

(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2006-166985

(P2006-166985A)

(43) 公開日 平成18年6月29日(2006.6.29)

(51) Int.CI.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 O 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 G	5 D O 1 9
H 0 4 R 19/00 (2006.01)	H 0 4 R 19/00 3 3 2 Y	
	H 0 4 R 19/00 3 3 0	

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2004-360056 (P2004-360056)	(71) 出願人	000005201 富士写真フィルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼210番地
(22) 出願日	平成16年12月13日 (2004.12.13)	(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
		(72) 発明者	木村 宏一 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フィルム株式会社内
		(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

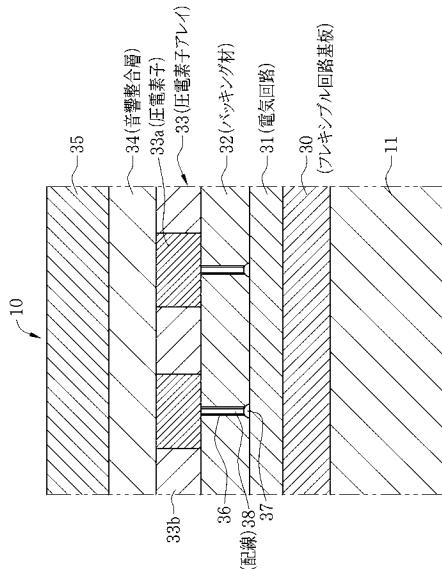
(54) 【発明の名称】体腔内診断用超音波プローブ、および体腔内診断用超音波プローブの作製方法

## (57) 【要約】

【課題】 体腔内診断用超音波プローブ先端の細径化を実現し、配線ケーブルを用いることによる弊害を軽減する。

【解決手段】 体腔内診断用超音波プローブ2の先端2aに配設された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30、電気回路31、パッキング材32、圧電素子アレイ33、音響整合層34、および音響レンズ35が順次積層された構造を有する。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。

【選択図】 図3



**【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体腔内診断用超音波プローブ。

**【請求項 2】**

前記超音波トランスデューサに、圧電素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。 10

**【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、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気的に接続する配線を設けたことを特徴とする請求項 2 に記載の体腔内診断用超音波プローブ。

**【請求項 5】**

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。 20

**【請求項 6】**

前記支持体と前記フレキシブル基板との間に、バッキング材を設けたことを特徴とする請求項 5 に記載の体腔内診断用超音波プローブ。

**【請求項 7】**

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 5 に記載の体腔内診断用超音波プローブ。 30

**【請求項 8】**

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 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 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 9 のいずれかに記載の体腔内診断用超音波プローブ。 40

**【請求項 11】**

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 9 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 12】**

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 50

記電気回路とを電気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11に記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項13】

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12に記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項14】

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気的に接続する配線ケーブルを、前記電気回路に電気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10または11に記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【請求項15】

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14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16】

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体腔内診断用超音波プローブの作製方法。

【請求項17】

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16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】

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気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。

【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94～1

10

20

30

40

50

28個)の超音波トランステ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)の超音波トランステ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テ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テ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。

#### 【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テ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。

#### 【0006】

上記問題を解決するために、超音波トランステ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テューサ(特許文献1参照)や、複合圧電体を用いた超音波トランステ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テ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テ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テ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】

#### 【0008】

しかしながら、特許文献1および2に記載の技術では、超音波トランステ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テューサを配置した場合、超音波トランステ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、超音波トランステューサをアレイ状に1次元配列したものを見として挙げているが、超音波トランステ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テューサとの配線が煩雑になるという問題があった。

#### 【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テ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、超音波トランステューサの配列、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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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気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、バ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增幅する増幅器、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気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。

10

20

30

40

50

**【 0 0 2 1 】**

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気的に接続する配線ケーブルを、前記電気回路に電気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。

**【 0 0 2 2 】**

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。

**【 0 0 2 3 】**

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。

**【 0 0 2 4 】**

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 】****【 0 0 2 5 】**

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。

**【 0 0 2 6 】**

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。

**【 0 0 2 7 】**

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。

**【 0 0 2 8 】**

10

20

30

40

50

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所以、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所以、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所以、より配線をスマートに纏めることができるのである。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のである。10

#### 【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。20

#### 【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所以、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、より簡単に行うことができる。20

#### 【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。30

#### 【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とを電気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。40

#### 【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とが電気的に接続される。50

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、パッキング材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と電気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と電気的に接続されている。

