

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-200283

(P2008-200283A)

(43) 公開日 平成20年9月4日(2008.9.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O D	2 F O 6 4
G O 1 N 21/17 (2006.01)	G O 1 N 21/17 6 2 O	2 F O 6 5
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	2 G O 5 9
G O 1 B 9/02 (2006.01)	G O 1 B 9/02	4 C O 6 1
G O 1 B 11/24 (2006.01)	G O 1 B 11/24 D	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2007-39879 (P2007-39879)
 (22) 出願日 平成19年2月20日 (2007.2.20)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (71) 出願人 000005430
 フジノン株式会社
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地
 (74) 代理人 100094330
 弁理士 山田 正紀
 (74) 代理人 100079175
 弁理士 小杉 佳男
 (74) 代理人 100109689
 弁理士 三上 結

最終頁に続く

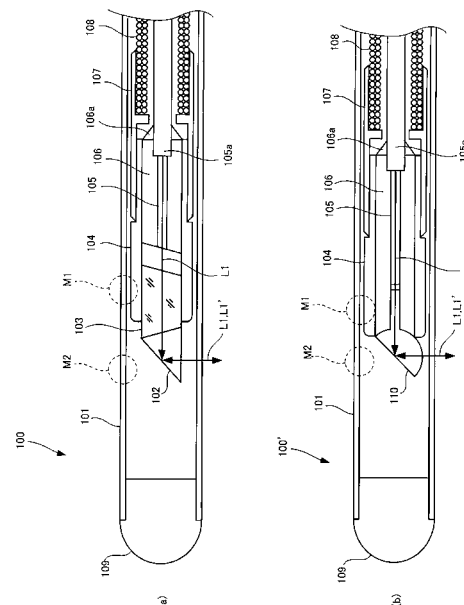
(54) 【発明の名称】 光プローブおよび光断層画像取得装置

(57) 【要約】

【課題】計測光の出射方向を確実に把握することができる光プローブ、および、そのような光プローブを使って被検体の断層画像を取得する光断層画像取得装置を提供する。

【解決手段】透明チューブ101内を光ファイバー105によって導かれてくる計測光L1の進行方向をこの透明チューブ101の壁に向かう方向に変えてこの壁越しに被検体へと出射し、被検体から戻ってくる計測光L1を光ファイバー105へと戻す、プリズム102およびグリーンレンズ103からなる光学素子と、この光学素子を透明チューブ101内で保持してこの光学素子とともに透明チューブ101の軸回りに回転自在な、計測光L1が出射される正面側に対する背面側にマークが付された光学素子保持筒103とを備えた。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

透明のチューブと、

前記チューブ内を該チューブに沿って延びて該チューブ内に先端が配設された、光を内部に通して導く導光部材と、

前記導光部材の先端の更に先に配設された、該導光部材によって導かれてくる光の進行方向を前記チューブの壁に向かう方向に変えて該壁越しに該光を被検体へと出射し、該被検体から戻ってくる光を該導光部材へと戻す光学素子と、

前記光学素子を前記チューブ内で保持して該光学素子とともに該チューブの軸回りに回転自在な、前記光が出射される正面側に対する背面側にマークが付された素子保持体とを備えたことを特徴とする光プローブ。

10

【請求項 2】

透明のチューブと、

前記チューブ内を該チューブに沿って延びて該チューブ内に先端が配設された、光を内部に通して導く導光部材と、

前記導光部材の先端の更に先に配設された、該導光部材によって導かれてくる光を反射面で前記チューブの壁に向かう方向に反射して該壁越しに該光を被検体へと出射し、該被検体から戻ってくる光を該導光部材へと戻す、該反射面では光の一部が背面に漏れる光学素子と、

前記光学素子を前記チューブ内で保持して該光学素子とともに該チューブの軸回りに回転自在な素子保持体と、

20

前記チューブの壁の、前記反射面から漏れる光が当たる位置に設けられた、その漏れる光が当たると発光する発光部とを備えたことを特徴とする光プローブ。

【請求項 3】

前記発光部が、前記チューブの壁の内面の、前記反射面から漏れる光が当たる位置に、その漏れる光が当たると発光する発光塗料が塗布されてなるものであることを特徴とする請求項 2 記載の光プローブ。

【請求項 4】

前記発光部が、前記チューブの、前記反射面から漏れる光が当たる位置の壁面中に、その漏れる光が当たると発光する発光物質が含有されてなるものであることを特徴とする請求項 2 記載の光プローブ。

30

【請求項 5】

前記チューブは、該チューブの壁の、前記素子保持体が該チューブの軸回りに回転したときに前記光学素子から出射する光が横切る位置に、該光を遮る遮光マークが付されたものであることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の光プローブ。

【請求項 6】

この光プローブが、チューブ形状を有し体腔内に挿入され先端で、該体腔内を観察するための光を捉える内視鏡の内側に挿通され、該体腔内で該内視鏡の先端から突き出された状況下で使用されるものであることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の光プローブ。

40

【請求項 7】

光を発する光源；

前記光源から発せられた光を測定光と参照光とに分割する光分割部；

透明のチューブと、

前記チューブ内を該チューブに沿って延びて該チューブ内に先端が配設された、前記光分割部で分割された測定光を内部に通して導く導光部材と、

前記導光部材の先端の更に先に配設された、該導光部材によって導かれてくる測定光の進行方向を前記チューブの壁に向かう方向に変えて該壁越しに該測定光を被検体へと出射し、該被検体から戻ってくる反射光を該導光部材へと戻す光学素子と、

前記光学素子を前記チューブ内で保持して該光学素子とともに該チューブの軸回りに回転自在な、前記測定光が出射される正面側に対する背面側にマークが付された素子保持体

50

とを有する光プローブ；

前記素子保持体を回転駆動する回転駆動部；

前記反射光と前記参照光とを合波する合波部；

前記合波部により合波された前記反射光と前記参照光との干渉光を検出する干渉光検出部；および

前記干渉光検出部によって検出された干渉光に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像生成部；

を備えたことを特徴とする光断層画像取得装置。

【請求項 8】

光を発する光源；

前記光源から発せられた光を測定光と参照光とに分割する光分割部；

透明のチューブと、

前記チューブ内を該チューブに沿って延びて該チューブ内に先端が配設された、前記光分割部で分割された測定光を内部に通して導く導光部材と、

前記導光部材の先端の更に先に配設された、該導光部材によって導かれてくる測定光を反射面で前記チューブの壁に向かう方向に反射して該壁越しに該測定光を被検体へと出射し、該被検体から戻ってくる反射光を該導光部材へと戻す、該反射面では測定光の一部が背面に漏れる光学素子と、

前記光学素子を前記チューブ内で保持して該光学素子とともに該チューブの軸回りに回転自在な素子保持体と、

前記チューブの壁の、前記反射面から漏れる光が当たる位置に設けられた、その漏れる光が当たると発光する発光部とを有する光プローブ；

前記素子保持体を回転駆動する回転駆動部；

前記反射光と前記参照光とを合波する合波部；

前記合波部により合波された前記反射光と前記参照光との干渉光を検出する干渉光検出部；および

前記干渉光検出部によって検出された干渉光に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像生成部；

を備えたことを特徴とする光断層画像取得装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に向けて光を出射するとともにその被検体で反射されて戻ってくる光を取得する光プローブ、および、そのような光プローブで得られた光を使って被検体内部の断層画像を得る光断層画像取得装置に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば、眼科の分野において眼球内部の組織状態等を眼球に対して非侵襲で得る技術として、眼球等の被検体に向けて低コヒーレンス光を出射し被検体内部の各所で反射されて戻ってくる光を使って被検体内部の精密な断層画像を得る光コヒーレンス断層画像化法（OCT: Optical Coherence Tomography）が利用されている。このOCTでは、まず、低コヒーレンス光が被検体に向かう光（計測光）と参照用の光（参照光）とに分けられる。計測光は、被検体に向けて出射され被検体内部の各所で反射されて戻ってくる。そして、その戻ってきた計測光と、所定光路を通ってきた参照光とを互いに干渉させて得られる干渉光に基づいて被検体内部の断層画像が取得される。

