

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5269307号
(P5269307)

(45) 発行日 平成25年8月21日(2013.8.21)

(24) 登録日 平成25年5月17日(2013.5.17)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B	8/00	
G O 1 N	29/24	(2006.01)	G O 1 N	29/24	5 O 2
H O 4 R	19/00	(2006.01)	H O 4 R	19/00	3 3 O
H O 4 R	1/06	(2006.01)	H O 4 R	1/06	3 3 O
H O 4 R	1/40	(2006.01)	H O 4 R	1/40	3 3 O

請求項の数 3 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-336532 (P2006-336532)
 (22) 出願日 平成18年12月14日(2006.12.14)
 (65) 公開番号 特開2008-148720 (P2008-148720A)
 (43) 公開日 平成20年7月3日(2008.7.3)
 審査請求日 平成21年10月30日(2009.10.30)

(73) 特許権者 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 100096091
 弁理士 井上 誠一
 (72) 発明者 佐野 秀造
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 佐光 暁史
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 小林 隆
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内

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】

バイアス電圧に応じて電気機械結合係数または感度が変化する複数の振動要素を有し超音波を送受波する c M U T チップと、前記 c M U T チップの上方に設けられる音響レンズと、前記 c M U T チップの下方に設けられるバッキング層と、を備える超音波探触子において、前記 c M U T チップは、前記バッキング層側に基板を有しており、該基板の断面は、フレキシブル基板の一方の面に形成され前記バッキング層の表面に沿うように配置されたグラウンド線の断面と、前記 c M U T チップと前記フレキシブル基板の間に充填された導電性材を介して接続され、前記音響レンズと前記 c M U T チップとの間に絶縁層が設けられていることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

前記導電性材は、前記 c M U T チップの隅部に設けら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】

被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から出力される超音波受信信号に基づいて超音波画像を構成する画像処理部と、前記超音波画像を表示する表示部と、を備える超音波診断装置において、前記超音波探触子は請求項 1 または請求項 2 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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

【 0 0 0 1 】

本発明は、診断画像を撮像する超音波探触子及び超音波診断装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

超音波診断装置は、超音波探触子から出力される反射エコー信号に基づいて診断画像を撮像する装置である。超音波探触子には、複数の超音波振動子が配列される。超音波振動子は、駆動信号を超音波に変換して超音波を被検体に送波すると共に、被検体から発生した反射エコー信号を受波して電気信号に変換する。近年、c M U T (C a p a c i t i v e M i c r o m a c h i n e d U l t r a s o n i c T r a n s d u c e r)を用いた超音波探触子が開発されている。c M U Tは、半導体微細加工プロセスにより製造される超微細容量型超音波振動子である。c M U Tでは、バイアス電圧の大きさに応じて超音波送受信感度すなわち電気機械結合係数が変化する。尚、バイアス電圧は、超音波送受信部から供給される駆動信号に重畳して印加される（例えば、[特許文献 1] 参照。）

10

【 0 0 0 3 】

【 特許文献 1 】 米国特許第 5 8 9 4 4 5 2 号明細書

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 4 】

c M U Tチップを超音波振動子素子として形成し、上部電極と下部電極間に、バイアス電圧を印加した状態で、超音波送波のための高周波電圧を印加するという基本概念は、上記特許文献 1 他 の 様 々 な 文 献 に 記 載 さ れ て い る 。 し か し 、 c M U Tチップを超音波探触子として実装し、それを超音波診断を行う臨床の場で安定的に動作させることについては、それらの文献に開示がない。

20

【 0 0 0 5 】

本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであり、c M U Tチップの電位を安定化して超音波特性を安定化させることを可能とする超音波探触子及び超音波診断装置を提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

前述した目的を達成するために第 1 の発明は、バイアス電圧に応じて電気機械結合係数または感度が変化する複数の振動要素を有し超音波を送受波するc M U Tチップと、前記c M U Tチップの上方に設けられる音響レンズと、前記c M U Tチップの下方に設けられるバックング層と、を備える超音波探触子において、前記c M U Tチップは、前記バックング層側に基板を有しており、該基板の断面は、フレキシブル基板の一方の面に形成され前記バックング層の表面に沿うように配置されたグラウンド線の断面と、前記c M U Tチップと前記フレキシブル基板の間に充填された導電性材を介して接続され、前記音響レンズと前記c M U Tチップとの間に絶縁層が設けられていることを特徴とする超音波探触子である。

