

(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2010-200820

(P2010-200820A)

(43) 公開日 平成22年9月16日(2010.9.16)

(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 0 0 D	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 3 0	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 C	
G 0 1 N 21/27 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	
審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 24 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2009-46727 (P2009-46727)
 (22) 出願日 平成21年2月27日 (2009. 2. 27)

(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
 (74) 代理人 100083116
 弁理士 松浦 憲三
 (72) 発明者 寺村 友一
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 2G059 AA05 AA06 BB12 CC16 EE02
 EE09 EE11 FF02 GG01 HH01
 HH02 JJ11 JJ15 JJ17 JJ22
 KK01 KK04
 2H040 CA11 CA12 CA22 DA12 GA02
 4C061 BB01 BB08 CC04 FF40 GG01
 HH51 LL10 NN01 PP11 QQ02
 QQ03 UU05 WW04

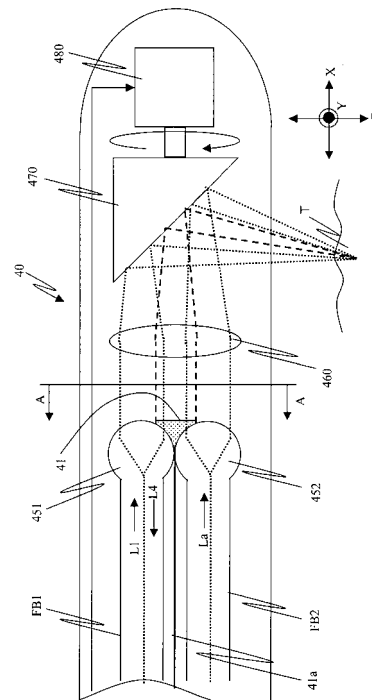
(54) 【発明の名称】 光立体構造像装置及びその光信号処理方法

(57) 【要約】

【課題】測定光を走査して測定対象に照射し測定対象からの光を入射する光学系を大型化することなく、測定光とは異なる波長帯域の光による画像情報を高解像度で取得し、かつ該画像情報を測定対象の光立体構造像の表面情報に高精度にて対応させる。

【解決手段】ファイバFB1から出射して測定対象に照射された測定光L1は、測定対象T内で反射、後方散乱され、その一部が集光レンズ460、およびコリメートレンズ451で集められ、ファイバFB1に入射する。ファイバFB2から出射して測定対象Tに照射された可視光Laは、測定対象T内で反射、後方散乱され、その一部は、集光レンズ460とコリメートレンズ452で集められ、PDユニット41にて受光される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の波長帯域の光を発する第 1 波長域光源と、
前記第 1 の波長帯域の光を測定光と参照光に分離する光分離手段と、
前記測定光を導波する導波手段と、
前記導波手段を導波した前記測定光を測定対象に照射する照射手段と、
前記測定対象上の点からの前記測定光に基づく光を前記導波手段に集光する第 1 の集光手段と、
前記導波手段を導波した前記測定対象上の前記点からの前記測定光に基づく光と前記参照光との干渉情報を検出する干渉情報検出手段と、
前記測定対象上の前記点からの前記第 1 の波長帯域とは異なる第 2 の波長帯域の光を集光する第 2 の集光手段と、
前記第 2 の集光手段が集光した前記第 2 の波長帯域の光を光電変換する光電変換手段と、
前記光電変換手段からの電気信号に基づき受光情報を取得する受光情報取得手段と、
前記第 1 の集光手段及び前記第 2 の集光手段により集光する前記測定対象上の前記点を走査する走査手段と、
を備えたことを特徴とする光立体構造像装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 の集光手段及び前記第 2 の集光手段は、一体的に構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の光立体構造像装置。

20

【請求項 3】

前記導波手段は、前記第 1 の波長帯域に対してシングルモードの導波路であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光立体構造像装置。

【請求項 4】

前記干渉情報検出手段が検出する前記干渉情報は前記測定対象の深さ方向の情報であり、前記走査手段は前記深さ方向に対して略直交する面上を 2 次元走査することを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 つに記載の光立体構造像装置。

【請求項 5】

前記第 2 の波長帯域は可視光域であって、前記光電変換手段は前記可視光域の R 成分、G 成分及び B 成分毎に受光しそれぞれの成分毎に電気信号に変換することを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 つに記載の光立体構造像装置。

30

【請求項 6】

前記第 1 の波長帯域は 700 nm から 1600 nm の間であり、前記第 2 の波長帯域が 350 nm から 1000 nm の間であることを特徴とする請求項 5 に記載の光立体構造像装置。

【請求項 7】

前記干渉情報検出手段は InGaAs フォトディテクタを含み、前記光電変換手段は Si フォトディテクタを含むことを特徴とする請求項 6 に記載の光立体構造像装置。

【請求項 8】

前記第 2 の波長帯域の光を発する第 2 波長域光源と、前記第 2 波長域光源からの前記第 2 の波長帯域の光を前記第 2 の集光手段に導波する第 2 の導波手段と、をさらに備え、前記走査手段は、前記測定光及び前記第 2 波長域光源からの前記第 2 の波長帯域の光を合波し、この合波された前記測定光及び前記第 2 の波長帯域の光を走査することを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 つに記載の光立体構造像装置。

40

【請求項 9】

前記第 2 の波長帯域の光は前記測定対象からの自家蛍光あるいは薬剤蛍光であって、前記自家蛍光あるいは前記薬剤蛍光を励起させるための励起光を発する励起光光源を備え、前記走査手段は前記測定光及び前記励起光を走査することを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 つに記載の光立体構造像装置。

50

【請求項 10】

前記干渉情報検出手段での前記干渉情報の検出タイミングと前記受光情報取得手段での前記受光情報の取得タイミングとを同期させる同期手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 つに記載の光立体構造像装置。

【請求項 11】

前記参照光の前記所定光路長をトリガ信号に基づいて掃引して可変する光路長可変手段をさらに備え、前記同期手段は前記トリガ信号に基づいて前記干渉情報検出手段での前記干渉情報の検出タイミングと前記受光情報取得手段での前記受光情報の取得タイミングとを同期させることを特徴とする請求項 10 に記載の光立体構造像装置。

【請求項 12】

前記第 1 波長域光源は広帯域の低コヒーレント光を前記第 1 の波長帯域の光とする光源であり、前記干渉情報検出手段は前記測定光の前記測定対象からの反射光と前記参照光の前記参照光反射手段からの反射光との干渉光の周波数成分毎の強度を検出するディテクタアレイを備え所定のトリガ信号に基づいて前記ディテクタアレイより前記干渉情報を検出し、前記同期手段は前記トリガ信号に基づいて前記干渉情報検出手段での前記干渉情報の検出タイミングと前記受光情報取得手段での前記受光情報の取得タイミングとを同期させることを特徴とする請求項 10 に記載の光立体構造像装置。

【請求項 13】

前記第 1 波長域光源は前記第 1 の波長帯域の光の周波数をトリガ信号に基づいて時間掃引するレーザであって、前記同期手段は前記トリガ信号に基づいて前記干渉情報検出手段での前記干渉情報の検出タイミングと前記受光情報取得手段での前記受光情報の取得タイミングとを同期させることを特徴とする請求項 10 に記載の光立体構造像装置。

【請求項 14】

前記干渉情報検出手段が検出した前記干渉情報を記憶する第 1 の記憶手段と、
前記受光情報取得手段が取得した前記受光情報を記憶する第 2 の記憶手段と、
前記第 1 の記憶手段に記憶されている前記干渉情報に基づき、前記測定対象上の任意の点における前記測定光の光路長に依存した光構造情報を生成する光構造情報生成手段と、
前記走査手段の走査情報と前記光構造情報と前記第 2 の記憶手段に記憶されている前記受光情報に基づき、光構造画像を生成する光構造画像生成手段と、
をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ないし 13 のいずれか 1 つに記載の光立体構造像装置。

【請求項 15】

前記構造情報は、3次元構造情報であって、
前記光構造画像生成手段は、
前記測定対象の表面位置を算出する表面位置算出手段と、
前記第 2 の記憶手段に記憶されている前記受光情報に基づき、前記測定対象の画像情報を生成する画像情報生成手段と、
前記画像情報を前記表面位置に対応する前記 3次元構造情報の位置にレンダリングするレンダリング手段と、
からなることを特徴とする請求項 14 に記載の光立体構造像装置。

【請求項 16】

前記画像情報生成手段は、前記受光情報取得手段の受光情報のうちの複数の狭帯域光成分の受光情報に基づき前記画像情報を生成することを特徴とする請求項 15 に記載の光立体構造像装置。

【請求項 17】

前記光電変換手段は複数の狭帯域光を受光し、前記画像情報生成手段は前記狭帯域光の受光情報に基づき前記画像情報を生成することを特徴とする請求項 15 に記載の光立体構造像装置。

【請求項 18】

前記光構造画像を表示する画像表示手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 14 な

10

20

30

40

50

いし 17 のいずれか 1 つに記載の光立体構造像装置。

【請求項 19】

前記第 1 波長域光源は前記第 1 の波長帯域の光をパルス発光するものであって、前記第 1 波長域光源の非発光時に前記第 2 の波長帯域の光を発光する第 2 波長域光源をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 つに記載の光立体構造像装置。

【請求項 20】

第 1 の波長帯域の光を測定光と参照光に分離して、測定対象上に前記測定光を照射し、前記測定対象上の点からの光を集光して導波路に光を導波させると共に前記測定対象上の前記点を走査し、前記測定対象上の前記点からの光と前記参照光との干渉情報を検出する干渉情報検出ステップと、

前記測定対象からの光を集光して、前記第 1 の波長帯域とは異なる第 2 の波長帯域の光を選別して光電変換する光電変換ステップと、

前記光電変換ステップからの電気信号に基づき受光情報を取得する受光情報取得ステップと、

を備えたことを特徴とする光立体構造像装置の光信号処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は光立体構造像装置及びその光信号処理方法に係り、特に光立体構造像の生成に特徴のある光立体構造像装置及びその光信号処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体組織の光断層画像を取得する際に、OCT (Optical Coherence Tomography) 計測を利用した光断層画像取得装置が用いられることがある。この光断層画像取得装置は、光源から射出された低コヒーレント光を測定光と参照光とに分割した後、該測定光が測定対象に照射されたときの測定対象からの反射光、もしくは後方散乱光と参照光とを合波し、該反射光と参照光との干渉光の強度に基づいて光断層画像を取得するものである (特許文献 1)。以下、測定対象からの反射光、後方散乱光をまとめて反射光と標記する。

