

(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2006-262149

(P2006-262149A)

(43) 公開日 平成18年9月28日(2006.9.28)

(51) Int. Cl.		F I			テーマコード (参考)	
H O 4 R	17/00	(2006.01)	H O 4 R	17/00	3 3 2 B	2 G O 4 7
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B	8/00		4 C 6 O 1
G O 1 N	29/24	(2006.01)	G O 1 N	29/24	5 O 2	5 D O 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2005-77518 (P2005-77518)
 (22) 出願日 平成17年3月17日 (2005.3.17)

(71) 出願人 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 100098017
 弁理士 吉岡 宏嗣
 (72) 発明者 岡崎 英樹
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 Fターム(参考) 2G047 AA12 AC13 CA01 DB02 EA02
 EA07 GB02 GB17 GB22 GB32
 4C601 BB06 EE01 EE03 EE04 GB06
 GB41 GB42
 5D019 AA02 BB19 FF04

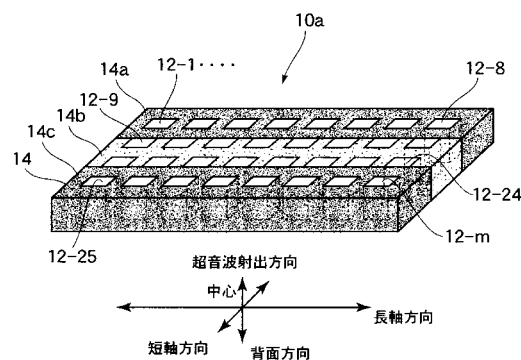
(54) 【発明の名称】 超音波探触子及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波ビームのビーム幅を絞るのにより好適な超音波探触子を実現する。

【解決手段】 超音波探触子1は、被検体との間で超音波を送受する振動子10a～10cを複数配列し、各振動子10a～10cは、超音波を送受する複数の振動素子12-1～12-mを有し、振動素子12-1～12-mの間に充填材を配して充填層14を形成してなり、充填層14は、短軸方向に弾性定数が異なって形成される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体との間で超音波を送受する振動子を複数配列した超音波探触子において、前記振動子は、前記超音波を送受する複数の振動素子を有し、該振動素子間に充填材を配して充填層を形成してなり、前記充填層は、前記振動子の一軸方向に弾性定数が異なることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

前記充填層は、短軸方向の中央部から端部に向かうにつれて弾性定数が小さくされて形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記振動子は、隣の前記振動子との間に分離材が配設され、前記分離材は、前記充填層よりも減衰率が大きい材料から形成されてなることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波探触子に駆動信号を供給する送信部と、前記超音波探触子から出力される受信信号を受信する受信部と、該受信部から出力される受信信号に基づき超音波像を再構成する画像構成部とを備えてなる超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子及び被検体の超音波像を撮像する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体の診断画像を撮像する超音波診断装置として、被検体との間で超音波を送受する振動子を複数配列した超音波探触子に駆動信号を供給し、超音波探触子から出力される受信信号に基づき超音波像を再構成するものが知られている。

【0003】

このような超音波診断装置により撮像される超音波像の分解能は、超音波探触子で送受される超音波ビームのビーム幅又は径（以下、ビーム幅と総称する）に左右される。このビーム幅は、振動子の配列方向（以下、長軸方向という）の幅や、長軸方向に直交する方向（以下、短軸方向という）の幅により決められる。

【0004】

長軸方向のビーム幅を絞るときは、各振動子で送受される超音波に遅延時間を付与する電子フォーカスが行われる。一方、短軸方向のビーム幅を絞るために、例えば、短軸方向に沿って振動子の中心部の厚みを薄く形成し、中心部から端部に向かうにつれて厚く形成することにより、短軸方向の中心部で高周波の応答性を高くしつつ、端部で低周波の応答性を高くする。これによって、短軸方向の開口径が超音波の周波数に逆比例して変化することになるため、超音波の周波数を制御して被検体の浅部から深部まで短軸方向のビーム幅を絞ることが行われる（例えば、特許文献 1 参照）。

【0005】

【特許文献 1】特開平 7 - 107595 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、特許文献 1 のような方式では、超音波が低周波である場合、超音波の応答性が各振動子の肉厚部つまり端部で高いために、端部での音圧が中央部よりも高くなることがある。その場合、ビーム幅が比較的太くなり、結果として超音波像の分解能が劣化するという問題がある。

【0007】

10

20

30

40

50

本発明の課題は、超音波ビームのビーム幅を絞るのにより好適な超音波探触子及び超音波診断装置を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するため、本発明の超音波探触子は、被検体との間で超音波を送受する振動子を複数配列し、その振動子は、超音波を送受する複数の振動素子を有し、振動素子間に充填材を配して充填層を形成してなり、充填層は、振動子の一軸方向に弾性定数が異なることを特徴とする。

