

(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2008-142454

(P2008-142454A)

(43) 公開日 平成20年6月26日(2008.6.26)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 10/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 10/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

E

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2006-335760 (P2006-335760)

(22) 出願日 平成18年12月13日(2006.12.13)

(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

(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

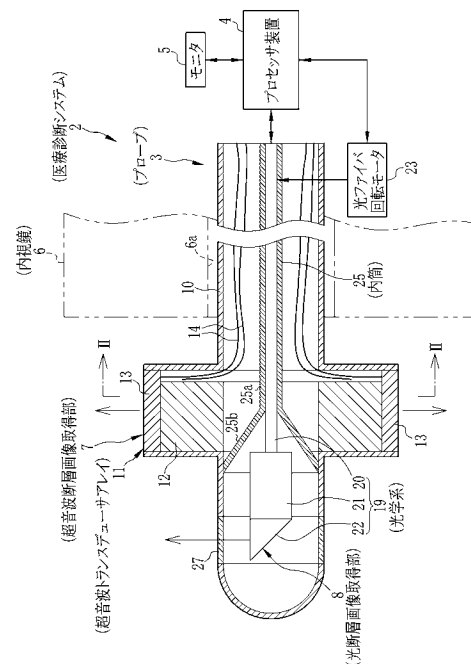
(54) 【発明の名称】 医療診断用プローブ、および医療診断システム

(57) 【要約】

【課題】超音波断層画像及び光断層画像を取得することができる体腔内検査用プローブを提供する。

【解決手段】プローブ3の先端部に、ラジアル電子走査を行う超音波トランスデューサアレイ11を設ける。シース10の内部に、光ファイバ20と、この光ファイバ20の先端に固定したGRINレンズ21及びプリズムミラー22とを設ける。光ファイバ20の基端部には、光ファイバ回転モータ23を設ける。プリズムミラー22はプローブ3の軸方向で超音波トランスデューサアレイ11からずれて位置しており、この位置から光走査を行う。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に挿入され、被検体の被検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、

円筒の周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、ラジアル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、

前記被検部位に測定光を照射するとともに、前記被検部位からの反射光を受光するための光学系、および前記被検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たことを特徴とする医療診断用プローブ。

【請求項 2】

前記走査機構は、前記測定光を、前記超音波の走査方向と略平行に走査することを特徴とする請求項 1 記載の医療診断用プローブ。

【請求項 3】

前記光学系は、前記被検部位に向けて前記測定光を出射する位置が、前記超音波トランスデューサアレイから軸方向にずれた箇所に位置するように配されていることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の医療診断用プローブ。

【請求項 4】

前記超音波トランスデューサアレイは、その中心で間を空けて周方向に沿って二分割されており、

前記光学系は、前記被検部位に向けて前記測定光を出射する位置が、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位置するように配されていることを特徴とする請求項 2 記載の医療診断用プローブ。

【請求項 5】

前記超音波トランスデューサアレイに接続された配線は、一箇所に束ねられていることを特徴とする請求項 1 から 4 いずれか 1 項記載の医療診断用プローブ。

【請求項 6】

前記配線の束は、径方向の最も外側に配されていることを特徴とする請求項 5 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 から 6 いずれか 1 項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、

先端部から前記基端部にかけて設けられた内筒に挿通された、前記光学系を構成する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 記載の医療診断用プローブ。

【請求項 9】

前記内筒は、前記基端部から前記先端部の手前にかけて形成され、前記光ファイバの径と略同じ内径を有する細径部と、

前記先端部に向かうにしたがって太く形成され、前記光学系を構成する、前記被検部位に向けて前記測定光を出射する光学部材が配された太径部とからなることを特徴とする請求項 8 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、前記被検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 記載の医療診断用プローブ。

【請求項 11】

前記モータと前記光ファイバとは、前記モータの回転中心と前記光ファイバの出射端の軸中心とが一致するように配されていることを特徴とする請求項 10 記載の医療診断用ブ

10

20

30

40

50

プローブ。

【請求項 1 2】

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 から 6 いずれか 1 項記載の医療診断用プローブ。

【請求項 1 3】

請求項 1 から 1 2 いずれか 1 項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】

10

本発明は、被検体内に挿入され、被検体の被検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】

【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、被検体の被検部位に超音波を照射し、被検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】

20

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。

【0004】

電子スキャン走査方式には、プローブ先端の円筒の周面に複数の超音波トランスデューサを配置したラジアル電子走査方式がある（特許文献 1 参照）。ラジアル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。

30

【0005】

一方、最近、OCT (Optical Coherence Tomography) 装置を用いて、被検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検部位に照射し、被検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。

【0006】

超音波断層画像の場合、被検部位の表面から数 10 mm 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 10 MHz であるため、解像度は数 100 μ m 程度である。これに対して、光断層画像の場合は、被検部位の表面から数 mm 程度の深さの画像しか得られないが、数 μ m 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。