【0003】

OCTには、参照光の光路長を、被検体の深さに対応して変化させて、この参照光の光路長の変化、つまり被検体の深さに対する干渉光の強度変化を計測し、その強度変化を画像化することで被検体内部の断層画像を得るTD-OCT（Time Domain OCT）がある。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

また、OCTには、上記の干渉光の強度が計測光の被検体内部における反射位置に依存すると共に光の波長にも依存することに着目し、先ず、参照光の光路長を所定の長さに固定したときの干渉光を分光することで干渉光のスペクトル分布すなわち波長についての依存性を求め、次に、そのスペクトル分布にフーリエ変換を施すことで、計測光の被検体内部における反射位置についての依存性を求めて、その依存性を画像化することで被検体内部の断層画像を得るSD-OCT (Spectral Domain OCT)もある。このSD-OCTは、上記のTD-OCTに比べて数学的な処理は複雑になるものの、参照光の光路長を固定したままで良い等といった計測面での利点を有している。

【 0 0 0 5 】

近年、このようなOCTを用いて被検体の断層画像を取得する光断層画像取得装置が、上記のような眼科の分野での利用にとどまらず、例えば、血管の断層画像を得たり、あるいは胃や腸等といった消化器官についての断層画像を得たりする等というように、医療における広範な分野で利用されるようになってきている。

【 0 0 0 6 】

血管や消化器官等といった体腔内における所望の部位を被検体としてその被検体の断層画像をOCTで得るためには、その被検体に向けて計測光を出射してその被検体から戻ってくる光を得る必要がある。光断層画像取得装置は、先端に計測光の照射と被検体から戻ってくる光の取得を行う光学素子を備えその光学素子までの導光を光ファイバで行う光プローブを備えており、断層画像を得る際には、体腔内にこの光プローブを挿入して、その光プローブから被検体へ計測光を照射したり、その被検体から戻ってくる光を取得したりしている。さらに、体腔内の観察等に広く使われている内視鏡をこの光プローブと併用することで、医師等が、体腔内における光プローブの位置を目視確認しながら所望の断層画像を得るといった運用がなされている。

【 0 0 0 7 】

ここで、所望の断層画像を正確に得るためには、光プローブにおける計測光の出射方向が確実に把握できることが望ましい。

【 0 0 0 8 】

一般的に、OCTでは赤外光等といった不可視領域の光が使われることが多い。このため、内視鏡等を使っても計測光の出射方向の把握が困難となっている。そこで、光プローブにおいて不可視の計測光に所定の可視光を合成した上で、その合成光を被検体に出射することで被検体における計測光の照射箇所の可視化を図り、そのような照射箇所を目視することで計測光の出射方向を把握するという技術が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

【 0 0 0 9 】

また、一般的に、このような光プローブは、主要な構成部品が透明なチューブに収納され、チューブの内側からチューブの壁越しに光の出射等を行うという構造を有し、さらに、その計測光の出射方向がチューブの軸回りに変更可能となっていることが多い。この構造に着目し、出射方向の変更に対して不動なチューブの壁面における、出射方向がチューブの軸回りに変更されたときに計測光によって横切られる位置に、出射方向の基準となる基準マークを付しておき、断層画像を得る際には、まず、計測光にこの基準マークを横切らせることでこの基準マークの位置を把握し、その把握した位置に基づいて計測光の出射方向を推定するという技術が提案されている（例えば、特許文献2参照。）。

【特許文献1】特開平11-56772号公報

【特許文献2】特開平11-56786号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

一般的に、断層画像取得時には、光プローブが被検体に押し付けられ、その押し付けられた被検体に対して光の出射等が行われる。このような使用状況では、被検体における計

10

20

30

40

50

測光の照射箇所が光プローブの陰になる。その結果、特許文献 1 に示されている技術によって照射箇所を可視化したとしても、その照射箇所が光プローブ自体によって隠されてしまうので出射方向の把握は困難なものになってしまう。

【 0 0 1 1 】

また、特許文献 2 に示されている技術には、基準マークの位置に基づいて推定された出射方向がどの程度確かなものであるかユーザには分からないという問題がある。

【 0 0 1 2 】

本発明は、上記事情に鑑み、計測光の出射方向を確実に把握することができる光プローブ、および、そのような光プローブを使って被検体の断層画像を取得する光断層画像取得装置を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

上記目的を達成する本発明の光プローブのうちの第 1 の光プローブは、透明のチューブと、

上記チューブ内をそのチューブに沿って延びてそのチューブ内に先端が配設された、光を内部に通して導く導光部材と、

上記導光部材の先端の更に先に配設された、その導光部材によって導かれてくる光の進行方向を上記チューブの壁に向かう方向に変えてその壁越しにその光を被検体へと出射し、その被検体から戻ってくる光をその導光部材へと戻す光学素子と、

上記光学素子を上記チューブ内で保持してその光学素子とともにそのチューブの軸回りに回転自在な、上記光が出射される正面側に対する背面側にマークが付された素子保持体を備えたことを特徴とする。

20

【 0 0 1 4 】

この本発明の第 1 の光プローブによれば、この光プローブから例えば OCT における計測光が出射されたときに被検体における計測光の照射箇所が光プローブ自体によって隠されているような状況下でも、計測光が出射される正面側に対する背面側であって、例えばこの光プローブを内視鏡と併用した場合にその内視鏡によって目視可能な範囲内に上記マークが現れることとなる。このように、上記マークは例えば内視鏡等によって確実に目視できるものであると共に、このマークが付された面の反対側がこの計測光が出射される正面側であることが明らかである。その結果、ユーザは、そのマークを目視するだけで、そのマークが付された面の反対側の面から計測光が出射されていることを確実に把握することができる。つまり、本発明の第 1 の光プローブによれば、計測光の出射方向を確実に把握することができる。

30

【 0 0 1 5 】

また、上記目的を達成する本発明の光プローブのうちの第 2 の光プローブは、透明のチューブと、

上記チューブ内をそのチューブに沿って延びてそのチューブ内に先端が配設された、光を内部に通して導く導光部材と、

上記導光部材の先端の更に先に配設された、その導光部材によって導かれてくる光を反射面で上記チューブの壁に向かう方向に反射してその壁越しにその光を被検体へと出射し、その被検体から戻ってくる光をその導光部材へと戻す、その反射面では光の一部が背面に漏れる光学素子と、

40

上記光学素子を上記チューブ内で保持してその光学素子とともにそのチューブの軸回りに回転自在な素子保持体と、

上記チューブの壁の、上記反射面から漏れる光が当たる位置に設けられた、その漏れる光が当たると発光する発光部とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

また、この本発明の第 2 の光プローブは、「上記発光部が、上記チューブの壁の内面の、上記反射面から漏れる光が当たる位置に、その漏れる光が当たると発光する発光塗料が塗布されてなるものである」という形態であっても良く、あるいは、

50

「上記発光部が、上記チューブの、上記反射面から漏れる光が当たる位置の壁面中に、その漏れる光が当たると発光する発光物質が含有されてなるものである」という形態であっても良い。

【0017】

この本発明の第2の光プローブによれば、この光プローブから例えばOCTにおける計測光が出射されたときには、計測光が出射される正面側に向けて上記反射面から光が漏れて、上記チューブの壁のその正面側で上記発光部が発光することとなる。これにより、被検体における計測光の照射箇所が光プローブ自体によって隠されているような状況下でも、この発光部の発光を例えばこの光プローブと併用する内視鏡等によって透明なチューブ越しに観察することで、計測光が出射される正面側を確実に把握することができる。つまり、本発明の第2の光プローブによれば、計測光の出射方向を確実に把握することができる。さらに、この本発明の第2の光プローブによれば、上記発光部の発光によって、被検体への光の出射が確かに行われていることを確認することもできる。

10

【0018】

また、本発明の第1及び第2の光プローブにおいて、「上記チューブは、そのチューブの壁の、上記素子保持体はそのチューブの軸回りに回転したときに上記光学素子から出射する光が横切る位置に、その光を遮る遮光マークが付されたものである」という形態は好ましい形態である。