30

【 0 0 0 7 】

第 1 の発明の超音波探触子では、c M U Tチップの基板の断面は、フレキシブル基板の一方の面に形成され前記バックング層の表面に沿うように配置されたグラウンド線の断面と、c M U Tチップと前記フレキシブル基板の間に充填された導電性材を介して接続される。これにより、上部電極をグラウンド電位とすることなく、c M U Tチップの電位を安定化して超音波特性を安定化させることができる。また、第 1 の発明の超音波探触子では、音響レンズとc M U Tチップとの間に絶縁層が設けられ、グラウンド電位のc M U Tチップの基板の上方は、音響レンズ及び絶縁層により二重絶縁される。これにより、超音波送受信面の磨耗や破損等が生じても超音波送受信面から感電することがない。

40

【 0 0 0 8 】

導電性材は、c M U Tチップの隅部に充填することにより形成することが望ましい。こ

50

れにより、信号パターン接続部とグランド接続部とを別の場所に独立して設けることができ、製作も容易である。

【 0 0 0 9 】

第 2 の発明は、被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から出力される超音波受信信号に基づいて超音波画像を構成する画像処理部と、前記超音波画像を表示する表示部と、備える超音波診断装置において、前記超音波探触子は請求項 1 または請求項 2 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である。

【 0 0 1 0 】

第 2 の発明は、第 1 の発明の超音波探触子を備える超音波診断装置に関する発明である。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、c M U T チップの電位を安定化して超音波特性を安定化させることを可能とす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】

【 0 0 1 2 】

以下添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波探触子及び超音波診断装置の好適な実施形態について詳細に説明する。尚、以下の説明及び添付図面において、略同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略することにする。

【 0 0 1 3 】

(1 . 超音波診断装置の構成)

最初に、図 1 を参照しながら、超音波診断装置 1 の構成について説明する。

図 1 は、超音波診断装置 1 の構成図である。

超音波診断装置 1 は、超音波探触子 2、送信手段 4、バイアス手段 6、受信手段 8、整相加算手段 10、画像処理手段 12、表示手段 14、制御手段 16、操作手段 18 から構成される。

【 0 0 1 4 】

超音波探触子 2 は、被検体に接触させて被検体との間で超音波を送受波する装置である。超音波探触子 2 から超音波が被検体に射出され、被検体から発生した反射エコー信号が超音波探触子 2 により受波される。

【 0 0 1 5 】

送信手段 4 及びバイアス手段 6 は、超音波探触子 2 に駆動信号を供給する装置である。

受信手段 8 は、超音波探触子 2 から出力される反射エコー信号を受信する装置である。受信手段 8 は、さらに、受信した反射エコー信号に対してアナログデジタル変換等の処理を行う。

【 0 0 1 6 】

整相加算部 10 は、受信された反射エコー信号を整相加算する装置である。

画像処理手段 12 は、整相加算された反射エコー信号に基づいて診断画像（例えば、断層像や血流像）を構成する装置である。

表示部 18 は、画像処理された診断画像を表示する表示装置である。

制御手段 16 は、上述した各構成要素を制御する装置である。

操作手段 18 は、制御手段 16 に指示を与える装置である。操作手段 18 は、例えば、トラックボールやキーボードやマウス等の入力機器である。

【 0 0 1 7 】

(2 . 超音波探触子 2)

次に、図 2 ～ 図 4 を参照しながら、超音波探触子 2 について説明する。

【 0 0 1 8 】

(2 - 1 . 超音波探触子 2 の構成)

図 2 は、超音波探触子 2 の構成図である。図 2 は、超音波探触子 2 の一部切り欠き斜視

10

20

30

40

50

図である。

超音波探触子 2 は、c M U T チップ 2 0 を備える。c M U T チップ 2 0 は、複数の振動子 2 1 - 1、振動子 2 1 - 2、... が短柵状に配列された 1 次元アレイ型の振動子群である。振動子 2 1 - 1、振動子 2 1 - 2、... には、複数の振動要素 2 8 が配設される。尚、2 次元アレイ型やコンベックス型等の他の形態の振動子群を用いてもよい。

c M U T チップ 2 0 の背面側には、バッキング層 2 2 が設けられる。c M U T チップ 2 0 の超音波射出側には、音響レンズ 2 6 が設けられる。c M U T チップ 2 0 及びバッキング層 2 2 は、超音波探触子カバー 2 5 に格納される。