【0009】

すなわち、充填層は各振動素子に密着しているため、充填層の弾性定数を一軸方向に異ならせて充填層を形成することにより、各振動素子の伸縮の程度を一軸方向に変えることができる。換言すると、各振動素子の電気機械結合係数を一軸方向に変えることができる。したがって、超音波の周波数に関わらず、一軸方向のビーム音圧に重みを付けることが可能になり、一軸方向のビーム幅を所望の細さに絞ることができる。その結果、被検体の浅部から深部にわたって高分解能画像を構成できる。

【0010】

ここでの充填層については、短軸方向の中央部から端部に向かうにつれて弾性定数を小さくして形成できる。これにより、短軸方向の中央部でビーム音圧を大きくしつつ、端部でビーム音圧を小さくできるため、短軸方向のビーム幅が絞られた超音波ビームを形成できる。

【0011】

また、振動子については、隣の前記振動子との間に分離材が配設され、その分離材は、充填層よりも減衰率が大きい材料から形成できる。これにより、各振動子間のいわゆるクロストークが抑制されるので、ノイズを低減できる。

【0012】

また、本発明の超音波診断装置は、上記の超音波探触子に駆動信号を供給する送信部と、超音波探触子から出力される受信信号を受信する受信部と、受信部から出力される受信信号に基づき超音波像を再構成する画像構成部とを備えて構成できる。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、超音波ビームのビーム幅を絞るのにより好適な超音波探触子及び超音波診断装置を実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

本発明を適用した超音波探触子及び超音波診断装置の一実施形態について図面を参照して説明する。図1は、本実施形態の超音波探触子の構成を示す斜視図である。図2は、図1の振動子の構成を示す斜視図である。なお、本形態では、振動子の配列方向を長軸方向と称し、長軸方向に直交する方向を短軸方向と称する。また、各振動子から被検体に向けて超音波が送波される方向を超音波射出方向と適宜称し、振動子の背面側の方向を背面方向と適宜称する。

【0015】

図1に示すように、被検体の診断画像を撮像する超音波探触子1は、被検体との間で超音波を送受する複数の振動子（例えば、振動子10a～10c）を配列して形成されている。

【0016】

本発明に係る超音波探触子1に適用する振動子10aは、図2に示すように、超音波を送受する複数の圧電体としての振動素子（例えば、振動素子12-1～12-m）を有し、振動素子12-1～12-mの間に充填材を配して充填層14が形成されている。充填層14は、振動子10aの一軸方向に弾性定数が異なって形成されている。より具体的には、充填層14は、短軸方向の中央部から端部に向かうにつれて弾性定数を小さくして形

10

20

30

40

50

成されている。振動子 10 b、10 c についても同様である。

【0017】

より詳細に超音波探触子 1 について説明する。図 1 に示すように、超音波探触子 1 は、振動子 10 a ~ 10 c を配列した圧電層 16 と、圧電層 16 の超音波送受面側に配設された音響整合層 18 と、音響整合層 18 の被検体側に配設された音響レンズ 20 と、圧電層 16 の背面側に配設されたバッキング層 22 を有して構成される。

【0018】

圧電層 16 は、振動子 10 a ~ 10 c が短冊状に並べて配設されている。振動子 10 a ~ 10 c は、各振動子 10 a ~ 10 c 間の超音波のクロストークを抑制する分離材 24 a ~ 24 c が間に介在されている。例えば、振動子 10 a は、隣の振動子 10 b との間に分離材 24 a が配設されている。ここでの分離材 24 a ~ 24 c は、充填層 14 よりも減衰率が高い材料を用いて形成されている。なお、圧電層 16 の超音波射出側と背面側とを挟む一対の電極が配設されている。

【0019】

音響整合層 18 は、分離材 24 a ~ 24 c により長軸方向に複数に分離されている。換言すると、音響整合層 18 は、振動子 10 a ~ 10 c の超音波送受面に対応して分割されている。この音響整合層 18 は、圧電層 16 に配設される第一の整合層 18 a と、整合層 18 a の被検体側の面に重ねられる第二の整合層 18 b とを有する。整合層 18 a は、セラミックスに樹脂を充填した材料など、圧電層 16 よりも音響インピーダンスが小さい材料を用いて形成されている。整合層 18 b は、整合層 18 a よりも音響インピーダンスが被検体に近い材料（例えば、樹脂）を用いて形成されている。これらの整合層 18 a、18 b は、超音波の中心周波数 (f_{center}) に対する $1/4$ 波長板としての役割をそれぞれが果たしている。なお、二層構造の音響整合層 18 を説明したが、一層構造でもよい。

