

(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2006-334074

(P2006-334074A)

(43) 公開日 平成18年12月14日(2006.12.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/24 (2006.01)	G 0 1 N 29/24 5 O 2	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 O J	5 D 0 1 9
	H 0 4 R 17/00 3 3 O K	
	H 0 4 R 17/00 3 3 2 A	
審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 11 頁)		

(21) 出願番号 特願2005-161348 (P2005-161348)
 (22) 出願日 平成17年6月1日(2005.6.1)

(71) 出願人 000005821
 松下電器産業株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (74) 代理人 100101454
 弁理士 山田 卓二
 (74) 代理人 100111224
 弁理士 田代 攻治
 (72) 発明者 斉藤 孝悦
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下
 電器産業株式会社内
 Fターム(参考) 2G047 BA03 BC07 BC13 CA01 EA01
 EA05 GB02 GB28 GB29 GB30
 GB36
 4C601 BB02 EE01 EE03 GB04 GB25
 GB26 GB28 GB45 GB47
 最終頁に続く

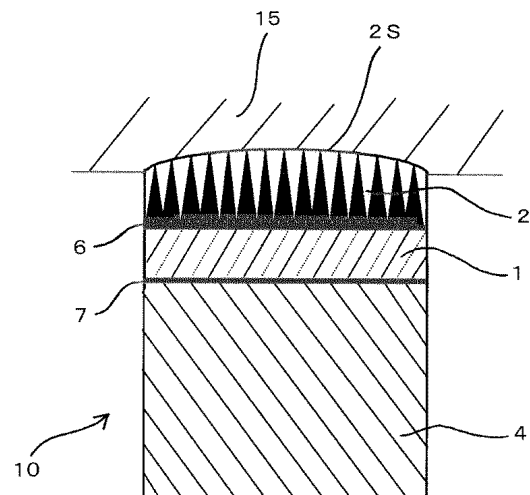
(54) 【発明の名称】 超音波探触子、及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】音響レンズによる超音波の減衰を回避して高分解能な診断画像を得ることができ、構造が簡単な超音波探触子、及び超音波診断装置を提供する。

【解決手段】音響整合層2の音響インピーダンスを、圧電素子1に近い値から被検体15に近い値に厚さ方向に連続的に変化するように形成し、かつ音響整合層2の被検体側表面2sを圧電素子1の幅方向に沿って曲面形状に形成する。これにより、前記幅方向に超音波ビームを収束させることができ、音響レンズ13を除くことができる。音響整合層2の厚さを超音波周波数の1/2波長以上とすることで、前記曲面形状に起因する厚さの変化が周波数特性に影響を及ぼすことがなくなる。音響整合層2の被検体側の音速が被検体の音速よりも小さいときには前記曲面形状は凸状に、大きいときには凹状にする。当該曲面を複数の曲率半径の曲面とし、この曲率半径を前記幅方向に変化させることができる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体との間で超音波を送受信する圧電素子と、
前記圧電素子の被検体側の前面に設けられる音響整合層と、
前記圧電素子に対して前記音響整合層の反対側となる前記圧電素子の背面に設けられる背面負荷材と、

前記圧電素子の前面及び背面に設けられる一対の電極とから構成される超音波探触子において、

前記音響整合層の音響インピーダンスが、前記圧電素子側部分での圧電素子に近い値から、前記被検体側部分での被検体に近い値へと厚さ方向に連続的に変化し、前記圧電素子に対応する前記音響整合層の被検体側の表面が、被検体表面と略平行となる前記圧電素子の少なくとも一方の幅方向に沿って曲面状に形成され、前記音響整合層が超音波ビームを前記一方の幅方向に収束させることを特徴とする超音波探触子。

10

【請求項 2】

被検体との間で超音波を送受信する複数個に配列された圧電素子と、
前記圧電素子の被検体側の前面に設けられる音響整合層と、
前記圧電素子に対して前記音響整合層の反対側となる前記圧電素子の背面に設けられる背面負荷材と、

前記圧電素子の前面及び背面に設けられる一対の電極とから構成される超音波探触子において、

20

前記音響整合層の音響インピーダンスが、前記圧電素子側部分での圧電素子に近い値から、前記被検体側部分での被検体に近い値へと厚さ方向に連続的に変化し、前記複数の圧電素子の各々に対応した前記音響整合層の被検体側の表面形状が、前記複数の圧電素子の配列方向と直交する幅方向に沿って曲面状に形成され、前記音響整合層が超音波ビームを前記幅方向に収束させることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 3】

前記音響整合層が、前記圧電素子の発生する超音波の使用周波数帯の少なくとも $1/2$ 波長以上の厚さを有することを特徴とする、請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記音響整合層の被検体側の音速を C_{ml} 、被検体の音速を C_b としたとき、 $C_{ml} < C_b$ の場合は前記被検体に対する前記曲面が凸形状、 $C_{ml} > C_b$ の場合は前記曲面が凹形状であることを特徴とする、請求項 1 から請求項 3 のいずれか一に記載の超音波探触子。

