

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4694261号
(P4694261)

(45) 発行日 平成23年6月8日(2011.6.8)

(24) 登録日 平成23年3月4日(2011.3.4)

(51) Int.Cl.		F 1			
HO 4 R	17/00	(2006.01)	HO 4 R	17/00	3 3 0 J
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	HO 4 R	17/00	3 3 2 B
GO 1 N	29/24	(2006.01)	A 6 1 B	8/00	
			GO 1 N	29/24	5 0 2

請求項の数 10 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2005-161346 (P2005-161346)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成17年6月1日(2005.6.1)		パナソニック株式会社
(65) 公開番号	特開2006-339968 (P2006-339968A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成18年12月14日(2006.12.14)	(74) 代理人	100101454
審査請求日	平成20年1月10日(2008.1.10)		弁理士 山田 卓二
		(74) 代理人	100111224
			弁理士 田代 攻治
		(72) 発明者	齊藤 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
		審査官	大野 弘

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) 【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、一定方向に複数個配列された圧電素子と、
前記圧電素子の被検体側前面に設けられ、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音響インピーダンスが連続的に変化した音響整合層と、

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表面部の音速が被検体の音速と違う値を有し、前記音響整合層が不均一の厚みを有し、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、かつ前記複数個配列された圧電素子の方向に沿って曲面形状に形成されていることを特徴とする超音波探触子。

【請求項2】

第1の配列方向と、前記第1の配列方向に略直交する第2の配列方向との2つの配列方向に沿って2次元に配列され、被検体との間で超音波を送受信する複数個の圧電素子と、

前記圧電素子の被検体側前面に設けられ、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音響インピーダンスが連続的に変化した音響整合層と、

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表面部の音速が被検体の音速と違う値を有し、前記音響整合層が不均一の厚みを有し、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、前記第1および第2の配列方向のいずれか一方、または双方に沿って曲面形状に形成されていることを特徴とする超音波探触子。

【請求項3】

前記不均一の厚みを有した音響整合層の被検体側の表面部分の音速を C_{m1} 、被検体の音速を C_b としたとき、 $C_{m1} < C_b$ の場合は前記被検体に対する前記曲面が凹形状、 $C_{m1} > C_b$ の場合は前記曲面が凸形状であ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、前記複数個配列された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の曲率半径が、前記一定方向、第1の配列方向、第2の配列方向のいずれか一方向に沿って変化していることを特徴とする、請求項3に記載の超音波探触子。

【請求項5】

前記複数の曲率半径の変化は、前記いずれか一方向に沿った各圧電素子の中心部に対応する位置で曲率半径が相対的に大きく、前記中心部から前記各圧電素子の配列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小さくなるよう形成され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】

前記曲面の形状が、前記一定方向に直交する幅方向に沿って変化していることを特徴とする、請求項3に記載の超音波探触子。

【請求項7】

前記曲面が単一の曲率半径の曲面、または複数の曲率半径の曲面の組み合わせから構成され、当該曲面の形状の幅方向に沿った変化は、前記幅方向の中心部に対応する位置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6に記載の超音波探触子。

【請求項8】

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7のいずれか一にかかる超音波探触子。

【請求項9】

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1から請求項8のいずれか一に記載の超音波探触子。

【請求項10】

被検体との間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9のいずれか一に記載の超音波探触子である

10

20

30

40

50

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、超音波をヒトや動物などの生体の被検体内に発信し、生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し、被検体の診断に必要な情報を提供する。この際、超音波診断装置は、被検体内へ超音波を送信と、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利用している。

10

【0003】

図7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、被検体(図示せず)との間で超音波を送受信する一定方向に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の前面と背面には、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。

20

【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。

【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、より具体的には、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。また図示の例では音響整合層12が複数の圧電素子11の上に一体に形成されているが、各圧電素子11にそれぞれ対応して分割して配置し、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。)

