

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4583901号  
(P4583901)

(45) 発行日 平成22年11月17日(2010.11.17)

(24) 登録日 平成22年9月10日(2010.9.10)

(51) Int.Cl.

F I

**A 6 1 B** 8/12 (2006.01)**H 0 4 R** 17/00 (2006.01)**H 0 4 R** 19/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

H 0 4 R 17/00 3 3 0 G

H 0 4 R 17/00 3 3 2 Y

H 0 4 R 19/00 3 3 0

請求項の数 16 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2004-360056 (P2004-360056)  
 (22) 出願日 平成16年12月13日(2004.12.13)  
 (65) 公開番号 特開2006-166985 (P2006-166985A)  
 (43) 公開日 平成18年6月29日(2006.6.29)  
 審査請求日 平成19年6月25日(2007.6.25)

(73) 特許権者 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  
 (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  
 (72) 発明者 木村 宏一  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士写真フイルム株式会社内  
 (72) 発明者 田中 俊積  
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体腔内診断用超音波プローブ、および体腔内診断用超音波プローブの作製方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の超音波トランスデューサがアレイ状に配列されてなる超音波トランスデューサアレイが先端に配設された体腔内診断用超音波プローブにおいて、

前記超音波トランスデューサアレイは、剛性を有する支持体上に、少なくとも、フレキシブル基板、前記超音波トランスデューサを動作させるための電気回路、バックング材、圧電素子、および音響整合層が順次積層された構造を有し、

前記バックング材に、前記電気回路と前記圧電素子とを電氣的に接続する配線を設けたことを特徴とする体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項2】

前記フレキシブル基板は、配線パターンが設けられた回路基板であることを特徴とする請求項1に記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項3】

前記超音波トランスデューサに、静電容量型振動子を用いたことを特徴とする請求項1に記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項4】

前記超音波トランスデューサアレイは、剛性を有する支持体上に、少なくとも、フレキシブル基板、前記電気回路、および前記静電容量型振動子が順次積層された構造を有することを特徴とする請求項3に記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項5】

10

20

前記支持体と前記フレキシブル基板との間に、バックング材を設けたことを特徴とする請求項4に記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項6】

前記支持体は、超音波吸収機能を有することを特徴とする請求項4に記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項7】

前記フレキシブル基板は、配線パターンが設けられた回路基板であることを特徴とする請求項4ないし6のいずれかに記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項8】

前記電気回路は、前記超音波トランスデューサからのエコー信号を増幅する増幅器、前記超音波トランスデューサを励振させるための駆動信号と前記エコー信号の送受信を切り替えるスイッチ、複数の前記駆動信号および/または前記エコー信号を選択的に切り替えるマルチプレクサ、前記エコー信号にA/D変換を施すA/D変換器、および前記駆動信号にD/A変換を施すD/A変換器のうち、少なくとも1つを含むことを特徴とする請求項1ないし7のいずれかに記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項9】

前記超音波トランスデューサアレイは、前記複数の超音波トランスデューサを同心円上に配置したラジアル電子走査方式であることを特徴とする請求項1ないし8のいずれかに記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項10】

前記超音波トランスデューサアレイは、前記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であることを特徴とする請求項1ないし8のいずれかに記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項11】

前記超音波トランスデューサを励振させるための駆動信号を発生させるとともに、前記超音波トランスデューサからのエコー信号から超音波画像を生成する超音波観測器と、前記電気回路とを電氣的に接続する配線ケーブルを、前記超音波トランスデューサアレイが設けられる支持体の裏面の基端部分から導入したことを特徴とする請求項10に記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項12】

前記配線ケーブルからみて、前記支持体の裏面の基端部分が覗くように、前記超音波観測器からの前記配線ケーブルの導入方向に対して、前記超音波トランスデューサアレイを傾けて配置したことを特徴とする請求項11に記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項13】

前記超音波トランスデューサを励振させるための駆動信号を発生させるとともに、前記超音波トランスデューサからのエコー信号から超音波画像を生成する超音波観測器と、前記電気回路とを電氣的に接続する配線ケーブルを、前記電気回路に電氣的に接続されるフレキシブル回路基板の基端部分に設けられた端子部に接続したことを特徴とする請求項9または10に記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項14】

生体内の観察部位の像光を取り込むための対物光学系と、前記像光を撮像して撮像信号を出力する撮像素子とを備えた撮像装置を搭載したことを特徴とする請求項1ないし13のいずれかに記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項15】

複数の超音波トランスデューサがアレイ状に配列されてなる超音波トランスデューサアレイが先端に配設された体腔内診断用超音波プローブを作製する方法であって、

少なくとも、前記超音波トランスデューサを動作させるための電気回路をシリコン基板に形成する工程と、

前記電気回路が形成された前記シリコン基板に静電容量型振動子を積層する工程と、

前記電気回路を残して前記シリコン基板を除去する工程と、

10

20

30

40

50

前記シリコン基板を除去した後の前記電気回路の裏面側にフレキシブル基板を貼り合わせる工程とを備えたことを特徴とする体腔内診断用超音波プローブの作製方法。

【請求項 16】

前記シリコン基板は、2つのシリコン層で絶縁層が挟まれたSOI基板であり、上層の前記シリコン層に前記電気回路が形成され、前記静電容量型振動子の積層後、下層の前記シリコン層が前記絶縁層を残して除去されることを特徴とする請求項15に記載の体腔内診断用超音波プローブの作製方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、体腔内に挿入して使用され、生体の所要部に超音波を照射し、生体からのエコー信号を受信する超音波トランスデューサアレイを備えた体腔内診断用超音波プローブ、および体腔内診断用超音波プローブの作製方法に関する。

【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、超音波プローブから生体の所要部に超音波を照射し、超音波プローブとコネクタを介して接続された超音波観測器で、生体からのエコー信号を電氣的に検出することによって得られる。超音波プローブは、体腔内に挿入して使用する体腔内診断用と、体表に沿って移動させて使用する体腔外診断用とに大別される。体腔内診断用の超音波プローブの駆動方式としては、超音波を送受信する超音波トランスデューサを複数個配置し、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。

20

【0003】

電子スキャン走査方式の超音波プローブには、プローブ先端に複数個（例えば94～128個）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。また、プローブ先端の外周に複数個（例えば360個）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。

【0004】

コンベックス電子走査方式やラジアル電子走査方式のように、複数の超音波トランスデューサを配置した体腔内診断用超音波プローブでは、個々の超音波トランスデューサを励振させるための駆動信号やエコー信号などの各種信号を、超音波プローブ側に設けられた電気回路と超音波観測器との間で送受信するための配線ケーブルが太くなるため、超音波プローブの細径化の妨げとなっていた。

30

【0005】

また、許容される配線ケーブルの太さによって超音波トランスデューサの数が制限されるため、超音波画像の解像度が頭打ちになるという問題があった。さらに、配線ケーブルの静電容量の増大によるエコー信号の減衰や、電気インピーダンスの不整合による信号のS/N比の低下だけでなく、配線間のクロストークが発生して誤動作するおそれがあった。

40

【0006】

上記問題を解決するために、超音波トランスデューサとエコー信号を増幅する増幅器とを、配線ケーブルを介さずに一体化した超音波トランスデューサ（特許文献1参照）や、複合圧電体を用いた超音波トランスデューサと一体化されたシリコン基板上に電気回路を載置し、電気回路と超音波トランスデューサとを接続する配線ケーブルを不要とした超音波トランスデューサが提案されている（特許文献2参照）。