40

【0007】

このため、被検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するために、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。）

50

【特許文献１】特開２００３－１０２７３２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】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

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、ラジアル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、超音波トランスデューサと光学系とを互いに固定して回転させているため、回転駆動力を与えるモータに要求される回転トルクが大きくなり、その分大型のモータが必要となる。

10

【０００９】

また、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、その分径が小さくなって患者への負担が増すという問題があった。さらに、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、装置の複雑化、製造コストの増大などの懸念があった。

【００１０】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、被検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、ラジアル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。

20

【課題を解決するための手段】

【００１１】

本発明は、被検体内に挿入され、被検体の被検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に関し、円筒の周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、ラジアル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、前記被検部位に測定光を照射するとともに、前記被検部位からの反射光を受光するための光学系、および前記被検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たことを特徴とする。前記走査機構は、前記測定光を、前記超音波の走査方向と略平行に走査することが好ましい。

30

【００１２】

前記光学系は、前記被検部位に向けて前記測定光を出射する位置が、前記超音波トランスデューサアレイから軸方向にずれた箇所に位置するように配することが好ましい。

【００１３】

前記超音波トランスデューサアレイを、その中心で間を空けて周方向に沿って二分割し、前記光学系は、前記被検部位に向けて前記測定光を出射する位置が、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位置するように配するようにしてもよい。これにより、超音波走査が行われる領域と、光走査が行われる領域が、ほぼ一致する。

【００１４】

前記超音波トランスデューサアレイに接続された配線は、一箇所に束ねることが好ましい。また、前記配線の束は、径方向の最も外側に配することが好ましい。これにより、光断層画像取得部の光走査時に、配線によって遮られる領域を最小限に抑えることができる。

40

【００１５】

前記走査機構がモータを含む場合に、このモータをプローブの基端部に配し、プローブの先端部から前記基端部にかけて設けられた内筒に挿通された、前記光学系を構成する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。これにより、超音波トランスデューサの配線と、光ファイバとが干渉することを防ぐことができる。

【００１６】

50

前記内筒は、前記基端部から前記先端部の手前にかけて形成され、前記光ファイバの径と略同じ内径を有する細径部と、前記先端部に向かうにしたがって太く形成され、前記光学系を構成する、前記被検部位に向けて前記測定光を出射する光学部材が配された太径部とから構成することが好ましい。内筒の細径部によって光ファイバは安定して回転し、また、内筒に太径部を形成することで、内筒が光学部材に干渉することがない。

【0017】

前記走査機構がモータを含む場合に、このモータをプローブの先端部に配し、前記光学系を構成する、前記被検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。モータをプローブの先端部に配することにより、光ファイバを回転させる必要がなくなることから、この光ファイバと超音波トランスデューサアレイの配線との干渉を防ぐための内筒が必要なくなる。内筒を設けなければ、この分だけプローブの径を細くすることができる。

10

【0018】

前記モータと前記光ファイバとは、前記モータの回転中心と前記光ファイバの出射端の軸中心とが一致するように配することが好ましい。これにより、モータが回転させる光学部材と、光ファイバの出射端との距離が一定に保たれ、光伝送が安定して行われる。

【0019】

前記走査機構は、MEMS型のミラーを含むことが好ましい。MEMS型のミラーは、非常に小型であることから、プローブ内に容易に配することができる。

【0020】

20

本発明の医療診断システムは、上記で説明した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】

【0021】

本発明によれば、ラジアル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たので、被検部位の表面から高深度までの断層画像をラジアル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、かつ、被検部位の表面付近の低深度での断層画像を高解像度の光断層画像で取得することができる。また、モータを必要とするのは光断層画像取得部だけであるため、モータに要求される回転トルクは小さく、モータには小型なものを用いることができる。光断層画像取得部の光学系には例えば1の光ファイバを用いればよく、従来のように複数の光ファイバを用いたプローブと比較して、細径にすることができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

[第1実施形態]

図1に示すように、医療診断システム2は、内視鏡6の処置具挿通チャンネル6aを介して体腔内に挿入される医療診断用プローブ(以下、プローブ)3と、このプローブ3に接続されたプロセッサ装置4と、プロセッサ装置4に接続されたモニタ5とから構成される。

【0023】

40

プローブ3は、体腔内の被検部位の超音波断層画像を取得するための超音波断層画像取得部7と、光断層画像を取得するための光断層画像取得部8とを備えている。プローブ3は、可撓性を有するシース10に覆われている。シース10は細長い円筒状に形成されており、その先端が半球状に形成されて水密且つ気密に閉じている。

【0024】

超音波断層画像取得部7は、超音波トランスデューサアレイ11と、バックギング材12とを有しており、これらはシース10の先端部に設けられている。バックギング材12は、フェライトゴムを材料とし円筒状に形成されている。超音波トランスデューサアレイ11は、バックギング材12の外周面に周方向に沿って並べられた多数の超音波トランスデューサ13から構成される。図2に示すように、超音波トランスデューサアレイ11を径方向

