

(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2006-204431
(P2006-204431A)

(43) 公開日 平成18年8月10日(2006.8.10)

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)
A61B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/00 300D
A 6 1 B 1/00 300F
A 6 1 B 8/12

テーマコード（参考）

4 C 0 6 1
4 C 6 0 1

(21) 出願番号 特願2005-18347 (P2005-18347)
(22) 出願日 平成17年1月26日 (2005.1.26)

(71) 出願人 000005201
富士写真フィルム株式会社
神奈川県南足柄市中沼210番地
(74) 代理人 100073184
弁理士 柳田 征史
(74) 代理人 100090468
弁理士 佐久間 剛
(72) 発明者 辻田 和宏
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士写真フィルム株式会社内
F ターム(参考) 4C061 AA00 BB04 BB08 CC07 DD04
FF41 GG15 HH51 HH54 JJ17
NN01 NN05 QQ04 RR03 RR11
RR26 SS21 WW16 WW17

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 萤光断層画像取得装置

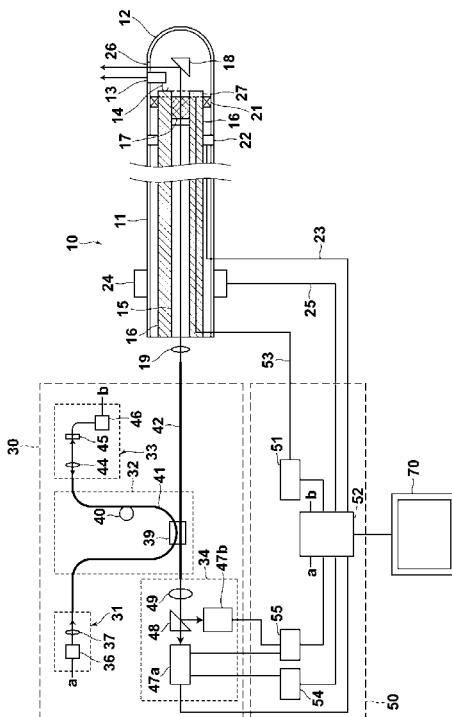
(57) 【要約】

【課題】 被検部の表面から深さ数mmまで蛍光断層画像を高解像度で取得する。

【解決手段】 蛍光薬剤が予め投与され、かつ超音波が照射されている被検部に励起光を照射する。被検部からは超音波変調蛍光が発せられ、ファイバ15、ファイバ42を伝播し、ダイクロイックミラー48で反射され、光検出器47bに入射する。光検出器47bでは超音波変調蛍光の光強度が検出され、超音波変調光断層情報生成部55では、超音波信号および超音波変調蛍光の強度に基づいて、超音波蛍光断層情報が生成される。1点における測定が終了すると、センタレスモータ24により回転シース12を僅かに回転させることにより励起光の照射方向を移動させ、再度その照射点における測定を行う。ファイバ15の長手方向を軸としたラジアル走査を行い、被検部を輪切りにした状態の超音波変調蛍光断層情報を取得する。

【選択図】

1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検部へ第1の超音波と励起光を同時に照射し、前記第1の超音波の作用を受けた前記被検部から発せられる超音波変調蛍光に基づいて、前記被検部の蛍光断層画像を取得する蛍光断層画像取得手段を備えたことを特徴とする蛍光断層画像取得装置。

【請求項 2】

前記被検部が、予め腫瘍親和性を有する蛍光薬剤を付与された被検部であることを特徴とする請求項1記載の蛍光断層画像取得装置。

【請求項 3】

前記蛍光断層画像取得手段が、複数枚の上記蛍光断層画像から3次元蛍光断層画像を生成する3次元蛍光断層画像生成手段を備えたものであることを特徴とする請求項1または2記載の蛍光断層画像取得装置。 10

【請求項 4】

前記被検部へ第2の超音波と第1の光とを同時に照射し、前記第1の超音波の作用を受けた前記被検部で反射した超音波変調反射光に基づいて、前記被検部の超音波変調光断層画像を取得する超音波変調光断層画像取得手段を備えたことを特徴とする請求項1から3いずれか1項記載の蛍光断層画像取得装置。

【請求項 5】

前記被検部へ第2の光を照射し、前記被検部で反射した前記第2の光の反射光に基づいて前記被検部の光断層画像を生成する光断層画像生成手段を備えたことを特徴とする請求項1から4いずれか1項記載の蛍光断層画像取得装置。 20

【請求項 6】

前記被検部へ第3の超音波を照射し、前記被検部で反射した前記超音波の反射波に基づいて前記被検部の超音波断層画像を生成する超音波断層画像生成手段を備えたことを特徴とする請求項1から5いずれか1項記載の蛍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、被検部へ励起光を照射し、被検部から発せられた蛍光を検出し、被検部の蛍光断層画像を取得する蛍光断層画像取得装置に関するものである。 30

【背景技術】**【0002】**

近年、光を用いて断層画像を取得する光断層画像取得装置が医療診断の分野に使用されている。従来、共焦点光学系の光断層画像取得装置あるいは時間分解計測系の光断層画像取得装置などが実用化されている。