【0003】

上記の OCT 計測には、大きくわけて TD-OCT (Time domain OCT) 計測と FD-OCT (Fourier Domain OCT) 計測の 2 種類がある。TD-OCT 計測は、参照光の光路長を変更しながら干渉光強度を測定することにより、測定対象の深さ方向の位置 (以下、深さ位置という) に対応した反射光強度分布を取得する方法である。

【0004】

一方、FD-OCT 計測は、参照光と信号光の光路長は変えることなく、光のスペクトル成分毎に干渉光強度を測定し、ここで得られたスペクトル干渉強度信号を計算機にてフーリエ変換に代表される周波数解析を行うことで、深さ位置に対応した反射光強度分布を取得する方法である。TD-OCT に存在する機械的な走査が不要となることで、高速な測定が可能となる手法として、近年注目されている。

【0005】

FD-OCT 計測を行う装置構成で代表的な物としては、SD-OCT (Spectral Domain OCT) 装置と SS-OCT (Swept Source OCT) の 2 種類が挙げられる。SD-OCT 装置は、SLD (Super Luminescence Diode) や ASE (Amplified Spontaneous Emission) 光源、白色光といった広帯域の低コヒーレント光を光源に用い、マイケルソン型干渉計等を用いて、広帯域の低コヒーレント光を測定光と参照光とに分割した後、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を干渉させ、この干渉光をスペクトロメータを用いて各周波数成分に分解し、フォトダイオード等の素子がアレイ状

10

20

30

40

50

に配列されたディテクタアレイを用いて各周波数成分毎の干渉光強度を測定し、これにより得られたスペクトル干渉強度信号を計算機でフーリエ変換することにより、光断層画像を構成するようにしたものである。

【0006】

一方、SS-OCT装置は、光周波数を時間的に掃引させるレーザを光源に用い、反射光と参照光とを各波長において干渉させ、光周波数の時間変化に対応した信号の時間波形を測定し、これにより得られたスペクトル干渉強度信号を計算機でフーリエ変換することにより光断層画像を構成するようにしたものである。

【0007】

ところで、OCT計測は上述したように特定の領域の光断層像を取得する方法であるが、内視鏡下では、例えば癌病変部を通常照明光内視鏡や特殊光内視鏡の観察により発見し、その領域をOCT測定することで、癌病変部がどこまで浸潤しているかを見わけることが可能となる。また、測定光の光軸を2次元的に走査することで、OCT計測による深さ情報と合わせて3次元的な情報を取得することができる。

【0008】

OCT計測と3次元コンピュータグラフィック技術の融合により、マイクロメートルオーダーの分解能を持つ測定対象の構造情報からなる3次元構造モデルを表示することが可能となることから、以下ではこのOCT計測による3次元構造モデルを光立体構造像と呼ぶ。

【0009】

光立体構造像は通常、生体組織による吸収が少ない赤外光により取得するため、通常照明光内視鏡で得られるようなカラー画像とは異なる。通常照明光内視鏡による測定対象である生体組織の表面のカラー画像からは、その色の变化から表層近くの血管や炎症の分布、正常と病変の色味の違いといった情報が得られるが、OCT計測で得られる画像にはそのような情報はない。また、通常照明光内視鏡で観察した際に見たいと思った場所に、OCT計測の測定光の光軸を正確に当てることは困難である。

【0010】

そこで、通常照明光内視鏡画像と同様な生体組織の表面からのフルカラー画像と、OCT測定による3次元画像を正確に対比させて見ることが望まれる。光立体構造像を目的としたものではないが、通常照明光内視鏡画像とOCT画像を同時に観察する従来技術としては、通常照明光内視鏡とOCT測定を一体化させて組み合わせた内視鏡（特許文献2）、ダイクロイックミラーを用いてCCDカメラの光軸とOCT測定の測定光の光軸を同軸に配置するプローブ（特許文献3）、ファイババンドルとOCT計測を組み合わせた内視鏡（特許文献4）等が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特開2008-128708号公報

【特許文献2】特開2001-70228号公報

【特許文献3】特開2004-344260号公報

【特許文献4】特開2001-74946号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかしながら、例えば特許文献2に開示されている内視鏡は、通常照明光内視鏡とOCT測定の視点角度が異なるため、両者の画像を一致させることが難しいといった問題がある。

【0013】

また、例えば特許文献3に開示されているプローブは、CCDカメラとOCT計測の視点向きが一致しており、両者の画像を合成するには都合がよいが、CCDカメラをプローブ先端部に組み込む必要があり、プローブが大型化する欠点がある。また、プローブを細

10

20

30

40

50

径化するためには、CCDの画素数が少ないものに限定され、通常照明光画像が粗くなるという欠点がある。

【0014】

さらに、例えば特許文献4に開示されている内視鏡では、ファイババンドルを用いればCCDカメラを本体基端側に配置できプローブの細径化を図ることができるという利点があるが、バンドル化できるファイバ本数は少なく、解像度が著しく劣るという欠点がある。また、逆に解像度を上げようと、ファイバ本数を増やすと、プローブが相対的に太くなる欠点がある。

【0015】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、測定光を走査して測定対象に照射し測定対象からの光を入射する光学系を大型化することなく、測定光とは異なる波長帯域の光による画像情報を高解像度で取得し、かつ該画像情報を測定対象の光立体構造像の表面情報に高精度にて対応させることのできる光立体構造像装置及びその光信号処理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】

【0016】

前記目的を達成するために、請求項1に記載の光立体構造像装置は、第1の波長帯域の光を発する第1波長域光源と、前記第1の波長帯域の光を測定光と参照光に分離する光分離手段と、前記測定光を導波する導波手段と、前記導波手段を導波した前記測定光を測定対象に照射する照射手段と、前記測定対象上の点からの前記測定光に基づく光を前記導波手段に集光する第1の集光手段と、前記導波手段を導波した前記測定対象上の前記点からの前記測定光に基づく光と前記参照光との干渉情報を検出する干渉情報検出手段と、前記測定対象上の前記点からの前記第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域の光を集光する第2の集光手段と、前記第2の集光手段が集光した前記第2の波長帯域の光を光電変換する光電変換手段と、前記光電変換手段からの電気信号に基づき受光情報を取得する受光情報取得手段と、前記第1の集光手段及び前記第2の集光手段により集光する前記測定対象上の前記点を走査する走査手段と、を備えて構成される。

【0017】

請求項1に記載の光立体構造像装置では、前記導波手段が前記測定光を導波し、前記干渉情報検出手段が前記測定対象上の前記点からの前記測定光に基づく光と前記参照光との干渉情報を検出し、前記光電変換手段が前記測定対象上の前記点からの前記第2の波長帯域の光を光電変換し、前記受光情報取得手段が前記第2の波長帯域の光を受光し受光情報を取得することで、測定光を走査して測定対象に照射し測定対象からの光を入射する光学系を大型化することなく、測定光とは異なる波長帯域の光による画像情報を高解像度で取得し、かつ該画像情報を測定対象の光立体構造像の表面情報に高精度にて対応させることを可能とする。

【0018】

請求項2に記載の光立体構造像装置のように、請求項1に記載の光立体構造像装置であって、前記第1の集光手段及び前記第2の集光手段は、一体的に構成されることが好ましい。

【0019】

請求項3に記載の光立体構造像装置のように、請求項1または2に記載の光立体構造像装置であって、前記導波手段は、前記第1の波長帯域に対してシングルモードの導波路であることが好ましい。

【0020】

請求項4に記載の光立体構造像装置のように、請求項1ないし3のいずれか1つに記載の光立体構造像装置であって、前記干渉情報検出手段が検出する前記干渉情報は前記測定対象の深さ方向の情報であり、前記走査手段は前記深さ方向に対して略直交する面上を2次元走査することが好ましい。

【0021】

請求項 5 に記載の光立体構造像装置のように、請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 つに記載の光立体構造像装置であって、前記第 2 の波長帯域は可視光域であって、前記光電変換手段は前記可視光域の R 成分、G 成分及び B 成分毎に受光しそれぞれの成分毎に電気信号に変換することが好ましい。

【0022】

請求項 6 に記載の光立体構造像装置のように、請求項 5 に記載の光立体構造像装置であって、前記第 1 の波長帯域は 700 nm から 1600 nm の間であり、前記第 2 の波長帯域が 350 nm から 1000 nm の間であることが好ましい。

【0023】

請求項 7 に記載の光立体構造像装置のように、請求項 6 に記載の光立体構造像装置であって、前記干渉情報検出手段は InGaAs フォトディテクタを含み、前記光電変換手段は Si フォトディテクタを含むことが好ましい。

【0024】

請求項 8 に記載の光立体構造像装置のように、請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 つに記載の光立体構造像装置であって、前記第 2 の波長帯域の光を発する第 2 波長域光源と、前記第 2 波長域光源からの前記第 2 の波長帯域の光を前記第 2 の集光手段に導波する第 2 の導波手段と、をさらに備え、前記走査手段は、前記測定光及び前記第 2 波長域光源からの前記第 2 の波長帯域の光を合波し、この合波された前記測定光及び前記第 2 の波長帯域の光を走査することが好ましい。

【0025】

請求項 9 に記載の光立体構造像装置のように、請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 つに記載の光立体構造像装置であって、前記第 2 の波長帯域の光は前記測定対象からの自家蛍光あるいは薬剤蛍光であって、前記自家蛍光あるいは前記薬剤蛍光を励起させるための励起光を発する励起光光源を備え、前記走査手段は前記測定光及び前記励起光を走査することが好ましい。

【0026】

請求項 10 に記載の光立体構造像装置のように、請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 つに記載の光立体構造像装置であって、前記干渉情報検出手段での前記干渉情報の検出タイミングと前記受光情報取得手段での前記受光情報の取得タイミングとを同期させる同期手段をさらに備えることが好ましい。

