

(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2013-243462

(P2013-243462A)

(43) 公開日 平成25年12月5日(2013.12.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
HO4R 17/00 (2006.01)	HO4R 17/00 330J	2G047
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	4C601
GO1N 29/24 (2006.01)	GO1N 29/24 502	5D019
	HO4R 17/00 330G	
	HO4R 17/00 332A	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2012-114526 (P2012-114526)
 (22) 出願日 平成24年5月18日 (2012.5.18)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100159651
 弁理士 高倉 成男
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

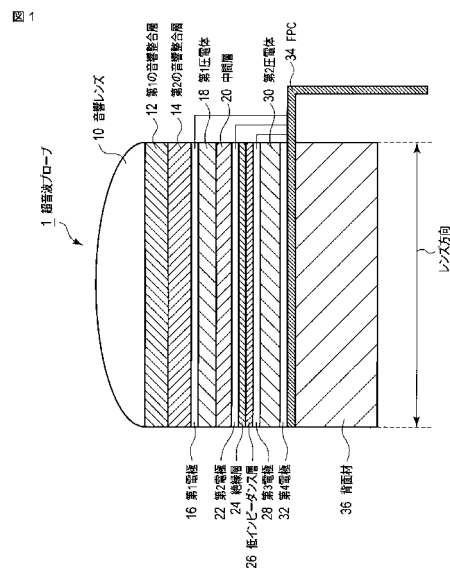
(54) 【発明の名称】 超音波プローブおよび超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 広帯域でかつ高感度な2周波プローブを提供すること。

【解決手段】 本実施形態に係る超音波プローブ1は、第1圧電体18と、前記第1圧電体18よりも大きい音響インピーダンスを有する第2圧電体30と、前記第1圧電体18と前記第2圧電体30との間に設けられ、前記第1圧電体18よりも大きい音響インピーダンスを有する中間層20と、を具備することを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の第 1 圧電体と、
前記第 1 圧電体よりも大きい音響インピーダンスを有する複数の第 2 圧電体と、
前記第 1 圧電体と前記第 2 圧電体との間に設けられ、前記第 1 圧電体よりも大きい音響インピーダンスを有する中間層と、
を具備することを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記中間層は、前記第 1 圧電体により発生される超音波の波長の 4 分の 1 で前記第 1 圧電体を振動させるための所定の厚みを有すること、
を特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

10

【請求項 3】

前記中間層と前記第 2 圧電体との間に設けられ、前記中間層の音響インピーダンスおよび前記第 2 圧電体の音響インピーダンスより低い音響インピーダンスを有する層をさらに具備すること、
を特徴とする請求項 1 乃至請求項 2 のうちいずれか一項に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記中間層と前記第 2 圧電体との間に絶縁層をさらに具備し、
前記中間層は導電性を有すること、
を特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

20

【請求項 5】

前記中間層は、絶縁性を有すること、
を特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のうちいずれか一項に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記中間層の背面側に設けられた背面電極と前記第 2 圧電体の超音波放射面側に設けられた前面電極とは絶縁されていること、
を特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記第 1、第 2 圧電体の超音波放射面側の電極と超音波診断装置本体に接続されるケーブルとの間に設けられ、前記超音波放射面側の電極に対する前記ケーブルへの接続を切り換える接続切換部をさらに具備すること、
を特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

30

【請求項 8】

第 1 圧電体よりも大きい音響インピーダンスを有する中間層に、前記第 1 圧電体を積み重ねた圧電積層体と、
前記圧電積層体の背面側に配置され、前記第 1 圧電体よりも大きい音響インピーダンスを有する第 2 圧電体と、
を具備することを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 9】

超音波プローブと、
前記超音波プローブを介して被検体に超音波を送信する送信部と、
前記超音波プローブを介して前記被検体からの超音波エコーを受信する受信部と、
前記受信部の出力に基づいて画像データを発生する画像発生部と、
前記超音波の送受信を選択的に実行するために、前記超音波プローブを制御する制御部とを具備し、
前記超音波プローブは、
複数の第 1 圧電体と、
前記第 1 圧電体よりも大きい音響インピーダンスを有する複数の第 2 圧電体と、
前記第 1 圧電体と前記第 2 圧電体との間に設けられ、前記第 1 圧電体よりも大きい音響インピーダンスを有する中間層と、

40

50

前記第1、第2圧電体の超音波放射面側の電極と超音波診断装置本体に接続されるケーブルとの間に設けられ、前記超音波放射面側の電極に対する前記ケーブルへの接続を切り換える接続切換部と有し、

前記制御部は、予め設定された超音波の送受信モードに従って前記接続切換部を制御すること、

を特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、圧電振動子を2層にした超音波プローブおよび圧電振動子を2層にした超音波プローブを有する超音波診断装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

被検体内を超音波で走査し、被検体内で発生した反射波により生成した受信信号に基づいて、当該被検体の内部状態を画像化する超音波診断装置がある。このような超音波診断装置は、超音波プローブを介して被検体内に超音波を送信する。超音波診断装置は、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる反射波を、超音波プローブを介して受信する。超音波診断装置は、受信した反射波に基づいて、受信信号を生成する。

【0003】

超音波プローブは、送信信号（駆動電圧）に基づいて、超音波プローブ内の圧電体を振動させる。超音波プローブには、圧電体の振動により超音波を発生し、反射波を受けて電圧信号を生成する圧電体が、走査方向（アレイ方向）に複数個、配設されている。

20

【0004】

超音波プローブの主な構成は、例えば図9に示すように、圧電体と、音響整合層と、音響レンズと、フレキシブルプリント基板（Flexible Printed Circuits：以下、FPCと呼ぶ）と、背面材とを有する。圧電体は、送信信号により超音波を発生する。音響整合層は、圧電体と被検体との間の音響インピーダンスの不整合を緩和するために、圧電体から被検体接触面側に向かって設けられる。音響レンズは、圧電体で発生された超音波を収束させる。FPCは、圧電体の背面側に設けられる。FPCは、超音波プローブと超音波診断装置を電氣的に接続するケーブル内に格納される。FPCは、超音波診断装置本体で発生された送信信号を圧電体に、圧電体により発生された電圧信号を超音波診断装置本体に伝送するための配線を有する。背面材は、圧電体により発生された超音波のうち背面側に伝搬した超音波の振動成分を減衰し、吸収する。背面材は、圧電体の余分な振動を抑える。

30

【0005】

また、図10に示すように、圧電体の背面側に中間層を有し、圧電体に厚み振動を発生させて超音波を送受信する超音波プローブがある。この中間層の音響インピーダンスは圧電体の音響インピーダンスよりも高い。中間層の材料としては、金、鉛、タンゲステン、水銀、サファイヤなどがある。従来の中間層がない超音波プローブにおいて、超音波放射側と背面材側とに超音波が伝搬する。図10に示すように、圧電体より大きい音響インピーダンスを有する中間層が存在すると、背面材側に超音波を伝搬させないため、超音波放射側から放射される超音波のエネルギーを高めることができる。

40

【0006】

一方、超音波診断装置では、1つの超音波プローブでより広範囲（広帯域）の診断、部位観察ができることが望まれている。その解決方法の1つとして、1つの超音波プローブにおいて圧電体を2層構造にした、いわゆる2周波プローブが知られている。たとえば、図11に示すように、2つの圧電体の分極方向を変えて積層し、駆動させる超音波プローブがある。あるいは、画像診断用の超音波ビームと治療や計測のための超音波ビームの2つを送受信する場合もある。