【0020】

音響レンズ 20 は、被検体側に膨らんで形成された凸面を有し、振動子 10 a ~ 10 c と被検体との間で送受される超音波をフォーカスする。この音響レンズ 20 は、音響インピーダンスが被検体に近く、音速が被検体よりも遅い材料（例えば、シリコン、ゴム）を用いて形成されている。また、バッキング層 22 は、振動子 10 a ~ 10 c の背面から射出された超音波を減衰する背面部材である。

【0021】

振動子 10 a は、図 2 に示すように、いわゆる 1 - 3 型複合圧電体構造に形成されたものである。より具体的には、振動子 10 a は、超音波を送受する複数の振動子素子 12 - 1 ~ 12 - m を有し、振動子素子 12 - 1 ~ 12 - m の間に充填材を配して充填層 14 が形成されている。振動子 10 b、10 c についても同様である。なお、1 - 3 型複合圧電体構造に限らず、2 - 2 型複合圧電体構造の場合にも本発明を適用できる。要は、複数の振動子素子 12 - 1 ~ 12 - m が配列された複合圧電体構造の超音波探触子に適用できる。

【0022】

振動素子 12 - 1 ~ 12 - m は、短軸方向に 4 列に配列されるとともに、長軸方向に 8 列に配列されている。各振動素子 12 - 1 ~ 12 - m は、角柱形の細棒にそれぞれ形成されており、超音波射出方向に立設して配列されている。ただし、配列数や形状については適宜変更できる。ここでの振動素子 12 - 1 ~ 12 - m は、圧電セラミックス（例えば、PZT、PZLT）、圧電単結晶（例えば、PZN-PT、PMN-PT）、有機圧電材料（例えば、P(VDF)）、又はそれらと樹脂とで構成される複合材などにより形成される。

【0023】

充填層 14 は、短軸方向に弾性定数が異なって形成されている。より具体的には、充填層 14 は、振動素子 12 - 1 ~ 12 - 8 の間に充填された充填部 14 a と、振動素子 12 - 9 ~ 12 - 24 の間に充填された充填部 14 b と、振動素子 12 - 25 ~ 12 - m の間に充填された充填部 14 c という 3 つの部分に短軸方向に分けられている。換言すると、

充填層 14 は、短軸方向の中央部に位置する充填部 14 b と、充填部 14 b を挟んで短軸方向の端部に位置する充填部 14 a 及び充填部 14 c を有して形成されている。充填部 14 a 及び充填部 14 c は、弾性定数の小さい材料（例えば、セラミックス、エポキシ樹脂）を用いて形成されている。充填部 14 b は、弾性定数の大きい材料（例えば、ポリウレタン、シリコン、ゴム）を用いて形成されている。要するに、充填部 14 a 及び充填部 14 c は、比較的硬い材料を用いて形成される一方、充填部 14 b は、比較的軟らかい材料を用いて形成される。なお、充填層 14 を短軸方向に 3 つに分けた例を説明したが、それ以上に分割し、各分割部をそれぞれ異なる材料で形成してもよい。要は、充填層 14 の弾性定数が短軸方向に異なればよい。

【0024】

10

図 3 は、本実施形態の超音波探触子 1 を適用した超音波診断装置 25 の構成図である。図 3 に示すように、超音波診断装置 25 は、超音波探触子 1 に駆動信号としての送信パルスを送信する送信部 26 と、超音波探触子 1 から出力される受信信号を受信する受信部 28 と、受信部 28 から出力される受信信号に基づき、被検体の診断画像としての超音波像（例えば、断層像、M モード像）を再構成する画像構成部 30 とを備えている。

【0025】

このように構成される超音波探触子 1 及び超音波診断装置 25 の動作について説明する。まず、被検体の体表に超音波探触子 1 の音響レンズ 20 側を接触させる。超音波探触子 1 に送信部 26 から駆動信号が出力されると、駆動信号は例えば振動子 10 a に供給される。供給された駆動信号が電極を介して振動素子 12 - 1 ~ 12 - m に入力すると、振動素子 12 - 1 ~ 12 - m が振動子 10 a の厚み方向に伸縮する。これによって、振動素子 12 - 1 ~ 12 - m から超音波が送波される。送波された超音波により超音波ビームが形成され、被検体に向けて射出される。被検体から発生する反射エコーは、電極を介して振動素子 12 - 1 ~ 12 - m に受波されることによって受信信号に変換される。変換された受信信号は、受信部 28 により増幅や整相加算などの処理が施される。受信部 28 から出力した受信信号は、画像構成部 30 により超音波像として再構成される。再構成された超音波像は、モニタの表示画面に表示される。

