

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4577504号
(P4577504)

(45) 発行日 平成22年11月10日(2010.11.10)

(24) 登録日 平成22年9月3日(2010.9.3)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/00

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2005-101269 (P2005-101269)
 (22) 出願日 平成17年3月31日 (2005.3.31)
 (65) 公開番号 特開2006-280449 (P2006-280449A)
 (43) 公開日 平成18年10月19日 (2006.10.19)
 審査請求日 平成20年3月21日 (2008.3.21)

(73) 特許権者 306037311
 富士フィルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100089749
 弁理士 影井 俊次
 (72) 発明者 河野 慎一
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地 フジノン株式会社内

審査官 富永 昌彦

(56) 参考文献 特開2004-290548 (JP, A)
 特開平11-56752 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

可撓性チューブを有するプローブの先端に、被検体の所定の範囲を超音波走査する超音波振動子と、光源からの測定光を前記被検体に照射し、その反射光を受光する光照射手段とを一体に形成し、

前記超音波振動子が受信する反射エコーに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記測定光を被検体に導出するための光源から分岐された参照光の反射光と前記被検体からの反射光との干渉を利用して前記被検体の光走査を行うことにより光断層画像を生成する光断層画像生成手段とを有し、

前記超音波画像生成手段により生成された前記超音波画像のうちの一部の範囲の関心領域を設定し、前記超音波画像と設定された関心領域のみの光断層画像とを同時に画面上に表示することを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】

前記超音波画像は、設定された前記関心領域の範囲と、それ以外の領域の範囲とを明確に区別できるように表示されることを特徴とする請求項1記載の画像診断装置。

【請求項 3】

前記プローブ内に回転可能なフレキシブルシャフトにより回転駆動される回転ブロックを設け、前記超音波振動子は、この回転ブロックに設けられ、その回転軸芯と直交する方向に走査させ、また前記光照射手段は光ファイバと、この光ファイバから出射される光を前記超音波振動子の走査方向とほぼ一致させるように光路を折り曲げるプリズムを前記回

転ブロックに設けることを特徴とする請求項 1 記載の画像診断装置。

【請求項 4】

前記光源からの前記測定光は干渉性の低い測定光を使用し、前記光断層画像生成手段は設定された前記関心領域のみの光走査を行うことを特徴とする請求項 1 記載の画像診断装置。

【請求項 5】

前記プローブの回転速度は、回転方向において前記プローブが前記関心領域に入る直前に段階的に減速し、前記関心領域から出た直後に段階的に加速することを特徴とする請求項 4 記載の画像診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波断層画像と光の干渉を利用した光断層画像とを取得することができる画像診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

一般に、体内組織の断層像を取得する場合、超音波を利用した超音波断層画像診断装置が使用される。超音波断層画像診断装置は、超音波振動子が先端に設けられた超音波プローブと、超音波プローブが超脱可能に接続される超音波観測装置とから概略構成される。
超音波プローブの先端に設けられた超音波振動子は、超音波観測装置により駆動制御されて超音波を被検体に送信し、反射エコーを受信して受信信号に変換して、超音波観測装置に出力する。そして、超音波観測装置において所定の信号処理がされた後に、超音波観測装置に接続されるモニタ装置により超音波断層画像が表示される。

20

【0003】

一方、光の干渉を利用して体内組織等の光断層画像を取得する装置として OCT (Optical Coherence Tomography) を使用した画像診断装置が普及しつつある。OCT による走査としては大別して 3 つの方式がある。そのうちの 1 つが TD (Time Domain) - OCT と呼ばれるものである。この方式は、光源から低コヒーレンス光を出力し、当該低コヒーレンス光を測定光と参照光とに分岐させ、被検体に導光された測定光の反射光と参照面で反射した参照光の反射光とを干渉させて被検体の所定深度における光断層情報を取得する。そして、取得された光断層情報をコンピュータにおいて所定の信号処理を施した後に、コンピュータに接続されるモニタ装置に光断層画像として表示する。

30

【0004】

もう 1 つは、SS (Swept Source) - OCT と呼ばれるものである。この方式は、光源を外部共振器等により波長（周波数）を一定の周期で変動させ、射出される光の周波数を時間的に変化させる。この光が測定光と参照光とに分岐され、測定光の被観察（測定）体からの反射光と参照面で反射した反射光とが合波されて干渉する。当該干渉光には波長帯域ごと（周波数帯域ごと）に被検体の各深度における強度情報が含まれているため、検出された干渉光の信号に対してフーリエ変換による周波数解析を行うことにより、深さ方向の一定範囲の光断層情報を取得する。

40

【0005】

また、他の方式として SD (Spectral Domain) - OCT と呼ばれるものもある。この方式では、光源からは低コヒーレンス光を射出し、被検体からの反射光のスペクトル強度分布に対するフーリエ変換によって光断層画像を得ている。このため、測定光の反射光と参照光の反射光とが合波された後の干渉光に対して、スペクトル分光器によって波長分解を行い、波長帯域ごと（周波数帯域ごと）にライン検出器で検出する。そして、フーリエ変換により周波数解析を行って、深さ方向の一定範囲の光断層情報を取得する。

【0006】

SS - OCT は光源光の波長（周波数）を一定の周期で変動させ、また SD - OCT は

50

スペクトル分光器を利用して波長分解を行うことにより、深さ方向の光断層情報を取得している。従って、T D - O C T が参照面を駆動して深さ方向の光断層情報を取得するのに対し、S S - O C T 及びS D - O C T は双方とも参照面は駆動させる必要がなく、固定されており、高速に光断層情報を取得することが可能である。

【0007】

ここで、何れの方式のO C T 走査であっても、O C T 走査は光の干渉情報を利用しているため、高い分解能をもって走査をおこなうことができる。このため、高い解像度の光断層画像を取得することができるが、O C T 走査は光を利用しているため被検体表面から深い深度の画像を取得することはできない。これに対し、超音波走査は、深い深度の画像を取得することができるが、O C T 走査ほど高い解像度の画像を取得することは出来ない。

10

【0008】

そこで、プローブ先端に低コヒーレンス光を導光するための導光手段と超音波を送信する超音波振動子とを一体に形成し、被検体の表面近傍の深度ではO C T による高分解能の光断層画像を、患部のより深い深度では超音波断層画像を取得しているものは、例えば特許文献1に開示されている。