【0007】

50

しかしながら、2周波プローブにおいて、超音波放射面に近い圧電体（第1の圧電体）を駆動する場合、第1の圧電体の背面側に設けられたもう1つの圧電体（第2の圧電体）により音響整合が乱れ、音響性能が低下する。

【0008】

逆に、第2の圧電体を駆動する場合、第2の圧電体の前面から音響放射面までの音路内に、音響インピーダンスの高い第1の圧電体が設けられるため、音響整合が乱れ、音響性能が低下する。いずれの場合においても、2層化された圧電体による音響性能は、音響整合が乱れることにより、低下する。

【0009】

一般に、第1の圧電体は高周波用に、第2の圧電体は低周波用に設計されることが多い。このとき、第1の圧電体は、第2の圧電体による影響を相対的に強く受ける。このため、特に高周波の音響性能は、低周波の音響性能の低下に比べて、より大きく低下する。さらに、第2の圧電体の背面側に中間層が設けられた場合、第1の圧電体による超音波の発生に対して第2の圧電体と中間層とは負荷となるため、第1の圧電体から発生される超音波は、音響的に劣化する。

【0010】

以上のことから、2周波プローブにおいて、圧電振動子の性能の限界により、低周波から高周波まで（例えば、2MHzから10MHzまで）の広帯域で、高感度特性を得ることが難しい問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特開昭53-25390号公報

【特許文献2】特開2007-244638号公報

【特許文献3】特開2005-103193号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

目的は、広帯域でかつ高感度な2周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】

【0013】

本実施形態に係る超音波プローブは、第1圧電体と、前記第1圧電体よりも大きい音響インピーダンスを有する第2圧電体と、前記第1圧電体と前記第2圧電体との間に設けられ、前記第1圧電体よりも大きい音響インピーダンスを有する中間層と、を具備することを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】図1は、第1の実施形態に係り、1次元アレイプローブにおいて、レンズ方向に沿った断面の一例を示す断面図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係り、周波数に対する感度の分布に関する計算結果の一例を示す図である。

【図3】図3は、第1の実施形態の第1の変形例に係り、1次元アレイプローブにおいて、アレイ方向に沿った断面の一例を示す断面図である。

【図4】図4は、第1の実施形態の第2の変形例に係り、1次元アレイプローブにおいて、レンズ方向に沿った断面の一例を示す断面図である。

【図5】図5は、第1の実施形態の第3の変形例に係り、1次元アレイプローブにおいて、アレイ方向に沿った断面の一例を示す断面図である。

【図6】図6は、第1の実施形態の第4の変形例に係り、第1、第2圧電体の電極に接続される回路の一例を示す図である。

【図7】図7は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成の一例を示す構成図である

10

20

30

40

50

。

【図 8】図 8 は、第 2 の実施形態に係り、超音波プローブの回路と装置本体の構成要素との関係の一例を示す図である。

【図 9】図 9 は、従来に係る超音波プローブの断面を示す図である。

【図 10】図 10 は、従来に係る超音波プローブの断面を示す図である。

【図 11】図 11 は、従来に係る超音波プローブの断面を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、図面を参照しながら本実施形態を説明する。なお、以下の説明において、略同一の構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

10

【0016】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、1次元アレイプローブにおいて、レンズ方向に沿った断面の一例を示す断面図である。第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 は、1次元アレイプローブである。レンズ方向とは、超音波プローブ 1 が 1次元アレイプローブである場合、第 1 圧電体 18、および第 2 圧電体 30 の長軸方向である。レンズ方向に直交し、かつ第 1 圧電体 18、および第 2 圧電体 30 が配列される方向をアレイ方向（アジマス方向ともいう）と呼ぶ。

【0017】

なお、本実施形態は、アレイ方向に配列された複数の圧電体の数より少ない数で、複数の圧電体をエレベーション方向（レンズ方向）について分割した 1.5次元アレイプローブであってもよい。また、本実施形態は、アジマス方向（アレイ方向）とエレベーション方向とに 2次元状に配列された複数の圧電体を有する 2次元アレイプローブであってもよい。また、圧電体は、超音波放射方向に沿って、複数積層されていてもよい。以下、説明を簡便にするため、圧電体は 2層構造であるものとする。

20

【0018】

超音波プローブ 1 は、音響レンズ 10、第 1 の音響整合層 12、第 2 の音響整合層 14、第 1 電極 16、第 1 圧電体 18、中間層 20、第 2 電極 22、絶縁層 24、低インピーダンス層 26、第 3 電極 28、第 2 圧電体 30、第 4 電極 32、フレキシブルプリント基板（Flexible Printed Circuit：以下、FPC と呼ぶ）34、

30

背面材 36 を有する。

【0019】

音響レンズ 10 は、後述する第 1 圧電体 18、および第 2 圧電体 30 で発生された超音波を、レンズ方向に対して収束させる機能を有する。なお、音響レンズ 10 は、第 1 圧電体 18、および第 2 圧電体 30 で発生された超音波をアレイ方向に収束させる機能を有していてもよい。音響レンズ 10 は、単焦点レンズである。なお、第 1 圧電体 18、および第 2 圧電体 30 が超音波放射方向に対して凹型の形状を有する場合、音響レンズ 10 は、省略されてもよい。なお、音響レンズ 10 は、複焦点レンズであってもよい。

【0020】

第 1 の音響整合層 12 および第 2 の音響整合層 14 は、音響レンズ 10 の背面側に設けられる。第 1 の音響整合層 12 は、音響レンズ 10 の背面に設けられる。第 2 の音響整合層 14 は、第 1 の音響整合層 12 の背面に設けられる。なお、音響整合層は、1層であってもよい。また、音響整合層は、3層以上であってもよい。第 1 の音響整合層 12 および第 2 の音響整合層 14 における音速、厚さ、音響インピーダンス等の物理的パラメータを調整することで、被検体と第 1 圧電体 18 との音響インピーダンスの整合、および被検体と第 2 圧電体 30 との音響インピーダンスの整合を図ることができる。

40

【0021】

アレイ方向に配列された複数の第 1 圧電体 18 に共通する前面電極（以下、第 1 電極と呼ぶ）16 は、第 1 圧電体 18 と第 2 の音響整合層 14 との間、すなわち第 1 圧電体 18 の超音波放射面（以下、前面と呼ぶ）側に設けられる。第 1 電極 16 は、電氣的配線を介

50

して、後述するFPC34における第1接地用配線に接続される。なお、第2の音響整合層14が導体である場合、第1電極16は、第1の音響整合層12と第2の音響整合層14との間に設けられてもよい。また、第1の音響整合層12と第2の音響整合層14とが導体である場合、第1電極16は、第1の音響整合層12の前面側に設けられてもよい。

【0022】

第1圧電体18は、レンズ方向を長軸、アレイ方向を短軸として、矩形上に成形された特定の圧電セラミックスからなる。第1圧電体18は、図示していない超音波診断装置における送信部により発生された駆動信号により、後述する第2圧電体30で発生される超音波の周波数より高い周波数（以下、第1周波数と呼ぶ）を有する超音波（以下、第1の超音波と呼ぶ）を発生する。

10

【0023】

第1圧電体18は、被検体に関する物質により反射された超音波を受けて、エコー信号（電気信号）を発生する。発生されたエコー信号は、図示していない超音波診断装置に供給される。第1圧電体18は、後述する中間層20により第1周波数に対応する第1波長の略4分の1（以下、1/4波長と呼ぶ）で振動する。