【0019】

この好ましい形態の光プローブによれば、上記マークや上記発光部の発光に対する目視確認に加えて、上記光学素子から出射する光にこの遮光マークを横切らせることでこの遮光マークの位置を把握し、その把握した位置に基づいてこの光の出射方向等を推定することも可能となる。そして、この好ましい形態の光プローブによれば、上記マークや上記発光部の発光による出射方向の把握と遮光マークによる出射方向の推定とを併用することでより正確な出射方向の把握が可能となる。

20

【0020】

また、本発明の第1及び第2の光プローブにおいて、「この光プローブが、チューブ形状を有し体腔内に挿入され先端で、その体腔内を観察するための光を捉える内視鏡の内側に挿通され、その体腔内でその内視鏡の先端から突き出された状況下で使用されるものである」という形態も好ましい形態である。

30

【0021】

この好ましい形態の光プローブによれば、上記マークや上記発光部の発光箇所周辺を上記内視鏡で観察することで、体腔内におけるこの光プローブからの光の出射方向を把握することができる。

【0022】

また、上記目的を達成する本発明の光プローブのうちの第1の光断層画像取得装置は、光を発する光源；

上記光源から発せられた光を測定光と参照光とに分割する光分割部；

透明のチューブと、

上記チューブ内をそのチューブに沿って延びてそのチューブ内に先端が配設された、上記光分割部で分割された測定光を内部に通して導く導光部材と、

40

上記導光部材の先端の更に先に配設された、その導光部材によって導かれてくる測定光の進行方向を上記チューブの壁に向かう方向に変えてその壁越しにその測定光を被検体へと出射し、その被検体から戻ってくる反射光をその導光部材へと戻す光学素子と、

上記光学素子を上記チューブ内で保持してその光学素子とともにそのチューブの軸回りに回転自在な、上記測定光が出射される正面側に対する背面側にマークが付された素子保持体とを有する光プローブ；

上記素子保持体を回転駆動する回転駆動部；

上記反射光と上記参照光とを合波する合波部；

上記合波部により合波された上記反射光と上記参照光との干渉光を検出する干渉光検出

50

部；および

上記干渉光検出部によって検出された干渉光に基づいて、上記被検体の断層画像を生成する断層画像生成部；

を備えたことを特徴とする。

【0023】

また、上記目的を達成する本発明の光プローブのうちの第2の光断層画像取得装置は、光を発する光源；

上記光源から発せられた光を測定光と参照光とに分割する光分割部；

透明のチューブと、

上記チューブ内をそのチューブに沿って延びてそのチューブ内に先端が配設された、上記光分割部で分割された測定光を内部に通して導く導光部材と、

上記導光部材の先端の更に先に配設された、その導光部材によって導かれてくる測定光を反射面で上記チューブの壁に向かう方向に反射してその壁越しにその測定光を被検体へと出射し、その被検体から戻ってくる反射光をその導光部材へと戻す、その反射面では測定光の一部が背面に漏れる光学素子と、

上記光学素子を上記チューブ内で保持してその光学素子とともにそのチューブの軸回りに回転自在な素子保持体と、

上記チューブの壁の、上記反射面から漏れる光が当たる位置に設けられた、その漏れる光が当たると発光する発光部とを有する光プローブ；

上記素子保持体を回転駆動する回転駆動部；

上記反射光と上記参照光とを合波する合波部；

上記合波部により合波された上記反射光と上記参照光との干渉光を検出する干渉光検出部；および

上記干渉光検出部によって検出された干渉光に基づいて、上記被検体の断層画像を生成する断層画像生成部；

を備えたことを特徴とする。

【0024】

これら本発明の第1および第2の光断層画像取得装置によれば、計測光の出射方向を確実に把握して被検体の断層画像を取得することができる。

【0025】

尚、これら本発明の第1および第2の光断層画像取得装置については、ここではそれぞれの基本形態のみを示すに止めるが、これは単に重複を避けるためであり、本発明の第1および第2の光断層画像取得装置には、上記の形態のみではなく、前述した本発明の第1および第2の光プローブの各形態に対応する各種の形態が含まれる。

【発明の効果】

【0026】

以上、説明したように、本発明によれば、計測光の出射方向を確実に把握することができる光プローブ、および、そのような光プローブを使って被検体の断層画像を取得する光断層画像取得装置を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0027】

以下図面を参照して本発明の第1及び第2実施形態を説明する。

【0028】

まず、本発明の第1実施形態について説明する。

【0029】

図1は、本発明の第1実施形態が組み込まれた光断層画像取得システムを示す図である。

【0030】

この図1には、上述したSD-OCTを利用して被検体の断層画像を取得する光断層画像取得装置10と、体腔内に挿入されてその体腔内を観察する内視鏡観察装置50とから

10

20

30

40

50

なり、内視鏡観察装置 50 での観察下で体腔内における所望の断層画像を取得する光断層画像取得システム 1 が示されている。

【0031】

内視鏡観察装置 50 は、チューブ形状を有し体腔内に挿入されて先端で、この体腔内を観察するための光を捉える内視鏡 51 と、その内視鏡 51 で捉えた光に基づいてこの体腔内の画像を取得する内視鏡画像取得部 52 と、その画像を所定のモニタに表示する内視鏡画像表示部 53 とを備えている。ここで、内視鏡 51 が本発明にいう内視鏡の一例に相当し、光断層画像取得装置 10 が本発明の光断層画像取得装置の一実施形態に相当する。

【0032】

光断層画像取得装置 10 は、OCT 用光プローブ 100、光源 12、光カプラ 13、ロータリーカプラ 14、干渉光検出部 150、回転駆動部 17、コリメータレンズ 18、参照ミラー 19、可動ステージ 20、アクチュエータ 21、断層画像生成部 22、断層画像表示部 23、および光ファイバ 24 を備えている。ここで、OCT 用光プローブ 100 は、本発明の光プローブの一実施形態に相当し、光源 12、回転駆動部 17、干渉光検出部 150、および断層画像生成部 22 は、それぞれ本発明にいう光源、回転駆動部、干渉光検出部、および断層画像生成部の各一例に相当する。また、光カプラ 13 は、本発明にいう光分割部と合波部とを兼ねた一例に相当する。

【0033】

光源 12 は、赤外域における所定の帯域幅を有する低コヒーレント光 L を出射する。本実施形態では、この光源 12 として、このような低コヒーレント光を出射する SLD (Super Luminescent Diode) が採用されている。尚、本発明はこれに限るものではなく、この低コヒーレント光を出射する光源は、例えば、ASE (Amplified Spontaneous Emission) 光源や、超短パルスレーザー光を非線形媒質に照射させて広帯域光を得るスーパーコンティニウム光源等であっても良い。

【0034】

光源 12 から出射された低コヒーレント光 L は、光ファイバ 24 によって 2 対 2 の光カプラ 13 に導かれ、この光カプラ 13 によって、被検体 S に照射される計測光 L1 と、その被検体 S から戻ってくる光と干渉させる参照光 L2 とに分割される。

【0035】

計測光 L1 は、光ファイバ 24 によってロータリーカプラ 14 を介して OCT 用光プローブ 100 に導かれる。

【0036】

ここで、OCT 用光プローブ 100 は、体腔内の被検体 S に向けて計測光 L1 を出射するために、内視鏡 51 と共に体腔内に挿入される。

【0037】

図 2 は、図 1 の内視鏡 51 と OCT 用光プローブ 100 とを示す模式図である。

【0038】

この内視鏡 51 はチューブ形状を有しており、使用時には体腔内に挿入される。また、この内視鏡 51 は、体腔内に挿入した内視鏡 51 で手術箇所を体外から観察しながら手術を行ういわゆる内視鏡手術にも用いられるものであり、内視鏡 51 には、その内視鏡手術の際に手術用の器具を体腔内に挿入するための挿入孔 51a と内視鏡 51 の先端周辺を照らすライト 51b と体腔内を観察するための光を捉える内視鏡レンズ 51c とが備えられている。

