

(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2006-204430
(P2006-204430A)

(43) 公開日 平成18年8月10日(2006.8.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	2 F 0 6 5
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 G 0 5 9
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 0 6 1
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
G 0 1 B 11/24 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 3 0	
審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2005-18346 (P2005-18346)	(71) 出願人	000005201
(22) 出願日	平成17年1月26日 (2005.1.26)		富士写真フイルム株式会社
			神奈川県南足柄市中沼2 1 0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7 9 8番地
			富士写真フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	2F065 AA52 BB05 CC16 FF51 GG06
			GG24 HH18 LL02 LL04 LL13
			LL65 MM16 SS13 UU05 UU07
			最終頁に続く

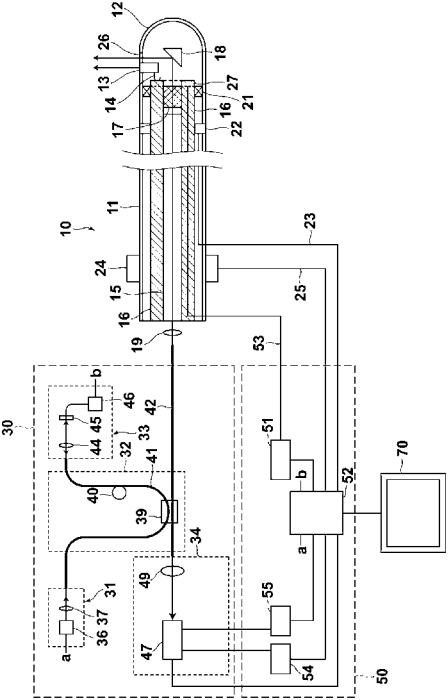
(54) 【発明の名称】 断層画像取得装置

(57) 【要約】

【課題】 被検部の表面から数c m程度までの深さ領域の断層画像を取得でき、これらの断層画像を合成して表示した場合に、見易い断層画像を表示可能とする。

【解決手段】 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取得し、不図示の記憶部へ記憶する。制御部5 2は、光断層画像から、低深度断層画像（表面から深さ2 mm程度まで、解像度数μ m）を選択し、超音波変調光断層画像か中深度断層画像（深さ2 mm程度から深さ5 mm～1 0 mm程度まで、解像度数十μ m）を選択し、超音波断層画像から高深度断層画像（深さ5 mm～1 0 mm程度から3 0 mmまで、解像度数百μ m）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、合成断層画像を生成して、モニタ7 0へ出力して表示する。この合成断層画像では、解像度が段階的に変化する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検部へ第 1 の光を照射し、前記被検部で反射した前記第 1 の光の反射光に基づいて前記被検部の光断層画像を取得する光断層画像取得手段と、前記被検部へ第 1 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取得する超音波断層画像取得手段とを有する断層画像取得装置において、

前記被検部へ第 2 の光と第 2 の超音波とを同時に照射し、前記第 2 の超音波の作用を受けた前記被検部で反射した前記第 2 の光の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断層画像取得装置。

10

【請求項 2】

前記被検部へ前記第 1 の光を射出する第 1 の光射出端と、前記被検部へ前記第 1 の超音波を射出する第 1 の超音波射出端と、前記被検部へ前記第 2 の光を射出する第 2 の光射出端と、前記被検部へ前記第 2 の超音波を射出する第 2 の超音波射出端との中の少なくともひとつの射出端が内視鏡内に組み込まれているものであることを特徴とする請求項 1 記載の断層画像取得装置。

【請求項 3】

前記被検部へ前記第 1 の光を射出する第 1 の光射出端と、前記被検部へ前記第 1 の超音波を射出する第 1 の超音波射出端と、前記被検部へ前記第 2 の光を射出する第 2 の光射出端と、前記被検部へ前記第 2 の超音波を射出する第 2 の超音波射出端とが、一体的に固定され、プローブ内に収容されていることを特徴とする請求項 1 記載の断層画像取得装置。