30

【請求項 5】

前記曲面が複数の曲率半径の曲面の組み合わせから構成され、前記複数の曲率半径が、圧電素子の前記幅方向に沿って変化していることを特徴とする、請求項 4 に記載の超音波探触子。

【請求項 6】

前記複数の曲率半径の変化は、前記幅方向の中心部で曲率半径が相対的に小さく、前記中心部から前記幅方向両端部に進むにしたがって曲率半径が相対的に徐々に大きくなるよう形成されていることを特徴とする、請求項 5 に記載の超音波探触子。

40

【請求項 7】

前記音響整合層が、前記圧電素子にほぼ等しい音響インピーダンスを有する円錐状または多角錐状の複数の第 1 音響整合材を錐状が同一方向となるよう密集して配置した第 1 の層と、被検体にほぼ等しい音響インピーダンスを有する第 2 音響整合材で前記第 1 の層の空隙部分を埋めた第 2 の層とを厚さ方向に組み合わせて形成したもの、または、被検体に近い音響インピーダンスの樹脂に前記圧電素子にほぼ等しい音響インピーダンスの粉体を充填して前記樹脂中で前記粉体充填度合いを厚さ方向に傾斜させて形成したもののいずれかであることを特徴とする、請求項 1 から請求項 6 のいずれか一に記載の超音波探触子。

50

【請求項 8】

前記超音波探触子が複数の圧電素子から構成され、前記音響整合層が、前記複数の圧電素子の各々に対応して分割されていることを特徴とする、請求項 2 から請求項 7 のいずれか一に記載の超音波探触子。

【請求項 9】

被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、

前記超音波探触子との間に電氣的に接続され、前記超音波探触子に駆動信号を送信し、前記超音波探触子からの電気信号を処理して診断結果を出力する診断装置本体とから構成される超音波診断装置において、

前記超音波探触子が、請求項 1 から請求項 8 のいずれか一に記載の超音波探触子であることを特徴とする超音波診断装置。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体などの被検体に当て、超音波を発信して被検体の診断情報を得るために使用される超音波探触子、および該超音波探触子を利用する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を被検体内へ発信し、被検体内で反射されるエコー信号を検出して生体内組織の断層像などをモニタに表示することで、被検体の診断に必要な情報を提供する。超音波診断装置は、被検体内へ超音波を送信し、被検体内からのエコー信号を受信するために超音波探触子を使用している。 20

【0003】

図 6 は、このような超音波探触子の一例を示している。図において、超音波探触子 20 は、超音波を送受信する複数個配列された圧電素子 11 と、圧電素子 11 の被検体側の前面（図の上方）に設けられる 2 層からなる音響整合層 12（12a、12b）と、音響整合層 12 のさらに被検体側表面に設けられる音響レンズ 13 と、圧電素子 11 に対して音響整合層 12 の反対側となる圧電素子 11 の背面に設けられる背面負荷材 14 とから構成されている。圧電素子 11 の前面・背面には、それぞれ図示しない電極が配置され、圧電素子 11 との間で電気信号の送・受信を行う。 30

【0004】

圧電素子 11 は、PZT 系などの圧電セラミック、単結晶、あるいは前記材料と高分子を複合した複合圧電体などによって形成され、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。図示の例では、X 方向に複数の圧電素子 11 が配列されている。このような圧電素子 11 の複数個配列は、電子的に超音波を走査して偏向あるいは集束することができ、いわゆる電子走査を可能とする。但し、単一の圧電素子 11 のみで超音波探触子 20 を構成し、電子走査をせず、当該単一の圧電素子 11 から送信された超音波の反射エコーを受信することで診断情報を得ることも可能である。 40

【0005】

音響整合層 12 は、超音波を効率よく被検体内に送受信するために設けられ、具体的には圧電素子 11 の音響インピーダンスを段階的に被検体の音響インピーダンスに近づける役割を果たす。図示の例では 2 層の音響整合層 12a、12b が設けられているが、これは 1 層であっても 3 層以上であってもよい。また音響整合層 12 を、複数個の圧電素子 11 にそれぞれ対応させて分割して配置し、超音波の指向性を広くする構成も用いられている（例えば、特許文献 1 参照。）。 40

【0006】

音響レンズ 13 は、診断画像の分解能を高めるために超音波ビームを絞る役割を果たす。図示の例では Y 方向に沿って凸状となるかまぼこ型に形成され、Y 方向に超音波ビームを絞る。音響レンズ 13 はオプション要素であり、必要に応じて使用される。 50

