

(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2019-187868

(P2019-187868A)

(43) 公開日 令和1年10月31日(2019.10.31)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2018-84741 (P2018-84741)
 (22) 出願日 平成30年4月26日(2018.4.26)

(71) 出願人 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 110001254
 特許業務法人光陽国際特許事務所
 (72) 発明者 斉藤 孝悦
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 (72) 発明者 門田 光太郎
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 BB16 EE01 EE03 GB04 GB06
 GB33 GB34 GB35 GB41 GC01
 GC11 LL17

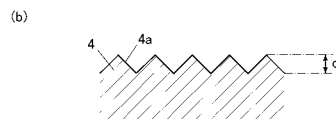
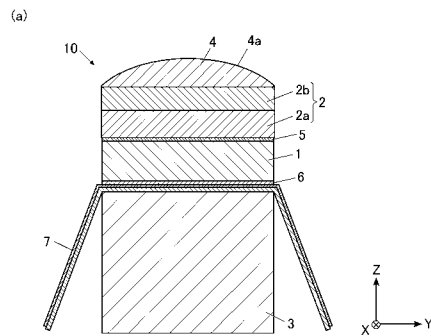
(54) 【発明の名称】 超音波探触子及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波の減衰及び不要な多重反射を小さくし、超音波画像の高感度化及び高分解能化を実現することである。

【解決手段】超音波探触子10は、超音波を被検体へ送受信する振動子1と、振動子1の被検体側に設けられた超音波伝搬部としての音響レンズ4と、を備える。音響レンズ4は、被検体と異なる音響インピーダンスを有し、かつ被検体側の表面及び振動子1側の表面の少なくとも一方に凹凸部4aを備える。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を被検体へ送受信する振動子と、
前記振動子の前記被検体側に設けられた超音波伝搬部と、を備え、
前記超音波伝搬部は、前記被検体と異なる音響インピーダンスを有し、かつ前記被検体側の表面及び前記振動子側の表面の少なくとも一方に凹凸部を備える超音波探触子。

【請求項 2】

前記超音波伝搬部は、超音波の減衰が小さい請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記超音波伝搬部は、前記被検体と異なる音響インピーダンスを有し、前記凹凸部を備える超音波伝搬部本体と、

前記超音波伝搬部本体の前記被検体側の表面上に設けられ、当該被検体と同じ又は近い音響インピーダンスを有する層部と、を備える請求項 1 又は 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記超音波伝搬部本体は、前記層部より超音波の減衰が小さい請求項 3 に記載の超音波探触子。

【請求項 5】

前記超音波伝搬部本体及び前記層部は、互いに異なる色を有する請求項 3 又は 4 に記載の超音波探触子。

【請求項 6】

前記超音波伝搬部は、凸面形状を有し、前記被検体よりも遅い音速の値を有する、又は凹面形状を有し、前記被検体よりも速い音速の値を有する請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の超音波探触子。

【請求項 7】

前記超音波伝搬部の少なくとも前記被検体側に配置された超音波伝搬媒体と、
前記振動子、前記超音波伝搬部及び前記超音波伝搬媒体を内包する音響窓材部と、を備える請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の超音波探触子。

【請求項 8】

超音波を被検体へ送受信する振動子と、
前記振動子の少なくとも前記被検体側に配置された超音波伝搬媒体と、
前記振動子及び前記超音波伝搬媒体を内包する音響窓材部と、を備え、
前記音響窓材部は、前記被検体及び前記超音波伝搬媒体と異なる音響インピーダンスを有し、かつ前記被検体側の表面及び前記振動子側の表面の少なくとも一方に凹凸部を備える超音波探触子。

【請求項 9】

前記音響窓材部及び前記超音波伝搬媒体は、超音波の減衰が小さい請求項 8 に記載の超音波探触子。

【請求項 10】

前記音響窓材部は、前記被検体と異なる音響インピーダンスを有し、前記凹凸部を備える音響窓材部本体と、

前記音響窓材部本体の前記被検体側の表面上に設けられ、当該被検体と同じ又は近い音響インピーダンスを有する層部と、を備える請求項 8 又は 9 に記載の超音波探触子。

【請求項 11】

前記振動子の前記被検体側に設けられた超音波伝搬部を備える請求項 8 から 10 のいずれか一項に記載の超音波探触子。

【請求項 12】

前記超音波伝搬部は、前記超音波伝搬媒体と異なる音響インピーダンスを有し、かつ前記超音波伝搬媒体側の表面及び前記振動子側の表面の少なくとも一方に凹凸部を備える請求項 11 に記載の超音波探触子。

【請求項 13】

10

20

30

40

50

前記凹凸部は、所定の単一の深さの複数の凹部を有する請求項 1 から 1 2 のいずれか一項に記載の超音波探触子。

【請求項 1 4】

前記凹凸部は、互いに異なる複数の深さの凹部を有する請求項 1 から 1 2 のいずれか一項に記載の超音波探触子。

【請求項 1 5】

前記凹凸部は、使用周波数に対応する 0 . 1 5 波長から 1 . 3 波長の範囲の深さの凹部を有する請求項 1 から 1 4 のいずれか一項に記載の超音波探触子。

【請求項 1 6】

請求項 1 から 1 5 のいずれか一項に記載の超音波探触子と、
前記超音波探触子に駆動信号を出力する送信部と、
前記超音波探触子から受信信号が入力される受信部と、
前記入力された受信信号に応じて、超音波画像データを生成する画像生成部と、を備える超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波探触子及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波探触子により超音波を被検体内部に照射し、その反射された超音波を受信して、所定の信号データ処理を行うことにより被検体の内部構造の超音波画像を生成する超音波診断装置が知られている。このような超音波診断装置は、医療目的の検査、治療や建築構造物内部の検査といった種々の用途に広く用いられている。

20

【0003】

図 1 0 は、従来の超音波探触子 4 0 の斜視図である。図 1 0 において、超音波探触子 4 0 は、振動子 4 1 と、音響マッチング層 4 2 と、バッキング部 4 3 と、音響レンズ 4 4 と、を備える。振動子 4 1 は、被検体（図示略）との間で超音波を送受信するべく、配列された複数個の振動子である。音響マッチング層 4 2 は、振動子 4 1 の被検体側の前面（+ Z 方向）に設けられる 1 層以上からなる層である。ここでは、音響マッチング層 4 2 は、音響マッチング層 4 2 a , 4 2 b , 4 2 c からなるものとする。バッキング部 4 3 は、振動子 4 1 に対して音響マッチング層 4 2 の反対側となる背面に設けられる。音響レンズ 4 4 は、音響マッチング層 4 2 の被検体側（+ Z 方向側）表面に設けられている。

30

【0004】

振動子 4 1 の前面と背面には、それぞれ図示しない電極が配置され、当該電極に電圧を印加して振動子 4 1 を振動させて超音波の送信及び受信をおこない、それを電気信号で送受信する。

【0005】

振動子 4 1 は、電圧を超音波に変換して被検体内に送信し、あるいは被検体内で反射したエコーを電気信号に変換して受信する。図 1 0 では、X 方向に複数の振動子 4 1 が配列されている。このような振動子 4 1 の複数個の配列は、電子的に超音波を走査する電子走査型といわれるタイプであり、位相制御により超音波ビームを偏向あるいは集束することができ、さらに電子的に複数の振動子 4 1 を順次切換えて走査して実時間で超音波断層を画像化する。また、このほかに単一の振動子を機械的に走査させて、超音波断層を画像化する方法もある。

40

【0006】

これらに用いる超音波探触子 4 0 は、超音波画像の高分解能化を実現するために、配列された複数個の振動子 4 1 と直交する Y 方向に超音波ビームを絞るために、音響レンズ 4 4 が設けられている。特に生体を対象とする超音波診断装置用の超音波探触子 4 0 に用いられる音響レンズ 4 4 は、被検体との音速が異なることが必要であり、また被検体（生体

50

)との密着性をよくすることを考慮すると、被検体に向けて凹面形状より凸面形状にすることが望ましい。そのため音響レンズ44の音速は生体の音速(約1540[m/s])より遅くする必要があり、さらに音響レンズと被検体との間での超音波の反射を最小にして多重反射をなくすため、被検体に近い音響インピーダンス(約1.54[MRayl])にする必要がある。

【0007】

従来、音響レンズの材料としては、シリコンゴムを主剤として、酸化亜鉛、白金、白金酸化物、酸化イッテルビウム、酸化チタン、酸化ケイ素の粉末を充填したものが使用された超音波探触子が知られている(例えば、特許文献1参照)。

【0008】

また、超音波を送受信する単体の振動子を有する超音波送受波部を機械的に回転、揺動又はスライドさせるメカニカルスキャン機構を備えた内視鏡用としての超音波探触子、あるいは振動子を複数個アレイ状に配列し電子的に走査できる超音波送受波部を機械的に回転又は揺動して3次元の超音波画像を得る超音波探触子が知られている。

【0009】

これらの超音波探触子は、いずれも超音波送受波部が機械的に動作するため、被検体に接する部分は超音波の音響窓材又は膜を設けて、その中に液体の超音波伝搬媒体を封入している構成となっている。超音波送受波部から超音波伝搬媒体、音響窓材を通して被検体に超音波を送信及び受信して超音波画像を表示する。しかし、ここで問題になるのが、超音波送受波部、超音波伝搬媒体、音響窓材、被検体間でそれぞれ音響インピーダンスが異なると、それぞれの境界から超音波が反射して多重反射となり、超音波画像に虚像(アーティファクト)として表示される。この問題を回避するために、それぞれの部材は、音響インピーダンスが被検体に近い材料を選択するようにしており、超音波伝搬媒体として多価アルコールのエチレングリコール、1.3-ブタンジオールなどが使用され、音響窓材としては、ポリエチレン、ポリメチルペンテンなどが使用された超音波探触子が知られている(例えば、特許文献2参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開2009-72605号公報

【特許文献2】特開2006-198162号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

超音波診断装置は、高分解能で診断領域を拡大させるという要望が高い。これに対して超音波診断装置本体に接続する超音波は感度を向上させるということが重要である。超音波探触子の感度を向上させるための疎外要因の一つとして、被検体に接触する音響レンズ材料の減衰が大きいことがある。