【 0 0 1 9 】

c M U T チップ 2 0 は、送信手段 4 及びバイアス手段 6 からの駆動信号を超音波に変換して被検体に超音波を送波する。受信手段 8 は、被検体から発生した超音波を電気信号に変換して反射エコー信号として受波する。

バッキング層 2 2 は、c M U T チップ 2 0 から背面側に射出される超音波の伝搬を吸収して、余分な振動を抑制する層である。

音響レンズ 2 6 は、c M U T チップ 2 0 から送波される超音波ビームを収束させるレンズである。音響レンズ 2 6 は、1 つの焦点距離に基づいて曲率が定められる。

【 0 0 2 0 】

尚、音響レンズ 2 6 と c M U T チップ 2 0 との間にマッチング層を設けてもよい。マッチング層は、c M U T チップ 2 0 及び被検体の音響インピーダンスを整合させて、超音波の伝送効率を向上させる層である。

【 0 0 2 1 】

(2 - 2 . 振動子 2 1)

図 3 は、振動子 2 1 の構成図である。

振動要素 2 8 の上部電極 4 6 は、長軸方向 X に区分された振動子 2 1 毎に結線される。すなわち、上部電極 4 6 - 1、上部電極 4 6 - 2、... は、長軸方向 X に並列配置される。

振動要素 2 8 の下部電極 4 8 は、短軸方向 Y に区分された区分毎に結線される。すなわち、下部電極 4 8 - 1、下部電極 4 8 - 2、... は、短軸方向 Y に並列配置される。

【 0 0 2 2 】

(2 - 3 . 振動要素 2 8)

図 4 は、振動要素 2 8 の構成図である。図 4 は、1 つの振動要素 2 8 の断面図である。

振動要素 2 8 は、基板 4 0、膜体 4 4、膜体 4 5、上部電極 4 6、枠体 4 7、下部電極 4 8 から構成される。振動要素 2 8 は、半導体プロセスによる微細加工により形成される。尚、振動要素 2 8 は、c M U T の 1 素子分に相当する。

【 0 0 2 3 】

基板 4 0 は、シリコン等の半導体基板である。

膜体 4 4 及び枠体 4 7 は、シリコン化合物等の半導体化合物から形成される。膜体 4 4 は、枠体 4 7 の超音波射出側に設けられる。膜体 4 4 と枠体 4 7 との間に上部電極 4 6 が設けられる。基板 4 0 と膜体 4 5 との間に下部電極 4 8 が設けられる。枠体 4 7 及び膜体 4 5 により区画された内部空間 5 0 は、真空状態とされるか、あるいは、所定のガスにより充填される。

上部電極 4 6 及び下部電極 4 8 は、それぞれ、駆動信号として交流高周波電圧を供給する送信手段 4 と、バイアス電圧として直流電圧を印加するバイアス手段 6 とに接続される。

【 0 0 2 4 】

超音波を送波する場合には、振動要素 2 8 に上部電極 4 6 及び下部電極 4 8 を介して、直流のバイアス電圧 (V a) が印加され、バイアス電圧 (V a) により電界が発生する。発生した電界により膜体 4 4 が緊張して所定の電気機械結合係数 (S a) になる。送信手段 4 から上部電極 4 6 に駆動信号が供給されると、電気機械結合係数 (S a) に基づいて超音波が膜体 4 4 から射出される。

また、振動要素 2 8 に上部電極 4 6 及び下部電極 4 8 を介して、直流のバイアス電圧 (

10

20

30

40

50

V b) が印加されると、バイアス電圧 (V b) により電界が発生する。発生した電界により膜体 4 4 が緊張して所定の電気機械結合係数 (S b) になる。送信手段 4 から上部電極 4 6 に駆動信号が供給されると、電気機械結合係数 (S b) に基づいて超音波が膜体 4 4 から射出される。

【0025】

ここで、バイアス電圧が「V a < V b」の場合には、電気機械結合係数は「S a < S b」となる。

一方、超音波を受波する場合には、被検体から発生した反射エコー信号により膜体 4 4 が励起されて内部空間 5 0 の容量が変化する。この内部空間 5 0 の変化量に基づいて、電気信号が上部電極 4 6 を介して検出される。