【0039】

図 1 に示す内視鏡観察装置 50 では、この内視鏡レンズ 51c で捉えられた光が、不図示の光ファイバによって図 1 の内視鏡画像取得部 52 に伝えられ、その伝えられた光に基づく体腔内の画像がこの内視鏡画像取得部 52 において取得される。そして、その体腔内の画像が、内視鏡画像表示部 53 で表示される。

【0040】

本実施形態では、OCT用光プローブ100が内視鏡51の挿入孔51aに挿入される。そして、断層画像の取得時には、不図示の操作部に対する操作によって、まず、内視鏡51の先端が、断層画像の取得対象の被検体Sの近くまで運ばれる。そして、内視鏡観察装置50による観察の下で、内視鏡51の挿入孔51aからOCT用光プローブ100が突き出されて先端部が被検体Sに押し付けられる。

【0041】

後述するようにOCT用光プローブ100は、透明なチューブの内部に光ファイバがこのチューブに沿って先端部分まで延びておりこの光ファイバによって上記の計測光L1が先端部分まで導かれる。そして、この導かれた計測光L1が、透明なチューブの壁越しに被検体Sに向けて出射される。この計測光L1は、被検体S内部に有る程度の深さまで透過し、その透過の過程で、被検体S内部の各所で反射される。これら各所で反射された反射光L1'の一部は、OCT用光プローブ100の先端部分に向かって戻り、OCT用光プローブ100内部の光ファイバによって体腔外に導かれる。

10

【0042】

このOCT用光プローブ100の詳細については後述する。

【0043】

OCT用光プローブ100内の光ファイバを通して体腔外に導かれた反射光L1'は、図1のロータリーカプラ14および光ファイバ24を介して光カプラ13にまで導かれる。

【0044】

20

一方、この光カプラ13において分割された参照光L2は、光ファイバ24によってコリメータレンズ18の直前まで導かれ、光ファイバ24から拡散状に出射された後にこのコリメータレンズ18によって平行光にされて参照ミラー19で反射される。反射された参照光L2は、コリメータレンズ18によって集光されて光ファイバ24に戻され、その光ファイバ24によって光カプラ13にまで導かれる。

【0045】

ここで、本実施形態では、参照ミラー19は可動ステージ20に設置されており、アクチュエータ21によって参照光L2の光軸方向D1に移動可能となっている。

【0046】

30

本実施形態では、この参照ミラー19の位置は、光カプラ13を出た計測光L1がOCT用光プローブ100を介して被検体Sに照射されその被検体Sの表面で反射されて反射光となって光カプラ13まで戻ってくるまでの光路長と、光カプラ13を出た参照光L2が参照ミラー19で反射されて再び光カプラ13まで戻ってくるまでの光路長とが等しくなるように調節される。なお、断層画像取得時にはOCT用光プローブ100が被検体Sに押し付けられることから、被検体Sの表面は、このOCT用光プローブ100の外壁面にほぼ等しくなる。参照ミラー19は、このように位置が調節されると断層画像取得時にはこの調節された位置に固定される。

【0047】

40

断層画像取得時に上述した光路を経て光カプラ13に戻ってきた反射光L1'と参照光L2とは、光カプラ13において合波される。そして、この光カプラ13において、両者が互いに干渉することで干渉光L3が生成される。

【0048】

ここで、この干渉光L3は、被検体Sのいろいろな深さで反射されたいろいろな計測光L1それぞれと参照光L2との干渉によって生じる、各深さに対応した各干渉光が足しあわされたものとなっている。また、上述したように計測光L1や参照光L2の基となった光源12からの低コヒーレント光Lが、赤外域で所定の帯域幅を有していることから、干渉光L3は、この帯域幅内の様々な波長の光についての干渉光が足しあわされたものとなっている。被検体S表面からの深さを「r」、深さの関数としての干渉光の強度を「E(r)」、帯域幅内の波長の逆数である波数を「k」、波数の関数としての干渉光の強度を「I(k)」とすると、波数の関数としての干渉光の強度「I(k)」と深さの関数と

50

しての干渉光の強度「 $E(r)$ 」とは、次のようなフーリエ変換の式によって結び付けられることが知られている。

【 0 0 4 9 】

【 数 1 】

$$I(k) = \int_0^{\infty} E(r) \cdot [1 + \cos(kr)] \cdot dr \quad \dots\dots (1)$$

【 0 0 5 0 】

10

この(1)式では、波数の関数としての干渉光の強度「 $I(k)$ 」が、深さの関数としての干渉光の強度「 $E(r)$ 」のフーリエ変換となっている。

【 0 0 5 1 】

本実施形態の光断層画像取得装置1で採用されているSD-OCTは、上記の干渉光L3におけるこのような関係を利用したものであり、まず、干渉光L3を各波長の光に分光し、それら各波長の光の強度を計測することで(1)式における波数の関数としての干渉光の強度「 $I(k)$ 」、即ち干渉光L3のスペクトル分布が求められる。その後、上記の(1)式を使った逆フーリエ変換によって、深さの関数としての干渉光の強度「 $E(r)$ 」が求められる。この深さの関数としての干渉光の強度「 $E(r)$ 」は、そのまま、被検体Sにおける深さ方向における反射情報を表わしているので、この干渉光の強度「 $E(r)$ 」を画像化することで被検体Sの断層画像が得られる。

20

【 0 0 5 2 】

本実施形態の光断層画像取得装置1では、干渉光検出部150において上記の(1)式における波数の関数としての干渉光の強度「 $I(k)$ 」、即ち干渉光L3のスペクトル分布が検出される。

【 0 0 5 3 】

この干渉光検出部150は、コリメータレンズ151と、回折格子152と、集光レンズ153と、光検出部154とからなる。光ファイバ24によって光カプラ13から導かれてきた干渉光L3は、この光ファイバ24の先端から拡散状態で出た後、コリメータレンズ151によって平行光にされて回折格子152に照射される。回折格子152に照射された干渉光L3は、この回折格子152によって分光された後、集光レンズ153によって集光されて光検出部154に照射される。光検出部154は、複数の光センサが一次元に配列されたCCD(Charge Coupled Device)であり、回折格子152で分光されて生じる各波長(各波数)の光が集光レンズ153を経て各光センサに照射されるように構成されている。そして、各光センサによって各波数の光の強度が検出されることによって、波数の関数としての干渉光の強度「 $I(k)$ 」、即ち干渉光L3のスペクトル分布が得られる。

30

【 0 0 5 4 】

尚、本実施形態では、スペクトル分布を得るための光検出部の一例として、複数の光センサが一次元に配列された光検出部154を例示したが、本発明はこれに限るものではなく、この光検出部は、例えば、上述した1次元のCCDの他に、2次元に光センサが配列されたものや、フォトダイオードが配列されたもの等であっても良い。

40

【 0 0 5 5 】

このスペクトル分布は断層画像生成部22に渡され、この断層画像生成部22において、そのスペクトル分布に(1)式を使った逆フーリエ変換が施されて深さの関数としての干渉光の強度「 $E(r)$ 」が算出される。

【 0 0 5 6 】

ここで、この深さの関数としての干渉光の強度「 $E(r)$ 」に基づいて得られる断層画像は、計測光L1の出射方向に沿った1次元的なものである。そこで、本実施形態の光断層画像取得装置1では、断層画像取得時には、OCT用光プローブ100において計測光

50

L 1 の出射等を行う後述の光学素子が、図 2 に示すように矢印 D 2 の方向に回転されて、様々な出射方向に計測光 L 1 が出射され、それら各出射方向の計測光 L 1 それぞれについて上述した一連の処理が行われ断層画像が取得される。

【 0 0 5 7 】

図 1 に示す回転駆動部 1 7 は、ユーザ操作を受けて、OCT 用光プローブ 1 0 0 内の光学素子を、ロータリーカプラ 1 4 を介して回転駆動するものである。また、このとき、光学素子をどの方向にどれだけ回転させたか、即ち、どの出射方向に計測光 L 1 が出射されたかという回転情報が断層画像生成部 2 2 に送られる。