【 0 0 0 7 】

背面負荷材 1 4 は、圧電素子 1 1 に結合されてこれを保持し、さらに不要な超音波を減衰する役割を果たす。なお、本明細書では、図の X 方向を「（圧電素子の）配列方向」、Y 方向を「（圧電素子の）幅方向」、Z 方向を「（圧電素子の）厚さ方向」とも呼ぶものとする。

【 0 0 0 8 】

上述した複数層で構成される音響整合層 1 2 に対し、従来技術では厚さ方向に音響インピーダンスを連続的に変化させる構造を持った図 7 に示すような音響整合層 2 2 が開示されている（例えば、特許文献 2 参照。）。図 7 において、この音響整合層 2 2 は、圧電素子 1 1 にほぼ等しい音響インピーダンスを有する円錐状または四角錐状の第 1 の音響整合材 2 2 a と、被検体にほぼ等しい音響インピーダンスを有する残余の部分占める第 2 の音響整合材 2 2 b とを厚さ方向に組み合わせて構成されている。

10

【 0 0 0 9 】

具体的には、第 1 の音響整合材 2 2 a を音響インピーダンスが大きい（音響インピーダンスが圧電素子 1 1 に近い）ガラス、アルミニウム、セラミックあるいはシリコン単結晶等の材料により形成し、その隙間に音響インピーダンスの小さい（同、被検体に近い）エポキシ樹脂、ウレタン樹脂あるいはシリコンゴムなどからなる第 2 の音響整合材 2 2 b を充填することによって形成される。図 7 の下側を圧電素子 1 1 側に配置し、上側を被検体側（音響レンズ 1 3 側）に配置することで音響インピーダンスを連続して変化させることができる。音響整合層 2 2 を以上のように構成することで、使用周波数の広帯域化を図ることができる。超音波診断の効率を高めることができるとしている。

20

【特許文献 1】特開平 9—2 3 8 3 9 9 号公報

【特許文献 2】特開平 1 1—8 9 8 3 5 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

超音波診断装置の診断画像の分解能を向上させるために、超音波ビームを収束し細くする方法として上述した音響レンズ 1 3 を設ける構成が一般である。この音響レンズ 1 3 は、被検体との音速差を利用して超音波ビームを屈折させ、ある一定の深さに焦点を固定してこの焦点に合せて超音波ビームを収束させている。音響レンズ 1 3 の素材としては、一般的に音速が被検体よりも遅く、しかも音響インピーダンスが被検体に近い値を有するシリコンゴムが用いられる。音速が被検体よりも遅い材料が選択されるのは、超音波ビームを収束させる際に音響レンズ 1 3 が図 6 に示すように被検体側に対して凸面形状とすることができ、凸面形状であれば被検体に当てる際に密着度が得易いからである。但し、音速が被検体よりも速い材料を使用して音響レンズ 1 3 を凹面形状とすることも可能であり、これを被検体側に密着させることで同様に使用することができる。

30

【 0 0 1 1 】

上述した従来技術による音響レンズを備える超音波探触子には改善の余地があった。すなわち、被検体に対向する面を凸面形状とするため、音響レンズ 1 3 の材料として音響インピーダンスが被検体に近いシリコンゴムを使用した場合、超音波の減衰が大きくなって感度と周波数特性が劣化するという問題があった。逆に、これを避けようとして減衰が小さいシリコンゴムを選択した場合、今度は音響インピーダンスが被検体の値から離れてその境界で超音波が反射し、画像に悪影響を及ぼすという別の問題が生じた。すなわち、音響レンズ 1 3 を使用する限り、超音波の減衰又は分解能の劣化といういずれかの問題を抱えることとなっていた。

40

【 0 0 1 2 】

したがって本発明は、上述した従来技術にある問題点を解消し、超音波の減衰を最小限に留め、感度と周波数特性の劣化を防いで高分解能な診断画像を得ることができ、かつ構造がより簡素化される超音波探触子、及び当該超音波探触子を備えた超音波診断装置を提供することを目的としている。

50

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明は、音響インピーダンスが圧電素子側から被検体側の方向に連続的に変化する音響整合層を使用した場合に、音響整合層の厚さが超音波の周波数特性に影響しないという事実に着目し、音響整合層の厚さが超音波ビームを絞る方向に変化した曲面となるよう音響整合層の被検体側表面を形成し、この音響整合層による超音波の屈折、収束作用を活用して音響レンズを取り除くことにより上述の問題を解消するもので、具体的には以下の内容を含む。

【0014】

すなわち、本発明にかかる1つの態様は、被検体との間で超音波を送受信する圧電素子と、前記圧電素子の被検体側の前面に設けられる音響整合層と、前記圧電素子に対して前記音響整合層の反対側となる前記圧電素子の背面に設けられる背面負荷材と、前記圧電素子の前面及び背面に設けられる一対の電極とから構成される超音波探触子であって、前記音響整合層の音響インピーダンスが、前記圧電素子側部分での圧電素子に近い値から、前記被検体側部分での被検体に近い値へと厚さ方向に連続的に変化し、前記圧電素子に対応する前記音響整合層の被検体側の表面が、被検体表面と略平行となる前記圧電素子の少なくとも一方の幅方向に沿って曲面状に形成され、前記音響整合層が超音波ビームを前記一方の幅方向に収束させることを特徴とする超音波探触子に関する。