【0024】

中間層20は、第1圧電体18の背面に設けられる。中間層20の音響インピーダンスは、第1圧電体18の音響インピーダンスより大きい。以下、中間層20は、導体として説明する。中間層20の材料は、例えば、金、鉛、タングステン合金（Tungsten Carbide：タングステンカーバイド）などである。なお、中間層20は、絶縁体であってもよい。中間層20が絶縁体である場合、中間層20の材料は、例えば、炭化珪素、酸化アルミニウム（例えば、サファイア）などである。なお、中間層20は、後述する第2圧電体30の背面側にさらに設けられてもよい。また、中間層20の音響インピーダンスは、後述する第2圧電体より高いまたは低い音響インピーダンスを有していてもよい。本実施形態では、説明を簡便にするため、中間層20は、1層であるものとする。

20

【0025】

中間層20は、第1圧電体18を1/4波長で振動させるための所定の厚みを有する。所定の厚みとは、例えば、後述する第2圧電体30から放射される超音波の周波数（以下、第2周波数と呼ぶ）に対応する第2波長の0.5%乃至5%の長さである。中間層20の厚みの下限が第2波長の0.5%となる理由は、この厚みより薄い場合、第1圧電体18を1/4波長で振動させることができないからである。すなわち、第1圧電体18と中間層20との境界を第1圧電体18の振動において固定端にすることができないからである。また、中間層20の厚みの上限が第2波長の5%となる理由は、この厚みより厚い場合、後述する第2圧電体30の振動が抑制されるからである。すなわち、第2波長の5%の厚みは、第2圧電体30により発生された超音波の音響特性に対して、影響が現れない限界の厚さである。

30

【0026】

なお、第1圧電体18と中間層20とは、一体化された圧電積層体であってもよい。この時、具体的には、中間層20の前面に第1圧電体18が積層される。

【0027】

第1圧電体18に関する背面電極（以下、第2電極と呼ぶ）22は、中間層20と後述する絶縁層24との間、すなわち中間層20の背面に設けられる。第2電極22は、電氣的配線を介して、後述するFPC34における入出力信号用配線に接続される。なお、中間層20が絶縁体である場合、第2電極22は、第1圧電体18と中間層20との間、すなわち第1圧電体18の背面に設けられる。第2電極22は、複数の第1圧電体各々に対して設けられる。中間層20が絶縁体である場合の圧電積層体において、第2電極22は、第1圧電体18と中間層20との間に設けられる。

40

【0028】

絶縁層24は、第2電極22の背面に設けられる。なお、中間層20が絶縁体である場合、絶縁層24は不要となる。絶縁層24は、例えば、音響インピーダンスが比較的小さ

50

いポリイミド膜である。

【0029】

低インピーダンス層26は、絶縁層24の背面に設けられる。中間層20が絶縁体である場合、絶縁層24は不要となるため、低インピーダンス層26は、中間層20の背面に設けられる。低インピーダンス層26の音響インピーダンスは、中間層20の音響インピーダンスおよび第2圧電体30の音響インピーダンスより小さい。なお、低インピーダンス層26は、省略することも可能である。

【0030】

アレイ方向に配列された複数の第2圧電体30に共通する前面電極(以下、第3電極と呼ぶ)28は、低インピーダンス層26の背面、すなわち、後述する第2圧電体30の前面に設けられる。第3電極28は、電氣的配線を介して、後述するFPC34における第2接地用配線に接続される。第3電極28は、第2電極22と絶縁される。

10

【0031】

なお、低インピーダンス層26が省略される場合、第3電極28は、絶縁層24の背面に設けられる。加えて、中間層20が絶縁体である場合、第3電極28は、中間層20の背面に設けられる。

【0032】

第2圧電体30は、レンズ方向を長軸、アレイ方向を短軸として、矩形上に成形された特定の圧電セラミックスからなる。第2圧電体30は、図示していない超音波診断装置における送信部により発生された駆動信号により、第2周波数を有する超音波(以下、第2の超音波と呼ぶ)を発生する。第2圧電体30は、被検体に関する物質により反射された超音波を受けて、エコー信号を発生する。発生されたエコー信号は、図示していない超音波診断装置に供給される。

20

【0033】

第2圧電体30に関する背面電極(以下、第4電極と呼ぶ)32は、第2圧電体20の背面に設けられる。第4電極32は、電氣的配線を介して、後述するFPC34における入出力信号用配線に接続される。

【0034】

FPC34は、第4電極32の背面に設けられる。FPC34の前面には第1、第2接地用配線が設けられる。第1接地用配線は、第1電極16を接地するために設けられる配線である。第2接地用配線は、第3電極28を接地するために設けられる配線である。FPC34の背面には、入出力信号用配線が設けられる。入出力信号用配線は、第1圧電体18および第2圧電体30各々に対して設けられる。すなわち、入出力信号用配線は、複数の第1、第2圧電体各々に対して設けられる。入出力信号用配線と、第2電極22とは、FPC34のベースの設けられたスルーホールを介して電氣的に接続される。入出力信号用配線と、第4電極30とは、FPC34のベースの設けられたスルーホールを介して電氣的に接続される。

30

【0035】

背面材36は、FPC34の背面に設けられる。背面材36は、FPC34、第4電極32、第2圧電体30、第3電極28、低インピーダンス層26、絶縁層24、第2電極22、中間層20、第1圧電体18、第1電極16、第2の音響整合層14、第1の音響整合層12、音響レンズ10を支持する。背面材36は、第1圧電体18および第2圧電体30で発生される超音波パルスを短くするために、第1圧電体18と第2圧電体30とを制動する。背面材36の厚さは、音響特性を良好に維持するため、発生される超音波の波長に対して十分な厚さ、すなわち背面方向へ伝搬する超音波が十分に減衰する厚さに設定される。

40

【0036】

図2は、本実施形態に係り、周波数に対する感度の分布に関する計算結果(周波数スペクトラム)の一例を示す図である。図2の横軸は、本超音波プローブ1により発生される超音波(送信超音波)の周波数(MHz単位)を示している。図2における縦軸は、送信

50

超音波の周波数ごとの音圧強度（デシベル d B）を示している。計算条件は、以下の通りである。第 1 周波数は、約 10 MHz である。第 2 周波数は、約 3 MHz である。計算に用いられた超音波プローブ 1 の構造は、図 1 において、低インピーダンス層 26 を有しない構造である。

【0037】

図 2 における従来例の計算結果は、図 1 に記載の超音波プローブの構造を有する。図 2 における第 1 圧電体 18 の送信中心周波数は、約 10 MHz である。図 2 における第 2 圧電体 30 の送信中心周波数は、約 3 MHz である。

【0038】

図 2 において、第 2 圧電体 30 に関する第 2 の超音波の音響特性は、大きく劣化していない。すなわち、第 2 圧電体 30 の音響特性において、中間層 20 による悪影響はない。図 2 における第 1 圧電体 18 に関する第 1 の超音波の音響特性は、従来に比べて広帯域となり、かつ高感度となっている。

10

【0039】

（第 1 の変形例）

第 1 の実施形態との相違は、アレイ方向に配列される複数の第 1 圧電体 18 の配列間隔と、アレイ方向に配列される複数の第 2 圧電体 30 の配列間隔とが異なることにある。

【0040】

図 3 は、第 1 の変形例に係り、1 次元アレイプローブにおいて、アレイ方向に沿った断面の一例を示す断面図である。図 3 において、絶縁層 24 の背面の低インピーダンス層 26、第 2 の音響整合層 14、第 1 の音響整合層 12、音響レンズ 10 は、図示していない。隣接する 2 つの第 1 圧電体 18 の間と隣接する 2 つの第 2 圧電体 18 の間とは、絶縁性の接着剤 37 が設けられる。図 3 に示すように、アレイ方向において、第 1 圧電体 18 の配列間隔 a は、第 2 圧電体 30 の配列間隔 b より短い。

