この手法は一般にTD-OCT（Time domain OCT）計測と称されている。

30

【0005】

他方、上述した参照光の光路長の変更を行うことなく高速に断層画像を取得する装置として、SD-OCT（Spectral Domain OCT）計測による光断層画像化装置が提案されている。このSD-OCT装置は、広帯域の低コヒーレント光をマイケルソン型干渉計を用いて測定光と参照光とに分割した上で、測定光を測定対象に照射させ、そのとき戻って来た反射光と参照光との干渉光を各周波数成分に分解したチャンネルドスペクトルをフーリエ解析することにより、深さ方向の走査を行わずに断層画像を構成するようにしたものである。

40

【0006】

さらに、参照光の光路長の変更を行うことなく高速に断層画像を取得する装置として、SS-OCT（Swept source OCT）計測による光断層画像化装置も提案されている。このSS-OCT装置は、光源から射出されるレーザ光の周波数を掃引させて反射光と参照光とを干渉させ、そして光周波数領域のインターフェログラムから測定対象の深さ位置にお

50

ける反射光強度を検出し、これを用いて断層画像を構成するようにしたものである。

【0007】

上述した断層画像において照射位置を僅かにずらしながら、測定を繰り返すことにより、所定の走査領域の2次元光断層画像を取得することができる。さらに、断層面に対して垂直方向に照射位置をずらして複数の2次元光断層画像を取得することにより、3次元画像のボリュームデータを得ることもできる。

【0008】

このようなOCT装置（光断層画像化装置）は、測定部位を精細（約10μmの分解能）に観察することが可能であり、内視鏡装置の鉗子口を介してOCTプローブ（光プローブ）を体腔内に挿入して測定光および測定光の反射光を導光し、体腔内の光断層画像を取得することにより、例えば初期癌の深達度診断なども可能となる。

10

【0009】

また、OCTプローブを用いて測定を行う場合、内視鏡装置の鉗子口からOCTプローブの先端を導出させる必要があるが、鉗子口からのOCTプローブの突出量が少ないと、OCTプローブの軸方向（リニア方向）における測定光の走査範囲が狭くなってしまい、病変部位の光断層画像が得られず、適切な診断を行うことができなくなる。一方、OCTプローブが必要以上に突出していると、体動などの揺れの影響を受けやすく、OCTプローブによる測定が不安定となり、光断層画像の画質を低下させる要因となる。このため、OCTプローブの突出量を正確に把握しておくことは安定した測定を行う上で重要である。

20

【0010】

従来、術者は、内視鏡の挿入部の先端に設けられている観察光学系で取得された内視鏡画像を通じてOCTプローブの先端位置を目測で確認している。しかしながら、観察光学系の視野は狭いため、鉗子口の位置を確認することはできず、OCTプローブの突出量を正確に把握することは困難である。特にOCTプローブの突出量が少ない場合には、内視鏡画像では突出状態を把握することができず、検査効率を低下させる要因となってしまう。このため、OCTプローブを必要以上に突出させた状態で測定が行われており、上述のようにOCTプローブによる測定の不安定化を招いてしまっている。

【0011】

これに対して、内視鏡装置の鉗子チャンネルに挿通される処置具やプローブなどが鉗子口から突出したことやその突出量を検出する技術がこれまでに各種提案されている（例えば特許文献1～4参照）。

30

【0012】

特許文献1には、超音波プローブの先端部に光センサを設置し、この光センサによってプローブ先端部が鉗子孔出口から突出したことを検出する技術が開示されている。

【0013】

特許文献2には、内視鏡の挿入部の先端に設置されたセンサで衝撃波発生プローブの突出量を検出する技術が開示されている。

【0014】

特許文献3には、処置具の先端部に高反射マークを形成し、内視鏡先端部に配置された光電素子で高反射率マークを読み取ることにより、処置具の突出量を計測する技術が開示されている。

40

【0015】

特許文献4には、超音波ビームと同軸上にレーザ光を出射させ、超音波の照射面をレーザ光でマーキングし、このレーザ光を検出することにより、プローブの突出量を計測する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0016】

【特許文献1】特開平8-10262号公報

50

【特許文献 2】特開平 3 - 1 4 9 0 2 2 号公報
【特許文献 3】特公昭 6 1 - 6 0 6 9 8 号公報
【特許文献 4】特開平 1 0 - 2 6 2 9 7 3 号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】

【0017】

しかしながら、特許文献 1、2 に開示される技術は、プローブ又は内視鏡挿入部に設置されたセンサによってプローブの突出量があらかじめ定められた規定値に達したか否かを検出するものであり、プローブ先端部の突出量を正確に把握することは困難である。

【0018】

また、特許文献 3 に開示される技術を OCT プローブに適用した場合には、OCT プローブのシース（外筒部材）に高反射マークを形成することになるが、シース内に配設される光学レンズから射出される測定光が高反射マークにより遮られてしまい、OCT プローブによる測定ができない場合が生じる。また、内視鏡挿入部には、高反射マークを読み取るためにライトガイド及び光電素子を設けなければならない、内視鏡挿入部の太径化を招き、患者負担を増大させる要因ともなる。

【0019】

また、特許文献 4 に開示される技術は、従来と同様に、モニタに表示された内視鏡画像を目測で確認しなければならない、プローブの突出量を正確に把握することは困難である。

【0020】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、内視鏡挿入部の太径化を招くことなく簡易な構成で OCT プローブの突出量を正確に把握可能な画像診断装置及び画像診断方法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】

【0021】

前記目的を達成するために、本発明に係る画像診断装置は、体腔内に挿入される内視鏡挿入部に設けられた鉗子チャンネルに挿通され、該鉗子チャンネルの先端に形成される鉗子口から先端部を所定量突出させた光プローブを用いて測定対象の光断層画像を取得する画像診断装置であって、光源から光ファイバを介して伝搬した測定光を測定対象に照射するとともに、該測定対象からの戻り光を得る光学レンズと、前記測定光を前記光プローブの長軸周りに回転走査することなく前記光プローブの長軸方向にリニア走査する第 1 の走査手段と、前記第 1 の走査手段による走査を行ったときに前記光学レンズで得られた戻り光に基づいて、前記光プローブの長軸方向のリニア断層画像を取得するリニア断層画像取得手段と、前記リニア断層画像から前記光プローブの突出量を求める突出量算出手段と、を備えたことを特徴とする。