【0012】

通常使用されている音響レンズは、被検体の音響インピーダンスに近い値を有し、かつ超音波を集束させて分解能を向上させる目的で設けている。一般的には、シリコンゴムの材料が用いられている。しかし、シリコンゴム単体では、被検体の音響インピーダンス(1.5~1.6[MRayl])より小さい(1.0~1.2[MRayl])ため、このままの特性で音響レンズとして使用すると、被検体と音響レンズ間での反射波が多重に発生してアーティファクトになり、画像診断の誤診につながる。そのため、シリコンゴムに種々の微細な粒径の酸化物などを充填して、音響インピーダンスを上げて被検体の音響インピーダンスに近い値にしている。一方、超音波の減衰は、充填物により大きくなり、特に周波数が高くなると周波数依存減衰があり、これと共に超音波の減衰も大きくなっている。

【0013】

10

20

30

40

50

したがって、ある程度の減衰は犠牲にして、音響インピーダンスを被検体に近い値に調整しているのが現状である。このことによって、超音波探触子のセンサー部の感度は向上させても、音響レンズの減衰が大きいため、感度を向上させることが難しいという課題がある。

【0014】

一方、従来の超音波送受波部、超音波伝搬媒体及び音響窓材を設けた超音波探触子では、超音波送受波部に設けた音響レンズと超音波伝搬媒体と音響窓材として、音響インピーダンスが被検体に近い値のものを選択しているが、同じ値を有する材料の組合せることが難しい。そのため、多重反射は少なからず残るため、それを材料の減衰で低減させている。したがって、多重反射も残るとともに減衰により感度も犠牲にしているという課題がある。

10

【0015】

本発明の課題は、超音波の減衰及び不要な多重反射を小さくし、超音波画像の高感度化及び高分解能化を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【0016】

上記課題を解決するため、請求項1に記載の発明の超音波探触子は、超音波を被検体へ送受信する振動子と、前記振動子の前記被検体側に設けられた超音波伝搬部と、を備え、前記超音波伝搬部は、前記被検体と異なる音響インピーダンスを有し、かつ前記被検体側の表面及び前記振動子側の表面の少なくとも一方に凹凸部を備える。

20

【0017】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波探触子において、前記超音波伝搬部は、超音波の減衰が小さい。

【0018】

請求項3に記載の発明は、請求項1又は2に記載の超音波探触子において、前記超音波伝搬部は、前記被検体と異なる音響インピーダンスを有し、前記凹凸部を備える超音波伝搬部本体と、前記超音波伝搬部本体の前記被検体側の表面上に設けられ、当該被検体と同じ又は近い音響インピーダンスを有する層部と、を備える。

30

【0019】

請求項4に記載の発明は、請求項3に記載の超音波探触子において、前記超音波伝搬部本体は、前記層部より超音波の減衰が小さい。

【0020】

請求項5に記載の発明は、請求項3又は4に記載の超音波探触子において、前記超音波伝搬部本体及び前記層部は、互いに異なる色を有する。

【0021】

請求項6に記載の発明は、請求項1から5のいずれか一項に記載の超音波探触子において、前記超音波伝搬部は、凸面形状を有し、前記被検体よりも遅い音速の値を有する、又は凹面形状を有し、前記被検体よりも速い音速の値を有する。

40

【0022】

請求項7に記載の発明は、請求項1から6のいずれか一項に記載の超音波探触子において、前記超音波伝搬部の少なくとも前記被検体側に配置された超音波伝搬媒体と、前記振動子、前記超音波伝搬部及び前記超音波伝搬媒体を内包する音響窓材部と、を備える。

【0023】

請求項8に記載の発明の超音波探触子は、超音波を被検体へ送受信する振動子と、

50

前記振動子の少なくとも前記被検体側に配置された超音波伝搬媒体と、
前記振動子及び前記超音波伝搬媒体を内包する音響窓材部と、を備え、
前記音響窓材部は、前記被検体及び前記超音波伝搬媒体と異なる音響インピーダンスを有し、かつ前記被検体側の表面及び前記振動子側の表面の少なくとも一方に凹凸部を備える。

【0024】

請求項9に記載の発明は、請求項8に記載の超音波探触子において、
前記音響窓材部及び前記超音波伝搬媒体は、超音波の減衰が小さい。

【0025】

請求項10に記載の発明は、請求項8又は9に記載の超音波探触子において、
前記音響窓材部は、前記被検体と異なる音響インピーダンスを有し、前記凹凸部を備える音響窓材部本体と、
前記音響窓材部本体の前記被検体側の表面上に設けられ、当該被検体と同じ又は近い音響インピーダンスを有する層部と、を備える。

10

【0026】

請求項11に記載の発明は、請求項8から10のいずれか一項に記載の超音波探触子において、
前記振動子の前記被検体側に設けられた超音波伝搬部を備える。

【0027】

請求項12に記載の発明は、請求項11に記載の超音波探触子において、
前記超音波伝搬部は、前記超音波伝搬媒体と異なる音響インピーダンスを有し、かつ前記超音波伝搬媒体側の表面及び前記振動子側の表面の少なくとも一方に凹凸部を備える。

20

【0028】

請求項13に記載の発明は、請求項1から12のいずれか一項に記載の超音波探触子において、
前記凹凸部は、所定の単一の深さの複数の凹部を有する。

【0029】

請求項14に記載の発明は、請求項1から12のいずれか一項に記載の超音波探触子において、
前記凹凸部は、互いに異なる複数の深さの凹部を有する。

30

【0030】

請求項15に記載の発明は、請求項1から14のいずれか一項に記載の超音波探触子において、
前記凹凸部は、使用周波数に対応する0.15波長から1.3波長の範囲の深さの凹部を有する。

【0031】

請求項16に記載の発明の超音波診断装置は、
請求項1から15のいずれか一項に記載の超音波探触子と、
前記超音波探触子に駆動信号を出力する送信部と、
前記超音波探触子から受信信号が入力される受信部と、
前記入力された受信信号に応じて、超音波画像データを生成する画像生成部と、を備える。

40

【発明の効果】

【0032】

本発明によれば、超音波の減衰及び不要な多重反射を小さくでき、超音波画像の高感度化及び高分解能化を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1】本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の概略外觀図である。

【図2】第1の実施の形態の超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

50

【図3】(a)は、第1の実施の形態の超音波探触子を示す概略断面図である。(b)は、第1の実施の形態の音響レンズの被検体側の表面の拡大断面図である。

【図4】(a)は、第1の比較例の音響レンズを用いた超音波探触子のパルス応答特性を示す図である。(b)は、第1の実施例の音響レンズを用いた超音波探触子のパルス応答特性を示す図である。

【図5】(a)は、第2の実施例の音響レンズを用いた超音波探触子のパルス応答特性を示す図である。(b)は、第3の実施例の音響レンズを用いた超音波探触子のパルス応答特性を示す図である。(c)は、第2の比較例の音響レンズを用いた超音波探触子のパルス応答特性を示す図である。

【図6】第2の実施の形態の音響レンズの被検体側の表面の拡大断面図である。

【図7】第4の実施例の音響レンズを用いた超音波探触子のパルス応答特性を示す図である。

【図8】(a)は、第3の実施の形態の第1の音響レンズの被検体側の表面の拡大断面図である。(b)は、第3の実施の形態の第2の音響レンズの被検体側の表面の拡大断面図である。

【図9】(a)は、第4の実施の形態の超音波探触子の一部概略断面図である。(b)は、第4の実施の形態の音響窓材部の拡大断面図である。

【図10】従来の超音波探触子の斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0034】

添付図面を参照して、本発明に係る第1～第4の実施の形態を順に詳細に説明する。なお、本発明は、図示例に限定されるものではない。

【0035】

(第1の実施の形態)

図1～図5を参照して、本発明に係る第1の実施の形態を説明する。まず、図1～図2を参照して、本実施の形態の超音波診断装置100の全体の装置構成を説明する。図1は、本実施の形態の超音波診断装置100の概略外観図である。図2は、超音波診断装置100の機能構成を示すブロック図である。

【0036】

本実施の形態の超音波診断装置100は、病院などの医療機関で、医師、技師などの操作者に使用される超音波診断を行うための装置である。図1及び図2に示すように、超音波診断装置100は、超音波探触子10と、超音波診断装置本体110と、を備える。超音波探触子10は、図示しない患者の生体などの被検体に対して超音波(送信超音波)を送信するとともに、この被検体で反射した超音波の反射波(反射超音波:エコー)を受信する。超音波診断装置本体110は、超音波探触子10とケーブル10bを介して接続され、超音波探触子10に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子10に被検体に対して送信超音波を送信させるとともに、超音波探触子10にて受信された被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子10で生成された電気信号である受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する。

【0037】

超音波探触子10は、振動子1を備える。この振動子1は、例えば、方位方向(走査方向(ラテラル方向)あるいは上下方向(エレベーション方向))に二次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、n個(例えば、192個)の振動子1を備えた超音波探触子10を用いている。なお、振動子1は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子1の個数は、任意に設計することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子10について、リニア電子スキュプロープを採用するが、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用してもよく、また、リニア走査方式、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。

【0038】

図2に示すように、超音波診断装置本体110は、例えば、操作入力部111と、送信

10

20

30

40

50

部 1 1 2 と、受信部 1 1 3 と、画像生成部 1 1 4 と、メモリー部 1 1 5 と、D S C (Digital Scan Converter) 1 1 6 と、表示部 1 1 7 と、制御部 1 1 8 と、を備える。

【 0 0 3 9 】

操作入力部 1 1 1 は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報などのデータの入力などを行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を備えており、操作信号を制御部 1 1 8 に出力する。

【 0 0 4 0 】

送信部 1 1 2 は、制御部 1 1 8 の制御に従って、超音波探触子 1 0 にケーブル 1 0 b を介して電気信号である駆動信号を供給して超音波探触子 1 0 に送信超音波を発生させる回路である。また、送信部 1 1 2 は、例えば、クロック発生回路、遅延回路、パルス発生回路を備えている。クロック発生回路は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。遅延回路は、駆動信号の送信タイミングを振動子 1 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音波によって構成される送信ビームの集束を行うための回路である。パルス発生回路は、所定の周期で駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。