20

【0041】

（第 2 の変形例）

第 1 の実施形態および第 1 の変形例との相違は、レンズ方向において、第 1 圧電体 18 の長さ c と、第 2 圧電体 30 の長さ d とが異なることにある。

【0042】

図 4 は、第 2 の変形例に係り、1 次元アレイプローブにおいて、レンズ方向に沿った断面の一例を示す断面図である。図 4 において、絶縁層 24 の背面の低インピーダンス層 26 は、図示していない。図 4 に示すように、レンズ方向の端部分において、第 2 の音響整合層 14 と第 3 電極 28 との間には、絶縁性の接着剤 37 が設けられる。図 4 に示すように、レンズ方向において、第 1 圧電体 18 の長さ c は、第 2 圧電体 30 の長さ d より短い。これにより、複数の第 1 圧電体による口径（以下、第 1 口径と呼ぶ）は、複数の第 2 圧電体による口径（以下第 2 口径と呼ぶ）と異なる口径となる。

30

【0043】

（第 3 の変形例）

第 1 の実施形態および第 1、第 2 の変形例との相違は、レンズ方向において、第 1 電極 16 および第 2 電極 22 の長さ e と、第 3 電極 28 および第 4 電極 32 の長さ f とが異なることにある。

40

【0044】

図 5 は、第 3 の変形例に係り、1 次元アレイプローブにおいて、アレイ方向に沿った断面の一例を示す断面図である。図 5 において、絶縁層 24 の背面の低インピーダンス層 26 は、図示していない。図 5 に示すように、レンズ方向の端部分において、中間層 20 と第 3 電極 28 との間には、絶縁性の接着剤 37 が設けられる。図 5 に示すように、レンズ方向において、第 1 電極 16 および第 2 電極 22 の長さ e は、第 3 電極 28 および第 4 電極 32 の長さ f より短い。これにより、複数の第 1 圧電体による電極の口径（以下、第 1 電極口径と呼ぶ）は、複数の第 2 圧電体による電極の口径（以下、第 2 電極口径と呼ぶ）と異なる電極口径となる。第 1 電極口径と第 2 電極口径との違いは、実質的に第 1 口径と

50

第 2 口径との違いに対応する。

【 0 0 4 5 】

(第 4 の変形例)

第 1 の実施形態および第 1 乃至第 3 の変形例との相違は、第 1 接地用配線とケーブルとの間と、第 2 接地用配線とケーブルとの間とに、接地との接続を切り換える接続切換部をさらに有することにある。

【 0 0 4 6 】

図 6 は、第 4 の変形例に係り、第 1 乃至第 4 電極に接続される回路の一例を示す図である。

ケーブル 3 8 は、図示していない超音波診断装置などに接続される。

10

【 0 0 4 7 】

接続切換部 4 0 は、第 1 電極 1 6 に接続された第 1 接地用配線とケーブル 3 8 との間と、第 3 電極 2 8 に接続された第 2 接地用配線とケーブル 3 8 との間とに設けられる。接続切換部 4 0 は、図示していない超音波診断装置からの制御信号に従って、第 1 接地用配線に対するケーブル 3 8 への接続の切り換えを実行する。接続切換部 4 0 は、図示していない超音波診断装置からの制御信号に従って、第 2 接地用配線に対するケーブル 3 8 への接続の切り換えを実行する。

【 0 0 4 8 】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本実施形態の超音波プローブ 1 によれば、第 1 圧電体 1 8 よりも大きい音響インピーダンスを有する中間層 2 0 を、第 1 圧電体 1 8 よりも大きい音響インピーダンスを有する第 2 圧電体 3 0 と第 1 圧電体 1 8 との間に設けることができる。中間層 2 0 の厚みは、第 2 の超音波の波長の 0 . 5 % 乃至 5 % の間にすることができる。

20

【 0 0 4 9 】

本実施形態の超音波プローブ 1 の構造により、第 1 圧電体 1 8 の前面から放射され、被検体へ送信される超音波のエネルギー効率を向上させることができる。すなわち、第 2 の超音波の音響特性を劣化させることなく、第 1 の超音波の音響特性を向上させることができる。具体的には、第 2 の超音波の音響特性 (低周波特性) は維持され、第 1 の超音波の音響特性は、より広帯域かつより高感度となる。また、中間層 2 0 は、第 1 圧電体 1 8 の振動を抑制し、かつ第 2 の超音波に対する音響的影響を少なくすることができる。

30

【 0 0 5 0 】

また、圧電積層体の背面に低インピーダンス層 2 6 を設けることで、第 2 圧電体 3 0 を音響整合層として機能させないようにするこれにより、圧電積層体のから発生する超音波 (第 1 の超音波) の音響特性の劣化を低減することができる。加えて、圧電積層体による第 1 の超音波の周波数を第 2 の超音波の周波数より高くすることにより、第 2 の超音波に対する圧電積層体の音響的負荷などの影響を低減することができる。

【 0 0 5 1 】

加えて、本実施形態によれば、中間層 2 0 が導体である場合、第 1 圧電体 1 8 と第 2 圧電体 3 0 との間に、第 2 電極 2 2 と第 3 電極 2 8 とを絶縁するために、絶縁層 2 4 を設けることも可能である。また、第 1 接地用配線とケーブル 3 8 との間と、第 2 接地用配線とケーブル 3 8 との間とに接続切換部 4 0 をさらに設けられてもよい。これらにより、第 1 圧電体 1 8 と第 2 圧電体 3 0 とのうち少なくとも一方を用いて、超音波を送受信させることが可能となる。

40

【 0 0 5 2 】

さらに、本実施形態によれば、音響レンズ 1 0 として複焦点レンズを適用することができる。これにより、第 1 周波数と第 2 周波数とを用いて、被検体に対する走査領域の浅部から深部まで広い領域で高分解能な超音波の送受信を実行することができる。

【 0 0 5 3 】

また、本実施形態によれば、アレイ方向における複数の第 1 圧電体 1 8 の配列間隔を、複数の第 2 圧電体 3 0 の配列間隔と異なる配列間隔にすることも可能である。また、本実

50

施形態によれば、第1口径を第2口径より小さい口径にすること、または、第1電極口径を第2電極口径より小さい電極口径にすることも可能である。例えば、複数の第1圧電体18に関する音響的な実効口径を、複数の第2圧電体30に関する音響的な実効口径より小さくすることができる。これにより、被検体に送信される超音波のビーム幅を細くすることができ、高分解能な超音波画像の発生に寄与することができる。特に、複数の第1圧電体18に関する物理的な口径と複数の第2圧電体30に関する物理的な口径とが同じ口径であっても、第1、第2電極のアレイ方向の幅を第3、第4電極のアレイ方向の幅に比べて小さくすることで実行口径の違いを実現できるため、2周波プローブの製造コストを低減することができる。

【0054】

(第2の実施形態)

第2の実施形態は、第1の実施形態の第4の変形例の超音波プローブを有する超音波診断装置に関する。

図7は、第2の実施形態に係る超音波診断装置100の構成の一例を示す構成図である。図7に示すように、超音波診断装置100は、超音波プローブ1、装置本体110、モニタ128、装置本体110に接続され操作者からの各種指示・命令・情報を装置本体110に取り込むための入力装置130を有する。加えて、本超音波診断装置100には、心電計、心音計、脈波計、呼吸センサに代表される図示していない生体信号計測部およびネットワークが、後述するインターフェース部124を介して接続されてもよい。