【0003】

また、近年、OCT (Optical Coherence Tomography) 装置の実用化もすすめられている。OCT装置は、SLD (Super Luminescent Diode) などから成る光源から出射された低コヒーレンス光を測定光と参照光に分割し、ピエゾ素子等により参照光または測定光の周波数を僅かにシフトさせ、測定光を被検部に入射させて被検部の所定の深度で反射した反射光と参照光とを干渉させ、その干渉光の光強度をヘテロダイン検波により測定し、断層情報を取得するものであり、参照光の光路上に配置した可動ミラーなどを微少移動させ、参照光の光路長を僅かに変化させることにより、参照光の光路長と測定光の光路長が一致した被検部の深度での情報を得ることができる。 40

【0004】

さらに、超音波と光を同時に被検部へ照射し、超音波の作用を受けた被検部で反射した超音波変調反射光に基づいて、被検部の超音波変調光断層画像を取得する超音波変調光断層画像取得装置の開発も近年進められている（非特許文献1参照）。

【0005】

また、被検部へ励起光を照射し、発せられる蛍光を検出して蛍光断層画像を取得する共 50

焦点光学系の蛍光断層画像取得装置が、共焦点顕微鏡として実用化されている。また、時間分解計測系の蛍光断層画像取得装置も知られている（特許文献1参照）。

【特許文献1】特表2002-505900号公報

【非特許文献1】“Ultrasound-modulated optical computed tomography of biological tissues” by Lihong V. Wang, APPLIED PHYSICS LETTERS, Volume 84, Number 9, page 1597-1599.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、共焦点光学系の蛍光断層画像取得装置は、高解像度で光断層画像を取得することができるが、被検部の表面から0.5mm以上の深さの蛍光断層画像の取得が困難であるという問題がある。また時間分解計測系の蛍光断層画像取得装置は、表面から数cmまでの深さの蛍光断層画像を取得できるが、解像度の上限が1mm程度であり、十分な解像度が得られないという問題がある。特に、医療分野においては、病変組織の深達度などを診断するために、深さ数mmまで蛍光断層画像を、高解像度で取得できる蛍光断層画像取得装置の実現が強く望まれている。

【0007】

本発明は、上記問題に鑑み、深さ数mmまで蛍光断層画像を、高解像度で取得できる蛍光断層画像取得装置を提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明による蛍光断層画像取得装置は、被検部へ第1の超音波と励起光を同時に照射し、前記第1の超音波の作用を受けた前記被検部から発せられる超音波変調蛍光に基づいて、前記被検部の超音波変調蛍光断層画像を取得する蛍光断層画像取得手段を備えたことを特徴とするものである。

【0009】

ここで、「被検部から発せられる超音波変調蛍光」とは、励起光が照射された被検部そのものから発せられる自家蛍光であって、かつ超音波により変調された蛍光であってもよいし、あるいは被検部が、予め腫瘍親和性を有する蛍光薬剤を付与された被検部であれば、被検部に付与された蛍光薬剤から発せられる薬剤蛍光であって、かつ超音波により変調された蛍光であってもよい。

【0010】

前記蛍光断層画像取得手段は、複数枚の蛍光断層画像から3次元蛍光断層画像を生成する3次元蛍光断層画像生成手段を備えたものであってもよい。

【0011】

さらに、本発明の蛍光断層画像取得装置は、前記被検部へ第2の超音波と第1の光とを同時に照射し、前記第1の超音波の作用を受けた前記被検部で反射した超音波変調反射光に基づいて、前記被検部の超音波変調光断層画像を取得する超音波変調光断層画像取得手段を備えたものであってもよい。

【0012】

また、前記被検部へ第2の超音波と第1の光とを同時に照射し、前記第1の超音波の作用を受けた前記被検部で反射した超音波変調反射光に基づいて、前記被検部の超音波変調光断層画像を取得する超音波変調光断層画像取得手段を備えたものであってもよい。

【0013】

さらに、前記被検部へ第2の光を照射し、前記被検部で反射した前記第2の光の反射光に基づいて前記被検部の光断層画像を生成する光断層画像生成手段を備えたものであってもよい。

【0014】

また、前記被検部へ第3の超音波を照射し、前記被検部で反射した前記超音波の反射波に基づいて前記被検部の超音波断層画像を生成する超音波断層画像生成手段を備えたもの

10

20

30

40

50

であってもよい。

【発明の効果】

【0015】

本発明による蛍光断層画像取得装置は、被検部へ第1の超音波と励起光を同時に照射し、前記第1の超音波の作用を受けた前記被検部から発せられる超音波変調蛍光に基づいて、前記被検部の蛍光断層画像を取得する蛍光断層画像取得手段を備えたことにより、被検部の表面から深さ数mm程度まで、高い解像度（上限数十 μm ）で蛍光断層画像を取得することができる。これは、被検部に超音波が照射されると、被検部においては弾性波が光に対して屈折率分引を形成すること、すなわち、被検部において組織の粗密状態が形成されていることに関連している。このような状態で、蛍光が被検部から発せられると、組織の粗密状態が蛍光に対して作用し、蛍光が変調される。この変調された蛍光、すなわち超音波変調蛍光を検出し、解析処理することにより、蛍光断層画像を取得することができる。