10

【 0 0 4 1 】

受信部 1 1 3 は、制御部 1 1 8 の制御に従って、超音波探触子 1 0 からケーブル 1 0 b を介して電気信号である受信信号を受信する回路である。受信部 1 1 3 は、例えば、増幅器、A / D 変換回路、整相加算回路を備えている。増幅器は、受信信号を、振動子 1 毎に対応した個別経路毎に、予め設定された所定の増幅率で増幅させるための回路である。A / D 変換回路は、増幅された受信信号を A / D 変換するための回路である。整相加算回路は、A / D 変換された受信信号に対して、振動子 1 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）して音線データを生成するための回路である。

20

【 0 0 4 2 】

画像生成部 1 1 4 は、制御部 1 1 8 の制御に従って、受信部 1 1 3 からの音線データに対して包絡線検波処理、対数増幅及びゲイン調整を実施し、音線データの示す受信信号の強さを輝度値に変換して B モード画像データを生成する。このようにして生成された B モード画像データは、メモリー部 1 1 5 に送信される。なお、画像生成部 1 1 4 は、B モード以外のカラーモードなどの他の画像モードの超音波画像データを生成する構成としてもよい。

30

【 0 0 4 3 】

メモリー部 1 1 5 は、例えば、D R A M (Dynamic Random Access Memory) などの半導体メモリーによって構成されており、画像生成部 1 1 4 から送信された B モード画像データをフレーム単位で記憶する。すなわち、フレーム画像データとして記憶することができる。そして、記憶されたフレーム画像データは、制御部 1 1 8 の制御に従って、D S C 1 1 6 に送信される。

【 0 0 4 4 】

D S C 1 1 6 は、制御部 1 1 8 の制御に従って、メモリー部 1 1 5 より受信したフレーム画像データに座標変換などを施して画像信号に変換し、表示部 1 1 7 に出力する。

40

【 0 0 4 5 】

表示部 1 1 7 は、L C D (Liquid Crystal Display)、C R T (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、有機 E L (Electronic Luminescence) ディスプレイ、無機 E L ディスプレイ及びプラズマディスプレイなどの表示装置が適用可能である。表示部 1 1 7 は、D S C 1 1 6 から出力された画像信号に従って表示画面上に画像の表示を行う。

【 0 0 4 6 】

制御部 1 1 8 は、例えば、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) を備えて構成され、R O M に記憶されているシステムプログラムなどの各種処理プログラムを読み出して R A M に展開し、展開したプ

50

プログラムに従って超音波診断装置100の各部の動作を集中制御する。ROMは、半導体等の不揮発メモリなどにより構成され、超音波診断装置100に対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、ガンマテーブルなどの各種データを記憶する。これらのプログラムは、コンピュータが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、CPUは、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。RAMは、CPUにより実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。

【0047】

ついで、図3(a)、図3(b)を参照して、超音波探触子10の構成を説明する。図3(a)は、超音波探触子10を示す概略断面図である。図3(b)は、音響レンズ4の被検体側の表面の拡大断面図である。

10

【0048】

超音波探触子10は、超音波診断装置100を構成する際に、超音波診断装置本体110とケーブル10bを介して電氣的に接続されて使用され得るものである。超音波探触子10は、超音波を被検体内に送信し、被検体内から反射し受信した超音波を電気信号に変換して超音波診断装置本体110に送信する機能を有している。

【0049】

超音波探触子10は、図3(a)中に示したX、Y、Z軸のうち、X方向に振動子1が複数個配列された、所謂電子走査型超音波探触子の構成を有する。超音波探触子10は、+Z方向に、バッキング部3と、信号用電気端子7と、信号電極6と、振動子1と、接地電極5と、音響マッチング層2と、超音波伝搬部としての音響レンズ4とを順に備える。振動子1は、PZT(Lead Zirconate Titanate; チタン酸ジルコン酸鉛)系などの圧電セラミック、PMN-PT(Lead Magnesium Niobate-Lead Titanate; マグネシウムニオブ酸チタン酸鉛)などの圧電単結晶、また前記材料と高分子を複合した複合圧電体、あるいはPVDf(PolyVinylidene Difluoride; ポリフッ化ビニリデン)などに代表される高分子の圧電体などによって構成されている。なお、振動子1は、超音波を発生させて送受信できる手段であれば、前述の圧電体に限定するものではなく、たとえばシリコンウエハ上に微小なセルを多数形成し、電氣的にセルを振動させることで超音波の送受信を行う容量性の超音波送受信素子CMUT(Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers)あるいは、圧電薄膜と半導体微細加工技術とを利用したPMUT(Piezoelectric Micromachined Ultrasound Transducers)の構成でも使用可能である。

20

30

【0050】

接地電極5は、金や銀を蒸着、スパッタリング、あるいは銀の焼き付けなどにより、振動子1の+Z側の面に設けられている接地された電極である。信号電極6は、接地電極5と同じように、金や銀を蒸着、スパッタリングなどにより、振動子1の-Z側の面に設けている信号線側の電極である。信号用電気端子7は、信号電極6に駆動信号を入力し受信信号を取り出す。バッキング部3は、必要に応じて、振動子1を物理的に保持し、かつ振動子1から出力された不要な超音波信号を減衰させる機能を有する。

【0051】

音響マッチング層2は、振動子1の接地電極5上に設けられ、振動子1と音響レンズ4との音響インピーダンスのマッチングをとる層である。本実施の形態では、音響マッチング層2は、2層(音響マッチング層2a, 2b)を設ける構成とするが、この層数に限定されるものではない。音響レンズ4は、音響マッチング層2上に配置され、音響マッチング層2を伝搬した超音波を集束する機能を有する。

40

【0052】

超音波探触子10は、超音波診断装置本体110から電気信号を接地電極5と信号電極6に電圧を印加することにより、振動子1が機械振動して発生する超音波が音響マッチング層2、音響レンズ4を伝搬して被検体に送信し、被検体からの反射波を受信するものである。生体を被検体とする超音波探触子10は、生体である被検体に直接的に接触又は超音波伝搬媒体(接触媒質)を介して間接的に接触して、被検体に超音波を送信し被検体が

50

ら反射してきた反射波を再び受信して、その受信信号が超音波診断装置本体 110 で処理されて表示部 117 上に超音波画像として表示されて診断するものに用いられる、所謂センサーである。

【0053】

ここで望まれる超音波探触子 10 の性能としては、高感度で広帯域の周波数特性を有していることである。したがって、音響レンズ 4 に望まれる特性としては、第 1 に、超音波を集束させるためには、従来から知られているように、被検体である水や生体と音速が違値を有することである。特に音響レンズ 4 を被検体側（図 3（a）の + Z 方向側）に凸面形状にするには、音響レンズ 4 に被検体（生体を想定）の音速（約 1.54 [km/sec] ）より遅い値を有する材料を用いることが必要である。これとは逆に音響レンズ 4 の音速が速い場合には、表面形状は凹面形状になる。生体を対象とする被検体には、接触性が良く、操作性が良好な凸面形状が有効である。そのため、音響レンズ 4 に、音速が被検体より遅いシリコンゴムを用いられているのが一般的である。

10

【0054】

第 2 に、音響レンズ 4 と被検体間で音響インピーダンスの差による反射を少なくすることであり、被検体に近い音響インピーダンスの値（約 1.5 ~ 1.6 [MRayl] ）が必要である。第 3 に、音響レンズ 4 の減衰によって超音波の送受信感度の低下と周波数特性の劣化をなくすために、減衰が可能な限り小さいことが必要となる。

【0055】

以上のように、上記第 1 ~ 第 3 の 3 つの特性が望まれる訳であるが、本実施の形態の特徴は、音響レンズ 4 には、従来の音響レンズと異なる音響インピーダンスが被検体と異なる値の材料を用いることと、音響レンズ 4 の被検体側に位置する表面に凹凸を設け、その凹凸の表面粗さの範囲を限定し、音響レンズ 4 と被検体との音響インピーダンスの差による反射を問題ないレベルまで低減していることとである。この 2 つのにより、音響レンズ 4 は、音響インピーダンスを被検体に近づける必要がなくなり、音響インピーダンスの値の制限がなくなる。したがって、音響レンズ 4 の材料として、従来の音響レンズの材料より減衰が小さい材料を選択できるため、感度を向上させることが可能となる。しかも、図 3（b）に示すように、音響レンズ 4 は、被検体側の表面に凹凸部 4a を設けた構成としており、被検体との音響インピーダンスが異なっても、その境界からの反射を小さくできる。つまり、音響レンズ 4 は、多重反射を小さくできるという長所を有している。

20

30

【0056】

凹凸部 4a は、凹部としての同じ深さ d の楔状の溝が形成されている。

【0057】

ついで、図 4（a）~ 図 5（c）を参照して、音響レンズ 4 の具体的な実施例及びその特性を説明する。図 4（a）は、比較例 1 の音響レンズを用いた超音波探触子のパルス応答特性を示す図である。図 4（b）は、実施例 1 の音響レンズ 4 を用いた超音波探触子 10 のパルス応答特性を示す図である。図 5（a）は、実施例 2 の音響レンズ 4 を用いた超音波探触子 10 のパルス応答特性を示す図である。図 5（b）は、実施例 3 の音響レンズ 4 を用いた超音波探触子 10 のパルス応答特性を示す図である。図 5（c）は、比較例 2 の音響レンズ 4 を用いた超音波探触子 10 のパルス応答特性を示す図である。

40

【0058】

ここでは、本実施の形態の実施例 1 ~ 3 の音響レンズ 4 を有する超音波探触子 10 と、実施例 1 ~ 3 との比較のための比較例 1、2 の音響レンズを有する超音波探触子とを試作して、それらの特性を評価した。実施例 1 ~ 3 の超音波探触子 10 は、使用周波数 10 [MHz] で音響マッチング層 2 が、音響マッチング層 2a, 2b の 2 層からなる構成とした。また、比較例 1、3 の超音波探触子も、音響レンズを除き、実施例 1 ~ 3 の超音波探触子 10 と同様の構成のものを用いた。

【0059】

比較例 1 の音響レンズは、従来の音響レンズであり、被検体の音響インピーダンスに近

50

づけた従来のシリコーンゴムにシリカの粉体を充填した材料（音響インピーダンスが 1.42 [MRayl]、音速が 990 [m/sec]、使用周波数 10 [MHz] での減衰が 7.8 [dB/mm]、平均厚みが 0.5 [mm]）で形成した。また、比較例 1 の音響レンズは、表面に凹凸部が形成されていない。