【0055】

図8は、第2の実施形態に係り、超音波プローブ1における第1乃至第4電極とケーブル38との間の回路と装置本体110の構成要素との関係の一例を示す図である。

【0056】

本実施形態における超音波診断装置100によれば、後述する接続切換部40を制御することにより、例えば、第2圧電体30により発生された第2の超音波で、被検体Pを高感度で走査し、ついで、第1圧電体18により発生された第1の超音波で、被検体Pを高分解能で走査すること(以下、高感度高分解能モードと呼ぶ)が可能である。なお、第1圧電体(または圧電積層体)18と、第2圧電体30とを同時に駆動することにより、広帯域な超音波の送受信を実行すること(以下、広帯域モードと呼ぶ)も可能である。

【0057】

また、本超音波診断装置1は、組織ハーモニックイメージング(Tissue Harmonic Imaging)、造影ハーモニックイメージング(Contrast Harmonic Imaging)などの高調波を用いた超音波イメージング(以下、高調波イメージングと呼ぶ)に適用可能である。高調波イメージングでは、超音波の送信は、第2圧電体30を駆動することにより実行される。超音波の受信は、第1圧電体18で実行される。さらに、高調波イメージングでは、超音波の受信信号のうち、3次の高調波成分を用いて、超音波画像を発生することも可能である。以下、高周波イメージングに関する超音波の送受信モードを、HI(Harmonic Imaging)モードと呼ぶ。以下のBモード処理部116の説明においては、HIモードに関して説明する。なお、Bモード処理部116は、通常のBモード処理を実行する事も可能である。

【0058】

超音波プローブ1は、ケーブル38を介して装置本体110に接続される。超音波プローブ1は、圧電セラミックス等の音響/電気可逆的変換素子としての複数の圧電体(複数の第1圧電体18、複数の第2圧電体30)を有する。以下、説明を簡単にするために、一つの圧電体が一チャンネルを構成するものとして説明する。複数の圧電体各々は、後述する送信部112のパルサ1121から供給される電圧信号(駆動信号)に応答して超音波を発生する。複数の圧電体各々は、被検体の生体組織で反射された超音波エコーの受信に応答して、エコー信号を発生する。

【0059】

以下、説明を簡便にするために、第1圧電体の中心周波数 f_1 (第1周波数)は、第2

10

20

30

40

50

圧電体の中心周波数 f_2 (第2周波数) の2倍 ($f_1 = 2 \times f_2$) であるものとする。なお、第1周波数 f_1 は第2周波数の3倍 ($f_1 = 3 \times f_2$) であってもよい。

【0060】

中間層20は、第1圧電体18よりも大きい音響インピーダンスを有する。中間層20は、第1圧電体18と、第1圧電体18よりも大きい音響インピーダンスを有する第2圧電体30との間に設けられる。

【0061】

ケーブル38は、接地用配線と、入出力信号用配線と、後述する制御プロセッサ126からの制御信号を接続切換部40へ伝送するための信号線とを有する。

【0062】

接続切換部40は、第1電極16につながる接地用配線に接続されたスイッチ(以下、第1スイッチ42と呼ぶ)と、第3電極28につながる接地用配線に接続されたスイッチ(以下、第2スイッチ44と呼ぶ)とを有する。接続切換部40は、後述する制御プロセッサ(制御部)126から出力された切り換え制御信号に従って、第1接地用配線に対するケーブル38への接続の切り換えを実行する。接続切換部40は、制御プロセッサ126からの制御信号に基づいて、第2接地用配線に対するケーブル38への接続の切り換えを実行する。制御信号については、後述する制御プロセッサ126で詳述する。

【0063】

装置本体110は、送信部112、受信部114、Bモード処理部116、画像発生部118、画像合成部120、内部記憶部122、インターフェース部124、制御プロセッサ(Central Processing Unit:以下、CPUと呼ぶ)126を有する。

【0064】

送信部112は、図示していないレートパルス発生器および送信遅延回路と、パルサ1121とを有する。レートパルス発生器は、所定のレート周波数 f_{rHz} (周期: $1/f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。発生されたレートパルスは、チャンネル数に分配され、送信遅延回路に送られる。

【0065】

送信遅延回路は、複数のチャンネルごとに、送信超音波をビーム状に収束し、かつ送信指向性を決定するために必要な遅延時間(以下、送信遅延時間と呼ぶ)を、各レートパルスに与える。送信超音波の送信方向または送信遅延時間(以下、送信遅延パターンと呼ぶ)は、後述する内部記憶部122に記憶される。内部記憶部122に記憶された送信遅延パターンは、後述するCPU126により超音波の送信時に参照される。パルサ1121は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ1における第1圧電体18、第2圧電体30ごとに電圧パルス(駆動信号)を印加する。これにより、超音波ビームが被検体Pに送信される。

【0066】

受信部114は、図示していないプリアンプと、アナログデジタル(Analog to digital(以下、A/Dと呼ぶ))変換器と、受信遅延回路と、加算器とを有する。プリアンプは、超音波プローブ1を介して取り込まれた被検体Pからのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する。

【0067】

受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間(以下、受信遅延時間と呼ぶ)を与える。エコー信号の受信方向または受信遅延時間(以下、受信遅延パターンと呼ぶ)は、後述する内部記憶部122に記憶される。内部記憶部122に記憶された受信遅延パターンは、後述するCPU126により超音波の受信時に参照される。

【0068】

加算器は、遅延時間が与えられた複数のエコー信号を加算する。この加算により、受信

10

20

30

40

50

部 1 1 4 は、受信指向性に応じた方向からの反射成分を強調した受信信号 (R F (r a d i o f r e q u e n c y) 信号ともいう) を発生する。この送信指向性と受信指向性により超音波送受信の総合的な指向性が決定される。この総合的な指向性により、超音波ビーム (いわゆる「超音波走査線」) が決まる。なお、受信部 1 1 4 は、1 回の超音波送信で複数の走査線上に生じたエコー信号を同時に受信する並列受信機能を有していてもよい。

【 0 0 6 9 】

B モード処理部 1 1 6 は、包絡線検波器、対数変換器を有する。包絡線検波器は、第 2 圧電体 3 0 に関する受信信号 (以下、基本波信号と呼ぶ) および第 1 圧電体 1 8 に関する受信信号 (以下、2 次高調波信号と呼ぶ) に対して包絡線検波を実行する。包絡線検波器は、包絡線検波された信号を、後述する対数変換器に出力する。

10

【 0 0 7 0 】

対数変換器は、包絡線検波された信号に対して対数変換して弱い信号を相対的に強調する。これらの処理により、B モード処理部 1 1 6 は、基本波信号に関する B モードデータ (以下、基本 B モードデータと呼ぶ) と、2 次高調波信号に関する B モードデータ (以下、2 次高調 B モードデータと呼ぶ) とを発生する。B モード処理部 1 1 6 は、基本 B モードデータと 2 次高調 B モードデータとを、後述する画像発生部 1 1 8 に出力する。以下、基本 B モードデータと 2 次高調 B モードデータとをまとめて B モードデータと呼ぶ。

【 0 0 7 1 】

なお、B モード処理部 1 1 6 は、第 1 周波数 f_1 が第 2 周波数の 3 倍である ($f_1 = 3 \times f_2$) 場合、第 1 圧電体 1 8 に関する受信信号に基づいて、3 次高調波信号に対応する B モードデータ (以下、3 次高調 B モードデータと呼ぶ) を発生することも可能である。