30

【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。図示の例では音響レンズ13は図のY方向に沿って凸状となるかまぼこ型に形成され、超音波ビームをY方向に絞ることができる。音響レンズ13はオプション要素であり、必要に応じて設けられる。

40

【0007】

背面負荷材14は、圧電素子11に結合されてこれを保持し、さらに不要な超音波を減衰させる役割を果たす。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。

【0008】

上述した複数層で構成される音響整合層12に対し、従来技術ではさらに、音響インピーダンスを厚さ方向に連続的に変化させる構造を持った図8に示すような音響整合層22が開示されている(例えば、特許文献2参照。)。図8において、この音響整合層22は、圧電素子11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

50

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を含める第 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。

【 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ー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ている。図の下側を圧電素子 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

10

【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 】

電子走査型の超音波診断装置は、圧電素子を任意の群にして個々の圧電素子に一定の遅延時間与えて駆動し、圧電素子から被検体内に超音波の送信と受信を行う。このような遅延時間を与えることで超音波ビームが集束あるいは偏向され、広い視野幅あるいは高分解能の超音波画像を得ることができる。これは一般的なシステムとして既に知られている。超音波探触子として、かかる高分解能の超音波画像を得るために重要なことは、電子的に走査する複数個配列された個々の圧電素子から音響整合層、更には必要に応じて音響レンズを介して被検体に放射される超音波ビームの指向性が優れていることであり、即ち指向性が広いことである。

20

【 0 0 1 1 】

指向性を広くするための 1 つの方策として、特許文献 1 に示すような複数個配列された圧電素子に対応して音響整合層を分割し、隣接する圧電素子相互間での音響的な結合を小さくした構成とすることが挙げられる。しかしながらこの構成においては、配列する圧電素子の間隔あるいは圧電素子の幅と駆動周波数とによって指向性が定まるため、それ以上に指向性を広くすることが困難であった。昨今では超音波探触子の使用周波数がより広帯域化される傾向にあり、複数の周波数で使用する場面が多くなってきていることから、高分解能の超音波画像を得るために広帯域化と共に超音波探触子の指向性を広くすることがますます重要になってきている。

30

【 0 0 1 2 】

以上より、本発明は、圧電素子側の部分で音響インピーダンスが圧電素子に近く、被検体側に近づくに従って音響インピーダンスが被検体の音響インピーダンスに近づく、いわゆる音響インピーダンスが連続的に傾斜するよう構成され、周波数の広帯域化を可能とした音響整合層を活用し、音響整合層の被検体側から送受信する超音波の指向性を広くするよう構成し、これによって高分解能の診断画像を得ることができる超音波探触子、及び当該超音波探触子を使用した超音波診断装置を提供することを目的としている。

40

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

本発明は、音響インピーダンスが連続的に傾斜するよう構成された音響整合層を使用した場合に、音響整合層の厚さが使用周波数帯の約 1 / 2 波長以上あれば厚さが周波数特性にあまり関係しないことに着目し、音響整合層の被検体側の表面を曲面状に形成して指向性を高めることにより上述した課題を解決するもので、具体的には以下の内容を含む。

【 0 0 1 4 】

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一定方向に複数個配列された圧電素子と、前記圧電素子の被検体側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

50

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表面が、前記複数個配列された圧電素子の方向に沿って曲面形状に形成されてい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、第1の配列方向と、前記第1の配列方向に略直交する第2の配列方向との2つの配列方向に沿って2次元に配列され、被検体との間で超音波を送受信する複数の圧電素子と、同じく音響整合層と、背面負荷材と、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同様に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表面が、前記第1および第2の配列方向のいずれか一方、または双方に沿って曲面形状に形成されていることを特徴とする超音波探触子に関する。

10

【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する。

【0017】

前記音響整合層の被検体側部分の音速を 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、 $C_{m1} < C_b$ の場合は凹形状、 $C_{m1} > C_b$ の場合は凸形状に形成される。