50

に切断したときには、超音波トランスデューサ 13 がシース 10 の中心に対して放射状に配されているように見える。

【0025】

図 1 に戻って、各超音波トランスデューサ 13 は、バックング材 12 に対してプローブ 3 の軸方向で基端側に突出するようにして設けられており、この部位にそれぞれ電気配線 14 が接続されている。これらの電気配線 14 はプローブ 3 の径方向で内方に向かって延びてから、さらにプローブ 3 の基端に向かって延びている。これらの電気配線 14 は、各超音波トランスデューサ 13 とプロセッサ装置 4 とを電氣的に接続している。なお、煩雑化を避けるため、図 1 では一部の電気配線 14 のみを図示し、図 2 では電気配線 14 の図示を省略している。

10

【0026】

各超音波トランスデューサ 13 は、プロセッサ装置 4 からの駆動信号を超音波に変換して、この超音波を、超音波トランスデューサ 13 に対面している被検部位に照射するとともに、被検部位からの反射波を反射波信号に変換し、この反射波信号をプロセッサ装置 4 に送信する。超音波はプローブ 3 の軸方向に直交する方向に照射される。

【0027】

プロセッサ装置 4 は、駆動信号を生成し、この生成した駆動信号を各超音波トランスデューサ 13 に順次送信するとともに、各超音波トランスデューサ 13 からの反射波信号を受信することで、超音波トランスデューサアレイ 11 に電子ラジアル走査を行わせる。プロセッサ装置 4 では、各超音波トランスデューサ 13 からの反射波信号に基づいて超音波断層画像を生成し、この超音波断層画像をモニタ 5 に表示する。

20

【0028】

光断層画像取得部 8 は、光ファイバ 20、GRIN (Great Index; 屈折率分布型) レンズ 21、及びプリズムミラー 22 からなる光学系 19 と、光ファイバ回転モータ 23 とを有している。

【0029】

光ファイバ 20 は、シース 10 内の中心に、プローブ 3 の軸方向に延びるようにして設けられている。この光ファイバ 20 の先端には GRIN レンズ 21 及びプリズムミラー 22 が固定されている。光ファイバ 20 は、シース 10 に対して回転自在であって、光ファイバ 20 の基端部に設けられた光ファイバ回転モータ (走査機構) 23 の駆動力が伝達されて回転する。

30

【0030】

光ファイバ 20 は可撓性を有する内筒 25 で保護されており、この内筒 25 により、光ファイバ 20 と多数の電気配線 14 とが干渉しないようになっている。内筒 25 は、プローブ 3 の基端部から先端部の手前にかけて形成された細径部 25a と、この細径部 25a の先端側に設けられ、先端に向かうにしたがって太くなる太径部 25b とを有している。細径部 25a の内径は光ファイバ 20 の径と略同じになっており、細径部 25a が光ファイバ 20 の軸受けの役割を果たしている。太径部 25b の内部には GRIN レンズ 21 が位置している。内筒 25 の先端が太径部 25b になっていることで、内筒 25 は GRIN レンズ 21 と干渉しないようになっている。

40

【0031】

プリズムミラー 22 は、プローブ 3 の軸方向において、超音波トランスデューサアレイ 11 よりも先端側にずれて位置している。プリズムミラー 22 は、プローブ 3 の軸方向で、超音波トランスデューサアレイ 11 に出来る限り近づけて位置させることが好ましく、これにより超音波走査を行う領域と、光走査を行う領域とを、ほぼ同一にすることができる。

【0032】

なお、本実施形態では、プリズムミラー 22 を、プローブの軸方向において、超音波トランスデューサアレイ 11 よりも先端側にずれて位置させたが、超音波トランスデューサアレイ 11 よりも基端側にずれて位置させてもよい。この場合には、超音波トランスデ

50

ーサアレイ 11 の電気配線 14 を一箇所に束ねて、径方向で最も外側を通すことにより、光走査時に電気配線 14 によって遮られる領域が小さくなり、光断層画像の影部分を最小限に抑えることができる。

【0033】

シース 10 の先端部において、プリズムミラー 22 に対向する部位は、後述する測定光及び反射光を透過させる透過部 27 になっている。この透過部 27 の材料には測定光及び反射光を透過させるものが用いられている。なお、シース 10 に透過部 27 を設ける替わりに、シース 10 の先端部全体を測定光及び反射光を透過させる材料で形成してもよい。光ファイバ 20 の先端面から出射した測定光は、GRIN レンズ 21 で集光されてからプリズムミラー 22 で略直交方向に反射して被検部位に照射され、また、被検部位からの反射光は、プリズムミラー 22 で略直交方向に反射して GRIN レンズ 21 で集光されてから光ファイバ 20 の先端面に入射する。測定光は、プローブ 3 の軸方向に直交する方向に照射される。この測定光の走査方向と、上述した超音波の走査方向とは略平行になる。