【0022】

本発明によれば、測定光を回転走査することなくリニア走査することにより得られるリニア断層画像から光プローブの突出量を検出することができる。これにより、内視鏡挿入部の太径化を招くことなく簡易な構成で OCT プローブの突出量を正確に把握可能となる。

【0023】

本発明では、前記第 1 の走査手段のリニア走査範囲の両端のうち、一方の端部は前記鉗子口の前記鉗子チャンネル側とは反対側に位置し、他方の端部は前記鉗子口の前記鉗子チャンネル側に位置することが好ましい。これによれば、リニア走査を繰り返すことなく OCT プローブの突出量を迅速に検出することが可能となる。

【0024】

また、本発明では、前記突出量算出手段は、前記リニア断層画像の中から前記測定対象の断層データが出現又は消失するタイミング、又は前記リニア断層画像の中から前記鉗子チャンネルの内壁面データが出現又は消失するタイミングに基づいて前記光プローブの突出量を求めることが好ましい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

また、本発明では、前記突出量算出手段によって求められた前記光プローブの突出量を表示する表示手段を備えたことが好ましい。これによれば、操作者は光プローブの突出量を容易に把握することが可能となる。表示手段の表示態様としては、文字、図形、又は記号、或いはこれらの組み合わせにより、光プローブの突出量を複数のレベルに分けて段階的に表示する態様が好ましく、操作者が光プローブの突出量を瞬時に把握することが可能となる。また、光プローブの突出量を数値で表示する態様も好ましく、操作者の意図に応じて光プローブの突出量を細かく調整することが可能となる。

【 0 0 2 6 】

また、本発明では、表示手段にはリニア断層画像が表示されることが好ましい。これによれば、操作者はリニア断層画像の中に病変部位等が含まれているか否かを把握することが可能となり、走査範囲の最適化を図ることができる。

【 0 0 2 7 】

また、本発明では、前記鉗子チャンネルの内壁面の鉗子口周辺部には所定の反射率を有する第1の反射部と該第1の反射部より低い反射率を有する第2の反射部とが設けられていることが好ましい。これによれば、リニア断層画像から鉗子口の位置を容易に特定することが可能となり、光プローブの突出量を精度良く求めることができる。

【 0 0 2 8 】

また、本発明では、前記突出量算出手段により求められた前記光プローブの突出量に応じて前記測定光の前記光プローブの長軸方向のリニア走査範囲を設定する走査範囲設定手段と、前記測定光を前記光プローブの長軸周りに回転走査しながら前記走査範囲設定手段で設定された前記リニア走査範囲内で前記光プローブの長軸方向にリニア走査する第2の走査手段と、前記第2の走査手段による走査を行ったときに前記光学系で得られた戻り光に基づいて光断層画像を取得する光断層画像取得手段と、を備えたことが好ましい。これによれば、光断層画像を取得するときのリニア走査範囲の最適化を図ることができ、測定時間の短縮化により患者負担の軽減を図ることができる。

【 0 0 2 9 】

また、本発明では、前記走査範囲設定手段は、操作者の指示にしたがって前記リニア走査範囲を手動で設定可能な手段であることが好ましい。これによれば、操作者の意図に応じてリニア走査範囲を設定することが可能となり、操作性が向上する。

【 0 0 3 0 】

また、前記目的を達成するために、本発明に係る画像診断方法は、体腔内に挿入される内視鏡挿入部に設けられた鉗子チャンネルに挿通され、該鉗子チャンネルの先端に形成される鉗子口から先端部を所定量突出させた光プローブを用いて測定対象の光断層画像を生成する画像診断方法であって、光源から光ファイバを介して伝搬した測定光を光学系から測定対象に照射するとともに、該測定対象からの戻り光を前記光学系で得るステップと、前記測定光を前記光プローブの長軸周りに回転走査することなく前記光プローブの長軸方向にリニア走査するステップと、前記リニア走査を行ったときに前記光学系で得られた戻り光に基づいて、前記光プローブの長軸方向のリニア断層画像を取得するステップと、前記リニア断層画像から前記光プローブの突出量を求めるステップと、を含むことを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 1 】

本発明によれば、測定光を回転走査することなくリニア走査することにより得られるリニア断層画像から光プローブの突出量を検出することができる。これにより、内視鏡挿入部の太径化を招くことなく簡易な構成でOCTプローブの突出量を正確に把握可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 2 】

【 図 1 】 本発明に係る画像診断装置を示す外観図

10

20

30

40

50

【図 2】OCT プロセッサ、OCT プローブの内部構成を示すブロック図

【図 3】図 2 の OCT プローブの断面図

【図 4】図 1 の内視鏡の鉗子口から導出された OCT プローブを用いて断層画像を得る様子を示す図

【図 5】内視鏡の鉗子口から導出された OCT プローブの突出量を検出するときの様子を示した図

【図 6】光学レンズをリニア方向に走査したときに得られるリニア断層画像の一例を示した図

【図 7】リニア断層画像の断層領域の中に癌などの病変部が含まれる場合の一例を示した図

10

【図 8】光学レンズの走査開始位置及び走査終了位置を図 5 とは逆にしたときに得られるリニア断層画像の一例を示した図

【発明を実施するための形態】

【0033】

以下、添付図面に従って本発明の好ましい実施の形態について詳説する。

【0034】

< 画像診断装置の外観 >

図 1 は、本発明の実施形態に係る画像診断装置を示す外観図である。

【0035】

図 1 に示すように、画像診断装置 10 は、主として、内視鏡 100、内視鏡プロセッサ 200、光源装置 300、OCT プロセッサ 400、及びモニタ装置 500 とから構成されている。なお、内視鏡プロセッサ 200 は、光源装置 300 を内蔵するように構成されていてもよい。

20

【0036】

内視鏡 100 は、手元操作部 112 と、この手元操作部 112 に連設される挿入部 114 とを備える。術者は手元操作部 112 を把持して操作し、挿入部 114 を被検者の体内に挿入することによって観察を行う。

【0037】

手元操作部 112 には、ユニバーサルケーブル 116 が接続され、ユニバーサルケーブル 116 の先端に L G コネクタ 120 が設けられる。この L G コネクタ 120 を光源装置 300 に着脱自在に連結することによって、挿入部 114 の先端部に配設された照明光学系 152 に照明光が送られる。また、L G コネクタ 120 には、ユニバーサルケーブル 116 を介して電気コネクタ 110 が接続され、電気コネクタ 110 が内視鏡プロセッサ 200 に着脱自在に連結される。これにより、内視鏡 100 で得られた観察画像のデータが内視鏡プロセッサ 200 に出力され、内視鏡プロセッサ 200 に接続されたモニタ装置 500 に画像が表示される。