20

【請求項 4】

前記プローブが、内視鏡の鉗子口に挿通されるものであることを特徴とする請求項 3 記載の断層画像取得装置。

【請求項 5】

前記第 1 の光射出端が前記第 2 の光射出端を兼ねるものであることを特徴とする請求項 2 から 4 いずれか 1 項記載の断層画像取得装置。

【請求項 6】

前記第 1 の光の光源が前記第 2 の光の光源を兼ねるものであることを特徴とする請求項 1 から 5 いずれか 1 項記載の断層画像取得装置。

30

【請求項 7】

前記第 1 の超音波射出端が前記第 2 の超音波射出端を兼ねるものであることを特徴とする請求項 2 から 6 いずれか 1 項記載の断層画像取得装置。

【請求項 8】

前記第 1 の超音波の発振器が前記第 2 の超音波の発振器を兼ねるものであることを特徴とする請求項 1 から 7 いずれか 1 項記載の断層画像取得装置。

【請求項 9】

前記光断層画像から、前記被検部の低深度領域の断層画像である低深度断層画像を選択し、前記超音波変調光断層画像から前記被検部の中深度領域の断層画像である中深度断層画像を選択し、前記超音波断層画像から前記被検部の高深度領域の断層画像である高深度断層画像を選択し、前記低深度断層画像と前記中深度断層画像と前記高深度断層画像とを合成し、前記被検部の合成断層画像を生成する合成断層画像生成部を備えたことを特徴とする請求項 1 から 8 いずれか 1 項記載の断層画像取得装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、断層画像取得装置に関し、特に光断層画像および超音波断層画像の両者を取得する断層画像取得装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

50

従来、断層画像を取得する装置として、超音波断層画像取得装置が知られている。特に医療分野においては、患者に対する負担が少なく、設備が安価であるなど数々の利点があるため、広く普及している。この超音波断層画像取得装置は、患者の被検部へ超音波を照射し、被検部から反射してきた反射波に基づいて体内の情報を得るものである。これらの超音波断層画像取得装置の多くは、セクタスキャンまたはリニアスキャンを行い、Bモード像、すなわち2次元断層画像を得るものである。また、内視鏡の分野においても、内視鏡の鉗子口に挿通する超音波探触子が、広く用いられており、体腔内の内壁の2次元断層画像の観察などに用いられている。

【0003】

さらに、近年、OCT (Optical Coherence Tomography) 装置等の光を用いて断層画像を取得する光断層画像装置が医療診断の分野に使用されている。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小移動させ、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。

【0004】

このようなOCT装置を使用すれば、数 μm 程度の高解像度で被検部の光断層画像を取得することができる。そのため、早期癌の診断なども可能となるため、内視鏡装置の鉗子口に挿入可能なプローブにより測定光および測定光の反射光を導光して、体腔内の光断層画像を取得する方法の開発が進められている。しかしながら、OCT装置では、数 μm 程度の高解像度で断層画像を取得可能ではあるが、被検部が生体組織等である場合には、被検部の壁表面から1~2mm程度の深さまでしか画像化することができない。

【0005】

また、超音波断層画像取得装置の場合は、被検部表面から数10mmの深さまで画像化することができるが、診断で実用的に用いる超音波の周波数は数MHzから数10MHz程度であるため、解像度を数100 μm 程度までしか上げることができない。

【0006】

このため、本出願人は、OCT装置と超音波断層画像取得装置の両者の機能を兼ね備え、1台の装置で、光断層画像と超音波断層画像との両方の画像を取得し、被検部表面から高深度までの断層画像情報を取得しつつ、低深度においては高解像度の断層画像情報を取得することが可能な断層画像取得装置を提案した(特許文献1参照)。

【0007】

一方、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が近年進められている(非特許文献1参照)。この超音波変調光断層画像取得装置は、被検部の表面から、5mm~10mm程度の深さまでの断層画像が取得可能であり、解像度の上限は数十 μm 程度である。

【特許文献1】特開2002-153472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】

【0008】

上記のOCT装置と超音波断層画像取得装置の両者の機能を兼ね備えた断層画像取得装置では、被検部から光断層画像と超音波断層画像の両方を取得して、この画像を合成して表示した場合、光断層画像の解像度と、超音波断層画像の解像度の差が大きく、非常に見