【0015】

本発明にかかる他の態様は、複数個に配列された圧電素子と、同じく音響整合層と、背面負荷材と、前記圧電素子の前面及び背面に設けられる一対の電極とから構成される超音波探触子であって、前記音響整合層の音響インピーダンスが厚さ方向に連続的に変化し、前記複数の圧電素子の各々に対応した前記音響整合層の被検体側の表面形状が、前記複数の圧電素子の配列方向と直交する幅方向に沿って曲面状に形成され、前記音響整合層が超音波ビームを前記幅方向に収束させることを特徴とする超音波探触子に関する。

【0016】

前記いずれの態様においても、前記音響整合層は、前記圧電素子の発生する超音波の使用周波数帯の少なくとも1/2波長以上の厚さを有している。

【0017】

前記音響整合層の被検体側の音速を C_{m1} 、被検体の音速を C_b としたとき、前記被検体に対する前記曲面は、 $C_{m1} < C_b$ の場合には凸形状、 $C_{m1} > C_b$ の場合は凹形状に形成される。

【0018】

前記曲面は、複数の曲率半径の曲面の組み合わせから構成することができ、前記複数の曲率半径は、圧電素子の前記幅方向に沿って変化させることができる。この場合、前記複数の曲率半径の変化は、前記幅方向の中心部で曲率半径が相対的に小さく、前記中心部から前記幅方向両端部に進むにしたがって曲率半径が相対的に徐々に大きくなるよう形成することが好ましい。

【0019】

前記音響整合層は、前記圧電素子にほぼ等しい音響インピーダンスを有する円錐状または多角錐状の複数の第1音響整合材を錐状が同一方向となるよう密集して配置した第1の層と、被検体にほぼ等しい音響インピーダンスを有する第2音響整合材で前記第1の層の空隙部分を埋めた第2の層とを厚さ方向に組み合わせて形成することができる。あるいは、前記音響整合層は、被検体に近い音響インピーダンスの樹脂に前記圧電素子にほぼ等しい音響インピーダンスの粉体を充填して前記樹脂中で前記粉体充填度合いを厚さ方向に傾斜させて形成することができる。

【0020】

前記超音波探触子が複数の圧電素子から構成されている場合、前記音響整合層は、前記複数の圧電素子の各々に対応して分割されていることが好ましい。

【0021】

本発明にかかる他の態様は、被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子との間に電氣的に接続され、前記超音波探触子に駆動信号を送信し、前記超音波探触子からの電気信号を処理して診断結果を出力する診断装置本体とから構成される超音波診断装置であって、上述したいずれか一の超音波探触子を利用する超音波診断装置に関する。

【発明の効果】

【0022】

本発明の実施により、音響レンズを別途設けることなく音響整合層を用いて超音波ビームを収束させることが可能となり、音響探触子の構造を簡略化することができると共に、余剰の層追加による超音波の減衰が排除され、周波数の広帯域化を実現し、高分解能な診断画像を得ることができる超音波探触子、及び該超音波探触子を利用する超音波診断装置を実現することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、本発明にかかる第1の実施の形態の超音波探触子について、図面を参照して説明する。図1は、本実施の形態にかかる超音波探触子10を圧電素子1の幅方向（図6に示すY方向）に見た側面断面図である。図においてこの超音波探触子10は、中央部に位置する圧電素子1と、圧電素子1に対して被検体15の側となる厚さ方向前面に配置された音響整合層2と、圧電素子1に対して音響整合層2の反対側となる厚さ方向背面に配置された背面負荷材4とから構成されている。これら各構成要素のそれぞれの機能は、基本的に従来技術で説明したものと同様である。図からも明らかな通り、本実施の形態にかかる超音波探触子10では、従来技術にあった音響レンズ（図6の符号13）を除いている。

20

【0024】

圧電素子1の厚さ方向の前面（図の上方）には接地電極6が、背面（同、下方）には信号用電極7がそれぞれ設けられている。両電極6、7は、金や銀の蒸着、スパッタリング、あるいは銀の焼き付けなどにより圧電素子1の前面、背面にそれぞれ形成される。両電極6、7は、ケーブルを介して図示しない超音波診断装置と電氣的に接続され、超音波診断装置で作られる規則正しいパルス電圧を圧電素子1に印加し、逆に圧電素子1が電気信号に変換したエコー受信波を超音波診断装置本体に送信する。