【0060】

実施例 1 の音響レンズ 4 は、例えば、信越化学社製の KE108 のシリコーンゴム（音響インピーダンスが 1.0 [MRayl]、音速が 1000 [m/sec]、使用周波数 10 [MHz] での減衰が 0.7 [dB/mm]、平均厚みが 0.5 [mm]）の材料で形成した。実施例 1 の音響レンズ 4 は、楔状（溝の角度は約 60 度）の凹凸部 4a が設けられている。実施例 1 の凹凸部 4a の深さ d は、 0.15 波長（ 0.15 ）（使用周波数 10 [MHz] での深さ d が 0.015 [mm]、凹凸部 4a の溝の間隔が約 0.017 mm）とした。超音波の波長は、音速を使用周波数 10 [MHz] で除算した値である。

10

【0061】

実施例 2 の音響レンズ 4 は、実施例 1 と同じ材料で形成した。実施例 2 の音響レンズ 4 の凹凸部 4a の深さ d は、 0.65 波長（使用周波数 10 [MHz] での深さ d が 0.065 [mm]、凹凸部 4a の間隔が約 0.075 [mm]）とした。

【0062】

実施例 3 の音響レンズ 4 は、実施例 1 と同じ材料で形成した。実施例 3 の音響レンズ 4 の凹凸部 4a の深さ d は、 1.3 波長（使用周波数 10 [MHz] での深さ d が 0.13 [mm]、凹凸部 4a の間隔が約 0.15 [mm]）とした。

20

【0063】

比較例 2 の音響レンズは、実施例 1 と同じ材料で形成した。ただし、比較例 2 の音響レンズは、表面に凹凸部が形成されていない。

【0064】

なお、実施例 1～3 及び比較例 1, 2 の音響レンズは、曲率半径が 8.5 mm の凸面形状を有する。実施例 1～3 の音響レンズ 4 は、送受信する超音波の伝搬経路をカバーする領域に凹凸部 4a を設けている。実施例 1～3 の超音波探触子 10、比較例 1, 2 の超音波探触子のそれぞれを用いて、水中下で送信した超音波を 15 [mm] の距離のステンレス板から反射した受信のパルス応答波形を同じ条件で測定した。

30

【0065】

比較例 1 の超音波探触子、実施例 1～3 の超音波探触子 10、比較例 2 の超音波探触子を用いたパルス応答波形の測定結果を順に図 4 (a)、図 4 (b)、図 5 (a)、図 5 (b)、図 5 (c) に示した。図 4 (a)～図 5 (c) において、横軸は時間 [sec]、縦軸は電圧値 [V] を示す。なお、凹凸部 4a は、2次元に設けた形状にしている。

【0066】

図 4 (a)～図 5 (c) において、最初のパルス応答波形 P1 は、音響レンズから出射された超音波が反射板から反射して音響レンズ、音響マッチング層 2 を通過し振動子 1 に入力された反射波形を示す。パルス応答波形 P2 は、音響レンズから出射された超音波が反射板から反射して音響レンズに入射された後、音響マッチング層 2 (2b) で反射され、音響レンズの被検体側の表面で再び反射されて音響マッチング層 2 を通過し振動子 1 に入力された反射波形を示す。

40

【0067】

ここで感度が高いかどうかを評価するのは、パルス応答波形 P1 の反射波形の大きさであり、大きいほど感度が高いという評価になる。パルス応答波形 P1 の V_{pp} (peak to peak) を電圧値 V_1 とする。一方、パルス応答波形 P2 は可能な限り小さいことが望ましく、大きくなると多重反射となり、超音波画像上では虚像として表示される。この虚像が誤診になる可能性があるため回避することが必要であり、パルス応答波形 P2 の電圧レベルは小さくしないといけない。

【0068】

50

パルス応答波形 P 2 の V_{pp} を電圧値 V_2 とする。電圧値 V_1 に対する電圧値 V_2 の比 (V_2 / V_1) を、電圧値 V_1 の電圧レベルを 0 [dB] とした場合の電圧値 V_2 の電圧レベルの dB 量で表す。電圧値 V_1 に対する電圧値 V_2 の比 [dB] は、-35 dB 以下であれば、超音波画像において虚像として認識され難いことから、このレベル以下が望ましい。

【0069】

比較例 1、実施例 1～3、比較例 2 の超音波探触子におけるパルス応答波形の電圧値 V_1 [V] と、電圧値 V_1 に対する電圧値 V_2 の比 (V_2 / V_1) [dB] と、を次表 1 に表す。

【表 1】

	V1(V)	V2/V1(dB)
比較例1	0.21	-39
実施例1	0.53	-36.3
実施例2	0.53	-37.1
実施例3	0.48	-36.3
比較例2	0.54	-25.4

10

20

【0070】

比較例 1 の超音波探触子におけるパルス応答波形の結果では、 V_2 / V_1 は、-39 [dB] であり問題ないレベルである。比較例 2 の超音波探触子におけるパルス応答波形の結果では、 V_2 / V_1 は、-25.4 [dB] であり、かなり大きい値であり、超音波画像上では明らかに虚像として表示され問題である。

【0071】

一方、実施例 1～3 の超音波探触子 10 におけるパルス応答波形の結果では、 V_2 / V_1 は、-36.3～-37.1 [dB] であり、比較例 2 よりも 10 [dB] 以上改善されており、許容レベルの -35 dB 以下をクリアしており、多重反射を低減させることに効果があることは確認できた。さらに、実施例 1～3 の超音波探触子 10 における感度を表す電圧値 V_1 のパルス応答波形を、比較例 1 の超音波探触子における電圧値 V_1 のパルス応答波形と比較するため、第 1 例 (例えば、比較例 1) の電圧値 V_1 に対する第 2 例 (例えば、実施例 1～3) の電圧値 V_1 の比を、次式 (1) を用いて算出した。

30

$$20 \log \{ (\text{第 2 例の } V_1) / (\text{第 1 例の } V_1) \} \dots (1)$$

【0072】

比較例 1 の電圧値 V_1 に対する実施例 1～3 の電圧値 V_1 の比は、約 8 [dB] となった。つまり、実施例 1～3 の感度が、比較例 1 の感度に比べて、約 8 [dB] ほど向上していることが確認できる。この結果は、ほぼ音響レンズの超音波減衰の差に相当していることがわかる。

【0073】

音響レンズ 4 の凹凸部 4 a の深さ d の範囲は、0.15 波長から 1.3 波長の範囲で、多重反射の低減に効果を確認しているが、0.15 波長以下では、凹凸部 4 a を設けない表面に近づくため多重反射の電圧値 V_2 が徐々に大きくなる傾向があり望ましくない。また、1.3 波長を超える凹凸部 4 a の形状では、凹凸の部分により音響レンズ 4 と被検体との音速差により屈折が発生して、所望の超音波ビームを形成することが難しくなるので望ましくない。以上のことから、音響レンズ 4 の凹凸部 4 a は、0.15 波長から 1.3 波長の範囲が望ましい。凹凸部 4 a の深さ d は、波長で正規化しているため、周波数が変わると当然のことであるが、凹凸部 4 a の深さ d も変わってくる。

40

【0074】

以上のようなパルス応答波形の結果から、音響レンズ 4 に、音響インピーダンスが被検

50

体と異なる値の材料を用いることと、音響レンズ4の被検体側に位置する表面に凹凸部4aを設けることにより、超音波減衰の小さい材料を使用でき、しかも、表面に凹凸部4aを設けることにより、音響レンズ4と被検体の音響インピーダンスの差による多重反射を小さくすることができるため、高感度で高分解能の超音波画像を得ることができる。

【0075】

また、音響レンズ4は、所望の型又は金型を使用して成形して作成する。凹凸部4aの形成は、型又は金型に、サンドブラスト、放電加工又はレーザー加工などの種々の方法で凹凸部4aに対応する溝を設けることで可能である。

【0076】

以上、本実施の形態によれば、超音波探触子10は、超音波を被検体へ送受信する振動子1と、振動子1の被検体側に設けられた音響レンズ4と、を備える。音響レンズ4は、被検体と異なる音響インピーダンスを有し、かつ被検体側の表面に凹凸部4aを備える。

10

【0077】

このため、音響レンズ4に超音波の減衰が小さい材料を適用して、超音波の減衰を小さくすることができ、凹凸部4aにより不要な多重反射を小さくすることができ、超音波画像の高感度化及び高分解能化を実現できる。

【0078】

また、音響レンズ4は、超音波の減衰が小さい。このため、超音波の減衰を小さくすることにより、超音波画像の高感度化を実現できる。

【0079】

また、音響レンズ4は、凸面形状を有し、被検体よりも遅い音速の値を有する、又は凹面形状を有し、被検体よりも早い音速の値を有する。このため、音響レンズ4を凸面形状にすることにより、被検体への音響レンズ4の接触性を良くすることができ、超音波探触子10の操作性を良好にすることができ、音響レンズ4を凹面形状にすることもできる。

20

【0080】

また、凹凸部4aは、所定の単一の深さの複数の溝を有する。このため、音響レンズ4と被検体との間の多重反射をより小さくすることができ、超音波画像のさらなる高感度化及び高分解能化を実現できるとともに、凹凸部を容易に形成できる。

【0081】

また、凹凸部4aは、使用周波数に対応する0.15波長から1.3波長の範囲の深さの溝を有する。このため、音響レンズ4と被検体との間の多重反射を小さくすることができ、超音波画像の高感度化及び高分解能化を実現できる。

30

【0082】

また、超音波診断装置100は、超音波探触子10と、超音波探触子10に駆動信号を出力する送信部112と、超音波探触子10から受信信号が入力される受信部113と、入力された受信信号に応じて、超音波画像データを生成する画像生成部114と、を備える。このため、高感度及び高分解能の超音波画像データを生成できる。

【0083】

なお、本実施の形態の音響レンズ4の凹凸部4aが、角度が60度で楔形の溝からなる構成を説明したが、この角度及び形状に限定されるものでない。音響レンズの凹凸部の角度及び形状は、どのような角度、深さdにおいても、音響レンズの表面から反射を少なくできる形状であればよく、音響レンズ4及び超音波探触子10と同様の効果が得られる。