20

【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、複数個配列された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の曲率半径は、前記一定方向、第1の配列方向、第2の配列方向のいずれか一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、前記いずれか一方向に沿った各圧電素子の中心部に対応する位置で曲率半径が相対的に大きく、前記中心部から前記各圧電素子の配列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小さくなるよう形成することが好ましい。

【0019】

圧電素子の配列が2次元配列である場合、前記曲面の形状は、前記前記一定方向に直交する幅方向に沿って変化させることができる。この場合、前記曲面の形状の幅方向に沿った変化は、前記幅方向の中心部に対応する位置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。

30

【0020】

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。

40

【0021】

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して形成することができる。

【0022】

本発明にかかる他の態様は、被検体との間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

50

超音波診断装置であって、上述したいずれか一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】

【0023】

本発明を実施することにより、超音波探触子の圧電素子の配列方向における指向性を広くすることができると同時に、周波数の広帯域化も可能となり、高分解能な診断画像が得られる超音波探触子、及び超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

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、本実施の形態に係る超音波探触子10を配列方向（図7のX方向）に見た側面断面図を示している。図において、超音波探触子10は、図7に示す従来技術によるものと基本的に同様であり、図のほぼ中央部に配列された複数の圧電素子1と、各圧電素子1に対応して被検体側（図の上方）となる厚さ方向前面に配置された音響整合層2と、音響整合層2に対してさらに厚さ方向前方に配置されたオプションの音響レンズ3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（図の下方）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、従来技術で説明したものと同様である。

【0025】

圧電素子1の厚さ方向の前面には接地電極6が、背面には信号用電極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気的に接続され、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。

【0026】

また、図示の例では、音響整合層2は、各圧電素子1に対応して個々に分割されており、これら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ている。上述したように、このように音響整合層2を各圧電素子1に対応して分割して構成することにより、超音波の指向性を広くする効果が得られる。

【0027】

図2、図3は、図1に示すA部の部分拡大図である。本実施の形態にかかる超音波探触子10で使用する音響整合層2は、厚さ方向において音響インピーダンスが連続的に変化する特性を有している。すなわち、圧電素子1側（または接地電極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、被検体側、つまり音響レンズ3側に位置する音響整合層2の部分は被検体、若しくは音響レンズ3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厚さ方向に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）、音響レンズ3側の音響インピーダンスは約1.5メガレイルほどであり、その間で音響インピーダンスは連続的に変化している。

【0028】

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8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をした第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占める第2の音響整合材とを厚さ方向に組み合わせる構成により得られる。この方法以外にも、例えば、被検体に近い音響インピーダンスの樹脂にタンゲ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、他の代替の方法

10

20

30

40

50

によっても音響インピーダンスの連続的な変化を得ることができる。

【0029】

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、周波数の広帯域化が可能となる。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とはあまり関係しない。

【0030】

複数の圧電素子を配列したいわゆる電子走査型の超音波探触子では、指向性を如何に広くできるかが超音波画像の分解能を向上させる重要なポイントである。本実施の形態は、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2、図3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の配列方向に沿って曲面に形成して指向性を広くするものとしている。すなわち、音響整合層2の表面形状に曲面を持たせることで圧電素子1の配列方向に超音波ビームを拡散させることを可能にしている。具体的には、音響整合層2の表面付近の音速 C_m1 と被検体の音速 C_b との差を利用し、前記表面形状を凹状、または凸状のいずれかの曲面に形成することで超音波を屈折して拡散させ、指向性を広くするものとしている。

【0031】

例えば、音響整合層2を構成する一方の音響整合材(図8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_m1 は約1.0km/秒となる。これに対して被検体が例えば生体であれば、被検体の音速 C_b は約1.53km/秒となり、両者の間で $C_m1 < C_b$ 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に示すように被検体に対して凹面にすれば、超音波は拡散することになるため指向性を広くすることができる。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事ができる。