20

【0026】

図 4 は、超音波探触子 1 により送受される超音波ビームの短軸方向の音圧分布と、図 2 の振動子 10 a を長軸方向から見た図である。振動子 10 a に駆動信号を供給すると、その駆動信号は各振動素子 12 - 1 ~ 12 - m に入力される。これによって、各振動素子 12 - 1 ~ 12 - m が縦方向に伸縮する。このときの振動素子 12 - 1 ~ 12 - 8 は、充填部 14 a の硬さに起因して伸縮の程度が比較的小さい。振動素子 12 - 9 ~ 12 - m も同様である。一方、振動素子 12 - 1 ~ 12 - 8 は、充填部 14 b の軟らかさに起因して伸縮の程度が比較的大きい。したがって、各振動素子 12 - 1 ~ 12 - m により形成される超音波ビームは、図 4 に示すように、短軸方向の中央部の音圧が端部よりも大きいものとなる。

30

【0027】

すなわち、充填層 14 は振動素子 12 - 1 ~ 12 - m に密着しているため、充填層 14 の弾性定数を短軸方向に異ならせて充填層 14 を形成することにより、各振動素子 12 - 1 ~ 12 - m の伸縮の程度を短軸方向に変えることができる。換言すると、各振動素子 12 - 1 ~ 12 - m の電気機械結合係数を短軸方向に変えることができる。

40

【0028】

したがって、超音波が高周波又は低周波であるときでも、短軸方向の端部のビーム音圧が中央部よりも大きくなることを回避できる。要するに、超音波の周波数に関わらず、短軸方向のビーム音圧に重みを付けることが可能になるため、短軸方向のビーム幅を所望の細さに絞ることができる。また、微細な各振動素子 12 - 1 ~ 12 - m の形状を異ならせず短軸方向のビーム幅を簡単に絞ることができる。これにより、被検体の浅部から深部にわたって高分解能画像を撮像できる。

50

【 0 0 2 9 】

ここで、本発明の原理について補足説明をする。図 5 は、短軸方向に弾性定数を一様にして充填層 4 0 を形成した場合の振動子 4 2 の斜視図である。まず、図 5 の振動子 4 2 の系全体の電気機械結合係数 k_{33} について説明する。振動子 4 2 に一様な応力 T が印加されることによって振動子 4 2 に一様な歪み S が生じたとすると、歪み S は、数 1 式のように表される。数 1 式により、振動子 4 2 の系全体の電気機械結合係数 k_{33} は、数 2 式のようになる。

【 0 0 3 0 】

なお、振動素子 1 2 - 1 ~ 1 2 - m の体積分率を v_1 とし、充填層 4 0 の体積分率を v_2 とする。また、振動素子 1 2 - 1 ~ 1 2 - m の圧電定数を d^1_{ij} とし、弾性コンプライアンスを s^1_{ij} とし、誘電率を ε^1_{ij} とする。充填層 4 0 の圧電定数を d^2_{ij} とし、弾性コンプライアンスを s^2_{ij} とし、誘電率を ε^2_{ij} とする。ここでいう弾性コンプライアンスとは、弾性定数の逆数に対応する。

10

【 0 0 3 1 】

(数 1 式)

$$S = s_{33} \cdot T = s_{33}^1 \cdot T_1 = s_{33}^2 \cdot T_2$$

$$D = d_{33} \cdot T = v_1 \cdot d_{33}^1 \cdot \frac{T_1}{T} + v_2 \cdot d_{33}^2 \cdot \frac{T_2}{T}$$

20

(数 2 式)

$$k_{33} = \frac{v_1 \cdot d_{33}^1 \cdot s_{33}^2 + v_2 \cdot d_{33}^2 \cdot s_{33}^1}{\sqrt{s_{33}^1 \cdot s_{33}^2 \cdot (v_1 \cdot s_{33}^2 + v_2 \cdot s_{33}^1) \cdot (v_1 \cdot \varepsilon_{33}^1 + v_2 \cdot \varepsilon_{33}^2)}}$$

30

【 0 0 3 2 】

次に、図 5 の充填層 4 0 に樹脂などの材料を充填すると、充填層 4 0 の弾性コンプライアンス s^2_{33} 、圧電定数 d^2_{33} 、誘電率 ε^2_{33} は、数 3 式のように表される。この場合の振動子 4 2 の系全体の電気機械結合係数 k_{33} は、数 4 式のように表される。数 4 式に示すように、系全体の電気機械結合係数 k_{33} は、振動素子 1 2 - 1 ~ 1 2 - m の電気機械結合係数 k^1_{33} に近似する。