10

20

30

40

50

難い画像となってしまう。また、病変組織を観察する際などには、被検部の表面から、5 mm ~ 10 mm 程度の深さまでの断層画像について、なるべく高い解像度の診断画像を取得することが望まれるが、OCT装置では、5 mm ~ 10 mm 程度の深さの断層画像を取得できず、超音波断層画像取得装置では、十分な解像度が得られないという問題もある。

【0009】

本発明は、上記問題に鑑み、表面から数cm程度までの深さの領域の断層画像を取得でき、かつこれらの断層画像を合成して表示した場合に、見易い断層画像が表示可能である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】

【0010】

本発明の断層画像取得装置は、被検部へ第1の光を照射し、前記被検部で反射した前記第1の光の反射光に基づいて前記被検部の光断層画像を取得する光断層画像取得手段と、前記被検部へ第1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取得する超音波断層画像取得手段とを有する断層画像取得装置において、

前記被検部へ第2の光と第2の超音波とを同時に照射し、前記第2の超音波の作用を受けた前記被検部で反射した前記第2の光の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ものである。

【0011】

なお、ここで「前記被検部で反射した前記第1の光の反射光」とは、前記被検部で正反射あるいは乱反射（拡散反射）した前記第1の光の反射光に加え、前記被検部で散乱した前記第1の光の散乱光をも含むものである。

【0012】

光断層画像取得手段とは、反射光に基づいて高解像度な断層画像を取得する手段を意味し、具体的にはOCT装置や共焦点顕微鏡等を挙げることができる。

【0013】

また前記被検部へ前記第1の光を射出する第1の光射出端と、前記被検部へ前記第1の超音波を射出する第1の超音波射出端と、前記被検部へ前記第2の光を射出する第2の光射出端と、前記被検部へ前記第2の超音波を射出する第2の超音波射出端との中の少なくともひとつの射出端が内視鏡内に組み込まれているものであってもよい。

【0014】

また、前記被検部へ前記第1の光を射出する第1の光射出端と、前記被検部へ前記第1の超音波を射出する第1の超音波射出端と、前記被検部へ前記第2の光を射出する第2の光射出端と、前記被検部へ前記第2の超音波を射出する第2の超音波射出端とが、一体的に固定され、プローブ内に収容されているものであってもよい。このプローブは、内視鏡の鉗子口に挿通されるものであってもよい。

【0015】

なお、ここで「光射出端」とは、光ファイバ等の導光手段により、被検部近傍まで導光され、被検部へ照射される場合であれば導光手段の射出端を意味し、導光手段が用いられない場合には、光の光源そのものを意味する。また、超音波射出端とは、超音波が超音波用ファイバ等の導波手段により、被検部近傍まで導波され、被検部へ照射される場合であれば導波手段の射出端を意味し、導波手段が用いられない場合には、超音波の発振器そのものを意味する。

【0016】

前記第1の光射出端は、前記第2の光射出端を兼ねるものであってもよい。また、前記第1の光の光源は、前記第2の光の光源を兼ねるものであってもよい。

【0017】

前記第1の超音波射出端は、前記第2の超音波射出端を兼ねるものであってもよい。前記第1の超音波の発振器は、前記第2の超音波の発振器を兼ねるものであってもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 8 】

本断層画像取得装置は、前記光断層画像から、前記被検部の低深度領域の断層画像である低深度断層画像を選択し、前記超音波変調光断層画像から前記被検部の中深度領域の断層画像である中深度断層画像を選択し、前記超音波断層画像から前記被検部の高深度領域の断層画像である高深度断層画像を選択し、前記低深度断層画像と前記中深度断層画像と前記高深度断層画像とを合成し、前記被検部の合成断層画像を生成する合成断層画像生成部を備えたものであってもよい。