【特許文献1】特開平11-56752号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

ところで、O C T 走査は、超音波走査と比較して非常に高い分解能で走査が行われる。ここで、特許文献1では、O C T 走査を行うことができる全範囲（ラジアル方向の全範囲）に渡ってO C T 走査を行い、表示を行っている。そして、超音波断層画像と光断層画像とは分解能に依存した情報量の差を有しているため、特許文献1に開示されるように同一のモニタ装置を使用し、その領域を二分して同一（又はほぼ同一）のスケールで表示する場合には、光断層画像に対して縮小処理（主に、間引き処理）を施して表示する必要がある。すなわち、超音波走査とO C T 走査とは分解能が大きく異なるため、取得される光断層画像も超音波断層画像に対して情報量が極めて大きなものになる。従って、光断層画像に対して何らの縮小処理を施さなければ、光断層画像は超音波断層画像に比べて分解能の比に依存した倍率のスケールを有することになる。換言すれば、光断層画像は超音波断層画像に対して、超音波走査の分解能とO C T 走査分解能との比に応じた拡大率で拡大表示されることになる。例えば、O C T 走査の分解能が超音波走査の分解能よりもn倍高いものであれば、光断層画像は超音波断層画像に対してn倍の情報量を有していることになり、その拡大率もn倍で表示されることになる。従って、同一のモニタ装置の領域を二分して、同一のスケールで超音波断層画像と光断層画像とを表示する場合には、分解能の比に応じた縮小処理を施して表示する必要がある。

20

【0010】

このため、O C T 走査は非常に高い分解能で走査することができるのにもかかわらず、表示するときに縮小処理を施して表示するので、高い分解能で走査するO C T の本来的なメリットが失われることになる。つまり、本来高解像度で表示できるものに対して縮小処理を施して表示することになり、結局光断層画像を高解像度で表示することができなくなる。

30

【0011】

勿論、光断層画像と超音波断層画像とを別々のモニタ装置で表示し、超音波断層画像を表示するモニタ装置の解像度よりも高い解像度を有するモニタ装置に光断層画像を表示すれば、施すべき縮小処理の量はある程度は抑制することができる。しかし、近年のO C T の分解能は非常に高くなる傾向にあるため、解像度の異なる別々のモニタ装置を使用したとしても、上記の問題は解消できるものではない。

40

【0012】

また、超音波断層画像も光断層画像も所定の信号処理が施されることになるが、超音波断層画像は光断層画像と比較して情報量が少ないため、比較的短時間で超音波断層画像に

50

信号処理を施すことが可能である。しかし、光断層画像は超音波断層画像と比較して非常に膨大な情報量を有しているため、光断層画像に対して施す信号処理には極めて長時間をする。従って、光断層画像を画像化する速度が超音波断層画像を画像化する速度に追いつかないという問題がある。

【0013】

上述した問題は、TD-OCT、SS-OCT、SD-OCTの何れにも起こる問題であるが、TD-OCTについてはさらに光断層画像の生成時に、一定時間内に取得できる超音波断層画像の枚数、すなわちフレームレートが低下するという問題もある。

【0014】

超音波走査の場合は、超音波振動子から送信された超音波の反射波を受信して1ライン信号分の超音波断層画像を形成し、超音波振動子をラジアル方向又はリニア方向に移動させて2次元的な超音波断層画像を生成する。一方、TD-OCT走査の場合は、参照面の位置に対応して所定深度の情報のみが取得されるため、1ライン信号を生成するためには、1ライン信号に相当する距離だけ参照面の位置を駆動して光路長を変化させる必要がある。従って、超音波の反射波を受信する場合と比較して、TD-OCT走査は1ライン信号を形成するためには、参照面の位置を変化させる必要があるため、光断層画像の1ライン信号の形成速度は超音波断層画像のものと比して低速になる。そのため、プローブのラジアル方向又はリニア方向の移動速度も超音波走査よりもTD-OCT走査の方が低速になる。特許文献1の発明のように、プローブに超音波振動子と導光手段とを一体に形成して走査を行う場合、プローブの移動速度又は回転速度はTD-OCTによる走査に合わせる必要があるが、TD-OCTによる走査に追随させると、超音波による走査速度が本来の走査速度よりも低速になるため、超音波断層画像のフレームレートが低下するという問題がある。10 20

【0015】

そこで、本発明は、超音波断層画像と高解像度の光断層画像とを同時に表示し、超音波断層画像のフレームレートの低下という問題を解消することができる画像診断装置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】

本発明の画像診断装置は、可撓性チューブを有するプローブの先端に、被検体の所定の範囲を超音波走査する超音波振動子と、光源からの測定光を前記被検体に照射し、その反射光を受光する光照射手段とを一体に形成し、前記超音波振動子が受信する反射エコーに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記測定光を被検体に導出するための光源から分岐された参照光の反射光と前記被検体からの反射光との干渉を利用して前記被検体の光走査を行うことにより光断層画像を生成する光断層画像生成手段とを有し、前記超音波画像生成手段により生成された前記超音波画像のうちの一部の範囲の関心領域を設定し、前記超音波画像と設定された関心領域のみの光断層画像とを同時に画面上に表示することを特徴とする。30

【発明の効果】

【0017】

本発明の画像診断装置は、超音波断層画像と高解像度の光断層画像とを同時に表示することができ、光断層画像の信号処理に長時間を要することはない。また、TD-OCTにあっては、さらにフレームレートの低下を抑制することもできる。40

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。図1はTD-OCTを適用した場合の、図2はSS-OCTを適用した場合の、図3はSD-OCTを適用した場合の本発明の画像診断装置を構成する信号処理装置1の概略構成図を示す。

【0019】

図1乃至図4に示されるように、本発明の画像診断装置は、信号処理装置1とプローブ50

2とモニタ装置3と入力手段4とを有して構成され、プローブ2及びモニタ装置3は夫々信号処理装置1に接続される。以上は、各方式のOCTで共通のものであり、信号処理装置1の構成が各方式によって異なることになる。以下、各方式に分けて説明する。