【0016】

このため、例えば被検部に予め腫瘍親和性を有する蛍光薬剤が付与されている場合であれば、被検部における腫瘍の有無、あるいは腫瘍の位置や大きさ等を蛍光断層画像を観察することにより知ることができる。

【0017】

また、複数枚の蛍光断層画像から3次元蛍光断層画像を生成すれば、被検部の状態をより容易に観察することができる。

【0018】

さらに、前記被検部へ第2の超音波と第1の光とを同時に照射し、前記第1の超音波の作用を受けた前記被検部で反射した超音波変調反射光に基づいて、前記被検部の超音波変調光断層画像を取得する超音波変調光断層画像取得手段を備えれば、蛍光断層画像と、超音波変調光断層画像とを同時に表示する、あるいは重畠して表示することにより、被検部から発せられる蛍光と、被検部の断層形状とを同時に観察することができる。

【0019】

さらに、前記被検部へ第2の光を照射し、前記被検部で反射した前記第2の光の反射光に基づいて前記被検部の光断層画像を生成する光断層画像生成手段を備えたものであれば、被検部の表面近傍の断層画像をより高解像で取得することができる。

【0020】

また、前記被検部へ第3の超音波を照射し、前記被検部で反射した前記超音波の反射波に基づいて前記被検部の超音波断層画像を生成する超音波断層画像生成手段を備えたものであれば、被検部のより深い領域の断層画像を取得することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図1は本発明による蛍光断層画像取得装置の実施の形態の概略構成を示す図である。

【0022】

本実施の形態による断層画像取得装置は、図1に示すように内視鏡の鉗子口へ挿通可能なプローブ10と、該プローブと接続された光学ユニット30と、プローブ10および光学ユニット30と接続された信号処理ユニット50と、該信号処理ユニット50と接続されたモニタ70とを備えている。また、本蛍光断層画像取得装置は、超音波変調された蛍光から蛍光断層画像を取得する蛍光断層画像取得機能と、超音波変調光断層画像を取得する超音波変調光断層画像取得機能と、光断層画像を取得する光断層画像取得機能と、超音波断層画像を取得する超音波断層画像取得機能とを有している。なお、被検者には、予め腫瘍親和性を有する蛍光薬剤が投与されている。この蛍光薬剤は、波長750nmの励起光が照射された場合には、波長帯域770nm～900nmの蛍光を発するものである。

【0023】

また、本蛍光断層画像取得装置は、各断層画像と、蛍光断層画像および超音波変調光断

層画像を重畠した重畠断層画像と、光断層画像、超音波変調光断層画像および超音波断層画像を合成し、さらに蛍光断層画像を重畠した合成断層画像と、複数枚の連続した蛍光断層画像に基づいて作成される3次元蛍光断層画像とをモニタへ表示するものである。

【0024】

まず、超音波画像取得機能に關わる構成について説明する。プローブ10は、可撓性を有するシース11およびシース11に対して回転可能な回転シース12により覆われている。回転シース12には、不図示の被検部へ対して超音波を照射し、該被検部で反射された反射波(エコー)を受ける超音波トランスデューサ13が設けられている。また、信号処理ユニット50には、該超音波トランスデューサ13へ電気信号である超音波信号を送信し、また該超音波トランスデューサ13から送信される電気信号である反射波信号を受信して、超音波断層情報を生成する超音波信号処理部51と、該超音波信号処理部51と接続されている制御部52が設けられている。超音波トランスデューサ13と超音波信号処理部51との間は、ケーブル14、端子27およびケーブル53により接続されている。端子27は、プローブ10内の後述する光ファイバ15の外筒16の先端部へ周設されたものである。

【0025】

ケーブル14は端子27に接触し、また、ケーブル53は端子27に接続されている。これにより、回転シース12が回転運動を行った場合でも、ケーブル14、端子27およびケーブル53が常に接続した状態となるため、超音波信号および反射波信号が間断なく伝導するようになっている。

【0026】

超音波信号処理部51は、受信した反射波信号の波形を基に超音波断層情報を生成し、制御部52へ出力する。制御部52は、送信された超音波断層情報を基づいて超音波断層画像を生成する。なお、制御部52は、各部位と接続され、各部位の動作タイミングを制御し、また送信される各断層情報に基づいて、各断層画像を生成するものである。制御部52の動作の詳細は後述する。

【0027】

次に、各光断層画像取得機能に關わる構成について説明する。まずプローブ10の構成について説明する。プローブ10の中心には、ファイバ15が配設されており、ファイバ15の周囲には、可撓性の外筒16が設けられている。外筒16は、可撓性のシース11に覆われている。また外筒16の先端部分は、回転シース12に覆われ、複数のペアリング21により軸支される。回転シース12の基端部はセンタレスモータ22に接続される。センタレスモータ22は、ロータリエンコーダの機能を有しており、センタレスモータ22の回転角度検出部により検出された回転角度を示す信号が、信号線23により制御部52に送られる。

【0028】

ファイバ15の先端には、ファイバ15により導光された光を被検部へ集光し、被検部により反射された反射光あるいは後述する超音波変調光および超音波変調蛍光をファイバ15のコア部へ集光するロッドレンズ17と、各光を直角方向に反射するミラー18が設けられている。なお、ミラー18は、回転シース12に固着され、回転シース12の回転により回転する。また、回転シース12の先端には、ミラー18により反射された光が、射出する光学窓26が設けられている。さらに、ファイバ15の基端側には、集光レンズ19が設けられている。