40

【0084】

また、本実施の形態の音響レンズ4には、被検体と異なる音響インピーダンスを有し、かつ減衰の小さいシリコンゴムを用いた構成について説明したが、これに限定されるものではない。音響レンズの材料としては、この他、被検体と異なる音速と音響インピーダンスを有し、かつ減衰の小さい材料、例えば、合成ゴム、高分子樹脂のポリカーボネート、ポリスチレン、ポリエチレンなどの熱可塑性樹脂、エポキシ樹脂などの熱硬化性樹脂、及びエラストマーを用いても、同様の効果が得られる。なお、音響レンズに被検体より音速が速い値を有する材料を用いる場合には、音響レンズの曲率は凹面形状になる。凹面形

50

状になると被検体との接触性に課題があるが、当該凹面部に新たに音響インピーダンスが被検体に近い超音波伝搬媒体（接触媒質）を設けても有効である。さらに、当該凹面部に設けた超音波伝搬媒体に被検体と異なる音響インピーダンスのものを使用し、被検体側に位置する表面に凹凸部 4 a を設けて境界での反射を低減するという構成としても、音響レンズ 4 及び超音波探触子 10 と同様の効果が得られる。

さらに、振動子 1 そのものを凹面の形状にして、超音波ビームを集束するという構成もあり、この場合には、振動子 1 の凹面部に、超音波伝搬部として、被検体と異なる音響インピーダンスの固体の材料の超音波伝搬媒体を設け、当該超音波伝搬媒体の振動子 1 側及び被検体側に位置する表面もしくは、どちらかの面に凹凸部 4 a と同様の凹凸部を設けて境界での反射を低減するという構成としても、音響レンズ 4 及び超音波探触子 10 と同様の効果が得られる。

10

【0085】

また、本実施の形態では、音響レンズ 4 に凸面形状の曲率を設け、送受信する超音波の伝搬経路をカバーする領域に凹凸部 4 a を設けた構成について説明したが、これに限定されるものではない。このほか、音響レンズの多重反射の寄与度が大きい超音波伝搬経路の中心領域の一部に凹凸部を設ける構成としても、音響レンズ 4 及び超音波探触子 10 と同様の効果が得られる。

【0086】

また、本実施の形態では、音響レンズ 4 の被検体側に位置する表面に凹凸部 4 a を設けた構成について説明したが、これに限定されるものではない。図 3 (a) に示す音響マッチング層 2 と音響レンズ 4 との音響インピーダンスの差による超音波の反射もあるため、この境界に位置する音響レンズ 4 の振動子 1 側（図 3 (a) の - Z 方向側）の表面にも凹凸部 4 a と同様に、凹凸部を設けることにより超音波の反射を低減できる。例えば、被検体側の表面に凹凸部 4 a を有し、かつ振動子 1 側の表面に凹凸部を有する音響レンズを成形などにより生成し、当該音響レンズを接着剤により音響マッチング層 2 に接着する。したがって、音響レンズの 4 の超音波を送受信する領域の両面（被検体側及び振動子 1 側の表面）に凹凸部を設けることにより、多重反射を小さくでき、超音波画像の高感度化及び高分解能化を実現できる。なお、音響レンズの振動子 1 側の表面のみに凹凸部を設ける構成としてもよい。

20

【0087】

また、本実施の形態では、超音波探触子 10 の形態について、振動子 1 を複数個配列したアレイタイプについて説明したが、これに限定されるものではない。このほか、単一の振動子又は 2 次元に配列したアレイタイプの複数の振動子を備える超音波探触子について、本実施形態の音響レンズ 4 を適用しても、超音波探触子 10 と同様の効果が得られる。

30

【0088】

（第 2 の実施の形態）

図 6 及び図 7 を参照して、本発明に係る第 2 の実施の形態を説明する。図 6 は、音響レンズ 4 A の被検体側の表面の拡大断面図である。図 7 は、実施例 4 の音響レンズ 4 A を用いた超音波探触子 10 のパルス応答特性を示す図である。

【0089】

本実施の形態では、第 1 の実施の形態の超音波診断装置 100 に代えて、超音波探触子 10 の音響レンズ 4 を、後述する音響レンズ 4 A に代えた超音波診断装置 100 を用いる。このため、超音波診断装置 100 と同様の部分には、同じ符号を付して、その説明を省略する。

40

【0090】

図 6 に示すように、音響レンズ 4 A は、被検体側の表面に設けられた凹凸部 4 b を有する。音響レンズ 4 A は、凹凸部 4 b の表面粗さを、不規則に設けた構成である点で、規則的な表面粗さの凹凸部 4 a を有する音響レンズ 4 と異なる。

【0091】

ついで、図 7 を参照して、音響レンズ 4 A の具体的な実施例及びその特性を説明する。

50

ここでは、本実施の形態の実施例 4 の音響レンズ 4 A を有する超音波探触子 1 0 を試作して、その特性を評価した。実施例 4 の超音波探触子 1 0 は、使用周波数 1 0 [M H z] で音響マッチング層 2 が、音響マッチング層 2 a , 2 b の 2 層からなる構成とした。

【 0 0 9 2 】

実施例 4 の音響レンズ 4 A の凹凸部 4 b の深さ d 1 は、0 . 2 8 波長 (使用周波数 1 0 [M H z] での深さ d 1 が 0 . 0 2 8 [m m]) とした。実施例 4 の音響レンズ 4 A の凹凸部 4 b の深さ d 2 は、0 . 5 2 波長 (使用周波数 1 0 [M H z] での深さ d 2 が 0 . 0 5 2 [m m]) とした。実施例 4 の音響レンズ 4 A の凹凸部 4 b の深さ d 3 は、0 . 7 6 波長 (使用周波数 1 0 [M H z] での深さ d 3 が 0 . 0 7 6 [m m]) とした。実施例 4 の音響レンズ 4 A の凹凸部 4 b の深さ d 4 は、1 . 3 波長 (使用周波数 1 0 [M H z] での深さ d 4 が 0 . 1 3 [m m]) とした。

10

【 0 0 9 3 】

実施例 4 の音響レンズ 4 として、例えば、信越化学社製の K E 1 3 0 0 のシリコンゴム (音響インピーダンスが 1 . 1 [M R a y l] 、音速が 1 0 0 5 [m / s e c] 、使用周波数 1 0 [M H z] での減衰が 3 . 7 [d B / m m] 、平均厚み 0 . 5 [m m]) を材料とし、深さ d 1 、 d 2 、 d 3 、 d 4 の図 6 に示すような楔状の溝 (溝の角度は 6 0 度) の凹凸部 4 b を設けた。実施例 4 の音響レンズ 4 A を有する超音波探触子 1 0 にして、超音波の送信受信のパルス応答波形を測定した結果を、図 7 に示す。なお、凹凸部 4 b は、2次元に設けた形状にしている。

【 0 0 9 4 】

図 7 に示すように、実施例 4 の超音波探触子 1 0 において、最初のパルス応答波形 P 1 の電圧値 V 1 に対する、パルス応答波形 P 1 が再び音響レンズ 4 A の表面から反射してきたパルス応答波形 P 2 の電圧値 V 2 の比 [d B] は、- 3 9 . 1 [d B] であった。実施例 4 の電圧値 V 1 に対する電圧値 V 2 の比は、第 1 の実施の形態の比較例 1 の電圧値 V 1 に対する電圧値 V 2 の比の - 3 9 d B とほぼ同等レベルとなっており、多重反射はほとんど問題ないレベルを実現している。このように、凹凸部 4 b において、深さが 0 . 2 8 波長から 1 . 3 波長の範囲で複数個の溝を設ける、又は不規則に複数個の溝を設けることにより、多重反射はさらに小さくすることができる。なお、実施例 4 の凹凸部 4 b の深さ d 1 ~ d 4 は、0 . 2 8 波長から 1 . 3 波長の範囲としたが、第 1 の実施の形態でも示した 0 . 2 8 波長以下の 0 . 1 5 波長から 1 . 3 波長の範囲にしても、音響レンズ 4 A 及び超

20

30

【 0 0 9 5 】

近年、超音波診断装置の高分解能化に伴って、使用される超音波探触子の周波数の広帯域化が進められている状況においては、いろいろな周波数に対して、音響レンズ 4 A の被検体側の表面からの反射を低減するには、凹凸部 4 b の形状は複数の深さ d あるいは間隔を有した形状にすることは有用である。

【 0 0 9 6 】

一方、実施例 4 の超音波探触子 1 0 における感度を表す電圧値 V 1 のパルス応答波形を、第 1 の実施の形態の比較例 1 の超音波探触子における電圧値 V 1 のパルス応答波形と比較するため、比較例 1 の電圧値 V 1 に対する実施例 4 の電圧値 V 1 の比を、式 (1) を用いて算出した。

40

【 0 0 9 7 】

比較例 1 の電圧値 V 1 に対する実施例 4 の電圧値 V 1 の比は、約 5 . 6 [d B] となった。つまり、実施例 4 の感度が、比較例 1 の感度に比べて、約 5 . 6 [d B] ほど向上していることが確認できる。

【 0 0 9 8 】

また、音響レンズ 4 A の生成方法は、第 1 の実施の形態の音響レンズ 4 の生成方法と同様である。

【 0 0 9 9 】

以上のような結果から、音響レンズ 4 A に、音響インピーダンスが被検体と異なる値の

50

材料を用いることと、音響レンズ4の被検体側に位置する表面に凹凸部4bを深さdが違う形状のものを複数個設ける形状、又は不規則に複数個設ける形状にすることにより、音響レンズ4Aに超音波減衰の小さい材料を使用できる。しかも、表面に凹凸部4bを設けた表面粗さにすることにより、音響レンズ4Aと被検体との音響インピーダンスの差による多重反射を小さくすることができるため、高感度で高分解能の超音波画像を得ることができる。

【0100】

以上、本実施の形態によれば、超音波探触子10の音響レンズ4Aの凹凸部4bは、互いに異なる複数の深さの溝を有する。このため、音響レンズ4Aに超音波の減衰が小さい材料を適用でき、超音波の減衰を小さくことができ、凹凸部4bにより不要な多重反射をより小さくことができ、超音波画像のさらなる高感度化及び高分解能化を実現できる。