30

【0038】

また、手元操作部 112 には、送気・送水ボタン 126、吸引ボタン 128、シャッターボタン 130、機能切替ボタン 132、一対のアングルノブ 134、一対のロックレバー 136 が設けられているが、これらの部材についての説明は省略する。

40

【0039】

さらに、手元操作部 112 には、鉗子挿入部 138 が設けられており、この鉗子挿入部 138 が先端部 144 の鉗子口 156 に連通されている。本実施形態の画像診断装置 10 では、OCT プローブ 600 を鉗子挿入部 138 から挿入することによって、OCT プローブ 600 を鉗子口 156 から導出する。OCT プローブ 600 は、鉗子挿入部 138 から挿入され、鉗子口 156 から導出される挿入部 602 と、術者が OCT プローブ 600 を操作するための操作部 604、及びコネクタ 410 を介して OCT プロセッサ 400 と接続されるケーブル 606 から構成されている。

【0040】

一方、内視鏡 100 の挿入部 114 は、手元操作部 112 側から順に、軟性部 140、

50

湾曲部 142、先端部 144 で構成されている。先端部 144 には、観察光学系 150、照明光学系 152、送気・送水ノズル 154、鉗子口 156 等が設けられる。なお、送気・送水ノズル 154 についての説明は省略する。

【0041】

観察光学系 150 は、先端部 144 の先端面に配設されており、この観察光学系 150 の奥に固体撮像素子である CCD（不図示）が配設される。CCD の基板には、信号ケーブル（不図示）が接続され、この信号ケーブルが挿入部 114、手元操作部 112、ユニバーサルケーブル 116 等に挿通されて電気コネクタ 110 まで延設され、内視鏡プロセッサ 200 に接続される。したがって、観察光学系 150 で取り込まれた観察像は CCD の受光面に結像されて電気信号に変換され、この電気信号が内視鏡プロセッサ 200 に出

10

【0042】

照明光学系 152 は、観察光学系 150 に隣接して設けられており、必要に応じて観察光学系 150 の両側に配置される。照明光学系 152 の奥には、ライトガイド（不図示）の出射端が配設され、このライトガイドが挿入部 114、手元操作部 112、ユニバーサルケーブル 116 に挿通され、ライトガイドの入射端が LG コネクタ 120 内に配置される。したがって、LG コネクタ 120 を光源装置 300 に連結することによって、光源装置 300 から照射された照明光がライトガイドを介して照明光学系 152 に伝送され、照明光学系 152 から前方の観察範囲に照射される。

20

【0043】

鉗子口 156 には、チューブ状の処置具チャンネルとしての鉗子チャンネル（図 1 中不図示、図 5 に符号 158 で図示）が接続される。鉗子チャンネルは挿入部 114 の内部に挿通された後、分岐され、一方が手元操作部 112 の鉗子挿入部 138 に連通され、他方が手元操作部 112 内の吸引バルブ（不図示）に接続される。吸引バルブは、吸引ボタン 128 によって操作され、これによって鉗子口 156 から病変部等を吸引することができる。

【0044】

上記の如く構成された先端部 144 の基端側には湾曲部 142 が設けられる。湾曲部 142 は、手元操作部 112 のアングルノブ 134、134 を回転することによって遠隔的に湾曲するように構成される。

30

【0045】

湾曲部 142 の基端側には軟性部 140 が設けられる。軟性部 140 は、可撓性を有しており、たとえば金属製の網管から成る心材に、樹脂などの被覆を被せることによって構成される。

【0046】

なお、内視鏡、内視鏡プロセッサ、及び光源装置の内部構成は公知であるので説明は省略する。

【0047】

< OCT プロセッサ、OCT プローブの内部構成 >

40

図 2 は、OCT プロセッサ 400、OCT プローブ 600 の内部構成を示すブロック図である。

【0048】

[OCT プロセッサ]

図 2 に示す OCT プロセッサ 400 及び OCT プローブ 600 は、光干渉断層（OCT : Optical Coherence Tomography）計測法による測定対象の光断層画像を取得するためのもので、測定のための光 La を射出する第 1 の光源部（第 1 の光源ユニット）12 と、第 1 の光源部 12 から射出された光 La を測定光（第 1 の光束）L1 と参照光 L2 に分岐するとともに、被検体である測定対象 S からの戻り光 L3 と参照光 L2 を合波して干渉光 L4 を生成する光ファイバカプラ（分岐合波部）14 と、光ファイバカプラ 14 で分岐され

50

た測定光 L 1 を測定対象まで導波するとともに測定対象からの戻り光 L 3 を導波する回転側光ファイバ F B 1 を備える OCT プロブ 6 0 0 と、測定光 L 1 を回転側光ファイバ F B 1 まで導波するとともに回転側光ファイバ F B 1 によって導波された戻り光 L 3 を導波する固定側光ファイバ F B 2 と、回転側光ファイバ F B 1 を固定側光ファイバ F B 2 に対して回転可能に接続し、測定光 L 1 および戻り光 L 3 を伝送する光コネクタ 1 8 と、光ファイバカプラ 1 4 で生成された干渉光 L 4 を干渉信号として検出する干渉光検出部 2 0 と、この干渉光検出部 2 0 によって検出された干渉信号を処理して光断層画像（以下、単に「断層画像」とも言う。）を取得する信号処理部 2 2 を有する。また、信号処理部 2 2 で取得された光断層画像はモニタ装置 5 0 0 に表示される。

【 0 0 4 9 】

また、OCT プロセッサ 4 0 0 は、測定を目印を示すためのエイミング光（第 2 の光束）L e を射出する第 2 の光源部（第 2 の光源ユニット）1 3 と、参照光 L 2 の光路長を調整する光路長調整部 2 6 と、第 1 の光源部 1 2 から射出された光 L a を分光する光ファイバカプラ 2 8 と、光ファイバカプラ 1 4 で合波された戻り光 L 4 および L 5 を検出する検出器 3 0 a および 3 0 b と、信号処理部 2 2 への各種条件の入力、設定の変更等を行う操作制御部 3 2 とを有する。

【 0 0 5 0 】

また、OCT プロセッサ 4 0 0 は、内視鏡 1 0 0 の鉗子口 1 5 6 から導出された OCT プロブ 6 0 0 の突出量の検出処理を行う突出量検出部 3 4 を備えている。突出量検出部 3 4 で行われる検出処理については後で詳しく説明する。