【 0 0 3 3 】

(数 3 式)

$$s_{33}^2 \gg s_{33}^1$$

$$d_{33}^2 \approx 0$$

$$\varepsilon_{33}^2 \ll \varepsilon_{33}^1$$

40

(数 4 式)

$$k_{33} \approx \frac{d_{33}^1}{\sqrt{s_{33}^1 \cdot \epsilon_{33}^1}} = k_{33}^1$$

【 0 0 3 4 】

一方、図 5 の充填層 4 0 に、振動素子 1 2 - 1 ~ 1 2 - m と同じ弾性コンプライアンスを有する材料を充填すると、充填層 4 0 の弾性コンプライアンス s_{33}^2 、圧電定数 d_{33}^2 、誘電率 ϵ_{33}^2 は、数 5 式のように表される。例えば、振動素子 1 2 - 1 ~ 1 2 - m が圧電セラミックス P Z T で形成されている場合、充填層 4 0 にセラミックスを充填する。この場合の系全体の電気機械結合係数 k_{33} は、数 6 式のように表される。数 6 式に示すように、系全体の電気機械結合係数 k_{33} は、振動素子 1 2 - 1 ~ 1 2 - m の電気機械結合係数 k_{33}^1 が可変されたものとなる。

10

【 0 0 3 5 】

(数 5 式)

$$s_{33}^2 \approx s_{33}^1$$

$$d_{33}^2 \approx 0$$

$$\epsilon_{33}^2 \ll \epsilon_{33}^1$$

20

(数 6 式)

$$k_{33} \approx \frac{d_{33}^1}{\sqrt{2s_{33}^1 \cdot \epsilon_{33}^1}} = \frac{1}{\sqrt{2}} k_{33}^1$$

30

【 0 0 3 6 】

なお、充填層 4 0 に P V D F などの有機圧電材料を充填すると、充填層 4 0 の弾性コンプライアンス s_{33}^2 、圧電定数 d_{33}^2 、誘電率 ϵ_{33}^2 、系全体の電気機械結合係数 k_{33} は、数 7 式のように表される。数 7 式に示すように、充填層 4 0 に P V D F などの有機圧電材料を用いると、系全体の電気機械結合係数 k_{33} については、振動素子 1 2 - 1 ~ 1 2 - m の電気機械結合係数 k_{33}^1 よりも更に小さくできる。

【 0 0 3 7 】

(数 7 式)

40

$$s_{33}^2 = 0.3 \cdot s_{33}^1$$

$$d_{33}^2 = -0.003 \cdot d_{33}^1$$

$$\varepsilon_{33}^2 \ll \varepsilon_{33}^1$$

$$k_{33} \approx 0.43 \cdot k_{33}^1$$

10

【 0 0 3 8 】

本発明は、このような原理に着目してなされたものである。すなわち、図 2 の充填層 1 4 の場合、充填部 1 4 a 及び充填部 1 4 c に、セラミックスやエポキシ樹脂などの弾性コンプライアンスが大きい特性 ($S_{33}(\text{high})$) を有する材料を充填し、充填部 1 4 b には、ポリウレタン、シリコン、ゴムなどの弾性コンプライアンスが小さい特性 ($S_{33}(\text{low})$) を有する材料を充填する。換言すると、充填部 1 4 a 及び充填部 1 4 c に、弾性定数が小さい比較的硬い材料を充填し、充填部 1 4 b には、弾性定数が大きい比較的軟らかい材料を充填する。これにより、各振動素子 1 2 - 1 ~ 1 2 - m の電気機械結合係数を短軸方向に異ならせることができる。したがって、超音波の周波数に関わらず、短軸方向のビーム音圧に重みを付けることが可能になる。

20

【 0 0 3 9 】

また、他の例として、充填部 1 4 a 及び充填部 1 4 c に、負の圧電定数 ($-d_{33}$) を有する有機圧電材料 (例えば P V D F) を充填し、充填部 1 4 b には、ポリウレタン、シリコン、ゴムなどの弾性コンプライアンスが小さい特性 ($S_{33}(\text{low})$) を有する材料を充填してもよい。