【0020】

A. TD-OCTを適用した場合

最初に、TD-OCTを適用した場合について、図1を参照して説明する。図1に示されるように、信号処理装置1は、超音波断層画像の生成を行う超音波観測装置5と光断層画像の生成を行うOCT観測装置6とを具備し、超音波観測装置5は、送受信部51、A/D (Analog Digital Converter) 52、ラインメモリ53、スキャンコンバータ54、スキャンコントローラ55、ROI (Region of Interest) コントローラ56、D/A (Digital Analog Converter) 57を有して構成され、OCT観測装置6は、A/D 61、ライン信号メモリ62、スキャンコンバータ63、スキャンコントローラ64、リフレクタコントローラ65、D/A 66を有しており、さらにOCT制御部7を有している。OCT制御部7は、光源71、光分岐部72、リフレクタ73、光検出器74を具備し、光検出器74はA/D 61に接続され、リフレクタ73はリフレクタコントローラ65に接続される。

10

【0021】

超音波観測装置5の送受信部51は、プローブ2の先端に配置されている超音波振動子(後述する超音波振動子81)と接続され、駆動信号の送信及び超音波振動子からの受信信号の受信を行う。受信信号はA/D 52によりアナログ信号からデジタル信号に変換されてラインメモリ53に入力される。ラインメモリ53にはスキャンコンバータ54が接続されており、ラインメモリ53に蓄積された受信信号は、スキャンコンバータ54において超音波断層画像の走査方向の変換が行われ、超音波断層画像の1フレームを形成される。そして、形成された1フレームの超音波断層画像がスキャンコンバータ54に記憶される。超音波断層画像の1フレームを形成するために、送受信部51の送信側と受信側との切り換え及びスキャンコンバータ54への信号の取り込みを制御するためのスキャンコントローラ55が設けられている。そして1フレーム分の超音波断層画像が形成されると、関心領域(ROI)を設定するためのROIコントローラ56を経由して、D/A 57に入力されて、デジタル信号からアナログ信号に変換された後にモニタ装置3に出力され、モニタ装置3において超音波断層画像が表示される。

20

【0022】

次に、OCT観測装置6について説明する。OCT観測装置6に具備されるOCT制御装置7において、光源71(例えば、SLD(Super Luminescent Diode)等の干渉性の低い光を射出する光源)から射出された光は、光分岐部72において測定光Lsと参照光Lrとに分岐され、測定光Lsはプローブ2に接続される光照射手段(後述する光照射手段82)に導光される。そして、被検体からの反射光が検出光として再び光分岐部72に入射される。一方、参照光Lrは、反射鏡等により構成されるリフレクタ73において反射され、反射光として光分岐部72に入射される。これら測定光Lsの検出光と参照光Lrの反射光とは光分岐部72において合波され、その干渉光が光検出器74において検出される。これにより、光走査が行われて、被検体における所定深度の断層像を取得することができる。すなわち、測定光Lsの光路長と参照光Lrの光路長とがほぼ一致したときに被検体からの検出光とリフレクタ73からの反射光とが初めて干渉を示すため、光走査を行うときには、参照光Lrの光路長を制御すればよい。参照光Lrの光路長は、リフレクタ73の位置により一意的に定まるため、リフレクタ73の位置を駆動させることにより、被検体における深さ方向の光断層情報を取得することができる。

30

【0023】

以上のように、光検出部74において干渉光が検出されるが、この干渉光は被検体の所定深度の断層情報であるため、深さ方向において一定範囲の断層情報を取得するためには、リフレクタ73の位置を変化させる必要がある。従って、リフレクタ73を深さ方向における走査範囲に対応する分だけ移動させることにより、光断層画像の1ライン信号を生

40

50

成することができる。光検出部 7 4 では干渉光が光電変換されて受信信号が生成され、リフレクタ 7 3 の位置が変化することにより、1 ラインの受信信号（1 ライン信号）が生成される。この1 ライン信号は、超音波振動子による受信信号と同様な信号として取り扱うことができる。

【 0 0 2 4 】

上記1 ライン信号は、O C T 観測装置 6 の A / D 6 1 に出力され、アナログ信号からデジタル信号に変換された後に、ラインメモリ 6 2 に出力される。そして、超音波観測装置と同様に、ラインメモリ 6 2 からスキャンコンバータ 6 3 に受信信号を取り込み、走査方向の変換が行われて、1 フレーム分の光断層画像を生成する。そして、1 フレーム分の光断層画像がスキャンコンバータ 6 3 に記憶される。このとき、スキャンコンバータ 6 3 への1 ライン信号の取り込み制御を行うためにスキャンコントローラ 6 4 及びリフレクタコントローラ 6 5 が具備されている。スキャンコントローラ 6 4 は、プローブ 2 の基端側に接続されているエンコーダ（後述するエンコーダ 1 1 0 ）が検出する回転角に基づいて信号取り込みのタイミングを制御するものであり、リフレクタコントローラ 6 5 はO C T 制御装置 7 のリフレクタ 7 3 の位置を制御するためのものである。スキャンコンバータ 6 3 に1 フレーム分の光断層画像が取り込まれると、D / A 6 6 においてデジタル信号からアナログ信号に変換を行って、モニタ装置 3 の画面上に光断層画像が表示される。

10

【 0 0 2 5 】

次に、プローブ 2 について説明する。図 4 は、プローブ 2 の構成を示す図である。プローブ 2 の先端部 2 A には、超音波振動子 8 1 及び光照射手段 8 2 が一体に形成され、これら超音波振動子 8 1 及び光照射手段 8 2 は回転ブロック 8 6 により同軸に回転する。超音波振動子 8 1 は、超音波観測装置 5 からの駆動パルスが印加されると超音波を被検体に向けて送信し、その反射エコーを受信信号に変換して、超音波観測装置 5 に送信する。従って、超音波の走査方向はラジアル方向であり、その走査面は回転ブロック 8 6 の回転軸 1 0 4 と直交する方向である。光照射手段 8 2 は、O C T 観測装置 6 からの光を集光させる機能を有し、光照射手段 8 2 から出射された光は、プリズム 8 3 において直角に反射され、被検体の所定深度において集光するように照射される。これにより、光走査の方向は超音波の走査方向とほぼ一致する。この被検体からの反射光は、再度プリズム 8 3 、光照射手段 8 2 を経由してO C T 観測装置 6 に検出光として帰還せしめられる。このため、光照射手段 8 2 の材料としては、発散する光ファイバの光を集めるために、例えば屈折率が無段階に変化するG R I Nレンズ等が使用される。そして、超音波振動子 8 1 には信号線 8 4 が接続されて、信号処理装置 1 の超音波観測装置 5 と信号の授受が可能な構成となし、光照射手段 8 2 にはファイバ 8 5 が接続されて、O C T 観測装置 6 からの測定光が導光され、光照射手段 8 2 及びこの光照射手段 8 2 に固着されるプリズム 8 3 により被検体に向けて測定光が照射される。また、これら信号線 8 4 及びファイバ 8 5 は一本のケーブル 8 9 に纏められる。回転ブロック 8 6 には、相互に反対方向に巻回した二重又は三重の密超コイル等からなるフレキシブルシャフト 9 1 が連結されており、ケーブル 8 9 はフレキシブルシャフト 9 1 の内部に挿通される。このフレキシブルシャフト 9 1 は基端側に接続されるモータ 1 0 1 の回転駆動力により回転を行う。そして、これら各部材を内包するようにスリーブ 9 2 が設けられるが、このスリーブ 9 2 の少なくともその先端部は光が透過するために、透明性の部材により構成される。