【0032】

また音速の関係がこれとは逆、即ち、音響整合層2を構成する音響整合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_m1 は約2~2.6km/秒となり、被検体が同じく生体であれば $C_m1 > C_b$ の関係が成立する。この場合、音響整合層2の音響レンズ3側にある表面2sの形状を図3に示すような凸面にすれば、超音波は拡散することになるため指向性を広くすることができる。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事ができる。

【0033】

このように音響整合層2の被検体側の表面2sを被検体の音速との関係に応じて曲面に形成することで任意に指向性を広くすることができる。このような構成とする場合、圧電素子1の配列方向に対して音響整合層2の表面が曲面となってその厚さが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、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る。すなわち、従来の形式の音響整合層のままであれば、周波数特性か、指向性かのどちらかを犠牲にしなければならなかった。

【0034】

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を使用した場合、音響整合層2の厚さを1/2波長以上にしておけば、表面を曲面に形成してその厚さが変化してもこれによる周波数特性への影響がなく、音響インピーダンスの連続的な変化による周波数の広帯域化が図れることに加えて、指向性を広くすることが達成される超音波探触子を得ることができる。

【0035】

なお、前記音響整合層2の表面2sの曲面形状は、圧電素子1の配列方向に対して一定の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、または多角形の部

10

20

30

40

50

分などのように指向性を広くすることができるような他の形状とすることもよい。

【0036】

また、上述した圧電素子1の配列方向に沿った音響整合層2の表面の曲面形状は、配列方向に直交する圧電素子1の幅方向に沿って変化させることもできる。すなわち、音響整合層2の曲面形状を、圧電素子1の幅方向の中心部分では指向性を広くするよう例えば曲面の曲率半径を最も小さくし、同幅方向両端部に進むに従って曲率半径を相対的に大きくして中心部より指向性を狭くするような構成とすることができる。

【0037】

このように音響整合層2表面の曲面形状を幅方向に変化させる構成とすることによって、指向性の広い幅方向中心部分では複数の圧電素子1を多く用いて電子的に超音波ビームを偏向あるいは収束させることが可能となる。これは高い周波数を利用して診断深さが浅い領域で診断する際に特に有効である。一方、幅方向端部の方は診断深さが深い領域が主となり、周波数も低周波で指向性もそれほど必要なくなり、端部に至るまで有効に超音波を利用することができるようになる。

10

【0038】

なお、図1～図3に示す例では、音響整合層2が各圧電素子1に対応して複数個に分割配列され、分割された圧電素子1の両電極面、特に信号用電極7は信号電気端子（図示せず）に接続されてそれぞれが単独で超音波の送受信を行うことができるようになっている。指向性を広くするにはこのように音響整合層2を各圧電素子1に対応して分割した構成とすることが好ましくはあるが、図4に示すように、音響整合層2を分割せず、但し、音響整合層2の被検体側の表面形状を圧電素子1の配列間隔に合わせて曲面形状に構成した場合においても本願特有の効果は得ることができる。

20

【0039】

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5は、本実施の形態にかかる超音波探触子の要部を拡大して示している。他の構成は図1に示すものと同様である。本実施の形態では、音響整合層2の被検体側に位置する表面の形状を、複数の曲率半径を持たせた曲面に構成するものとしている。図5では凸面形状にしているが、これは第1の実施の形態において説明したように、音響整合層2の音速 C_m1 が被検体の音速 C_b より速い場合の形状であり、この音速の関係が逆になった場合には形状は凹面となる。

30

【0040】

図5に示す曲面は、複数の曲率半径の曲面の組み合わせから構成され、圧電素子1の配列方向（図の左右方向、図7のX方向）において各圧電素子1の中心部に対応する部分2eの曲率半径は大きくし、配列方向の両端部分2fに進むにしたがって表面の曲率半径を相対的に徐々に小さくしている。このように配列方向に対して曲率半径を変化させた曲面とすることにより、各圧電素子1の中心部での超音波ビームはそれほど拡散せず、両端部に進むにしたがって曲率半径が小さくなって超音波ビームの拡散が徐々に大きくなり、広い指向特性を得ることができる。この構成によって、単一の曲率半径の曲面とするよりも音響整合層2の厚さ変化を少なくすることができ、また、音響整合層2の超音波減衰を小さくできるため、感度低下を防止できるという効果が得られる。