【 0 0 4 0 】

図 6 は、本実施形態と比較するための図であり、図 5 の振動子 4 2 による超音波ビームの短軸方向の音圧分布を示す図である。ここでの振動子 4 2 は、充填層 4 0 が短軸方向に弾性定数が一様に形成されている。したがって、図 6 に示すように、超音波ビームの短軸方向の音圧は、短軸方向に中心部から端部に向かって一様な分布を示す。この点、本実施形態によれば、図 4 に示すように、短軸方向の音圧分布に重みを付けることができるため、低周波のときでも短軸方向の端部の音圧が中心部よりも大きくなることを回避できる。すなわち、超音波の周波数に関わらず、短軸方向のビーム音圧に重みを付けることが可能になり、短軸方向のビーム幅を所望の細さに絞ることができる。したがって、超音波ビームに生じるサイドローブを低減できるから、被検体の浅部から深部にかけて高分解能画像を撮像することができる。

30

【 0 0 4 1 】

図 7 は、本実施形態と比較するための参考の形態であり、振動子 5 0 を長軸方向から見た図と、振動子 5 0 により送受される超音波ビームの音圧分布を示す図である。図 7 に示すように、振動子 5 0 は、超音波送受面が短軸方向に凹平面に形成されている。より具体的には、振動子 5 0 は、短軸方向に沿って中心部の厚みが薄く形成されるとともに、中心部から端部に向かうにつれて厚く形成されている。これによって短軸方向の中心部で高周波の応答性が高くなる一方、端部で低周波の応答性が高くなる。

40

【 0 0 4 2 】

本参考の形態によれば、図 7 に示すように、超音波が高周波 (f_{high}) である場合、超音波の応答性が振動子 5 0 の薄肉部つまり中央部で高い一方、肉厚部つまり端部で低いいため、短軸方向のビーム幅が絞られる。これによって、例えば被検体の浅部について高分解能画像を撮像できる。しかし、超音波が低周波 (f_{low}) である場合、超音波の応答性が

50

振動子 50 の肉厚部つまり端部で高いため、端部での音圧が中央部よりも高くなることもあり、短軸方向のビーム幅が比較的大きくなる。その結果、例えば被検体の深部についての画像分解能が劣化する。

【0043】

この点、本実施形態によれば、超音波の周波数に関わらず、短軸方向のビーム音圧に重みを付けることが可能になり、短軸方向のビーム幅を所望の細さに絞ることができる。

【0044】

また、従前の技術として、図 5 の各振動子素子 12 - 1 ~ 12 - m の分極強度を例えば短軸方向に異ならせることにより、短軸方向のビーム音圧に重みを付けるものがある（例えば、特開平 5 - 76527 号公報）。しかし、このような方式の場合、各振動素子 12 - 1 ~ 12 - m の分極強度を異ならせるための回路構成が煩雑になる。この点、本実施形態によれば、回路構造に影響を与えずに短軸方向のビーム音圧に重みを付けることができる。

【0045】

上述のとおり、第一の実施形態により本発明を説明したがこれに限られるものではない。例えば、図 2 の場合、超音波送受面が矩形の振動子 10 a を例に説明したが、超音波送受面が円形の振動子にも本発明を適用できる。要は、ビーム音圧に重みを付けたい方向に、振動子 10 a の充填層 14 の弾性定数を異ならせればよい。

【0046】

また、超音波ビームの長軸方向のビーム幅については、各振動子 10 a ~ 10 c で送受される超音波に遅延時間を付与する電子フォーカスによって絞られるが、各振動子 10 a ~ 10 c の充填層 14 の弾性定数を長軸方向に異ならせてもよい。

【0047】

また、振動子 10 a の製造方法については、例えば圧電セラミックス板をカッティングして等間隔に配列した複数の振動素子を形成する。形成された振動素子群を仕切りにより短軸方向に複数のグループに分ける。分けられた各グループに所定の弾性定数を有する充填材料を注入して充填層を成形する。成形された充填層を長軸方向に所定間隔で分割して振動子 10 a を形成する。このように充填層の弾性定数を短軸方向に異ならせた後に、その充填層を振動子 10 a として分割することにより、振動子 10 a を簡単に製造できる。

【0048】

（第二の実施形態）

本発明を適用した超音波探触子の第二の実施形態について図 8 を参照して説明する。図 8 に示すように、本実施形態の振動子 60 は、短軸方向の中央部から端部に向かうにつれて充填層 62 の弾性定数を徐々に小さくして形成された点で、弾性定数が段階的に小さくして形成された図 2 の場合と異なる。

【0049】

本実施形態の充填層 62 は、ポリウレタンやエポキシ樹脂などにタングステンやアルミニウムなどの金属を複合した材料を充填して形成される。要するに、充填層 62 は、短軸方向の中央部から端部に向かうにつれて金属の配合比を連続的に小さくして形成される。その結果、充填層 62 は、短軸方向の中央部から端部に向かうにつれて弾性コンプライアンスが連続的に大きくなる。換言すると、充填層 62 は、短軸方向の中央部から端部に向かうにつれて弾性定数が連続的に小さくなる。これにより、超音波の周波数に関わらず、短軸方向のビーム音圧に重みを連続的に変えることが可能になり、短軸方向のビーム幅をより所望の細さに絞ることができる。したがって、超音波ビームに生じるサイドローブレベルを低減できるから、より高分解能画像を撮像することができる。