10

【0026】

尚、振動要素 2 8 の電気機械結合係数は、膜体 4 4 の緊張度により決定される。従って、振動要素 2 8 に印加するバイアス電圧の大きさを変えて膜体 4 4 の緊張度を制御すれば、同一振幅の駆動信号が入力される場合であっても、振動要素 2 8 から射出される超音波の音圧 (例えば、振幅) を変化させることができる。

【0027】

(3. 第 1 の実施形態)

次に、図 5 ~ 図 9 を参照しながら、第 1 の実施形態について説明する。

【0028】

(3 - 1. 超音波探触子 2 の構成部材)

20

図 5 は、第 1 の実施形態に係る超音波探触子 2 を示す図である。図 5 は、図 2 の超音波探触子 2 の平面 A 断面図である。

【0029】

音響レンズ 2 6 の下面には、絶縁層である絶縁膜 7 8 が形成される。絶縁膜 7 8 は、例えば、シリコン酸化物膜、パラキシリレン膜である。

絶縁膜 7 8 の下方にグラウンド層としての導電膜 7 6 が設けられる。導電膜 7 6 は、グラウンド電位であるアース 1 2 0 に接続される。導電膜 7 6 は、例えば、蒸着により形成される Cu 膜である。

【0030】

c M U T チップ 2 0 は、接着層 7 0 を介してバッキング層 2 2 の上面に接着される。バッキング層 2 2 の上面周縁から四方側面に渡って、フレキシブル基板 7 2 (Flexible printed circuits: FPC) が設けられる。フレキシブル基板 7 2 は、接着層 7 1 を介してバッキング層 2 2 の上面周縁に接着される。

30

【0031】

接着層 7 0 及び接着層 7 1 は、例えば、エポキシ樹脂からなる接着剤である。接着層 7 0 及び接着層 7 1 の層厚を任意に調整して、c M U T チップ 2 0 及びフレキシブル基板 7 2 の高さ方向位置を調整することができる。

【0032】

フレキシブル基板 7 2 と c M U T チップ 2 0 とは、ワイヤ 8 6 を介して電氣的に接続される。ワイヤ 8 6 は、ワイヤボンディング方式により接続される。ワイヤ 8 6 としては、Au ワイヤ等を用いることができる。ワイヤ 8 6 の周囲には、光硬化樹脂 8 8 が充填される。

40

【0033】

音響レンズ 2 6 は、導電膜 7 6 及び接着層 9 0 を介して c M U T チップ 2 0 の上面に接着される。音響レンズ 2 6 の材質としては、例えば、シリコンゴムが用いられる。接着層 9 0 の材質に関しては、音響レンズ 2 6 と類似の材質 (例えば、シリコン) とすることが望ましい。

音響レンズ 2 6 の上面は、少なくとも領域 2 3 の範囲内において、超音波照射方向に凸状である。c M U T チップ 2 0 には、少なくとも領域 2 3 に対応する範囲内に、振動要素 2 8 が配置される。音響レンズ 2 6 の凸状の部分から超音波が照射される。

50

音響レンズ 26 の下面は、c M U T チップ 20 の周縁に対応する位置に、凹部を有する。この凹部には、c M U T チップ 20 とフレキシブル基板 72 との接続部分（光硬化樹脂 88 の部分）が嵌合される。

【0034】

超音波探触子カバー 25 は、超音波探触子 2 の四方側面に設けられる。超音波探触子カバー 25 は、音響レンズ 26 の四方側面に固定される。検者は、超音波探触子カバー 25 を手で把持して超音波探触子 2 を操作する。

【0035】

（3 - 2 . 超音波探触子 2 の接続）

図 6 は、超音波診断装置 1 と超音波探触子 2 の接続を示す模式図である。

10

超音波診断装置 1 と超音波探触子 2 は、ケーブル 82 を介して接続されている。ケーブル 82 は、複数の同軸ケーブル 96 を有している。

【0036】

振動要素 28 の上部電極 46 は、配線 85 に接続されている。配線 85 は、同軸ケーブル 96 の内部導体を介して超音波診断装置 1 内の配線 91 に接続されている。配線 91 は、送受分離回路 98 を介して受信手段 8 内の受信アンプ 100 及び送信手段 4 に接続される。