【0027】

請求項 11 に記載の光立体構造像装置のように、請求項 10 に記載の光立体構造像装置であって、前記参照光の前記所定光路長をトリガ信号に基づいて掃引して可変する光路長可変手段をさらに備え、前記同期手段は前記トリガ信号に基づいて前記干渉情報検出手段での前記干渉情報の検出タイミングと前記受光情報取得手段での前記受光情報の取得タイミングとを同期させることが好ましい。

【0028】

請求項 12 に記載の光立体構造像装置のように、請求項 10 に記載の光立体構造像装置であって、前記第 1 波長域光源は広帯域の低コヒーレント光を前記第 1 の波長帯域の光とする光源であり、前記干渉情報検出手段は前記測定光の前記測定対象からの反射光と前記参照光の前記参照光反射手段からの反射光との干渉光の周波数成分毎の強度を検出するディテクタアレイを備え所定のトリガ信号に基づいて前記ディテクタアレイより前記干渉情報を検出し、前記同期手段は前記トリガ信号に基づいて前記干渉情報検出手段での前記干渉情報の検出タイミングと前記受光情報取得手段での前記受光情報の取得タイミングとを同期させることが好ましい。

【0029】

請求項 13 に記載の光立体構造像装置のように、請求項 10 に記載の光立体構造像装置であって、前記第 1 波長域光源は前記第 1 の波長帯域の光の周波数をトリガ信号に基づいて時間掃引するレーザであって、前記同期手段は前記トリガ信号に基づいて前記干渉情報検出手段での前記干渉情報の検出タイミングと前記受光情報取得手段での前記受光情報の取

10

20

30

40

50

得タイミングとを同期させることが好ましい。

【0030】

請求項14に記載の光立体構造像装置のように、請求項1ないし13のいずれか1つに記載の光立体構造像装置であって、前記干渉情報検出手段が検出した前記干渉情報を記憶する第1の記憶手段と、前記受光情報取得手段が取得した前記受光情報を記憶する第2の記憶手段と、前記第1の記憶手段に記憶されている前記干渉情報に基づき、前記測定対象上の任意の点における前記測定光の光路長に依存した光構造情報を生成する光構造情報生成手段と、前記走査手段の走査情報と前記光構造情報と前記第2の記憶手段に記憶されている前記受光情報に基づき、光構造画像を生成する光構造画像生成手段と、をさらに備えることが好ましい。

10

【0031】

請求項15に記載の光立体構造像装置のように、請求項14に記載の光立体構造像装置であって、前記構造情報は、3次元構造情報であって、前記光構造画像生成手段は、前記測定対象の表面位置を算出する表面位置算出手段と、前記第2の記憶手段に記憶されている前記受光情報に基づき、前記測定対象の画像情報を生成する画像情報生成手段と、前記画像情報を前記表面位置に対応する前記3次元構造情報の位置にレンダリングするレンダリング手段と、からなることが好ましい。

【0032】

請求項16に記載の光立体構造像装置のように、請求項15に記載の光立体構造像装置であって、前記画像情報生成手段は、前記受光情報取得手段の受光情報のうちの複数の狭帯域光成分の受光情報に基づき前記画像情報を生成することが好ましい。

20

【0033】

請求項17に記載の光立体構造像装置のように、請求項15に記載の光立体構造像装置であって、前記光電変換手段は複数の狭帯域光を受光し、前記画像情報生成手段は前記狭帯域光の受光情報に基づき前記画像情報を生成することが好ましい。

【0034】

請求項18に記載の光立体構造像装置のように、請求項14ないし17のいずれか1つに記載の光立体構造像装置であって、前記光構造画像を表示する画像表示手段をさらに備えることが好ましい。

【0035】

請求項19に記載の光立体構造像装置のように、請求項1ないし4のいずれか1つに記載の光立体構造像装置であって、前記第1波長域光源は前記第1の波長帯域の光をパルス発光するものであって、前記第1波長域光源の非発光時に前記第2の波長帯域の光を発光する第2波長域光源をさらに備えることが好ましい。

30

【0036】

請求項20に記載の光立体構造像装置の光信号処理方法は、第1の波長帯域の光を測定光と参照光に分離して、測定対象上に前記測定光を照射し、前記測定対象上の点からの光を集光して導波路に光を導波させると共に前記測定対象上の前記点を走査し、前記測定対象上の前記点からの光と前記参照光との干渉情報を検出する干渉情報検出ステップと、前記測定対象からの光を集光して、前記第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域の光を選別して光電変換する光電変換ステップと、前記光電変換ステップからの電気信号に基づき受光情報を取得する受光情報取得ステップと、を備えて構成される。

40

【0037】

請求項20に記載の光立体構造像装置の光信号処理方法では、前記干渉情報検出ステップにて第1の波長帯域の光を測定光と参照光に分離して、前記測定対象上に前記測定光を照射し、前記測定対象上の点からの前記光を集光して導波路に光を導波させると共に前記測定対象上の前記点を走査し、前記測定対象上の前記点からの光と前記参照光との干渉情報を検出し、前記光電変換ステップにて前記測定対象からの光を集光して前記第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域の光を選別して光電変換し、受光情報取得ステップにて前記光電変換ステップからの電気信号に基づき受光情報を取得することで、測定光を走査し

50

て測定対象に照射し測定対象からの光を入射する光学系を大型化することなく、測定光とは異なる波長帯域の光による画像情報を高解像度で取得し、かつ該画像情報を測定対象の光立体構造像の表面情報に高精度にて対応させることを可能とする。

【発明の効果】

【0038】

以上説明したように、本発明によれば、測定光を走査して測定対象に照射し測定対象からの光を入射する光学系を大型化することなく、測定光とは異なる波長帯域の光による画像情報を高解像度で取得し、かつ該画像情報を測定対象の光立体構造像の表面情報に高精度にて対応させることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

10

【0039】

【図1】本発明の実施形態に係る光立体構造画像化装置の構成を示すブロック図

【図2】図1のプロープの詳細な構成を示す断面図

【図3】図2のプロープのA-A線断面を示す断面図

【図4】図1の光立体構造画像化装置の変形例の構成を示すブロック図

【図5】図1の信号処理部の構成を示すブロック図

【図6】図1の光立体構造画像化装置の3次元CG画像生成処理の流れを示すフローチャート

【図7】図6の処理により生成される3次元CG画像を示す図

【図8】図7の3次元CG画像と対比される内視鏡画像の一例を示す図

20

【図9】図2のプロープの変形例1の構成を示す図

【図10】図2のプロープの変形例2の構成を示す図

【図11】図2のプロープの変形例3の構成を示す図

【図12】図2のプロープの変形例4の構成を示す図で

【図13】図2のプロープの変形例4のロータリージョイント部の要部の構成を示す図

【図14】図13のB-B線断面を示す断面図

【図15】図15は図2のプロープの変形例5の構成を示す図

【図16】図15のC-C線断面を示す断面図

【発明を実施するための形態】

【0040】

30

以下、添付図面を参照して、本発明に係る光立体構造像装置としての光立体構造画像化装置の実施の形態について詳細に説明する。

【0041】

図1は本発明の実施形態に係る光立体構造画像化装置の構成を示すブロック図である。図1に示すように、光立体構造画像化装置1は、例えば体腔内の生体組織や細胞等の測定対象の断層画像を例えば波長 $1.3\mu\text{m}$ を中心とするSS-OCT計測により取得するものであって、第1波長帯域光源としての（例えば、帯域が 700nm から 1600nm の光を発する）OCT光源10、第2波長帯域光源としての（例えば、帯域が 350nm から 1000nm の白色光を発する）可視光光源20、干渉情報検出手段としての干渉情報検出部70を有するOCT干渉計30、プロープ40、受光情報取得手段としての可視光情報検出部60及び光構造情報生成手段及び光構造画像生成手段としての3次元CG画像生成部90及びモニタ100を備えて構成される。

40

【0042】

OCT光源10は周波数を一定の周期で掃引させながら赤外領域である、例えば波長 $1.3\mu\text{m}$ を中心とするレーザ光Lを射出する光源であり、可視光光源20は白色光からなる照明光としての可視光Laを射出する光源である。なお、同期手段はOCT光源10により構成され、赤外領域のレーザ光Lの周波数掃引のための掃引トリガ信号Sが同期手段の同期信号となっている。

【0043】

OCT光源10から射出されたレーザ光Lは、OCT干渉計30内の光分離手段として

50

の光分波部 3 により測定光 L 1 と参照光 L 2 とに分波される。光分波部 3 は、例えば、分岐比 99 : 1 の光カプラから構成され、測定光 : 参照光 = 99 : 1 の割合で分波する。

【0044】

OCT 干渉計 30 では、光分波部 3 により分波された参照光 L 2 は、サーキュレータ 5 a を介して参照光調整手段としての光路長調整部 80 により光路長が調整されて反射される。

【0045】

この光路長調整部 80 は、断層画像の取得を開始する位置を調整するために参照光 L 2 の光路長を変更するものであり、コリメータレンズ 81、82 および反射ミラー 83 を有している。そして、サーキュレータ 5 a からの参照光 L 2 はコリメータレンズ 81、82 を透過した後に反射ミラー 83 により反射され、参照光 L 2 の戻り光 L 2 a は再びコリメータレンズ 81、82 を介してサーキュレータ 5 a に入射される。

10

【0046】

ここで、反射ミラー 83 は可動ステージ 84 上に配置されており、可動ステージ 84 はミラー移動部 85 により矢印 A 方向に移動可能に設けられている。そして可動ステージ 84 が矢印 A 方向に移動することにより、参照光 L 2 の光路長が変更するようになっている。そして、光路長調整部 80 からの参照光 L 2 の戻り光 L 2 a は、サーキュレータ 5 a を介して光合分波部 4 に導光される。

【0047】

一方、光分波部 3 により分波された測定光 L 1 は、サーキュレータ 5 b を介してプローブ 40 内を挿通するファイバ FB 1 に入射される。

20

【0048】

また、可視光光源 20 から出射された可視光 L a は、コリメータレンズ 20 a 及びハーフミラー 21 を介して集光レンズ 20 b により集光され、プローブ 40 内を挿通するファイバ FB 2 に入射される。