【 0 0 5 1 】

なお、図 2 に示す OCT プロセッサ 4 0 0 においては、上述した射出光 L a 、エイミング光 L e 、測定光 L 1 、参照光 L 2 および戻り光 L 3 などを含む種々の光を各光デバイスなどの構成要素間で導波し、伝送するための光の経路として、回転側光ファイバ F B 1 および固定側光ファイバ F B 2 を含め種々の光ファイバ F B （F B 3 、F B 4 、F B 5 、F B 6 、F B 7 、F B 8 など）が用いられている。

【 0 0 5 2 】

第 1 の光源部 1 2 は、OCT の測定のための光（例えば、波長 1 . 3 μm のレーザ光あるいは低コヒーレンス光）を射出するものであり、レーザ光あるいは低コヒーレンス光 L a を射出する光源 1 2 a と、光源 1 2 a から射出された光 L a を集光するレンズ 1 2 b とを備えている。詳しくは後述するが、第 1 の光源部 1 2 から射出された光 L a は、光ファイバ F B 4 、F B 3 を介して光ファイバカプラ 1 4 で測定光 L 1 と参照光 L 2 に分割され、測定光 L 1 は光コネクタ 1 8 に入力される。

【 0 0 5 3 】

また、第 2 の光源部 1 3 は、エイミング光 L e として測定部位を確認しやすくするために可視光を射出するものである。例えば、波長 0 . 6 6 μm の赤半導体レーザ光、波長 0 . 6 3 μm の He - Ne レーザ光、波長 0 . 4 0 5 μm の青半導体レーザ光などを用いることができる。そこで、第 2 の光源部 1 3 としては、例えば赤色あるいは青色あるいは緑色のレーザ光を射出する半導体レーザ 1 3 a と、半導体レーザ 1 3 a から射出されたエイミング光 L e を集光するレンズ 1 3 b を備えている。第 2 の光源部 1 3 から射出されたエイミング光 L e は、光ファイバ F B 8 を介して光コネクタ 1 8 に入力される。

【 0 0 5 4 】

光コネクタ 1 8 では、測定光 L 1 とエイミング光 L e とが合波され、OCT プロブ 6 0 0 内の回転側光ファイバ F B 1 に導波される。

【 0 0 5 5 】

光ファイバカプラ（分岐合波部）1 4 は、例えば 2 × 2 の光ファイバカプラで構成されており、固定側光ファイバ F B 2 、光ファイバ F B 3 、光ファイバ F B 5 、光ファイバ F B 7 とそれぞれ光学的に接続されている。

【 0 0 5 6 】

光ファイバカプラ 1 4 は、第 1 の光源部 1 2 から光ファイバ F B 4 および F B 3 を介し

10

20

30

40

50

て入射した光 L_a を測定光（第 1 の光束） L_1 と参照光 L_2 とに分割し、測定光 L_1 を固定側光ファイバ FB_2 に入射させ、参照光 L_2 を光ファイバ FB_5 に入射させる。

【0057】

さらに、光ファイバカプラ 14 は、光ファイバ FB_5 に入射され後述する光路長調整部 26 によって周波数シフトおよび光路長の変更が施されて光ファイバ FB_5 を戻った光 L_2 と、後述する OCT プロブ 600 で取得され固定側光ファイバ FB_2 から導波された光 L_3 とを合波し、光ファイバ FB_3 （ FB_6 ）および光ファイバ FB_7 に射出する。

【0058】

OCT プロブ 600 は、光コネクタ 18 を介して、固定側光ファイバ FB_2 と接続されており、固定側光ファイバ FB_2 から、光コネクタ 18 を介して、エイミング光 L_e と合波された測定光 L_1 が回転側光ファイバ FB_1 に入射される。入射されたこのエイミング光 L_e と合波された測定光 L_1 を回転側光ファイバ FB_1 によって伝送して測定対象 S に照射する。そして測定対象 S からの戻り光 L_3 を取得し、取得した戻り光 L_3 を回転側光ファイバ FB_1 によって伝送して、光コネクタ 18 を介して、固定側光ファイバ FB_2 に射出するようになっている。

【0059】

光コネクタ 18 は、測定光（第 1 の光束） L_1 とエイミング光（第 2 の光束） L_e とを合波するものである。

【0060】

干渉光検出部 20 は、光ファイバ FB_6 および光ファイバ FB_7 と接続されており、光ファイバカプラ 14 で参照光 L_2 と戻り光 L_3 とを合波して生成された干渉光 L_4 および L_5 を干渉信号として検出するものである。

【0061】

ここで、OCT プロセッサ 400 は、光ファイバカプラ 28 から分岐させた光ファイバ FB_6 上に設けられ、干渉光 L_4 の光強度を検出する検出器 30a と、光ファイバ FB_7 の光路上に干渉光 L_5 の光強度を検出する検出器 30b とを有している。

【0062】

干渉光検出部 20 は、検出器 30a および検出器 30b の検出結果に基づいて、干渉信号を生成する。

【0063】

信号処理部 22 は、干渉光検出部 20 で検出した干渉信号から、測定位置における OCT プロブ 600 と測定対象 S との接触している領域、より正確には OCT プロブ 600 のプロブ外筒（後述）の表面と測定対象 S の表面とが接触しているとみなせる領域を検出し、さらに、干渉光検出部 20 で検出した干渉信号から断層画像を取得し、取得した断層画像をモニタ装置 500 へ出力する。

【0064】

光路長調整部 26 は、光ファイバ FB_5 の参照光 L_2 の射出側（すなわち、光ファイバ FB_5 の光ファイバカプラ 14 とは反対側の端部）に配置されている。

【0065】

光路長調整部 26 は、光ファイバ FB_5 から射出された光を平行光にする第 1 光学レンズ 80 と、第 1 光学レンズ 80 で平行光にされた光を集光する第 2 光学レンズ 82 と、第 2 光学レンズ 82 で集光された光を反射する反射ミラー 84 と、第 2 光学レンズ 82 および反射ミラー 84 を支持する基台 86 と、基台 86 を光軸方向に平行な方向に移動させるミラー移動機構 88 とを有し、第 1 光学レンズ 80 と第 2 光学レンズ 82 との距離を変化させることで参照光 L_2 の光路長を調整する。

【0066】

第 1 光学レンズ 80 は、光ファイバ FB_5 のコアから射出された参照光 L_2 を平行光にするとともに、反射ミラー 84 で反射された参照光 L_2 を光ファイバ FB_5 のコアに集光する。