振動要素 28 の下部電極 48 は、配線 66 に接続されている。配線 66 は、同軸ケーブル 96 の内部導体を介して超音波診断装置 1 内の配線 62 に接続されている。配線 62 は、バイアス手段 6 に接続される。

20

同軸ケーブル 96 の本数は、複数の振動要素 28 に共通配置された上部電極 46 と下部電極 48 の合計の数となる。

振動要素 28 の基板 40 は、配線 87 に接続されている。配線 87 は、同軸ケーブル 96 の外部導体を介して超音波診断装置 1 内の配線 93 に接続されている。配線 93 は、本体装置（図示せず）のシャーシグランドを介してグランド 108 に接続される。

【0037】

配線 66 と配線 87 の間にはコンデンサ 112 が配置されている。このコンデンサ 112 は、A C 電流が上部電極 46 から下部電極 48 に流れたとき、下部電極 48 からの電流をバイパスするための信号電流のバイパス用の容量素子である。

配線 91 と配線 93 の間には抵抗 110 が配置されている。この抵抗 110 は、上部電極 46 の D C 電位をグランド電位に安定化するための抵抗素子である。

30

配線 62 と配線 93 の間にはバイアス手段 6 が配置されている。このバイアス手段 6 は、上部電極 46 と下部電極 48 の間に電位差を生じさせる。また、送信手段 4 は、上部電極 46 に交流高周波電圧を駆動信号として印加させる。具体的には、上部電極 46 は、D C = グランド（基準電位）、A C = V_{pp} となり、下部電極 48 は、D C = V_{dc} 、A C = 0 となる。

【0038】

振動要素 28 の導電膜 76 は、配線 84 に接続されている。配線 84 は、超音波探触子 2 の内部回路（配線 85、配線 66、コンデンサ 112 など）を覆うように形成されており、ケーブル 82 の外周を介して、超音波診断装置 1 内の配線 89 に接続されている。配線 89 は、超音波診断装置 1 の内部回路（配線 91、配線 62、抵抗 110 など）を覆うように形成されており、アース 120 に接続されている。よって、導電膜 76、配線 84、ケーブル 82 の外周、配線 89 は、D C = 0、A C = 0 である。

40

導電膜 76、配線 84、ケーブル 82 の外周、配線 89 及びアース 120 は、保護回路を形成し、外部からの電磁波を超音波診断装置 1 と超音波探触子 2 の内部回路に侵入させないようにするとともに、超音波診断装置 1 と超音波探触子 2 の内部で発生した電気をそれらの外部に放出させないようにしている。

【0039】

（3 - 3 . 超音波探触子 2 の配線）

図 7 は、超音波探触子 2 の配線を示す図である。

50

c M U Tチップ20の基板40は、バッキング層22の上面に固定される。フレキシブル基板72は、バッキング層22の上面周縁に固定される。

フレキシブル基板72には、紙面上下で対になる信号パターン38-1～信号パターン38-n及び紙面左右で対になる信号パターン41-1～信号パターン41-4が配設される。

【0040】

上部電極46-1～上部電極46-nは、信号パターン38-1～信号パターン38-nに接続される。下部電極48-1～下部電極48-4は、信号パターン41-1～信号パターン41-nに接続される。隣接する下部電極48-1～下部電極48-4は、絶縁される。上部電極46及び下部電極48は、それぞれ、ワイヤ86を介してワイヤボンディング方式によりフレキシブル基板72に接続される。

10

【0041】

尚、下部電極48-1～下部電極48-4の形状は、振動要素28の形状（例えば、六角形）に応じた形状（例えば、波形）とすることが望ましい。これにより、各振動要素28を下部共通電極48-1～下部共通電極48-4のいずれかのみに対応させて配置することができる。

【0042】

また、下部電極48-1～下部電極48-4が4個配設されるが、数はこれに限られない。

また、信号パターン38-1～信号パターン38-nは紙面上下に対にして設けられ、信号パターン48-1～信号パターン48-4は紙面左右に対にして設けられるものとして説明したが、これに限られず、対にせず片方だけでもよい。

20

また、信号パターンと上部電極又は下部電極とがワイヤボンディング方式により接続されるものとして説明したが、これに限られず、パッド同士で接続するフリップチップボンディング方式を用いてもよい。