【0049】

ここで、プローブ 40 は、シース、ファイバ FB 1、ファイバ FB 2、フォトダイオードユニット（以下、PD ユニットと略記する）41、集光レンズ、偏向回転ミラー及びモータとにより構成される。なお、プローブ 40 を構成するファイバ FB 1 は 1.3 μm 帯シングルモードファイバであり、同じくプローブ 40 を構成するファイバ FB 2 はマルチモードファイバである。プローブ 40 の詳細な構成は後述する。

30

【0050】

なお、OCT 測定用のファイバ FB 1 は、OCT 光源 10 の波長帯域に対してシングルモードである必要がある。一方、可視光測定用のファイバ FB 2 は、シングルモードでもマルチモードでもどちらでもよい。

【0051】

プローブ 40 の出射端から可視光 L a 及び測定光 L 1 が出射されて測定対象 T に照射され、その戻り光が再びプローブ 40 に入射し、戻り光のうちの可視光成分の光は PD ユニット 41 にて受光されて光電変換され、戻り光のうちの赤外光成分である測定光 L 1 の反射光（あるいは後方散乱光）L 4 はファイバ FB 1 に導光される。

40

【0052】

PD ユニット 41 にて光電変換された電気信号は、信号ケーブル 41 a を介して可視光情報検出部 60 に伝送される。可視光情報検出部 60 は、OCT 光源 10 の掃引トリガ信号 S に同期して可視光検出部 112 にてその瞬間の赤、緑、青の各光強度の受光情報を検出する。

【0053】

一方、ファイバ FB 1 に導光された反射光（あるいは後方散乱光）L 4 は、OCT 干渉計 30 に導光され、OCT 干渉計 30 にてサーキュレータ 5 b を介して光合分波部 4 に導光される。そして、この光合分波部 4 において測定光 L 1 の反射光（あるいは後方散乱光）L 4 と参照光 L 2 の戻り光 L 2 a とを合波し干渉情報検出部 70 側に射出するようにな

50

っている。

【0054】

干渉情報検出部70は、光合分波部4により合波された測定光L1の反射光（あるいは後方散乱光）L4と参照光L2の戻り光L2aとの干渉光L5を、所定のサンプリング周波数で検出するものであり、干渉光L5の光強度を測定するInGaAsフォトディテクタ71aおよび71bと、InGaAsフォトディテクタ71aの検出値とInGaAsフォトディテクタ71bの検出値のバランス検波を行なう干渉光検出部72とを備えている。なお、干渉光L5は、光合分波部4において2分され、InGaAsフォトディテクタ71aおよび71bにおいて検出され、干渉光検出部72に出力される。干渉光検出部72は、InGaAsフォトディテクタ71aおよび71bからの干渉信号をA/Dコンバータ（不図示）に入力し、デジタルデータに変換する。そして、干渉光検出部72は、OCT光源10の掃引トリガ信号Sに同期して掃引1周期分の干渉強度波形をフーリエ解析することで、照射した点の光軸方向、すなわち測定対象の深さに依存した、反射光（あるいは後方散乱光）L4の1次元の後方散乱強度情報、すなわち光構造情報を得る。

10

【0055】

3次元CG画像生成部90は、干渉光検出部72により検出された測定対象Tの各深さ位置における反射光（あるいは後方散乱光）L4の強度を干渉情報として第1の記憶手段としての第1メモリ91に格納する。また、3次元CG画像生成部90は、可視光検出部112にて検出された測定対象Tからの可視光成分の光の赤、緑、青の各光強度信号を時系列の画素データである画像情報として第2の記憶手段としての第2メモリ92に格納する。

20

【0056】

3次元CG画像生成部90は、第1の記憶手段としての前記第1メモリ91及び第2の記憶手段としての第2メモリ92のほかに、信号処理部93、制御部94を備えて構成される。

【0057】

信号処理部93は、第1メモリ91に格納された干渉情報に基づいて測定対象Tの構造情報からなる光立体構造像を生成すると共に、第2メモリ92に格納された画像情報に基づいて測定対象Tの表面に可視光画像をレンダリングするものである。詳細な構成は後述する。

30

【0058】

また、制御部94は、信号処理部93を制御すると共に、OCT光源10及び可視光光源20の発光制御を行うと共に、ミラー移動部85を制御するものである。

【0059】

図2は図1のプロープの詳細な構成を示す断面図である。図1の符号40Aの拡大図である図2に示すように、プロープ40では、導波手段としてのファイバFB1、第2の導波手段としてのファイバFB2の出射端に光をコリメートするコリメートレンズ451、452が融着されている。

【0060】

ファイバFB1から出射される測定光L1は、コリメートレンズ451によりコリメートビームとなる。ファイバFB2から出射される可視光Laも、コリメートレンズ452によりコリメートビームとなる。2本のファイバFB1、FB2の出射端は、それぞれのコリメートビームがほぼ平行となるように配置されている。

40

【0061】

そして、2本の平行なコリメートビームは、第1の集光手段及び第2の集光手段としてのひとつの集光レンズ460に入射し、次に照射手段としての偏向回転ミラー470で反射され、測定対象Tに照射される。集光レンズ460により2つのビームはほぼ同一の点に集光されて照射される。偏向回転ミラー470は、モータ480により回転し、それにより測定光L1、及び可視光Laの集光点が走査される。

【0062】

50

測定対象 T の深さ方向を Z、プローブの長手軸方向を X、Z X 面に直角な方向を Y とすると、プローブ 40 では、偏向回転ミラー 470 がモータ 480 により回転し、測定対象 T 上において円周状に可視光 L a 及び測定光 L 1 が走査され、Z Y 平面の 2 次元断層画像が計測可能となっている。なお、モータ 480 は制御部 94 の制御に基づき走査手段としての光走査部 42 により駆動される（図 1 参照）。

【0063】

また、光走査部 42（図 1 参照）内の図示しないリニアモータによりプローブ 40 の先端が可視光 L a 及び測定光 L 1 の走査面が形成する平面に対して垂直な方向 X に進退走査することにより、X Y Z の 3 次元断層画像の計測が可能となっている。

【0064】

ファイバ F B 1 から出射して測定対象に照射された測定光 L 1 は、測定対象 T 内で反射、後方散乱され、その一部が集光レンズ 460、およびコリメートレンズ 451 で集められ、ファイバ F B 1 に入射する。

【0065】

一方、ファイバ F B 2 から出射して測定対象 T に照射された可視光 L a は、測定対象 T 内で反射、後方散乱され、その一部は、集光レンズ 460 とコリメートレンズ 452 で集められ、光電変換手段としての P D ユニット 41 にて受光される。P D ユニット 41 から信号ケーブル 41 a を介して、光強度に応じた光電変換信号が可視光検出部 112 に伝送され、可視光検出部 112 で強度信号がデジタルデータに変換され、第 2 メモリ 92 に時系列データとして記憶される。

【0066】

このように、プローブ 40 のファイバ F B 1、F B 2 は、入射された測定光 L 1 及び可視光 L a を測定対象 T まで導光し、測定対象 T に照射する。そして、プローブ 40 のファイバ F B 1 は、測定光 L 1 が測定対象 T に照射されたときの測定対象 T からの戻り光 L 4 を導光する。

【0067】

図 3 は図 2 のプローブの A-A 線断面を示す断面図である。図 3 に示すように、プローブ 40 では、上述したように、ファイバ F B 1、F B 2 の出射端に光をコリメートするコリメートレンズ 451、452 が融着されており、さらにこれらコリメートレンズ 451、452 の側面部に P D ユニット 41 が設けられている。

【0068】

P D ユニット 41 は、3 つの S i -フォトダイオード受光素子 41 R、41 G、41 B が一体化された構成となっており、それぞれの前面に赤 R・緑 G・青 B のフィルタが備え付けられている。P D ユニット 41（受光素子 41 R、41 G、41 B）から出た光電変換信号は、信号ケーブル 41 a を介して、プローブ基端側で A/D コンバータ（不図示）を内蔵した可視光検出部 112 に出力されるようになっている。

【0069】

勿論、プローブ先端形状や走査方向はこれに限る物ではない。図 4 は図 1 の光立体構造画像化装置の変形例の構成を示すブロック図である。図 4 に示すように、例えば、コリメートレンズ 451、452 を備えたファイバ先端側に集光レンズ 460 及びガルバノミラー等の高速走査ミラー 990 を配置した光送受部 991 を設け、高速走査ミラー 990 により 2 次元走査を行ってもよいし、ステージ 992 によって進退走査するように集光手段及び走査手段を構成してもよい。あるいは、測定対象 T をステージ 992 によって 2 次元的に走査してもよい。あるいは、これら光軸走査機構、および測定試料移動機構を組み合わせ構成してもよい。

【0070】

図 5 は図 1 の信号処理部の構成を示すブロック図である。信号処理部 93 は、図 5 に示すように、第 1 メモリ 91 に格納された干渉情報に基づいて測定対象 T の構造情報からなる光立体構造像を構築する光構造情報生成手段としての 3 次元化部 120 と、3 次元化部 120 により構築された光立体構造像の表面の位置情報である測定対象 T の表面位置を算

10

20

30

40

50

出する表面位置算出手段としての境界表面位置算出部 1 2 1 と、第 2 メモリ 9 2 に格納された画像情報に基づいて測定対象 T の可視光画像を生成する画像情報生成手段としての可視光画像生成部 1 2 2 と、3 次元化部 1 2 0 からの光立体構造像、境界表面位置算出部 1 2 1 からの表面の位置情報及び可視光画像生成部 1 2 2 からのカラー画像に基づいて、光立体構造像の表面に可視光画像をレンダリングした光構造画像である 3 次元 C G 画像を生成するレンダリング手段としてのレンダリング部 1 2 3 とを備えて構成され、これら各部は制御部 9 4 に制御され、レンダリング部 1 2 3 は生成した 3 次元 C G 画像をモニタ 1 0 0 に出力するようになっている。

【0071】

なお、光構造情報は干渉情報に基づいた測定対象 T の深さ方向の構造情報であり、光立体構造像は測定対象 T の光構造情報からなる光立体構造モデルであり、光構造画像は光立体構造像の表面に可視光画像をレンダリングした 3 次元 C G 画像である。

【0072】

光構造画像生成手段は、表面位置算出手段としての境界表面位置算出部 1 2 1 と、画像情報生成手段としての可視光画像生成部 1 2 2 と、レンダリング手段としてのレンダリング部 1 2 3 とにより構成される。