【 0 0 1 9 】

なお、ここで「低深度領域」とは、被検部の表面から、光断層画像取得手段で、所望の分解能で断層画像を取得可能な深さまでの領域を意味している。また、「中深度領域」とは、低深度領域の底から、超音波変調光断層画像取得手段で、所望の分解能で断層画像を取得可能な深さまでの領域を意味し、「高深度領域」とは、中深度領域の底から、超音波断層画像取得手段で、所望の分解能で断層画像を取得可能な深さまでの領域を意味している。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明による断層画像取得装置では、光断層画像取得手段と超音波断層画像取得手段に加え、前記被検部へ第2の光と第2の超音波とを同時に照射し、前記第2の超音波の作用を受けた前記被検部で反射した前記第2の光の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により、被検部の表面近傍の領域（以下低深度領域と記載）の断層画像を光断層画像取得手段により高解像度で取得でき、被検部の深い領域（以下高深度領域と記載）の断層画像を超音波断層画像取得手段により低解像度ではあるが取得でき、光断層画像取得手段で断層画像が取得可能な深さよりやや深い領域（以下中深度領域と記載）の断層画像を超音波変調光断層画像取得手段により超音波断層画像よりは高い解像度で取得できるので、これらの断層画像を合成して表示する場合には、深度が深くなるに従って、解像度が段階的に小さくなるため、従来に比べ、見易い断層画像を表示することができる。

【 0 0 2 1 】

また、従来の超音波変調光断層画像取得手段は、解像度数 μm のオーダーで被検部の表面から数 mm 程度の深さまでの断層画像が取得可能であるが、画像の解像度の上限が数十 μm 程度であり、細胞等を観察するには解像度が不足し、また生体内部を観察するには画像化可能な深さが不足するという問題があり、医療分野での普及が遅れている。光断層画像取得手段と超音波断層画像取得手段とを組み合わせることにより、超音波変調光断層画像手段の特性を有効に生かすことが可能になる。

【 0 0 2 2 】

さらに、超音波変調光断層画像取得手段は、光照射部と超音波照射部の両者が必要であり、構成が複雑であること、また画像の解析手段も必要であることから製造コストの低減が困難であることも、普及を妨げる要因のひとつであった。しかし、本発明による断層画像取得装置では、光断層画像取得手段および超音波断層画像取得手段に使用されている光照射部、超音波照射部および解析手段を流用することにより、製造コストをさほど増加させることなく、超音波変調光断層画像取得手段を備えた断層画像取得装置を実現できる。

【 0 0 2 3 】

前記被検部へ前記第1の光を射出する第1の光射出端と、前記被検部へ前記第1の超音波を射出する第1の超音波射出端と、前記被検部へ前記第2の光を射出する第2の光射出端と、前記被検部へ前記第2の超音波を射出する第2の超音波射出端の中の少なくともひとつの射出端が内視鏡内に組み込まれているものであれば、装置の小型化が可能である。また、既存の超音波内視鏡に搭載されている超音波発振器を、第1の超音波射出端および第2の超音波射出端として使用することもでき、この場合には、装置の低価格化が可能である。

【 0 0 2 4 】

10

20

30

40

50

前記被検部へ前記第 1 の光を射出する第 1 の光射出端と、前記被検部へ前記第 1 の超音波を射出する第 1 の超音波射出端と、前記被検部へ前記第 2 の光を射出する第 2 の光射出端と、前記被検部へ前記第 2 の超音波を射出する第 2 の超音波射出端とが、一体的に固定され、プローブ内に収容されているものであれば、このプローブを内視鏡の鉗子口などへ挿通することができ、本断層画像取得装置に機能を従来の内視鏡へ付与することができる。

【0025】

前記第 1 の光射出端が前記第 2 の光射出端を兼ねるものであれば、装置が小型化し、かつ光断層画像の取得位置と超音波変調光断層画像の取得位置が一致するため、光断層画像と超音波変調光断層画像を合成する際の位置合わせが容易となる。

10

【0026】

前記第 1 の光の光源が前記第 2 の光の光源を兼ねるものであれば、装置の構成が簡易化され、小型化かつ低価格化が可能となる。

【0027】

前記第 1 の超音波射出端が前記第 2 の超音波射出端を兼ねるものであれば、装置が小型化する。また、前記第 1 の超音波の発振器が前記第 2 の超音波の発振器を兼ねるものであれば、装置の構成が簡易化され、小型化かつ低価格化が可能となる。