20

【 0 0 7 2 】

画像発生部 1 1 8 は、図示していないデジタルスキャンコンバータ (D i g i t a l S c a n C o n v e r t e r : 以下 D S C と呼ぶ) を有する。画像発生部 1 1 8 は、D S C に対して、座標変換処理 (リサンプリング) を実行する。座標変換処理とは、例えば、B モードデータからなる超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換することである。画像発生部 1 1 8 は、座標変換処理に続けて補間処理を、D S C に対して実行する。補間処理とは、隣り合う走査線信号列における B モードデータを用いて、走査線信号列間にデータを補間する処理である。

30

【 0 0 7 3 】

画像発生部 1 1 8 は、B モードデータに対して座標変換処理と補間処理とを実行することにより、表示画像としての超音波画像を発生する。例えば、画像発生部 1 1 8 は、基本 B モードデータに基づいて、超音波画像として基本 B モード画像を発生する。画像発生部 1 1 8 は、2 次高調 B モードデータに基づいて、超音波画像として 2 次高調 B モード画像を発生する。なお、画像発生部 1 1 8 は、発生した超音波画像に対応するデータ (以下、画像データと呼ぶ) を記憶する画像メモリを有していてもよい。画像発生部 1 1 8 は、画像データを後述する画像合成部 1 2 0 に出力する。なお、画像発生部 1 1 8 は、3 次高調 B モードデータに基づいて、超音波画像として 3 次高調 B モード画像を発生することも可能である。

40

【 0 0 7 4 】

画像合成部 1 2 0 は、画像発生部 1 1 8 で発生された超音波画像に、種々のパラメータの文字情報および目盛等を合成する。画像合成部 1 2 0 は、合成された超音波画像をモニタ 1 2 8 に出力する。なお、画像合成部 1 2 0 は、図示していないシネメモリに記憶された画像を発生してもよい。この時、シネメモリに記憶された画像は、シネ表示 (ループ再生) される。

【 0 0 7 5 】

内部記憶部 1 2 2 は、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、本超音波診断装置 1 の制御プログラム、診断プロトコル、送受信条件等の各種データ群、画像発生部 1

50

18で発生された超音波画像（基本Bモード画像および2次高調Bモード画像）、後述する制御プロセッサ126で用いられるプログラムなどを記憶する。プログラムとは、例えば、高感度高分解能モード、広帯域モード、HIモードなどの超音波の送受信モードに応じて、接続切換部40における第1スイッチ42、第2スイッチ44のスイッチングを制御するためのプログラムである。

【0076】

インターフェース部124は、入力装置130、ネットワーク、図示していない外部記憶装置および生体信号計測部に関するインターフェースである。装置本体110によって得られた超音波画像等のデータおよび解析結果等は、インターフェース部124とネットワークとを介して他の装置に転送可能である。なお、インターフェース部124は、ネットワークを介して、図示していない他の医用画像診断装置で取得された被検体Pに関する医用画像を、ダウンロードすることも可能である。

10

【0077】

CPU126は、操作者により入力装置130を介して入力された送受信モード、フレームレート、被走査深度などに基づいて、内部記憶部33に記憶された送信遅延パターン、受信遅延パターンと装置制御プログラムとを読み出し、これらに従って装置本体110を制御する。

【0078】

具体的には、CPU126は、入力装置130を介して高感度高分解能モードが入力されると、被走査領域に対する第1回目の超音波送受信において、第2圧電体30を用いて超音波送受信を実行するために、送信部112と接続切換部40とを制御する。具体的には、CPU126は、第1スイッチ42をオフにし、第2スイッチ44をオンにするための制御信号を、接続切換部40に出力する。次いで、CPU126は、被走査領域に対する第2回目の超音波送受信において、第1圧電体18を用いて超音波送受信を実行するために、送信部112と接続切換部40とを制御する。具体的には、CPU126は、第2スイッチ44をオフにし、第1スイッチ42をオンにするための制御信号を、接続切換部40に出力する。

20

【0079】

また、CPU126は、入力装置130を介して広帯域モードが入力されると、第1圧電体18、および第2圧電体30を用いて超音波送受信を実行するために、送信部112と接続切換部40とを制御することも可能である。具体的には、CPU126は、第1スイッチ42および第2スイッチ44をオンまたはオフするための制御信号を、接続切換部40に出力する。

30

【0080】

さらに、CPU126は、入力装置130を介して、HIモードが入力されると、第2圧電体30を用いて超音波を送信し、第1圧電体18を用いて超音波を受信するために、送信部112と接続切換部40とを制御することも可能である。具体的には、CPU126は、超音波の送信時に第1スイッチ42をオフにし、第2スイッチ44をオンにするための制御信号を、接続切換部40に出力する。次いで、CPU126は、超音波の受信時に第2スイッチ44をオフにし、第1スイッチ42をオンにするための制御信号を、接続切換部40に出力する。

40

【0081】

モニタ128は、画像合成部120の出力に基づいて、基本Bモード画像、2次高調Bモード画像、3次高調Bモード画像などの超音波画像などを表示する。なお、モニタ128は、表示された画像に対して、ブライトネス、コントラスト、ダイナミックレンジ、補正などの調整を実行してもよい。

【0082】

入力装置130は、インターフェース部124に接続され操作者からの各種指示・命令・情報・選択・設定を装置本体110に取り込む。入力装置130は、操作者による指示に従って、高感度高分解能モード、広帯域モード、HIモードなどの送受信モードを、装

50

置本体 110 に入力する。入力された送受信モードは、CPU 126 に出力される。入力装置 130 は、図示していないトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード等の入力デバイスを有する。入力デバイスは、表示画面上に表示されるカーソルの座標を検出し、検出した座標を後述する CPU 126 に出力する。

【0083】

なお、入力デバイスは、表示画面を覆うように設けられたタッチコマンドスクリーンでもよい。この場合、入力装置 130 は、電磁誘導式、電磁歪式、感圧式等の座標読み取り原理でタッチ指示された座標を検出し、検出した座標を CPU 126 に出力する。また、操作者が入力装置 15 の終了ボタンまたはフリーズボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、装置本体 110 は一時停止状態となる。

10

【0084】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本実施形態の超音波診断装置 100 によれば、超音波プローブ 1 において、第 1 圧電体 18 よりも大きい音響インピーダンスを有する中間層 20 を、第 1 圧電体 18 よりも大きい音響インピーダンスを有する第 2 圧電体 30 と第 1 圧電体 18 との間に設けることができる。中間層 20 が導体である場合、第 1 圧電体 18 と第 2 圧電体 30 との間に、第 2 電極 22 と第 3 電極 28 とを絶縁するために、絶縁層 24 が設けられる。第 1 接地用配線とケーブル 38 との間と、第 2 接地用配線とケーブル 38 との間とに接続切換部 40 が設けられる。

20

【0085】

これらにより、本超音波診断装置 100 は、送受信モードに応じて、第 1 圧電体 18 と第 2 圧電体 30 とのうち少なくとも一方を用いて超音波送受信を実行するために、接続切換部 40 を制御することができる。すなわち、本超音波プローブ 1 は第 1 圧電体 18 と第 2 圧電体 30 とはそれぞれ独立した電極（第 1 乃至第 4 電極）を有しているため、本超音波診断装置 100 は、第 1 圧電体 18 と第 2 圧電体 30 とを独立して、送受信モードに応じて駆動することができる。1 層の圧電体では、周波数帯域を基本波の周波数帯域と高調波の周波数帯域とに弁別する必要があるため結果としてエコー信号の帯域は狭帯域となるが、本実施形態の 2 層の超音波プローブ 1 を有する本超音波診断装置 100 によれば、広帯域で高分解能な 2 次高調 B モード画像および 3 次高調 B モード画像を得ることができる。