【0007】

また、最近、MEMS（Micro Electro Mechanical Systems）技術を応用した静電容量型振動子を用いた超音波トランスデューサが提案されている（特許文献3および非特許文献1参照）。この技術によれば、容易に静電容量型振動子をアレイ状に形成することがで

50

き、また、CMOS回路などの電気回路上に、静電容量型振動子を一体的に形成することができる。

【特許文献1】特表平2-502078号公報

【特許文献2】特開2000-298119号公報

【特許文献3】特表2003-503923号公報

【非特許文献1】Oralken et al, "Volumetric Ultrasound Imaging Using 2-D CMUT Arrays", NOVEMBER 2003, IEEE TRANSACTION ON ULTRASONIC, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, VOL. 50, NO. 11

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0008】

しかしながら、特許文献1および2に記載の技術では、超音波トランスデューサの横方向に増幅器や電気回路を配置しているため、超音波プローブの挿入方向と前記横方向とを一致させて超音波トランスデューサを配置した場合、超音波トランスデューサを含む硬質部分のサイズが大きくなり、超音波プローブを生体内に挿入する際の患者への負担が増すという問題があった。

【0009】

また、特許文献1および2に記載の技術では、超音波トランスデューサをアレイ状に1次元配列したものを例として挙げているが、超音波トランスデューサの横方向に増幅器や電気回路を配置すると、これらと超音波トランスデューサとの配線が煩雑になるという問題があった。

20

【0010】

さらに、特許文献3に記載の技術では、電気回路が超音波トランスデューサの厚み方向に積層されているが、電気回路と配線ケーブルとの接続関係や、超音波トランスデューサの配列、個数などの具体的な記載がなく、特に、コンベックス電子走査方式やラジアル電子走査方式に適する実施形態が記載されていない。

【0011】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、プローブ先端の細径化を実現することができ、配線ケーブルを用いることによる弊害を軽減することができる体腔内診断用超音波プローブを提供することを目的とする。

30

【0012】

また、本発明は、その厚み方向に電気回路のうちの少なくとも一部が積層された超音波トランスデューサアレイが先端に配設された体腔内診断用超音波プローブを簡単に作製することができる体腔内診断用超音波プローブの作製方法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】

【0013】

上記目的を達成するために、本発明は、複数の超音波トランスデューサがアレイ状に配列されてなる超音波トランスデューサアレイが先端に配設された体腔内診断用超音波プローブにおいて、前記超音波トランスデューサの厚み方向に、前記超音波トランスデューサを動作させるための電気回路のうちの少なくとも一部を積層したことを特徴とする。

40

【0014】

なお、前記超音波トランスデューサに、圧電素子を用いることが好ましい。あるいは、前記超音波トランスデューサに、静電容量型振動子を用いることが好ましい。

【0015】

また、前記超音波トランスデューサアレイは、剛性を有する支持体上に、少なくとも、フレキシブル基板、前記電気回路、バッキング材、前記圧電素子、および音響整合層が順次積層された構造を有し、前記バッキング材に、前記電気回路と前記圧電素子とを電氣的に接続する配線を設けることが好ましい。

【0016】

あるいは、前記超音波トランスデューサアレイは、剛性を有する支持体上に、少なくと

50

も、フレキシブル基板、前記電気回路、および前記静電容量型振動子が順次積層された構造を有することが好ましい。この場合、前記支持体と前記フレキシブル基板との間に、パッキング材を設けることが好ましい。あるいは、前記支持体は、超音波吸収機能を有することが好ましい。

【0017】

前記フレキシブル基板は、配線パターンが設けられた回路基板であることが好ましい。

【0018】

前記電気回路は、前記超音波トランスデューサからのエコー信号を増幅する増幅器、前記超音波トランスデューサを励振させるための駆動信号と前記エコー信号の送受信を切り替えるスイッチ、複数の前記駆動信号および／または前記エコー信号を選択的に切り替えるマルチプレクサ、前記エコー信号にA/D変換を施すA/D変換器、および前記駆動信号にD/A変換を施すD/A変換器のうち、少なくとも1つを含むことが好ましい。

【0019】

前記超音波トランスデューサアレイは、前記複数の超音波トランスデューサを同心円上に配置したラジアル電子走査方式であることが好ましい。

【0020】

あるいは、前記超音波トランスデューサアレイは、前記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であることが好ましい。この場合、前記超音波トランスデューサを励振させるための駆動信号を発生させるとともに、前記超音波トランスデューサからのエコー信号から超音波画像を生成する超音波観測器と、前記電気回路とを電氣的に接続する配線ケーブルを、前記超音波トランスデューサアレイが設けられる支持体の裏面の基端部分から導入することが好ましい。また、前記配線ケーブルからみて、前記支持体の裏面の基端部分が覗くように、前記超音波観測器からの前記配線ケーブルの導入方向に対して、前記超音波トランスデューサアレイを傾けて配置することが好ましい。

【0021】

あるいは、前記超音波トランスデューサを励振させるための駆動信号を発生させるとともに、前記超音波トランスデューサからのエコー信号から超音波画像を生成する超音波観測器と、前記電気回路とを電氣的に接続する配線ケーブルを、前記電気回路に電氣的に接続されるフレキシブル回路基板の基端部分に設けられた端子部に接続することが好ましい。

【0022】

生体内の観察部位の像光を取り込むための対物光学系と、前記像光を撮像して撮像信号を出力する撮像素子とを備えた撮像装置を搭載することが好ましい。

【0023】

また、本発明は、複数の超音波トランスデューサがアレイ状に配列されてなる超音波トランスデューサアレイが先端に配設された体腔内診断用超音波プローブを作製する方法であって、少なくとも、前記超音波トランスデューサを動作させるための電気回路をシリコン基板に形成する工程と、前記電気回路が形成された前記シリコン基板に静電容量型振動子を積層する工程と、前記電気回路を残して前記シリコン基板を除去する工程と、前記シリコン基板を除去した後の前記電気回路の裏面側にフレキシブル基板を貼り合わせる工程とを備えたことを特徴とする。

【0024】

なお、前記シリコン基板は、2つのシリコン層で絶縁層が挟まれたSOI基板であり、上層の前記シリコン層に前記電気回路が形成され、前記静電容量型振動子の積層後、下層の前記シリコン層が前記絶縁層を残して除去されることが好ましい。

【発明の効果】

【0025】

本発明の体腔内診断用超音波プローブによれば、複数の超音波トランスデューサがアレイ状に配列されてなる超音波トランスデューサアレイの厚み方向に、超音波トランスデュー

10

20

30

40

50

ーサを動作させるための電気回路のうちの少なくとも一部を積層したので、超音波トランスデューサを含む硬質部分のサイズが小さくなり、患者への負担が軽減される。また、超音波トランスデューサと電気回路との配線をスマートにまとめることができ、超音波トランスデューサの実装コストが低減される。したがって、体腔内診断用超音波プローブで最も重要とされる課題であるプローブ先端の細径化を実現することができ、配線ケーブルを用いることによる弊害を軽減することができる。