【0073】

なお、境界表面位置算出部 1 2 1 は、例えば空間から対象物に移る OCT 信号強度の変化から、測定対象 T の表面位置を算出する。

【0074】

次に、このように構成された本実施形態の光立体構造画像化装置 1 の作用を図 6 のフローチャートを用いて説明する。図 6 は図 1 の光立体構造画像化装置の 3 次元 C G 画像生成処理の流れを示すフローチャートである。

【0075】

図 6 に示すように、制御部 9 4 は、OCT 光源 1 0 及び可視光光源 2 0 を制御し赤外光及び可視光の発光制御を開始する（ステップ S 1）。この赤外光の発光制御では、OCT 光源 1 0 は掃引トリガ信号 S に同期して周波数を一定の周期で掃引させながら赤外領域のレーザ光 L を射出する。

【0076】

次に、制御部 9 4 は、干渉光検出部 7 2 により検出された測定対象 T の各深さ方向 Z 位置における反射光（あるいは後方散乱光）L 4 の強度を干渉情報として第 1 メモリ 9 1 に格納すると共に、可視光検出部 1 1 2 にて検出された測定対象 T からの可視光成分の光の赤、緑、青の各光強度信号を画像情報として第 2 メモリ 9 2 に格納する（ステップ S 2）。

【0077】

続いて、制御部 9 4 は、光走査部 4 2 を制御して測定対象 T 上において可視光 L a 及び測定光 L 1 を Y 方向走査し（ステップ S 3）、この Y 方向走査が終了するまでステップ S 2 ～ステップ S 3 の処理を繰り返す（ステップ S 4）。

【0078】

この Y 方向走査が終了すると、制御部 9 4 は、光走査部 4 2 を制御して測定対象 T 上において可視光 L a 及び測定光 L 1 を X 方向走査し（ステップ S 5）、この X 方向走査が終了するまでステップ S 2 ～ステップ S 5 の処理を繰り返す（ステップ S 6）。

【0079】

この X 方向走査が終了すると、制御部 9 4 は、3 次元化部 1 2 0 を制御して第 1 メモリ 9 1 に格納された干渉情報に基づいて測定対象 T の光立体構造像を構築する（ステップ S 7）。

【0080】

また、制御部 9 4 は、境界表面位置算出部 1 2 1 を制御して 3 次元化部 1 2 0 により構築された光立体構造像の表面の位置情報を算出する（ステップ S 8）。

【0081】

10

20

30

40

50

さらに、制御部 9 4 は、可視光画像生成部 1 2 2 を制御して第 2 メモリ 9 2 に格納された画像情報に基づいて測定対象 T の可視光画像を生成する（ステップ S 9）。

【0082】

そして、制御部 9 4 は、レンダリング部 1 2 3 を制御して 3 次元化部 1 2 0 からの 3 光立体構造像、境界表面位置算出部 1 2 1 からの表面の位置情報及び可視光画像生成部 1 2 2 からの可視光画像に基づいて、光立体構造像の表面に可視光画像をレンダリングした 3 次元 C G 画像を生成し（ステップ S 1 0）、モニタ 1 0 0 に 3 次元 C G 画像を表示して（ステップ S 1 1）、処理を終了する。

【0083】

図 7 は図 6 の処理により生成される 3 次元 C G 画像を示す図であり、図 8 は図 7 の 3 次元 C G 画像と対比される内視鏡画像の一例を示す図である。

10

【0084】

このように本実施形態では、光立体構造像の表面位置に、O C T 光源 1 0 の掃引トリガ信号 S に同期した同じタイミングで取得した画像情報である可視光画像情報をレンダリングすることにより、O C T 測定で生成する光立体構造像表面情報と可視光表面情報のデータ点数が完全に一致させることができ、かつ光立体構造像の表面に可視光表面情報を備えることとなり、図 7 に示すように、上面からは通常の可視光画像 2 0 0 がフルカラーで表示され、その下に O C T で得られた光立体構造像 2 0 1 が表示された光構造画像である 3 次元 C G 画像 2 0 3 が完成する。O C T 情報を元に表面画像として可視光画像 2 0 0 を貼り付けているため、モニタ 1 0 0 に表示される 3 次元 C G 画像 2 0 3 は立体感のある表面画像を有する画像になる。

20

【0085】

特に、本実施形態の光立体構造画像化装置 1 を、例えば可視光を照明光とする通常の電子内視鏡装置と共に使用する場合、プローブ 4 0 を電子内視鏡の処置具チャンネル等に挿通させることになるが、電子内視鏡が測定対象 T として体腔内の患部を撮像した場合、図 8 に示すような内視鏡画像 3 0 0 がモニタ等に表示される。

【0086】

このとき、例えば内視鏡画像 3 0 0 上から患部領域 3 0 1 が視認できた場合、この患部領域 3 0 1 に対してプローブ 4 0 により O C T 測定を行い、患部領域 3 0 1 の光立体構造像を得ることになる。

30

【0087】

内視鏡画像の視野に比べ患部領域 3 0 1 が小さいために、O C T 測定を行った領域が患部領域 3 0 1 であるかどうかを光立体構造像から判断することは困難であるが、本実施形態では、3 次元 C G 画像 2 0 3 の表面の可視光画像 2 0 0 上の患部領域 3 0 1（図 7 参照）の可視光表面情報（色相、コントラスト、輝度等）と内視鏡画像上での患部領域 3 0 1（図 8 参照）の可視光画像情報（色相、コントラスト、輝度等）を対応させて識別することができるので、患部領域 3 0 1 が確実に O C T 測定されたかどうかを容易に判断することができる。

【0088】

従来の O C T 画像だけでは、画質が大きく異なるために通常内視鏡の画像との位置あわせが困難だったが、可視光表面情報が光立体構造像に添付されていることで、パターンマッチングで視野の広い内視鏡画像中の位置の特定が容易になる。

40

【0089】

さらに、この 3 次元 C G 画像 2 0 3 では、通常内視鏡画像で視認できる病変の特徴と、光立体構造像の特徴を複合的に利用した病変部の抽出が可能となり、分解能が高く、病変部の境界がより高精度に見極めることができる。

【0090】

O C T 測定の高解像光学系で可視光表面情報が P D ユニット 4 1 により測定することから、C C D 等で取得するよりも解像度が高く、プローブ 4 0 先端に C C D 等を配置する必要が無く、プローブ 4 0 が小型化できる。

50

【0091】

また、可視光と測定光を分離して照射しそれぞれの戻り光を独立した光学系（PB1，PDユニット41）により検出することで、ダイクロイックミラー等の分波素子を入れなくて良く、信号の混在、あるいは光学素子によるS/N低下を防げる。

【0092】

さらに、戻り光の可視光成分は、プローブ40の先端に設けたPDユニット41により光電変換して検出するので、戻り光の可視光成分をPB2等により導波する必要がなく、PB2における導波による戻り光の可視光成分の減衰の影響を避けることができる。

【0093】

プローブ40は、コリメートレンズ451、452が融着されたファイバFB1、FB2と、PDユニット41と、集光レンズ460と、偏向回転ミラー470と、モータ480とにより構成するとしたが、これに限らず、以下の＜変形例1＞から＜変形例5＞のように構成してよい。

【0094】

＜変形例1＞図9は図2のプローブの変形例1の構成を示す図である。

【0095】

図9に示すように、プローブ40の変形例1では、集光レンズ460を3つの集光レンズ460a、460b、460cとする。この場合、ファイバFB1から出射される測定光L1は、コリメートレンズ451aによりコリメートビームとなる。ファイバFB2から出射される可視光Laも、コリメートレンズ452bによりコリメートビームとなる。そして、2本の平行なコリメートビームは、2つの集光レンズ460a、460bにそれぞれ入射し、次に偏向回転ミラー420で反射され、測定対象Tに照射される。一方、測定対象Tからの戻り光は、その戻り光が再びプローブ40に入射し、戻り光のうちの可視光成分の光は集光レンズ460cを介してPDユニット41にて受光されて光電変換され、戻り光のうちの赤外光成分である測定光L1の反射光（あるいは後方散乱光）L4は集光レンズ460aを介してファイバFB1に導光される。

【0096】

＜変形例2＞図10は図2のプローブの変形例2の構成を示す図である。

【0097】

図10に示すように、プローブ40の変形例2では、偏向回転ミラー420の反射面をハーフミラー面471にて構成し、PDユニット41を測定対象Tからの戻り光を偏向回転ミラー420のハーフミラー面471が透過する位置の偏向回転ミラー420の側面に設ける。すなわち、この変形例2では、測定光L1及び可視光Laの2本の平行なコリメートビームは、2つの集光レンズ460にそれぞれ入射し、次に偏向回転ミラー420のハーフミラー面471で反射され、測定対象Tに照射される。一方、測定対象Tからの戻り光は、その戻り光が再びプローブ40に入射し、戻り光のうちの可視光成分の光は偏向回転ミラー420のハーフミラー面471を透過してPDユニット41にて受光されて光電変換され、戻り光のうちの赤外光成分である測定光L1の反射光（あるいは後方散乱光）L4は集光レンズ460を介してファイバFB1に導光される。

【0098】

＜変形例3＞図11は図2のプローブの変形例3の構成を示す図である。

【0099】

図11に示すように、プローブ40の変形例3は、コリメートレンズ451、452が融着されたファイバFB1、FB2と、PDユニット41と、集光レンズ460と、偏向回転ミラー470と、偏向回転ミラー470を固定した回転シャフト500と、から構成される。偏向回転ミラー470を固定した回転シャフト481の内部に、回転シャフト481と独立にファイバFB1、FB2及びPDユニット41とを通し、回転シャフト481により偏向回転ミラー470のみ回転させる。

【0100】

なお、この変形例3では、回転シャフト481は、プローブ40の基端側に設けられる

10

20

30

40

50

、公知かつ周知のロータリージョイント部の回転駆動機構（不図示）により回転シャフト 500 のみがプローブ 40 内で回転駆動され、ファイバ FB 1、FB 2 と、PD ユニット 41 と及び集光レンズ 460 は、プローブ 40 内にて回転せずに固定される。すなわち、図示はしないが、ロータリージョイント部の回転駆動機構（不図示）は、モータにより回転する。回転駆動機構（不図示）には回転シャフト 500 が接続されており、モータの動力が回転シャフト 500 を通じて偏向回転ミラー 470 を回転させる。これにより、これにより、ファイバ FB 1、FB 2 からの測定光 L 1、L a の光軸がラジアル方向に走査される。