【0034】

光ファイバ回転モータ 23 は、光ファイバ 20 の基端部に設けられており、この光ファイバ回転モータ 23 がプロセッサ装置 4 の指示に基づいて駆動すると、光ファイバ 20 と共に GRIN レンズ 21 及びプリズムミラー 22 がプローブ 3 の軸回りに回転する。プリズムミラー 22 がプローブ 3 の軸回りに回転しながら測定光が照射されて、プローブ 3 の軸回りに光走査が行われる。光学系 19 による光走査と、超音波トランスデューサアレイ 11 による超音波走査とは、その走査速度を機械的またはソフト的に同期させることが好ましい。

【0035】

光ファイバ 20 の基端は、図示しない光源装置に接続されている。この光源装置は、SLD (Super Luminescent Diode) で低コヒーレンス光を生成し、この生成した低コヒーレンス光を測定光と参照光とに分割し、測定光を光ファイバ 20 の基端面に照射し、また、光ファイバ 20 の基端面から出射された反射光を受けて、この反射光と参照光とを干渉させた干渉光を生成する。プロセッサ装置 4 は、この干渉光の強度に基づいて光断層画像を生成し、この光断層画像をモニタ 5 に表示する。

【0036】

光断層画像を取得する OCT (Optical Coherence Tomography) 技術としては、いわゆる TD (Time Domain) 方式の OCT (TD - OCT) や、FD (Fourier Domain) 方式の OCT (FD - OCT) などを採用することができる。

【0037】

TD - OCT 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、被検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ものである。また、FD - OCT は、測定光と参照光の光路長を変えることなく、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、被検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ものである。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る動作が不要となるため、高速な測定が可能となる。

【0038】

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、測定光を被検部位に照射させ、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エ変換することにより、光断層画像を生成する。

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

以下、上記構成による作用について説明する。内視鏡 6 の処置具挿通チャンネル 6 a にプローブ 3 を挿通し、この内視鏡 6 の挿入部の先端からプローブ 3 の先端部を突出させた状態にする。内視鏡 6 の挿入部を患者の体腔内に挿入し、内視鏡 6 のモニタに表示される画像を見ながら内視鏡 6 の挿入部先端を所望の部位に誘導する。

10

【 0 0 4 1 】

超音波断層画像を取得する旨の指示がなされると、プロセッサ装置 4 が駆動し、超音波トランスデューサアレイ 1 1 が、各超音波トランスデューサ 1 3 を順次駆動させてプローブ 3 の軸回りにラジアル電子走査を行う。プロセッサ装置 4 では、ラジアル電子走査によって取得した反射波信号に基づいて被検部位の超音波断層画像を生成し、この超音波断層画像をモニタ 5 に表示する。

【 0 0 4 2 】

一方、光断層画像を取得する旨の指示がなされると、プロセッサ装置 4 及び光源装置が駆動し、光ファイバ 2 0 及びプリズムミラー 2 2 が軸回りに回転して、プローブ 3 の軸回りに光走査が行われる。

20

【 0 0 4 3 】

ここで、光ファイバ 2 0 は内筒 2 5 の中で回転するため、多数の電気配線 1 4 が光ファイバ 2 0 に干渉することはない。また、光ファイバ回転モータ 2 3 は、光学系 1 9 を回転させるのに十分な回転トルクを発生させるものであればよく、これに加えて超音波トランスデューサをも回転させる従来技術と比較して、小型である。

【 0 0 4 4 】

光源装置では、被検部位で反射した反射光と参照光とを干渉させた干渉光が生成され、プロセッサ装置 4 では、この干渉光の強度に基づいて光断層画像を生成し、この光断層画像をモニタ 5 に表示する。

【 0 0 4 5 】

30

超音波トランスデューサアレイ 1 1 による超音波走査と、光学系 1 9 による光走査とは、タイミングを合わせて同時に行ってもよいし、タイミングをずらして別々に行ってもよい。また、モニタ 5 には、超音波断層画像と光断層画像とを、重ね合わせて表示してもよいし、個別に切り換えて表示するようにしてもよいし、画面を分割して両方表示してもよい。

【 0 0 4 6 】

本発明によれば、被検部位の表面から高深度までの断層画像をラジアル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、かつ、被検部位の表面付近の低深度の断層画像を高解像度の光断層画像で取得することができるため、的確な医療診断を行うことができる。

40

【 0 0 4 7 】

[第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態で説明した医療診断システム 2 のプローブ 3 では、プリズムミラー 2 2 は、超音波トランスデューサアレイ 1 1 からプローブ 3 の軸方向で先端側にずれて位置し、この位置からプローブ 3 の軸回りに光走査を行っていたが、超音波トランスデューサアレイを軸方向で分割し、この分割した超音波トランスデューサアレイ間にミラーを位置させ、この位置からプローブの軸回りに光走査を行ってもよい。