【0029】

またシース11の基端部には、リニア駆動装置24が設けられている。このリニア駆動装置24は、不図示の内視鏡の鉗子口に対して、プローブ10をプローブ10の長手方向に平行に移動するものである。リニア駆動装置24は、リニアエンコーダの機能を有しており、リニアエンコーダの移動距離検出部により検出された移動距離を示す信号が、信号線25により制御部52に送られる。

【0030】

10

20

30

40

50

また、回転シース12の先端部の光学窓26の近傍には、ミラー18で反射した光の射出方向と同方向に超音波が照射されるように、前述の超音波トランスデューサ13が取り付けられている。なお、超音波トランスデューサ13を配置する位置は、上記の位置に限ったものでなく、光の照射領域と、超音波の照射領域がほぼ重なる位置であり、かつ光の照射を妨げない位置であれば、どのような位置に配置してもよい。

【0031】

光学ユニット30は、波長750nmの低コヒーレンス光Lを出射する光源部31と、光源部31より射出された低コヒーレンス光の参照光L_rおよび測定光L_sへ分割および合成を行うファイバ結合光学系32と、参照光L_rの光路上に配され、参照光L_rの光路長を変化させる光路遅延部33と、被検部の所定の深度で反射された測定光L_{s'}と参照光L_rとの干渉光L_cの光強度を検出する光検出部34とを備えている。また、光検出部34は、後述する超音波変調光および超音波変調蛍光の光強度も検出するものである。

【0032】

光源部31は、SLDなどからなり波長750nmの低コヒーレンス光を出射する光源36と、光源36から出射された低コヒーレンス光を集光する集光レンズ37とを備えている。

【0033】

ファイバ結合光学系32は、光源36から出射された低コヒーレンス光を測定光L_sと参照光L_rとに分割し、また、測定光L_sの被検部の所定の深部からの反射光である測定光L_{s'}と参照光L_rを合波し、干渉光L_cを得るファイバカプラ39と、参照光L_rに僅かな周波数シフトを生じさせるピエゾ素子40と、ファイバカプラ39を介して光源部31と光路遅延部33を繋ぐファイバ41と、ファイバカプラ39を介して光検出部34と回転シース12の間を導光するファイバ42とを備えている。

【0034】

光路遅延部33は、ファイバ41から射出された参照光L_rを平行光に変換し、また反射された参照光L_rをファイバ41へ入射させる集光レンズ44と、図1における水平方向への移動により参照光L_rの光路長を変化させる参照光ミラー45と、参照光ミラー45を水平方向への移動させる駆動部46とを備えている。

【0035】

光検出部34は、干渉光L_cおよび超音波変調光の光強度を検出する光検出器47aと、該光検出器47aの前に配置され、波長が765nm以上の光を直角に反射し、波長が765nmより小さい光を透過するダイクロイックミラー48と、該ダイクロイックミラー47の前に配置される集光レンズ49と、ダイクロイックミラー48で反射された光の光強度を検出する光検出器47bとを備えている。なお、光検出器47bは、後述する超音波変調蛍光の光強度を検出するものである。

【0036】

光検出器47aは、光断層情報生成部54、超音波変調光断層情報生成部55および制御部52と接続され、制御部52の制御により、検出結果を光断層情報生成部54または超音波変調光断層情報生成部55へ出力する。また、光検出器47bは、超音波変調光断層情報生成部55へ接続されている。

【0037】

信号処理ユニット50の光断層情報生成部54では、光検出器47aで検出された干渉光L_cの光強度に基づいて、光断層情報を生成し、制御部52へ出力する。超音波変調光断層情報生成部55では、光検出器47aで検出された超音波変調光の光強度に基づいて超音波変調光断層情報を生成し、光検出器47bで検出された超音波変調蛍光の光強度に基づいて蛍光断層情報を生成して、制御部52へ出力する。

【0038】

次に、以上のように構成された本実施の形態による断層画像取得装置における各断層画像の取得と、各断層画像、重畠断層画像および合成断層画像の生成および表示動作について説明する。

10

20

30

40

50

【0039】

患者の体腔内を観察する際には、内視鏡の鉗子口にプローブ10を挿通し、内視鏡を患者の体腔内に挿入し、内視鏡のモニタに表示される画像を基に、目視により内視鏡の挿入部先端を所望の部位まで誘導する。

【0040】

まず、超音波断層画像を取得して表示する際の動作について説明する。制御部52の制御により、超音波信号処理部51により超音波信号が発振される。この超音波信号は、ケーブル53、端子27およびケーブル14を介して、超音波トランスデューサ13に伝導される。

【0041】

超音波信号が超音波トランスデューサ13により超音波に変換され、被検部に超音波が照射される。被検部で反射された反射波は、超音波トランスデューサ13により電気信号に変換されて、反射波信号として超音波信号処理部51に送信される。超音波信号処理部51は受信した反射波信号の波形を元に超音波断層情報を生成し、制御部52に送信する。