20

30

40

【 0 0 2 6 】

そして、プローブ 2 の基端側 2 B において、ケーブル 8 9 に内包されるファイバ 8 5 の外周には、信号線 8 4 と接続される回転可能な第 1 の電極筒 9 3 、第 2 の電極筒 9 5 が設けられ、その間には回転可能な絶縁筒 9 4 が介在されている。第 1 の電極筒 9 3 又は第 2 の電極筒 9 5 の何れか一方はアース電極に接続され、他方は超音波観測装置 5 に接続されて信号の授受が行われる。固定筒 9 7 は上記回転部材を回転自在に保持するための部材であり、内部に軸受 9 6 を有して構成され、またスリーブ 9 2 と連結される。従って、光照射手段 8 2 に接続されるファイバ 8 5 、そして超音波振動子 8 1 に接続される第 1 の電極筒 9 3 、第 2 の電極筒 9 5 は一体となって回転されることになる。

50

【0027】

かかるプローブ2の基端部2Bは、図2に示されるように、駆動コネクタ100に接続される。駆動コネクタ100にはモータ101が具備されており、モータ101の駆動力が駆動部102を介してギア103に伝達され、ギア103の回転により回転軸104が回転する。従って、回転軸104にプローブ2の基端部2Bが接続されることにより、ファイバ85、第1の電極筒93、第2の電極筒95も回転されることになる。また、モータ101にはエンコーダ110が接続されており、モータ101の回転角から、超音波振動子81及び光照射手段82の回転角を検出することができる。

【0028】

モニタ装置3は超音波断層画像及び光断層画像を表示するための表示装置であり、図1の例では、超音波観測装置5のD/A57及びOCT観測装置6のD/A66に接続される。従って、モニタ装置3の画面を2つの領域に分割し、夫々の領域に超音波断層画像及び光断層画像を表示するものであってもよいし、一方の画面を主画面とし、その中に他方の画面を埋め込む、所謂ピクチャーアインピクチャーの方式を採用してもよい。また、モニタ装置を複数設置する余裕がある場合には、2台のモニタ装置を用意し、夫々に超音波断層画像及び光断層画像を表示してもよい。なお、超音波断層画像及び光断層画像が同時に表示されることが好ましいが、これらを切り換えて表示することを妨げるものではない。

10

【0029】

入力手段4は関心領域を設定するための入力装置であり、モニタ装置3に表示されている超音波断層画像を参照して、OCT走査を行う領域を設定する。入力手段4としては、例えば、トラックボール、マウス、キーボード等が適用される。

20

【0030】

以上説明したものは、ラジアル走査を行うものを例示して説明しているが、勿論これに限定されるものではなく、リニア走査にも適用することができる。そして、図2には、超音波振動子81と光照射手段82(プリズム83を含む)とは、位相が180°ずれているものを例示しているが、同一方向を含む任意の方向に向けられる構成を採ることもできる。

【0031】

B. SS-OCTを適用した場合

【0032】

30

次に、SS-OCTを適用した場合について説明する。SS-OCTを適用した場合は、OCT観測装置6の構成がTD-OCTと異なることになる。TD-OCTでは、リフレクタ73はリフレクタコントローラ65により、その位置を変化させる駆動制御が行われていたが、SS-OCTでは、リフレクタ73の位置を変化させる必要がない。従って、リフレクタ73の位置は固定されている。以下、具体的に説明する。

【0033】

図2に示されるように、SS-OCTでは、光源71は、光源波長コントローラ68により波長掃引が行われる。光源71はチューナブルレーザからなっており、光源波長コントローラ68によってレーザー光の波長(周波数)を一定の周期で変動させることができるようになっている。光源波長コントローラ68によって波長掃引が行われた光源71から射出された光は、光分岐部72において測定光Lsと参照光Lrとに分岐され、測定光Lsはプローブ2に接続される光照射手段82に導光される。そして、被検体からの反射光が検出光として再び光分岐部72に入射される。一方、参照光Lrは、反射鏡等により構成されるリフレクタ73において反射され、反射光として光分岐部72に入射される。検出光と参照光Lrの反射光とは光分岐部72において合波され、両光の干渉光が光検出器74において検出される。

40

【0034】

ここで、被検体に照射された測定光Lsの反射光である検出光は、波長帯域(周波数帯域)ごとに強度成分を有している。当該検出光のうち、長波長の帯域(低い周波数帯域)の強度情報は被検体の体内の深い位置からの反射情報であり、短波長の帯域(高い周波数

50

帯域)の強度情報は被検体の体内の浅い位置からの反射情報である。光検出器74においては、検出光と参照光L_rの反射光との干渉光が受光されるため、波長帯域ごと(周波数帯域ごと)の強度情報に基づいて、各深度における反射光の強度を検出できるようになっている。FFT制御部75では、光検出器74で検出された干渉光に対してFFT(Fast Fourier Transform:高速フーリエ変換)によって周波数解析を行って、干渉光の光断層を決定する。そして、被検体の各層の距離情報と反射層別の情報を取得して、光断層情報を取得する。従って、FFT制御部75からA/D61に出力される情報は、各深度位置における一定範囲の光断層情報である1ラインの受信信号(1ライン信号)が同時に取得されることになる。かかる1ライン信号は、超音波振動子による1ライン信号と同様な信号として取り扱うことができる。