30

【0086】

以上のことから、本超音波プローブ 1 を有する本超音波診断装置 100 によれば、広帯域でかつ高感度な超音波画像を得ることができ、超音波診断装置の性能が向上する。

【0087】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【符号の説明】

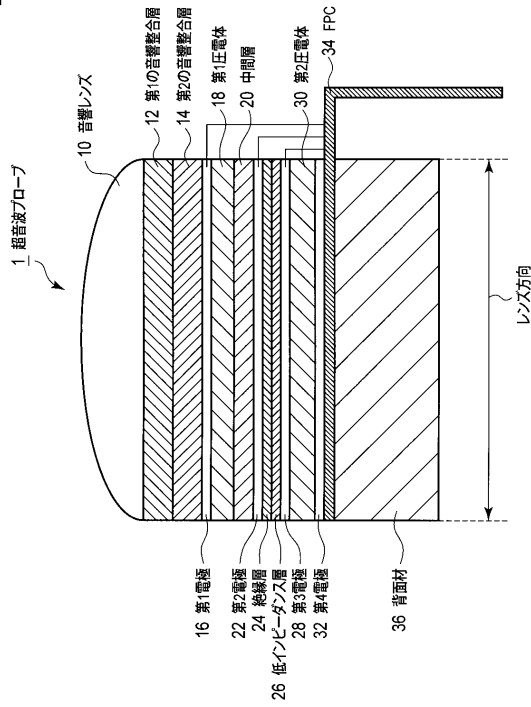
40

【0088】

1 ... 超音波プローブ、10 ... 音響レンズ、12 ... 第 1 の音響整合層、14 ... 第 2 の音響整合層、16 ... 第 1 電極、18 ... 第 1 圧電体、20 ... 中間層、22 ... 第 2 電極、24 ... 絶縁層、26 ... 低インピーダンス層、28 ... 第 3 電極、30 ... 第 2 圧電体、32 ... 第 4 電極、34 ... FPC (Flexible Printed Circuit board)、36 ... 背面材、37 ... 接着剤、38 ... ケーブル、40 ... 接続切換部、42 ... 第 1 スイッチ、44 ... 第 2 スイッチ、100 ... 超音波診断装置、110 ... 装置本体、112 ... 送信部、114 ... 受信部、116 ... B モード処理部、118 ... 画像発生部、120 ... 画像合成部、122 ... 内部記憶部、124 ... インターフェース部、126 ... 制御プロセッサ (CPU)、128 ... モニタ、130 入力装置

