

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4815621号
(P4815621)

(45) 発行日 平成23年11月16日 (2011.11.16)

(24) 登録日 平成23年9月9日 (2011.9.9)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 12 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2006-535129 (P2006-535129)
 (86) (22) 出願日 平成17年9月12日 (2005.9.12)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2005/016775
 (87) 国際公開番号 W02006/028249
 (87) 国際公開日 平成18年3月16日 (2006.3.16)
 審査請求日 平成20年6月19日 (2008.6.19)
 (31) 優先権主張番号 特願2004-264146 (P2004-264146)
 (32) 優先日 平成16年9月10日 (2004.9.10)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 500583896
 マイクロソニック株式会社
 東京都文京区本郷3-9-11
 (74) 代理人 110000051
 特許業務法人共生国際特許事務所
 (72) 発明者 伊東 紘一
 東京都新宿区大久保一丁目14番11号
 (72) 発明者 守屋 正
 神奈川県横浜市青葉区松風台1-8 グラ
 ンフォルム青葉台3-106
 (72) 発明者 入江 喬介
 東京都町田市本町田3040-27

審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検組織に挿入され、超音波を照射する超音波プローブであって、
 一方の先端が針状をした中空筒状の外装体と、
 前記外装体は、前記一方の先端を含み被検組織に挿入される穿刺針部と、他方の端を含
 む延伸部からなり、
 前記延伸部の中空部に位置して、前記超音波を発生する超音波発信源と、
 前記外装体の中空部に、長手方向に沿って超音波振動可能なように設置され、前記超音
 波を伝達する超音波伝達部材と、
 前記穿刺針部の中空部に位置して、前記超音波伝達部材により伝達された超音波ビーム
 の方向を被検組織の位置する向きに変換する方向変換手段と、を含み、
 前記超音波伝達部材は、最先端に向かって直径の漸増するテーパ状の先端部を有し、
 前記方向変換手段は、前記超音波伝達部材の軸方向を中心とする回転放物面をなして前
 記穿刺針部の先端に面しつつ前記超音波伝達部材の先端部の側面全周を囲む第1ミラーと
 、
 前記穿刺針部の先端に設けられて前記第1ミラーにより反射された前記超音波の方向を
 変えて前記被検組織に向け照射する、平板な第2ミラーと、からなる、
 ことを特徴とする、超音波プローブ。

【請求項2】

少なくとも前記超音波伝達部材が、前記外装体の中空部に、長手方向に沿って前記穿刺

10

20

針部に対して着脱可能なように設置されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記外装体内の穿刺針部と延伸部にわたる中空部に、長手方向に沿って一定の範囲内で前記穿刺針部に対して位置変更可能なように、かつ着脱可能なように挿入された中空筒状の内套をさらに備え、前記内套内に少なくとも前記超音波伝達部材と前記方向変換手段とが設置されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記方向変換手段は、前記超音波伝達部材により伝達された超音波ビームを収束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超音波プローブ。

10

【請求項 5】

前記外装体の一部、又は前記外装体及び前記内套の一部に、前記被検組織と接触し、前記方向変換手段により方向変換された超音波ビームを透過するための音響窓を有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超音波プローブ。

【請求項 6】

前記超音波伝達部材の少なくとも一部は、サファイア又は石英からな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超音波プローブ。

【請求項 7】

超音波としてポッシュマー・クリー (P o c h h a m m e r - C h r e e) 波の高次のモードを用い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超音波プローブ。

20

【請求項 8】

前記超音波伝達部材の少なくとも一部は、100～200MHzでの超音波伝達損失がサファイア又は石英のいずれかと実質的に同等又はそれ以下の材料からな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超音波プローブ。

【請求項 9】

前記超音波プローブの生体挿入部分は、その外形が1mm以下であ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超音波プローブ。

【請求項 10】

被検組織に超音波プローブを挿入して超音波診断をする超音波診断装置であって、
請求項 1、4～9、12のいずれかに記載の超音波プローブと、
前記超音波伝達部材の表面と前記方向変換手段とを介して被検組織に対して照射される送信超音波と、被検組織から反射されて前記方向変換手段と前記超音波伝達部材の表面とを介して受信される受信超音波を分離して制御する送受信手段と、を含むことを特徴とする、超音波診断装置。

30

【請求項 11】

被検組織に超音波プローブを挿入して超音波診断をする超音波診断装置であって、
請求項 3 に記載の超音波プローブと、
前記超音波伝達部材の、前記一定の範囲内での移動を制御することにより、前記超音波プローブから被検組織に照射される超音波の照射位置を制御する位置制御手段と、
前記超音波伝達部材の表面と前記方向変換手段とを介して被検組織に対して照射される超音波を送信し、被検組織から反射された超音波を前記方向変換手段と前記超音波伝達部材の表面とを介して受信する送受信手段と、を含むことを特徴とする、超音波診断装置。

40

【請求項 12】

前記超音波発信源と前記超音波伝達部材とは、前記超音波伝達部材と同一の材料、又は音響的に同一の特性を有する材料からなる音響媒体を介して結合されている、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超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は超音波を用いて生体（人体を含む）内を画像診断するための超音波プローブ及び超音波診断装置に係り、特に、生体内に穿刺することによって画像情報を取得する超音波プローブと、及びそれに用いた超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断技術は他の診断技術、例えば単純X線、CT（Computerized Tomography、コンピュータ断層撮影法）あるいはMRI（Magnetic Resonance Imaging、核磁気共鳴現象を利用した画像描出法）などに比べて、X線を用いず低侵襲で、かつ簡便な検査技術として広く用いられている。

10

何故ならば、CT、MRIは空間分解能が高いものの、装置が大型であり、かつ装置価格が高く、診断手順が超音波診断のように簡便ではなく、更に単純X線は被曝があり侵襲的な診断となる、からである。

【0003】

一方、超音波診断はCTあるいはMRIに比べて空間分解能に劣るとされている。

超音波の周波数を高くすれば空間分解能は向上するが、超音波が到達する距離が短くなり深部に到達できないからである。

例えば、通常の超音波診断装置においては、3～10MHz程度の超音波が用いられている。

この場合は、超音波の透過深度は15～3cm程度となる。

20

しかし、かかる比較的低い周波数の超音波では、十分な分解能を得ることができない。

高分解能を得るためには、周波数は約100MHzを超える必要がある。しかし、このような高周波数においては、超音波ビームの透過深度が1mm以下となってしまう、通常の超音波診断装置では患部まで到達させることができない。

【0004】

従って超音波を用いて生体内の検査を精度良く行うためには、高周波の超音波ビームを用いつつ超音波探触子を患部の近傍まで到達させることが必要である。

このような観点から、生体の口腔内に超音波プローブを配置させる方法が採用される。口から食道を通して胃などを診断する経食道エコー、血管内に細径プローブを通して診断する血管内エコーなどがその一例である。

30

【0005】

経食道エコーは、体表からの超音波診断では骨などの遮蔽により観測が困難な部位の診断、特に心臓超音波診断には有効な方法とされている。

一方、血管内エコーは冠動脈などの血管に直接細径プローブを挿入して疾患部位を診断する画像診断である。

経食道エコーは内視鏡の先端に回転可能な超音波送受信のプローブを付けたものを患者に飲み込ませて検査を行うものである。

また血管内エコーは細径とは言え血管内に超音波の送受信を行うプローブを直接挿入するものであり、いずれもかなり侵襲的で電気的安全性にも留意しなければならない検査となる。

40

つまり、これらの診断方法では超音波の手軽さ、無侵襲性が失われてしまうことは否めない。

【0006】

一般に、超音波診断のみで確定診断を行うことは一般的には困難であるので、超音波診断に加えて、CTあるいはMRIを併用することが行われている。

これらを追加的に検査することにより確定診断することも行われているが、確実な確定的な診断を行うには、超音波診断で発見された異常部位（例えば腫瘍）に超音波ガイドのもとで穿刺にて組織を摘出し、切片を切り出し、染色して光学顕微鏡で病理検査を行っている。

50

これは確定診断として優れた方法であり、一般的に広く用いられている。

しかしながら、病理検査には数日間の日数が必要になる上に、検査で異常所見が出てても病理検査結果がでるまで（数日～1週間）手術を行うことができない。

また手術に際して開腹下で摘出した組織をその場で病理検査を行うことができず、再度の手術が必要になる。

稀に緊急的に手術を中断して病理検査結果を待って手術を継続する場合もあるが、開腹のまま患者を待たせるので、その負担は極めて大きいものである。

【0007】

超音波診断でより精度のよい診断結果を得るために、工学分野で主に使用されている超音波診断装置を適用することが試験的に行われている。

10

そのような、工学分野で主に使用されている超音波診断装置に使用される超音波の周波数は、数10MHz～数100MHzと通常の超音波診断装置に使用される数MHz～数10MHzに比べて格段に周波数が高いものが使用される。