10

【0035】

TD-OCTでは、光断層画像を構成する1ライン信号を取得するために、リフレクタ73の位置を駆動制御していたが、SS-OCTでは、検出光には波長帯域(周波数帯域)ごとに各深度の断層情報が含まれているため、リフレクタ73の位置を駆動制御することなく1ライン信号を同時に取得することができる。リフレクタ73を駆動制御する必要がないため、SS-OCTにはリフレクタコントローラ65は具備されない。

【0036】

なお、SS-OCTでは、波長帯域(周波数帯域)ごとの各深度の断層情報を取得するために、光源波長コントローラ68が光源71に対して波長掃引を行っているが、深さ方向における一部の範囲のみの断層情報を取得する場合には、当該範囲に応じた波長掃引を行う。このため、スキャンコントローラ64によりROIコントローラ56からの関心領域の深さ方向の範囲の情報が光源波長コントローラ68に出力され、当該範囲のみの断層情報を取得するように、光源波長コントローラ68は波長掃引を行う。

20

【0037】

C. SD-OCTを適用した場合

次に、SD-OCTを適用した場合について説明する。SD-OCTを適用した場合も、OCT観測装置6の構成がTD-OCTと異なることになる。SD-OCTにおいても、リフレクタ73の位置を変化させる必要がないため、その位置は固定されている。以下、具体的に説明する。

【0038】

30

SD-OCTでは、光源71としてから射出する光としては低コヒーレントの光が使用される。従って、光源71としては、TD-OCTと同様にSLD等の干渉性の低い光を射出する光源が使用される。光源71から射出された低コヒーレント光が光分岐部72において、測定光L_sと参照光L_rとに分岐し、測定光L_sは被検体に向かい、参照光L_rはリフレクタ73に向かう。そして、検出光と参照光L_rの反射光とが光分岐部72において合波される構成まではTD-OCTと同様である。SS-OCTでは、検出光と参照光L_rの反射光との干渉光が、スペクトル分光器76において波長分解され、光ライン検出器69において各波長成分(各周波数成分)に分解されたチャンネルドスペクトルが検出される。

【0039】

40

すなわち、検出光と参照光L_rの反射光との干渉光は複数の波長を有する干渉光であり、スペクトル分光器76において、干渉光を各周波数帯域(各波長帯域)に分光すれば、各周波数帯域(各波長帯域)の強度情報を取得することができる。各周波数帯域(各波長帯域)の強度情報は、夫々被検体の各深度における断層情報に対応するため、光ライン検出器69からのスペクトル密度の情報に対してFFTを施して周波数解析を行えば、リフレクタ73の位置を変化させることなく、被検体の深さ方向における一定範囲の断層情報を取得することができる。すなわち、SD-OCTにおいても、リフレクタ73の位置を駆動制御せざるまでもなく、光断層画像を構成する1ライン信号の各深度位置における断層情報を同時に取得することができる。従って、SD-OCTにも、リフレクタコントローラ65は具備されない。

50

【 0 0 4 0 】

なお、SD-OCTでは、波長帯域（周波数帯域）ごとの各深度の断層情報を取得するために、分光器76により波長分解されたチャンネルドスペクトルを光ライン検出器69により検出しているが、深さ方向における一部の範囲のみの断層情報を取得する場合には、光ライン検出器69は、当該範囲に応じたチャンネルドスペクトルを検出する。このため、スキャンコントローラ64によりROIコントローラ56からの関心領域の深さ方向の範囲の情報が光ライン検出器69に出力され、当該範囲のみの断層情報を取得するよう、光ライン検出器69は当該範囲に応じたチャンネルドスペクトルを検出する。

【 0 0 4 1 】

以上の構成を有する本発明の画像診断装置の動作について図5のフローチャートに従つて説明する。最初に、TD-OCTを適用した場合の動作について説明し、SS-OCT、SD-OCTを適用した場合の動作については後に説明する。

10

【 0 0 4 2 】

D.TD-OCT方式を適用した場合の本発明の動作

最初に、予めプローブ2の回転と共に被検体の超音波断層画像を生成し、モニタ装置3に表示する（ステップS1）。従って、プローブ2の回転速度は超音波断層画像を取得するための速度となっており、超音波観測装置5はプローブ2の回転速度に従って、所定のタイミングで超音波振動子81を駆動し、受信した受信信号から超音波断層画像を生成する。そして、モニタ装置3の画面上に超音波断層画像が表示されている状態で、オペレータが入力手段4を操作すると、関心領域の設定が開始される（ステップS2）。

20

【 0 0 4 3 】

最初に、OCT走査を行う範囲が設定される（ステップS3）。図1の例では、リニア走査ではなくラジアル走査を行っているため、走査範囲を特定するためには、オフセット、走査角度（回転方向における走査範囲）、走査深度（深さ方向における走査範囲）を設定する必要がある。例えば、図6（a）に示される超音波断層画像の中から関心領域を設定するときには、オフセットS（走査範囲を設定するための始点）を設定し、さらに走査角度及び走査深度Dを設定する。上記3つの要素を設定することにより、OCT走査を行う範囲を特定することができるが、さらにこの中でモニタ装置3の画面上に表示する範囲を設定することもできる（ステップS4）。すなわち、OCT走査を行った範囲全てを表示する必要がない場合は、一定範囲の光断層画像を表示するように設定することもできる。

30

【 0 0 4 4 】

ところで、TD-OCTの場合は、OCT走査と超音波走査とは、1ライン信号を取得する速度に大きな差があるために、プローブ2の回転速度も異なることになり、その結果超音波走査のフレームレートが悪化することは前述したとおりである。そこで、本発明では、関心領域内ではOCT走査の回転速度で、関心領域外では超音波走査の回転速度で回転を行うように制御を行う。すなわち、関心領域外で超音波走査の回転速度で回転していたプローブ2は、関心領域内に入ると回転速度を落としてOCT走査の回転速度で回転するよう制御する。このため、プローブ2の回転速度が可変となる構成を採用する。

40

【 0 0 4 5 】

ここで、光照射手段82が関心領域に入ると同時にプローブ2の回転速度を急激に落とすと、回転ムラが発生することも考えられる。同様に、関心領域から出ると同時にプローブ2の回転速度を急激に上げても、回転ムラが発生するおそれがある。このため、光照射手段82が関心領域に入る直前に段階的に回転速度を遅くし、関心領域から出る直前に段階的に回転速度を速くするよう、モータ101の回転速度を制御する。