【0042】

さらにセンタレスモータ22により回転シース12を回転させることにより超音波の照射方向を移動させ、ファイバ15の長手方向を軸としたラジアル走査を行う。なお、センタレスモータ22の回転角度検出部により検出された回転角度を示す信号が、信号線23により制御部52に送られている。

【0043】

制御部52では、センタレスモータ22の回転角度と、超音波信号処理部51から送信される超音波断層情報に基づいて、ラジアル超音波断層画像を生成し、モニタ70へ出力する。モニタ70には、図2の(A)に示すような超音波断層画像が表示される。

【0044】

また、リニア駆動装置24により、プローブ10のリニア走査を行うことにより、リニア超音波断層画像を取得して表示することもできる。

【0045】

次に、光断層画像を取得して表示する際の動作について説明する。本実施の形態では、光断層画像取得手段として OCT 装置が搭載されている。制御部52の制御により、光断層画像取得用の低コヒーレンス光が光源部31から射出される。光源36から射出された低コヒーレンス光は、集光レンズ37により集光され、ファイバ41に導入される。

【0046】

ファイバ41を透過した低コヒーレンス光は、ファイバカプラ39で、ファイバ41内を光路遅延部33の方向へ進行する参照光Lrと、ファイバ42内をシース12の方向へ進行する測定光Lsとに分割される。参照光Lrは光路上に設けられたピエゾ素子40により変調され、参照光Lrと測定光Lsには、僅かな周波数差fが生じる。

【0047】

ファイバ42に導光された測定光Lsは、レンズ19を介してファイバ15に入射され、ファイバ15内を伝播し、ファイバ15先端から射出され、ロッドレンズ17およびミラー18を介して被検部へ入射される。被検部に入射された測定光Lsのうち被検部の所定の深度で反射された測定光Ls'は、ミラー18、ロッドレンズ17、ファイバ15、レンズ19を介してファイバ42に帰還せしめられる。ファイバ42に帰還せしめられた測定光Ls'は、ファイバカプラ39において、後述するファイバ41に帰還せしめられた参照光Lrと合波される。

【0048】

一方、ピエゾ素子40で変調された後の参照光Lrは、ファイバ41を通過し光路遅延部33の集光レンズ44を介して、参照光ミラー45に入射し、この参照光ミラー45で反射され再度集光レンズ44を透過して、ファイバ41に帰還せしめられる。ファイバ41に帰還せしめられた参照光Lrはファイバカプラ39で、上述した測定光Ls'と合波

10

20

30

40

50

される。

【0049】

ファイバカプラ39で合波された測定光Ls'および参照光Lrは、再び同軸上に重なり、測定光Ls'と参照光Lrが干渉して干渉光Lcと、ファイバ41から射出され、レンズ49およびダイクロイックミラー48を介して、光検出器47aへ入射する。

【0050】

参照光Lrおよび測定光Ls'は、可干渉距離の短い低コヒーレンス光であるため、低コヒーレンス光が測定光Lsと参照光Lrに分割されたのち、測定光Ls(Ls')がファイバカプラ39に到達するまでの光路長が、参照光Lrがファイバカプラ39に到達するまでの光路長に等しい場合に両光が干渉し、この干渉する両光の周波数差(f)で強弱を繰り返すビート信号が発生する。

【0051】

光検出器47aでは、干渉光Lcから上記ビート信号の光強度を検出し、ヘテロダイン検出を行い、被検部の所定深度より反射された測定光Ls'の強度を検出し、光断層情報生成部54へ出力する。

【0052】

なお、波長750nmの測定光Lsが被検部へ照射されると、被検部からは波長770nm～900nmの蛍光が発せられる。しかし、この蛍光は、ダイクロイックミラー47により直角方向へ反射されるため光検出器47aへ入射することはない。

【0053】

光断層情報生成部54では、測定光Ls'の強度に基づいて、光断層情報を生成し、制御部52へ出力する。その後、参照光ミラー45は、駆動部46により、その光軸方向(図中水平方向)に移動され、参照光Lrがファイバカプラ39に到達するまでの光路長が変化する。このため参照光Lrと干渉する測定光Ls(Ls')の光路長も変化するので、被検部の断層情報を取得する深度も変化する。このように深度を僅かずつ変化させながら、光断層情報を繰り返し取得する。各照射点において、被検部の表面から深さ2mm程度まで光断層情報を取得する。なお、光路遅延部33の駆動部46は、制御部52へ接続され、光路長の情報を逐次制御部へ出力されている。

【0054】

1点における光断層情報の取得が終了すると、センタレスモータ24により回転シース12を僅かに回転させることにより測定光Lsの照射方向を移動させ、再度その照射点における光断層情報を取得する。このようにして、ファイバ15の長手方向を軸としたラジアル走査を行い、被検部を輪切りにした状態の光断層画像を取得する。

【0055】

制御部52では、光路長と、センタレスモータ22の回転角度と、光断層情報生成部54から出力される光断層情報に基づいて、ラジアル光断層画像を生成し、モニタ70へ出力する。モニタ70には、図2の(B)に示すような被検部の表面から深さ2mm程度までの光断層画像が表示される。解像度は、光源36から射出される低コヒーレンス光の波長およびコヒーレンス長により変化するが、必要であれば数μmまで上げることができる。