【 0 0 4 8 】

図 3 に示すように、第 2 実施形態のプローブ 1 0 0 は、シース 1 0 1 により覆われている。シース 1 0 1 の先端部には、軸方向で互いに離間するようにして、第 1 及び第 2 超音

50

波トランスデューサアレイ 102, 103 が設けられている。第 1 及び第 2 超音波トランスデューサアレイ 102, 103 は、第 1 実施形態の超音波トランスデューサアレイ 11 と同様の構成であり、第 1 超音波トランスデューサアレイ 102 はバックング材 104 の外周面に設けられた多数の超音波トランスデューサ 105 からなり、また、第 2 超音波トランスデューサアレイ 103 はバックング材 106 の外周面に設けられた多数の超音波トランスデューサ 107 からなる。第 1 及び第 2 超音波トランスデューサアレイ 102, 103 は、同期して駆動する。

【0049】

第 1 超音波トランスデューサアレイ 102 と、第 2 超音波トランスデューサアレイ 103 とは、測定光及び反射光に対する透過性を有する材料で形成された円筒状の透過部 108 によって連結されており、この透過部 108 はシース 101 の一部を構成している。

10

【0050】

シース 101 の内部には、第 1 実施形態の光学系 19 と同様の構成の光学系 109 が設けられている。光学系 109 は、光ファイバ 110、GRIN レンズ 111、及びミラー 112 から構成される。ミラー 112 は、プローブ 100 の軸方向で第 1 及び第 2 超音波トランスデューサアレイ 102, 103 の間に位置しており、この位置でプローブ 100 の軸回りに光走査を行う。

【0051】

光ファイバ 20 は内筒 113 によって保護されている。内筒 113 は、ミラー 112 に対向する部位が、測定光及び反射光を透過させる材料で形成された透過部 114 になっている。

20

【0052】

図 4 に示すように、第 1 超音波トランスデューサアレイ 102 の各超音波トランスデューサ 105 には、それぞれ電気配線 115 が接続されており、これらの電気配線 115 はバックング材 104 の基端側の面 104a に沿って這わせてから一箇所に束ねられている。この電気配線 115 の束は、径方向で最も外側を通過して、第 2 超音波トランスデューサアレイ 103 のバックング材 106 の先端側の面 106a へと渡され、さらに面 106a に沿って這わせてから、基端に向かう方向に延ばされている。

【0053】

このように電気配線 115 を束ねることにより、光学系 109 がプローブ 100 の軸回りに光走査を行うときに、測定光及び反射光が電気配線 115 によって遮られる領域が小さくなり、光断層画像の影部分を最小限に抑えることができる。電気配線 115 によって遮られる領域は、図 4 に示すように微小角度 α の領域に抑えることができる。

30

【0054】

第 2 超音波トランスデューサアレイ 103 の各超音波トランスデューサ 107 には電気配線 116 が接続されている。これらの電気配線 116 はプローブ 100 の径方向で内方に向かって延びてから、さらにプローブ 100 の基端に向かって延びている。

【0055】

このプローブ 100 によれば、第 1 及び第 2 超音波トランスデューサアレイ 102, 103 により超音波走査を行う領域と、光学系 109 により光走査を行う領域とがほぼ一致する。

40

【0056】

[第 3 実施形態]

上記第 1 実施形態で説明した医療診断システム 2 のプローブ 3 では、光ファイバ 20、GRIN レンズ 21、及びプリズムミラー 22 からなる光学系 19 の全体を回転させて光走査を行ったが、GRIN レンズ及びミラーだけ、または、ミラーだけを回転させて光走査を行ってもよい。以下、第 3 実施形態を説明するが、第 1 実施形態と同様の構成に関しては同一の符号を付し、その説明を省略する。

【0057】

図 5 に示すように、第 3 実施形態のプローブ 200 では、第 1 実施形態の光ファイバ 2

50

0、GRINレンズ21、及びプリズムミラー22の替わりに、光ファイバ201、GRINレンズ202、及びミラー203が設けられている。

【0058】

光ファイバ201の先端部は支持部材204に支持されている。GRINレンズ201及びミラー202は互いに固定されており、光ファイバ201の前方に設けられている。GRINレンズ21は、光ファイバ201に光学的に接続されている。GRINレンズ202及びミラー203は、センタレスモータ（走査機構）205に保持されており、このセンタレスモータ205が駆動して軸回りに回転し、これによりプローブ200の軸回りに光走査が行われる。センタレスモータ20には、例えば超音波モータを用いる。なお、センタレスでない通常のモータをミラー202の先端側に配置し、このモータによってミ

10

【0059】

センタレスモータ20の回転中心と、光ファイバ201の先端面の軸中心とが、一致するように各部が配置されている。これにより、GRINレンズ21と光ファイバ201の先端面の距離が一定に保たれ、光伝送が安定して行われる。