【0026】

超音波トランスデューサに静電容量型振動子を用い、超音波トランスデューサアレイとして、剛性を有する支持体上に、少なくとも、フレキシブル基板、電気回路、および静電容量型振動子が順次積層された構造を有するものを用いた場合、静電容量型振動子は、電気回路上に一体的に形成することができるため、圧電素子を用いた場合と比べて、より配線をスマートに纏めることができる。また、圧電素子よりも超音波の周波数帯域が広く、複数の周波数の超音波を送受信することができ、より深層領域での超音波診断が可能となる。また、圧電素子よりも駆動信号の電圧が低く、ノイズが発生しにくい。さらに、圧電素子よりも自己発熱が小さく、また、シリコン基板上に直接形成することができるので、周囲への放熱効率が高く、体腔内診断用超音波プローブにおける重要な課題である発熱を抑制することができる。

【0027】

超音波トランスデューサからのエコー信号を増幅する増幅器を電気回路に含めた場合は、配線ケーブルの伝送損失により信号の減衰やノイズの混入が起こることがなく、エコー信号のS/N比が向上する。複数の駆動信号および/またはエコー信号を選択的に切り替えるマルチプレクサを電気回路に含めた場合は、駆動信号とエコー信号を送受信する配線ケーブル側の信号ラインが高々2本で済み、配線ケーブルの太さを細くすることができる。

【0028】

エコー信号にA/D変換を施すA/D変換器を電気回路に含めた場合は、配線ケーブル側でエコー信号がデジタル信号として扱われるので、配線ケーブル内でのエコー信号の減衰が無くなる。駆動信号にD/A変換を施すD/A変換器を電気回路に含めた場合は、配線ケーブル側で駆動信号がデジタル信号として扱われるので、配線ケーブル内での駆動信号の減衰が無くなる。

【0029】

超音波トランスデューサアレイが設けられる支持体の裏面の基端部分から配線ケーブルを導入するので、より配線をスマートに纏めることができる。また、配線ケーブルからみて、支持体の裏面の基端部分が覗くように、超音波観測器からの配線ケーブルの導入方向に対して、超音波トランスデューサアレイを傾けて配置したので、配線ケーブルが導入しやすくなり、超音波トランスデューサアレイの実装コストをさらに低減させることができる。

【0030】

また、本発明の超音波プローブの作製方法によれば、少なくとも、超音波トランスデューサを動作させるための電気回路をシリコン基板に形成する工程と、電気回路が形成されたシリコン基板に静電容量型振動子を積層する工程と、電気回路を残してシリコン基板を除去する工程と、シリコン基板を除去した後の電気回路の裏面側にフレキシブル基板を貼り合わせる工程とを備えたので、その厚み方向に電気回路の少なくとも一部が積層された超音波トランスデューサアレイが先端に配設された超音波プローブを簡単に作製することができる。

【0031】

シリコン基板として、2つのシリコン層で絶縁層が挟まれたSOI基板を用い、上層のシリコン層に電気回路が形成され、静電容量型振動子の積層後、下層のシリコン層が絶縁層を残して除去されるので、その厚み方向に電気回路の少なくとも一部が積層された超音波トランスデューサアレイが先端に配設された超音波プローブの作製を、より簡単に行う

10

20

30

40

50

ことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0032】

図1において、本発明を適用した体腔内診断用超音波プローブ（以下、単に超音波プローブという）2の先端2aには、超音波トランスデューサアレイ10が配設されている。超音波トランスデューサアレイ（外径5～8mm程度）10は、蒲鉾状に形成された支持体11上に、図2（A）に示す1次元、または（B）に示す2次元アレイ状に複数の超音波トランスデューサ12が配列されてなる、いわゆるコンベックス電子走査方式のものである。

【0033】

超音波トランスデューサアレイ10に接続されたシース（外径7～10mm程度）13の上部には、生体内の観察部位の像光を取り込むための対物光学系14と、像光を撮像して撮像信号を出力するCCD15とを備えた撮像装置16が搭載され、中央部には、穿刺針17が挿通される穿刺針用チャンネル18が設けられている。また、シース13の下部には、超音波観測器（図示せず）と、超音波トランスデューサアレイ10および撮像装置16とを電氣的に接続するアレイ用配線ケーブル19および撮像装置用配線ケーブル20が、穿刺針用チャンネル18を挟むように挿通されている。

【0034】

支持体11は、ステンレスなどの剛性を有する材料からなる。超音波トランスデューサアレイ10は、アレイ用配線ケーブル19からみて、支持体11の裏面11aの基端部分11bが覗くように、超音波観測器からのアレイ用配線ケーブル19の導入方向（図中A方向）に対して傾けて配置されている。支持体11の基端部分11bには、アレイ用配線ケーブル19が導入される。支持体11には、アレイ用配線ケーブル19が挿通されるスルーホール（図示せず）が穿たれており、このスルーホールを介して、後述するフレキシブル回路基板30や電気回路31（図3参照）とアレイ用配線ケーブル19とが電氣的に接続される。

【0035】

図3において、超音波トランスデューサアレイ10は、支持体11上に、フレキシブル回路基板（厚み50μm～1mm）30、電気回路（通常は1つ、または複数の半導体回路チップで構成される）31、バッキング材32、圧電素子アレイ33、音響整合層34、および音響レンズ（厚み0.5～1.0mm、曲率半径5～10mm）35が順次積層された構造を有する。フレキシブル回路基板30には、配線パターン（図示せず）が設けられており、電気回路31と電氣的に接続されている。また、図示はしていないが、フレキシブル回路基板30および電気回路31は、支持体11の基端部分11bから導入されたアレイ用配線ケーブル19と電氣的に接続されている。

【0036】

図4～図9に示すように、電気回路31は、超音波トランスデューサ12からのエコー信号を増幅する増幅器40、超音波トランスデューサ12を励振させるための駆動信号とエコー信号の送受信を切り替えるスイッチ41、複数の駆動信号および/またはエコー信号を選択的に切り替えるマルチプレクサ（MP）42、エコー信号にA/D変換を施すA/D変換器（A/D）43、および駆動信号にD/A変換を施すD/A変換器（D/A）44のうち、少なくとも1つを含む。

【0037】

図4に示す例では、増幅器40およびスイッチ41が電気回路31に含まれ、その他は超音波観測器側に設けられる。スイッチ41は、例えば、MOSFETなどの半導体スイッチング素子、あるいは電気機械的に接点が切り替わる電気機械スイッチなどからなり、アレイ用配線ケーブル19を介して超音波観測器から送信されるスイッチ制御信号に基づいて、駆動信号とエコー信号の送受信の切り替えを行う。

【0038】

図4に示す例は、1次元アレイなど、超音波トランスデューサ12の個数が比較的少な

10

20

30

40

50

く、アレイ用配線ケーブル 19 の太さがある程度許容されるケースに用いれば、特に有効である。また、この例では、増幅器 40 を電気回路 31 に含ませたため、配線ケーブルの伝送損失により信号の減衰やノイズの混入が起こることがなく、エコー信号の S/N 比が向上するとともに、スイッチ 41 で駆動信号とエコー信号を送受信する信号ラインが切り離されるので、低電圧駆動の増幅器 40 が使用可能となり、部品コスト、および消費電力が低減されるという特有の効果を奏する。

#### 【0039】

図 5 に示す例では、増幅器 40 およびスイッチ 41 に加えて、MP 42 が電気回路 31 に含まれ、その他は超音波観測器側に設けられる。MP 42 は、アレイ用配線ケーブル 19 を介して超音波観測器から送信される MP 制御信号に基づいて、複数の駆動信号および / またはエコー信号の選択的な切り替えを行う。