【0101】

<変形例 4> 図 12 は図 2 のプローブの変形例 4 の構成を示す図であり、図 13 は図 2 のプローブの変形例 4 のロータリージョイント部の要部の構成を示す図であり、図 14 は図 13 の B-B 線断面を示す断面図である。

10

【0102】

図 12 に示すように、プローブ 40 の変形例 4 では、コリメートレンズ 451、452 が融着されたファイバ FB 1、FB 2 と、PD ユニット 41 と、集光レンズ 460 と、偏向回転ミラー 470 と、回転シャフト 500 と、から構成される。本変形例では、回転シャフト 500 は、ファイバ FB 1、FB 2 と、PD ユニット 41 と、集光レンズ 460 と、偏向回転ミラー 470 とを一体的に回転駆動する。

【0103】

変形例 4 では、変形例 3 と同様に、ロータリージョイント部の回転駆動機構（不図示）により回転シャフト 500 が回転駆動し、その結果、プローブ 40 内で集光レンズ 460 及び偏向回転ミラー 470 が回転駆動される。

20

【0104】

一方、2 本のファイバ FB 1、FB 2、及び PD ユニット 41 の信号ケーブル 41 a もまた、回転シャフト 500 内にて束ねられてプローブ 40 の内部を通り、ロータリージョイント部に接続されている。

【0105】

このロータリーコネクタ内部は、回転駆動機構の他に、図 13 に示すように、回転速度が回転シャフト 500 の回転速度の $1/2$ である台形状のダブルプリズム 600 を介して、ファイバ FB 1 a、FB 2 a とからなる静止側光学系 620 と、ファイバ FB 1、FB 2 とからなる回転側光学系 621 の光信号が結合するような光ロータリージョイント部 601 と、その外部に配置された電極板 611 と信号ケーブル 41 a に接続されたブラシ 610 を利用した電気信号のロータリージョイント部 612 とから構成されている（図 14 参照）。

30

【0106】

なお、光ロータリージョイント部 601 の原理は、例えば実開昭 59-33014 号公報、特開平 5-134140 号公報等に開示されており、また電気信号のロータリージョイント部 612 の原理は、スリップリングとして知られているため、これらについての詳細の説明は省略する。

【0107】

すなわち、図示はしないが、ロータリージョイント部の回転駆動機構（不図示）は、モータにより回転する。回転駆動機構（不図示）には回転シャフト 500 が接続されており、モータの動力が回転シャフト 500 を通じてファイバ FB 1、FB 2、及び PD ユニット 41 及びその信号ケーブル 41 a を回転させる。これにより、ファイバ FB 1、FB 2 からの測定光 L 1、L a の光軸がラジアル方向に走査される。

40

【0108】

なお、集光レンズ 460 の集光点が一致するように 2 本のファイバ FB 1、FB 2 及び PD ユニット 41 を設置しておけばよく、偏向回転ミラー 470 が一緒に回転する本変形例では、ファイバ FB 1、FB 2 と、PD ユニット 41 とが回転しても集光点がずれないように集光レンズ 460 と偏向回転ミラー 470 全体の回転軸が設定される。

50

【0109】

このように構成することで、プローブ40がよりコンパクトになる。逆に、図示はしないが、複数のレンズを組み合わせて、より高解像度化してもよい。組合せレンズを用いて色収差をなくすことがより望ましい。

【0110】

<変形例5>図15は図2のプローブの変形例5の構成を示す図であり、図16は図15のC-C線断面を示す断面図である。

【0111】

図15及び図16に示すプローブの変形例5のように、照明用のファイバFB2はなくてもよい。この場合、ファイバFB1の先端に設けられるコリメートレンズと集光レンズは、それぞれひとつの光学レンズ700にまとめ、さらにこの光学レンズ700と偏向回転ハーフミラー710とを光学ユニットとして一体的に構成し、回転シャフト500によりファイバFB1と光学レンズ700全体を回転させるように構成しても良い。変形例5では、PDユニット41を測定対象Tからの戻り光を偏向回転ミラー420の偏向回転ハーフミラー71が透過する位置の回転シャフト500に設ける。

【0112】

このように構成することで、プローブ40がよりコンパクトになる。逆に、図示はしないが、複数のレンズを組み合わせて、より高解像度化してもよい。組合せレンズを用いて色収差をなくすことがより望ましい。

【0113】

なお、本実施形態では、可視光画像を得るための照明光として白色光である可視光Laを用いたが、照明光としては白色光に限らない。例えば、青色レーザを照射して細胞の自家蛍光を受光することで病変部を視認しやすくする蛍光内視鏡がある。この蛍光内視鏡で用いられる青色励起光を照明光として用い、この青色励起光をファイバFB1により導波し、細胞の自家蛍光をファイバFB2により導波する。細胞の自家蛍光を受光するディテクタに緑色の蛍光を透過するフィルタを用いることで、蛍光内視鏡と同様な画像とOCTを組み合わせた表示ができ、よりがんの領域の視認性を上げることができる。あるいは、がんを選択的に集積し、特定の蛍光を発する薬剤を注入し、その励起光を照明光として使い、その励起光に合わせたファイバをファイバFB1として用い、その蛍光波長を選択的に受光するディテクタとその波長に合わせたファイバFB2を組み合わせることで、よりがんの領域の視認性を上げることができる。

【0114】

また、励起光、および蛍光は、可視域とは限らない。例えば、インドシアニンググリーンという公知の蛍光材料は、不可視領域である800nm~810nmの領域に吸収波長があり、806nmのレーザ光で励起されると不可視領域である波長830nmの蛍光を発色する。従って、照明光には806nmレーザ、ディテクタには806nm近傍の光を除去し830nm近傍の光を抽出するフィルタを用いることで、インドシアニンググリーンが集積しているXY平面上の領域を光立体構造像に明示することができる。また、インドシアニンググリーンを静脈注射し、粘膜深部の血管を強調表示する公知の技術がある。OCT断層像だけでは血管と他の腺管との区別が難しいが、XY平面上での血管位置が明瞭となることで、3次元的な血管網を描画することができる。

【0115】

また、ファイバFB21として分散シフトファイバを用いて超短パルスレーザを導波し、超短パルスレーザを測定対象に照射した際に発生する2光子励起蛍光や第二次高調波を導波するマルチモードファイバをファイバFB22として組み合わせる構成としてもよい。あるいは、中空ファイバを用いて紫外光を測定対象に照射させ、蛍光を受光するように構成してもよい。

【0116】

さらに、ラマン分光法やコヒーレントアンチストークスラマン分光法(CARS)と組み合わせる構成してもよい。CARSと組み合わせる場合、波長568nmと600nm

10

20

30

40

50

の励起光を用い、照射用ファイバにはそれぞれの別々のシングルモードファイバからなる2本のファイバF B 1を用いる。この場合においては、プローブ40の先端では、C A R S測定に適した角度でビームが照射、集光されるように各ファイバ先端の位置と光学系が調整されて設けられる。また、P Dユニット41により、分光情報が取得されるようになっている。このようなC A R S信号、あるいはラマン分光情報と組み合わせることで、測定対象の組成の違いやミトコンドリアの代謝活性情報と光構造画像が一体化された映像が得られる。

【0117】

また、P Dユニット41は、それぞれの前面に赤R・緑G・青Bのフィルタが備えた3つのS i-フォトダイオード受光素子41 R, 41 G, 41 Bにより、O C T光源10の掃引トリガ信号Sに同期して可視光成分の光に対して可視光検出部112にてその瞬間の赤、緑、青の各光強度を画像情報として検出するとしたがこれに限らず、可視光情報検出部60を以下のように構成してよい。

【0118】

すなわち、P Dユニット41の受光素子41 R, 41 G, 41 Bで色を分けるかわりに、可視光光源20からの照明光の色を時間分割照射してもよい。すなわち、照明光に赤、緑、青のレーザを用いて可視光光源20を構成することで、それぞれ赤、緑、青のレーザの発光時間帯が重ならないようにパルス的に照射し、P Dユニット41において1つのS i受光素子で受光する。可視光光源20のレーザの発光タイミングとP Dユニット41の検出タイミングは掃引トリガ信号Sで同期させ、時間帯に応じて発光している色の情報としてコンピュータに入力し、フルカラー画像を生成する。なお、レーザの代わりに、色フィルタを通した白色光源を用い、色フィルタを時間的に切り替えてもよい。

【0119】

なお、本実施形態ではS S-O C T計測を例に説明したがこれに限らず、T D-O C T計測、S D-O C T計測に対しても適用できる。掃引トリガ信号Sに対応するトリガ信号としては、T D-O C T計測の場合は光路長遅延回路の周期となり、S D-O C T計測の場合はO C T用ディテクタアレイの信号取得周期となる。

【0120】

また、複数の色情報を取得するには、赤、緑、青に限らず、どの波長域でもよい。例えば、癌のスクリーニングに公知のN B I (N a r r o w B a n d I m a g i n g) と呼ばれる手法や公知のF I C E (F l e x i b l e s p e c t r a l I m a g i n g C o l o r E n h a n c e m e n t) と呼ばれる手法がある。これらは、青、緑の波長域を画像化することで、病変部の特徴を視認しやすくする手法である。このN B I / F I C E画像と重ねるには、N B I / F I C Eで用いる緑、青のフィルタと同じ波長域の物を用いることが望ましい。これにより、光立体構造像上でもより病変部の抽出がしやすくなる。ディテクタの数は3つに限らず、通常内視鏡と同じ赤緑青の他に、N B Iや蛍光内視鏡などの特殊光観察に対応したディテクタを配置してもよい。

【0121】

O C T装置の光軸走査は、プローブを用いたものでも、ガルバノミラーを用いたものでも、ステージによって走査するタイプでも、どれでもよい。プローブの場合、偏向ミラーのみモータで回転させても、ファイバに固定して、ファイバ毎回転させてもよい。回転に限らず、M E M S (M i c r o E l e c t r o M e c h a n i c a l S y s t e m s) ミラーを用いて線形走査させてもよい。