【0060】

センタレスモータ205は、GRINレンズ202及びミラー203だけを回転させればよいため、例えば、これらに加え光ファイバや超音波トランスデューサアレイをも回転させる従来技術と比較して、非常に小型になる。センタレスモータ205は小型であることから、このセンタレスモータ205をプローブ200の先端部に配置することは設計上

20

【0061】

[第4実施形態]

上記第1実施形態で説明した医療診断システム2のプローブ3では、光学系19と、この光学系19を軸回りに回転させる光ファイバ回転モータ23とを用いて光走査を行ったが、この替わりに、MEMSミラーによって光走査を行ってもよい。以下、第4実施形態を説明するが、第1実施形態と同様の構成に関しては同一の符号を付し、その説明を省略

30

【0062】

図6及び図7に示すように、第4実施形態のプローブ300は、光ファイバ301、集光レンズ302、及び第1ミラー303からなる光学系と、MEMSミラー（走査機構）304とを備えている。

【0063】

MEMSミラー304はマイクロミラー305を有し、このマイクロミラー305はプローブ300の軸回りに揺動する。光ファイバ301の先端面から出射した測定光は、集光レンズ302及び第1ミラー303を介してマイクロミラー305へ導かれ、マイクロミラー305で反射してから透過部27を透過して被検部位に照射される。また、被検部位からの反射光は、透過部27を透過してマイクロミラー305で反射し、第1ミラー3

40

【0064】

MEMSミラー304は非常に小型であるから、プローブ300の内部に自由に配置することができる。

【0065】

なお、上記各実施形態では、超音波の走査方向と、測定光の走査方向とは略平行であったが、第1、第3及び第4実施形態においては、必ずしも平行でなくてもよい。ただし、この場合、被検部位において、超音波による検査可能領域と、測定光による検査可能領域

50

とが、重なるように構成することが好ましい。

【 0 0 6 6 】

例えば、図 8 に示すように、第 1 実施形態のプリズムミラー 2 2 の替わりに、プローブ 3 の径方向に対して傾斜した方向に測定光を照射するプリズムミラー 4 0 0 を設ける。超音波トランスデューサアレイ 1 1 による超音波検査可能領域は符号 4 0 1 で示す領域であり、プリズムミラー 4 0 0 を含む光学系による光検査可能領域は符号 4 0 2 で示す領域である。このように、超音波の走査方向と測定光の走査方向が平行でない構成であっても、それらの検査可能領域を重ねることにより、取得される超音波断層画像と光断層画像とは照合がしやすいものとなる。なお、図 8 においては、プローブ 3 の上方の検査可能領域のみを図示している。

10

【 0 0 6 7 】

上記第 1、第 3 及び第 4 実施形態では、測定光及び反射光が透過する透過部 2 7 は、プローブの軸方向に延びる円筒状の形状であったが、透過部をプローブの軸方向に傾斜するような形状にしてもよい。

【 0 0 6 8 】

例えば、図 9 に示すように、シース 1 0 の先端部を、先端にいくにしたがって軸中心に向かうように傾斜した（言い換えると、先端にいくにしたがって径が細くなる）形状に形成する。プリズムミラー 2 2 に対向する領域は透過部 5 0 0 になっている。これにより、プリズムミラー 2 2 から出射した測定光は、透過部 5 0 0 の表面に対して垂直には進行しないことから、透過部 5 0 0 からの正反射成分がプリズムミラー 2 2 に戻ることがないため、ゴースト像が発生することを防止することができる。なお、シース 1 0 に透過部 5 0 0 を設ける替わりに、シース 1 0 の先端部全体を測定光及び反射光を透過させる材料で形成してもよい。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 9 】