【0056】

さらに、超音波変調光断層画像および蛍光断層画像を取得して表示する際の動作について説明する。制御部52の制御により、超音波信号処理部51から超音波信号が発振され、超音波トランスデューサ13より、被検部に超音波が照射される。

【0057】

同時に、低コヒーレンス光が光源部31から射出される。光源36から射出された光は、ファイバ41を伝播し、ファイバカプラ39を介して、ファイバ42を、プローブ10の方向へ伝播する。ファイバ42を伝播した光は、レンズ19を介してファイバ15に入射され、ファイバ15内を伝播し、ファイバ15先端から射出され、ロッドレンズ17およびミラー18を介して被検部へ照射される。

10

20

30

40

50

【0058】

この際、被検部には超音波が照射されている。このため、被検部においては弾性波が光に対して屈折率分引を形成する。すなわち、被検部において組織の粗密状態が形成される。このような場合には、光が被検部を進行すると、組織の粗密状態が光に対して作用し、光が変調される。この変調された光（反射光）を解析処理することにより、光が照射された被検部の断層情報を取得することができる。超音波の作用を受けた被検部で反射された超音波変調光は、ミラー18、ロッドレンズ17、ファイバ15、レンズ19を介してファイバ42に帰還せしめられ、ファイバ42の他端から射出され、レンズ49で集光され、ダイクロイックミラー48を透過し、光検出器47aに入射する。光検出器47aは、超音波変調光の強度を検出する。

10

【0059】

制御部52の制御により、光検出器47aの出力は、超音波変調光断層情報生成部55へ出力される。なお、超音波変調光断層情報生成部55へは、超音波信号処理部51から超音波信号が出力されている。超音波変調光断層情報生成部55では、超音波信号および光検出器47aで検出された反射光の強度に基づいて、超音波変調光断層情報を生成する。なお、超音波信号の発振タイミングが既知であるため、反射光を1回検出するのみで、被検部の表面から、深さ5mm～10mm程度までの超音波変調断層情報を取得することができる。また、解像度は、超音波の発振周波数や、光の集光度等により変化するが、必要であれば数十μmまで上げることができる。

20

【0060】

また、被検部には、予め蛍光薬剤が付与されているため、被検部に光が照射されると、被検部からは波長帯域770nm～900nmの蛍光が発せられる。また被検部には超音波が照射されているため、被検部では組織の粗密状態が形成されている。このような状態で、蛍光が被検部から発せられると、組織の粗密状態が蛍光に対して作用し、蛍光が変調される。この変調された蛍光、すなわち超音波変調蛍光は、反射光（超音波変調光）と同様に、ファイバ15およびファイバ42を伝播し、ファイバ42から射出され、レンズ49により集光される。超音波変調蛍光は、波長帯域が770nm～900nmであるため、ダイクロイックミラー48で反射され、光検出器47bに入射する。光検出器47bは、超音波変調蛍光の光強度を検出し、超音波変調光断層情報生成部55へ出力する。超音波変調光断層情報生成部55では、超音波信号および光検出器47bで検出された超音波変調蛍光の強度に基づいて、超音波変調蛍光断層情報を生成する。なお、超音波信号の発振タイミングが既知であるため、反射光を1回検出するのみで、被検部の表面から深さ5mm～10mm程度までの超音波変調蛍光断層情報を取得することができる。また、解像度は、超音波の発振周波数や、光（励起光）の集光度等により変化するが、必要であれば数十μmまで上げることができる。

30

【0061】

1点における超音波変調光断層情報および超音波変調蛍光断層情報の取得が終了すると、センタレスモータ24により回転シース12を僅かに回転させることにより光の照射方向を移動させ、再度その照射点における超音波変調光断層情報および超音波変調蛍光断層情報を取得する。このようにして、ファイバ15の長手方向を軸としたラジアル走査を行い、被検部を輪切りにした状態の超音波変調光断層情報および超音波変調蛍光断層情報を取得する。

40

【0062】

制御部52では、センタレスモータ22の回転角度と、超音波変調光断層情報生成部55から出力される超音波変調光断層情報に基づいて、ラジアル光断層画像を生成し、モニタ70へ出力する。モニタ70には、図2の（C）に示すような超音波変調光断層画像が表示される。また、制御部52では、同時に、センタレスモータ22の回転角度と、超音波変調光断層情報生成部55から出力される超音波変調蛍光断層情報に基づいて、ラジアル蛍光断層画像を生成し、モニタ70へ出力する。モニタ70には、図2の（D）に示すような蛍光断層画像が表示される。蛍光断層画像では、被検部に腫瘍がある場合には、そ

50

の腫瘍の位置や大きさ等が画像化される。

【0063】

さらに、制御部52は、超音波変調光断層画像と蛍光断層画像とを重畠させ、図3に示すような重畠画像を生成し、モニタ70へ表示することもできる。超音波変調光断層画像と蛍光断層画像とは、同時に取得されているため、画像位置あわせを容易に行うことができる。観察者はこのような重畠画像を観察することにより、被検部の断層形状と、蛍光薬剤の分布状態、すなわち腫瘍の有無や大きさなど同時に知ることができる。