40

【0041】

なお、図5に示す例では、圧電素子1の配列と合わせて音響整合層2も分割した構成としているが、これを分割せず、音響整合層2の被検体側の表面形状を図4に示すように各圧電素子1の配列間隔に合わせて曲面形状にした一体の構成としても同様の効果が得られる。また、上述した複数の曲率半径の曲面を、配列方向と直交する幅方向に変化させ、幅方向の中央部で前記曲率半径を相対的に小さくし、中央部から離れて幅方向両端側に進むにしたがって徐々に曲率半径を相対的に大きくするよう構成できる点は先の実施の形態と同様である。

【0042】

以上、本発明にかかる各実施の形態につき、複数の圧電素子1が1次元に配列された超

50

音波探触子を例に説明してきたが、本発明は圧電素子 1 を 2 次元に配列した超音波探触子に対しても同様に適用が可能である。この場合、上述した配列方向（これを「第 1 の配列方向」という。）に加え、これと直行する幅方向（これを「第 2 の配列方向」という。）においても複数の圧電素子 1 が配列され、すなわち圧電素子 1 は 2 次元に展開されることとなる。この 2 次元に配列された個々の圧電素子 1 に対応させて音響整合層 2 の被検体側表面を曲面形状に形成し、上述と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 4 3 】

この際、音響整合層 2 の被検体側表面の曲面は、両配列方向に沿った 2 次元の曲面（凹または凸レンズ状曲面）に形成することができる。このような 2 次元の曲面形状となった場合においても、これまで 1 次元で説明していたものと同様な適用が可能である。

10

【 0 0 4 4 】

すなわち、音響整合層 2 の被検体側の音速を C_{m1} 、被検体の音速を C_b としたときに、前記曲面形状は $C_{m1} < C_b$ の場合は凹面形状に、 $C_{m1} > C_b$ の場合は凸面形状に形成することができる。この曲面形状は、単一の曲率半径からなる曲面とすることでも、圧電素子 1 の第 1 及び / 又は第 2 の配列方向に沿って複数の曲率半径の曲面を組み合わせたものとする 것도できる。この場合、前記第 1 及び / 又は第 2 の配列方向の各圧電素子 1 の中心部に対応する位置で曲率半径を大きく、前記中心部から圧電素子 1 の前記配列方向両端部に進むにしたがって曲率半径が徐々に小さくなるよう形成することが好ましい。これによって圧電素子の指向特性を広くすることができ、高分解能な超音波診断画像を得ることができる。

20

【 0 0 4 5 】

但し、このように圧電素子 1 を 2 次元に展開した場合であっても、音響整合層 2 の表面形状をいずれか一方の配列方向に沿ってのみ曲面形状とし、他の配列方向へは直線状の面（かまぼこ状）とすることも勿論可能である。この場合には、曲面形状が形成されたいずれか一方向にのみ超音波を拡散する効果が生ずる。さらにこの際には、曲面形状となる配列方向に直交する方向へは、当該曲面形状を変化させることも可能である。

【 0 0 4 6 】

本発明はさらに、これまで説明した各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 6 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 がケーブル 25 を介して診断装置本体 30 と電気的に接続されている。超音波探触子 10 は被検体 15 の体表面に当てられ、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 CRT などの表示装置 35 へ出力される。

30

【 0 0 4 7 】

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。

40

【産業上の利用可能性】

【 0 0 4 8 】

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 9 】

【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】図 1 に示す超音波探触子の 1 つの態様を示す部分拡大側面図である。

【図 3】図 1 に示す超音波探触子の他の態様を示す部分拡大側面図である。

【図 4】図 1 に示す超音波探触子のさらに他の態様を示す部分拡大側面図である。

50

【図5】本発明にかかる他の実施の形態の超音波探触子を示す部分拡大側面図である。

【図6】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7】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8】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。