【0008】

超音波顕微鏡では更に超音波を集束するための集束超音波デバイスを使用する。

超音波顕微鏡は摘出組織を染色することなく病理検査を行うことができるので、光学顕微鏡を用いた病理検査のように染色して組織を定着するための時間が必要でなく、早く対応可能な検査である。

近年、超音波顕微鏡を医学分野の診断に使用することが検討されている。

しかし、この場合は生体組織を摘出し、顕微鏡の光路に置いて測定する必要があるため、これら一連の準備が複雑になることを考慮して、手術中の緊急の検査を目的として一部の施設で稀に使用されるに過ぎない。

20

【0009】

高周波の超音波で深さ方向の診断ができる方法として、穿刺針式超音波診断装置が出願されている（特開平2-107238号公報（文献1）、特開平2-107239号公報（文献2））。

これらの先行文献は中空の外套針内に超音波プローブを内蔵させ、これを体内に挿入することを特徴とする。

これによって、患部の近くに超音波プローブを配置することが可能となり、高周波の超音波ビームを用いて高画質な超音波画像を得ようとしている。

30

【0010】

しかしながら、先行文献1、2によれば、穿刺針そのものがプローブ（探触子）となっており、穿刺針の中に超音波を発生させるトランスデューサ（振動子）を内蔵させているため、針の口径はどうしても太くならざるを得ない。

この場合、小さいトランスデューサを用いても、一般的には、穿刺針の口径は3～4mm程度になってしまう。

このような太い穿刺針を体表から体内に挿入すると、被検者に多大な苦痛を与えてしまうので、超音波の特徴である無侵襲性が失われてしまう。

【0011】

従って、トランスデューサをプローブ中に内蔵させるためには、小さいトランスデューサを使用せざるを得ず、発生させることのできる超音波のエネルギーには限界があり、結局、得られた画像は被検組織の深さ方向への到達が不十分となり、S/N（信号対ノイズ比）が小さな不明瞭なものとならざるを得ない。

40

また、限られたサイズのトランスデューサになるべく大きな超音波エネルギーを発生させるにはトランスデューサに高い電圧を加える必要があるが、生体内で高電圧を発生させなければならないので危険を伴い、電気的安全性に対する注意がより必要となり、装置・手順上の簡便性が失われる。

【0012】

また、特開平11-206759号公報も、針状超音波探触子および超音波顕微鏡にかかる先行文献である（文献3）。

50

この文献においては、100MHz程度の比較的高い周波数にかかる超音波ビームを用い、直接体内に針状超音波探触子を差し入れて診断している。

しかしながら、超音波探触子そのものを針状に加工するために針の太さは5mm以下となっており、前記の出願と同じく生体内に挿入するには余りに太く超音波の無侵襲性を全く損なうものである。

更に、超音波探触子自身を生体内に挿入することになり、厳格な電気的安全性が要求される。

【0013】

以上に述べたとおり、トランスデューサをプローブ中に内蔵させる方式の針状超音波探触子は、電気的安全性や侵襲性の点で問題があるといえる。

10

【0014】

他方、発明者らは、石英棒を用いた超音波内視鏡（特開2001-198127号公報（文献4））、超音波治療器（特開2002-153483号公報（文献5））を出願している。

これらはいずれも石英棒を介して超音波を伝送させる方式にかかるものであるが、本発明の、好ましくはファイバーを用いたミクロな超音波顕微鏡とは本質的に異なるものである。

即ち、やはり侵襲性に問題がある上に、使用している周波数が低く、かつ石英棒の先端位置を微細に制御することができないので空間分解能を上げることが困難である。

【0015】

20

また、本発明者は石英ファイバーを用いた超音波治療装置・超音波診断装置（特開2003-116869号公報（文献6））を出願した。

しかし、この場合の使用目的は体腔内（管路）を利用して、石英ファイバーの先端部に超音波を送り込み、治療部分にエネルギーを集中させて目的の部位（尿管内の結石）を破碎する超音波治療装置にかかるものである。

ここでは高いエネルギーの超音波ビームを伝搬するために多数のファイバーを用いている。また、文献6において使用される超音波の周波数は1MHzと低い。このため、文献6に開示された発明は、本発明の細胞レベルの画像を得る超音波診断装置とはその用途・態様ともに全く異なる。

やはり侵襲性に問題がある上に、超音波の周波数が低く、石英ファイバーの先端位置を微細に制御することができないので、空間分解能を上げることが困難である。

30

【0016】

【特許文献1】特開平2-107238号公報（全文）

【特許文献2】特開平2-107239号公報（全文）

【特許文献3】特開平11-206759号公報（全文）

【特許文献4】特開2001-198127号公報（全文）

【特許文献5】特開2002-153483号公報（全文）

【特許文献6】特開2003-116869号公報（全文）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0017】

本発明の目的は、非侵襲的かつ簡便であるという超音波診断の特徴を維持しつつ、空間分解能およびS/Nの高い超音波診断装置及び方法を提供することにある。

【0018】

本発明の目的は、体内に挿入される超音波診断用の超音波プローブであって、被検者に多大な苦痛を与えず、超音波の特徴である無侵襲性が失われない程度に十分細い口径を備えた超音波プローブを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0019】

上記の課題を解決するためになされた本発明による超音波プローブは、請求項1に示す

50

とおり、被検組織に挿入され、超音波を照射する超音波プローブであって、

一方の先端が針状をした中空筒状の外装体と、前記外装体は、前記一方の先端を含み被検組織に挿入される穿刺針部と、他方の端を含む延伸部からなり、前記延伸部の中空部に位置して、前記超音波を発生する超音波発信源と、前記外装体の中空部に、長手方向に沿って超音波振動可能なように設置され、前記超音波を伝達する超音波伝達部材と、前記穿刺針部の中空部に位置して、前記超音波伝達部材により伝達された超音波ビームの方向を被検組織の位置する向きに変換する方向変換手段と、を含み、

前記超音波伝達部材は、最先端に向かって直径の漸増するテーパ状の先端部を有し、前記方向変換手段は、前記超音波伝達部材の軸方向を中心とする回転放物面をなして前記穿刺針部の先端に面しつつ前記超音波伝達部材の先端部の側面全周を囲む第1ミラーと、前記穿刺針部の先端に設けられて前記第1ミラーにより反射された前記超音波の方向を変えて前記被検組織に向け照射する、平板な第2ミラーと、からなることを特徴とする。

10

【0020】

また請求項2に示す発明は、少なくとも前記超音波伝達部材が、前記外装体の中空部に、長手方向に沿って前記穿刺針部に対して着脱可能なように設置されていることを特徴とする。

【0021】

また請求項3に示す発明は、前記外装体内の穿刺針部と延伸部にわたる中空部に、長手方向に沿って一定の範囲内で前記穿刺針部に対して位置変更可能なように、かつ着脱可能なように挿入された中空筒状の内套をさらに備え、前記内套内に少なくとも前記超音波伝達部材と前記方向変換手段とが設置されていることを特徴とする。

20

【0022】

また請求項4に示す発明は、前記方向変換手段が、前記超音波伝達部材により伝達された超音波ビームを収束することを特徴とする。

【0023】

また請求項5に示す発明は、前記外装体の一部、又は前記外装体及び前記内套の一部に、前記被検組織と接触し、前記方向変換手段により方向変換された超音波ビームを透過するための音響窓を有することを特徴とする。

【0024】

また請求項6に示す発明は、前記超音波伝達部材の少なくとも一部が、サファイア又は石英からなることを特徴とする。

30

【0025】

また請求項7に示す発明は、超音波としてポツシャマー・クリー(Po ch h a m m e r - C h r e e)波の高次のモードを用いることを特徴とする。

【0026】

また請求項8に示す発明は、前記超音波伝達部材の少なくとも一部が、100～200MHzでの超音波伝達損失がサファイア又は石英のいずれかと実質的に同等又はそれ以下の材料からなることを特徴とする。

【0030】

また請求項9に示す発明は、前記超音波プローブの生体挿入部分は、その外形が1mm以下であることを特徴とする。

40

【0031】

また請求項10に示す発明は、被検組織に超音波プローブを挿入して超音波診断をする超音波診断装置であって、

請求項1に記載の超音波プローブと、前記超音波伝達部材の表面と前記方向変換手段とを介して被検組織に対して照射される送信超音波と、被検組織から反射されて前記方向変換手段と前記超音波伝達部材の表面とを介して受信される受信超音波を分離して制御する送受信手段と、を含むことを特徴とする。