【図 1】断層画像取得装置の全体構成を示す概略図である。

【図 2】径方向に切断したプローブを示す断面図である。

【図 3】超音波トランスデューサアレイを軸方向に分割した実施形態において、軸方向に切断したプローブを示す断面図である。

【図 4】超音波トランスデューサアレイを軸方向に分割した実施形態において、径方向に切断したプローブを示す断面図である。

30

【図 5】シースの先端部にモータを配設した実施形態において、軸方向に切断したプローブを示す断面図である。

【図 6】MEMS ミラーを用いて光走査を行う実施形態において、軸方向に切断したプローブを示す断面図である。

【図 7】MEMS ミラーを用いて行われる光走査を説明する説明図である。

【図 8】プローブの径方向に対して傾斜した方向に測定光を照射する実施形態において、軸方向に切断したプローブを示す断面図である。

【図 9】シースの先端部が先端に向かうにしたがって径が細くなるように形成した実施形態において、軸方向に切断したプローブを示す断面図である。

40

【符号の説明】

【 0 0 7 0 】

2 医療診断システム

3、1 0 0、2 0 0、3 0 0 プローブ

7 超音波断層画像取得部

8 光断層画像取得部

1 1 超音波トランスデューサアレイ

1 9、1 0 9 光学系

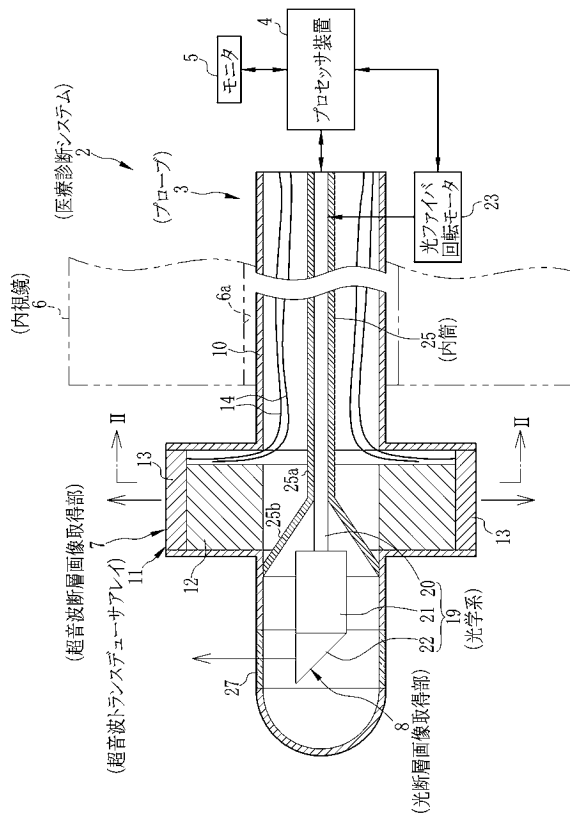
2 0、1 1 0、2 0 1、3 0 1 光ファイバ

2 3 光ファイバ回転モータ

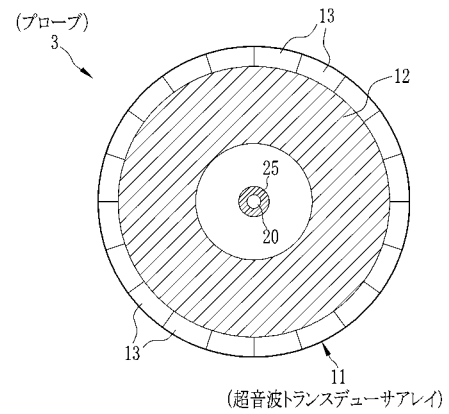
50

- 102 第1超音波トランスデューサアレイ
 103 第2超音波トランスデューサアレイ
 115 電気配線
 205 センタレスモータ
 304 MEMSミラー