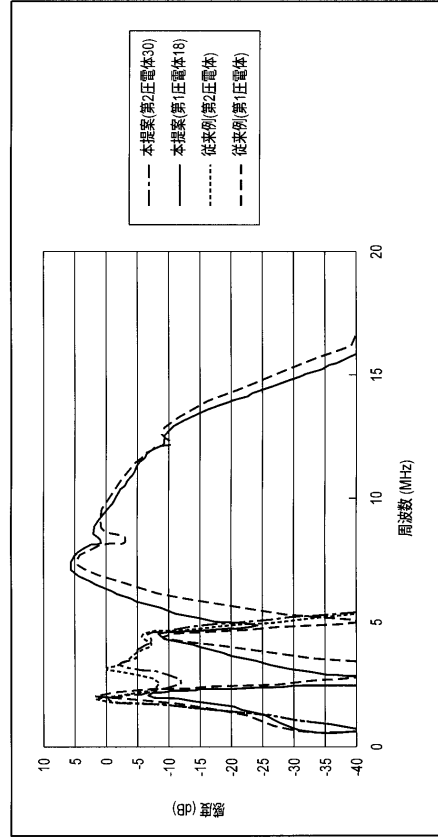
【 図 1 】

図 1



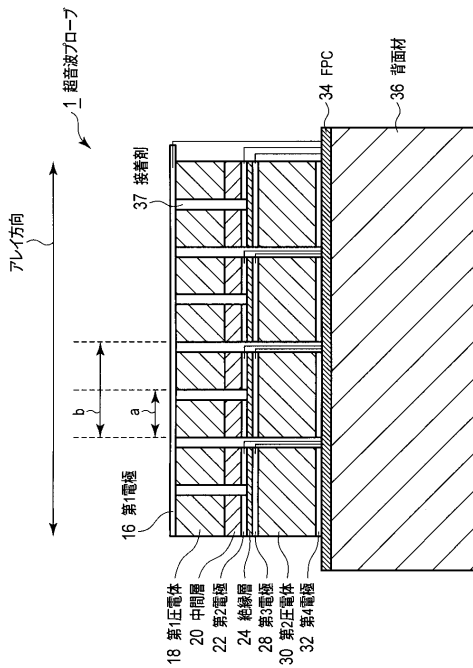
【 図 2 】

図 2



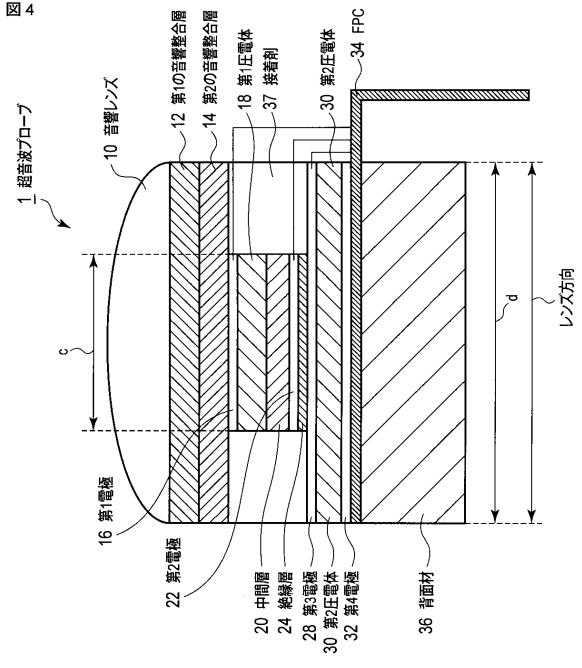
【 図 3 】

図 3

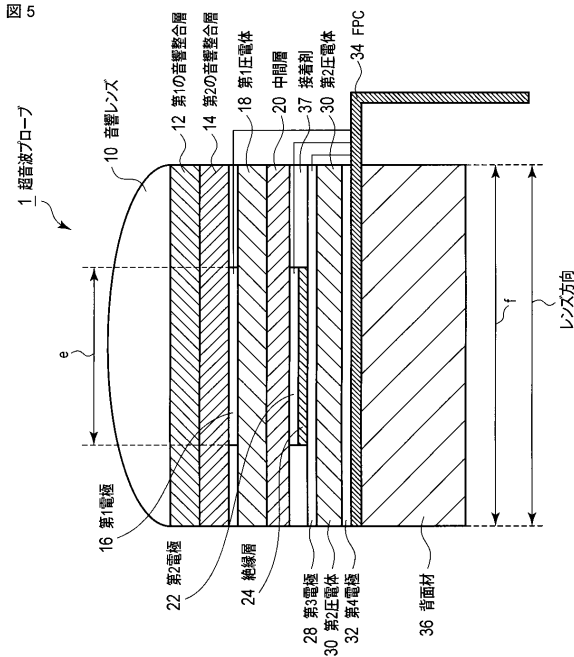


【 図 4 】

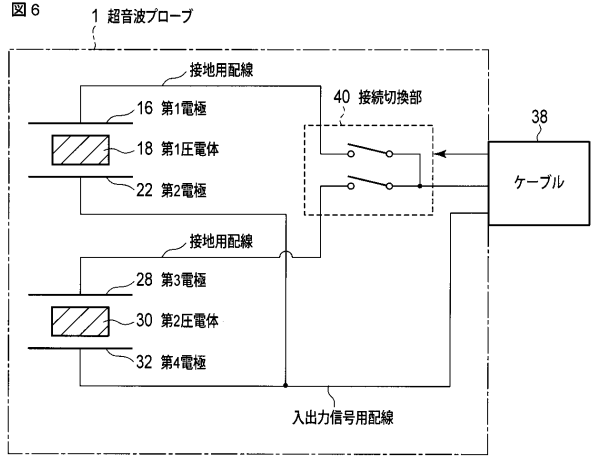
図 4



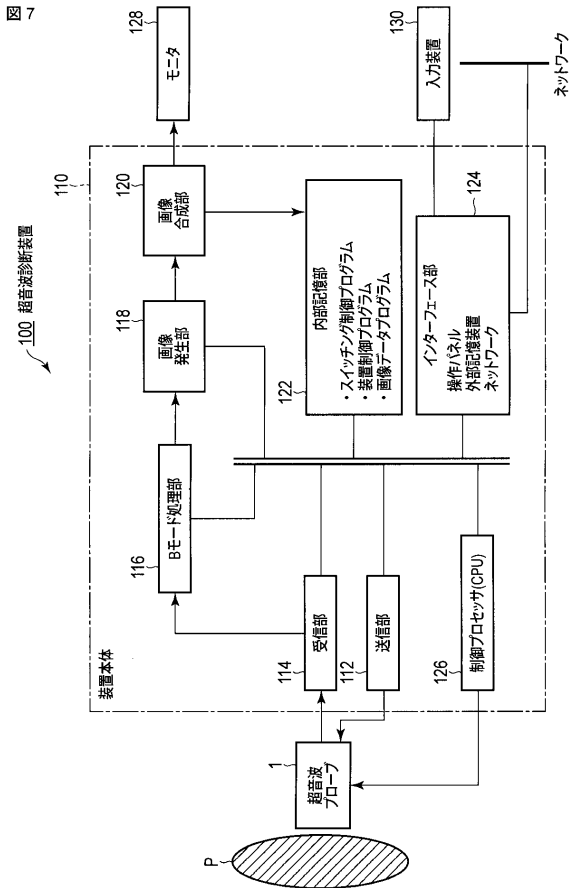
【図5】



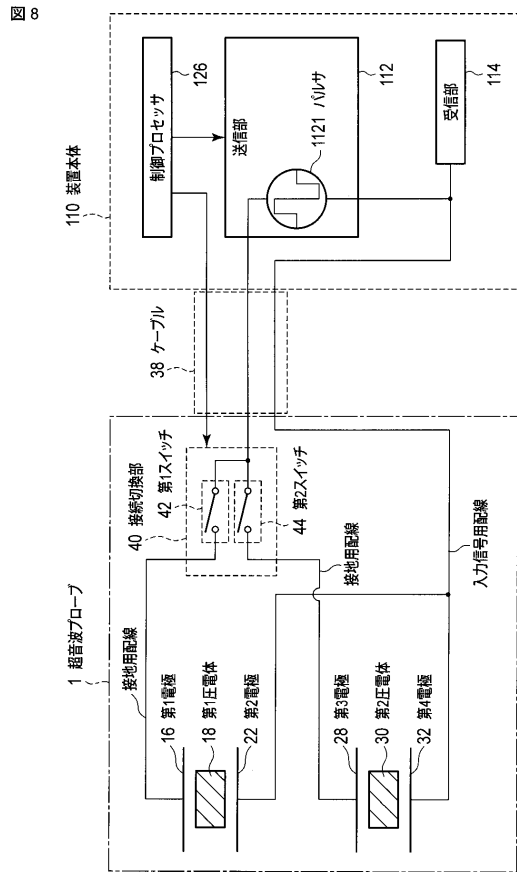
【図6】



【図7】

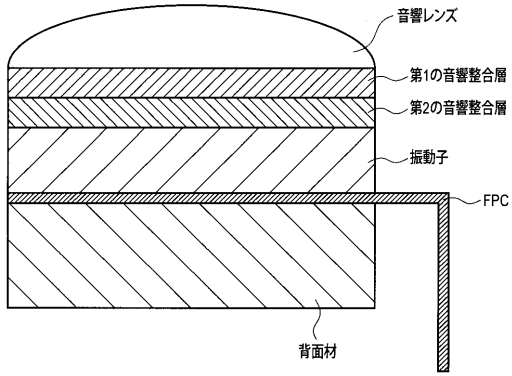


【図8】



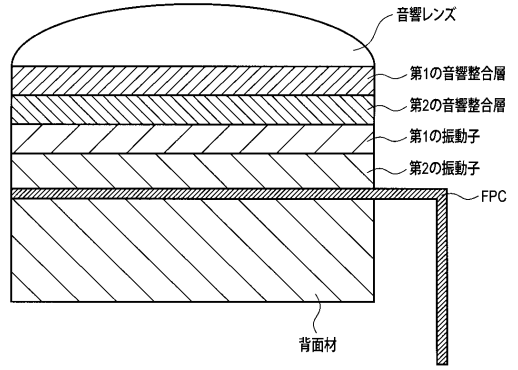
【 図 9 】

図 9



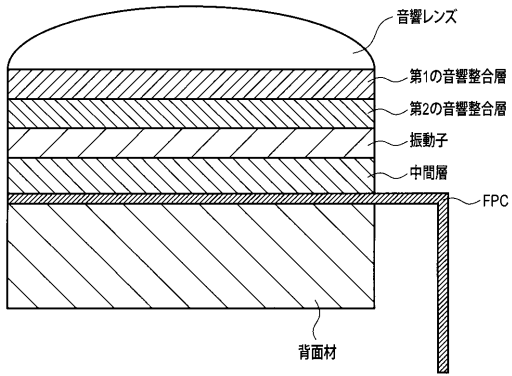
【 図 1 1 】

図 11



【 図 1 0 】

図 10



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 青木 稔
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 尾名 康裕
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 久保田 隆司
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 小作 秀樹
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- Fターム(参考) 2G047 AA12 AC13 CA01 EA01 EA05 GB02 GB32 GB34
4C601 EE01 EE03 GB41 GB43 GB50
5D019 AA09 BB02 BB18 FF04 GG02

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2013243462A	公开(公告)日	2013-12-05
申请号	JP2012114526	申请日	2012-05-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	青木 稔 尾名 康裕 久保田 隆司 小作 秀樹		
发明人	青木 稔 尾名 康裕 久保田 隆司 小作 秀樹		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00 G01N29/24		
FI分类号	H04R17/00.330.J A61B8/00 G01N29/24.502 H04R17/00.330.G H04R17/00.332.A		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/CA01 2G047/EA01 2G047/EA05 2G047/GB02 2G047/GB32 2G047/GB34 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/GB41 4C601/GB43 4C601/GB50 5D019/AA09 5D019/BB02 5D019/BB18 5D019/FF04 5D019/GG02		
代理人(译)	中村 诚 河野 直树 井上 正 冈田 隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供宽带和高灵敏度的双频探头。 解决方案：根据该实施例的超声波探头1包括第一压电体18，具有比第一压电体18的声阻抗大的声阻抗的第二压电体30，以及第一压电体18和并且，中间层设置在第一压电体和第二压电体之间，并且声阻抗大于第一压电体的声阻抗。 点域1

图 1