【0032】

また請求項11に示す発明は、被検組織に超音波プローブを挿入して超音波診断をする

50

超音波診断装置であって、

請求項 3 に記載の超音波プローブと、前記超音波伝達部材の、前記一定の範囲内での移動を制御することにより、前記超音波プローブから被検組織に照射される超音波の照射位置を制御する位置制御手段と、前記超音波伝達部材の表面と前記方向変換手段とを介して被検組織に対して照射される超音波を送信し、被検組織から反射された超音波を前記方向変換手段と前記超音波伝達部材の表面とを介して受信する送受信手段と、を含むことを特徴とする。

【 0 0 3 3 】

また請求項 1 2 に示す発明は、前記超音波発信源と前記超音波伝達部材とは、前記超音波伝達部材と同一の材料、又は音響的に同一の特性を有する材料からなる音響媒体を介して結合されている、ことを特徴とする。

【 0 0 3 5 】

本発明の請求項 1 にかかる超音波プローブは、超音波発信源である、超音波の送受信を行うトランスデューサを一端（第 1 端とする）に有し、超音波の進行方向を変える方向変換手段を他端（第 2 端とする）に有し、トランスデューサと方向変換手段との間を超音波の伝播媒体である、超音波伝達部材で結合させ、これら方向変換手段、超音波伝達部材、トランスデューサを収容する中空筒状の外装体を備える。

外装体は穿刺針部と延伸部からなり、少なくとも伝送媒体（＝超音波伝達部材）の一部と方向変換手段が、第 2 端に尖った針先を備え、生体内に穿刺可能な針状の形状を有し、被検組織に穿刺され接触する穿刺針部に属する外装体内部に配置されている。

一方少なくとも超音波伝達部材の残りの部分とトランスデューサが、第 1 端を含む延伸部に属する外装体内部に配置されている。

従って、超音波伝達部材は、外装体に対して長手方向に振動可能であり、トランスデューサから発せられた超音波振動を方向変換手段に伝えることができる。

【 0 0 3 6 】

本発明の請求項 2 にかかる他の好ましい超音波プローブにおいては、超音波伝達部材が、外装体の中空部に、長手方向に沿って穿刺針部に対して着脱可能のように設置されている。

より具体的には、外装体の穿刺針部と延伸部は結合部を介して結合されており、外装体の延伸部は、その内部に設置されたトランスデューサ及びトランスデューサに結合された超音波伝達部材と一体になっている。

従って、超音波伝達部材を穿刺針部の中空部に挿入し、延伸部と穿刺針部を結合部で結合する、又は逆の操作を行うことにより、超音波伝達部材は穿刺針部に対して、各々、着、脱される。

【 0 0 3 7 】

本発明の請求項 3 にかかる、さらに他の好ましい超音波プローブにおいては、外装体内の穿刺針部と延伸部にわたる中空部に、さらに中空筒状の内套が挿入されており、内套は、長手方向に沿って一定の範囲内で前記穿刺針部に対して位置変更可能のように、かつ着脱可能のように備えられている。

そして内套内には超音波伝達部材と方向変換手段とが設置されている。

より具体的には、内套は中空の延伸部を有し、内套の延伸部の内部には超音波伝達部材が結合されたトランスデューサが設置され、内套の延伸部は、外装体の延伸部内部に備えたスキャナ機構に搭載されており、内套全体、トランスデューサ、超音波伝達部材、従って方向変換手段の、外装体内での位置は、前記スキャナ機構とこれを制御するスキャナコントローラからなる位置制御手段により変更される。

このようにして、方向変換手段から発せられる超音波ビームの照射位置を一定範囲内で変更することにより、穿刺した超音波プローブを生体内で動かさずに、超音波ビームで生体内の被検組織をスキャンさせる。

さらに、外装体の穿刺針部と延伸部は結合部を介して結合されている。

従って、外装体の延伸部は、その内部に設置された内套と、スキャナ機構を介して一体

10

20

30

40

50

になっており、内套を穿刺針部の中空部に挿入し、外装体の延伸部と穿刺針部を結合部で結合する、又は逆の操作を行うことにより、内套は穿刺針部に対して、各々、着、脱される。

【 0 0 3 8 】

方向変換手段の一例としては、ミラーやプリズムなどの周知の光学部材を用いることができ、さらに超音波を単に方向変換するのではなく、集束して超音波ビームとなすために曲面（放物面）ミラー等を用いることが好ましい。

方向変換手段は、超音波を生体内にスムーズに透過させる（生体内まで低損失で到達させる）ための音響媒体を有することが好ましい。

超音波伝達部材である伝搬媒体の一例としては、光ファイバーなど、細くて可撓性のあ
る材質・形状のものが好ましい。

10

【 0 0 3 9 】

また、方向変換された超音波ビームを損失なく患部に照射するために、超音波ビームが指向される外装体部分には、超音波ビームが透過可能な音響窓を具備することが望ましい。

【 0 0 4 0 】

本発明にかかる超音波プローブの作用について説明するに、トランスデューサから送信された超音波ビームは、超音波伝達部材である伝搬媒体（一例としてファイバー）を通して方向変換手段（一例としてミラー）に到達し、角度を変えけるとともに、好ましくは集束されて好ましくは音響窓を介し生体内の診断部位へ照射される。

20

その際、内套とスキャナ機構をさらに備えている場合は、ファイバーを含む内套を外装体の穿刺針部内で微細な往復運動をさせることによって、超音波ビームで診断部位をスキャンさせる。

診断部位で反射された超音波は好ましくは音響窓を介し、方向変換手段により方向変換され超音波伝達部材である伝搬媒体を通してトランスデューサに到着するが、この超音波信号により診断画像が形成される。

使用後の超音波プローブは、生体内の診断部位に穿刺、接触しているので、通常嚴重に廃棄されるが、外装体の穿刺針部と延伸部が結合部を介して結合されている場合は、この結合を解いて穿刺針部だけを廃棄することが可能になる。

【 0 0 4 1 】

本発明において使用する超音波の周波数は 5 0 M H z ~ 1 G H z が適している。

穿刺針は直径 8 0 0 ミクロン以下であることが好ましい。

本発明の超音波プローブに使用するファイバーの材質はサファイア、石英、ダイヤモンドなどが好ましい。

しかしこれらに限らず、1 0 0 M H z 以上の高周波領域においてサファイアと同等又はこれ以上の超音波伝達特性を有しているものであれば使用することが可能である。

【 0 0 4 2 】

発明者の検討によれば、特にサファイアが物理的および音響的に優れていることが判明している。

40

【 発明の効果 】

【 0 0 4 3 】

請求項 1 に示す発明によれば、超音波発信源は超音波プローブの外装体のうち延伸部に設置されていて、即ち生体等の被検組織に穿刺される部分である穿刺針部の内部に設置されていないので、超音波発信源のサイズは、穿刺針部の直径とは独立に十分大きくとることができる。

従って、穿刺針の直径は生体に対して実質的に無侵襲性を維持できる程度に細くすると同時に、超音波発信源のサイズは十分大きくとれるので、空間分解能を上げるため十分高い周波数の超音波を用いた場合でも、なおかつ十分な透過深度が得られる。

【 0 0 4 4 】

50

請求項 2 に示す発明によれば、少なくとも超音波伝達部材が、外装体の中空部に、長手方向に沿って穿刺針部に対して着脱可能のように設置されているので、超音波プローブを使用後は、少なくとも超音波伝達部材を含む部分を穿刺針部から外して、廃棄せずに再利用することができる。

【 0 0 4 5 】

請求項 3 に示す発明によれば、方向変換手段は、これが設置された内套を通じて一定の範囲内で穿刺針部に対して位置変更が可能であるので、穿刺針部を生体等の被検組織に穿刺した状態で動かすことなく、被検組織中を超音波ビームでスキャンすることができる。

さらに、内套は穿刺針部に対して着脱可能であるので、超音波プローブを使用後は、少なくとも前記超音波伝達部材、前記方向変換手段とこれらが設置された内套を穿刺針部から外して、廃棄せずに再利用することができる。

10

【 0 0 4 6 】

本発明によれば、超音波診断装置の手軽さを維持しつつ、高周波帯域の超音波ビームを用いて高分解能な画像がリアルタイムで得られる超音波診断装置を提供することができる。これによれば、体内の深さ方向に対する高画質な細胞レベルの画像を提供できるので、病理検査をリアルタイムに行うことができる。

【 0 0 4 7 】

本発明によれば、大口径のトランスデューサおよび超音波ビームのスキャン機構を生体外に設置しつつ、極めて細い穿刺針を生体内に挿入（穿刺）して超音波診断をすることが可能となる。

20

そして、本発明によれば、穿刺針を用いて生体内に挿入して患部の近傍で超音波ビームを照射できるので、高い周波数をもつ超音波を用いて高い空間分解能で画像を得ることが可能となる。