【0122】

なお、照明光としての可視光L aは、エイミング光（測定位置を明示する目印光）としての効果もある。また、内視鏡の照明光など、周囲の照明光だけで十分な照度が得られる場合は、照明光はなくてもよい。

【0123】

また、P Dユニット41は3つのS i-フォトダイオード受光素子41 R, 41 G, 41 Bとしたが、これに限らず、例えばI n G a A s受光素子など、他の受光素子を用いて

P Dユニット 4 1 を構成してもよい。

【 0 1 2 4 】

以上、本発明の光立体構造像装置としての光立体構造画像化装置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。

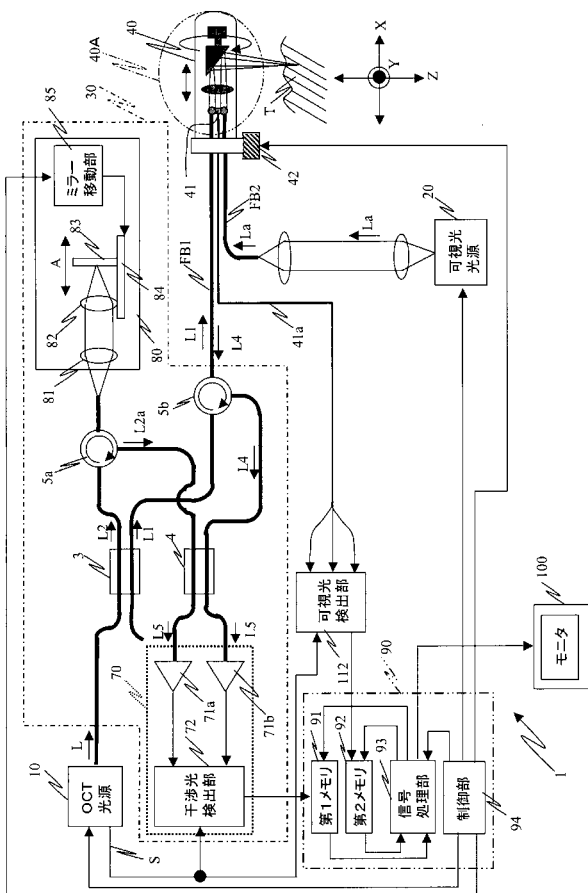
【 符号の説明 】

【 0 1 2 5 】

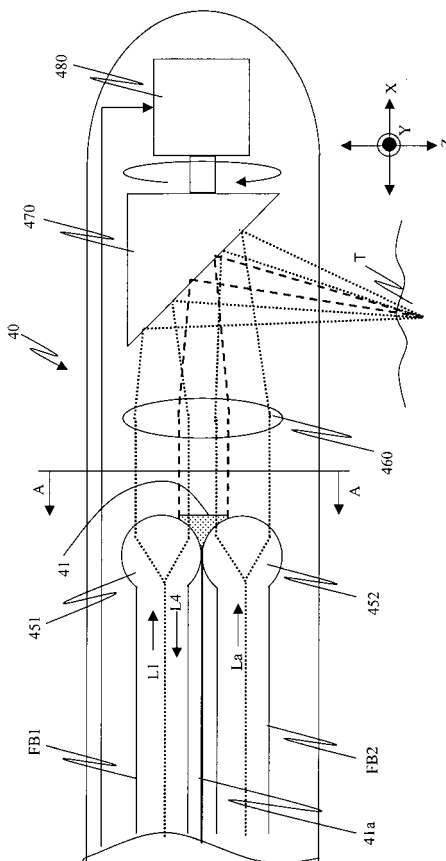
1 0 … O C T 光源、2 0 … 可視光光源、3 0 … O C T 干渉計、4 0 … プローブ、4 1 … P D ユニット、4 1 R, 4 1 G, 4 1 B … S i - フォトダイオード受光素子、6 0 … 可視光情報検出部、7 0 … 干渉情報検出部、9 0 … 断層画像生成部、9 1 … 第 1 メモリ、9 2 … 第 2 メモリ、9 3 … 信号処理部、9 4 … 制御部、1 0 0 … モニタ、1 2 0 … 3 次元化部、1 2 1 … 表面位置算出部、1 2 2 … 可視光画像生成部、1 2 3 … レンダリング部、4 5 1、4 5 2 … コリメートレンズ、4 6 0 … 集光レンズ、4 7 0 … 偏向回転ミラー、4 8 0 … モータ、F B 1、F B 2 … ファイバ