10

【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。

20

【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。

30

【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、MP42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。MP42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。

40

【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、MP42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。

【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、MP42の出力側にスイッチ41と増幅器40とを設けた点が異なる。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。

50

## 【0042】

図7に示す例では、増幅器40、スイッチ41、およびMP42に加えて、A/D43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/D43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所以、アレイ用配線ケーブル19内のエコー信号の減衰が無くなる。

## 【0043】

図8に示す例では、増幅器40、スイッチ41、MP42、およびA/D43に加えて、D/A44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/A44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所以、アレイ用配線ケーブル19内の駆動信号の減衰が無くなる。また、A/D43によりエコー信号もデジタル信号として扱われる所以、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。

## 【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MP42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ン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、MP42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、MP42、A/D43、およびD/A44の組み合わせは、図示するものでなくともよく、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が無くてもよく、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】

図3に戻って、パッキング材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、パッキング材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同士の隙間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。

## 【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

10

20

30

40

50

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 2 a 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 4 1 により超音波トランスデューサ 1 2 の超音波の送受信が切り替えられ、また、MP 4 2 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 1 0 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 1 0 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 1 7 が操作され、生体内の所要部が採取される。

## 【 0 0 4 9 】

以上説明したように、超音波トランスデューサ 1 2 の厚み方向に、電気回路 3 1 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 1 2 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 1 2 と電気回路 3 1 との配線 3 8 を、パッキング材 3 2 に穿たれたスルーホール 3 6 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 1 2 の実装コストが低減される。

## 【 0 0 5 0 】

さらに、アレイ用配線ケーブル 1 9 からみて、支持体 1 1 の裏面 1 1 a の基端部分 1 1 b 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 1 9 の導入方向に対して、超音波トランスデューサアレイ 1 0 を傾けて配置し、アレイ用配線ケーブル 1 9 を、支持体 1 1 の裏面 1 1 a の基端部分 1 1 b から導入したので、アレイ用配線ケーブル 1 9 と電気回路 3 1 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 2 a 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。

## 【 0 0 5 1 】

なお、図 1 0 に示すように、フレキシブル回路基板 3 0 の基端部分 3 0 a 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 3 0 a に端子部 3 0 b を設け、端子部 3 0 b にアレイ用配線ケーブル 1 9 を電気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。

## 【 0 0 5 2 】

上記実施形態では、圧電素子 3 3 a を用いた超音波トランスデューサ 1 2 が配列されてなる超音波トランスデューサアレイ 1 0 を例に挙げて説明したが、静電容量型振動子 5 1 a ( 図 1 3 および図 1 4 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 1 1 に示す超音波トランスデューサアレイ 5 0 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。

## 【 0 0 5 3 】

静電容量型振動子 5 1 a 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 3 3 a 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 3 3 a 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 3 3 a 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 3 3 a 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。

## 【 0 0 5 4 】

図 1 1 において、超音波トランスデューサアレイ 5 0 は、支持体 1 1 上に、パッキング材 3 2 、フレキシブル回路基板 3 0 、電気回路 3 1 、静電容量型振動子アレイ 5 1 、および音響レンズまたは保護層 3 5 が順次積層された構造を有する。なお、電気回路 3 1 と静電容量型振動子アレイ 5 1 を合わせた厚みは、20 ~ 30 μm であり、超音波トランスデューサアレイ 5 0 全体の厚みは、6 ~ 8 mm 程度となっている。

## 【 0 0 5 5 】

10

20

30

40

50

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×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SiO<sub>2</sub>)60、下部電極(A1)61、絶縁層(SiNx)62、真空密閉された空隙63、可動絶縁層(SiNx)64、上部電極(A1)65、および保護絶縁層(SiO<sub>2</sub>)66から構成される。下部電極61からは、電気回路31に電気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。

#### 【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。10

#### 【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。

#### 【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。20

#### 【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30、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、バッキング材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。

#### 【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1.2~1.4mm)40 )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が電気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50

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。

【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。

【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。 10

【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。

【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。 20

【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。

【図14】静電容量型振動子アレイの拡大断面図である。

【図15】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16】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。 30

【図17】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18】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】

