

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-142453
(P2008-142453A)

(43) 公開日 平成20年6月26日(2008.6.26)

(51) Int.Cl.		F I	テーマコード (参考)		
A 6 1 B	8/12	(2006.01)	A 6 1 B 8/12	2 G 0 5 9	
G 0 1 N	21/17	(2006.01)	G 0 1 N 21/17	6 2 5	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-335759 (P2006-335759)	(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
(22) 出願日	平成18年12月13日(2006.12.13)	(71) 出願人	000005430 フジノン株式会社 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
		(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(74) 代理人	100095234 弁理士 飯嶋 茂
		(74) 代理人	100117536 弁理士 小林 英了

最終頁に続く

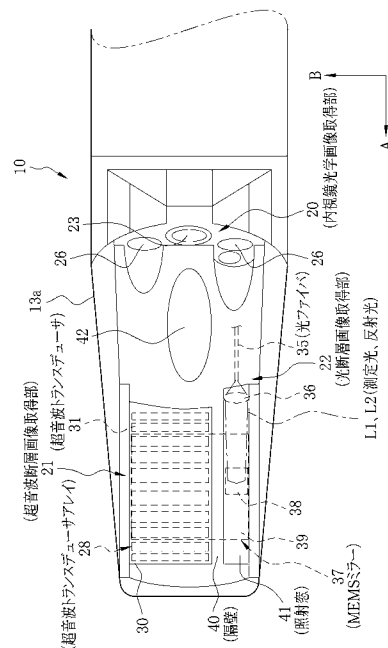
(54) 【発明の名称】 医療診断用プローブ、および医療診断システム

(57) 【要約】

【課題】電子走査方式による超音波断層画像と、光断層画像とを一本のプローブで取得する。

【解決手段】医療診断用プローブ10の先端部13aには、超音波断層画像取得部21と光断層画像取得部22とが設けられている。超音波断層画像取得部21は、断面凸円弧状の曲面に複数の超音波トランスデューサ31がアレイ状に配列された、コンパックス電子走査方式の超音波トランスデューサアレイ28を有する。光断層画像取得部22は、被観察部位に測定光L1を照射するとともに、被観察部位からの反射光L2を受光するための光学系、および被観察部位に測定光L1を走査するMEMSミラー37を有する。MEMSミラー37は、超音波の走査方向と略平行となるように、測定光L1を走査する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に挿入され、被検体の被観察部位の医療診断に供する画像を取得するための医療診断用プローブであって、

曲面に複数の超音波トランスデューサがアレイ状に配列された、電子走査方式の超音波トランスデューサアレイを有する超音波断層画像取得部と、

前記被観察部位に測定光を照射するとともに、前記被観察部位からの反射光を受光するための光学系、および前記被観察部位に前記測定光を走査する走査機構を有する光断層画像取得部とを備えることを特徴とする医療診断用プローブ。

【請求項 2】

前記超音波トランスデューサアレイは、コンベックス電子走査方式で駆動されることを特徴とする請求項 1 に記載の医療診断用プローブ。

【請求項 3】

前記光学系は、前記被観察部位に向けて前記測定光を出射する位置が、前記曲面の曲率中心と略一致するように設けられていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の医療診断用プローブ。

【請求項 4】

前記走査機構は、前記超音波の走査方向と略平行となるように、前記測定光を走査することを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の医療診断用プローブ。

【請求項 5】

前記走査機構は、前記超音波の走査方向と略直交するように、前記測定光を走査することを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の医療診断用プローブ。

【請求項 6】

前記走査機構は、MEMS 型のミラーを含むことを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の医療診断用プローブ。

【請求項 7】

前記走査機構は、モータを含むことを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の医療診断用プローブ。

【請求項 8】

前記モータは基端部に配されており、

前記光学系を構成する、先端部から前記基端部にかけて連通された光ファイバを前記モータで回転駆動することで、前記測定光を走査することを特徴とする請求項 7 に記載の医療診断用プローブ。

【請求項 9】

前記走査機構は、前記モータによる回転を、その回転軸と直交する方向を回転軸とする回転に変換する傘歯車を含むことを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の医療診断用プローブ。

【請求項 10】

前記モータは先端部に配されており、

前記光学系を構成する、前記被観察部位に向けて前記測定光を出射する光学部材を前記モータで回転駆動することで、前記測定光を走査することを特徴とする請求項 7 に記載の医療診断用プローブ。

【請求項 11】

前記光断層画像取得部は、前記超音波断層画像取得部の側方に配されていることを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれかに記載の医療診断用プローブ。

【請求項 12】

前記超音波断層画像取得部は、前記超音波トランスデューサアレイがその中心で間を空けて二分割されており、

前記光断層画像取得部は、二分割された前記超音波トランスデューサアレイの間に配されていることを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれかに記載の医療診断用プローブ。

10

20

30

40

50

【請求項 13】

前記超音波断層画像取得部と前記光断層画像取得部との間に、両者を隔てる隔壁が設けられていることを特徴とする請求項 1 ないし 12 のいずれかに記載の医療診断用プローブ。

【請求項 14】

前記超音波断層画像取得部と前記光断層画像取得部とは、近接して配置されていることを特徴とする請求項 1 ないし 12 のいずれかに記載の医療診断用プローブ。

【請求項 15】

前記光断層画像取得部は、前記測定光および前記反射光を透過する照射窓を有し、前記照射窓は、前記超音波トランスデューサアレイが配される面の内側にずらして設けられていることを特徴とする請求項 14 に記載の医療診断用プローブ。

10

【請求項 16】

前記超音波トランスデューサアレイが配される面の内側に設けられる部材を、前記測定光および前記反射光を透過する材料で形成し、前記光断層画像取得部の照射窓と兼用することを特徴とする請求項 14 または 15 に記載の医療診断用プローブ。