【0025】

本実施の形態にかかる音響整合層2は、厚さ方向に音響インピーダンスが連続的に変化する特性を有する。すなわち、圧電素子1の接地電極6側に位置する音響整合層2の部分は圧電素子1に近い音響インピーダンスを有し、被検体15側に位置する音響整合層2の部分は被検体15に近い音響インピーダンスを有し、その間で音響インピーダンスは連続的に傾斜している。より具体的に、音響整合層2の接地電極6側の音響インピーダンスは約30メガレイル（圧電素子1がPZT系のような圧電セラミックの場合）、被検体15側の音響インピーダンスは約1.5メガレイルであり（被検体15が人体である場合）、その間で音響整合層2の音響インピーダンスは連続的に変化している。

30

【0026】

このような音響インピーダンスの連続的な変化は、例えば図7を参照して従来技術の項で示したように、音響整合層2を、圧電素子1にほぼ等しい音響インピーダンスを有する円錐状または四角錐などの多角錐状の第1の音響整合材と、被検体にほぼ等しい音響インピーダンスを有する残余の部分を占める第2の音響整合材とを厚さ方向に組み合わせて構成することにより得られる（図1に示す音響整合層2のとげ状縞模様は、この両部材が組み合わされた状態を模式的に示している。）。この方法以外にも、例えば、被検体15に近い音響インピーダンスの樹脂にタングステン粉等のように比重の高い（音響インピーダンスの大きい）粉体を充填して樹脂中で粉体充填度合いを厚さ方向に傾斜させることなど、音響インピーダンスの連続的な変化は他の代替方法によっても得ることができる。

40

【0027】

音響インピーダンスをこのように連続的に傾斜させた音響整合層2を用いることにより

50

、周波数の広帯域化が実現できる。加えて、本願発明者らの実験によれば、上述したような音響インピーダンスを連続的に変化させる音響整合層2を用いた場合に、信号強度分布は周波数に依存することがなくなり、音響整合層2の厚さを使用周波数帯の約 $1/2$ 波長以上とすれば、その厚さと周波数特性はあまり関係しないことが判明している。

【0028】

本実施の形態は、この音響インピーダンスを連続的に傾斜させた音響整合層2では厚さが周波数特性に影響しないことに着目し、これを積極的に利用して、図1に示すように音響整合層2の被検体側の表面2sを圧電素子1の幅方向(図1の左右方向)に沿って曲面状に形成し、これによって超音波ビームを収束させる機能を持たせるものとしている。この結果、当該音響整合層2は従来技術にある音響レンズの機能をも兼ねることができ、音響レンズを除くことが可能となった。すなわち、音響整合層2の表面2s付近の音速 C_m と被検体の音速 C_b との差に応じて前記表面2s形状を凹状、または凸状のいずれかの曲面に形成することで超音波ビームを収束させ、任意の距離に焦点を設定することができる。

10

【0029】

例えば、音響整合層2を構成する一方の音響整合材(図7の符号22b)としてシリコーンゴムが使用された場合、音響整合層2の被検体側の音速 C_m は約 1.0 km/s となる。これに対して被検体が生体であれば、音速 C_b は約 1.53 km/s となるため、両者の間で $C_m < C_b$ の関係が成立する。この場合、音響整合層2の表面2sの形状を図1に示すような凸面にすれば、前記音速の差を利用して超音波を被検体内の任意の位置に収束させることができ、結果的に音響レンズと同様の機能を果たして解像度を高める効果を生む。この際の凸面は、例えば単一の曲率半径を持たせた凸面形状などとすることができる。

20

【0030】

ここで音響整合層5が本来の音響整合層としての機能を果たすため、最も厚さが薄い部分で使用周波数帯の $1/2$ 波長以上の厚さを確保しておく。この厚さを基準にして上述したような表面を曲面形状にすれば、音響整合層と音響レンズの双方の機能を同時に果たし得る音響整合層を得ることができる。

【0031】

また音速の関係が上述したものとは逆、即ち、音響整合層2の素材としてエポキシ樹脂などを主体とした材料が使用された場合、音響整合層2の被検体側の音速 C_m は約 $2\sim 2.6\text{ km/s}$ となり、被検体と同じく生体であれば $C_m > C_b$ の関係が成立する。この場合、音響整合層2の表面2sの形状を図2に示すような凹面にすれば、音響レンズと同様にして任意の距離に超音波ビームを収束させることができるようになる。この際の凹面は、例えば単一の曲率半径を持たせた凹面形状などとするすることができる。

30

【0032】

音響整合層2の表面2sを以上の曲面形状とした場合、音響整合層2の厚さは当然ながら一定ではなく、変化することになる。このことは従来の構成である単層、または複数層からなる音響整合層であれば、厚さが変化することによって周波数特性が大きく変動するために所望の特性を得ることができなくなることを意味していた。すなわち、従来の形式の単数または複数の層からなる音響整合層のままで音響レンズとしての機能を果たせようとすれば、音響レンズ機能を優先にするか、あるいは周波数特性を優先にするかしかなく、音響整合層が音響レンズの機能を兼ねることは困難であった。