10

【0101】

なお、本実施の形態では、音響レンズ4Aの被検体側に位置する表面に凹凸部4aを設け、凹凸部4aの深さdの異なる4種類の形状の場合について説明したが、これに限定されるものではない。音響レンズが、4種類以外の種類数、例えば2種類の凹凸部を有する形状にしても、音響レンズの表面から超音波の反射を少なくできる形状であればよく、音響レンズ4Aと同様の効果が得られる。

【0102】

(第3の実施の形態)

20

図8(a)、図8(b)を参照して、本発明に係る第3の実施の形態を説明する。図8(a)は、音響レンズ4Bの被検体側の表面の拡大断面図である。図8(b)は、音響レンズ4Cの被検体側の表面の拡大断面図である。

【0103】

本実施の形態では、第1の実施の形態の超音波診断装置100に代えて、超音波探触子10の音響レンズ4を、後述する音響レンズ4B又は4Cに代えた超音波診断装置100を用いる。このため、超音波診断装置100と同様の部分には、同じ符号を付して、その説明を省略する。

【0104】

図8(a)に示すように、音響レンズ4Bは、超音波伝搬部本体としての音響レンズ本体4B1と、層部8と、を備える。音響レンズ本体4B1は、第1の実施の形態の音響レンズ4と同様の形状の音響レンズであり、被写体側の表面に深さdが単一の溝からなる凹凸部4aを有する。音響レンズ4Bの層部8は、音響レンズ本体4B1の凹凸部4aの溝を埋める層である。

30

【0105】

図8(b)に示すように、音響レンズ4Cは、音響レンズ本体4C1と、層部8と、を備える。音響レンズ本体4C1は、第2の実施の形態の音響レンズ4Aと同様の形状の音響レンズであり、被写体側の表面に異なる複数の深さの溝からなる凹凸部4bを有する。音響レンズ4Cの層部8は、音響レンズ本体4C1の凹凸部4bの溝を埋める層である。

40

【0106】

通常、効率よく被検体に超音波を伝搬させるように、音響レンズにゲル状の超音波接触媒体(接触媒質)を塗布して被検体に直接接触させて使用する。しかし、第1、第2の実施の形態の音響レンズ4,4Aでは、凹凸部4a,4bを有するため、超音波接触媒体が溝に完全に入らないとき、そこは空気が介在する場合がある。低い頻度であるが、その場合には被検体に超音波が送信し難いあるいは受信しにくいことが発生する。また、音響レンズ4,4Aは使用していくうちに摩耗して、凹凸部4a,4bの溝の形状が変化してくる場合がある。音響レンズ4,4Aは、溝の形状が変化することにより、多重反射が増えてくるおそれがある。本実施の形態の音響レンズ4B,4Cは、この課題を解消することを目的としている。

【0107】

50

層部 8 は、被検体間との反射を小さくする必要があるので、必要な音響インピーダンスは、被検体の音響インピーダンス（約 1.5 ~ 1.6 [MRayl]）に近い特性のものが望ましい。なお、層部 8 は、被検体と同じ音響インピーダンスを有する構成としてもよい。また、層部 8 の音速は、特に限定する必要はない。音響レンズ本体 4B1, 4C1 には、超音波の集束させる機能を持たせている。しかし、層部 8 は、超音波を集束させる機能をほとんど持たせないで、音響レンズ本体 4B1, 4C1 の一部としての機能は有していない。

【0108】

すなわち、層部 8 は、音響レンズ 4B, 4C の厚みに対して極めて薄くともよく、音響レンズ 4B, 4C の凹凸部 4a, 4b の溝を埋めるだけでよい。このため、層部 8 の厚みは、第 1 及び第 2 の実施の形態で示した凹凸部 4a, 4b の溝の深さの 0.15 波長 ~ 1.3 波長の範囲でよく、さらに厚みを 0.05 ~ 0.1 [mm] 追加した厚みでもよく、音響レンズ 4 の材料より多少減衰が大きい材料であっても感度の影響は小さいので問題ない。

10

【0109】

層部 8 の材料としては、被検体に近い音響インピーダンスの値を有する材料であれば有用であり、例えばシリコンゴム、ブタジエンゴム、ウレタンゴムなどのゴム系の材料、エラストマー材料、ポリエチレン、ポリメチルペンテンなどの樹脂材料、あるいはこれらを複合した材料などがある。

【0110】

また、層部 8 は、音響レンズ本体 4B1, 4C1 と違う配色にして、層部 8 が摩耗して音響レンズ 4 の色が見え始めたら、超音波探触子の寿命であるということが確認できるようにしてもよい。

20

【0111】

音響レンズ 4B, 4C の音響レンズ本体 4B1, 4C1 の凹凸部 4a, 4b を設けた表面に、凹凸部 4a, 4b の溝を埋めるような層部 8 を設けることによって、被検体への接触性の向上と、音響レンズの凹凸部の表面の摩耗を防止することができ、音響レンズ 4 と層部 8 と被検体との音響インピーダンスの差による多重反射を小さくすることができるため、高感度で高分解能の超音波画像を得ることができる。

【0112】

音響レンズ本体 4B1, 4C1 は、所望の型又は金型を使用して成形して作成する。さらに、層部 8 の材料を音響レンズ本体 4B1, 4C1 に流し込み、又は層部 8 を成形して音響レンズ本体 4B1, 4C1 に密着させて形成する。あるいは、層部 8 を音響レンズ本体 4B1, 4C1 の凹凸部 4a, 4b に合せた形状に成形した後、層部 8 の凹凸部に音響レンズ本体 4B1, 4C1 を成形しても形成できる。音響レンズ本体 4B1, 4C1 の凹凸部 4a, 4b 又は層部 8 の凹凸部の形成は、型又は金型に、サンドブラスト、放電加工又はレーザー加工などの種々の方法で各凹凸部に対応する溝を設けることで可能である。

30

【0113】

以上、本実施の形態によれば、音響レンズ 4B, 4C は、被検体と異なる音響インピーダンスを有し、凹凸部 4a, 4b を備える音響レンズ本体 4B1, 4C1 と、音響レンズ本体 4B1, 4C1 の被検体側の表面上に設けられ、被検体と同じ又は近い音響インピーダンスを有する層部 8 と、を備える。このため、音響レンズ本体 4B1, 4C1 と層部 8 と被検体との音響インピーダンスの差による多重反射を小さくすることができるため、超音波画像のさらなる高感度化及び高分解能化を実現できる。

40

【0114】

また、音響レンズ本体 4B1, 4C1 は、層部 8 より超音波の減衰が小さい。このため、超音波画像のさらなる高感度化及び高分解能化を実現できる。

【0115】

また、音響レンズ本体 4B1, 4C1 及び層部 8 は、互いに異なる色を有する。このため、層部 8 の色が見え始めることにより、超音波探触子 10 の寿命を目視により確実に認

50

識できる。

【0116】

なお、本実施の形態では、被検体に近い音響インピーダンスを有した層部8を単層に設けた場合について説明したが、これに限定されるものではなく、層部8を複数層にしても、単層の層部8と同様の効果が得られる。

【0117】

(第4の実施の形態)

図9(a)、図9(b)を参照して、本発明に係る第4の実施の形態を説明する。図9(a)は、超音波探触子20の一部概略断面図である。図9(b)は、音響窓材部30の拡大断面図である。

10

【0118】

本実施の形態では、第1の実施の形態の超音波診断装置100に代えて、超音波探触子10を、後述する超音波探触子20に代えた超音波診断装置100を用いる。このため、超音波診断装置100と同様の部分には、同じ符号を付して、その説明を省略する。

【0119】

図9(a)に示すように、本実施の形態の超音波探触子20は、超音波送受波部21と、駆動軸部28と、保持部29と、音響窓材部30と、超音波伝搬媒体31と、を備える。超音波送受波部21は、PZT系などの圧電セラミック、高分子材料あるいは単結晶などの振動子が用いられ、超音波を送受信する部品である。超音波送受波部21は、必要に応じて振動子の前面に超音波を効率よく送受信するために音響整合層を1層以上有し、さらには超音波を集束させる音響レンズ24を有する。

20

【0120】

駆動軸部28は、超音波送受波部21を機械的に揺動、回転又は前後(被検体側 保持部29側)に動作させる部品である。保持部29は、駆動軸部28を保持する部品である。音響窓材部30は、超音波送受波部21などを内包する部品である。超音波伝搬媒体31は、超音波送受波部21と音響窓材部30との間隙を満たす媒体である。

【0121】

超音波探触子20は、超音波診断装置本体110からケーブル、信号線(図示略)を介して駆動信号を超音波送受波部21に印加することにより、超音波送受波部21の振動子が機械振動して超音波を送信及び受信する。振動子から出射された超音波は、音響レンズ24、超音波伝搬媒体31、音響窓材部30を順に伝搬する。音響窓材部30は、被検体に直接接触又は超音波伝搬媒体(接触媒質)を介して間接的に接触して被検体、例えば生体に超音波を送信し、また被検体から反射してきた超音波の反射波を再び音響窓材部30、超音波伝搬媒体31、音響レンズ24を通して超音波送受波部21の振動子で受信する。

30

【0122】

また、超音波送受波部21は、モーターなどが接続されている駆動部(図示略)及び駆動軸部28によって揺動、回転又は前後に動作される。超音波送受波部21は、その動作の都度超音波の信号を送受信し、この受信信号が信号線、ケーブル(図示略)を介して超音波診断装置本体110で信号処理され、表示部117上に超音波診断画像として2次元又は3次元に表示されて診断されるものに用いられる、所謂センサーである。

40

【0123】

超音波の送受信する経路は、超音波送受波部21に接触している超音波伝搬媒体31と音響窓材部30である。超音波伝搬媒体31と音響窓材部30とによって、超音波画像を劣化させないで高分解能の画像を得るためには、超音波伝搬媒体31と音響窓材部30との音響特性、特に音響インピーダンスと超音波減衰に注意が必要であり、重要なポイントである。音響レンズ24、超音波伝搬媒体31及び音響窓材部30について、音響インピーダンスは、境界での反射を小さくするために被検体である例えば生体(1.5~1.6 [MRayl])に近い値が望まれる。さらに、もう一つの特性である超音波の減衰は、超音波の送受信の感度と周波数特性とに大きく影響するため、可能な限り小さい値のもの

50

が望まれる。特に、周波数依存減衰があり、高分解能の画像を得るために高い周波数を用いた超音波送受波部 2 1 を使用するときには、この特性が極めて重要になってくる。