【請求項 17】

前記被観察部位の光学像を撮像する撮像素子を有する内視鏡光学画像取得部を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 16 のいずれかに記載の医療診断用プローブ。

【請求項 18】

処置具が挿通される鉗子チャンネルを備えることを特徴とする請求項 1 ないし 17 のいずれかに記載の医療診断用プローブ。

20

【請求項 19】

請求項 1 ないし 18 のいずれかに記載の医療診断用プローブを用いて、超音波断層画像と光断層画像とを取得することを特徴とする医療診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に挿入され、被検体の被観察部位の医療診断に供する画像を取得するための医療診断用プローブ、およびこれを用いた医療診断システムに関する。

【背景技術】

30

【0002】

近年、医療分野において、超音波画像を利用した医療診断が実用化されている。超音波画像は、超音波プローブの先端に配された超音波トランスデューサから、被検体の被観察部位に超音波を照射し、被観察部位からのエコー信号を超音波トランスデューサで受信して、これにより出力される検出信号をプロセッサ装置で電氣的に処理することによって得られる。

【0003】

また、超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像を得ることも可能である。超音波断層画像を得る方法としては、超音波トランスデューサを機械的に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせるメカニカルスキャン走査方式や、複数の超音波トランスデューサをアレイ状に配列し、駆動する超音波トランスデューサを電子スイッチなどで選択的に切り替える電子スキャン走査方式が知られている。

40

【0004】

電子スキャン走査方式には、プローブ先端に複数の超音波トランスデューサを扇状に配置したコンベックス電子走査方式がある。コンベックス電子走査方式を採用した超音波プローブは、電子内視鏡の鉗子口に挿入されるタイプや、CCDなどの撮像素子と一体化されたいわゆる超音波内視鏡など、主に体腔内に挿入して使用される。特に、超音波内視鏡では、超音波断層画像や、撮像素子により得られた内視鏡光学画像で被観察部位を観察しながら、鉗子、穿刺針、高周波メスなどの処置具を用いて、患部に適切な処置を施すことができる（特許文献 1 参照）。

50

【 0 0 0 5 】

一方、最近、OCT (Optical Coherence Tomography) 装置を用いて、被観察部位の光断層画像を得る技術が注目されている。OCT装置では、SLD (Super Luminescent Diode) などの光源から発せられた低コヒーレンス光を測定光として被観察部位に照射し、被観察部位で反射された測定光の反射光と、参照光との合波光に含まれる干渉光の強度を測定し、これに基づいて光断層画像を生成する。

【 0 0 0 6 】

超音波断層画像の場合、被観察部位の表面から数10mmの深さまで、比較的広い範囲の画像を得ることができるが、超音波の周波数帯域が数MHz～数10MHzであるため、解像度は数100μm程度である。これに対して、光断層画像の場合は、被観察部位の表面から数mm程度の深さの画像しか得られないが、数μm程度の高い解像度を有するため、超音波断層画像では困難な早期癌の発見や、動脈硬化プラークの観察などが可能となる。

10

【 0 0 0 7 】

特許文献1に記載の構成で光断層画像を得るためには、光断層画像取得用のプローブを処置具として別に用意する必要があるので、プローブの抜き差しに手間が掛かるうえ、プローブを使用しているときには、他の処置具を使用することができず、処置が行えないという問題があった。

【 0 0 0 8 】

このため、被観察部位の表面付近の浅い深度の部分から、より深い深度の部分までの断層画像を取得し、且つ浅い深度の部分においては、高い解像度の断層画像を得るようになるために、メカニカルスキャンのラジアル走査方式の超音波プローブに、光断層画像を取得するための光ファイバやレンズなどの光学系を配した医療検査システムが提案されている(特許文献2参照)。また、複数の光ファイバを挿通し、超音波と光の走査面が少なくとも一部重なるように、超音波トランスデューサと光ファイバの先端面とを交互に配列した内視鏡が提案されている(特許文献3参照。)

20

【特許文献1】特開平11-276422号公報

【特許文献2】特開2005-095624号公報

【特許文献3】特開2005-073433号公報

【発明の開示】

30

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

しかしながら、特許文献2に記載の発明は、メカニカルスキャンのラジアル走査方式の超音波プローブに適用した例を挙げているのみであり、コンベックス電子走査方式の超音波プローブにはそのまま適用することができない。また、プローブの軸方向に対して垂直な方向の部分の光断層画像しか得られず、且つ超音波断層画像と光断層画像の取得箇所が大きすぎて、二つの画像を照合して診断することが困難であった。

【 0 0 1 0 】

さらに、特許文献3に記載の発明は、複数の光ファイバを用いているため、その分径が大きくなって患者への負担が増すという問題があった。そのうえ、複数の光ファイバを切り替えて駆動するための制御系や、複数の光ファイバからの反射光を統合して光断層画像を生成する処理系が必要となるため、装置の大型化、複雑化、製造コストの増大などの懸念があった。

40

【 0 0 1 1 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、被観察部位の表面付近の浅い深度の部分の断層画像を、高い解像度の光断層画像で取得することができ、深い深度の部分の断層画像を、電子走査方式による超音波断層画像で取得することができる医療診断用プローブ、および医療診断システム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】

【 0 0 1 2 】

50

上記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、被検体内に挿入され、被検体の被観察部位の医療診断に供する画像を取得するための医療診断用プローブであって、曲面に複数の超音波トランスデューサがアレイ状に配列された、電子走査方式の超音波トランスデューサアレイを有する超音波断層画像取得部と、前記被観察部位に測定光を照射するとともに、前記被観察部位からの反射光を受光するための光学系、および前記被観察部位に前記測定光を走査する走査機構を有する光断層画像取得部とを備えることを特徴とする。