【0067】

10

20

30

40

50

また、第 2 光学レンズ 8 2 は、第 1 光学レンズ 8 0 により平行光にされた参照光 L 2 を反射ミラー 8 4 上に集光するとともに、反射ミラー 8 4 により反射された参照光 L 2 を平行光にする。このように、第 1 光学レンズ 8 0 と第 2 光学レンズ 8 2 とにより共焦点光学系が形成されている。

【 0 0 6 8 】

さらに、反射ミラー 8 4 は、第 2 光学レンズ 8 2 で集光される光の焦点に配置されており、第 2 光学レンズ 8 2 で集光された参照光 L 2 を反射する。

【 0 0 6 9 】

これにより、光ファイバ F B 5 から射出した参照光 L 2 は、第 1 光学レンズ 8 0 により平行光になり、第 2 光学レンズ 8 2 により反射ミラー 8 4 上に集光される。その後、反射ミラー 8 4 により反射された参照光 L 2 は、第 2 光学レンズ 8 2 により平行光になり、第 1 光学レンズ 8 0 により光ファイバ F B 5 のコアに集光される。

10

【 0 0 7 0 】

また、基台 8 6 は、第 2 光学レンズ 8 2 と反射ミラー 8 4 とを固定し、ミラー移動機構 8 8 は、基台 8 6 を第 1 光学レンズ 8 0 の光軸方向（図 2 矢印 A 方向）に移動させる。

【 0 0 7 1 】

ミラー移動機構 8 8 で、基台 8 6 を矢印 A 方向に移動させることで、第 1 光学レンズ 8 0 と第 2 光学レンズ 8 2 との距離を変更することができ、参照光 L 2 の光路長を調整することができる。

【 0 0 7 2 】

操作制御部 3 2 は、キーボード、マウス等の入力手段と、入力された情報に基づいて各種条件を管理する制御手段とを有し、信号処理部 2 2 に接続されている。操作制御部 3 2 は、入力手段から入力されたオペレータの指示に基づいて、信号処理部 2 2 における各種処理条件等の入力、設定、変更等を行う。

20

【 0 0 7 3 】

なお、操作制御部 3 2 は、操作画面をモニタ装置 5 0 0 に表示させてもよいし、別途表示部を設けて操作画面を表示させてもよい。また、操作制御部 3 2 で、第 1 の光源部 1 2、第 2 の光源部 1 3、光コネクタ 1 8、干渉光検出部 2 0、光路長ならびに検出器 3 0 a および 3 0 b の動作制御や各種条件の設定を行うようにしてもよい。

【 0 0 7 4 】

30

[O C T プローブ]

図 3 は、O C T プローブ 6 0 0 の断面図である。

【 0 0 7 5 】

図 3 に示すように、挿入部 6 0 2 の先端部は、プローブ外筒 6 2 0 と、キャップ 6 2 2 と、回転側光ファイバ F B 1 と、パネ 6 2 4 と、固定部材 6 2 6 と、光学レンズ 6 2 8 とを有している。

【 0 0 7 6 】

プローブ外筒（シース）6 2 0 は、可撓性を有する筒状の部材であり、光コネクタ 1 8 においてエイミング光 L e が合波された測定光 L 1 および戻り光 L 3 が透過する材料からなっている。なお、プローブ外筒 6 2 0 は、測定光 L 1（エイミング光 L e）および戻り光 L 3 が通過する先端（光コネクタ 1 8 と反対側の回転側光ファイバ F B 1 の先端、以下プローブ外筒 6 2 0 の先端と言う）側の一部が全周に渡って光を透過する材料（透明な材料）で形成されていればよく、先端以外の部分については光を透過しない材料で形成されていてもよい。

40

【 0 0 7 7 】

キャップ 6 2 2 は、プローブ外筒 6 2 0 の先端に設けられ、プローブ外筒 6 2 0 の先端を閉塞している。

【 0 0 7 8 】

回転側光ファイバ F B 1 は、線状部材であり、プローブ外筒 6 2 0 内にプローブ外筒 6 2 0 に沿って収容されており、固定側光ファイバ F B 2 から射出され、光コネクタ 1 8 で

50

光ファイバFB 8から射出されたエイミング光Leと合波された測定光L 1を光学レンズ6 2 8まで導波するとともに、測定光L 1（エイミング光Le）を測定対象Sに照射して光学レンズ6 2 8で取得した測定対象Sからの戻り光L 3を光コネクタ1 8まで導波し、固定側光ファイバFB 2に入射する。

【0079】

ここで、回転側光ファイバFB 1と固定側光ファイバFB 2とは、光コネクタ1 8によって接続されており、回転側光ファイバFB 1の回転が固定側光ファイバFB 2に伝達しない状態で、光学的に接続されている。また、回転側光ファイバFB 1は、プローブ外筒6 2 0に対して回転自在、およびプローブ外筒6 2 0の軸方向に移動自在な状態で配置されている。

10

【0080】

パネ6 2 4は、回転側光ファイバFB 1の外周に固定されている。また、回転側光ファイバFB 1およびパネ6 2 4は、光コネクタ1 8に接続されている。

【0081】

光学レンズ6 2 8は、回転側光ファイバFB 1の測定側先端（光コネクタ1 8と反対側の回転側光ファイバFB 1の先端）に配置されており、先端部が、回転側光ファイバFB 1から射出された測定光L 1（エイミング光Le）を測定対象Sに対し集光するために略球状の形状で形成されている。

【0082】

光学レンズ6 2 8は、回転側光ファイバFB 1から射出した測定光L 1（エイミング光Le）を測定対象Sに対し照射し、測定対象Sからの戻り光L 3を集光し回転側光ファイバFB 1に入射する。

20

【0083】

固定部材6 2 6は、回転側光ファイバFB 1と光学レンズ6 2 8との接続部の外周に配置されており、光学レンズ6 2 8を回転側光ファイバFB 1の端部に固定する。ここで、固定部材6 2 6による回転側光ファイバFB 1と光学レンズ6 2 8の固定方法は、特に限定されず、接着剤により、固定部材6 2 6と回転側光ファイバFB 1および光学レンズ6 2 8を接着させて固定されても、ボルト等を用い機械的構造で固定してもよい。なお、固定部材6 2 6は、ジルコニアフェルールやメタルフェルールなど光ファイバの固定や保持あるいは保護のために用いられるものであれば、如何なるものを用いても良い。