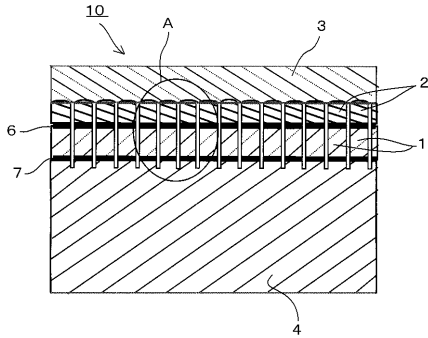
【符号の説明】

【0050】

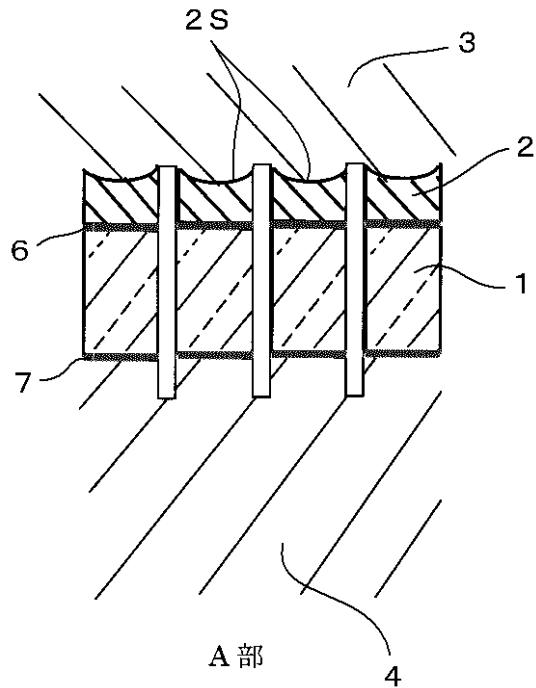
1 . 圧電素子、 2 . 音響整合層、 3 . 音響レンズ、 4 . 背面負荷材、 6 . 接地電極、 7 . 信号用電極、 10 . 超音波探触子、 11 . 圧電素子、 12 . 音響整合層、 13 . 音響レンズ、 14 . 背面負荷材、 15 . 被検体、 20 . 超音波探触子、 22 . 音響整合層、 22 a . 第1の音響整合材、 22 b . 第2の音響整合材、 25 . ケーブル、 30 . 診断装置本体、 35 . 表示装置、 50 . 超音波診断装置。