【0013】

前記超音波トランスデューサアレイは、コンベックス電子走査方式で駆動されることが好ましい。

10

【0014】

前記光学系は、前記被観察部位に向けて前記測定光を出射する位置が、前記曲面の曲率中心と略一致するように設けられていることが好ましい。

【0015】

前記走査機構は、前記超音波の走査方向と略平行となるように、前記測定光を走査することが好ましい。あるいは、前記走査機構は、前記超音波の走査方向と略直交するように、前記測定光を走査することが好ましい。

【0016】

前記走査機構は、MEMS型のミラーを含むことが好ましい。

【0017】

あるいは、前記走査機構は、モータを含むことが好ましい。この場合、前記モータは基端部に配されており、前記光学系を構成する、先端部から前記基端部にかけて連通された光ファイバを前記モータで回転駆動することで、前記測定光を走査することが好ましい。また、前記走査機構は、前記モータによる回転を、その回転軸と直交する方向を回転軸とする回転に変換する傘歯車を含むことが好ましい。

20

【0018】

もしくは、前記モータは先端部に配されており、前記光学系を構成する、前記被観察部位に向けて前記測定光を出射する光学部材を前記モータで回転駆動することで、前記測定光を走査することが好ましい。なお、ここでいう先端部とは、被検体内に挿入される挿入部の先端に連設され、超音波トランスデューサアレイや光学系が配される部分のことであり、基端部とは、先端部と反対側の挿入部の根元部分を指す。

30

【0019】

前記光断層画像取得部は、前記超音波断層画像取得部の側方に配されていることが好ましい。あるいは、前記超音波断層画像取得部は、前記超音波トランスデューサアレイがその中心で間を空けて二分割されており、前記光断層画像取得部は、二分割された前記超音波トランスデューサアレイの間に配されていることが好ましい。

【0020】

前記超音波断層画像取得部と前記光断層画像取得部との間に、両者を隔てる隔壁が設けられていることが好ましい。

【0021】

あるいは、前記超音波断層画像取得部と前記光断層画像取得部とは、近接して配置されていることが好ましい。この場合、前記光断層画像取得部は、前記測定光および前記反射光を透過する照射窓を有し、前記照射窓は、前記超音波トランスデューサアレイが配される面の内側にずらして設けられていることが好ましい。

40

【0022】

もしくは、前記超音波トランスデューサアレイが配される面の内側に設けられる部材を、前記測定光および前記反射光を透過する材料で形成し、前記光断層画像取得部の照射窓と兼用することが好ましい。

【0023】

前記被観察部位の光学像を撮像する撮像素子を有する内視鏡光学画像取得部を備えるこ

50

とが好ましい。また、処置具が挿通される鉗子チャンネルを備えることが好ましい。

【0024】

請求項19に記載の発明は、医療診断システムであって、請求項1ないし18のいずれかに記載の医療診断用プローブを用いて、超音波断層画像と光断層画像とを取得することを特徴とする。

【発明の効果】

【0025】

本発明の医療診断用プローブ、および医療診断システムによれば、電子走査方式の超音波断層画像取得部と、光断層画像取得部とを備えるので、被観察部位の表面付近の浅い深度の部分の断層画像を、高い解像度の光断層画像で取得することができ、深い深度の部分の断層画像を、電子走査方式の超音波断層画像で取得することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

図1において、本発明の医療診断システム2は、医療診断用プローブ10、プロセッサ装置11、およびモニタ12などから構成されている。医療診断用プローブ10は、被検体内に挿入される挿入部13と、挿入部13の基端部分に連設された操作部14と、プロセッサ装置11に接続されるコード15とを備えている。挿入部13の先端に連設された先端部13aには、被検体内の被観察部位の画像を取得するための各種画像取得部20～22(図2、および図3参照)が内蔵されている。各種画像取得部20～22で取得された被検体内の画像は、モニタ12に表示される。

20

【0027】

先端部13aの後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部13bが設けられている。湾曲部13bは、操作部14に設けられたアングルノブ14aが操作されて、挿入部13内に挿設されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部13aが被検体内の所望の方向に向けられる。

【0028】

湾曲部13bの後方には、可撓性を有する軟性部13cが設けられている。軟性部13cは、先端部13aが被観察部位に到達可能なように、且つ操作者が操作部14を把持して操作する際に支障を来さない程度に患者との距離を保つための長さを有する。なお、符号16は、処置具が挿入される鉗子口である。

30

【0029】

図2、および図3において、先端部13aには、内視鏡光学画像取得部20、超音波断層画像取得部21、および光断層画像取得部22が設けられている。内視鏡光学画像取得部20は、観察窓23、対物レンズ24、CCD25、照明窓26、および配線ケーブル27などから構成される。

【0030】

観察窓23は、先端部13aの斜め上方に向けて取り付けられている。観察窓23から入射した被観察部位の像光は、対物レンズ24でCCD25の撮像面に結像される。CCD25は、観察窓23、対物レンズ24を透過して撮像面に結像された被観察部位の像光を光電変換して、撮像信号を出力する。CCD25で出力された撮像信号は、挿入部13から操作部14まで延設された配線ケーブル27を経由して、コード15によりプロセッサ装置11に伝送される。プロセッサ装置11は、伝送された撮像信号に対して、各種信号処理、および画像処理を施し、内視鏡光学画像としてモニタ12に表示する。