大口径のトランスデューサを使用できるので深い部位にある検査対象に対して、S/N の高い高分解能な画像が得ることが可能になる。

【 0 0 4 8 】

本願発明によれば、生体挿入部分にかかる超音波プローブの直径を 1 mm 以下にすることが可能であり、当該直径は好ましくは 800 ミクロン以下である。従って、生体表から生体内に穿刺挿入しても疼痛の程度を小さくできるので、超音波診断の特徴である低侵襲性を維持することが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 9 】

【図 1】本発明の実施例 1 にかかる第 1 の超音波診断装置の模式図である。

【図 2】本発明の実施例 2 にかかる超音波プローブのトランスデューサ部の第 1 の実施形態を示す。

【図 3】本発明の実施例 3 にかかる超音波プローブのトランスデューサ部の第 2 の実施形態を示す。

【図 4】本発明の実施例 5 にかかる超音波プローブの穿刺針部 91 の第 1 の実施形態を示す。

【図 5】本発明の実施例 7 にかかる超音波プローブの穿刺針部 91 の第 2 の実施形態を示す。

40

【図 6】本発明の実施例 8 にかかる超音波プローブの穿刺針部 91 の第 3 の実施形態を示す。

【図 7】ポッシュャマー・クレー（P o c h h a m m e r - C h r e e）波の分散特性である $L(0, 1)$ 、 $L(0, 2)$ 、 $L(0, 3)$ モード毎に伝搬効率 η と、 $\omega \cdot a$ [ω ：角周波数、 a ：ファイバー半径]との関係を示す。

【図 8】本発明の実施例 4 にかかる超音波診断装置のトランスデューサ部の第 3 の実施形態を示す。

【図 9】本発明の実施例 6 にかかる第 2 の超音波診断装置の模式図である。

【符号の説明】

50

【 0 0 5 0 】

- 1、 1 a 音響窓
- 2 ミラー（方向変換手段）
- 3 1 第 1 のミラー（方向変換手段）
- 3 2 第 2 のミラー（方向変換手段）
- 3 ファイバー（超音波伝達部材）
- 3 a ファイバーの先端
- 4 針先
- 5、 5 a 音響媒体
- 6 音響整合層膜 10
- 8 被検組織
- 1 1 スキャナ機構
- 1 2 スキャナコントローラ
- 1 3 送受信部
- 1 4 画像構築部
- 1 5 表示部（モニタ）
- 1 6 （外装体の延伸部の）接合筒
- 1 7 トランスデューサ（超音波発信源）
- 1 8 振動子
- 2 0、 2 2 音響レンズ 20
- 2 1 空気
- 4 2、 4 3 環状部材
- 4 4 支持部材
- 9 1 （超音波プローブの外装体の）穿刺針部
- 9 2 （超音波プローブの外装体の）延伸部
- 9 3 （穿刺針部の）外枠
- 9 3 a 外枠の内壁
- 9 4 （穿刺針部の）結合部
- 9 5 （外装体の延伸部の）結合部
- 9 6 （外装体の延伸部の）拡大部 30
- 9 7 内套
- 9 7 a （内套の）内壁
- 9 8 （内套の）拡大部

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 5 1 】

以下、図を参照しながら、本発明の実施形態を説明する。

【実施例 1】

【 0 0 5 2 】

本発明による穿刺式超音波診断装置の全体図を図 1 に示す。

図 1 において、超音波プローブの外装体は、第 1 端と第 2 端を備える中空筒状体であり 40
、第 2 端を含む穿刺針部 9 1 と第 1 端を含む延伸部 9 2 からなる。

穿刺針部 9 1 は、第 2 端に尖った針先 4 を備えた中空の外枠 9 3 を備え、外装体のうち
体内に挿入（穿刺）される部分である。

延伸部 9 2 は第 1 端に拡大部 9 6 を備え、穿刺針部 9 1 と延伸部 9 2 は各々にさらに備
えた結合部 9 4、9 5 により結合されている。

延伸部 9 2 の拡大部 9 6 の内径は穿刺針部 9 1 の外枠 9 3 の内径より大きい。

外装体の内部には穿刺針部 9 1 と延伸部 9 2 にわたって、中空筒状の内套 9 7 が配備さ
れており、内套 9 7 の拡大部 9 8 は外装体の延伸部 9 2 の拡大部 9 6 に収容され、スキャ
ナ機構 1 1 に搭載されている。

さらに、内套 9 7 にはファイバー（超音波伝達部材）3 が配備されており、内套 9 7 の 50

拡大部 9 8 に収容されたトランスデューサ（超音波発信源）1 7 から発進された超音波は、該ファイバー 3 を介して、その先端まで伝達される。

超音波伝達部材 3 のうち延伸部 9 2 に配置される部分と穿刺針部 9 1 に配置される部分は、別部材とすることも可能であり、また、同一部材で構成することも可能である。

また、超音波伝達部材 3 は、芯材（図示しない）とこれを被覆する被覆材（図示しない）からなっているもよい。

いずれにしても、トランスデューサ 1 7 およびファイバー 3 のうち延伸部 9 2 に配置される部分は、体内に挿入されないのので、この部分の部材については比較的大型・大口径のものを利用することができる。

また、延伸部 9 2 の、拡大部 9 6 と結合部 9 5 を繋ぐ接合筒 1 6 はフレキシブルであってもよい。

10

【0053】

上記のように内套 9 7 の拡大部 9 8 には、ファイバー 3 を含む内套 9 7 を往復運動させるスキャナ機構 1 1 が付属している。

スキャナ機構 1 1 は、スキャナコントローラ 1 2 からの信号を受けて、後述のように、トランスデューサ 1 7、従ってファイバー 3 の先端に微細な往復運動をさせ、穿刺針部 9 1 の外枠 9 3 の先端の近傍に備えた音響窓 1 から照射される超音波ビームをスキャンさせる。

ここで、スキャナコントローラ 1 2 はスキャナ機構 1 1 を通じて超音波のスキャンを制御する装置部であり、送受信部 1 3 はトランスデューサ 1 7 を通じて超音波の送受信を行う装置部である。

20

【0054】

上記の穿刺針部 9 1 から生体に照射された超音波は、生体からの画像情報を乗せてファイバー 3 を介して送受信部 1 3 に戻ってくるが、この画像情報が画像構築部 1 4 によって画像構築され、表示部（モニタ）1 5 で当該画像が表示される。

【0055】

外装体の穿刺針部 9 1 と延伸部 9 2 は結合部 9 4、9 5 により結合されており、超音波プローブを生体に穿刺使用した後で、結合を解くと、延伸部 9 2 は、その内部に設置されたスキャナ機構 1 1 とそれに搭載された内套 9 7、さらには内套 9 7 内に設置されたトランスデューサ 1 7・ファイバー 3 を含む部材の全てと共に、穿刺針部 9 1 から分離できる。

30

生体に直接接触する穿刺針部 9 1 は、患者間の感染などを防止するために使い捨て（Disposable）にすることが好ましい。

他方、延伸部 9 2 とそれに搭載された上記部材は、穿刺針部 9 1 の中空部に挿入されていた部材を含め、必ずしも使い捨てにする必要がなく、高価な部材を繰り返して経済的に使用できる。

ただし、万一音響窓 1 などが破損した場合は、穿刺針部 9 1 だけではなく、延伸部 9 2 とそれらに搭載された上記部材をすべて廃棄することも可能である。

【実施例 2】

【0056】

40

図 2 は、トランスデューサ 1 7 の第 1 の態様の模式図を示す。

振動子 1 8 は超音波を発生する。

本発明によれば、トランスデューサ部は生体外に存在するので大口径（1 ~ 30 mm 程度）の振動子が使用でき、大きいエネルギーの超音波を発生することができる。

また、振動子 1 8 とファイバー 3 は接続されている。

図 2 の例によれば、ファイバー 3 はトランスデューサ 1 7 に接続できる位置まで延伸されており、トランスデューサ 1 7 とファイバー 3 とは、ファイバー 3 と同じ材質の音響媒体 1 9 を介して接続されている。

図 2 の例によれば、ファイバー 3 としては、超音波を伝送する経路としてサファイアや石英などの極細のファイバーが使用される。

50

【 0 0 5 7 】

図 2 の例では、大口径の凹面振動子 1 8 を使用して超音波を収束させ、音響媒体 1 9 を介してファイバー 3 に大エネルギーの超音波を送っている。

音響媒体 1 9 の材料としては、ファイバー 3 と同じ材料、又は音響的に同じ特性をもった材料が用いられる。

内套 9 7 とファイバー 3 の間隙には支持部材 4 4 が介装されていて、該間隙を保ち、ファイバー 3 が内套 9 7 の内壁に触れてファイバー 3 を伝達される超音波が内套に漏れて減衰するのを防止している。

支持部材 4 4 は、内套 9 7 とファイバー 3 の間隙の長手方向にわたって複数箇所に設置されていてもよく、支持部材 4 4 の設置位置は、例えば内套の内壁に設けた断面が半円状の凹所など周知の構造（図示せず）により固定されている。