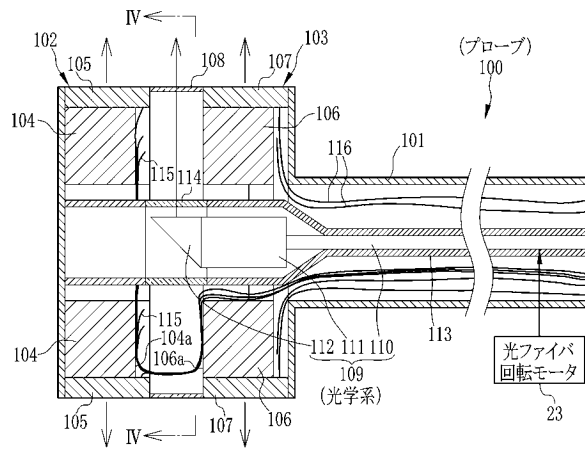
【図1】



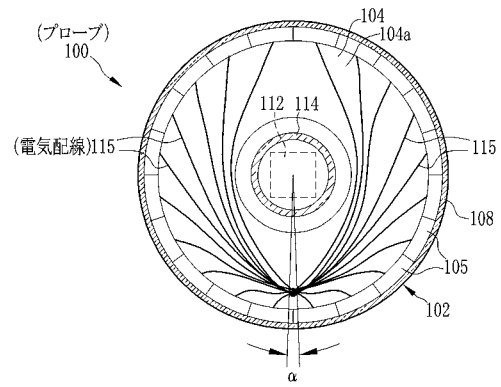
【図2】



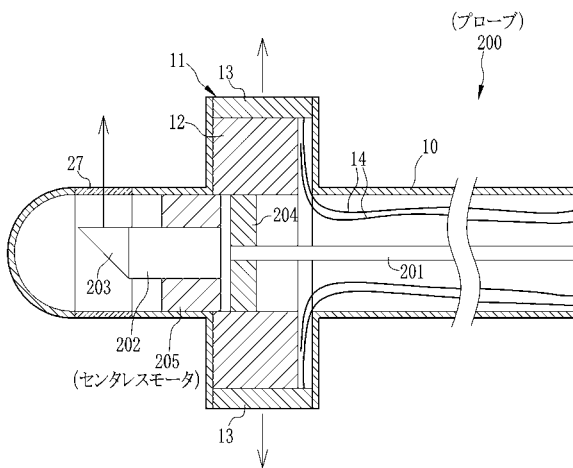
【図 3】



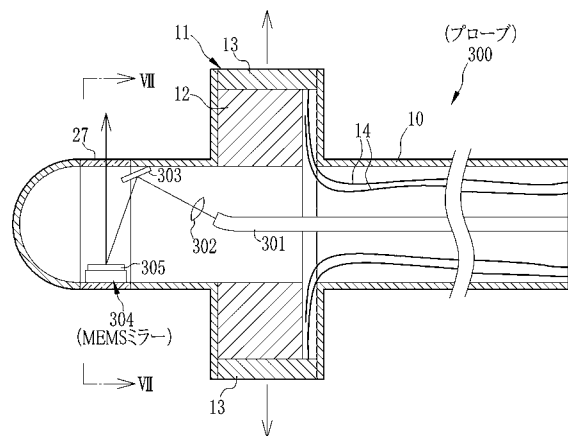
【図 4】



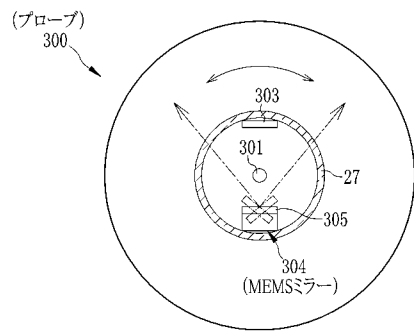
【図 5】



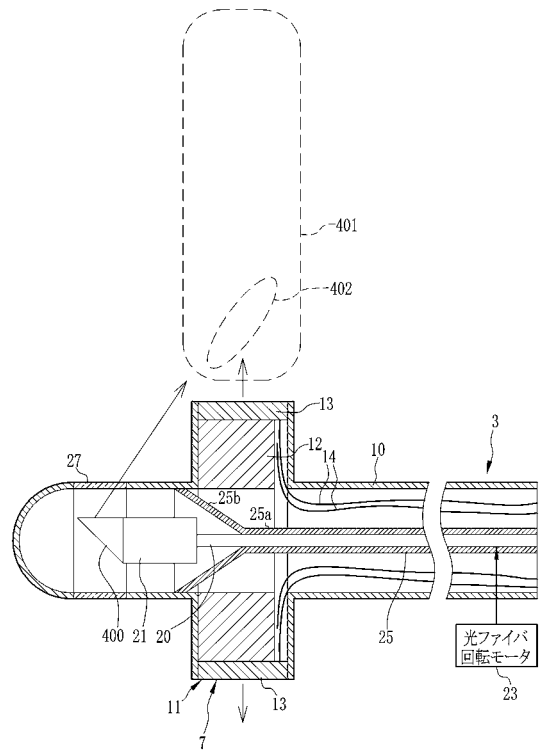
【図 6】



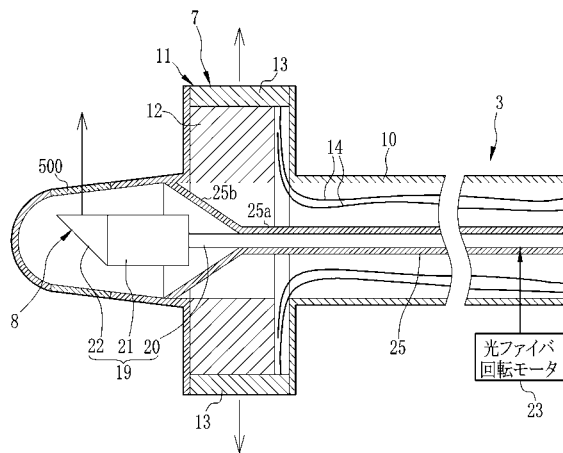
【図 7】



【図 8】



【図 9】



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 7 9 8 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 3 2 4 番地 フジノン株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB14 BB24 EE01 EE04 EE13 FE03 FE04 GA01 KK25

专利名称(译)	医疗诊断探针和医疗诊断系统		
公开(公告)号	JP2008142454A	公开(公告)日	2008-06-26
申请号	JP2006335760	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 A61B10/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B10/00.E		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/EE13 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA01 4C601/KK25		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题为能够获取超声波断层图像和光学断层图像的腔内检查提供探头。 解决方案：用于执行径向电子扫描的超声换能器阵列11设置在探头3的尖端部分处。固定到光纤20的尖端的光纤20和GRIN透镜21以及棱镜22设置在护套10内。光纤旋转电机23设置在光纤20的基端部。棱镜22在探头3的轴向上从超声波换能器阵列11移位，并从该位置进行光学扫描。 点域1