40

【0031】

照明窓26は、観察窓23を挟んで両側に設けられている。照明窓26には、ライトガイド(図示せず)の出射端が接続されている。ライトガイドは、挿入部13から操作部14まで延設され、その入射端は、コード15を介して接続された光源装置(図示せず)の光源に接続されている。光源で発せられた照明光は、ライトガイドを伝って照明窓26から被観察部位に照射される。

【0032】

50

超音波断層画像取得部 2 1 は、超音波トランスデューサアレイ 2 8 を備えている。超音波トランスデューサアレイ 2 8 は、断面凸円弧状に形成されたバッキング材 2 9 上に設けられている。バッキング材 2 9 は、硬質ゴムなどの剛性を有する材料からなり、超音波減衰材（フェライト、セラミックスなど）が必要に応じて添加されている。超音波トランスデューサアレイ 2 8 上には、シリコン樹脂などからなり、超音波トランスデューサアレイ 2 8 から発せられる超音波を被観察部位に向けて収束させる音響レンズ 3 0 が取り付けられている。

【 0 0 3 3 】

超音波トランスデューサアレイ 2 8 は、複数の超音波トランスデューサ 3 1 が、一例として二次元アレイ状に所定のピッチで配列されてなる。超音波トランスデューサ 3 1 は、例えば、P Z T（チタン酸ジルコン酸鉛）や、P V D F（ポリフッ化ビニリデン）などの圧電体厚膜の両面に電極を形成した構成を有する。一方の電極は、超音波トランスデューサ 3 1 の全てに共通の電極、他方の電極は、超音波トランスデューサ 3 1 毎に独立した個別の電極となっている。

10

【 0 0 3 4 】

両電極に電圧が印加されると、圧電体が振動して超音波を発生し、これにより被検体の被観察部位に超音波が照射される。そして、複数の超音波トランスデューサ 3 1 をマルチプレクサなどの電子スイッチで順次駆動させることで、超音波トランスデューサアレイ 2 8 が配された曲面に沿った、曲面の曲率中心から数 1 0 mm 程度の範囲で、超音波が走査される。また、被観察部位からのエコー信号を受信すると、圧電体が振動して電圧を発生し、この電圧が検出信号として出力される。なお、図示は省略するが、超音波トランスデューサ 3 1 同士の隙間には、エポキシ樹脂からなる充填材が充填され、超音波トランスデューサ 3 1 上には、被検体との間の音響インピーダンスを緩和するための音響整合層が設けられている。

20

【 0 0 3 5 】

バッキング材 2 9 の裏面には、基板 3 2 を介して、フレキシブル配線基板 3 3 が取り付けられている。フレキシブル配線基板 3 3 には、超音波トランスデューサ 3 1 を構成する個別電極に繋がられる配線 3 4 が接続されている。配線 3 4 は、配線ケーブル 2 7 やライトガイドと同様に、挿入部 1 3 から操作部 1 4 まで延設され、コード 1 5 を介してプロセッサ装置 1 1 に接続されている。この配線 3 4 を介して、プロセッサ装置 1 1 から超音波トランスデューサ 3 1 を駆動させて超音波を発するための駆動制御信号が伝送され、また、エコー信号の受信により超音波トランスデューサ 3 1 から出力された検出信号がプロセッサ装置 1 1 に伝送される。プロセッサ装置 1 1 は、伝送された検出信号に対して、各種信号処理、および画像処理を施し、超音波断層画像としてモニタ 1 2 に表示する。なお、図 3 では、煩雑を避けるために、超音波断層画像取得部 2 1 のハッチングを省略している。

30

【 0 0 3 6 】

光断層画像取得部 2 2 は、光ファイバ 3 5、レンズ 3 6、および M E M S（Micro Electro Mechanical Systems）ミラー 3 7 などを備えている。光ファイバ 3 5 は、配線ケーブル 2 7、ライトガイド、および配線 3 4 と同様に、挿入部 1 3 から操作部 1 4 まで延設され、コード 1 5 を介して光源装置（図示せず）に接続されている。光ファイバ 3 5 の入射端は、低コヒーレンス光を発する光源装置の光源に接続されており、これにより、光ファイバ 3 5 の出射端から測定光 L 1 が発せられる。レンズ 3 6 は、光ファイバ 3 5 から出射された測定光 L 1 を集光するとともに、被観察部位から反射された測定光 L 1 の反射光 L 2 を光ファイバ 3 5 に導光させる。

40

【 0 0 3 7 】

M E M S ミラー 3 7 は、可動ミラー 3 8 と、駆動制御基板 3 9 とが一体化された構成を有する。可動ミラー 3 8 は、超音波トランスデューサアレイ 2 8 が配された曲面の曲率中心付近に配されている。可動ミラー 3 8 は、レンズ 3 6 で集光された測定光 L 1 を被観察部位に向けて反射させ、被観察部位からの反射光 L 2 をレンズ 3 6 に導光させる。可動ミ

50

ラー 38 は、駆動制御基板 39 からの制御信号により、挿入部 13 の軸方向 A に対して垂直な方向 B に平行な線を回転軸として回転する。駆動制御基板 39 は、測定光 L1 の走査速度が超音波の走査速度と同期するように、可動ミラー 38 の回転を制御する。これにより、超音波トランスデューサアレイ 28 が配された曲面に沿った、曲面の曲率中心から数 mm 程度の範囲（図 3 に示す矢印 C の範囲）で、測定光 L1 が走査される。

【0038】

超音波断層画像取得部 21 と光断層画像取得部 22 とは、超音波トランスデューサ 31 の振動が光断層画像取得部 22 の動作に影響を及ぼすことを防ぐために、隔壁 40 により隔てられている。この隔壁 40 を挟んで音響レンズ 30 の反対側には、測定光 L1 および反射光 L2 を透過する材料で形成された照射窓 41 が取り付けられている。