30

【0084】

また、回転側光ファイバFB 1およびパネ6 2 4は、後述する回転筒6 5 6に接続されており、回転筒6 5 6によって回転側光ファイバFB 1およびパネ6 2 4を回転させることで、光学レンズ6 2 8をプローブ外筒6 2 0に対し、矢印R 2方向に回転させる。また、光コネクタ1 8は、回転エンコーダを備え、回転エンコーダからの信号に基づいて光学レンズ6 2 8の位置情報（角度情報）から測定光L 1の照射位置を検出する。つまり、回転している光学レンズ6 2 8の回転方向における基準位置に対する角度を検出して、測定位置を検出する。

【0085】

さらに、回転側光ファイバFB 1、パネ6 2 4、固定部材6 2 6、及び光学レンズ6 2 8は、後述する駆動部により、プローブ外筒6 2 0内部を矢印S 1方向（鉗子口方向）、及びS 2方向（プローブ外筒6 2 0の先端方向）に移動可能に構成されている。

40

【0086】

また、図3左側は、OCTプローブ6 0 0の操作部6 0 4における回転側光ファイバFB 1等の駆動部の概略を示す図である。

【0087】

プローブ外筒6 2 0は、固定部材6 7 0に固定されている。これに対し、回転側光ファイバFB 1およびパネ6 2 4は、回転筒6 5 6に接続されており、回転筒6 5 6は、モータ6 5 2の回転に応じてギア6 5 4を介して回転するように構成されている。回転筒6 5 6は、光コネクタ1 8に接続されており、測定光L 1及び戻り光L 3は、光コネクタ1 8

50

を介して回転側光ファイバFB1と固定側光ファイバFB2間を伝送される。

【0088】

また、これらを内蔵するフレーム650は支持部材662を備えており、支持部材662は、図示しないネジ孔を有している。ネジ孔には進退移動用ボールネジ664が咬合しており、進退移動用ボールネジ664には、モータ660が接続されている。したがって、モータ660を回転駆動することによりフレーム650を進退移動させ、これにより回転側光ファイバFB1、バネ624、固定部材626、及び光学レンズ628を図3のS1及びS2方向に移動させることが可能となっている。

【0089】

OCTプローブ600は、以上のような構成であり、光コネクタ18により回転側光ファイバFB1およびバネ624が、図3中矢印R2方向に回転されることで、光学レンズ628から射出される測定光L1（エイミング光Le）を測定対象Sに対し、矢印R2方向（プローブ外筒620の円周方向）に対し走査しながら照射し、戻り光L3を取得する。エイミング光Leは、測定対象Sに、例えば青色、赤色あるいは緑色のスポット光として照射され、このエイミング光Leの反射光は、モニタ装置500に表示された観察画像に輝点としても表示される。

【0090】

これにより、プローブ外筒620の円周方向の全周において、測定対象Sの所望の部位を正確にとらえることができ、測定対象Sを反射した戻り光L3を取得することができる。

【0091】

さらに、3次元ボリュームデータを生成するための複数の断層画像を取得する場合は、駆動部により光学レンズ628が矢印S1方向の有効走査範囲の終端まで移動され、断層画像を取得しながら所定量ずつS2方向に移動し、又は断層画像取得とS2方向への所定量移動を交互に繰り返しながら、有効走査範囲の終端まで移動する。なお、有効走査範囲と後述する最大走査範囲との関係については後述する。

【0092】

このように測定対象Sに対して所望の範囲の複数の断層画像を得て、取得した複数の断層画像に基づいて3次元ボリュームデータを得ることができる。

【0093】

つまり、干渉信号により測定対象Sの深さ方向（第1の方向）の断層画像を取得し、測定対象Sに対し図3矢印R2方向（プローブ外筒620の円周方向）に走査（ラジアル走査）することで、第1の方向と該第1の方向と直交する第2の方向とからなるスキャン面での断層画像を取得することができる。さらには、このスキャン面に直交する第3の方向に沿ってスキャン面を移動させることで、3次元ボリュームデータを生成するための複数の断層画像が取得できる。

【0094】

図4は、図1の内視鏡100の鉗子口156から導出されたOCTプローブを用いて断層画像を得る様子を示す図である。図4に示すように、OCTプローブ600の挿入部602の先端部を、測定対象Sの所望の部位に近づけて、断層画像を得る。所望の範囲の複数の断層画像を取得する場合は、OCTプローブ600本体を移動させる必要はなく、前述の駆動部によりプローブ外筒620内で光学レンズ628を移動させればよい。

【0095】

< OCTプローブの突出量の検出処理 >

図5は、内視鏡100の鉗子口156から導出されたOCTプローブ600の突出量を検出するときの様子を示した図である。同図では、説明の便宜上、内視鏡100の挿入部114やOCTプローブ600の挿入部602の内部構成を簡略化して表示している。

【0096】

本実施形態のOCTプロセッサ400は、OCTプローブ600の突出量の検出処理を行う突出量検出部34を備えており（図2参照）、操作者の操作により操作制御部32か

10

20

30

40

50

ら所定の制御信号（検出開始信号）が突出量検出部 3 4 に入力されると、以下の処理が実行される。

【0097】

まず、突出量検出部 3 4 は、OCTプロープ 6 0 0 の駆動部を制御して、光学レンズ 6 2 8 を矢印 S 2 方向の最大走査範囲の終端（走査開始位置）P 0 に移動させる。次いで、光学レンズ 6 2 8 を矢印 R 2 方向（ラジアル方向）に回転させずに矢印 S 1 方向（リニア方向）に一定速度 v で移動させながら、光学レンズ 6 2 8 から測定対象 S に測定光 L 1 を照射するとともに、測定対象 S から反射した戻り光 L 3 を光学レンズ 6 2 8 で取得する。このとき、リニア方向の走査（リニアスキャン）は、光学レンズ 6 2 8 が矢印 S 1 方向の最大走査範囲の終端（走査終了位置）P 2 に到達するまで行う。

10

【0098】

ここで、光学レンズ 6 2 8 の最大走査範囲とは、両端がメカ端で規制される移動可能範囲のことであり、想定される OCTプロープ 6 0 0 の最大突出量よりも十分に広い範囲に設定されている。換言すれば、光学レンズ 6 2 8 が走査終了位置 P 2 に移動したとき、光学レンズ 6 2 8 は内視鏡 1 0 0 の鉗子口 1 5 6 が形成される位置（鉗子口位置）P 1 よりも基端側（鉗子チャンネル 1 5 8 側）に存在するように構成される。