支持部材 4 4 の形状は、ファイバー 3 を伝達される超音波による振動を妨げずにファイバー 3 の位置を内套 9 7 に対して固定するものであり、ファイバー 3 が接触した場合の摩擦が実質的にないことが望ましく、例えば断面が円形の環状、又は複数個の球（ベアリング）である。

【 実施例 3 】

【 0 0 5 8 】

図 3 はトランスデューサ 1 7 の第 2 の態様の模式図を示す。

図 3 においては、中心に穴のあいた大口径の円板型振動子 1 8 から発射された超音波を放物面処理された音響レンズ 2 0 で収束させ、ファイバー 3 に大エネルギーの超音波を送っている。

音響レンズ 2 0 の材料としては、ファイバーと同じか、ないしは、音響的に同一又は類似の特性をもった材料が用いられる。

【 実施例 4 】

【 0 0 5 9 】

図 8 はトランスデューサ 1 7 の第 3 の態様の模式図を示す。

図 8 においては、大口径の円板型振動子 1 8 から発射された超音波を放物面処理された音響レンズ 2 2 で収束させ、ファイバー 3 に大エネルギーの超音波を送っている。

上述の実施例 3 の場合と異なり、円板型振動子に孔を開けるという複雑な構造をとる必要がない。

音響レンズ 2 2 の材料としては、ファイバーと同じか、ないしは、音響的に同一又は類似の特性をもった材料が用いられる。

【 0 0 6 0 】

本発明においては、すでに説明したように、体外に存在するトランスデューサ部 1 7 において、超音波を発信させ、ファイバー 3 を介して体内に導入するので、大口径の振動子を適用することが可能である。

そのような振動子で発信した超音波を効率よく超音波伝送線路部 7 に導入するために、発信した超音波を収束させてファイバー 3 に導入する手段が必要である。

図 2 においては、振動子 1 8 とファイバー 3 に介在して設けられた好ましくはファイバー 3 と同材料の音響媒体 1 9 がかかる手段に該当する。

また、図 3 においては、環状に設置された振動子 1 8 に対置された、他面が放物面処理された好ましくはファイバー 3 と同材料の音響レンズ 2 0 がかかる手段に該当する。

また、図 8 においては、円板型の振動子 1 8 に対置された、他面が放物面処理された好ましくはファイバー 3 と同材料の音響レンズ 2 2 がかかる手段に該当する。

【 0 0 6 1 】

しかし、図 2、図 3、図 8 に示した例は一例であり、ファイバーと、好ましくは大エネルギーを有する超音波の発生手段と、発生した超音波を収束してファイバーに送り込むための収束手段とを具備すれば十分である。

なお、一般に、超音波の（放射）エネルギー（音響出力）は $W = (P^2 \cdot S) / (\rho \cdot c)$ で与えられる。

10

20

30

40

50

(P は放射される音圧、 S は振動子の面積、 ρ は伝搬媒質の密度、 c は音速)

【0062】

超音波振動子を体内に挿入するタイプの従来の同種装置の場合、患者に苦痛を与えないよう侵襲性を抑えるために、できるだけ小さい振動子を用いなければならない、望ましくは最大でも直径 1 mm 以下の振動子となった。

一方、本発明のように、体外に振動子を設置する場合、例えば直径 1 ~ 30 mm 程度の振動子を用いることができるので、面積 S は直径の二乗に比例することから、生体内で実質的に無侵襲で使用できる振動子 (直径 1 mm 以下) に比べ 1 ~ 900 倍程度の (超音波) エネルギーとなる。

また、更に音響レンズを用いて収束させるので、より大きなエネルギーを超音波伝送線路 (ファイバー) に伝搬させることができる。

ファイバーのような媒体で超音波を伝達するときは、ファイバーの材質によりその伝搬効率 η が決定される。

伝搬効率 η は、ファイバーに同位相の平面波を入力したときの入力と出力のエネルギー比として定義されている。

周知のように、ファイバー中を伝搬するポツシャマー・クリー (P o c h h a m m e r - C h r e e) 波は、その分散特性によって $L(0, 1)$ 、 $L(0, 2)$ 、 $L(0, 3)$ 、 $L(0, 4)$ などのモードが存在する。

これらのモード毎に伝搬効率 η と、 $\omega \cdot a$ [ω : 角周波数、 a : ファイバー半径] との関係を示したのが図 7 である (なお、 $\omega = 2\pi f$ 、 f : 超音波の周波数)。

図 7 によれば、高周波数領域において伝搬効率 η を最も高くできるのは $L(0, 3)$ モードである。従って、本実施形態において、好ましくは $L(0, 3)$ モード以上の高次の超音波を採用することが望ましい。

そうでないと、ファイバー半径 (a) が小さくなってしまい、エネルギーの大きな超音波を伝搬することが困難になる。

【0063】

上記関係によれば、本実施形態において、適用される超音波周波数とファイバー径が決定可能である。

例えば、本実施形態に好適なこれらの範囲として、超音波周波数 100 MHz 以上であり、上限は特段規定されない。

ただし、超音波周波数 f が大きくなればなるほど上述した伝搬効率 η と $\omega \cdot a$ との関係から、ファイバーを細径化せざるを得ないことになる。

よって、この場合、現在その産業的な利用が周知ではない $L(0, 4)$ 、 $L(0, 5)$ 以上のモードを用いる、という解決方法も採用することが好ましい。

【0064】

ファイバー径は上記超音波周波数との関係による超音波伝搬効率 η や、侵襲性にかかる本件超音波プローブの許容太さなどの制約によって決定されるべきである。

一例によれば、超音波周波数 150 MHz 時においては、ファイバー半径は 20 ないし 80 μm 、好ましくは 30 ないし 40 μm が好適である。

何故なら、この場合、 $\omega \cdot a$ は、 $2\pi \cdot 150 \cdot 10^6 \cdot (30 \sim 40) \cdot 10^{-6} = (2.8 \sim 3.8) \cdot 10^4$ となつて、 $L(0, 3)$ モードにおける伝搬効率 η がピーク値になるからである。

【0065】

次に、このような振動子 18 により発生され、ファイバー 3 を介して穿刺針部 91 の先端近傍まで伝達された超音波を、生体内に照射するための機構について開示する。

本発明にかかる穿刺針式超音波診断装置の超音波プローブは生体内に挿入され、その患部近傍にて超音波を照射することにより超音波診断を行うものである。

【実施例 5】

【0066】

本発明に係る、穿刺針式超音波診断装置で用いられる超音波プローブの穿刺針部 91 の

10

20

30

40

50

第 1 の実施形態を図 4 に示す。

超音波プローブの穿刺針部 9 1 は、尖った針先 4 及びそれに連続する外枠 9 3 から構成されており、その外枠の中に内套 9 7 が挿入されており、さらに内套 9 7 の中には、超音波発信源である上記トランスデューサ 1 7 から送られた超音波を伝達する超音波伝達部材であるファイバー 3 が設置されている。

針先 4 は、生体内に挿入しやすいように先の尖った形状となっており、全体の径は 1 mm 以下が好ましく、800 μ m 以下がより好ましい。

【0067】

内套 9 7 の先端には放物面、回転放物面など適宜な形状に処理されたミラー 2 が設置されており、設置されたトランスデューサからファイバー 3 を介して送られた超音波はミラー 2 により、超音波プローブ外周方向（超音波プローブの中心軸に直角な方向）に照射される。

10

なお、方向変換手段であるミラー 2 は、超音波ビームの方向を変換するのみならず、その収束をすることにより、生体内の特定診断部位に照射される超音波のエネルギー密度を高めるような作用を有し、画像の空間分解能、特に方位分解能を向上する。

【0068】

ファイバー 3 と方向変換手段 2 との間には、超音波の伝達効率を高めるために、脱気水などの音響媒体 5 が充填されている。

なお、外枠 9 3 の中空部の、針先 4 によって塞がれた部分には、音響媒体 5 a が充填されており、内套 9 7 が挿入されると、音響媒体 5 a の一部は外枠の内壁 9 3 a と内套 9 7 の側面との間隙に移動する。

20

またファイバー 3 と音響媒体 5 の間には、ファイバー 3 の音響インピーダンスと音響媒体 5 の音響インピーダンスとの中間の値の音響インピーダンスを有し、その厚さが使用される超音波の中心周波数の波長 (λ) の $1/4$ もしくはその整数倍で形成されている音響整合層膜 6 が、ファイバー 3 により伝達された大エネルギーの超音波ビームの伝達効率を高めるために設置される。

【0069】

超音波プローブの先端近傍には、外枠 9 3 の先端の一部を開口して音響窓 1 が設けられている。

また、内套 9 7 の先端の一部を開口して、音響窓 1 より小さい音響窓 1 a が設けられているが、音響窓 1 a は音響媒体 5 と 5 a が同質の場合は不要である。