【0064】

2、90、100 超音波プローブ

10、50、80、91、101 超音波トランスデューサアレイ

11、81 支持体

11 b 基端部分

12 超音波トランスデューサ

16 撮像装置

19 アレイ用配線ケーブル

30 フレキシブル回路基板

30 a 基端部分

30 b 端子部

31 電気回路

32 バッキング材

33 圧電素子アレイ

33 a 圧電素子

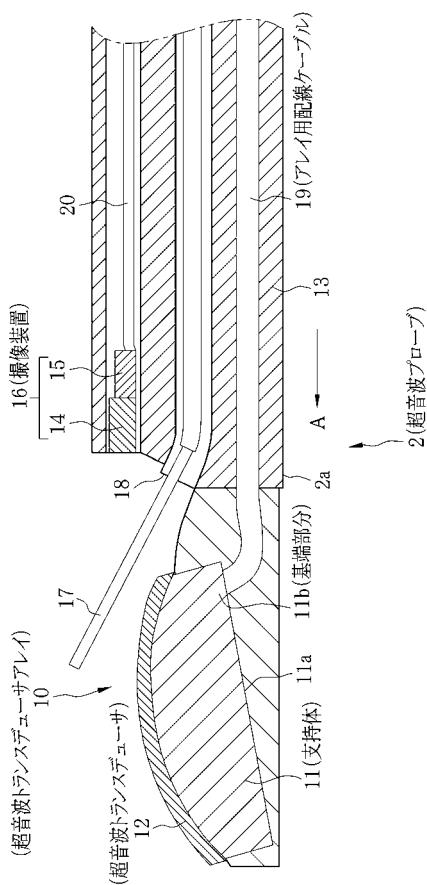
40

50

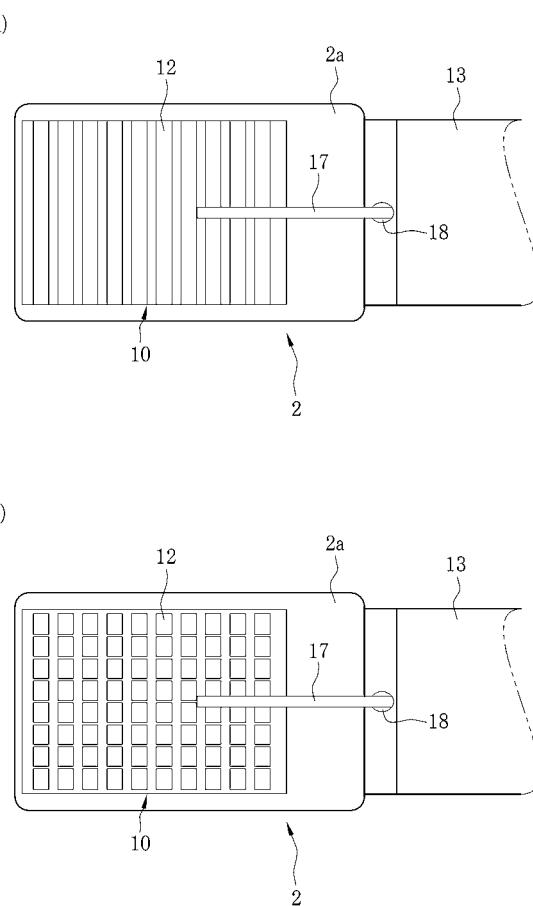
- 3 4 音響整合層  
 3 8 配線  
 4 0 增幅器  
 4 1 スイッチ  
 4 2 マルチプレクサ (M P)  
 4 3 A / D 変換器 (A / D)  
 4 4 D / A 変換器 (D / A)  
 5 1 静電容量型振動子アレイ  
 5 1 a 静電容量型振動子  
 7 0 シリコン基板  
 7 1 絶縁層  
 7 2 シリコン層  
 7 3 S O I 基板