【 0 1 2 4 】

このような観点から、音響窓材部 3 0 の材料としては、超音波送受波部 2 1 の揺動、回転又は前後にスムーズに動作させるために、外圧などから防御するという点も考慮してポリエチレンやポリメチルペンテンなどのようなプラスチック材料が用いられている。しかし、ポリエチレン、ポリメチルペンテンの音響インピーダンスが、それぞれ約 1 . 7、1 . 6 7 [M R a y l] であり、被検体（生体）の音響インピーダンスより大きい値であり、被検体との境界で音響インピーダンスの不整合により多重反射が発生するという課題がある。

10

【 0 1 2 5 】

一方、超音波伝搬媒体 3 1 は、上記望まれる特性にさらにいくつか要望される特性がある。それらの特性の一つは、超音波探触子 2 0 は、被検体が生体である場合、診断中に音響窓材部 3 0 が何らかの要因で亀裂あるいは破損などが発生して超音波伝搬媒体 3 1 が外部に流れ出て、生体に接触させる可能性があるために、超音波伝搬媒体 3 1 が、生体に対して害がないものあるいは小さいものであることである。また、要望される特性のもう一つは、超音波送受波部 2 1 を駆動軸部 2 8 でスムーズにかつ高速に揺動、回転又は前後に動作するためには、駆動軸部 2 8 を駆動するモーターへの負荷（トルクなど）を可能な限り小さくしなければならないために、超音波伝搬媒体 3 1 の粘性が小さいことである。さらに、要望される特性の別のもう一つは、音響窓材部 3 0 内にある超音波送受波部 2 1、

20

【 0 1 2 6 】

従来、超音波伝搬媒体 3 1 としては、多価アルコールのエチレングリコール、1 . 3 ブタンジオール（1 . 3 ブチレングリコール）及びオイル系などの液体が用いられていた。エチレングリコール、1 . 3 ブタンジオールの音響インピーダンスは、それぞれ約 1 . 8 5、1 . 5 4 [M R a y l] である。エチレングリコールは、減衰が小さい（使用周波数 1 0 [M H z] で約 0 . 1 [d B / m m] ）が、音響インピーダンスが大きく、音響レンズ 2 4、音響窓材部 3 0 との間で音響的な不整合により多重反射が発生するという課題がある。また、1 . 3 ブタンジオールの音響インピーダンスは良好であるが、減衰が大きい（使用周波数 1 0 [M H z] で約 1 . 3 [d B / m m] ）ため、感度が低下するという課題がある。

30

【 0 1 2 7 】

本実施の形態では、図 9（b）に示すように、音響レンズ 2 4、超音波伝搬媒体 3 1、音響窓材部 3 0 及び被検体の間における、音響インピーダンスが異なる境界である、音響レンズ 2 4 の被検体側（超音波伝搬媒体 3 1 側）の表面に凹凸部（図示略）を設け、音響窓材部 3 0 の振動子側（超音波伝搬媒体 3 1 側）の表面に凹凸部 3 0 a を設け、音響窓材部 3 0 の被検体側の表面に凹凸部 3 0 b を設け、多重反射の課題を解消するとともに、感度を向上させるところに特徴がある。もちろん、それぞれの境界で、音響インピーダンスが近く多重反射が問題ない部分には凹凸部を設ける必要はない。

40

【 0 1 2 8 】

たとえば、音響レンズ 2 4 に、第 1 の実施の形態の音響レンズ 4 と同じ材料を用いて、被検体側の表面に凹凸部（図示略）を設けるものを用いる。音響レンズ 2 4 の凹凸部の深さ d の範囲は、0 . 1 5 波長から 1 . 3 波長の範囲とする。また、超音波伝搬媒体 3 1 には、音響レンズ 2 4、音響窓材部 3 0 の音響インピーダンスとは異なる音響インピーダンスが 1 . 8 5 [M R a y l] の値を有し、かつ超音波の減衰が使用周波数 1 0 [M H z] で約 0 . 1 [d B / m m] のエチレングリコールなどの減衰の小さい値のものを用いる。

【 0 1 2 9 】

50

また、音響窓材部 30 においては、音響インピーダンスが $1.7 [MRayl]$ 、音速が $1950 [m/sec]$ の低密度のポリエチレンを用い、超音波伝搬媒体 31 が接する内面の表面（超音波送受波部 21 の振動子側の表面）に凹凸部 30a を設け、被検体に接する外面の表面（被検体側の表面）に凹凸部 30b を設ける。この凹凸部 30a, 30b は、第 1、第 2 の実施の形態の音響レンズ 4, 4A と同じ思想で設けている。つまり、音響窓材部 30 の両面に設ける凹凸部 30a, 30b の深さ d は、 0.15 波長から 1.3 波長の範囲で設ける。また、凹凸部 30a, 30b として、当該深さの範囲内で、互いに深さが異なる複数個の溝を設けてよい。

【0130】

たとえば、使用周波数 $10 [MHz]$ の超音波送受波部 21 を用いた場合、音響窓材部 30 の表面の凹凸部 30a, 30b の深さを、 0.15 波長から 1.3 波長の範囲に設定すると、 0.16 波長が約 $0.031 [mm]$ となり、 1.3 波長が約 $0.254 [mm]$ となる。これらの範囲で単一の深さにしても、複数個の深さにしても、音響窓材部 30 の表面に凹凸部 30a, 30b を形成することによって、超音波伝搬媒体 31、被検体の音響インピーダンスの不整合による多重反射を防止することができる。このため、音響レンズ 24 と超音波伝搬媒体 31 と音響窓材部 30 との音響インピーダンスが異なる材料を用いた場合でも、上記のように音響レンズ 24 と音響窓材部 30 との表面に凹凸部を設けることにより、多重反射の課題は解消できる。このため、音響レンズ 24、超音波伝搬媒体 31、音響窓材部 30 は、音響インピーダンスに制限がなくなるために、それぞれの材料の選択の範囲が広がる。そのため、それぞれの材料は減衰の小さい材料を選択できるため、超音波送受信の感度を向上させることが可能となり、高感度で高分解能の超音波画像を得ることができる。

10

20

【0131】

また、音響窓材部 30 は、所望の型又は金型を使用して成形して作成する。凹凸部 30a, 30b の形成方法は、型又は金型に、サンドブラスト、放電加工又はレーザー加工などの種々の方法で凹凸部 4a, 4b に対応する溝を設けることで可能である。音響レンズ 24 の凹凸部の形成方法は、第 1、第 2 の実施の形態の音響レンズ 4, 4A の凹凸部 4a, 4b の形成方法と同様である。

【0132】

以上、本実施の形態によれば、超音波探触子 20 は、超音波送受波部 21 と、超音波送受波部 21 の少なくとも被検体側に配置された超音波伝搬媒体 31 と、超音波送受波部 21 及び超音波伝搬媒体 31 を内包する音響窓材部 30 と、を備える。音響窓材部 30 は、被検体と異なる音響インピーダンスを有し、かつ被検体側の表面及び振動子側の表面に凹凸部 30a, 30b を備える。このため、音響窓材部 30、超音波伝搬媒体 31 に超音波の減衰が小さい材料を適用でき、超音波の減衰を小さくすることができ、凹凸部 30a, 30b により不要な多重反射を小さくすることができ、超音波画像の高感度化及び高分解能化を実現できる。

30

【0133】

また、音響窓材部 30 及び超音波伝搬媒体 31 は、超音波の減衰が小さい。このため、超音波の減衰を小さくすることにより、超音波画像の高感度化を実現できる。

40

【0134】

また、超音波探触子 20 は、超音波送受波部 21 において、圧電体の被検体側に設けられた音響レンズ 24 を備える。音響レンズ 24 は、超音波伝搬媒体 31 と異なる音響インピーダンスを有し、かつ超音波伝搬媒体 31 側の表面に凹凸部を備える。このため、音響レンズ 24 に超音波の減衰が小さい材料を適用でき、超音波の減衰を小さくすることができ、音響レンズ 24 の凹凸部により不要な多重反射を小さくすることができ、超音波画像の高感度化及び高分解能化を実現できる。

【0135】

なお、本実施の形態では、音響レンズ 24 の被検体側の表面と、音響窓材部 30 の被検体側の表面（外面）及び振動子側の表面（内面）とに凹凸部を設けた場合について説明し

50

たが、これに限定されるものではない。音響窓材部 30 の内面、外面、音響レンズ 24 の被検体側の表面、振動子側の表面の少なくとも 1 つに凹凸部を設けても、本実施の形態の音響レンズ 24 及び超音波探触子 20 と同様の効果が得られる。

【0136】

また、本実施の形態では、超音波送受波部 21 を駆動軸部 28 によって揺動、回転又は前後に動作させる構成について説明したが、これに限定されるものではない。このほか、駆動軸部を設けず、超音波送受波部 21 が固定された超音波探触子においても、本実施の形態の音響レンズ 24 及び超音波探触子 20 と同様の効果が得られる。

【0137】

また、本実施の形態では、超音波伝搬媒体 31 は液体を設けた構成について説明したが、これに限定されるものではない。このほか、超音波伝搬媒体 31 はゲル状若しくは、固体であっても、本実施の形態の超音波探触子 20 と同様の効果が得られる。

10

【0138】

また、本実施の形態では、音響窓材部 30 の外面に凹凸部 30b を設けた場合について説明したが、これに限定されるものではない。第 3 の実施の形態と同様に、音響窓材部は、被検体と異なる音響インピーダンスを有し、凹凸部 30a, 30b を備える音響窓材部本体と、当該音響窓材部本体の前記被検体側の表面上に設けられ、被検体と同じ又は近い音響インピーダンスを有する層部と、を備える構成としてもよい。この構成によれば、第 3 の実施の形態の層部 8 と同様の効果が得られる。

【0139】

なお、上記各実施の形態における記述は、本発明に係る好適な超音波探触子及び超音波診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。

20

【0140】

上記各実施の形態の少なくとも 2 つを適宜組み合わせる構成としてもよい。

【0141】

また、以上の実施の形態における超音波診断装置 100 を構成する各部の細部構成及び細部動作に関して本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