【 0 0 4 6 】

次に、入力手段4によりサンプリング速度の設定を行う（ステップS5）。例えば、関心領域を拡大して表示した場合は、より高い分解能をもってOCT走査を行う必要がある。従って、所望の分解能に応じたサンプリングを行うために、サンプリング速度の設定を行う必要がある。

50

【 0 0 4 7 】

以上により各種設定は終了する。設定された内容は全て R O I コントローラ 5 6 に出力され、R O I コントローラ 5 6 は、設定内容のうちオフセット及び操作角度の情報をモータ 1 0 1 に、オフセット、操作角度、走査深度及びサンプリング速度の情報をスキャンコントローラ 6 4 に出力する。

【 0 0 4 8 】

モータ 1 0 1 は、R O I コントローラ 5 6 からの情報に従って、O C T 走査を行う走査角度の範囲内においてはO C T 走査の回転速度で、その他においては超音波走査の回転速度でプローブ 2 を回転させるように回転速度の制御を行う（ステップ S 6）。このとき、モータ 1 0 1 は、O C T 走査を行う範囲内に入るときには、段階的に回転速度を落とすよう 10 に制御を行う。モータ 1 0 1 の回転により、駆動部 1 0 2 に接続される回軸 1 0 4 が回転し、この回軸 1 0 4 に連結されるプローブ 2 の各回転部材が回転する。これにより、プローブ 2 の回転速度のコントロールが行われる。

【 0 0 4 9 】

以上により回転方向の制御が行われることになるが、T D - O C T 方式のO C T 走査においては、走査深度に対応してリフレクタ 7 3 を駆動制御する必要がある。このため、スキャンコントローラ 6 4 は、R O I コントローラ 5 6 より出力された走査深度の情報をリフレクタコントローラ 6 5 に伝達し、リフレクタコントローラ 6 5 は当該情報に従って、走査深度に対応する分だけリフレクタ 7 3 を移動させる（ステップ S 7）。

【 0 0 5 0 】

リフレクタ 7 3 の位置が変化することに伴って参照光側の光路長も変化するため、当該光路長に対応した深度における情報が取得される。従って、リフレクタ 7 3 の位置を深さ方向における走査範囲の分だけ移動させれば、各深度における断層情報を取得することができ、それらを合わせて 1 ライン信号とすることができます。スキャンコンバータ 5 4 は、スキャンコントローラ 6 4 により信号の取り込みが制御されるため、それに従って、スキャンコンバータ 6 3 に信号の取り込みが行われる。そして、プローブ 2 の回転と共に、次の 1 ライン信号を形成し、スキャンコントローラ 6 4 からの制御に基づいて、スキャンコンバータ 6 3 は対象範囲内（関心領域の範囲内）の光断層画像を生成する。当該光断層画像は、D / A 6 6 によりアナログ信号に変換された後に、モニタ装置 3 に出力されて、図 6 (b) のように画面表示がされる（ステップ S 8）。

【 0 0 5 1 】

そして、O C T 走査を行う範囲から出るときには段階的に回転速度を上げるように制御を行う。その後、超音波走査を行い、O C T 走査の領域に入るときには、段階的に回転速度を落としつつ、O C T 走査の回転速度に合わせる。これにより、プローブ 2 の回転速度は、関心領域のみO C T 走査に対応した速度にすることができ、他の領域は超音波走査に対応した速度にすることができる。従って、全方位をO C T 走査に対応した速度にする必要がなくなるため、フレームレートが低下することを抑制することができる。

【 0 0 5 2 】

E . S S - O C T 方式、S D - O C T 方式を適用した場合の本発明の動作

次に、S S - O C T 、S D - O C T を適用した場合の動作について説明する。上述した 40 ように、S S - O C T 、S D - O C T は何れもリフレクタ 7 3 の位置を駆動制御する必要がないため、プローブ 2 の回転速度を低速にする必要はない。従って、ステップ S 6 のプローブ回転速度制御及びステップ S 7 のリフレクタ駆動制御が、S S - O C T 、S D - O C T を適用した場合には不要となる。他のステップについては、T D - O C T と同様である。

【 0 0 5 3 】

S S - O C T 、S D - O C T では、スキャンコントローラ 6 4 の制御により、スキャンコンバータ 6 3 はラインメモリ 6 2 から随時 1 ライン信号の取り込みを行う。スキャンコンバータ 6 3 では、取り込みを行った信号に対して走査方向の変換を行って、変換後の 1 フレーム分の信号を記録する。このとき、スキャンコンバータ 6 3 は、スキャンコントローラ 6 4 に走査深度情報を送信する。

10

20

30

40

50

ーラ64を経由してROIコントローラ56からの関心領域の設定情報を取得する。そして、スキャンコンバータ63は、自身に記憶されている1フレーム分の信号のうち、関心領域のみに所定の信号を施して、当該関心領域のみの光断層画像を生成する。そして、スキャンコンバータ63において生成された光断層画像がD/A66によってデジタル信号からアナログ信号に変換されてモニタ装置3の画面に表示される。

【0054】

以上より、TD-OCT、SS-OCT、SD-OCTの何れの方式のOCTを使用した場合であっても、超音波断層画像と、超音波断層画像の中から設定された一部の範囲の関心領域のみの光断層画像とが同時に表示される。

【0055】

光断層画像は非常に高い分解能でOCT走査が行われて生成された画像であるため、非常に多くの情報量を有している。従って、同一のモニタ装置を使用し、その表示領域を二分して超音波断層画像と光断層画像とを夫々同一のスケールで表示する場合、超音波断層画像の全範囲の光断層画像を表示するためには、光断層画像に対して間引き処理等の縮小処理を施して表示することになり、高解像度で表示することができない。また、同一のモニタ装置ではなく異なるモニタ装置に超音波断層画像と全範囲の光断層画像とを表示すれば、ある程度は光断層画像に対して施す縮小処理の縮小率を抑制しつつ、両画像を表示することができる。しかし、超音波断層画像の情報量と全範囲の光断層画像の情報量との間には極めて大きな差が存するため、超音波断層画像を表示するモニタ装置の解像度と光断層画像を表示するモニタ装置の解像度とを違わせたとしても、全範囲の光断層画像には高い縮小率をもって縮小処理を施す必要がある。従って、光断層画像を高解像度で表示することはできない。