10

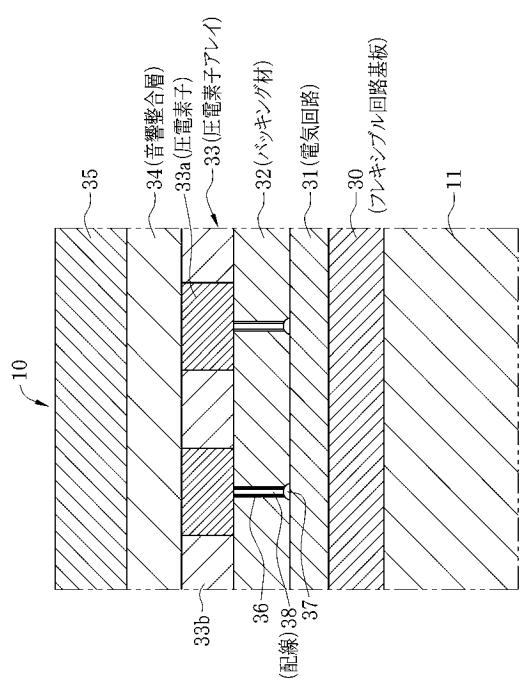
【図1】



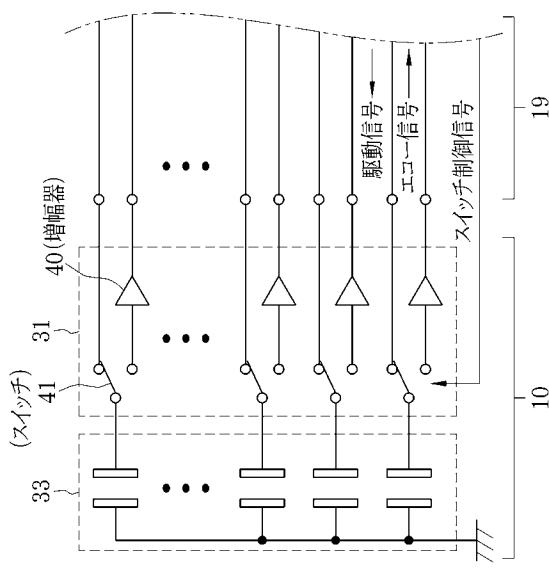
【図2】



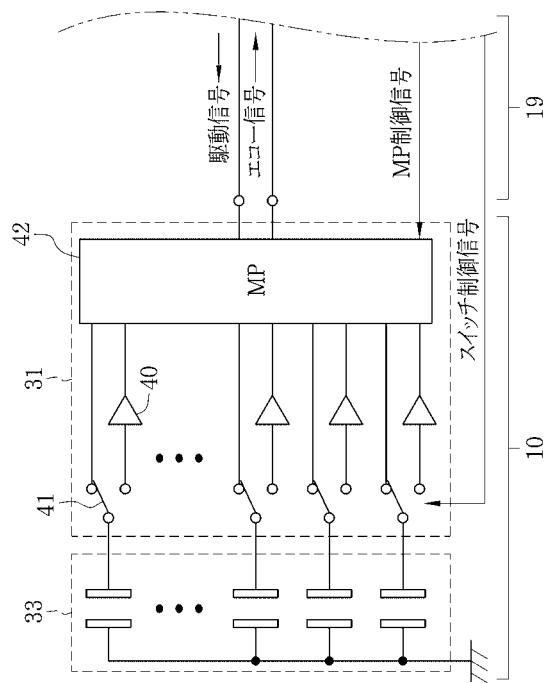
【図3】



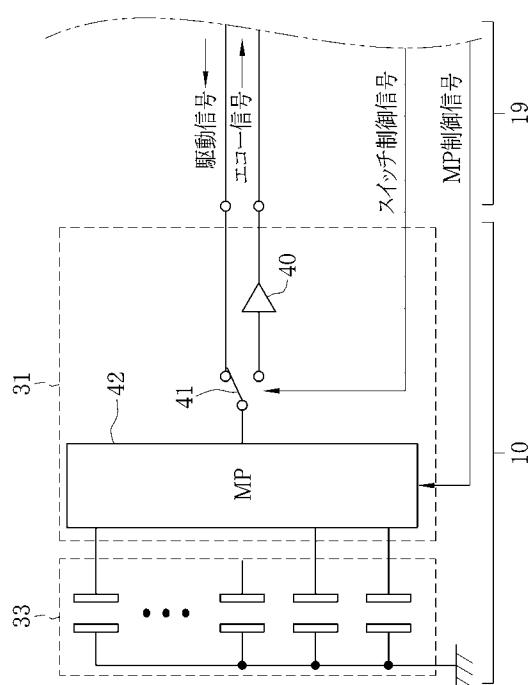
【図4】



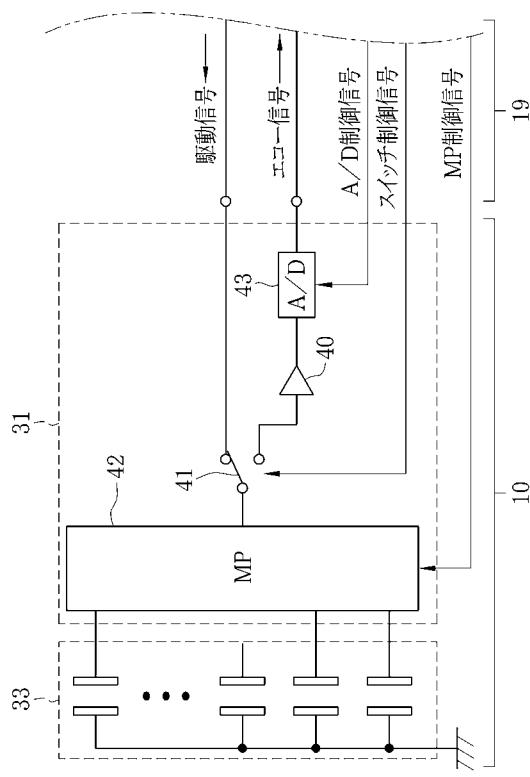
【図5】



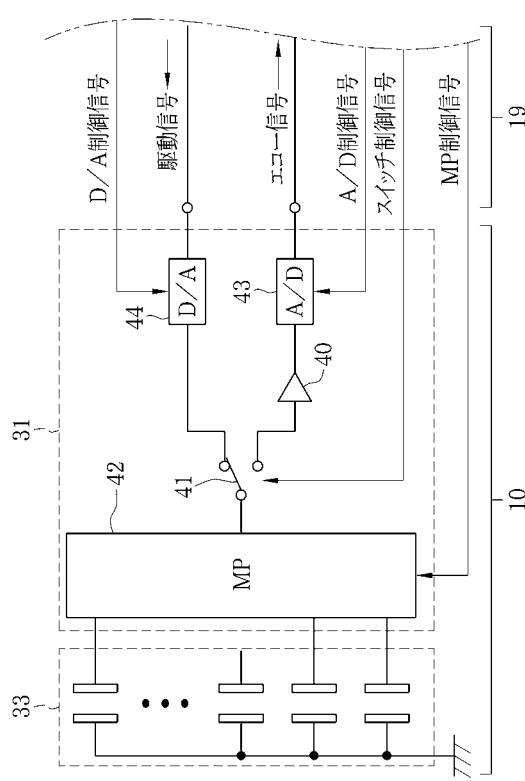
【図6】



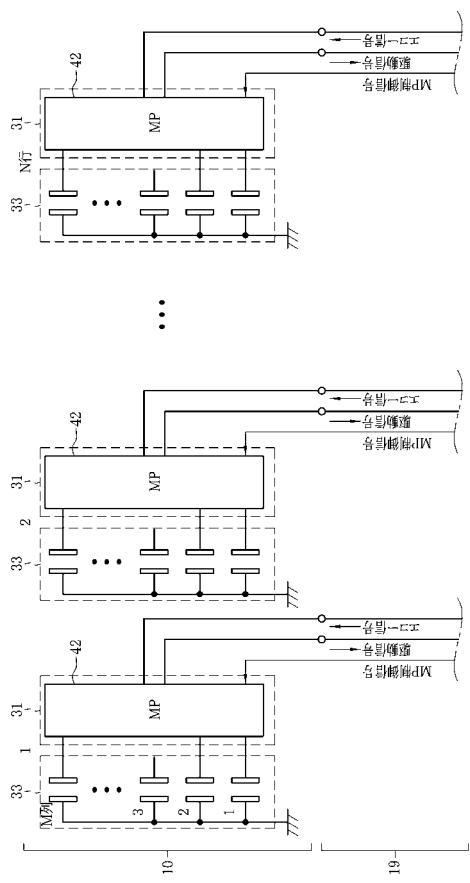
【図7】



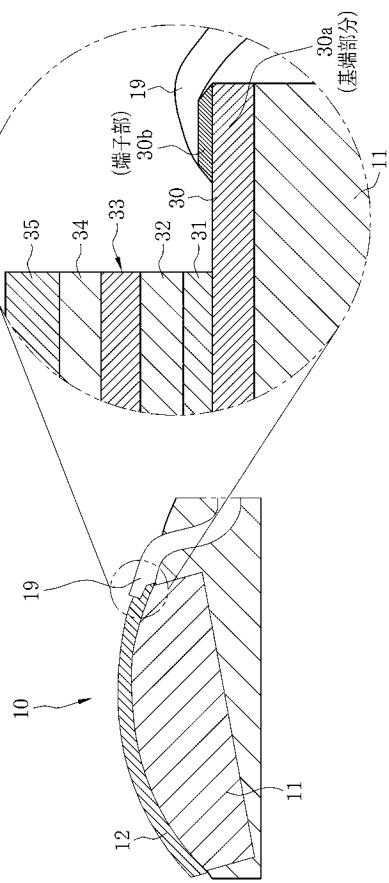