【 0 0 5 8 】

断層画像生成部 2 2 では、計測光 L 1 の各出射方向について得られた 1 次元的な断層画像を組み合わせることで 2 次元的な断層画像を作成して断層画像表示部 2 3 に送る。そして、断層画像表示部 2 3 が、その送られてきた 2 次元的な断層画像を所定のモニタに表示する。

10

【 0 0 5 9 】

また、以上に説明した断層画像の取得の際には、上述したように、OCT 用光プローブ 1 0 0 や被検体 S の周辺の体腔内の画像が、内視鏡観察装置 5 0 によって所定のモニタに表示される。本実施形態の光断層画像取得装置 1 によれば、ユーザは、OCT 用光プローブ 1 0 0 の被検体 S までの移動等をこの体腔内の画像を見ながら行うことができる。

【 0 0 6 0 】

次に、OCT 用光プローブ 1 0 0 の詳細について説明する。

20

【 0 0 6 1 】

図 3 は、OCT 用光プローブ 1 0 0 の拡大断面図である。

【 0 0 6 2 】

この図 3 のパート (a) には、本実施形態における OCT 用光プローブ 1 0 0 の先端部における拡大断面図が示されており、パート (b) には、この OCT 用光プローブ 1 0 0 とは光学素子が異なる別例の OCT 用光プローブ 1 0 0 ' の先端部における拡大断面図が示されている。

【 0 0 6 3 】

パート (a) に示す OCT 用光プローブ 1 0 0 は、透明チューブ 1 0 1、プリズム 1 0 2、グリーンレンズ 1 0 3、光学素子保持筒 1 0 4、光ファイバ 1 0 5、光ファイバ保持筒 1 0 6、中継筒 1 0 7、駆動力伝達用コイルバネ 1 0 8、およびキャップ 1 0 9 を備えている。ここで、透明チューブ 1 0 1、光学素子保持筒 1 0 4、および光ファイバ 1 0 5 は、それぞれ本発明にいうチューブ、素子保持体、および導光部材の各一例に相当する。また、プリズム 1 0 2 とグリーンレンズ 1 0 3 とを合わせたものが本発明にいう光学素子の一例に相当する。

30

【 0 0 6 4 】

プリズム 1 0 2 はグリーンレンズ 1 0 3 に一体的に固定されており、グリーンレンズ 1 0 3 が光学素子保持筒 1 0 4 の先端に嵌め込まれている。また、この光学素子保持筒 1 0 4 は、透明チューブ 1 0 1 に、この透明チューブ 1 0 1 の軸回りに回転自在に収納されている。光学素子保持筒 1 0 4 の中には、透明チューブ 1 0 1 内をこの透明チューブ 1 0 1 に添って延びる光ファイバ 1 0 5 の被覆 1 0 5 a を除かれた先端部分が、グリーンレンズ 1 0 3 から所定距離だけ離れた所に位置するように配設されている。この光ファイバ 1 0 5 の先端部分は、光学素子保持筒 1 0 4 に嵌入された光ファイバ保持筒 1 0 6 によって光学素子保持筒 1 0 4 に固定されている。また、光ファイバ 1 0 5 は光ファイバ保持筒 1 0 6 に接着剤 1 0 6 a によって接着固定されている。

40

【 0 0 6 5 】

さらに、光学素子保持筒 1 0 4 は、中継筒 1 0 7 の先端に嵌め込まれている。この中継筒 1 0 7 は、光学素子保持筒 1 0 4 と同様に、透明チューブ 1 0 1 の軸回りに回転自在にこの透明チューブ 1 0 1 に収納されている。さらに、この中継筒 1 0 7 の中を通して、被覆された光ファイバ 1 0 5 が伸びており、その末端は図 1 のロータリーカプラ 1 4 に接続

50

されている。さらに、中継筒 107 の、光学素子保持筒 104 が嵌め込まれている先端とは反対側の後端には駆動力伝達用コイルバネ 108 の先端が嵌め込まれている。この駆動力伝達用コイルバネ 108 は、光ファイバ 105 と共に透明チューブ 101 内を伸びており、その末端は図 1 のロータリーカプラ 14 に繋がっている。また、透明チューブ 101 の先端には、この OCT 用光プローブ 100 を体腔内に挿入し易くなるように先端が丸められたキャップ 109 が嵌め込まれている。

【0066】

光ファイバ 105 によって導かれてきた計測光 L1 は、グリーンレンズ 103 を通ってプリズム 102 に入射され、そのプリズム 102 の反射面で反射されて、透明チューブ 101 の壁越しに被検体 S に向けて出射される。また、被検体 S で反射されて戻ってきた反射光 L1' は、透明チューブ 101 の壁越しにプリズム 102 に入射され、そのプリズム 102 の反射面で反射されて、グリーンレンズ 103 を通って光ファイバ 105 の先端に入射される。そして、この反射光 L1' が、光ファイバ 105 を介して、図 1 の光カプラ 13 まで導かれることとなる。

【0067】

また、図 1 の回転駆動部 17 がロータリーカプラ 14 を回転駆動すると、その駆動力が、OCT 用光プローブ 100 における透明チューブ 101 の軸回りの回転駆動力として、駆動力伝達用コイルバネ 108 を介して中継筒 107 に伝わる。このとき、中継筒 107 と光学素子保持筒 104 とグリーンレンズ 103 とプリズム 102 とが互いに結合されているので、中継筒 107 に伝えられた回転駆動力によって、これらの部品が一体的に透明チューブ 101 の軸回りに回転され、計測光 L1 の出射方向が透明チューブ 101 の軸回りに変わることとなる。本実施形態では、上述したように回転駆動部 17 に対するユーザ操作によって計測光 L1 の出射方向が変えられることで、被検体 S に対して計測光 L1 が複数方向に出射されて各出射方向についての 1 次元的な断層画像が取得される。そして、これらの 1 次元的な断層画像が組み合わされて被検体 S の 2 次元的な断層画像が作成される。

【0068】

パート (b) に示す別例の OCT 用光プローブ 100' は、上記のプリズム 102 とグリーンレンズ 103 との組に替えて半球レンズ 110 を備えていることを除けば、パート (a) に示す OCT 用光プローブ 100 と同じ構造を有している。そこで、このパート (b) では、パート (a) と同じ構成要素についてはパート (a) と同じ符号を付して示し、以下では重複説明を省略する。

【0069】

パート (a) に示す OCT 用光プローブ 100 とパート (b) に示す別例の OCT 用光プローブ 100' とでは、計測光 L1 を出射する光学素子が違うために、計測光 L1 の進行経路が若干異なったものとなっている。

【0070】

図 4 は、図 3 に示す OCT 用光プローブにおける計測光 L1 の進行経路を示す模式図である。

【0071】

この図 4 のパート (a) には、図 3 のパート (a) に示す OCT 用光プローブ 100 における計測光 L1 の進行経路が示されており、図 4 のパート (b) には、図 3 のパート (b) に示す別例の OCT 用光プローブ 100' における計測光 L1 の進行経路が示されている。

【0072】

本実施形態の OCT 用光プローブ 100 では、図 4 のパート (a) に示すように、光ファイバ 105 の先端を出た拡散された計測光 L1 は、グリーンレンズ 103 によって集光され、その集光状態を維持したままプリズム 102 内を進み、透明チューブ 101 に接している被検体 S の表面上に、この透明チューブ 101 の壁越しに焦点を結ぶこととなる。また、計測光 L1 がプリズム 102 の反射面で反射される際には、その計測光 L1 の一部が

背面側に漏れて漏れ光 L 1 " となる。さらに、被検体 S から戻ってくる反射光 L 1 ' は、この逆の経路を通り、グリーンレンズ 1 0 3 によって集光されて光ファイバ 1 0 5 の先端に入射されることとなる。ここで、上記の漏れ光 L 1 " は、後述する第 2 実施形態において利用されるものであるので、第 2 実施形態を説明する際に説明する。