10

【0056】

本発明では、超音波断層画像の全範囲ではなくそのうちの一部の範囲の関心領域のみの光断層画像を生成している。従って、全範囲の光断層画像と比較して関心領域の光断層画像は、その情報量を少なくすることができます。このため、超音波断層画像と情報量の多い光断層画像とを同時に表示したとしても、縮小処理を施さないか、あるいは縮小処理を施したとしても縮小率を極めて小さいものとすることができますため、光断層画像も高解像度で表示することができる。

20

【0057】

一般に、光断層画像で表示を行う関心領域の範囲が全範囲に占める割合はごく一部であり、それほど大きいものではない。従って、ごく一部の関心領域の光断層画像のみを表示すれば、高解像度な関心領域の光断層画像と、全体の超音波断層画像とを同時に表示することができる。

30

【0058】

また、光断層画像は関心領域の範囲のみに信号処理を施せばよいため、信号処理に非常に長時間を要するという問題も招来しない。

【0059】

ところで、光断層画像は、超音波断層画像のうちの一部の範囲のみから構成されているため、光断層画像のみをもって、当該光断層画像が超音波断層画像のうちどの部位を示しているかを一見して把握することが難しい場合がある。上述したように、光断層画像は超音波断層画像のうちの一部の関心領域であり、当該関心領域が全体領域に占める割合はそれほど大きくはない。関心領域が全体領域に対して占める割合が小さいほど、関心領域の光断層画像が全体領域の中でどの部位を表示しているものであるのかを把握することは困難になる。

40

【0060】

そこで、ステップS4において、超音波断層画像の中から関心領域が設定されたときに、設定された関心領域の範囲は設定後に非表示状態にするのではなく、超音波断層画像の中に関心領域とそれ以外の領域とが明確に区別されるように表示をしておく。図6では、関心領域の範囲を実線で囲んだものを例示したが、これに限定されず、関心領域とそれ以

50

外の領域とが明確に区別できているものであればよい。これにより、超音波断層画像のうち関心領域を明示して表示することができ、関心領域に対応する光断層画像は超音波断層画像のうちどの範囲であるかを容易に把握することができるようになる。なお、表示されている関心領域とは別の関心領域の光断層画像を新たに表示する場合には、それ以前に表示されていた関心領域の範囲を非表示状態にし、新たに設定された関心領域を他の領域と明確に区別できるように表示を行うようとする。

【0061】

そして、TD-OCT方式を適用した場合にあっては、関心領域のみプローブの回転速度をOCT走査用にし、他の領域は超音波走査用にすることができるため、超音波断層画像のフレームレートが低下することを防止することができる。

10

【0062】

以上説明したように、本発明では、超音波断層画像と同時に表示する光断層画像は、超音波断層画像の全範囲ではなく一部の関心領域のみの画像であるため、光断層画像の情報量を少なくすることができます。そのため、超音波断層画像と高解像度の光断層画像とを同時に表示することができ、光断層画像に施す信号処理に長時間を要するという問題を解消することができる。また、表示を行うときには、表示がされている超音波断層画像には設定された関心領域が他の領域と明確に区別がつくよう表示されているため、表示されている光断層画像が超音波断層画像の中でどの部位を表示しているかを一見して把握することが可能である。

【0063】

そして、TD-OCTの場合は、プローブの回転速度を関心領域の範囲のみOCT走査用にし、他の領域は超音波走査用にするため、フレームレートが低下することもない。

20

【0064】

なお、上記実施形態では、ラジアル走査を行うものについて例示して説明したが、勿論リニア走査を行うものにも適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0065】