10

#### 【0040】

図 5 に示す例は、2 次元アレイなど、超音波トランスデューサ 12 の個数が多く、アレイ用配線ケーブル 19 の太さが許容されないケースに用いれば、特に有効である。つまり、MP 42 により、駆動信号とエコー信号を送受信するアレイ用配線ケーブル 19 側の信号ラインが高々 2 本で済み、アレイ用配線ケーブル 19 の太さを細くすることができる。また、1 次元アレイなど、超音波トランスデューサ 12 の個数が比較的少ないケースに用いてもよく、この場合は、アレイ用配線ケーブル 19 の太さをさらに細くすることができ、患者への負担を軽減させることができる。

20

#### 【0041】

図 6 に示す例では、電気回路 31 に含まれる部品は図 5 に示す例と同様であるが、MP 42 の出力側にスイッチ 41 と増幅器 40 とを設けた点異なる。この例では、増幅器 40 およびスイッチ 41 が 1 個で済むので、部品コスト、消費電力、および駆動による発熱が低減される。特に、超音波内視鏡に代表される体腔内診断用超音波プローブにおいて、先端 2a の発熱を抑制することは、重要な効果がある。

#### 【0042】

図 7 に示す例では、増幅器 40、スイッチ 41、および MP 42 に加えて、A/D 43 が電気回路 31 に含まれ、その他は超音波観測器側に設けられる。A/D 43 は、アレイ用配線ケーブル 19 を介して超音波観測器から送信される A/D 制御信号に基づいて、エコー信号への A/D 変換を行う。この例では、アレイ用配線ケーブル 19 側でエコー信号がデジタル信号として扱われるので、アレイ用配線ケーブル 19 内でのエコー信号の減衰が無くなる。

30

#### 【0043】

図 8 に示す例では、増幅器 40、スイッチ 41、MP 42、および A/D 43 に加えて、D/A 44 が電気回路 31 に含まれ、その他は超音波観測器側に設けられる。D/A 44 は、アレイ用配線ケーブル 19 を介して超音波観測器から送信される D/A 制御信号に基づいて、駆動信号への D/A 変換を行う。この例では、アレイ用配線ケーブル 19 側で駆動信号がデジタル信号として扱われるので、アレイ用配線ケーブル 19 内での駆動信号の減衰が無くなる。また、A/D 43 によりエコー信号もデジタル信号として扱われるので、光ファイバーを用いて、駆動信号とエコー信号とを纏めてデジタル信号伝送を行うことも可能となる。

40

#### 【0044】

図 9 に示す例では、N 行 × M 列の超音波トランスデューサアレイ 10 の行毎に MP 42 を配置し、これを電気回路 31 に含めている。この例は、2 次元アレイなど、超音波トランスデューサ 12 の個数が多い場合、または超音波トランスデューサ 12 を複数のブロックに区分けし、駆動信号およびエコー信号の送受信をブロック毎に分割して行う走査シーケンスを採用するケースに用いれば、特に有効である。なお、MP 42 の他に、他の回路を適宜追加してもよい。

#### 【0045】

ここで、図 4 ~ 図 9 において、増幅器 40、スイッチ 41、MP 42、A/D 43、お

50



よびD/A44の組み合わせは、図示するものでなくてもよく、仕様に応じて適宜変更することが可能で、例えば、スイッチ41が無くてよく、ノイズの影響が無視できるほど小さい場合には、増幅器40も不要となる。また、ノイズの発生を抑えるとともに、ノイズの影響を低減させるために、駆動信号とエコー信号を送受信する信号ラインを、アナログ用アース線と纏めて同軸ケーブルにしてもよい。また、スイッチ制御信号やMP制御信号などのデジタル信号ラインを纏めて、デジタル用アース線でシールドしてもよい。また、超音波トランスデューサアレイ10側の駆動信号ラインに位相遅延回路を挿入してもよい。さらに、アレイ用配線ケーブル19とのインピーダンス整合を行うためのコイルや、フィルタ回路などを適宜配置してもよい。

【0046】

10

図3に戻って、バッキング材32には、電気回路31から圧電素子アレイ33に貫通するスルーホール36が穿たれている。スルーホール36には、電気回路31上の端子部37に半田付けされた配線38が挿通されており、この配線は、圧電素子アレイ33を挟む電極（図示せず）に接続されている。なお、部品コストを削減するために、バッキング材32にフレキシブル回路基板30の機能を持たせ、フレキシブル回路基板30を不要としてもよい。

【0047】

圧電素子アレイ33は、1次元、または2次元アレイ状に配列された圧電素子33aと、圧電素子33a同士の間隙に充填された充填材33bとからなる。音響整合層34は、圧電素子33aと生体との間の音響インピーダンスの差異を緩和するために設けられている。音響レンズ35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10から発せられる超音波を、生体内の観察部位に向けて収束させる。なお、音響レンズ35は無くてもよく、音響レンズ35の代わりに保護層を設けてもよい。

20

【0048】

生体内の超音波画像を取得する際には、超音波プローブ2が生体内に挿入され、撮像装置16で得られる光学画像が超音波観測器で観測されながら、生体内の所要部が探索される。そして、生体内の所要部に超音波プローブ2の先端2aが到達し、超音波画像を取得する指示がなされると、スイッチ41により超音波トランスデューサ12の超音波の送受信が切り替えられ、また、MP42により複数の駆動信号および/またはエコー信号が選択的に切り替えられながら、超音波トランスデューサアレイ10から超音波が発せられ、生体に超音波が照射されるとともに、生体からのエコー信号が超音波トランスデューサアレイ10で受信される。生体からのエコー信号は、超音波観測器で超音波画像に変換され、モニタなどに表示される。また、光学画像または超音波画像が観測されながら、必要に応じて穿刺針17が操作され、生体内の所要部が採取される。

30

【0049】

以上説明したように、超音波トランスデューサ12の厚み方向に、電気回路31の少なくとも一部を積層したので、超音波トランスデューサ12を含む硬質部分のサイズが小さくなり、患者への負担が軽減される。また、超音波トランスデューサ12と電気回路31との配線38を、バッキング材32に穿たれたスルーホール36に挿通したので、配線をスマートにまとめることができ、超音波トランスデューサ12の実装コストが低減される。

40

【0050】

さらに、アレイ用配線ケーブル19からみて、支持体11の裏面11aの基端部分11bが覗くように、超音波観測器からのアレイ用配線ケーブル19の導入方向に対して、超音波トランスデューサアレイ10を傾けて配置し、アレイ用配線ケーブル19を、支持体11の裏面11aの基端部分11bから導入したので、アレイ用配線ケーブル19と電気回路31との電気的な接続を簡単に行うことができる。したがって、超音波プローブ2の先端2aの細径化を実現することができ、配線ケーブルを用いることによる弊害を軽減することができる。

【0051】

50

なお、図 10 に示すように、フレキシブル回路基板 30 の基端部分 30a が露出するように他の部品を積層し、この露出した基端部分 30a に端子部 30b を設け、端子部 30b にアレイ用配線ケーブル 19 を電氣的に接続してもよい。この場合も上記実施形態と同様に、配線をスマートに纏めることができる。

【0052】

上記実施形態では、圧電素子 33a を用いた超音波トランスデューサ 12 が配列される超音波トランスデューサアレイ 10 を例に挙げて説明したが、静電容量型振動子 51a (図 13 および図 14 参照) を用いた超音波トランスデューサが配列されてなる、図 11 に示す超音波トランスデューサアレイ 50 を用いた超音波プローブについても、本発明は有効である。