10

【0039】

光ファイバ 35 に導光された反射光 L2 は、光源装置のファイバカブラで、参照光反射系で反射された参照光と合波される。プロセッサ装置 11 は、この合波光に含まれる干渉光の強度を測定した結果に基づいて、光断層画像を生成し、モニタ 12 に表示する。

【0040】

内視鏡光学画像取得部 20 と超音波断層画像取得部 21 との間には、鉗子出口 42 が設けられている。鉗子出口 42 には、鉗子口 16 から挿入部 13 を貫通して設けられた鉗子チャンネル 43 が連通しており、この鉗子出口 42 から、鉗子や穿刺針、高周波メスなどの処置具の先端が突出される。

20

【0041】

次に、上記構成を有する医療診断用プローブ 10 の動作について説明する。まず、挿入部 13 を被検体内に挿入し、内視鏡光学画像取得部 20 で取得された内視鏡光学画像をモニタ 12 で観察しながら、被観察部位を探索する。

【0042】

被観察部位に先端部 13a が到達し、超音波断層画像を取得する指示がなされると、配線 34 を介して、プロセッサ装置 11 からの駆動制御信号が超音波トランスデューサ 31 に入力される。駆動制御信号が入力されると、超音波トランスデューサ 31 の両電極に規定の電圧が印加される。そして、超音波トランスデューサ 31 の圧電体が励振され、音響レンズ 30 を介して、被観察部位に超音波が発せられる。

30

【0043】

超音波の照射後、被観察部位からのエコー信号が超音波トランスデューサ 31 で受信される。この超音波の照射、およびエコー信号の受信は、駆動する超音波トランスデューサ 31 をマルチプレクサなどの電子スイッチによりずらしながら繰り返し行われる。これにより、被観察部位に超音波が走査される。そして、プロセッサ装置 11 にて、エコー信号を受信して超音波トランスデューサ 31 から出力された検出信号を元に、超音波断層画像が生成される。生成された超音波断層画像は、モニタ 12 に表示される。

【0044】

一方、光断層画像を取得する指示がなされると、低コヒーレンス光が光源装置の光源から出射される。出射された低コヒーレンス光は、光ファイバ 35 へと進行する測定光 L1 と、参照光とに分岐される。

40

【0045】

光ファイバ 35 に向かった測定光 L1 は、光ファイバ 35 の出射端から出射され、レンズ 36 で集光されて可動ミラー 38 で反射され、照射窓 41 を介して被観察部位に照射される。被観察部位の所定の深度で反射された反射光 L2 は、可動ミラー 38、レンズ 36 を経て、光ファイバ 35 に導光される。光ファイバ 35 に導光された反射光 L2 は、再び光ファイバ 35 を伝って光源装置に戻される。一方、参照光は、参照光反射系で反射された後、光ファイバ 35 に導光された反射光 L2 とファイバカブラで合波される。

【0046】

低コヒーレンス光が測定光 L1 と参照光とに分岐された後、ファイバカブラに反射光 L2 が到達するまでの光路長が、ファイバカブラに参照光が到達するまでの光路長に等しい

50

場合に両光が干渉する。

【0047】

そして、プロセッサ装置11にて、反射光L2と参照光の合波光から、干渉光の強度が検出される。この干渉光の強度の検出は、参照光がファイバケーブルに到達するまでの光路長を変化させながら行われ、これにより、被観察部位の表面から所望の深度までの断層情報が取得される。

【0048】

被観察部位における上記一連の検出が終了すると、駆動制御基板39によって、可動ミラー38が方向Bに平行な線を軸として僅かに回転され、最初の被観察部位から僅かにずれた点における所定の深度までの断層情報が上記同様の手順で取得される。このようにして、可動ミラー38による微小移動が繰り返されながら、所望の走査範囲の断層情報が取得される。そして、プロセッサ装置11において、干渉光の強度の検出結果に基づいて、光断層画像が生成される。生成された光断層画像は、モニタ12に表示される。

10

【0049】

上記のように、内視鏡光学画像、超音波断層画像、あるいは光断層画像がモニタ12で観察されながら、必要に応じて鉗子口16に処置具が挿入され、生検などの適切な処置が施される。

【0050】

以上説明したように、医療診断用プローブ10は、コンベックス電子走査方式により、挿入部13の軸方向Aに略平行な、数10mm程度の深さの面の超音波断層画像を取得する超音波断層画像取得部21と、数mm程度の深さの面の光断層画像を取得する光断層画像取得部22とを備えているので、超音波断層画像と光断層画像をシームレスに取得することができる。このため、プローブを逐一抜き差しして交換するなど、患者に負担を強いるうえに手間が掛かるといったことがなくなる。

20

【0051】

また、被観察部位の深度が深い部分を観察する際には、超音波断層画像取得部21を用いて、低解像度ではあるが広い範囲を網羅した超音波断層画像を得ることができ、深度が浅い部分を観察する際には、光断層画像取得部22を用いて、高解像度の光断層画像を得ることができる。したがって、診断の目的に応じた断層画像を迅速に取得することができる。

30

【0052】

また、従来は、光断層画像を得るために、鉗子口16に光断層画像取得用のプローブを挿入して診断を行っていたため、他の処置具で処置を行うことができないという問題があったが、鉗子チャンネル43が空いているので、様々な処置を自由に行うことができる。

【0053】

さらに、超音波トランスデューサアレイ28が配された曲面の曲率中心付近に可動ミラー38を配し、超音波断層画像と光断層画像の中心が略一致するようにしたので、両画像の対応箇所を容易に照合することができ、両画像を参照した、より詳細且つ総合的な診断を行うことができる。