【0028】

本発明のように、前記光断層画像から、前記被検部の低深度領域の断層画像である低深度断層画像を選択し、前記超音波変調光断層画像から前記被検部の中深度領域の断層画像である中深度断層画像を選択し、前記超音波断層画像から前記被検部の高深度領域の断層画像である高深度断層画像を選択し、前記低深度断層画像と前記中深度断層画像と前記高深度断層画像とを合成し、前記被検部の合成断層画像を生成する合成断層画像生成部を備えれば、例えば、被検部の表面化から 2 mm 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、2 mm 程度から 5 mm ~ 10 mm 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 μm の断層画像で表示し、5 mm ~ 10 mm 程度から 30 mm 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 の断層画像からなる合成断層画像を表示することができ、この合成断層画像の観察者は、病変組織の深達度などを容易に視認することができる。なお、ここで「解像度」とは、奥行き方向の解像度または該奥行き方向へ対して垂直な方向である横方向の解像度である。各断層画像においては、奥行き方向の解像度と横方向の解像度は、ほぼ一致することが好ましい。

20

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

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。

【0030】

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、本断層画像取得装置は、光断層画像を取得する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、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、各断層画像および各断層画像から合成された合成断層画像をモニタへ表示するものである。

40

【0031】

まず、超音波画像取得機能に関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

50

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。

【0032】

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中断なく伝導するようになっている。

10

【0033】

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に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。

【0034】

次に、各光断層画像取得機能に関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、複数のベアリング 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。

20

【0035】

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。

30

【0036】

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。

40

【0037】

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。

【0038】

光学ユニット 30 は、波長 1300 nm 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

50

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の光強度も検出するものである。

【0039】

光源部 31 は、SLD などからなり波長 1300 nm 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。

【0040】

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 とシース 12 の間を導光するファイバ 42 とを備えている。

10

【0041】

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。

【0042】

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 47 と、該光検出器 47 の前に配置される集光レンズ 49 とを備えている。

20

【0043】

光検出器 47 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。

【0044】

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 47 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 47 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制御部 52 へ出力する。

30

【0045】

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。

【0046】

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。

【0047】

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。

40

【0048】

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。

【0049】

50

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。

【0050】

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。

【0051】

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。 10

【0052】

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 から出射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。

【0053】

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 L_r と、ファイバ 42 内をシース 12 の方向へ進行する測定光 L_s とに分割される。参照光 L_r 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 L_r と測定光 L_s には、僅かな周波数差 f が生じる。 20

【0054】

ファイバ 42 に導光された測定光 L_s 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 L_s のうち被検部の所定の深度で反射された測定光 L_s' 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 L_s' 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 L_r と合波される。

【0055】

一方、ピエゾ素子 40 で変調された後の参照光 L_r 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 L_r はファイバカプラ 39 で、上述した測定光 L_s' と合波される。 30

【0056】

ファイバカプラ 39 で合波された測定光 L_s' および参照光 L_r は、再び同軸上に重なり、測定光 L_s' と参照光 L_r が干渉して干渉光 L_c となり、ファイバ 41 から射出され、レンズ 49 を介して、光検出器 47 へ入射する。

【0057】

参照光 L_r および測定光 L_s' 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 L_s と参照光 L_r に分割されたのち、測定光 L_s (L_s') がファイバカプラ 39 に到達するまでの光路長が、参照光 L_r 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。 40

【0058】

光検出器 47 では、干渉光 L_c 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 L_s' の強度を検出し、光断層情報生成部 54 へ出力する。

【0059】

光断層情報生成部 5 4 では、測定光 L_s' の強度に基づいて、光断層情報を生成し、制御部 5 2 へ出力する。その後、参照光ミラー 4 5 は、駆動部 4 6 により、その光軸方向（図中水平方向）に移動され、参照光 L_r がファイバケーブル 3 9 に到達するまでの光路長が変化する。このため参照光 L_r と干渉する測定光 L_s (L_s') の光路長も変化するのので、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 2 mm 程度まで光断層情報を取得する。なお、光路遅延部 3 3 の駆動部 4 6 は、制御部 5 2 へ接続され、光路長の情報は逐次制御部へ出力されている。

【0060】

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 2 4 により回転シース 1 2 を僅かに回転させることにより測定光 L_s 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 1 5 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。