30

音響窓 1、1 a は、超音波を透過しやすい材質で構成された薄膜であり、有機物で構成されることが一般的である。

音響窓 1 は、超音波を効率よく患部に照射するとともに、内套 9 7 及びファイバー 3 を始めとする、使い捨てではない部分と、被検組織 8 を始めとする生体の患部との接触を防止する作用を有する。

【0070】

方向変換手段であるミラー 2 によって超音波プローブ外周方向に照射される超音波ビームは、超音波プローブが音響窓 1 を介して接触している診断部位である被検組織 8 に照射される。

40

また、音響窓 1 を介して、超音波プローブ内部では超音波のビーム走査が行われる。

このようなビーム走査は、トランスデューサ 1 7 と接続されたファイバー 3 などを収容する内套 9 7 を、上記スキャナ機構 1 1 により、外装体内で往復運動させる、即ち、音響窓 1 a を音響窓 1 に対して往復運動させることによって行い、その幅は一般的には 50 ~ 200 ミクロンである。

ゆえに、音響窓 1 は 500 ~ 1000 ミクロンの幅を有する長方形、楕円形、多角形などの形状をなすことが望ましい。

【0071】

ミラー 2 は方向変換手段の一例である。

ミラー 2 は、ファイバー 3 を通過してきた超音波を集束させ、角度を変えて音響窓 1 a

50

、 1 を通して被検組織 8 へ送り込む。

また被検組織 8 から反射して戻ってきた超音波（エコー）をファイバー 3 へ伝送し、最終的にはトランスデューサ 17 へ戻す。

ファイバー 3 の材質はサファイア、石英などが好ましい。

穿刺針部の外枠 93 の太さは（口径）1 mm 以下であることが望ましいが、生体に対して侵襲性がない場合はこの限りではない。

例えば、本発明による超音波診断を麻酔下で行えるような場合は、太さを 1 mm に限定することではなく、この場合であっても被検組織 8 の検査をリアルタイムで行うことができるという本発明の有利な特徴は失われない。

【0072】

音響媒体 5 はファイバーからミラー及び音響窓へ、また更に逆の経路で伝送接続させるための媒体であり、具体的には水や食塩水などのように生体とほぼ同等の音響インピーダンスを持つ材料のことをいう。

ファイバー 3 の先端周辺と内套 97 の内壁 97 a の間には、環状部材 42 による防水処置が施され、環状部材 42 はファイバー 3 の長手方向の超音波振動を妨げず、かつ周囲（ファイバー 3 と内套内壁 97 a の間の空隙）に音響媒体 5 が浸透しないような構造となっている。

【0073】

内套 97 は外装体の穿刺針部 91 の外枠 93 内に挿入され、内套 97 が、その中に設置された、トランスデューサ 17、トランスデューサ 17 と接続されたファイバー 3、音響媒体 5、ミラー 2 などと共に、上記スキャナ機構 11 により、外装体内で微細往復運動することによって音響窓 1 を通して超音波ビームがスキャンされる。

【実施例 6】

【0074】

図 9 は第 2 の超音波診断装置の模式図であって、上記実施例 1 と比較すると、内套 97 がなく、ファイバー 3 が外装体の内部に直接挿入されており、上記実施例 5 で説明したミラー 2 などの方向変換手段は、穿刺針部 91 の外枠 93 の中空部の先端に固定されている（図示せず）。

従って、この場合は、超音波の照射点が固定され、スキャン操作はしない。

内套が介在しないので、実施例 1 の場合よりも、穿刺針部の外枠 93 の直径を小さくする、ファイバー 3 の直径を大きくする、又は両者の寸法余裕を大きくする、ことができる。

【実施例 7】

【0075】

本発明に係る超音波プローブの穿刺針部 91 の第 2 の実施形態を図 5 に示す。

本実施形態では、上記実施例 5 と異なり、ファイバーの先端に対抗する部分に方向変換手段としてミラーを用いるのではなく、ファイバー 3 の先端を断面が放物面又は回転放物面になるように加工し、得られた面形状部分にミラー機能を持たせることによって超音波を収束させ、角度を変えて音響窓 1 を通して被検組織 8 へ送り込むことによって、超音波の収束と方向変換を行う。

即ち、この実施形態においては、方向変換手段 2 は放物面、回転放物面等、特定の面形状に加工されたファイバーの先端部分である。

音響窓 1 は被検組織 8 と音響媒体 5 a との間に介在して超音波を透過し、音響媒体 5 a と同等の性質（音響インピーダンス）を持つ防水膜で作られている。

本実施形態において、例えば放物面加工されたファイバー 3 の先端 2 は空気 21 と接していることが好ましく、上記実施例 4（図 4）の場合と異なり、音響媒体 5 は不要になるが、外枠 93 と内套 97 の間に充填された音響媒体 5 a が逆流するのを防ぐために、ファイバー 3 の先端周辺と内套 97 の内壁 97 a の間には、環状部材 43 による防水処置が施され、環状部材 43 はファイバー 3 の長手方向の超音波振動を妨げず、かつ周囲（ファイバー 3 と内套内壁 97 a の間の空隙）に音響媒体 5 a が浸透しないような構造となってい

10

20

30

40

50

る。

。本実施例における方向変換手段の場合、逆に内套 9 7、音響媒体 5 a を省いて、ファイバー 3 の先端の音響整合層膜 6 を音響窓 1 と直接接触、固着させて、超音波照射を行うことができる。

さらに、音響整合膜 6 と音響窓 1 の接触摩擦を抑制し、かつ超音波を伝達できる音響媒体（例えば、オイル又はエコーゼリー）を充填しておき、ファイバー 3 を直接スキャン機構に搭載して微細往復運動をさせ、超音波照射スキャンを行うことができる。

【実施例 8】

【0076】

本発明に係る超音波プローブの穿刺針部 9 1 の第 3 の実施形態を図 6 に示す。

本実施形態によれば、上記実施例 5、7 の場合のような音響整合層膜を用いることなく超音波をファイバー 3 から音響媒体 5 へ直接入射させることができる。

本実施形態においては、ファイバー 3 の先端 3 a の側面の形状を、最先端に向かって直径の漸増するテーパ状にするなど適宜な手法を用いて、ファイバー 3 の先端 3 a の近傍の側面から放出される表面波を増加し、ファイバー 3 と内套 9 7 の内壁 9 7 a との間に設置された第 1 のミラー 3 1 等の反射手段を用いて、その方向を変換し、斜め前方（図 6 で斜め左方）に向ける。

ミラー 3 1 は音響媒体 5 の中に設置されている。

【0077】

本実施形態において、ミラー 3 1 は、ファイバー 3 の先端部の側面全周を囲むように、例えば回転放物面からなる筒状をなしている。

ファイバー 3 の先端部の側面全周から斜め前方に放出される表面波を、ミラー 3 1 を用いてファイバー 3 の中心軸に近づくように前方に向ける。

ファイバー 3 の中心軸に近づくように前方に向けられた超音波は、ファイバー 3 の先端 3 a の前方に設けられた平板な、第 2 のミラー 3 2 により方向を変え音響窓 1 を透過して被検組織 8 を照射する。

平板なミラー 3 2 はファイバーの中心軸に対して 45° の角度をなすように設置されている。

【0078】

本実施例では上記実施例 5 の場合と同じように、内套 9 7 を備え、上記のファイバー 3、音響媒体 5、ミラー 3 1、ミラー 3 2 はすべて内套 9 7 内に収容されて内套 9 7 に対して固定される。（ただし、ファイバー 3 は超音波領域では内套 9 7 に対して固定されていない。）

このようにすると、上記実施例 5 の場合と同じように、超音波プローブの外装体の穿刺針部 9 1 を使い捨てにできる一方、外装体の延伸部 9 2 は、内套 9 7 とその内部の高価な収容物を含めて、再利用が可能になる。

【0079】

ミラー 3 1 の内側放物面の形状とミラー 3 1、3 2 の取り付け条件（位置や傾きなど）は、これらのミラーで反射した超音波が関心部位である被検組織 8 でその焦点を結ぶように設定される。

【0080】

本実施形態は、表面波を用い、テーパ処理を施したファイバー 3 の先端部の側面の周辺に放射面処理をした筒状の第 1 のミラーを設け、ファイバー 3 の先端部の前方に平板型の第 2 のミラーを設けて収束された超音波を関心部位の照射することを特徴とするものであり、これによれば、音響整合層膜が不要となるので超音波の損失を極力抑えることが可能になる。