40

【0033】

これに対して本実施の形態にかかる音響インピーダンスが連続的に傾斜した音響整合層2であれば、 $1/2$ 波長以上の厚みにしておくことで、表面2sを曲面に形成してその厚さを変化させてもこれによる周波数特性への影響は見られず、周波数の広帯域化が図れるばかりでなく、超音波ビームを収束させる音響レンズの機能をも果たすことができるようになる。

【0034】

50

前記音響整合層 2 の表面 2 s の曲面形状は、圧電素子 1 の幅方向に対して曲率半径を持たせた曲面としているが、これに限らず、例えば台形や多角形の一部などのように超音波ビームを収束できるものであれば他の形状とすることでもよい。

【0035】

なお、図 1 では超音波探触子 10 を幅方向側面から見ているため、1 つの圧電素子 1 を含む構成しか示されていない。このように、単一の圧電素子 1 を備えた超音波探触子 10 を使用することも可能ではあるが、複数の圧電素子 1 を図 1 の図面に垂直な方向 (X 方向) に配列した 1 次元アレイの走査型超音波探触子 10 として構成しても同様の効果が得られる。

【0036】

図 3 (a)、(b) はその概要を示すもので、複数の圧電素子 1 が配列方向 (X 方向) に配列され、圧電素子 1 の厚さ方向 (Z 方向) 前面に音響整合層 2 が配置されている。その他の構成は図 1 に示すものと同様である。音響整合層 2 の表面 2 s は幅方向 (Y 方向) に沿って曲面形状に形成され、図 3 (a) に示す例ではこれが凸形状とされている。凸形状とされる理由は、当該音響整合層 2 において上述した音速の関係が $C_{m1} < C_b$ となっているからであり、逆に $C_{m1} > C_b$ の関係となれば表面 2 s の曲面は図 3 (b) に示すように凹状に形成される。

【0037】

図 3 (a)、(b) に示す例では、音響整合層 2 が、複数の圧電素子 1 の各々に対応して音響整合層 2 を分割して配置されている。このように分割することで隣接する圧電素子 1 相互間の音響的な結合を小さくすることができ、指向性を広くするという効果が得られる。分割された溝の部分には、音響的な結合が小さいシリコンゴムやウレタンゴムなどのような材料が充填される。但し、このように音響整合層 2 を分割せず、複数の圧電素子 1 全体を覆うように構成しても、超音波ビームを収束させるという本願特有の効果を得ることができる。

【0038】

次に、本発明にかかる第 2 の実施の形態の超音波探触子について図面を参照して説明する。図 4 は、本実施の形態にかかる超音波探触子 10 を示しており、各構成要素は図 1 に示すものと同様である。特に音響整合層 2 は、音響インピーダンスが圧電素子 1 側から被検体 15 側まで連続して変化するよう構成されている。

【0039】

本実施の形態にかかる超音波探触子 10 では、音響整合層 2 の被検体側に位置する表面の形状を、複数の曲率半径の曲面の組み合わせにより構成するものとしている。すなわち、圧電素子 1 の幅方向 (図の左右方向) 中心位置に対応する表面部分 12 c の曲率半径を最も小さくし、幅方向両端部 12 d に進むに従って曲率半径を徐々に大きくした曲面に構成している。この曲率半径の変化は、連続的であっても段階的であってもよい。

【0040】

音響整合層 2 の曲面形状の曲率半径を単一のものとした場合、焦点距離、つまり超音波ビームが最も絞られてビーム径が細くなる距離付近では分解能は向上するものの、焦点距離から外れた領域は逆にビームが拡散されてビーム径は太くなり分解能が低下するという傾向にある。本実施の形態ではこのような現象を改善し、超音波ビーム径を広い領域で細くできるようにしている。すなわち、圧電素子 1 の幅方向中心部に対応する音響整合層 2 の表面部分 2 c は曲率半径を小さくして超音波ビームの焦点距離を近付け、両端部 2 d に進むに従って極率半径を大きくして徐々に超音波ビームの焦点距離を遠くにしている。これにより、全体として一点に超音波ビームを絞るものと比較してビームは若干太くなるものの広い領域でビームの拡散を防止し、絞ることが可能となるため、広い領域で分解能を向上させるという効果が得られる。

【0041】

なお、図 4 では、音響整合層 2 の表面を凸面の形状にしているが、これは第 1 の実施の形態において説明したと同様に、音響整合層 2 の音速 C_{m1} が被検体の音速 C_b より遅い