【0061】

制御部 5 2 では、光路長と、センタレスモータ 2 2 の回転角度と、光断層情報生成部 5 4 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 7 0 へ出力する。モニタ 7 0 には、図 2 の (B) に示すような被検部の表面から深さ 2 mm 程度までの光断層画像が表示される。横方向解像度は、光源 3 6 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。また、奥行き方向解像度は、光路遅延部 3 3 のミラー 4 5 の移動速度や、光検出器 4 7 の応答速度などにより変化するが、必要であれば数 μm まで上げることができる。

【0062】

さらに、超音波変調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 5 2 の制御により、超音波信号処理部 5 1 から超音波信号が発振され、超音波トランスデューサ 1 3 より、被検部に超音波が照射される。

【0063】

同時に、低コヒーレンス光が光源部 3 1 から射出される。光源 3 6 から出射された光は、ファイバ 4 1 を伝播し、ファイバケーブル 3 9 を介して、ファイバ 4 2 を、プローブ 1 0 の方向へ伝播する。ファイバ 4 2 を伝播した光は、レンズ 1 9 を介してファイバ 1 5 に入射され、ファイバ 1 5 内を伝播し、ファイバ 1 5 先端から射出され、ロッドレンズ 1 7 およびミラー 1 8 を介して被検部へ照射される。

【0064】

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布を形成する。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 1 8、ロッドレンズ 1 7、ファイバ 1 5、レンズ 1 9 を介してファイバ 4 2 に帰還せしめられ、ファイバ 4 2 の他端から射出され、レンズ 4 9 で集光され、光検出器 4 7 に入射する。光検出器 4 7 は、超音波変調光の強度を検出する。

【0065】

制御部 5 2 の制御により、光検出器 4 7 の出力は、超音波変調光断層情報生成部 5 5 へ出力される。なお、超音波変調光断層情報生成部 5 5 へは、超音波信号処理部 5 1 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 5 5 では、超音波信号および光検出器 4 7 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 5 mm ~ 10 mm 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、奥行き方向および横方向の解像度は、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。

【0066】

1点における超音波変調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を取得する。

【0067】

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、モニター70へ出力する。モニター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。

10

【0068】

さらに、光断層画像と、超音波変調光断層画像と、超音波断層画像とを組合わせた合成断層画像(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。

【0069】

まず、被検部の光断層画像と、超音波変調光断層画像と、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、光断層画像情報と、超音波変調光断層画像情報と、超音波断層画像情報とを取得し、その後シース12を僅かに回転させて次の点で各断層画像情報とを取得することを繰り返す、シース12の一回転で、3種類の断層画像を取得してもよい。なお、超音波断層画像情報と超音波変調光断層画像情報とは、同時に取得してもよい。

20

【0070】

各断層画像を一旦不図示の記憶部へ記憶した後、合成断層画像生成部としての制御部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、合成断層画像を生成して、モニター70へ出力する。モニター70には、図3に示すような合成断層画像が表示される。

【0071】

この合成断層画像では、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、奥行き方向および横方向の解像度が数 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取得手段により取得した奥行き方向および横方向の解像度数十 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取得手段により取得した奥行き方向および横方向の解像度数百 μm の断層画像からなる合成断層画像を表示することができ、この合成断層画像の観察者は、病変組織の深達度などを容易に視認することができる。

30

【0072】

以上の説明で明らかなように、本発明による断層画像取得装置では、光断層画像取得手段と超音波断層画像取得手段に加え、超音波変調光断層画像取得手段を備えたことにより、被検部の低深度領域の断層画像を光断層画像取得手段により高解像度で取得でき、被検部の高深度領域の断層画像を超音波断層画像取得手段により低解像度ではあるが取得でき、被検部の中深度領域の断層画像を超音波変調光断層画像取得手段により超音波断層画像よりは高い解像度で取得できるので、これらの断層画像を合成した合成断層画像を表示する場合には、深度が深くなるに従って、解像度が段階的に小さくなるため、従来に比べ、見易い合成断層画像を表示することができる。