【0081】

本発明の穿刺針式超音波診断装置は、体表を通して、腹部（肝臓、腎臓、すい臓、胆嚢、脾臓、胃壁、腸壁など）、乳房、甲状腺、軟部組織（関節、腱など）の検査を行うこと

10

20

30

40

50

ができる。

更に、別の使用方法として、手術中に切開部分から手術適用部分に穿刺針を差し込むことにより検査を行うこともできる。

いずれも超音波診断装置を用いて体表または術中の臓器などに超音波プローブを当てて、超音波ガイド下で対象部位を確認しながら穿刺するのが一般的である

【 0 0 8 2 】

本発明は、穿刺針を体内に挿入し、超音波送受信装置およびトランスデューサにより超音波を送信し、ファイバーを透過して集束、方向を変えて音響窓から被検組織に超音波を送り込む超音波検査方法にかかるものでもある。

組織内で反射してきた超音波は音響窓から逆の経路で超音波送受信装置に戻り、受信した超音波は画像構築装置で画像信号となりされモニタに表示される。

本発明によれば、通常はBモード画像として組織の断層像が表示される。

Bモード画像は、細胞レベルの画像が得られる。細胞レベルの画像は、正常細胞と異常細胞（例えば癌細胞）では異なる画像が得られる。

また、ドプラモード（カラードプラ／パワードプラ）、Mモード（心臓の弁などの動きを示す）などの表示も可能である。

なお、本発明は、超音波信号系の最も基本であるAモード（波形）で計測することも可能である。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 8 3 】

本発明による穿刺針式超音波プローブ診断装置は、例えば、一般的な超音波診断装置で腫瘍など目的の検査部位の概略的な特定を行い、観察しながら、穿刺針を体表から挿入する場合に用いると好適である。

本発明による超音波診断装置では、高周波で、かつ大エネルギーの超音波の使用が可能になるので、被検組織の深さ方向の大きい透過深度にわたって極めて高い空間分解能を有する画像を得ることができ、その空間分解能によれば、細胞レベルのミクロな情報が得られる。

使用するファイバーの太さは通常、20～150ミクロン程度であり、それを含む穿刺針の太さも800ミクロン程度で被検者に与える苦痛は著しく小さくなる。

本発明による超音波診断方法によれば、超音波診断とともに、リアルタイムにミクロな病理検査を同時に行うことが可能になり、診断・検査終了とともに患者の治療計画を立てることができる。

【 0 0 8 4 】

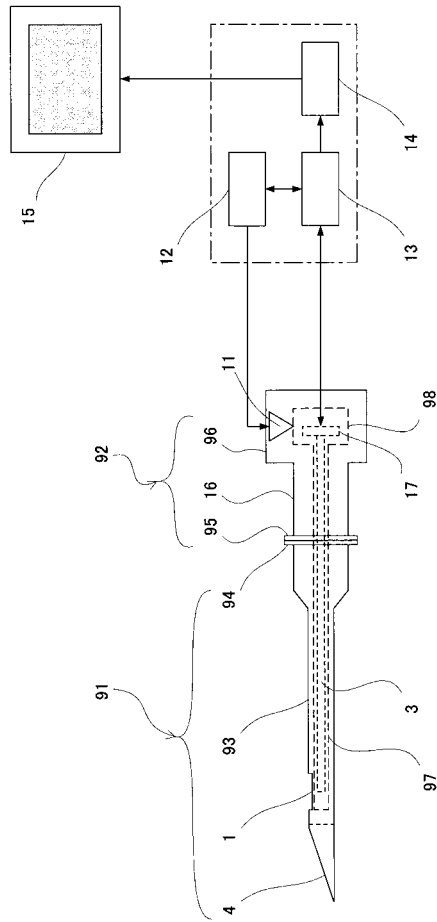
更に、手術中の検査では切開部分から、目的の臓器に直接に穿刺して即座に病理検査的なミクロな画像情報が得られるので、手術を中断することなく、その画像情報を参照しながら手術を継続して行うことが可能となる。