【0043】

（3-4．グランド接続）

図8は、図7の模式図である。

図9は、超音波探触子2の基板40のグランド接続を示す図である。図9は、図8のB-B'線断面図である。

30

【0044】

c M U Tチップ20の上面周縁では、M U Tチップ20とフレキシブル基板72とは、ワイヤ86で接続される。光硬化樹脂88がワイヤ86の周囲に充填されて接続部が封止される。

c M U Tチップ20の隅部（角部）では、c M U Tチップ20とフレキシブル基板72と間に導電性材89が充填される。導電性材89は、基板40とグランド線94との接続部に相当する。グランド線94は、c M U Tチップ20の隅部において、フレキシブル基板72とバッキング層22との間に配設される。

【0045】

基板40は、c M U Tチップ20の底面に設けられる。基板40は、導電性材89に電氣的に接続される。導電性材89は、フレキシブル基板72の表面に設けられるバイヤホール92に電氣的に接続される。バイヤホール92は、グランド線94に電氣的に接続される。基板40は、導電性材89及びバイヤホール92及びグランド線94を介してグランド108に接続される。尚、図10のグランド線94は、図6の配線87に相当する。バイヤホール92及び導電性材89は、基板40と配線87との接続部に設けられる。

40

【0046】

（3-5．効果等）

以上詳細に説明したように、第1の実施形態の超音波探触子2では、c M U Tチップの基板は隅部において導電性材を介してグランド線に接続される。これにより、上部電極をグランド電位とすることなく、c M U Tチップの電位を安定化して超音波特性を安定化さ

50

せることができる。

また、グランド電位の c M U T チップの基板の上方は、音響レンズ及び絶縁層により二重絶縁される。これにより、超音波送受信面の摩耗や破損等が生じて超音波送受信面から感電することがない。

【 0 0 4 7 】

また、c M U T チップの隅部以外の周縁には、フレキシブル基板の信号パターンと c M U T チップとを接続するワイヤが存在するが、c M U T チップの基板とグランド線とは c M U T チップの隅部に充填される導電性材を介して接続される。これにより、信号パターン接続部とグランド接続部とを別の場所に独立して設けることができ、製作も容易である。

10

【 0 0 4 8 】

(4 . 第 2 の実施形態)

図 1 0 は、第 2 の実施形態に係る基板 4 0 のグランド接続を示す図である。

図 9 では、c M U T チップ 2 0 の基板 4 0 は、導電性材 8 9 及びバイヤホール 9 2 を介してグランド線 9 4 に接続されるものとして説明したが、これに限られない。図 1 0 では、c M U T チップ 2 0 の基板 4 0 は、導電性材 8 9 を介して直接グランド線 9 4 に接続される。

【 0 0 4 9 】

このように、第 2 の実施形態では、フレキシブル基板 7 2 にバイヤホールを設けることなく、c M U T チップ 2 0 の基板 4 0 をグランド線 9 4 に接続することができる。

20

【 0 0 5 0 】

(5 . その他)

上述の実施の形態では、絶縁層の膜厚を 1 μ m 程度とすることが望ましい。絶縁層の膜厚をそれぞれ薄くすることにより、c M U T チップにおいて送受される超音波への影響 (パルス・周波数特性への影響や減衰) を抑制することができる。

【 0 0 5 1 】

膜形成方法に関しては、音響レンズの成形と同時に絶縁シートをインモールド成形する方法や絶縁膜を物理的蒸着あるいは化学的蒸着により形成する方法がある。インモールド成形では、低コストに膜を形成することができるが、膜厚 1 0 μ m 程度が限界である。一方、蒸着による膜形成では、膜厚 1 μ m 程度とすることができる。

30

【 0 0 5 2 】

以上、添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波探触子及び超音波診断装置の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 3 】

【図 1】超音波診断装置 1 の構成図

【図 2】超音波探触子 2 の構成図

40

【図 3】振動子 2 1 の構成図

【図 4】振動要素 2 8 の構成図

【図 5】第 1 の実施形態に係る超音波探触子 2 を示す図

【図 6】超音波診断装置 1 と超音波探触子 2 の接続を示す模式図

【図 7】超音波探触子 2 の配線を示す図

【図 8】図 7 の模式図

【図 9】基板 4 0 のグランド接続を示す図 (第 1 の実施形態)

【図 1 0】基板 4 0 のグランド接続を示す図 (第 2 の実施形態)