【0054】

なお、上記実施形態では、超音波断層画像取得部21と光断層画像取得部22とを隔壁40で隔てているが、図4に示すように、隔壁40を取り除いて、超音波断層画像取得部21と光断層画像取得部22とを近接して配置してもよい。このようにすれば、隔壁40で取られていたスペースの分だけ、超音波トランスデューサアレイ28の面積を大きくすることができ、超音波の走査範囲を広くすることができる。また、超音波断層画像と光断層画像の取得箇所をさらに近付けることができる。

40

【0055】

上記の場合、超音波トランスデューサ31の振動が光断層画像取得部22の動作に影響を及ぼすことを防ぐために、図5、および図6に示すように、照射窓41を、音響レンズ30と略同面の位置ではなく、その内側の、バッキング材29、または基板32の側方の

50

位置にずらして配置することが好ましい。

【0056】

さらに、図7に示すように、測定光L1および反射光L2を透過する材料で基板32を形成し、光断層画像取得部22を覆うように側方に延在させて、照射窓41と兼用した構成としてもよい。このようにすれば、部品点数、および組立工数を削減することができる。

【0057】

上記実施形態では、超音波断層画像取得部21の側方に光断層画像取得部22を配置しているが、本発明はこれに限定されるものではなく、図8に示すように、超音波トランスデューサアレイ28をその中心で二分割し、その間に光断層画像取得部22を配置してもよい。このようにすれば、超音波トランスデューサアレイ28が配された曲面の曲率中心を通る、軸方向Aに垂直な面における超音波断層画像と光断層画像とを取得することができ、両画像の照合がより容易となる。なお、図8では、図4～図7に示す例のように、超音波断層画像取得部21と光断層画像取得部22とを近接して配置しているが、図2、および図3に示す例と同様に、超音波断層画像取得部21と光断層画像取得部22との間に隔壁を設けて両者を隔ててもよい。

10

【0058】

上記実施形態では、MEMSミラー37を用いて測定光L1を走査しているが、図9に示すように、操作部14などの基端部にモータ50を配し、このモータ50の回転駆動を用いて、測定光L1を走査してもよい。

20

【0059】

モータ50は、光ファイバ35に接続されており、軸方向Aに平行な線を回転軸として、光ファイバ35を回転駆動する。光ファイバ35の出射端には、軸受け51に回転自在に嵌着された傘歯車52が取り付けられ、光ファイバ35の出射端の先には、光を直角に反射させるミラー53が設けられている。ミラー53を挟んで傘歯車52に対して直角な位置には、軸受け54に回転自在に嵌着され、傘歯車52に噛合する傘歯車55が取り付けられている。傘歯車55には、光を透過する穴56が穿たれている。また、傘歯車55の根元部分には、光を放物線状に屈折させるGRIN(Great Index; 屈折率分布型)レンズ57が取り付けられ、GRINレンズ57には、光を直角に反射させるプリズムミラー58が取り付けられている。

30

【0060】

光ファイバ35を出射した測定光L1は、ミラー53で方向Bに対して平行に反射され、傘歯車55の穴56を透過してGRINレンズ57に入射する。GRINレンズ57に入射した測定光L1は、GRINレンズ57で放物線状に屈折されて平行光とされ、プリズムミラー58で直角に反射されて、照射窓41を介して被観察部位に照射される。被観察部位で反射された反射光L2は、測定光L1とは逆の光路を辿って光ファイバ35に導光される。

【0061】

軸方向Aに平行な線を回転軸として、モータ50により光ファイバ35が回転駆動されると、傘歯車52に噛合した傘歯車55が方向Bに平行な線を回転軸として回転される。これに伴い、傘歯車55に取り付けられたGRINレンズ57、およびプリズムミラー58が回転され、被観察部位に測定光L1が走査される。

40

【0062】

上記のように、モータ50による軸方向Aに平行な線を回転軸とする光ファイバ35の回転を、傘歯車52、55で方向Bに平行な線を回転軸とする回転に変換すれば、簡単な構造で、超音波の走査方向と略平行となるように、測定光L1を走査することができる。

【0063】

また、図10に示すように、先端部13aに超音波モータなどの小型モータ60を配し、このモータ60の回転駆動を用いて、測定光L1を走査してもよい。モータ60は、請求項9に記載の光学部材に相当するミラー61に接続されており、方向Bに平行な線を回

50

転軸として、ミラー 6 1 を回転駆動する。光ファイバ 3 5 の出射端には、GRIN レンズ 6 2 が取り付けられ、GRIN レンズ 6 2 には、光を直角に反射させるプリズムミラー 6 3 が取り付けられている。

【0064】

光ファイバ 3 5 を出射した測定光 L 1 は、GRIN レンズ 6 2 で放物線状に屈折されて平行光とされ、プリズムミラー 6 3 で B 方向に直角に反射される。プリズムミラー 6 3 で反射された測定光 L 1 は、ミラー 6 1 で反射され、照射窓 4 1 を介して被観察部位に照射される。被観察部位で反射された反射光 L 2 は、測定光 L 1 とは逆の光路を辿って光ファイバ 3 5 に導光される。モータ 6 0 により、方向 B に平行な線を回転軸としてミラー 6 1 が回転駆動され、これにより、被観察部位に測定光 L 1 が走査される。

10

【0065】

図 10 に示す系の場合、図 9 に示す系のように、回転を変換する傘歯車 5 2、5 5 が不要となるので、部品点数、および組立工数が削減され、測定光 L 1 の走査をより円滑に行うことができる。このため、先端部 1 3 a にモータ 6 0 を配置するスペースがない場合は、図 9 に示す系を、スペースがある場合は、図 10 に示す系を採用することが好ましい。