40

【0073】

また、従来の超音波変調光断層画像取得手段は、解像度数十 μm のオーダーで被検部の表面から数mm程度の深さまでの断層画像が取得可能であるが、画像の解像度の上限が数

50

十 μ m程度であり、細胞等を観察するには解像度が不足し、また生体内部を観察するには画像化可能な深さが不足するという問題があり、医療分野での普及が遅れている。光断層画像取得手段と超音波断層画像取得手段とを組み合わせることにより、超音波変調光断層画像手段の特性を有効に生かすことが可能になる。

【0074】

さらに、超音波変調光断層画像取得手段は、光照射部と超音波照射部の両者が必要であり、構成が複雑であること、また画像の解析手段も必要であることから製造コストの低減が困難であることも、普及を妨げる要因のひとつであった。しかし、本実施の形態における断層画像取得装置では、光断層画像取得手段および超音波断層画像取得手段に使用されている光源36、超音波トランスデューサ13および制御部52を流用したため、製造コストをさほど増加させることなく、超音波変調光断層画像取得手段を備えた断層画像取得装置を実現できる。

10

【0075】

また、ファイバ15および超音波トランスデューサ13が、一体的に固定され、プローブ10内に收容されているので、このプローブ10を内視鏡の鉗子口へ挿入通でき、本断層画像取得装置の機能を従来の内視鏡へ付与することができる。

【0076】

また、光断層画像を取得する光学系が、超音波変調光断層画像を取得する光学系を兼ねているため、装置が小型化し、かつ光断層画像の取得位置と超音波変調光断層画像の取得位置が一致し、光断層画像と超音波変調光断層画像を合成する際の位置合わせが容易となる。

20

【0077】

また超音波断層画像を取得するため超音波を発生する超音波トランスデューサ13が、超音波変調光断層画像を取得するため超音波を発生する超音波トランスデューサを兼ねているため、装置の構成が簡易化され、小型化かつ低価格化が可能となる。

【0078】

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。

30

【0079】

さらに、本実施の形態においてはプローブへ各断層画像を取得するための照射部および受光（受信）部を組み込んだが、本実施の形態の変形例として、内視鏡挿入部本体に、各断層画像を取得するための照射部および受光（受信）部の一部あるいは全部を組み込んだものも考えられる。内視鏡挿入部本体に少なくとも断層画像取得装置の一部を組み込むことにより、装置の小型化が可能である。また、既存の超音波内視鏡に搭載されている超音波発振器を、超音波変調光断層画像を取得するための超音波発振器として使用することもでき、この場合には、装置の低価格化が可能である。

【0080】

また、本実施の形態の他の変形例として、光断層画像を取得する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有し、光断層画像と超音波変調光断層画像と合成した合成断層画像をモニタへ表示する装置も挙げられる。さらに、他の変形例として、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、超音波変調光断層画像と超音波断層画像とから合成された合成断層画像をモニタへ表示する装置も挙げることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0081】