10

20

30

40

50

場合の形状であり、この音速の関係が逆になれば曲面形状は凹面となる。この場合においても複数の曲率半径を組み合わせた表面とすることにより同様の効果が得られる。

【 0 0 4 2 】

また、図 4 では、超音波探触子 10 を幅方向側面から見ているため、1つの圧電素子 1 を含む構成しか示されていないが、複数個の圧電素子 1 を図 3 に示すように X 方向に配列した 1 次元アレイの走査型超音波探触子 10 として構成しても先の実施の形態と同様の効果が得られる。

【 0 0 4 3 】

以上、本発明にかかる超音波探触子の各実施の形態について述べてきたが、本発明はさらに、これらの超音波探触子を使用する超音波診断装置をも包含している。図 5 はその概要を示すもので、図において、超音波診断装置 50 は、各実施の形態で説明した超音波探触子 10 が診断装置本体 30 とケーブル 25 を介して電氣的に接続されている。超音波探触子 10 は被検体 15 の表面に当てられ、診断装置本体 30 から超音波探触子 10 に電圧パルスの駆動信号が送られる。この駆動信号は、超音波探触子 10 の電極 7 (図 1 参照) を介して圧電素子 1 に伝えられ、超音波に変換される。被検体 15 に送波された超音波は体内で反射され、反射エコーの一部が圧電素子 1 で受信される。ここで反射波は電気信号に変換され、超音波診断装置本体 30 に入力される。入力された受信信号は、超音波診断装置本体 30 にて信号処理され、例えば断層画像として C R T などの表示装置 35 に出力される。

10

【 0 0 4 4 】

被検体 15 は、人体に限らず他の動物などの生体であってもよく、さらには材料や構造物などを対象に内部探傷目的で本超音波診断装置 50 を利用することも可能である。

20

【産業上の利用可能性】

【 0 0 4 5 】

本発明にかかる超音波探触子は、人体などの被検体の超音波診断を行う各種医療分野、さらには材料や構造物の内部探傷を目的とした工業分野において利用が可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 6 】

【図 1】本発明にかかる実施の形態の超音波探触子を示す側面断面図である。

【図 2】本発明にかかる実施の形態の超音波探触子の他の態様を示す側面断面図である。

30

【図 3】本発明にかかる実施の形態の超音波探触子のさらに他の態様を示す概略斜視図である。

【図 4】本発明にかかる他の実施の形態の超音波探触子を示す側面断面図である。

【図 5】本発明にかかる超音波探触子を利用する超音波診断装置の概略図である。

【図 6】従来技術による超音波探触子の構成を示す概略斜視図である。

【図 7】従来技術による音響インピーダンスが連続して傾斜する音響整合層の構成を示す概略斜視図である。

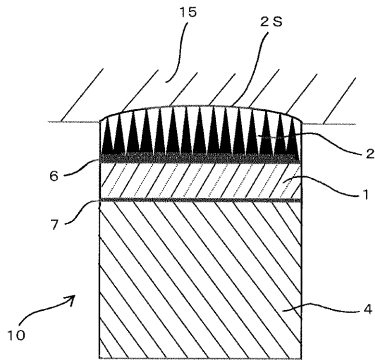
【符号の説明】

【 0 0 4 7 】

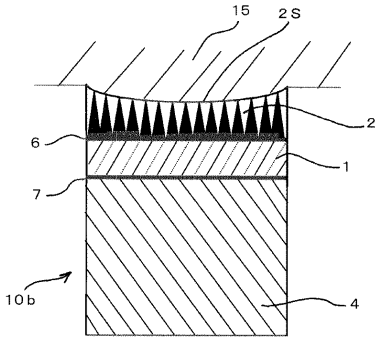
1 . 圧電素子、 2 . 音響整合層、 3 . 音響レンズ、 4 . 背面負荷材、 6 . 接地電極、 7 . 信号用電極、 10 . 超音波探触子、 11 . 圧電素子、 12 . 音響整合層、 13 . 音響レンズ、 14 . 背面負荷材、 15 . 被検体、 20 . 超音波探触子、 22 . 音響整合層、 22 a . 第 1 の音響整合材、 22 b . 第 2 の音響整合材、 25 . ケーブル、 30 . 診断装置本体、 35 . 表示装置、 50 . 超音波診断装置。