【0066】

上記実施形態では、超音波の走査方向と略平行となるように測定光 L 1 を走査する例を挙げて説明したが、超音波の走査方向と略直交するように測定光 L 1 を走査してもよい。この場合、例えば、図 8 に示す系の変形例である図 11 に示すように、超音波トランスデューサアレイ 2 8 を方向 B に沿って二分割し、その間に光断層画像取得部 2 2 を配置する

20

【0067】

なお、各画像取得部 2 0 ~ 2 2 の全てをプロセッサ装置 1 1 に接続し、各画像の生成をプロセッサ装置 1 1 のみで行うように記載しているが、それぞれ別々に専用のプロセッサ装置を用意してもよい。同様に、各画像をモニタ 1 2 で表示するようにしているが、別々に専用のモニタを用意してもよい。また、各画像の表示形態については特に言及していないが、各画像を切り替えて個別に表示したり、各画像を重ねて表示したり、画面を分割して表示するなど、適宜変更することが可能である。

【0068】

上記実施形態では、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、被観察部位の深さ方向の位置に対応した反射光の強度分布を取得する、いわゆる TD (Time Domain) 方式の OCT (TD - OCT) を例示して説明したが、本発明はこれに限定されず、他の方式、例えば、FD (Fourier Domain) 方式の OCT (FD - OCT) を採用してもよい。

30

【0069】

FD - OCT は、測定光と参照光の光路長を変えなく、光のスペクトル成分毎に干渉光強度を測定する。そして、これにより得られたスペクトル干渉強度信号に対して、計算機でフーリエ変換に代表される周波数解析を施すことで、被観察部位の深さ方向の位置に対応した反射光強度分布を取得する。FD - OCT は、TD OCT では必須であった測定光と参照光の光路長を変え動作が不要となるため、高速な測定が可能となる。

40

【0070】

FD - OCT の装置構成で代表的な例としては、SD (Spectral Domain) - OCT と SS (Swept Source) - OCT の二種類が挙げられる。SD - OCT は、SLD 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る。マイケルソン型干渉計などを用いて、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、測定光を被観察部位に照射させ、そのときの反射光と参照光とを干渉させる。そして、この干渉光をスペクトロメータで各周波数成分に分解し、フォトダイオードなどの素子がアレイ状に配列されたディテクタアレイを用いて各周波数成分の干渉光強度を測定する。この測定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

50

工変換することにより、光断層画像を生成する。

【0071】

SS-OCTは、光周波数を時間的に掃引させるレーザを光源に用いる。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する。そして、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、光断層画像を生成する。

【0072】

なお、本発明は、上記実施形態で例示したコンベックス電子走査方式に限らず、超音波トランスデューサを挿入部の軸方向に対して厚みが不均一になるように形成した、プラノコンケーブ（平凹）電子走査方式についても、適用することが可能である。