【0050】

また、振動子 60 の製造方法については、例えば圧電セラミックス板をカッティングして等間隔に配列した複数の振動素子を形成する。形成された複数の振動素子間に充填材料（例えば、ポリウレタン、エポキシ樹脂）を注入して充填層を成形する。充填層を成形する際、例えばイオンビームにより金属材料（例えば、タングステン、アルミニウム）を射

10

20

30

40

50

出して充填層に配合する。ここでの金属材料の配合比については、短軸方向の中央部から端部に向かうにつれて連続的に小さくされる。形成された充填層を長軸方向に所定間隔で分割して例えば振動子60を形成する。このように充填層の成形の際に金属材料を埋め込むことにより、振動子60を簡単に製造できる。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】本発明を適用した第一の実施形態の超音波探触子の構成を示す斜視図である。

【図2】図1の振動子の構成を示す斜視図である。

【図3】図1の超音波探触子を適用した超音波診断装置の構成図である。

【図4】図1の超音波探触子により送受される超音波ビームの短軸方向の音圧分布と、図10
2の振動子を長軸方向から見た図である。

【図5】短軸方向に弾性定数を一様にして充填層を形成した場合の振動子の斜視図である。

【図6】図5の振動子による超音波ビームの短軸方向の音圧分布を示す図である。

【図7】参考の形態の振動子を長軸方向から見た図と、その振動子により送受される超音波ビームの音圧分布を示す図である。

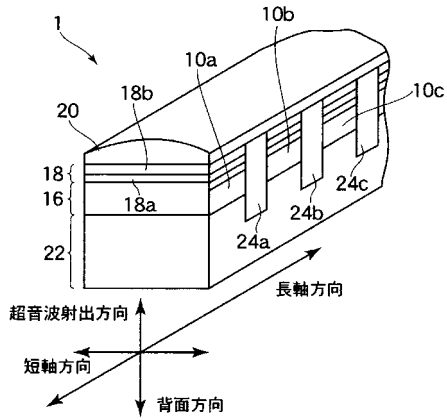
【図8】本発明を適用した第二の実施形態の超音波探触子の構成を示す斜視図である。

【符号の説明】

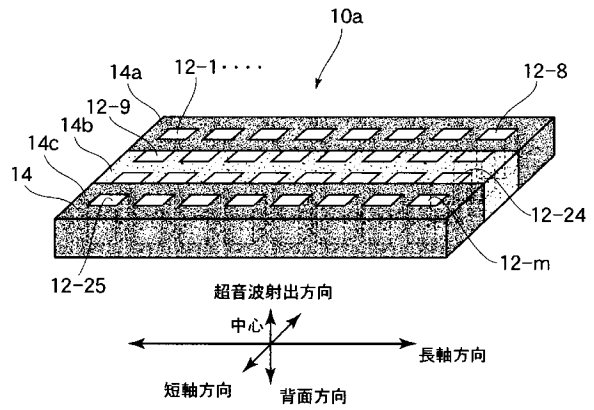
【0052】

- 1 超音波探触子
- 10 a 振動子
- 12 - 1 振動素子
- 14 充填層
- 14 a 充填部
- 16 圧電層
- 18 音響整合層
- 20 音響レンズ
- 22 バッキング層
- 24 a 分離材