【図1】TD-OCT方式による本発明の信号処理装置の概略構成図である。

【図2】SS-OCT方式による本発明の信号処理装置の概略構成図である。

【図3】SD-OCT方式による本発明の信号処理装置の概略構成図である。

30

【図4】プローブの概略構成図である。

【図5】処理の流れを示すフローチャートである。

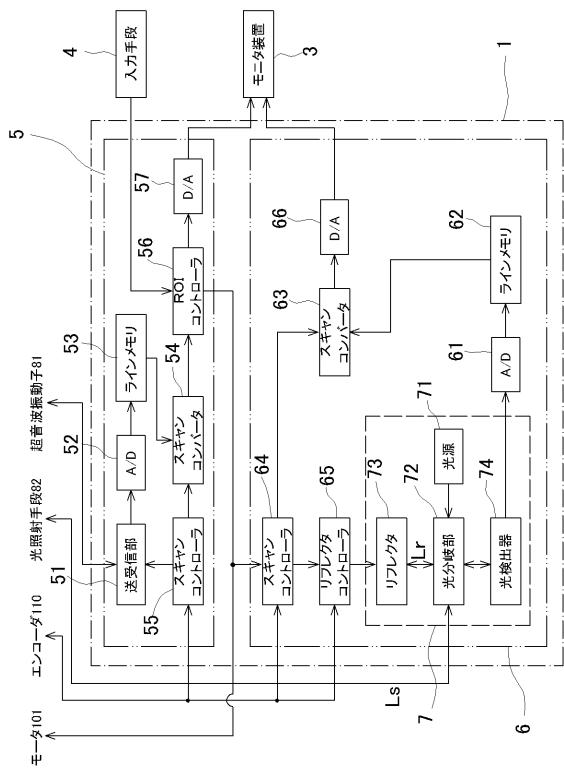
【図6】超音波断層画像と光断層画像との一例を示す図である。

【符号の説明】

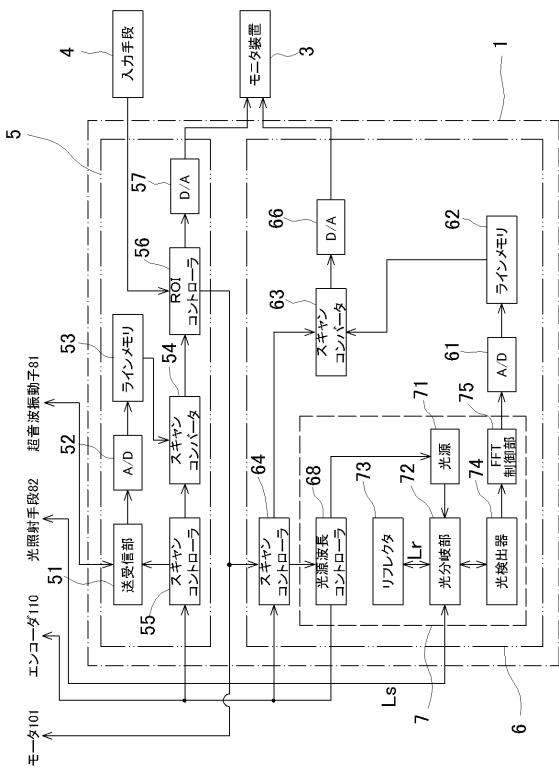
【0066】

1	信号処理装置	2	プローブ
3	モニタ装置	5	超音波観測装置
6	OCT観測装置	7	OCT制御部

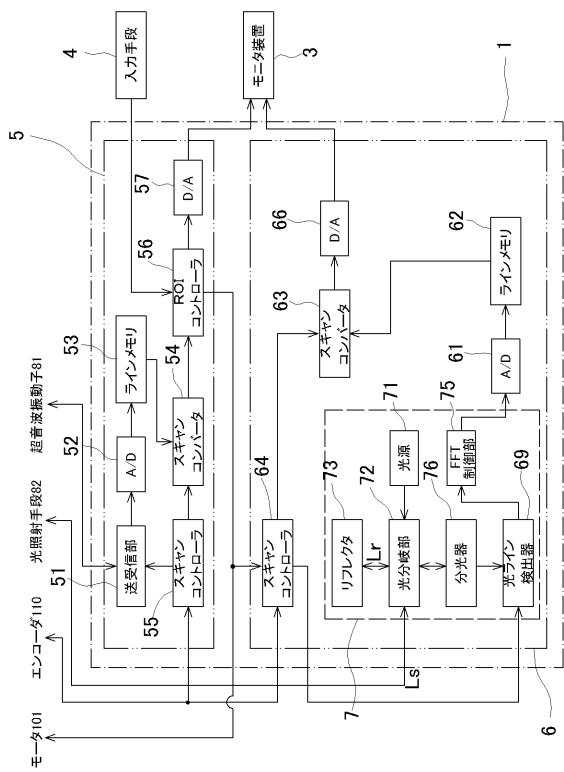
【図1】



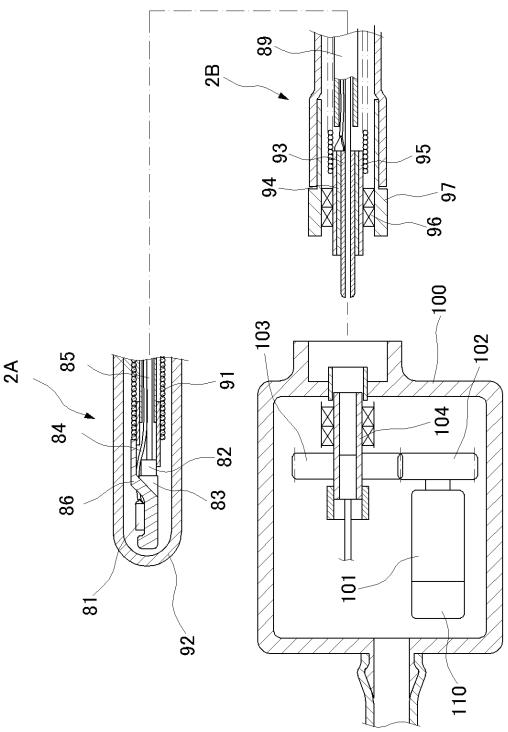
【図2】



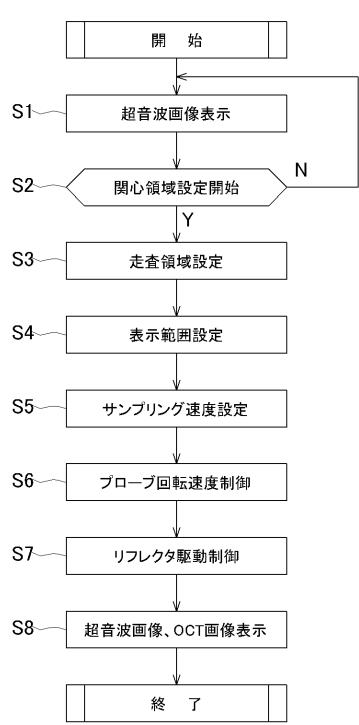
【図3】



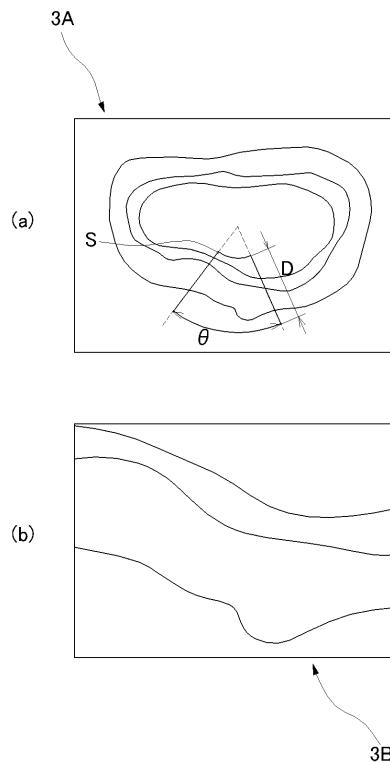
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	图像诊断设备		
公开(公告)号	JP4577504B2	公开(公告)日	2010-11-10
申请号	JP2005101269	申请日	2005-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	河野慎一		
发明人	河野 慎一		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B10/00.E A61B8/12 A61B8/14 G01N21/17.620		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/EE11 2G059/FF02 2G059 /GG01 2G059/KK04 4C601/BB02 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE08 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA01 4C601/JC37 4C601/KK23 4C601/KK31		
其他公开文献	JP2006280449A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过同时显示超声断层扫描图像和高分辨率光学断层扫描图像来抑制帧速率的降低。解决方案：在探头2的末端以集成方式形成超声换能器81和照射装置82。超声波断层图像由超声波换能器81发射的超声波产生，并且光学断层图像通过使用干涉光产生。在这种情况下，感兴趣区域被设置在超声断层图像的有限区域中，并且超声断层图像和仅在感兴趣区域中的光学断层图像被同时显示在屏幕上。另外，在TD-OCT系统的情况下，探头2以允许在所关注的设定区域中进行OCT扫描的速度旋转，并且探头2以允许超声波扫描的速度旋转。该地区的其他地区。

【図3】