10

【図面の簡単な説明】

【0073】

【図1】本発明の医療診断システムの構成を示す概略図である。

【図2】本発明の医療診断用プローブの先端部付近を示す拡大平面図である。

【図3】本発明の医療診断用プローブの先端部付近を示す拡大断面図である。

【図4】超音波断層画像取得部と光断層画像取得部とを近接して配置した例を示す拡大平面図である。

【図5】図4に示す例の先端部付近を示す拡大断面図である。

【図6】図4に示す例の先端部付近を示す拡大断面図である。

【図7】基板を照射窓と兼用した例を示す拡大平面図である。

20

【図8】超音波トランスデューサアレイを分割し、その間に光断層画像取得部を配置した例を示す拡大平面図である。

【図9】モータ、および傘歯車を用いて測定光を走査する例を示す拡大平面図である。

【図10】モータを用いて測定光を走査する例を示す拡大平面図である。

【図11】超音波の走査方向と略直交するように測定光を走査する例を示す拡大平面図である。

【符号の説明】

【0074】

2 医療診断システム

10 医療診断用プローブ

30

13 a 先端部

20 内視鏡光学画像取得部

21 超音波断層画像取得部

22 光断層画像取得部

25 CCD

28 超音波トランスデューサアレイ

31 超音波トランスデューサ

32 基板

35 光ファイバ

37 MEMSミラー

40

40 隔壁

41 照射窓

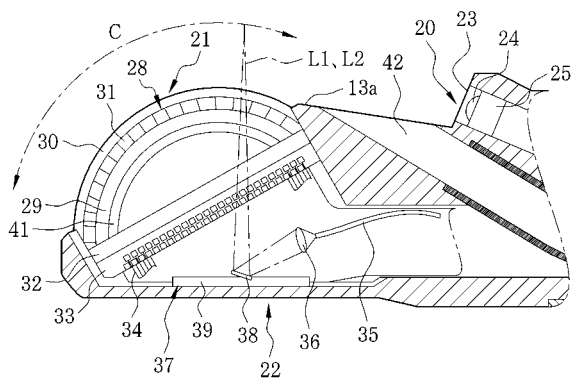
43 鉗子チャネル

50、60 モータ

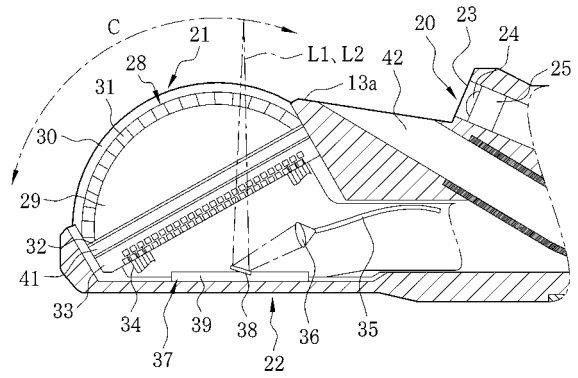
52、55 傘歯車

61 ミラー

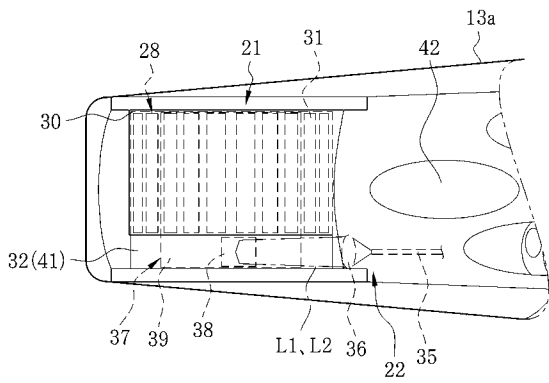
【 図 5 】



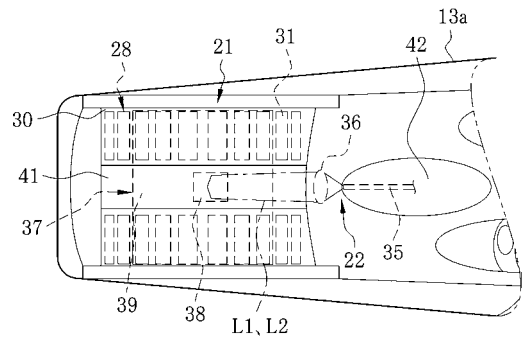
【 図 6 】



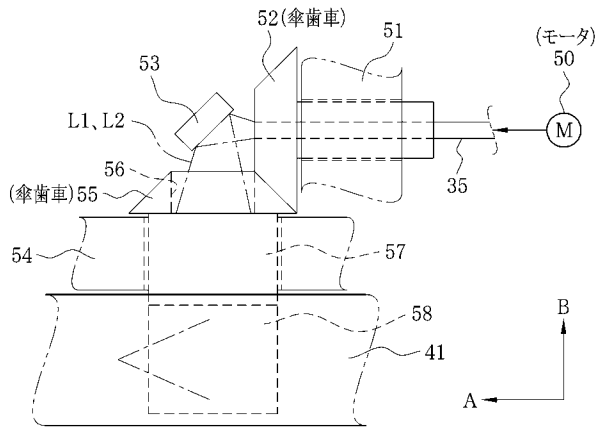
【 図 7 】



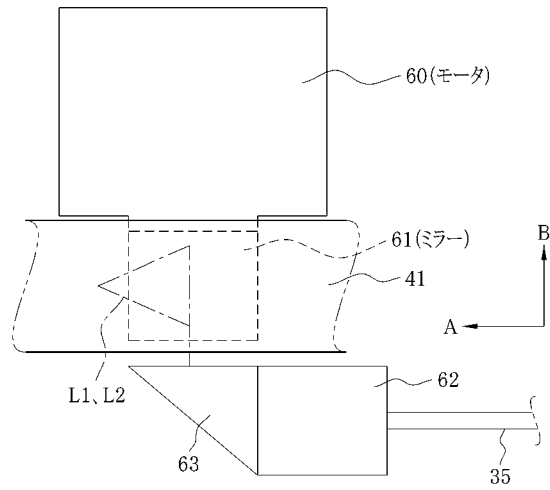
【 図 8 】



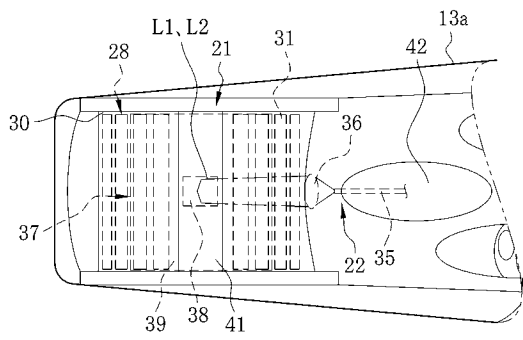
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



フロントページの続き

(72)発明者 大久保 和展

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

(72)発明者 藤田 寛

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

Fターム(参考) 2G059 AA06 BB12 EE02 EE12 FF02 GG01 JJ01 JJ11 JJ15 JJ17

KK04 MM01 MM09 MM10 NN01

4C601 BB06 BB22 FE02 FE03 LL33

专利名称(译)	医疗诊断探针和医疗诊断系统		
公开(公告)号	JP2008142453A	公开(公告)日	2008-06-26
申请号	JP2006335759	申请日	2006-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士公司		
[标]发明人	大久保和展 藤田寛		
发明人	大久保 和展 藤田 寛		
IPC分类号	A61B8/12 G01N21/17		
FI分类号	A61B8/12 G01N21/17.625		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/EE12 2G059/FF02 2G059/GG01 2G059/JJ01 2G059/JJ11 2G059/JJ15 2G059/JJ17 2G059/KK04 2G059/MM01 2G059/MM09 2G059/MM10 2G059/NN01 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/FE02 4C601/FE03 4C601/LL33		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP4904142B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过电子扫描系统获取超声波断层图像，通过一个探头获取光学断层图像。解决方案：在医疗诊断探头10的远端13a上，提供超声波断层图像获取部分12和光学断层图像获取部分22。超声波断层图像获取部分21设置有凸形电子扫描系统的超声换能器阵列28，其中多个超声换能器31排列在曲面上，该曲面的横截面是凸圆弧。光学断层图像获取部分22设置有光学系统，用于利用测量光L1照射待观察的部分并接收来自待观察部分的反射光L2，以及用于扫描部分处的测量光L1的MEMS镜37。被观察。MEMS镜3扫描测量光L1，使其与超声波的扫描方向大致平行。Z