【 0 0 7 3 】

別例の O C T 用光プローブ 1 0 0 ' では、図 4 のパート (b) に示すように、光ファイバ 1 0 5 の先端を出て半球レンズ 1 1 0 内を拡散状態で進む計測光 L 1 は、この半球レンズ 1 1 0 を出るときに集光され被検体 S の表面上に焦点を結ぶこととなる。また、この別例においても、計測光 L 1 が半球レンズ 1 1 0 の反射面で反射される際には、その計測光 L 1 の一部が背面側に漏れて漏れ光 L 1 " となる。さらに、被検体 S から戻ってくる反射光 L 1 ' は、この逆の経路を通り、半球レンズ 1 1 0 に入射する際に集光作用を受け、半球レンズ 1 1 0 内を集光されつつ進行して光ファイバ 1 0 5 の先端に入射されることとなる。

10

【 0 0 7 4 】

ここで、以上に説明した断層画像の取得時に、所望の断層画像を得るためには、計測光 L 1 の出射方向を確実に把握できることが望ましい。しかし、断層画像取得時にはこの O C T 用光プローブ 1 0 0 が被検体 S に押し付けられた状態で使用されること等から、この O C T 用光プローブ 1 0 0 における、計測光 L 1 が出射される正面側が、O C T 用光プローブ 1 0 0 自体によって隠されていることが多く、内視鏡観察装置 5 0 で得られる体腔内の画像を介してユーザが計測光 L 1 の出射方向を直接的に把握することが困難となっている。そこで、本実施形態では、O C T 用光プローブ 1 0 0 に、この計測光 L 1 の出射方向を把握するための次のような工夫が施されている。

20

【 0 0 7 5 】

本実施形態では、光学素子保持筒 1 0 4 の外壁面における、プリズム 1 0 2 からの計測光 L 1 が出射される正面側に対する背面側の第 1 マーキング箇所 M 1 に後述の第 1 マークが付されている。さらに、透明チューブ 1 0 1 の外壁面における、計測光 L 1 の出射方向が透明チューブ 1 0 1 の軸回りに変えられたときにこの計測光 L 1 によって横切られる第 2 マーキング箇所 M 2 に後述の第 2 マークが付されている。

【 0 0 7 6 】

以下、これら第 1 マーク及び第 2 マークについて説明する。

30

【 0 0 7 7 】

尚、これらのマークは、図 3 のパート (a) に示す O C T 用光プローブ 1 0 0 とパート (b) に示す別例の O C T 用光プローブ 1 0 0 ' とで共通であるので、以下では、パート (a) に示す O C T 用光プローブ 1 0 0 を代表的に示して説明する。

【 0 0 7 8 】

図 5 は、第 1 マーク及び第 2 マークを示す図である。

【 0 0 7 9 】

この図 5 のパート (a) には、第 1 マーク 1 0 4 a 及び第 2 マーク 1 0 1 a が示されており、パート (b) には、別例の第 1 マーク 1 0 4 a ' 及び第 2 マーク 1 0 1 a が示されている。

40

【 0 0 8 0 】

図 5 のパート (a) に示す第 1 マーク 1 0 4 a は十字形状のマークであり、図 5 のパート (b) に示す別例の第 1 マーク 1 0 4 a ' は二重丸形状のマークであるが、いずれのマークも、そのマークのおおよその中心が視覚的に把握できるマークとなっている。また、この第 1 マーク 1 0 4 a , 1 0 4 a ' は、上述したように光学素子保持筒 1 0 4 の外壁面における、プリズム 1 0 2 からの計測光 L 1 の出射方向に対応した正面側に対する背面側に付されているが、第 1 マーク 1 0 4 a , 1 0 4 a ' の中心は、この外壁面における、計測光 L 1 の焦点の直上の点を通る光学素子保持筒 1 0 4 の中心軸に沿った直線上に配置されている。ここで、この第 1 マーク 1 0 4 a , 1 0 4 a ' が、本発明にいうマークの一例に相当する。

50

【 0 0 8 1 】

一方、第 2 マーク 1 0 1 a は、透明チューブ 1 0 1 に沿って延びる直線形状のマークである。そして、この第 2 マーク 1 0 1 a は、上述したように透明チューブ 1 0 1 の外壁面における、計測光 L 1 の出射方向が透明チューブ 1 0 1 の軸回りに変えられたときにこの計測光 L 1 によって横切られる位置に付されている。ここで、この第 2 マーク 1 0 1 a が、本発明にいう遮光マークの一例に相当する。

【 0 0 8 2 】

ユーザは、図 1 に示す内視鏡観察装置 5 0 で得られる体腔内の画像を介して透明チューブ 1 0 1 の壁越しにこの第 1 マーク 1 0 4 a , 1 0 4 a ' を見ることができる。この第 1 マーク 1 0 4 a , 1 0 4 a ' は、光学素子保持筒 1 0 4 に付されているので、計測光 L 1 の出射方向を変えるために光学素子保持筒 1 0 4 が透明チューブ 1 0 1 の軸回りに回転されると、この光学素子保持筒 1 0 4 の動きにつれて図中の矢印 D 3 方向に移動する。このとき、この第 1 マーク 1 0 4 a , 1 0 4 a ' の中心の直下を通る、透明チューブ 1 0 1 に沿った直線上に計測光 L 1 の照射箇所があるので、ユーザは、この第 1 マーク 1 0 4 a , 1 0 4 a ' を見ることによって計測光 L 1 の出射方向を確実に把握することができる。

【 0 0 8 3 】

一方、第 2 マーク 1 0 1 a は、透明チューブ 1 0 1 に付されているので、計測光 L 1 の出射方向の変化に対して不動である。本実施形態では、断層画像取得時には、まず、初期動作として計測光 L 1 の出射方向が、透明チューブ 1 0 1 の軸回りに一回転変更される。すると、計測光 L 1 がこの不動の第 2 マーク 1 0 1 a を横切るときに、プリズム 1 0 2 に戻ってくる反射光 L 1 ' の強度が変化する。本実施形態では、この変化が検出されて、この変化が現れたときの出射方向が基準方向に設定される。そして、被検体 S に向けて計測光 L 1 が出射されるときの出射方向と基準方向との間の角度差が、計測光 L 1 の出射方向を表わす推定値として所定のモニタに数値表示される。

【 0 0 8 4 】

このように、本実施形態では、ユーザは、図 1 に示す内視鏡観察装置 5 0 で得られる体腔内の画像を介して第 1 マーク 1 0 4 a , 1 0 4 a ' を見ることによって計測光 L 1 の出射方向を確実に把握することができると共に、計測光 L 1 の出射方向を表わす推定値を把握することもできる。

【 0 0 8 5 】

次に、本発明の第 2 実施形態について説明する。

【 0 0 8 6 】

尚、この第 2 実施形態は、OCT 用光プローブが、上述した第 1 実施形態における OCT 用光プローブ 1 0 0 と部分的に異なっている点を除けば、第 1 実施形態と同等な構成を有している。そこで、以下では、この相違点に注目して説明を行い重複説明を省略する。

【 0 0 8 7 】

図 6 は、第 2 実施形態における OCT 用光プローブ 2 0 0 の拡大断面図である。

【 0 0 8 8 】

この図 6 のパート (a) には、本実施形態における OCT 用光プローブ 2 0 0 の先端部における拡大断面図が示されており、パート (b) には、この OCT 用光プローブ 2 0 0 とは光学素子が異なる別例の OCT 用光プローブ 2 0 0 ' の先端部における拡大断面図が示されている。尚、この図 6 では、第 1 実施形態における OCT 用光プローブ 1 0 0 , 1 0 0 ' を示す図 3 の構成要素と同じ構成要素については図 3 と同じ符号が付されている。

【 0 0 8 9 】

第 2 実施形態における OCT 用光プローブ 2 0 0 , 2 0 0 ' は、光学素子保持筒 1 0 4 に、第 1 実施形態における OCT 用光プローブ 1 0 0 , 1 0 0 ' で光学素子保持筒 1 0 4 に付されていた第 1 マーク 1 0 4 a , 1 0 4 a ' が付されておらず、透明チューブ 1 0 1 の壁の、図 4 に示すプリズム 1 0 2 や半球レンズ 1 1 0 からの漏れ光 L 1 " が当たる可能性のある所定範囲 M 3 に、赤外光が当たるとその赤外光が当たった位置が発光する後述の発光部が設けられている。