10

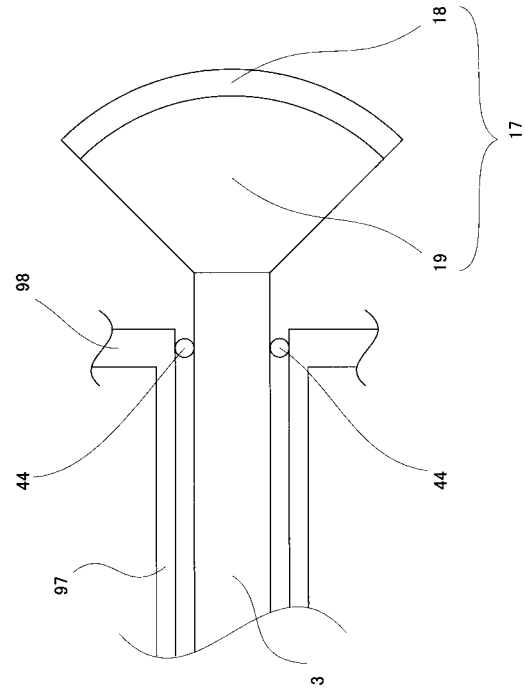
20

30

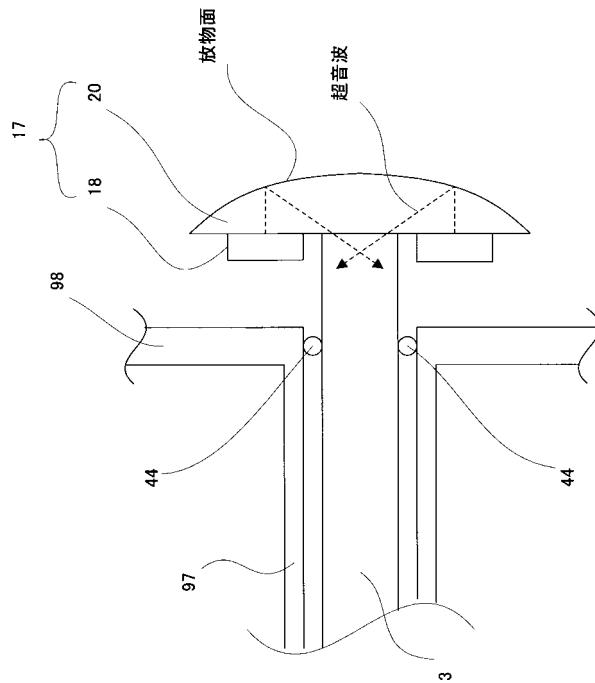
【図 1】



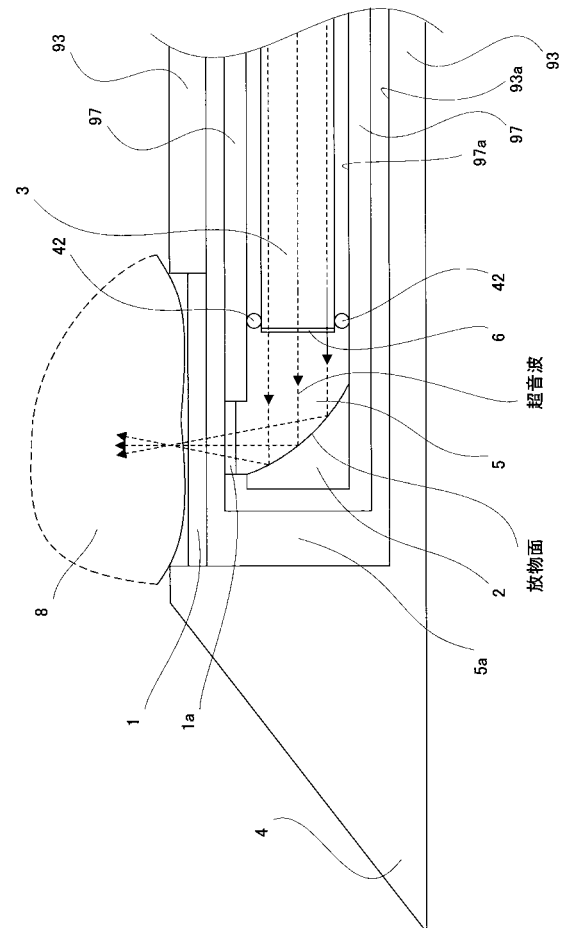
【図 2】



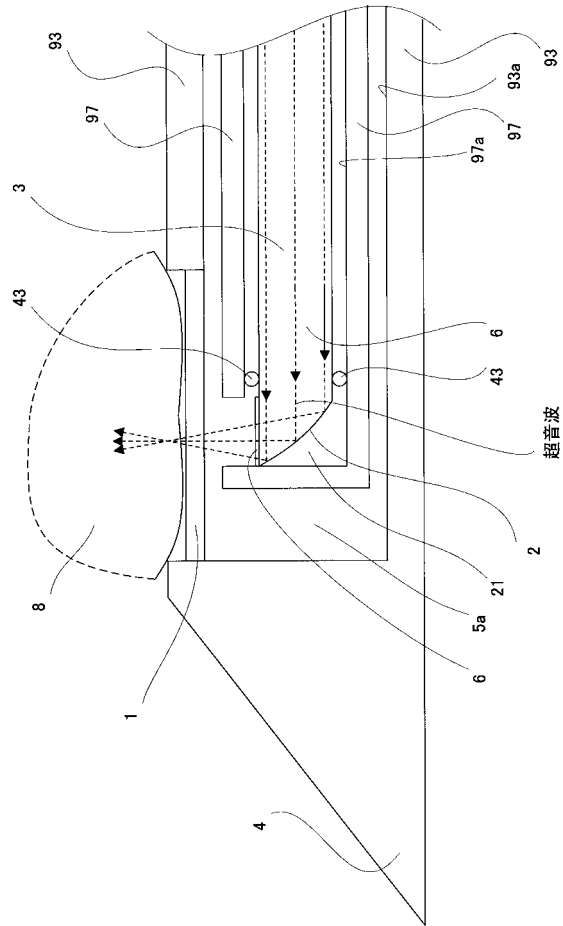
【図 3】



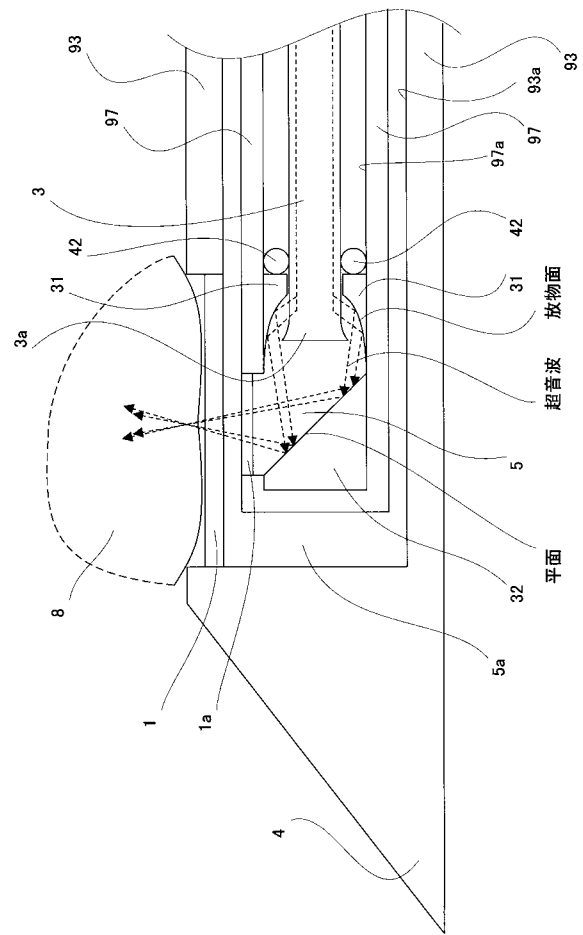
【図 4】



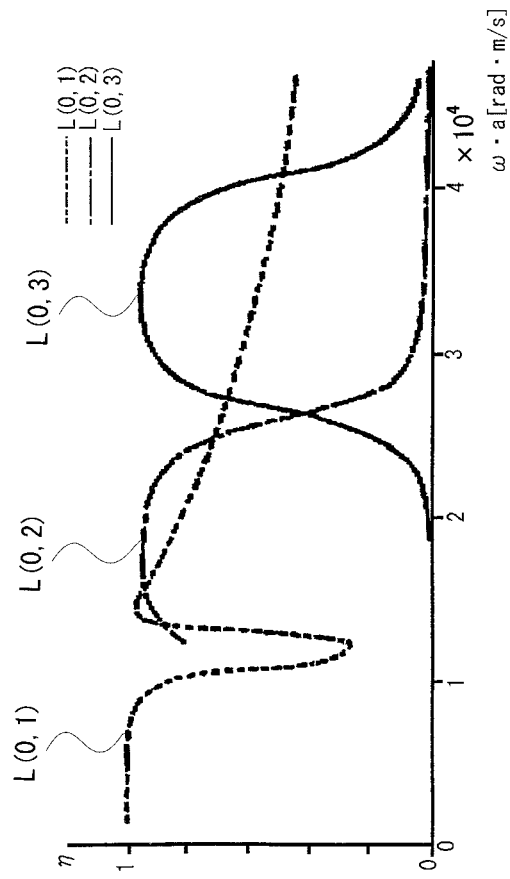
【図 5】



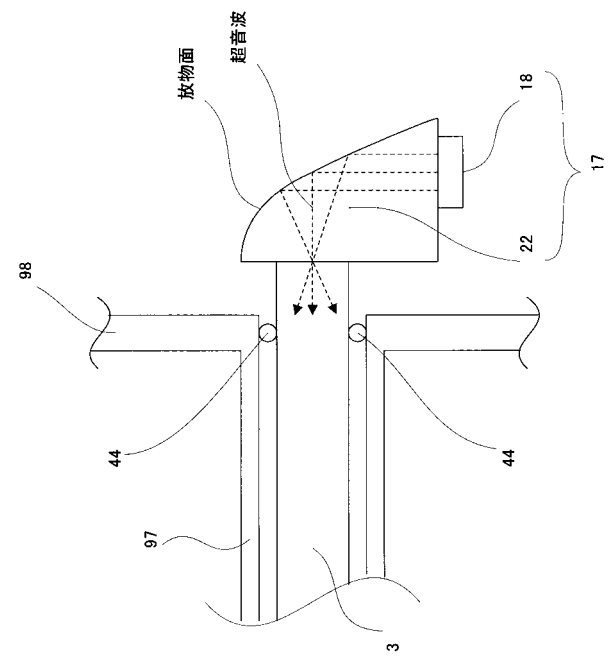
【図 6】



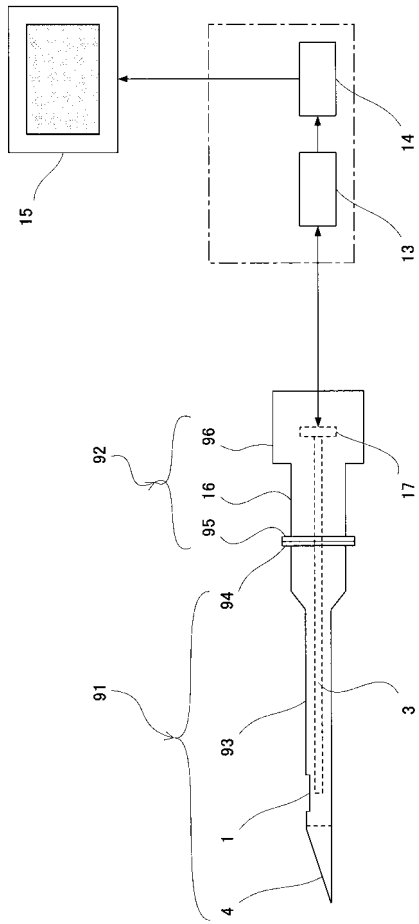
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 0 8 - 1 5 4 9 3 6 (J P , A)

特開平 0 8 - 0 4 7 4 9 7 (J P , A)

胡智強, 可とう性伝送線路を用いたパルス圧縮方式超音波内視鏡の検討, 電子情報通信学会論文誌 A, 日本, (社) 電子情報通信学会, 2 0 0 1 年 1 2 月 1 日, J84-A, 12, P.1557-1564

守屋正, 超音波用可撓性伝送線路の検討, 電子情報通信学会技術研究報告, 日本, (社) 電子情報通信学会, 2 0 0 1 年 1 0 月 1 5 日, Vol.101 No.377, P.15-20

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP4815621B2	公开(公告)日	2011-11-16
申请号	JP2006535129	申请日	2005-09-12
[标]申请(专利权)人(译)	微索尼克		
申请(专利权)人(译)	微声波有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	微声波有限公司		
[标]发明人	伊東紘一 守屋正 入江喬介		
发明人	伊東 紘一 守屋 正 入江 喬介		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B5/6848 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12		
优先权	2004264146 2004-09-10 JP		
其他公开文献	JPWO2006028249A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种非侵入性（具有足够窄的直径，以便不给巨大的痛苦的受试者）使用相同的和高空间分辨率和S / N比的超声波探头和超声波诊断设备和方法。被插入到所检查的组织中，用于超声波的超声波探头，其具有一个尖的中空圆筒形的外体具有针状，其中所述外部主体被插入到所检查的组织包括一个尖端和穿刺针单元由包括的另一端，位于延伸部的中空部分，并且所述超声源以产生超声波，所述外本体的中空部的拉深部的，沿长度方向它被安装成能够超声波振动并发射超声波超声波发送构件，位于所述穿刺针单元的中空部，包括一个方向改变装置，用于在其中所检查的组织的位置改变由超声波发送部件发送的超声波束的方向在一个方向上，特征。

【 图 2 】