10

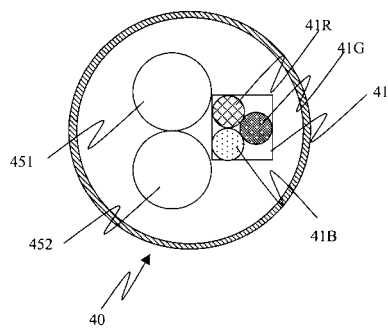
【 図 1 】



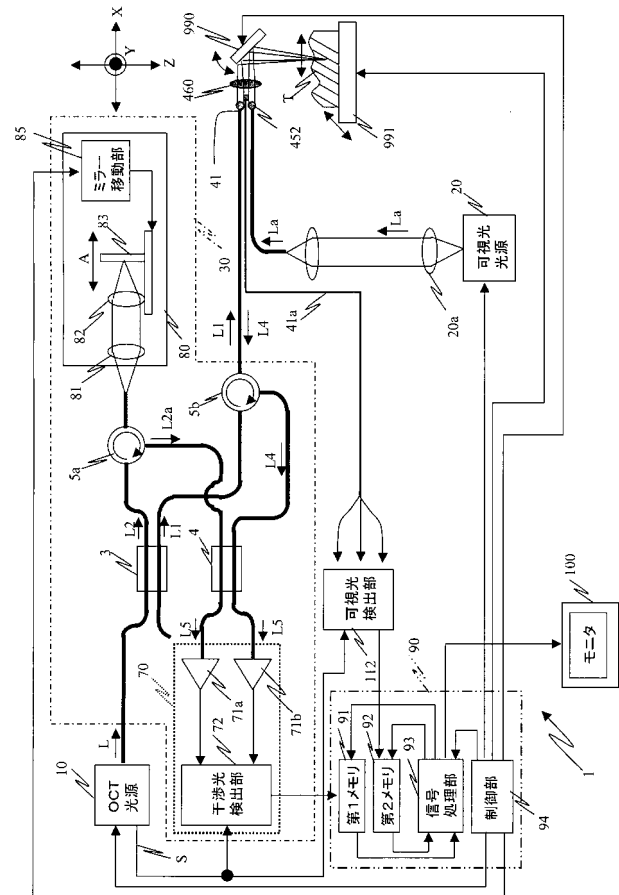
【 図 2 】



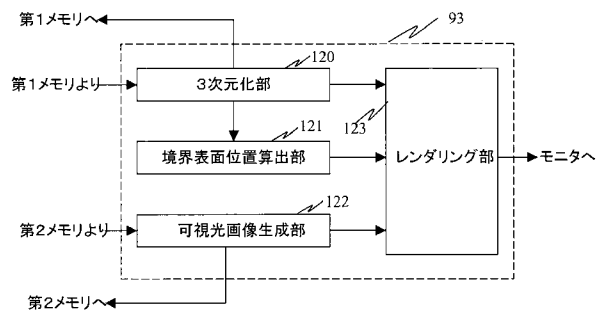
【図 3】



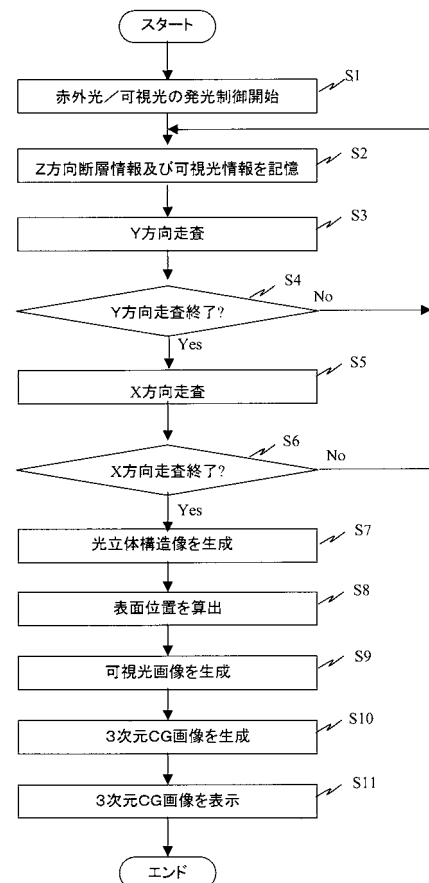
【図 4】



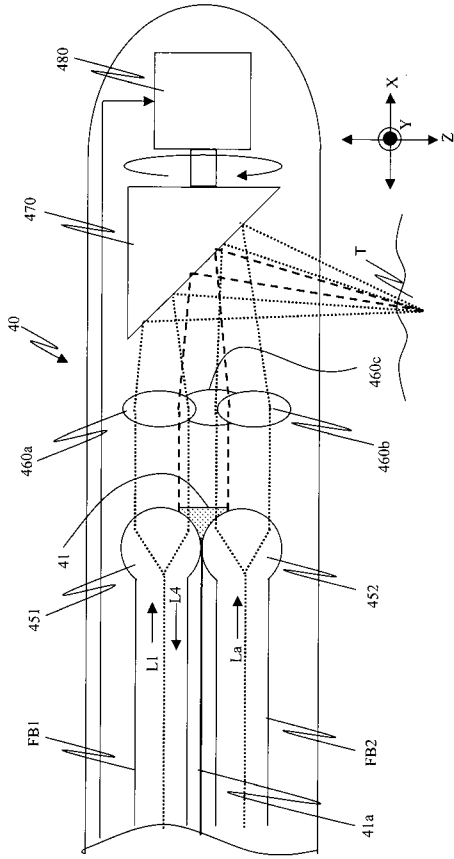
【図 5】



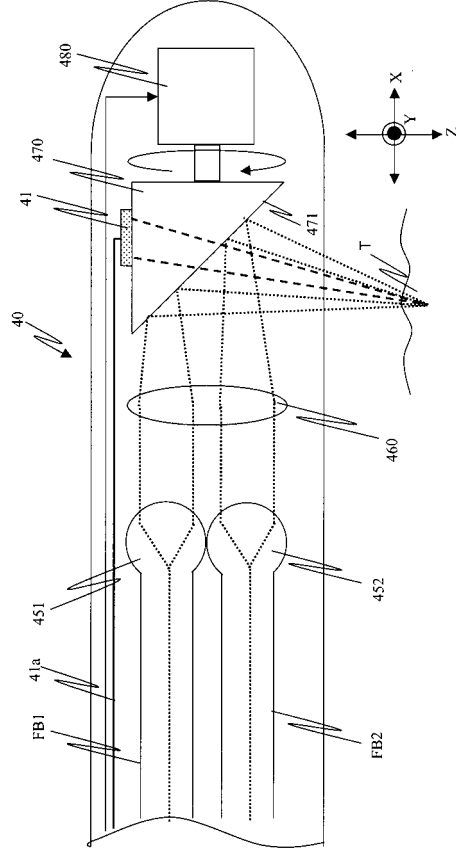
【図 6】



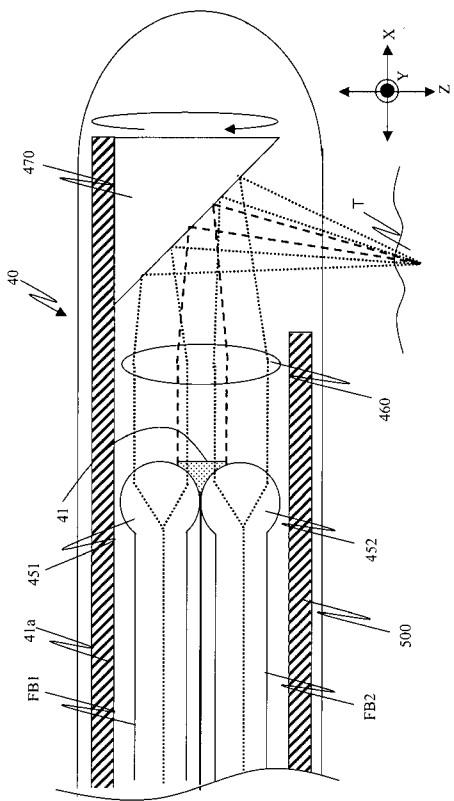
【図 9】



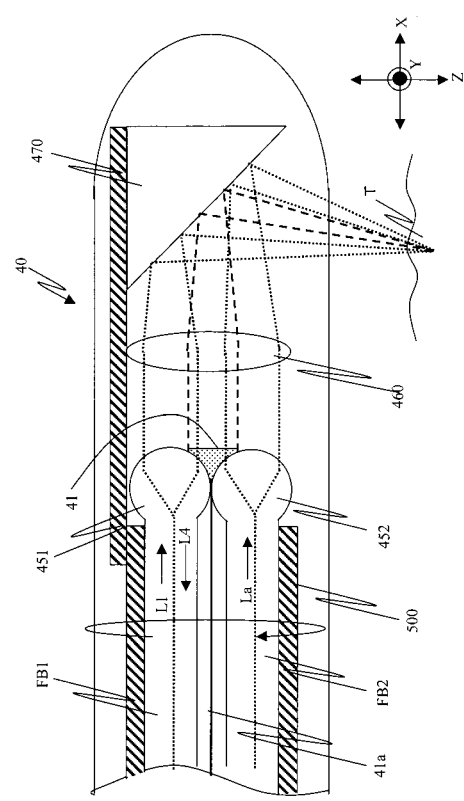
【図 10】



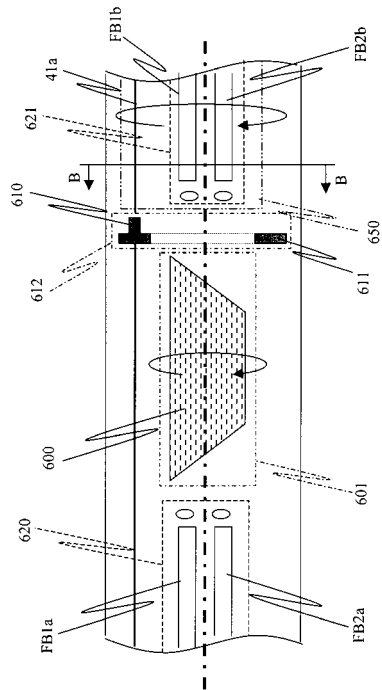
【図 11】



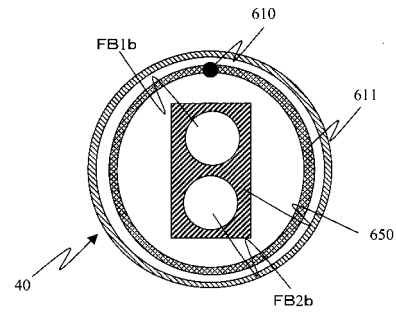
【図 12】



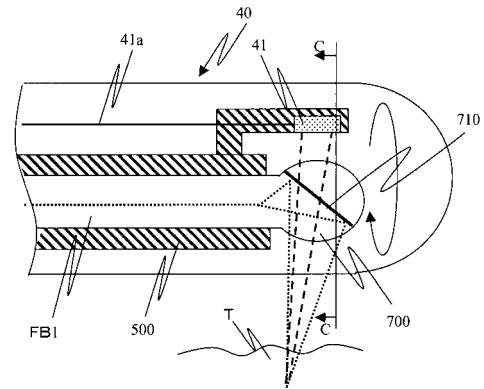
【図 13】



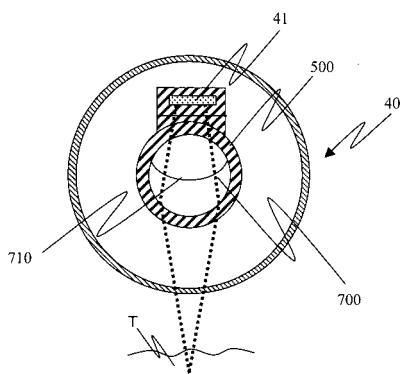
【図 14】



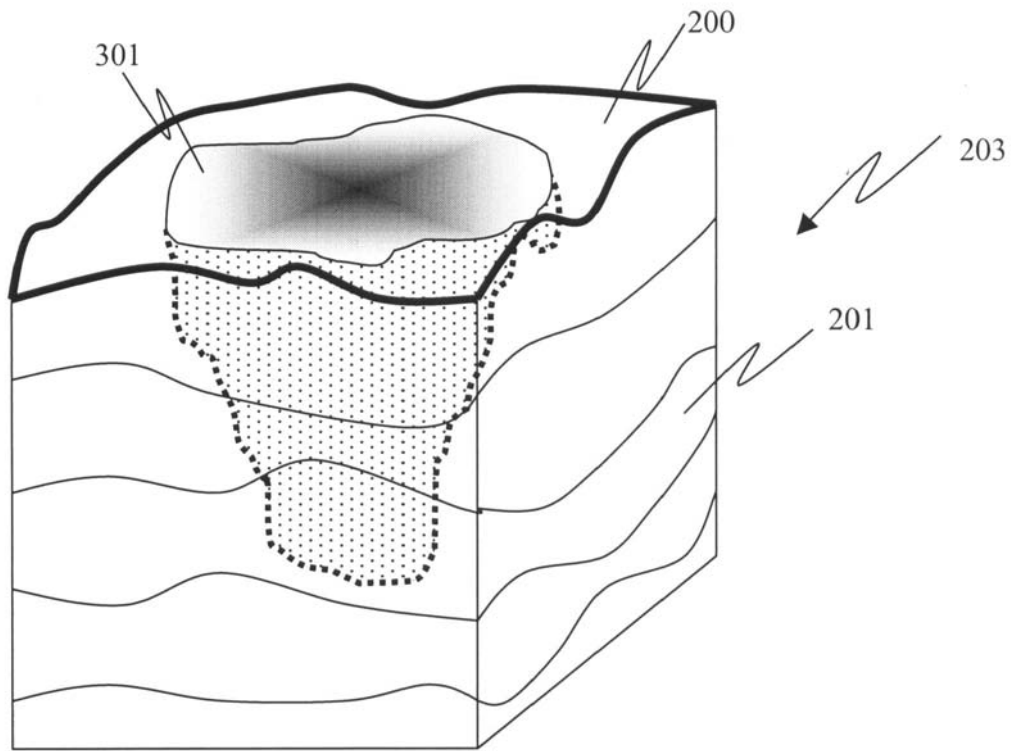
【図 15】



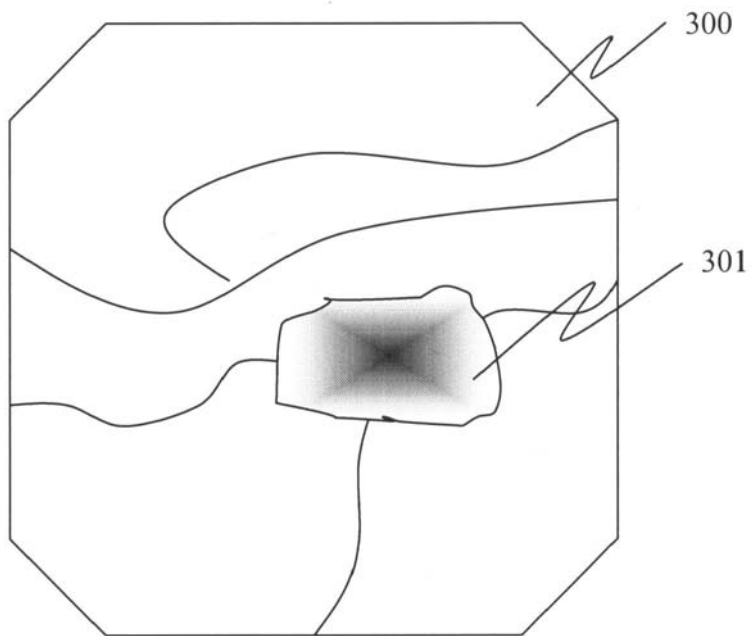
【図 16】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

G 0 1 N 21/27

A