【図8】



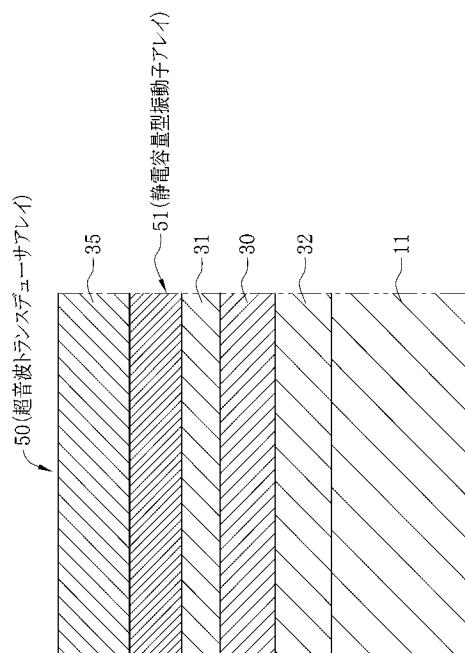
【図9】



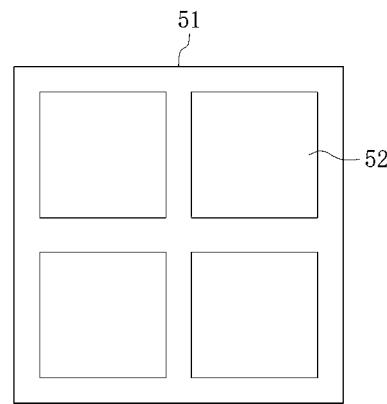
【図10】



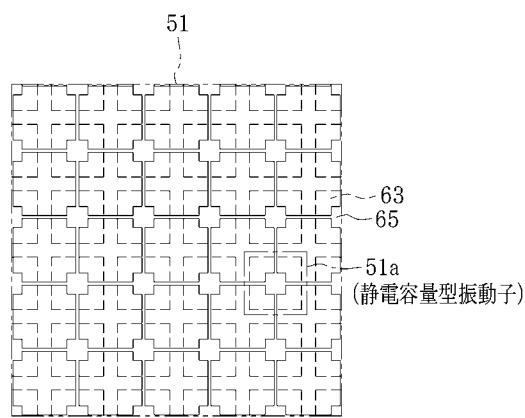
【図 1 1】



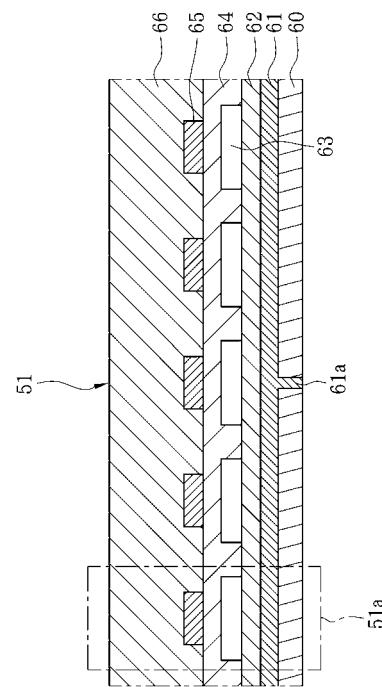
【図 1 2】



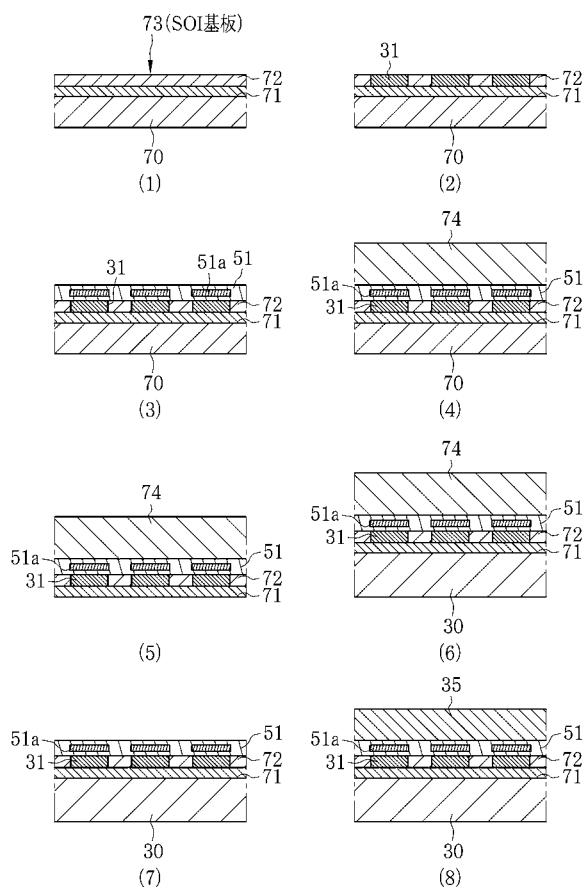
【図 1 3】



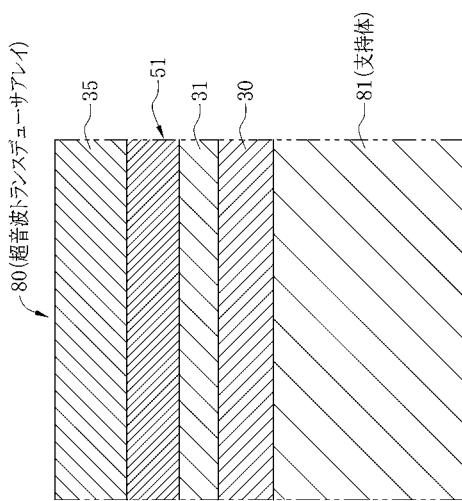
【図 1 4】



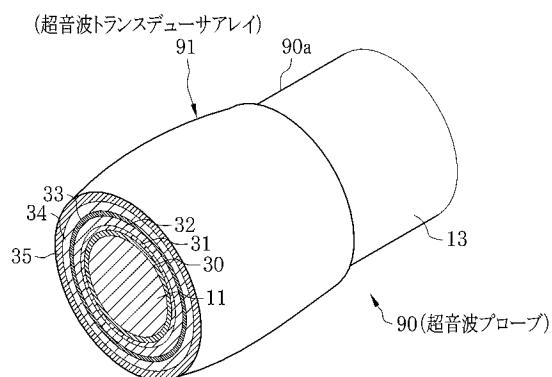
【図15】



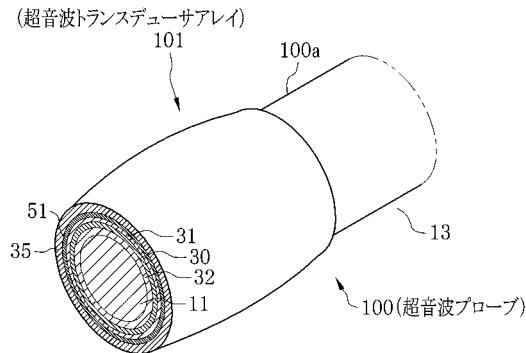
【図16】



【図17】



【図18】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB07 BB08 BB22 BB24 EE13 FE02 GB05 GB20 GB41  
5D019 AA23 BB19 DD01 FF04

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="#">JP2006166985A</a>	公开(公告)日	2006-06-29
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		
[标]发明人	木村宏一 田中俊積		
发明人	木村 宏一 田中 俊積		
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		
其他公开文献	<a href="#">JP4583901B2</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：减小用于体腔诊断的超声波探头的尖端直径，并减少使用接线电缆的有害影响。解决方案：布置在超声探头2的尖端2a上的用于诊断体腔的超声换能器阵列10在支架11上具有柔性电路板30，电路31，背衬材料32和压电元件阵列33。声匹配层34和声透镜35顺序地层叠。电路31是放大器40，其放大来自超声换能器12的回声信号；开关41，其在驱动信号和用于激励超声换能器12的回声信号的发送和接收之间切换，多个驱动信号和/或回声信号。选择性地切换的多路复用器(MP)42，对回波信号执行A/D转换的A/D转换器(A/D)43和对驱动信号进行D/A转换的D/A转换器(D/A)至少包含44个。[选择图]图3