【0064】

さらに、光断層画像と、超音波変調光断層画像と、超音波断層画像を組合せ、さらに蛍光断層画像を重畠した合成断層画像(ラジアル)を取得して表示する際の動作について説明する。

【0065】

まず、被検部の光断層画像と、超音波変調光断層画像と、蛍光断層画像と、超音波断層画像とを取得する。上述のように個々にラジアル断層画像を取得してもよいが、まず被検部の所定の点に関し、光断層情報と、超音波変調光断層情報と、超音波変調蛍光断層情報と、超音波断層情報とを取得し、その後回転シース12を僅かに回転させて次の点で各断層情報を取得することを繰り返し、回転シース12の一回転で、4種類の断層画像を取得してもよい。なお、超音波断層情報と、超音波変調光断層情報および超音波変調蛍光断層情報とは、同時に取得してもよい。

【0066】

各断層画像を一旦不図示の記憶部へ記憶した後、制御部52は、光断層画像から、被検部の低深度領域(表面から深さ2mm程度まで)の断層画像である低深度断層画像を選択し、超音波変調光断層画像から被検部の中深度領域(深さ2mm程度から、深さ5mm~10mm程度まで)の断層画像である中深度断層画像を選択し、超音波断層画像から被検部の高深度領域(深さ5mm~10mm程度から30mmまで)の断層画像である高深度断層画像を選択し、低深度断層画像と中深度断層画像と高深度断層画像とを合成し、さらに、蛍光断層画像を重畠して、合成断層画像を生成して、モニタ70へ出力する。モニタ70には、図4の(A)に示すようなラジアル合成断層画像が表示される。

【0067】

この合成断層画像では、図3の(B)に示すように被検部の表面化から2mm程度までの低深度領域は、光断層画像取得手段により取得した解像度数 μm の高解像度断層画像で表示し、2mm程度から、5mm~10mm程度までの中深度領域は、超音波変調光断層画像手段により取得した解像度数十 μm の断層画像で表示し、5mm~10mm程度から30mmまでの高深度領域は、超音波変調断層画像手段により取得した解像度数百 μm の断層画像で表示することができ、この合成断層画像の観察者は、組織の形状等を容易に観察することができる。また、蛍光断層画像が重畠されているため、腫瘍の有無や大きさなども同時に知ることができる。

【0068】

さらに、ラジアル走査およびリニア走査を繰り返し、複数枚の連続した蛍光断層画像を取得し、該複数枚の連続した蛍光断層画像に、像回復処理などの解析処理を施し、3次元蛍光断層画像を生成し、モニタ70へ表示することもできる。観察者は、被検部の状態をより容易に観察することができる。

【0069】

以上の説明で明らかなように、本実施の形態の蛍光断層画像取得装置は、被検部へ超音波と励起光を同時に照射し、超音波の作用を受けた前記被検部から発せられる超音波変調蛍光に基づいて、被検部の蛍光断層画像を取得する蛍光断層画像取得手段を備えたことにより、被検部の表面から深さ数mm程度まで、高い解像度(上限数十 μm)で蛍光断層画像を取得することができる。このため、例えば被検部に予め腫瘍親和性を有する蛍光薬剤を付与されている場合であれば、被検部における腫瘍の有無、あるいは腫瘍の位置や大きさ等を蛍光断層画像を観察することにより知ることができる。

10

20

30

40

50

【0070】

なお、上記実施の形態においては、ラジアル合成断層画像を生成したが、リニア走査により各断層画像を取得して、リニア合成断層画像を取得して表示してもよい。また、ラジアル走査とリニア走査を組み合わせることにより3次元断層画像を取得して、3次元合成断層画像を生成してもよい。