10

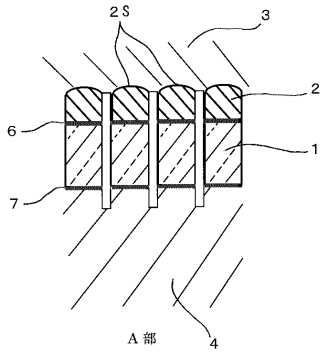
【図1】



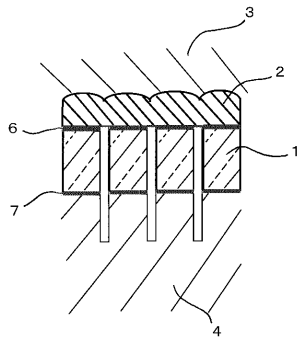
【図2】



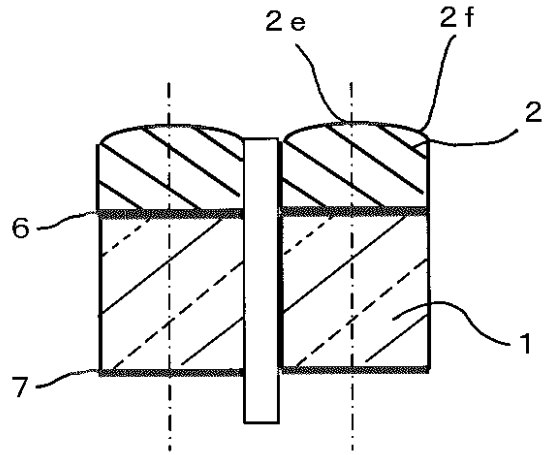
【図3】



【図4】

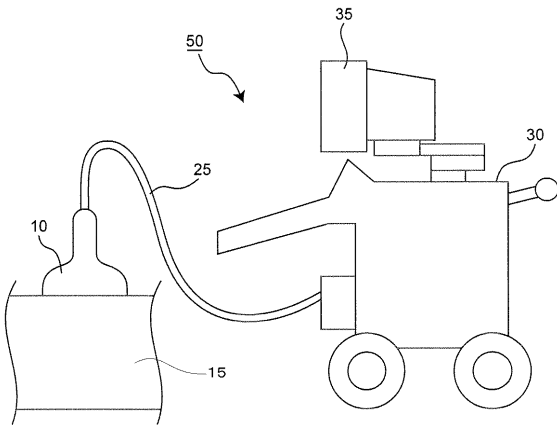


【図5】

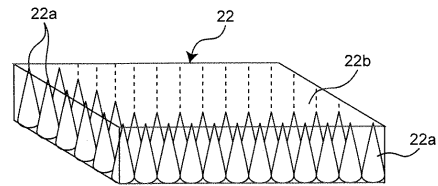


A部拡大

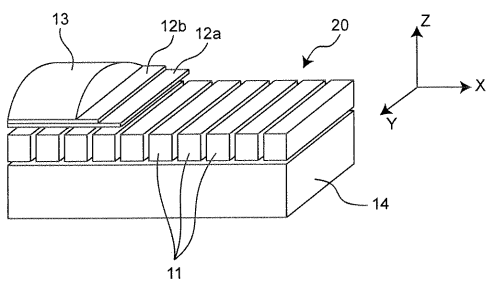
【図6】



【図8】



【図7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平11-089835(JP,A)
実開昭53-025185(JP,U)
特開2004-015724(JP,A)
特開昭55-090196(JP,A)
特開平03-073700(JP,A)
特開2003-169397(JP,A)
特開平07-178082(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H04R	17/00
A61B	8/00
G01N	29/24

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP4694261B2	公开(公告)日	2011-06-08
申请号	JP2005161346	申请日	2005-06-01
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	齐藤孝悦		
发明人	齐藤 孝悦		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00 G01N29/24		
FI分类号	H04R17/00.330.J H04R17/00.332.B A61B8/00 G01N29/24.502 A61B8/14		
F-TERM分类号	2G047/BA03 2G047/BC07 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/EA02 2G047/EA05 2G047/GB02 2G047/GB13 2G047/GB17 2G047/GB23 2G047/GB29 2G047/GB36 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB25 4C601/GB26 4C601/GB30 4C601/GB45 5D019/AA01 5D019/AA07 5D019/AA09 5D019/AA22 5D019/BB19 5D019/FF04		
代理人(译)	山田卓司		
审查员(译)	大野 弘		
其他公开文献	JP2006339968A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波探头和超声波诊断装置，其能够通过同时实现超声波探头的频率的宽带和方向性扩展来获取高分辨率诊断图像。在其中多个压电元件1沿预定方向布置的扫描超声探头10中，从接近压电元件1的值测量超声探头10的声匹配层2的声阻抗。形成为在厚度方向上连续变化至接近15的值，并且位于声匹配层2的物侧的表面2s沿着压电元件1的排列方向形成为弯曲形状。通过将声匹配层2的厚度设定为等于或大于超声频率的半波长，由曲面形状引起的厚度变化不会影响频率特性。当声匹配层2的物侧上的声速小于物体的声速时，曲面是凹的，而当它大时，它是凸的。曲面形状可以在压电元件1的宽度方向上改变。[选图]图1

【图2】