10

【0053】

静電容量型振動子 51a は、電気回路上に一体的に形成することができるため、圧電素子 33a を用いた場合と比べて、より配線をスマートに纏めることができる。また、圧電素子 33a よりも超音波の周波数帯域が広く、複数の周波数の超音波を送受信することができ、より深層領域での超音波診断が可能となる。また、圧電素子 33a よりも駆動信号の電圧が低く、ノイズが発生しにくい。さらに、圧電素子 33a よりも自己発熱が小さく、また、シリコン基板上に直接形成することができるので周囲への放熱効率が高く、体腔内診断用超音波プローブにおける重要な課題である発熱を抑制することができる。

【0054】

図 11 において、超音波トランスデューサアレイ 50 は、支持体 11 上に、バッキング材 32、フレキシブル回路基板 30、電気回路 31、静電容量型振動子アレイ 51、および音響レンズまたは保護層 35 が順次積層された構造を有する。なお、電気回路 31 と静電容量型振動子アレイ 51 を合わせた厚みは、20 ~ 30  $\mu\text{m}$  であり、超音波トランスデューサアレイ 50 全体の厚みは、6 ~ 8 mm 程度となっている。

20

【0055】

図 12 に示すように、静電容量型振動子アレイ 51 は、例えば、2 行  $\times$  2 列の 4 つのエレメント 52 に区分けされている。エレメント 52 の拡大平面図および断面図を示す図 13 および図 14 において、静電容量型振動子アレイ 51 は、絶縁層 (例えば  $\text{SiO}_2$ ) 60、下部電極 (Al) 61、絶縁層 ( $\text{SiN}_x$ ) 62、真空密閉された空隙 63、可動絶縁層 ( $\text{SiN}_x$ ) 64、上部電極 (Al) 65、および保護絶縁層 ( $\text{SiO}_2$ ) 66 から構成される。下部電極 61 からは、電気回路 31 に電氣的に接続する端子部 61a が、絶縁層 60 を貫通して延設されている。なお、図 13 および図 14 において、一点鎖線で囲む部分が、1 個の静電容量型振動子 51a を構成している。

30

【0056】

次に、図 15 を参照して、超音波トランスデューサアレイ 50 の具体的な作製手順について説明する。まず、(1) に示すように、シリコン基板 70 の絶縁層 71 上にシリコン層 72 が積層された SOI 基板 73 を用い、(2) に示すように、シリコン層 72 に半導体からなる電気回路 31 を形成する。

【0057】

電気回路 31 の形成後、(3) に示すように、電気回路 31 上に静電容量型振動子アレイ 51 を形成する。そして、(4) に示すように、静電容量型振動子アレイ 51 上に仮支持体 74 を接着する。次いで、(5) に示すように、例えば電気化学エッチングなどにより、絶縁層 71 を残してシリコン基板 70 を除去する。

40

【0058】

シリコン基板 70 の除去後、(6) に示すように、フレキシブル回路基板 30 を絶縁層 71 の裏面に貼り合わせ、(7) に示すように、仮支持体 74 を静電容量型振動子アレイ 51 から剥離させる。

【0059】

仮支持体 74 の剥離後、(8) に示すように、音響レンズまたは保護層 35 を静電容量型振動子アレイ 51 上に接合する。最後に、(8) に示すシートを支持体 11 上に貼り合

50

わせ、アレイ用配線ケーブル 19 などと配線を行って、超音波トランスデューサアレイ 50 が先端に配設された超音波プローブを完成させる。これにより、超音波プローブを簡単に作製することができる。なお、超音波トランスデューサアレイ 50 の作製方法は、上記方法に限らず、電気回路 31 をシリコン基板に形成し、電気回路 31 を残してシリコン基板を除去した後、電気回路 31 の裏面側にフレキシブル基板を貼り合わせる方法であれば、如何なる方法を採用してもよい。

【0060】

なお、図 16 に示す超音波トランスデューサアレイ 80 のように、支持体 11 の代わりに、超音波吸収機能材料が用いられた支持体 81 を用いてもよい。このようにすると、パッキング材 32 が不要となり、さらなる小型化・低コスト化を実現することができる。

10

【0061】

上記実施形態では、コンベックス電子走査方式の超音波トランスデューサアレイ 10、50、80 を例示して説明したが、図 17 および図 18 に示すように、複数の超音波トランスデューサを同心円上に配置したラジアル電子走査式の超音波トランスデューサアレイ 91、101 が先端 90a、100a に配設された超音波プローブ（外径 12 ~ 14 mm）90、100 についても、本発明は有効である。

【0062】

図 17 の超音波トランスデューサアレイ 91 は圧電素子アレイ 33 を用いたもの、図 18 の超音波トランスデューサアレイ 101 は静電容量型振動子アレイ 51 を用いたものをそれぞれ示す。なお、図示はしていないが、支持体 11 の中心部には、上記実施形態と同様に、撮像装置 16 が搭載されている。また、図 10 に示す実施形態と同様に、フレキシブル回路基板 30 の基端部分 30a が露出するように他の部品が積層され、この露出した基端部分 30a に端子部 30b が設けられており、端子部 30b にアレイ用配線ケーブル 19 が電氣的に接続されている。なお、超音波トランスデューサアレイ 91、101 の基本構造は、複数の超音波トランスデューサを同心円上に配置した他は、上記実施形態のコンベックス電子走査方式と同様であるので、同一の部品には同一の符号を付し、説明を省略する。

20

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図 1】本発明を適用した超音波プローブの先端の構成を示す拡大断面図である。

30

【図 2】超音波トランスデューサアレイの配列例を示す平面図であり、(A) は 1 次元アレイ、(B) は 2 次元アレイをそれぞれ示す。

【図 3】圧電素子アレイを用いた超音波トランスデューサアレイの構成を示す拡大断面図である。

【図 4】電気回路に増幅器およびスイッチを含めた例を示す図である。

【図 5】電気回路に増幅器、スイッチ、およびマルチプレクサを含めた例を示す図である。

。

【図 6】電気回路に増幅器、スイッチ、およびマルチプレクサを含めた例を示す図である。

。

【図 7】電気回路に増幅器、スイッチ、マルチプレクサ、および A/D 変換器を含めた例を示す図である。

40

【図 8】電気回路に増幅器、スイッチ、マルチプレクサ、A/D 変換器、および D/A 変換器を含めた例を示す図である。

【図 9】電気回路にマルチプレクサを含め、超音波トランスデューサアレイの行毎にマルチプレクサを配置した例を示す図である。

【図 10】別の実施形態における超音波プローブの先端の構成を示す拡大断面図である。

【図 11】静電容量型振動子アレイを用いた超音波トランスデューサアレイの構成を示す拡大断面図である。

【図 12】静電容量型振動子アレイの配列例を示す図である。

【図 13】静電容量型振動子アレイの拡大平面図である。

50

【図 1 4】静電容量型振動子アレイの拡大断面図である。

【図 1 5】静電容量型振動子アレイを用いた超音波トランスデューサアレイの作製手順を示す説明図である。

【図 1 6】静電容量型振動子アレイを用いた超音波トランスデューサアレイの別の実施形態による構成を示す拡大断面図である。

【図 1 7】圧電素子アレイを用い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が配設された超音波プローブの構成を示す部分断面図である。

【図 1 8】静電容量型振動子アレイを用い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が配設された超音波プローブの構成を示す部分断面図である。