【0071】

さらに、本実施の形態においてはプローブへ各断層画像の取得手段を組み込んだが、内視鏡挿入部本体に、各断層画像の取得手段を組み込んだものとすることもできる。

【図面の簡単な説明】

【0072】

10

【図1】本発明による断層画像取得装置の実施形態の概略構成図

【図2】光断層画像、超音波変調光断層画像、超音波変調蛍光断層画像、超音波断層画像の説明図

【図3】重畠断層画像の説明図

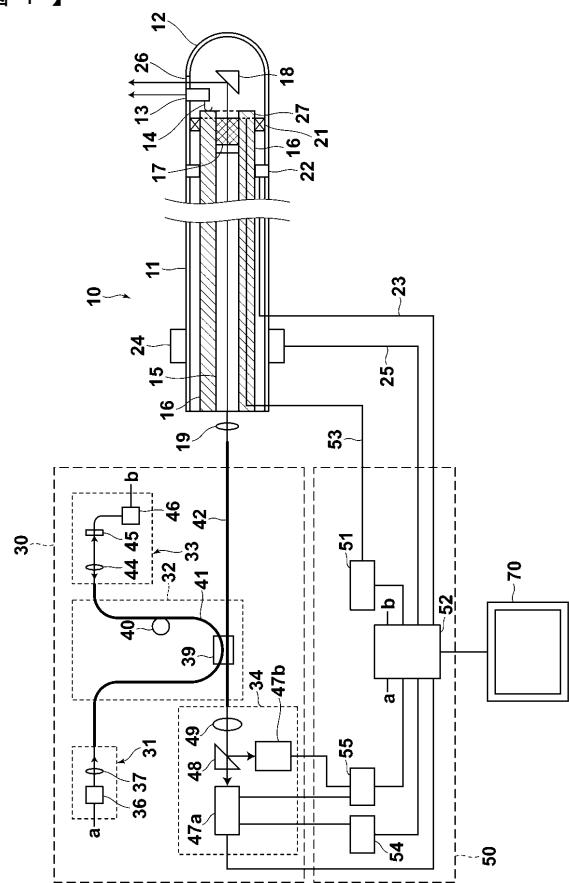
【図4】合成断層画像の説明図

【符号の説明】

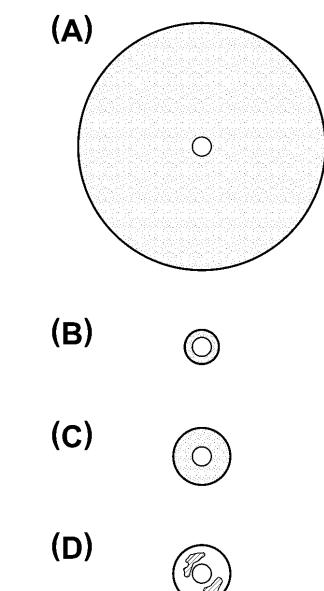
【0073】

| | | |
|-------------|---------------|----|
| 1 0 | プローブ | 20 |
| 1 2 | 回転シース | |
| 1 3 | 超音波トランスデューサ | |
| 1 5 | ファイバ | |
| 1 6 | 外筒 | |
| 1 7 | ロッドレンズ | |
| 1 8 | ミラー | |
| 2 1 | ペアリング | |
| 2 2 | センタレスモータ | |
| 2 4 | リニア駆動装置 | |
| 3 0 | 光学ユニット | |
| 3 1 | 光源部 | |
| 3 2 | ファイバ結合光学系 | 30 |
| 3 3 | 光路遅延部 | |
| 3 4 | 光検出部 | |
| 4 7 a、4 7 b | 光検出器 | |
| 4 8 | ダイクロイックミラー | |
| 5 0 | 信号処理ユニット | |
| 5 1 | 超音波信号処理部 | |
| 5 2 | 制御部 | |
| 5 5 | 超音波変調光断層情報生成部 | |
| 7 0 | モニタ | |

【図1】



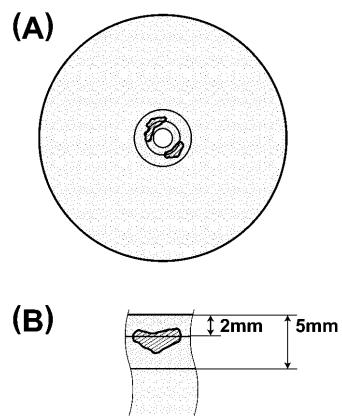
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB13 BB14 BB21 BB24 EE09 FE02 GA03 JC21 KK12
KK24 LL04 LL33

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | <无法获取翻译> | | |
| 公开(公告)号 | JP2006204431A5 | 公开(公告)日 | 2007-08-30 |
| 申请号 | JP2005018347 | 申请日 | 2005-01-26 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 富士胶片有限公司 | | |
| [标]发明人 | 辻田和宏 | | |
| 发明人 | 辻田 和宏 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 A61B8/12 | | |
| CPC分类号 | A61B5/0066 A61B5/0071 A61B5/0073 A61B5/0084 A61B8/12 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.300.D A61B1/00.300.F A61B8/12 | | |
| F-TERM分类号 | 4C061/AA00 4C061/BB04 4C061/BB08 4C061/CC07 4C061/DD04 4C061/FF41 4C061/GG15 4C061/HH51 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ04 4C061/RR03 4C061/RR11 4C061/RR26 4C061/SS21 4C061/WW16 4C061/WW17 4C601/BB02 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB21 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/FE02 4C601/GA03 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/LL04 4C601/LL33 4C161/AA00 4C161/BB04 4C161/BB08 4C161/CC07 4C161/DD04 4C161/FF41 4C161/GG15 4C161/HH51 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/RR03 4C161/RR11 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW16 4C161/WW17 | | |
| 代理人(译) | 佐久间刚 | | |
| 其他公开文献 | JP2006204431A JP4619803B2 | | |

摘要(译)

要解决的问题：要获得高分辨率的荧光断层图像，直到距测试部件表面几毫米的深度。解决方案：激发光照射到先前已施用荧光药物且已照射超声波的测试部位。超声波调制的荧光从测试部分发出，通过光纤15和42传播，被二向色镜48反射，并入射到光电探测器47b上。超声波调制荧光的光强度由光电检测器47b检测，并且基于超声波信号和超声波调制荧光的强度，在超声波调制光学断层图像信息生成单元55中生成超声波调制断层图像信息。。当在一点处的测量完成时，旋转护套12被无心电动机24稍微旋转以移动激发光的照射方向，并且再次在照射点处进行测量。以纤维15的长度方向为轴进行放射状扫描，获取切片了检查部位的状态下的超声波调制荧光体层摄影信息。[选型图]图1