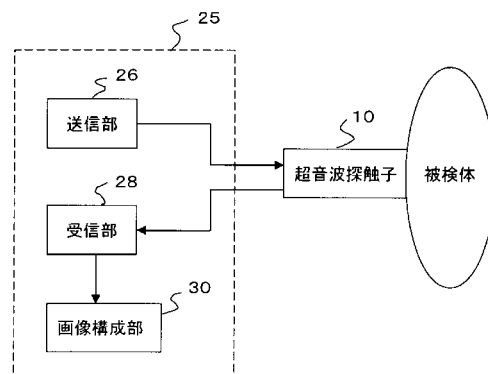
【図 1】



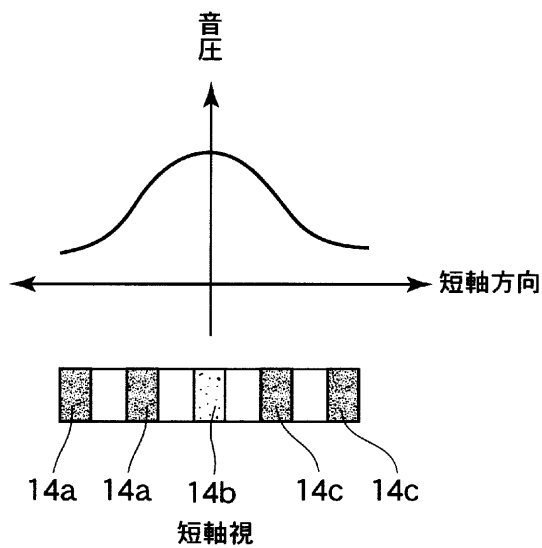
【図 2】



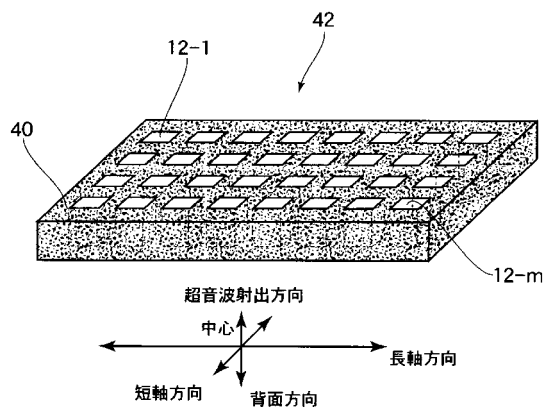
【図 3】



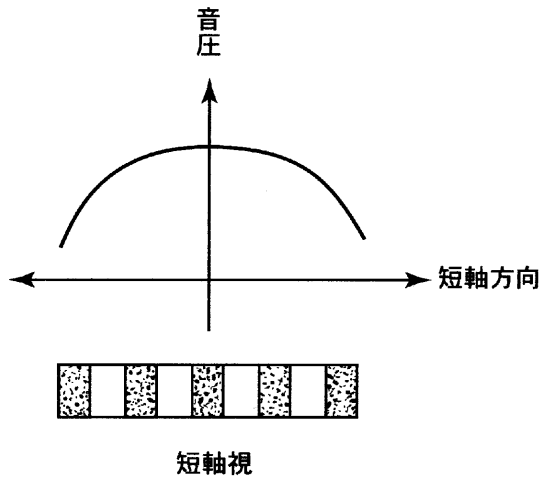
【図 4】



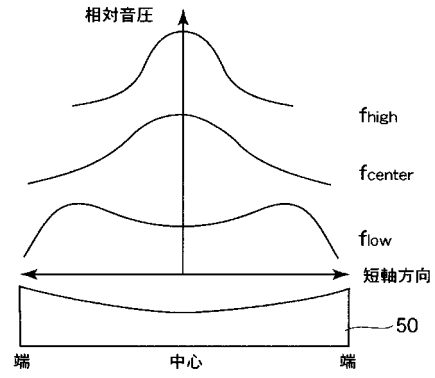
【図 5】



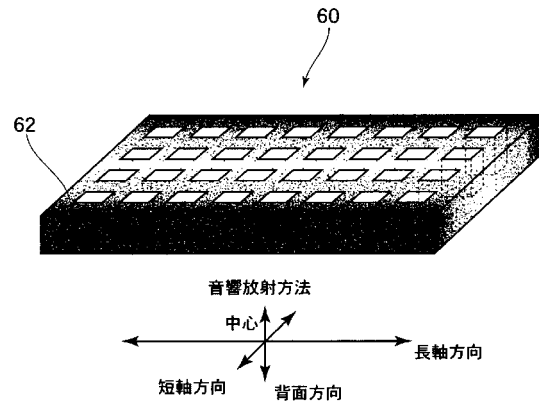
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2006262149A	公开(公告)日	2006-09-28
申请号	JP2005077518	申请日	2005-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	岡崎英樹		
发明人	岡崎 英樹		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00 G01N29/24		
FI分类号	H04R17/00.332.B A61B8/00 G01N29/24.502		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/CA01 2G047/DB02 2G047/EA02 2G047/EA07 2G047/GB02 2G047/GB17 2G047/GB22 2G047/GB32 4C601/BB06 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/GB06 4C601/GB41 4C601/GB42 5D019/AA02 5D019/BB19 5D019/FF04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过缩小超声波束的束宽来实现合适的超声波探头。解决方案：超声探头1具有多个换能器10a至10c，用于向和从对象发射和接收超声波，每个换能器10a至10c具有多个用于发射和接收超声波的振动元件。如图12-1至12-m所示，在振动元件12-1至12-m之间布置填充材料以形成填充层14，并且填充层14在短轴方向上具有弹性常数。形成不同的形式。[选择图]图2