【符号の説明】

10

【 0 0 6 4 】

2、9 0、1 0 0 超音波プローブ

1 0、5 0、8 0、9 1、1 0 1 超音波トランスデューサアレイ

1 1、8 1 支持体

1 1 b 基端部分

1 2 超音波トランスデューサ

1 6 撮像装置

1 9 アレイ用配線ケーブル

3 0 フレキシブル回路基板

3 0 a 基端部分

3 0 b 端子部

3 1 電気回路

3 2 バッキング材

3 3 圧電素子アレイ

3 3 a 圧電素子

3 4 音響整合層

3 8 配線

4 0 増幅器

4 1 スイッチ

4 2 マルチプレクサ ( M P )

4 3 A / D 変換器 ( A / D )

4 4 D / A 変換器 ( D / A )

5 1 静電容量型振動子アレイ

5 1 a 静電容量型振動子

7 0 シリコン基板

7 1 絶縁層

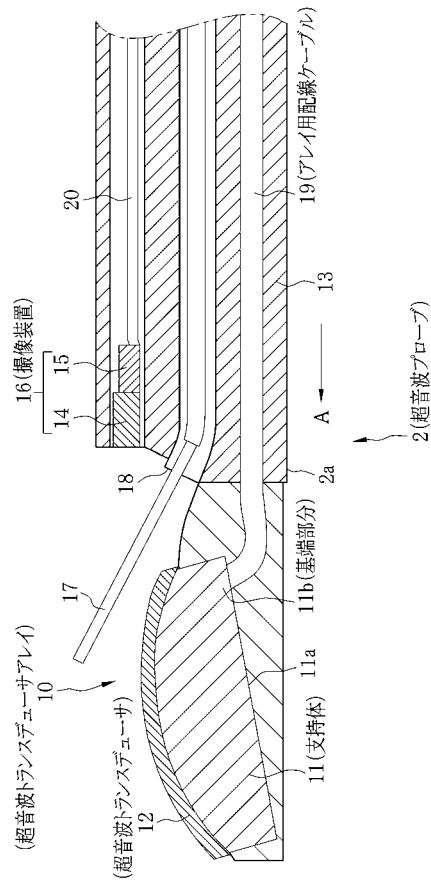
7 2 シリコン層

7 3 S O I 基板

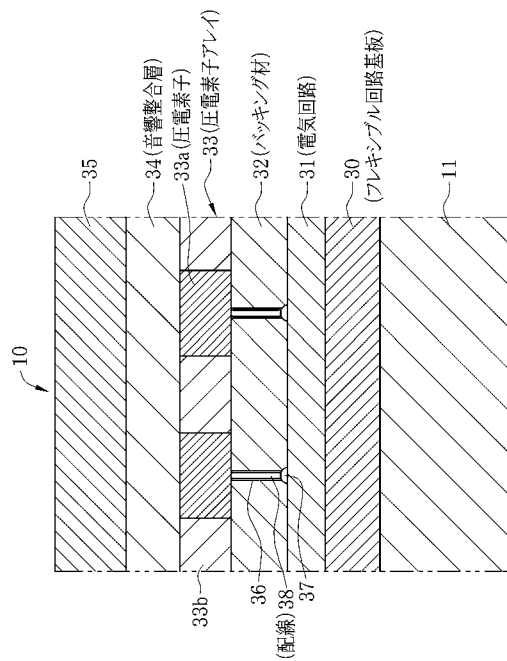
20

30

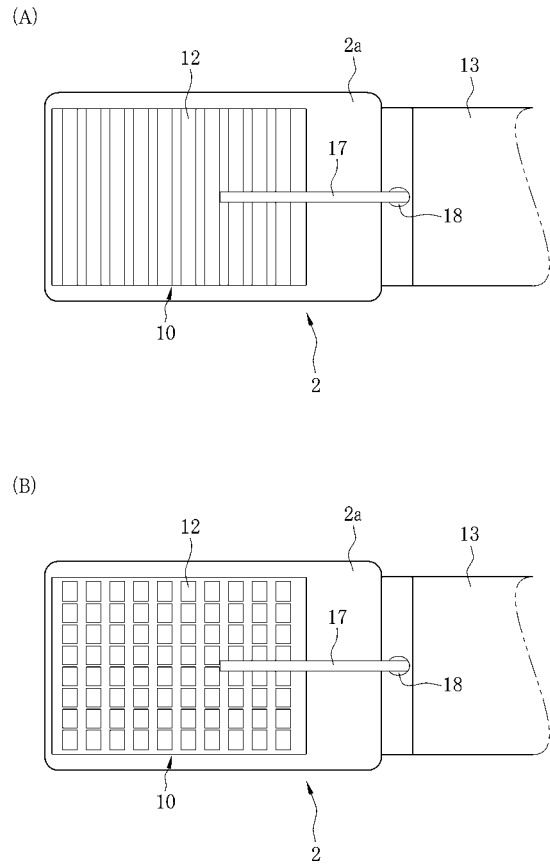
【 図 1 】



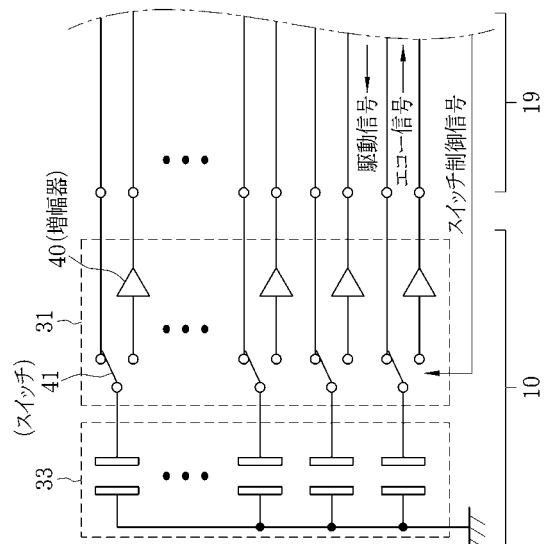
【 図 3 】



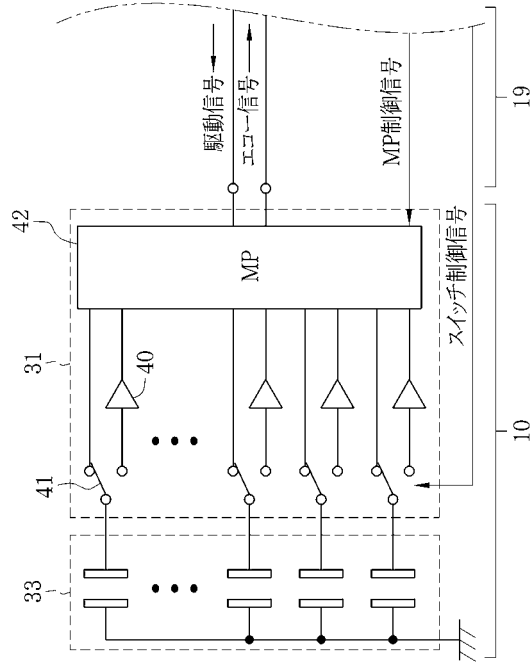
【 図 2 】



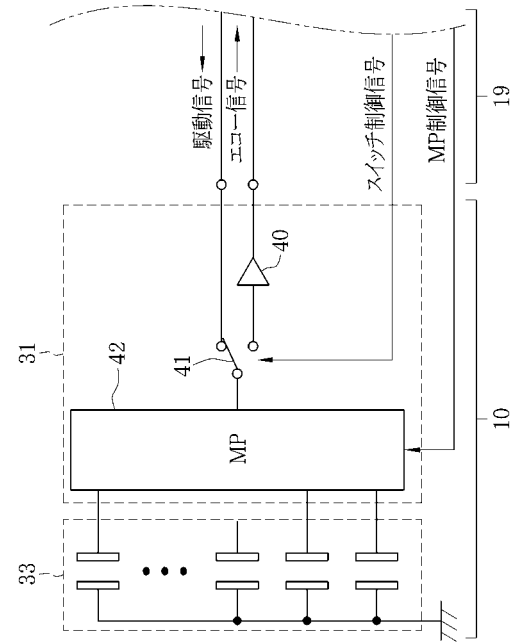
【圖 4】



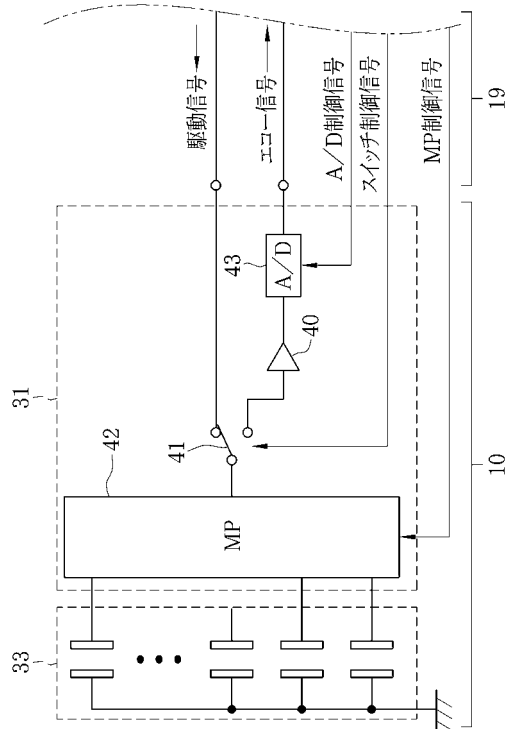
【図 5】



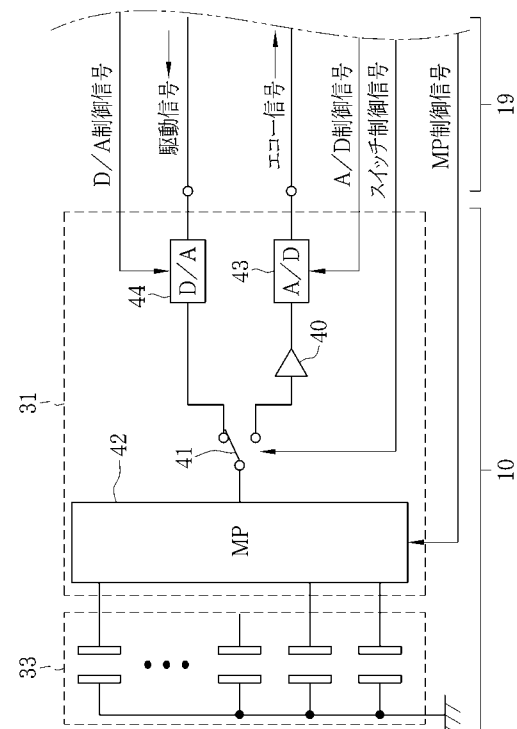
【図 6】



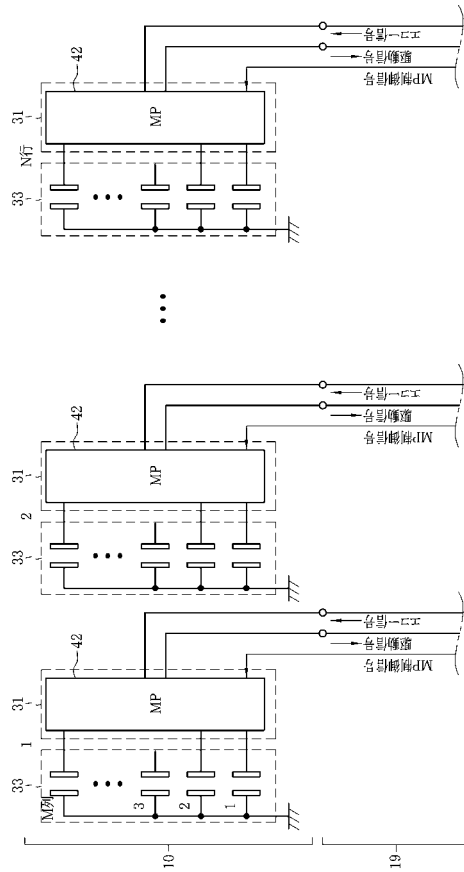
【図 7】



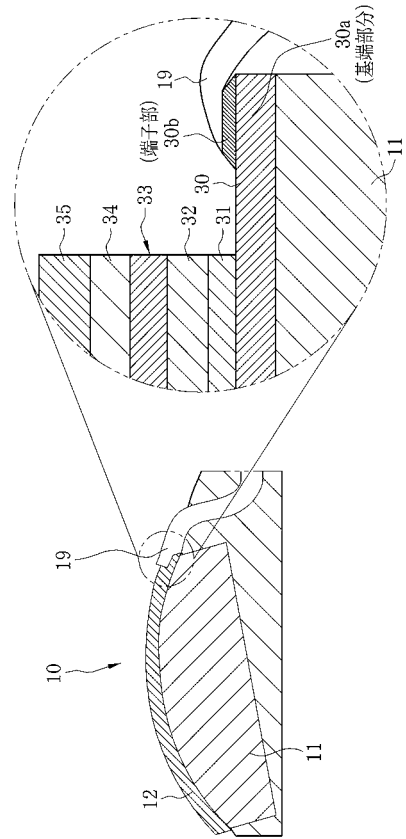