【0099】

また、光学レンズ 6 2 8 の有効走査範囲は、通常の間層画像を取得する時の走査範囲であり、本実施形態では、最大走査範囲内の任意の範囲を有効走査範囲として設定することが可能となっている。図 5 に示した例では、S 1 方向の有効走査範囲の終端は鉗子口位置 P 1 よりも先端側（鉗子チャンネル 1 5 8 とは反対側）に設定されている。

20

【0100】

干渉光検出部 2 0 は、光学レンズ 6 2 8 で取得された戻り光 L 3 と参照光 L 2 との干渉光を干渉信号として検出する。信号処理部 2 2 は、干渉光検出部 2 0 で検出された干渉信号に基づき、リニア方向の間層画像（リニア断層画像）を生成する。信号処理部 2 2 で生成されたリニア断層画像は、突出量検出部 3 4 に与えられる。

【0101】

突出量検出部 3 4 は、信号処理部 2 2 から与えられたリニア断層画像に基づき、OCTプロープ 6 0 0 の突出量を検出する。

【0102】

ここで、光学レンズ 6 2 8 をリニア方向に走査したときに得られるリニア断層画像の一例を図 6 に示す。同図では、横軸は光学レンズ 6 2 8 が走査開始位置 P 0 からリニア方向の走査を開始してから時間 t を表し、縦軸は光学レンズ 6 2 8 の位置を基点としたときの深さ方向の位置を表している。

30

【0103】

図 6 に示すように、光学レンズ 6 2 8 をリニア方向に走査したときに得られるリニア断層画像は、所定のタイミングで測定対象 S の断層データを含む断層領域から測定対象 S の断層データを含まない非断層領域に変化している。これは、断層領域から非断層領域に変化するタイミングで光学レンズ 6 2 8 が鉗子口位置 P 1 を通過することを意味しており、光学レンズ 6 2 8 が鉗子チャンネル 1 5 8 内となる非断層領域では鉗子チャンネル 1 5 8 の内壁面データが出現している。

40

【0104】

そこで本実施形態では、リニア断層画像が断層領域から非断層領域に変化する時の時間を t_1 としたとき、この時間 t_1 をリニア断層画像の変化から求め、この時間 t_1 に光学レンズ 6 2 8 のリニア方向の移動速度（走査速度） v を乗じることにより、内視鏡 1 0 0 の鉗子口 1 5 6 からの OCTプロープ 6 0 0 の突出量（厳密には、鉗子口 1 5 6 から走査開始位置 P 0 までの距離） $L (= t_1 \times v)$ を算出する。

【0105】

リニア断層画像が断層領域から非断層領域に変化する時の時間 t_1 を求める方法としては、例えば、リニア断層画像から測定対象 S の断層データが消失するタイミングを検出

50

してもよいし、リニア断層画像に鉗子チャンネル 1 5 8 の内壁面データが出現するタイミングを検出してもよい。また、これらの方法を組み合わせることによって時間 t_1 を精度よく求めることが可能となる。

【0106】

図 5 に示すように、鉗子チャンネル 1 5 8 の内壁面の鉗子口 1 5 6 周辺部には 1 又は複数の検出用マーカ 6 3 0 が設けられてもよい。検出用マーカ 6 3 0 は、鉗子チャンネル 1 5 8 の内壁面の他の部分よりも反射率が低くなっている。これにより、図 6 に示すように、リニア断層画像の非断層領域には検出用マーカ 6 3 0 に対応する位置にマーカ部（高濃度部）6 3 2 が検出されるようになるので、リニア断層画像が断層領域から非断層領域に変化するときの時間 t_1 をより高精度に求めることが可能となる。

10

【0107】

突出量検出部 3 4 は、上記のようにして算出された OCT プローブ 6 0 0 の突出量をモニタ装置 5 0 0 に表示する。モニタ装置 5 0 0 の表示内容については、操作者が OCT プローブ 6 0 0 の突出量を把握可能であれば特に限定されるものではないが、例えば、文字、図形、又は記号、或いはこれらの組み合わせにより、OCT プローブ 6 0 0 の突出量を複数のレベルに分けて段階的に表示する態様が好ましい。この場合、操作者が OCT プローブ 6 0 0 の突出量を瞬時に把握することが可能となる。また、OCT プローブ 6 0 0 の突出量を数値で具体的に表示する態様も好ましく、操作者の意図に応じて OCT プローブ 6 0 0 の突出量を細かく調整することが可能となる。

【0108】

本実施形態によれば、光学レンズ 6 2 8 から射出される測定光 L 1 をラジアル方向に回転走査することなくリニア方向に走査したときに得られるリニア断層画像から OCT プローブ 6 0 0 の突出量を検出する。このため、内視鏡 1 0 0 や OCT プローブ 6 0 0 に専用の検出手段を設ける必要がないので、内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 1 4 の太径化を招くことなく簡易な構成で、OCT プローブ 6 0 0 の突出量を正確に把握することが可能となる。

20

【0109】

また、本実施形態では、OCT プローブ 6 0 0 の突出量に応じて光学レンズ 6 2 8 の有効走査範囲を自動又は手動で設定する態様が好ましい。例えば図 5 に示すように、突出量検出部 3 4 は、OCT プローブ 6 0 0 の突出量を検出した後、光学レンズ 6 2 8 の走査開始位置 P 0 と鉗子口位置 P 1 との間に有効走査範囲が含まれるように自動的に設定する。

30

【0110】

また、手動で設定する場合には、モニタ装置 5 0 0 にリニア断層画像を表示するようにすることも好ましい。例えば図 7 に示すように、リニア断層画像の断層領域の中に癌などの病変部が含まれる場合、操作者はリニア断層画像を確認しながら病変部を含む所望の範囲を有効走査範囲として設定することが可能となる。なお、有効走査範囲の指定は、操作制御部 3 2 を通じて行われる。

【0111】

このように OCT プローブ 6 0 0 の突出量に応じて光学レンズ 6 2 8 の有効走査範囲を自動又は手動で設定することにより、通常の断層画像を取得するときのリニア方向の走査範囲（スキャンエリア）が最適化され、無駄な走査を行うことなく測定時間の短縮化を図ることができる。患者負担を軽減することが可能となる。