【符号の説明】

【0142】

- 100 超音波診断装置
- 10, 20, 40 超音波探触子
- 1, 41 振動子
- 2, 2a, 2b, 42, 42a, 42b, 42c 音響マッチング層
- 3, 43 パッキング部
- 4, 24, 4A, 4B, 4C, 44 音響レンズ
- 4B1, 4C1 音響レンズ本体
- 21 超音波送受波部
- 28 駆動軸部
- 29 保持部
- 30 音響窓材部
- 31 超音波伝搬媒体
- 4a, 4b, 30a, 30b 凹凸部
- 5 接地電極
- 6 信号電極
- 7 信号用電気端子
- 8 層部
- 10b ケーブル
- 110 超音波診断装置本体
- 111 操作入力部
- 112 送信部

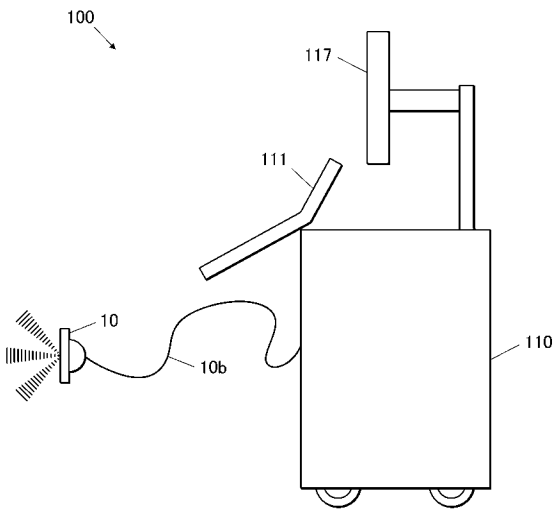
30

40

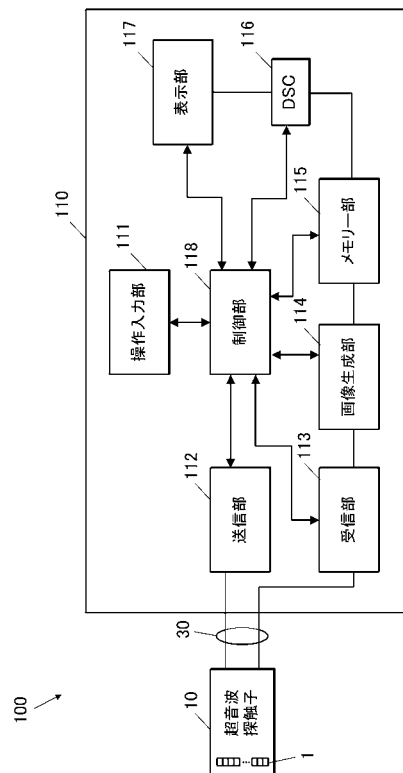
50

- 1 1 3 受信部
- 1 1 4 画像生成部
- 1 1 5 メモリ部
- 1 1 6 D S C
- 1 1 7 表示部
- 1 1 8 制御部

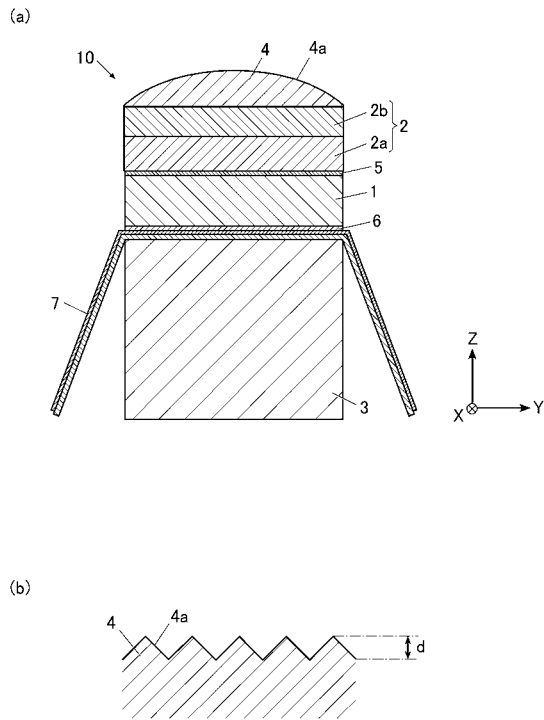
【 図 1 】



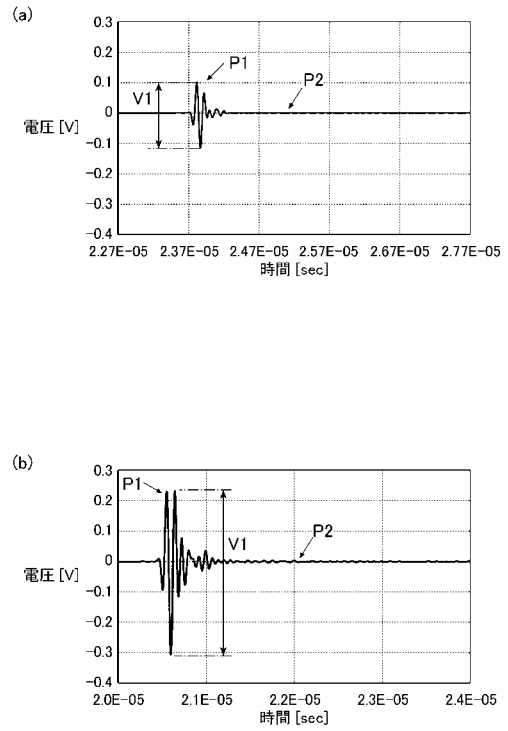
【 図 2 】



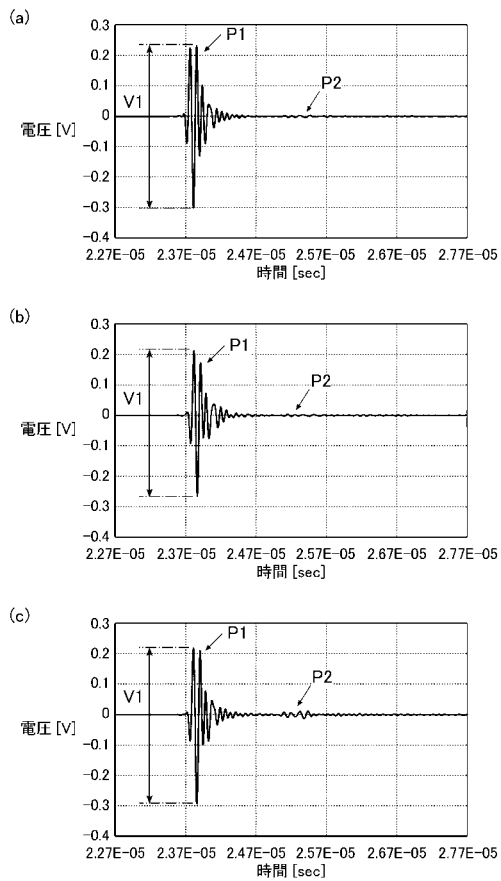
【 図 3 】



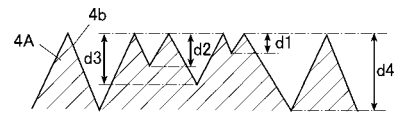
【 図 4 】



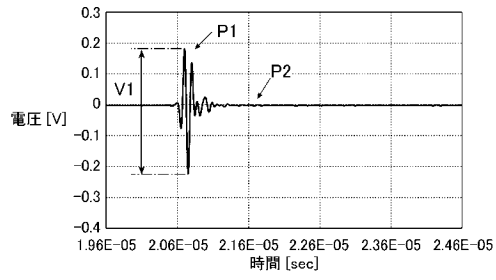
【 図 5 】



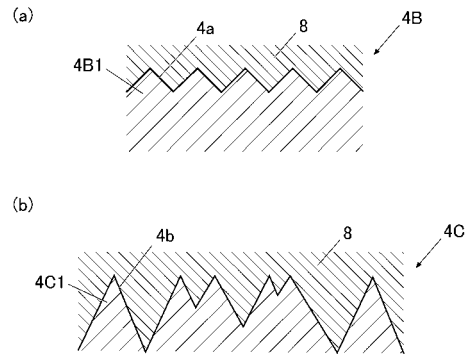
【 図 6 】



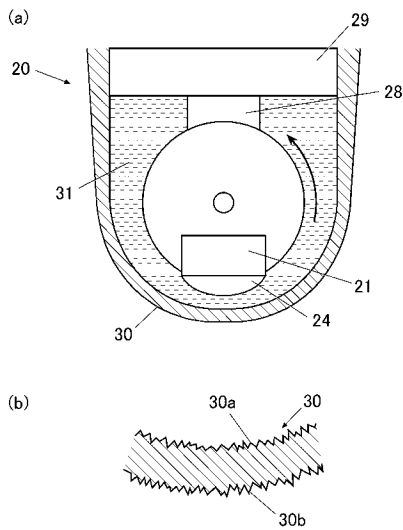
【 図 7 】



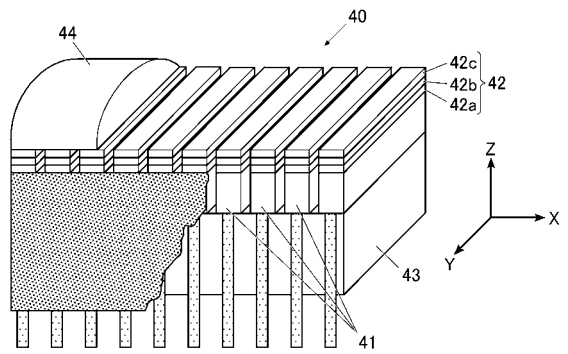
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2019187868A	公开(公告)日	2019-10-31
申请号	JP2018084741	申请日	2018-04-26
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	齐藤孝悦 門田光太郎		
发明人	齐藤 孝悦 門田 光太郎		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB16 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB33 4C601/GB34 4C601/GB35 4C601/GB41 4C601/GC01 4C601/GC11 4C601/LL17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过减少超声波的衰减和不必要的多次反射来提高超声波图像的灵敏度和分辨率。解决方案：超声波探头10包括：振荡器1，用于向和从对象发射和接收超声波。声透镜4，其是设置在振荡器1的被检体侧的超声波传播部。该声透镜4具有与被检体不同的声阻抗，并且在被检体侧的至少一方具有凹凸部4a。曲面及其振荡器的1面曲面。图3