10

20

30

40

50

【0090】

ここで、図4に示すプリズム102や半球レンズ110には、計測光L1は、プリズム102や半球レンズ110の反射面に対してその計測光L1の大部分の入射角が全反射角よりも小さくなるように入射される。しかし、上述したように計測光L1がプリズム102内を集光されつつ進んだり、半球レンズ110内を拡散されつつ進んだりすることから、計測光L1の一部については入射角が全反射角を超えてしまう。そして、この全反射角を超えて反射面に入射された計測光L1が漏れ光L'となる。本実施形態では、この漏れ光L'が当たる可能性のある所定範囲M3に、後述の発光部が設けられているのである。

【0091】

本実施形態では、この所定範囲M3として、計測光L1が出射される正面側が想定されている。このため、ユーザは、図1に示す内視鏡観察装置50で得られる体腔内の画像を介して、この所定範囲M3に設けられた発光部を、その正面側に対する背面側から透明チューブ101の壁越しに見ることができる。

10

【0092】

この図6のパート(a)に示すOCT用光プローブ200は、上記の図(3)のパート(a)に示す第1実施形態のOCT用光プローブ100から第1マーク104aが除かれ発光部が設けられた構造となっており、図6のパート(b)に示すOCT用光プローブ200'は、上記の図(3)のパート(b)に示す第1実施形態のOCT用光プローブ100'から第1マーク104aが除かれ発光部が設けられた構造となっている。

【0093】

以下、図6のパート(a)に示すOCT用光プローブ200を代表的に示して上記の発光部について説明する。

20

【0094】

図7は、発光部を示す図である。

【0095】

この図7のパート(a)には、発光部201が示されており、パート(b)には、別例の発光部201'が示されている。

【0096】

図7のパート(a)に示す発光部201は、図6に示す所定範囲M3に属する透明チューブ101の内壁面に、赤外光を受けると可視光を発する細かい粉末状のET(Electron Trapping)剤を含有する発光塗料(例えば、米国LUMITEX社のセンサー等で使用されているフォスファー)が塗布されることで形成されたものである。また、図7のパート(b)に示す発光部201'は、図6に示す所定範囲M3に属する透明チューブ101の壁面中に上記のET剤を含有させることで形成されたものである。これらの発光部201、201'が、本発明にいう発光部の一例に相当する。

30

【0097】

いずれの例でも、プリズム102から計測光L1が出射されるときには、漏れ光L'が当たって、その当たった箇所が局所的に発光することとなる。ここで、漏れ光L'は計測光L1の焦点から透明チューブ101に沿って先端方向に延びる直線に向かって進む。このため、計測光L1の焦点、即ち、被検体Sにおける計測光L1の照射箇所と発光部における発光箇所は、透明チューブ101に沿う直線上に並ぶこととなる。さらに、計測光L1の出射方向を変えるために光学素子保持筒104が透明チューブ101の軸回りに回転されると、その動きにつれて発光箇所は図中の矢印D4方向に移動する。つまり、ユーザは、この発光箇所を見ることで計測光L1の出射方向を確実に把握することができる。また、この発光部が発光しているということは、とりもなおさず計測光L1が出射されていることを示しているので、ユーザは、この発光箇所を見ることで、計測光L1が被検体Sに出射されていることを確認することもできる。また、本実施形態でも、上記の第1実施形態と同様に透明チューブ101の外壁面に第2マーク101aが付されているので、ユーザは、この第2マーク101aを使った第1実施形態と同様の処理によって計測光L1の出射方向を数値的に把握することができる。

40

50

【 0 0 9 8 】

以上、説明したように、この第 2 実施形態によれば、第 1 実施形態と同様に、ユーザは、計測光 L 1 の出射方向の確実な把握や、計測光 L 1 の出射方向を表わす推定値の把握ができると共に、計測光 L 1 が被検体 S に出射されていることを確認することもできる。

【 0 0 9 9 】

尚、上記では、本発明の光断層画像取得装置の一実施形態として、S D - O C T を利用した光断層画像取得装置 1 0 を例示したが、本発明はこれに限るものではなく、本発明の光断層画像取得装置は、例えば、参照光の光路長を、被検体の深さに対応して変化させて、この参照光の光路長の変化、つまり被検体の深さに対する干渉光の強度変化を計測し、その強度変化を画像化することで被検体内部の断層画像を得る T D - O C T を利用したもの等であっても良い。

10

【 0 1 0 0 】

また、上記では、本発明の光プローブの一実施形態として、光学素子を保持する光学素子保持筒にマークが付された O C T 用光プローブ 1 0 0 , 1 0 0 ' と、透明チューブの壁における漏れ光が当たる位置に発光部が設けられた O C T 用光プローブ 2 0 0 , 2 0 0 ' とを例示したが、本発明はこれに限るものではなく、本発明の光プローブは、例えば、マークが付された光学素子保持筒と発光部との両方を備えたもの等であっても良い。

【 0 1 0 1 】

また、上記では、本発明にいうマークの一例として、十字形状のマークと二重丸形状のマークとを例示したが、本発明はこれに限るものではなく、本発明にいうマークは、例えば x 形状のマーク等であっても良い。

20

【 0 1 0 2 】

また、上記では、本発明にいう発光部の一例として、透明チューブの内壁面に発光塗料が塗布されてなる発光部 2 0 1 や、透明チューブの壁面中に E T 剤が含有されてなる発光部 2 0 1 ' を例示したが、本発明はこれに限るものではなく、本発明の発光部は、例えば、透明チューブの内壁面に、発光塗料が塗布されたシールが貼付されてなるもの等であっても良い。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 0 3 】

【 図 1 】 本発明の第 1 実施形態を示す図である。

30

【 図 2 】 図 1 の内視鏡 5 1 と O C T 用光プローブ 1 0 0 とを示す模式図である。

【 図 3 】 O C T 用光プローブ 1 0 0 の拡大断面図である。

【 図 4 】 図 3 に示す O C T 用光プローブにおける計測光 L 1 の進行経路を示す模式図である。

【 図 5 】 第 1 マーク及び第 2 マークを示す図である。

【 図 6 】 第 2 実施形態における O C T 用光プローブ 2 0 0 の拡大断面図である。

【 図 7 】 発光部を示す図である。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 4 】

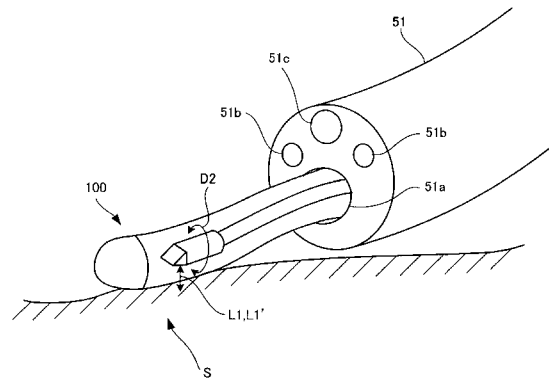
- 1 光断層画像取得システム
- 1 0 光断層画像取得装置
- 1 2 光源
- 1 3 光カブラ
- 1 4 ロータリーカブラ
- 1 8 コリメータレンズ
- 1 9 参照ミラー
- 2 0 可動ステージ
- 2 1 アクチュエータ
- 2 2 断層画像生成部
- 2 3 断層画像表示部