40

【0112】

なお、本実施形態では、光学レンズ 6 2 8 の走査開始位置 P 0 を最大走査範囲の矢印 S 2 方向の終端とし、走査終了位置 P 2 を最大走査範囲の矢印 S 1 方向の終端としているが、これとは逆に、走査開始位置 P 0 を最大走査範囲の矢印 S 1 方向の終端とし、走査終了位置 P 2 を最大走査範囲の矢印 S 2 方向の終端としてもよい。この場合、図 8 に示すようなリニア断層画像が得られることになるので、非断層領域から断層領域に変化した時間 t_1' と走査終了位置 P 2 に到達するまでの時間 t_2' との差（ $t_2' - t_1'$ ）に走査速度 v を乗じた値（ $(t_2' - t_1') \times v$ ）が OCT プローブ 6 0 0 の突出量 L となる。

【0113】

50

以上、本発明の画像診断装置及び画像診断方法について詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。

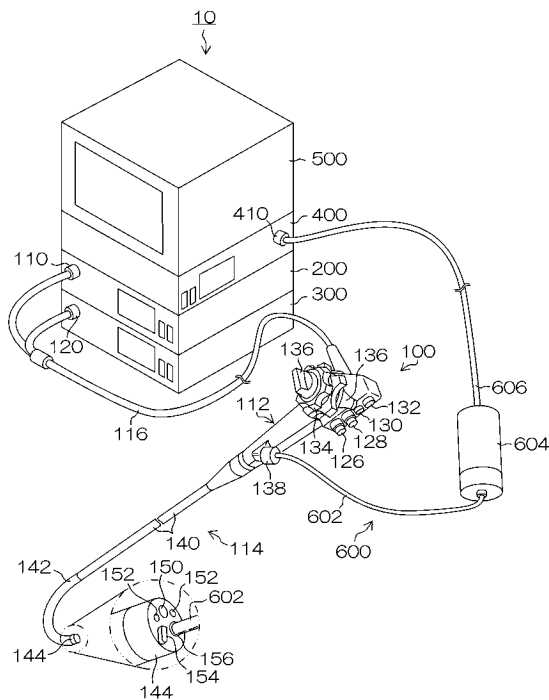
【符号の説明】

【 0 1 1 4 】

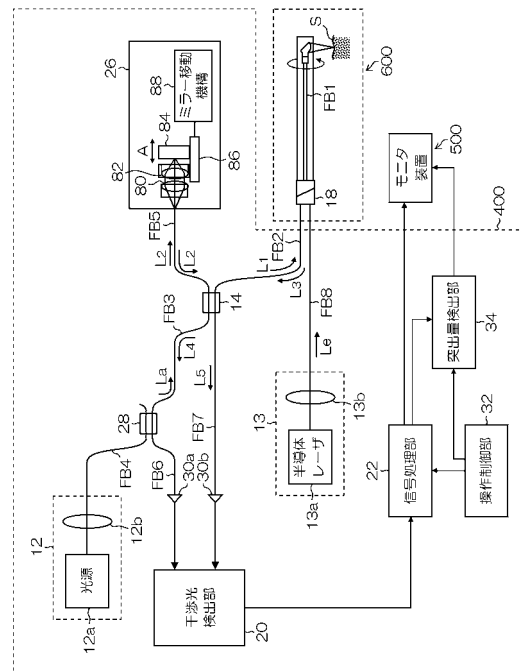
1 0 ... 画像診断装置、2 0 ... 干渉光検出部、2 2 ... 信号処理部、3 2 ... 操作制御部、3 4 ... 突出量検出部、1 0 0 ... 内視鏡、1 1 4 ... 挿入部、1 3 8 ... 鉗子挿入部、1 5 6 ... 鉗子口、1 5 8 ... 鉗子チャンネル、2 0 0 ... 内視鏡プロセッサ、3 0 0 ... 光源装置、4 0 0 ... OCTプロセッサ、5 0 0 ... モニタ装置、6 0 0 ... OCTプローブ、6 2 8 ... 光学レンズ

10

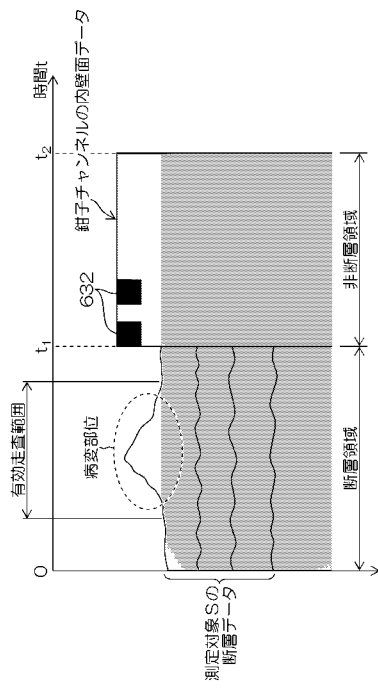
【 図 1 】



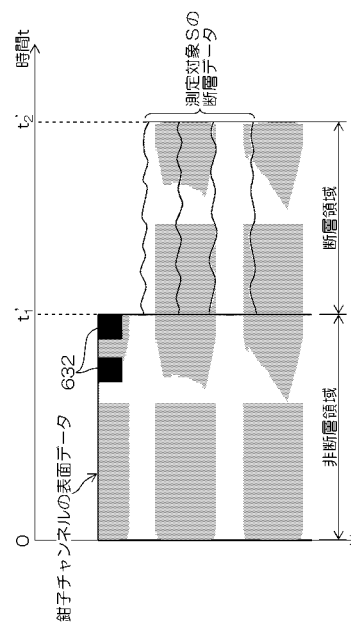
【 図 2 】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	图像诊断设备和图像诊断方法		
公开(公告)号	JP2012050609A	公开(公告)日	2012-03-15
申请号	JP2010194949	申请日	2010-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山北博士		
发明人	山北 博士		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/018.511		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/HH51 4C061/MM10 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/MM10		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：用简单的配置准确地获取OCT（光学相干断层扫描）探头的投射量，而不会增加内窥镜插入部分的直径。溶解：测量光L1从测量目标S施加到测量目标S上。光学透镜628在通过在OCT探针600的长轴方向上从光学透镜628施加的测量光L1执行线性扫描的同时，不执行围绕OCT探针600的长轴的旋转扫描，并且从测量目标返回光L3通过光学透镜628获得S。基于由光学透镜628获得的返回光L3获取OCT探针600的长轴方向上的线性断层图像，并且通过以下方式计算OCT探针600的投影量：当线性断层图像从断层扫描区域改变到非断层扫描区域（或与其相反）时，检测定时。