【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、超音波断層画像の説明図

50

【図 3】合成断層画像の説明図

【符号の説明】

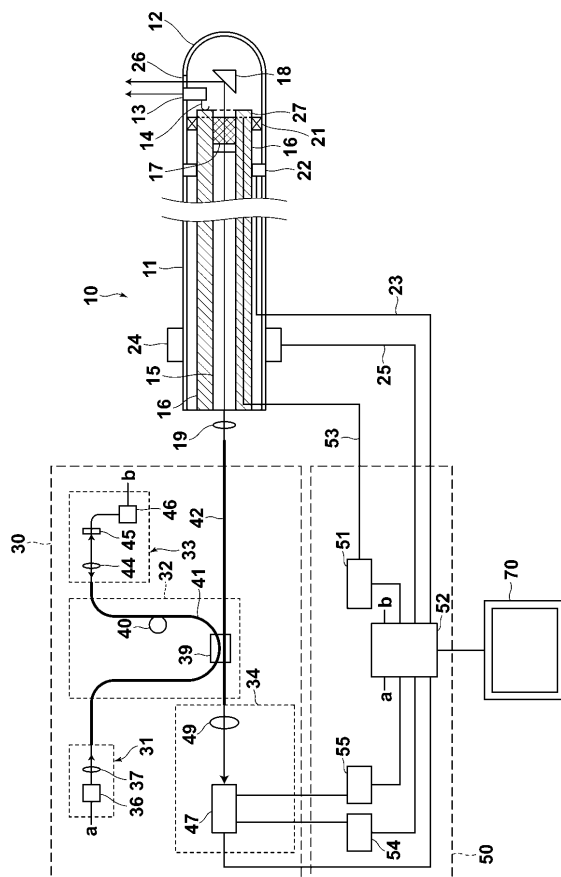
【 0 0 8 2 】

- 1 0 プロープ
- 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 ベアリング
- 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
- 3 3 光路遅延部
- 3 4 光検出部
- 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 4 光断層情報生成部
- 5 5 超音波変調光断層情報生成部
- 7 0 モニタ

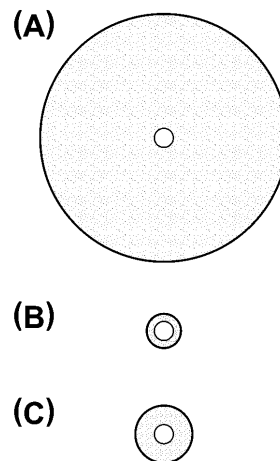
10

20

【図 1】

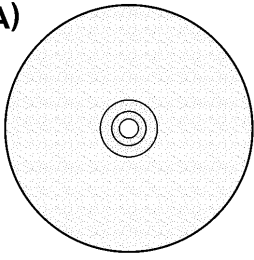


【図 2】

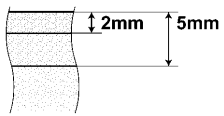


【 図 3 】

(A)



(B)



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 B 11/24

D

F ターム(参考) 2G059 AA05 AA06 BB12 EE02 EE09 FF02 GG10 HH01 HH06 JJ11
JJ13 JJ17 JJ22 KK01 MM09 MM10 PP04
4C061 BB08 CC04 HH54 JJ17 WW16 WW20
4C601 DE16 EE04 FE01 FE03 FF20 GA01 GA02 JC21 KK12

专利名称(译)	断层图像采集装置		
公开(公告)号	JP2006204430A	公开(公告)日	2006-08-10
申请号	JP2005018346	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	A61B10/00 A61B1/00 A61B8/12 G01N21/17 G01B11/24		
FI分类号	A61B10/00.E A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B8/12 G01N21/17.630 G01B11/24.D A61B1/00.526 A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/045.610 A61B8/13 A61B8/14		
F-TERM分类号	2F065/AA52 2F065/BB05 2F065/CC16 2F065/FF51 2F065/GG06 2F065/GG24 2F065/HH18 2F065/LL02 2F065/LL04 2F065/LL13 2F065/LL65 2F065/MM16 2F065/SS13 2F065/UU05 2F065/UU07 2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/FF02 2G059/GG10 2G059/HH01 2G059/HH06 2G059/JJ11 2G059/JJ13 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/KK01 2G059/MM09 2G059/MM10 2G059/PP04 4C061/BB08 4C061/CC04 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/WW16 4C061/WW20 4C601/DE16 4C601/EE04 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/FF20 4C601/GA01 4C601/GA02 4C601/JC21 4C601/KK12 4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/WW16 4C161/WW20		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：获得距测试部件表面约几厘米的深度区域的断层图像，并显示在组合和显示这些断层图像时易于查看的断层图像。获取光学断层图像，超声调制的光学断层图像和超声断层图像，并将其存储在存储单元（未示出）中。控制单元52从光学断层图像选择低深度断层图像（从表面到大约2mm的深度并且分辨率为几 μm ），并且选择超声调制的光学断层图像或中等深度的断层图像（从大约2mm的深度到深度）。从5毫米到10毫米选择几十微米的分辨率，从超声层析图像中选择高深度的层析图像（5毫米到10毫米至30毫米的深度，几百微米的分辨率），然后选择低深度的层析图像。深度断层图像和高深度断层图像被组合以生成组合断层图像，该组合断层图像被输出到监视器70以进行显示。在此复合断层图像中，分辨率逐步变化。[选型图]图1