【図 8】



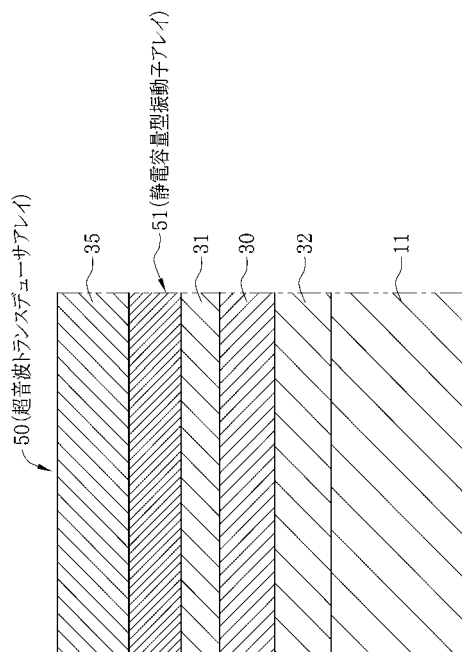
【図 9】



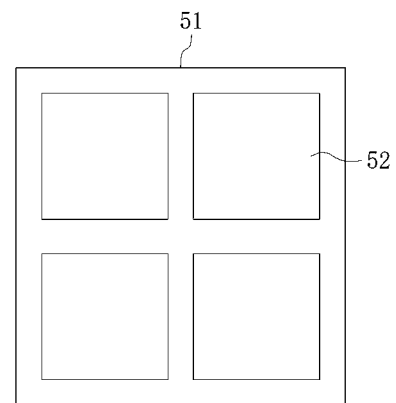
【図 10】



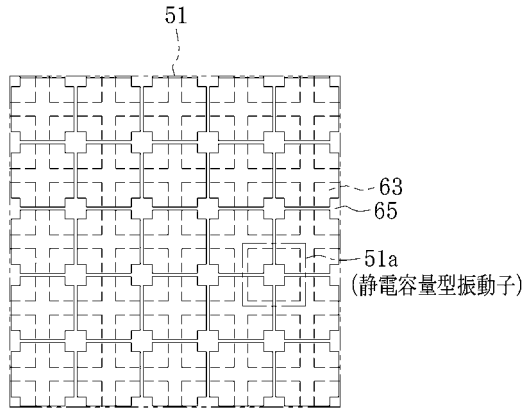
【図 11】



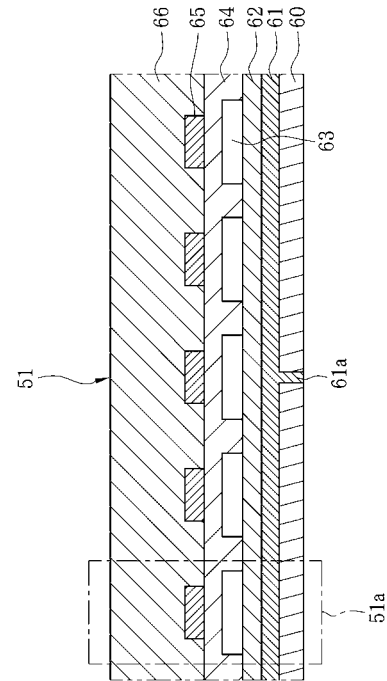
【図 12】



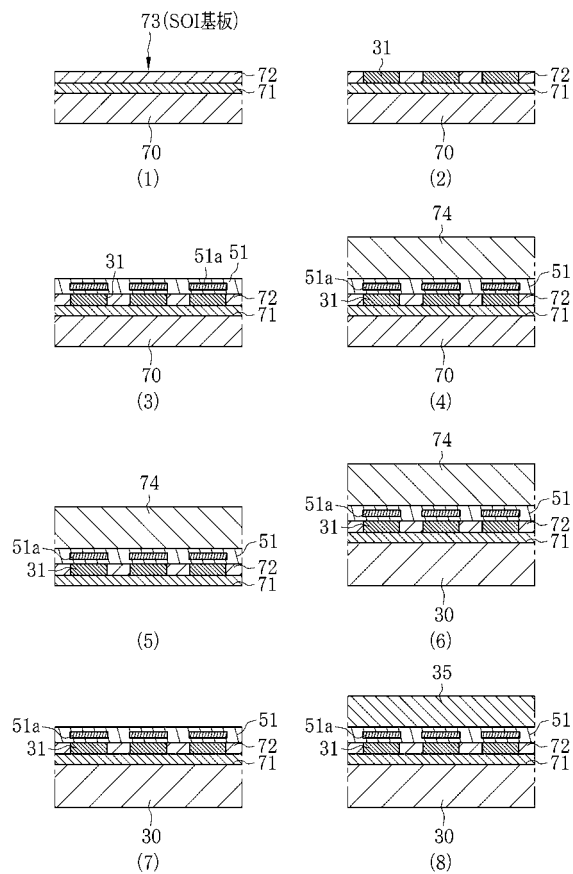
【図 13】



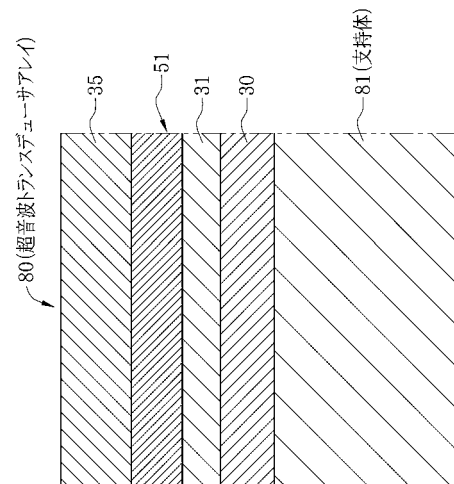
【図 14】



【図 15】

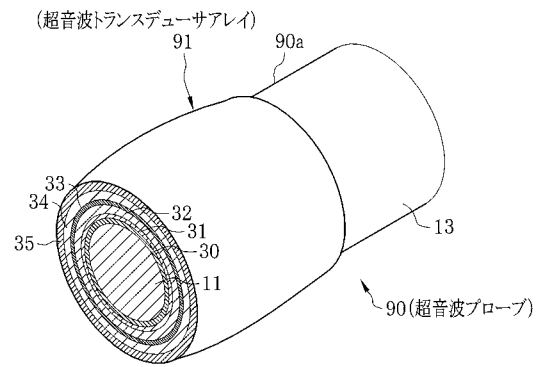


【図 16】

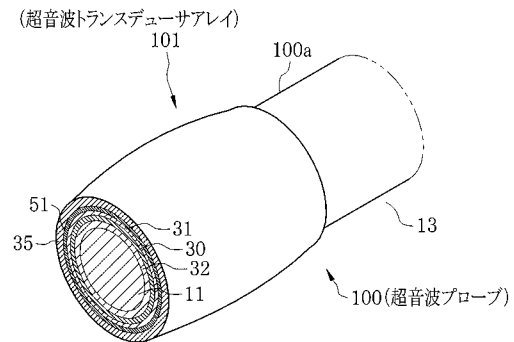




【図 17】



【図 18】



---

フロントページの続き

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 1 3 9 9 2 6 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 2 9 8 1 1 9 ( J P , A )  
特開平 0 8 - 0 7 0 4 9 6 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B        8 / 1 2  
H 0 4 R       1 7 / 0 0  
H 0 4 R       1 9 / 0 0

专利名称(译)	用于腔内诊断的超声探头和用于腔内诊断的超声探头制造方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP4583901B2</a>	公开(公告)日	2010-11-17
申请号	JP2004360056	申请日	2004-12-13
[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)	富士胶片有限公司 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	木村宏一 田中俊穰		
发明人	木村 宏一 田中 俊穰		
IPC分类号	A61B8/12 H04R17/00 H04R19/00		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/12 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12 H04R17/00.330.G H04R17/00.332.Y H04R19/00.330		
F-TERM分类号	4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/EE13 4C601/FE02 4C601/GB05 4C601/GB20 4C601/GB41 5D019/AA23 5D019/BB19 5D019/DD01 5D019/FF04		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP2006166985A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：通过实现超声波探头尖端的较小直径来减少对使用线缆的不利影响，以便对体腔进行内部诊断。ZSOLUTION：在超声波探头2的尖端2a处设置的超声换能器阵列10，用于体腔的内部诊断，柔性电路板30，电路31，包装材料32，压电阵列33，声学匹配层34和声透镜35顺序层叠在支撑体11上。电路31包括用于放大来自超声换能器12的回波信号的放大器40，用于切换发送和开关接收的开关41用于激励超声换能器12的回波信号，选择性地切换多个驱动信号和/或回波信号的多路复用器(MP)42和用于A/D的A/D转换器(A/D)43中的至少一个D回波信号的转换和D/A转换器(D/A)44用于驱动信号的D/A转换。Z