40

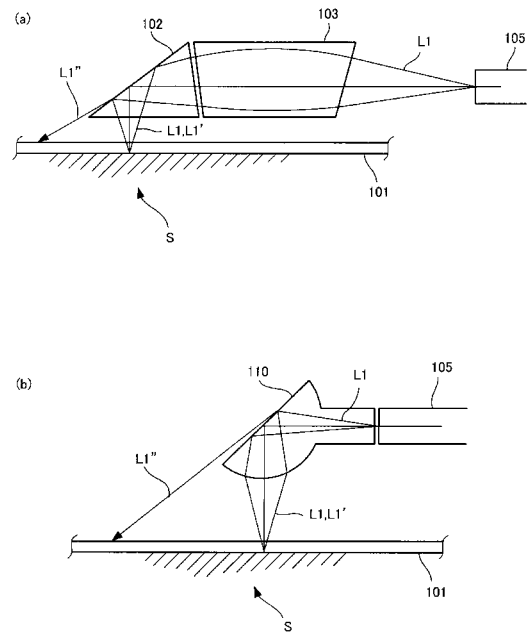
50

2 4	光ファイバ	
5 0	内視鏡観察装置	
5 1	内視鏡	
5 1 a	挿入孔	
5 1 b	ライト	
5 1 c	内視鏡レンズ	
5 2	内視鏡画像取得部	
5 3	内視鏡画像表示部	
1 0 0 , 1 0 0 ' , 2 0 0 , 2 0 0 '	OCT用光プローブ	
1 0 1	透明チューブ	10
1 0 1 a	第2マーク	
1 0 2	プリズム	
1 0 3	グリーンレンズ	
1 0 4	光学素子保持筒	
1 0 4 a , 1 0 4 a '	第1マーク	
1 0 5	光ファイバ	
1 0 5 a	被覆	
1 0 6	光ファイバ保持筒	
1 0 6 a	接着剤	
1 0 7	中継筒	20
1 0 8	駆動力伝達用コイルバネ	
1 0 9	キャップ	
1 1 0	半球レンズ	
1 5 0	干渉光検出部	
1 5 1	コリメータレンズ	
1 5 2	回折格子	
1 5 3	集光レンズ	
1 5 4	光検出部	
2 0 1 , 2 0 1 '	発光部	

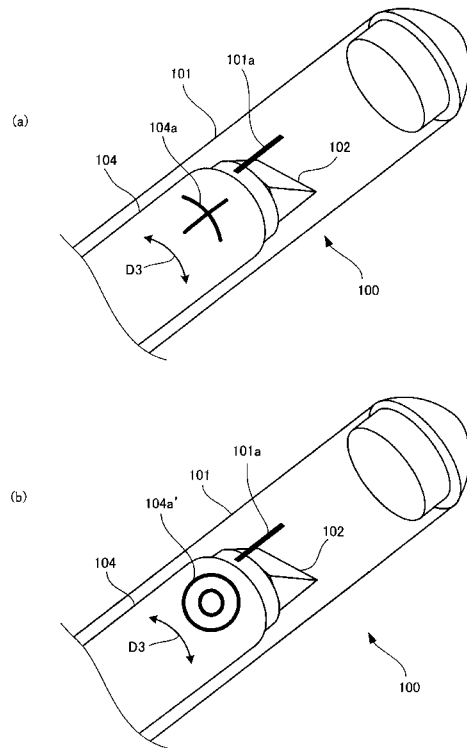
【 図 2 】



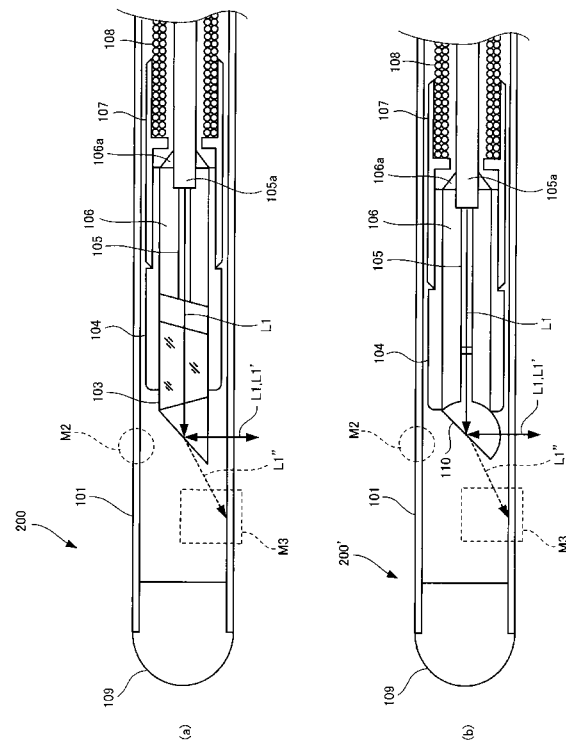
【 図 4 】



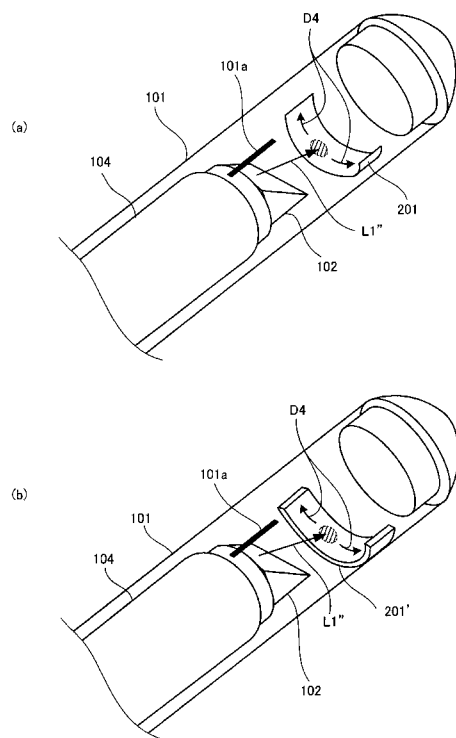
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 中林 耕基

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

F ターム(参考) 2F064 AA09 FF03 GG02 GG12 GG13 GG24 GG44 GG52 HH03 HH08
JJ15
2F065 AA52 BB05 CC16 FF52 GG07 JJ03 JJ26 LL00 LL02 LL04
LL10 LL12 LL46 PP21 QQ16
2G059 AA05 BB12 CC16 EE02 FF01 FF02 GG01 JJ12 PP04
4C061 BB08 HH54 QQ03 QQ08 RR17

专利名称(译)	光学探针和光学断层图像采集装置		
公开(公告)号	JP2008200283A	公开(公告)日	2008-09-04
申请号	JP2007039879	申请日	2007-02-20
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士公司		
[标]发明人	中林耕基		
发明人	中林 耕基		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/17 A61B10/00 G01B9/02 G01B11/24		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01N21/17.620 A61B10/00.E G01B9/02 G01B11/24.D A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.715 A61B1/00.730 A61B1/002 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2F064/AA09 2F064/FF03 2F064/GG02 2F064/GG12 2F064/GG13 2F064/GG24 2F064/GG44 2F064/GG52 2F064/HH03 2F064/HH08 2F064/JJ15 2F065/AA52 2F065/BB05 2F065/CC16 2F065/FF52 2F065/GG07 2F065/JJ03 2F065/JJ26 2F065/LL00 2F065/LL02 2F065/LL04 2F065/LL10 2F065/LL12 2F065/LL46 2F065/PP21 2F065/QQ16 2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/FF01 2G059/FF02 2G059/GG01 2G059/JJ12 2G059/PP04 4C061/BB08 4C061/HH54 4C061/QQ03 4C061/QQ08 4C061/RR17 4C161/BB08 4C161/HH54 4C161/QQ03 4C161/QQ08 4C161/RR17		
代理人(译)	山田正树		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够可靠地掌握测量光的发射方向的光学探头，以及使用该光学探头来获取被检体的断层图像的光学断层图像获取装置。 解决方案：由光纤105在透明管101中引导的测量光L1的传播方向更改为朝向透明管101壁的方向，并通过该壁发射到对象，然后从对象返回。入射的测量光L1返回到光纤105，由棱镜102和透镜103构成的光学元件，并且该光学元件被保持在透明管101中，并且可以与该光学元件一起绕透明管101的轴线旋转。光学元件保持筒103在相对于前侧的背面上设置有用于发射测量光L1的标记。[选择图]图3