40

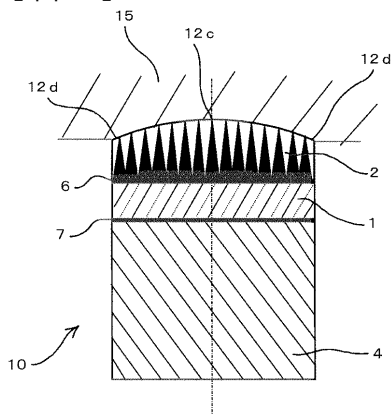
【図 1】



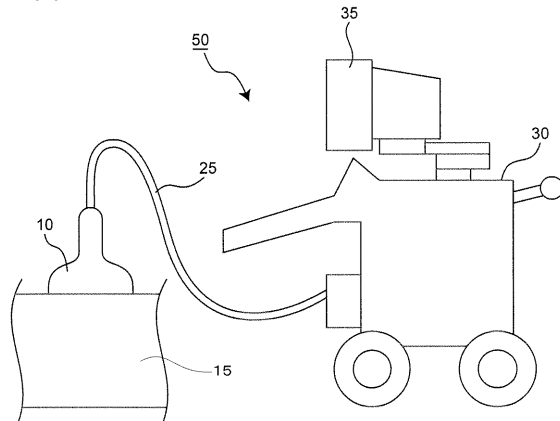
【図 2】



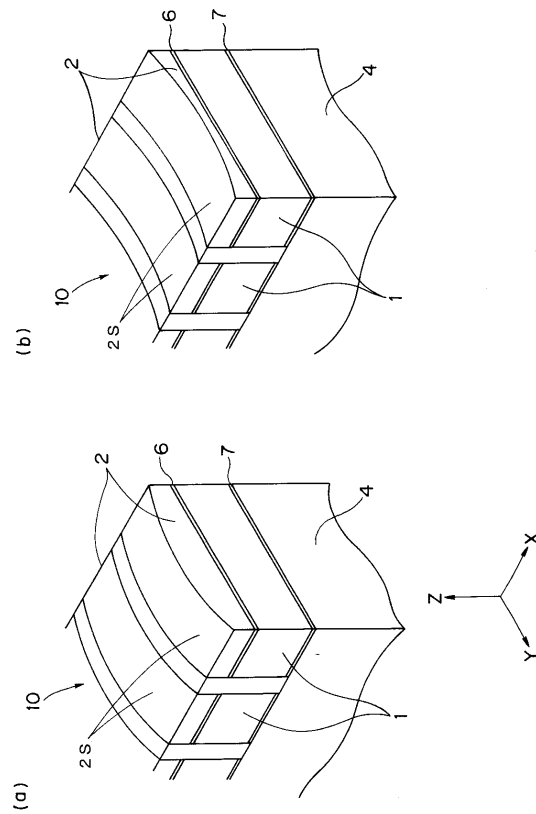
【図 4】



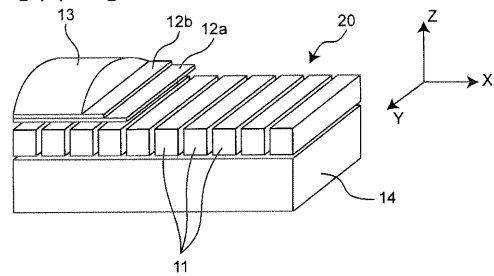
【図 5】



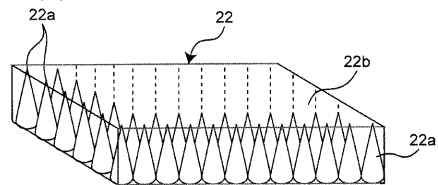
【図 3】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

F ターム(参考) 5D019 AA06 AA09 AA22 BB02 BB04 BB05 BB19 FF04 GG01 GG03

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2006334074A	公开(公告)日	2006-12-14
申请号	JP2005161348	申请日	2005-06-01
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	齐藤孝悦		
发明人	齐藤 孝悦		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24.502 H04R17/00.330.J H04R17/00.330.K H04R17/00.332.A A61B8/14		
F-TERM分类号	2G047/BA03 2G047/BC07 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/EA01 2G047/EA05 2G047/GB02 2G047/GB28 2G047/GB29 2G047/GB30 2G047/GB36 4C601/BB02 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/GB04 4C601/GB25 4C601/GB26 4C601/GB28 4C601/GB45 4C601/GB47 5D019/AA06 5D019/AA09 5D019/AA22 5D019/BB02 5D019/BB04 5D019/BB05 5D019/BB19 5D019/FF04 5D019/GG01 5D019/GG03		
代理人(译)	山田卓司		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供结构简单的超声波探头，通过避免声透镜和超声波诊断设备对超声波的衰减来获得高分辨率的诊断图像。解决方案：声匹配层2以这样的方式形成：声匹配层2的声阻抗在厚度方向上连续地改变到接近对象15的声阻抗的值，接近于接近对象15的声阻抗的值。压电元件1和声匹配层2的被摄体侧面2s沿着压电元件1的宽度方向形成弯曲形状。这使得超声波束能够在宽度方向上会聚，并且能够去除声匹配层2的厚度设定为等于/大于超声频率波长的一半，使得由弯曲形状引起的厚度变化不会影响频率特性。当声匹配层2的对象侧声速低于对象的声速时，弯曲形状凸出地形成；当声匹配层2的对象侧声速高于声对象时，凹形地形成弯曲形状受试者的速度。弯曲表面具有多个曲率半径，并且曲率半径可以在宽度方向上改变。Ž