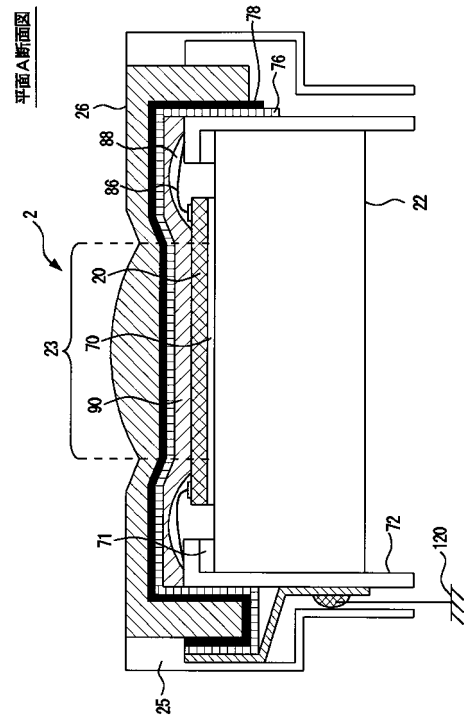
【符号の説明】

【 0 0 5 4 】

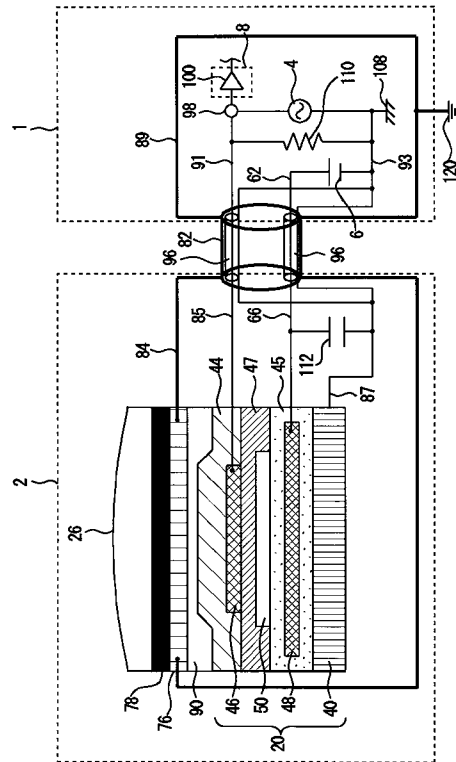
50

1	超音波診断装置	
2	超音波探触子	
4	送信手段	
6	バイアス手段	
8	受信手段	
10	整相加算手段	
12	画像処理手段	
14	表示手段	
16	制御手段	
18	操作手段	10
20	c M U Tチップ	
21 - 1、21 - 2、...	振動子	
22	バッキング層	
25	超音波探触子カバー	
26	音響レンズ	
28	振動要素	
40	基板	
46	上部電極	
48	下部電極	
72	フレキシブル基板	20
70、71、90	接着層	
78	絶縁膜（絶縁層）	
76	導電膜（グランド層）	
86	ワイヤ	
88	光硬化樹脂	
89	導電性材	
92	バイヤホール	
94	グランド線	
108	グランド	

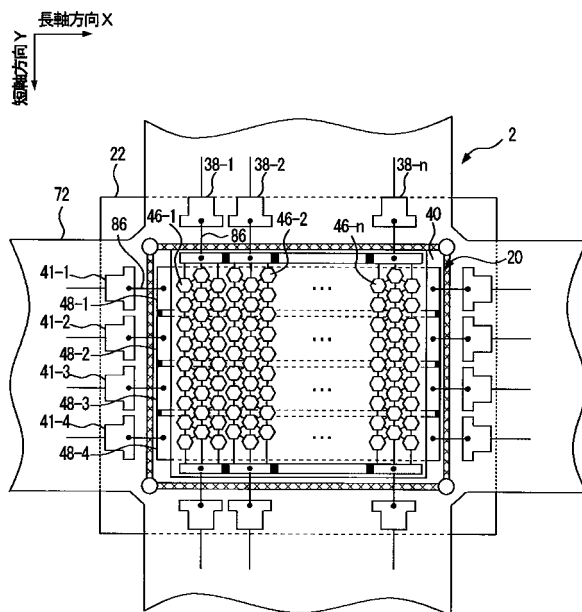
【図 5】



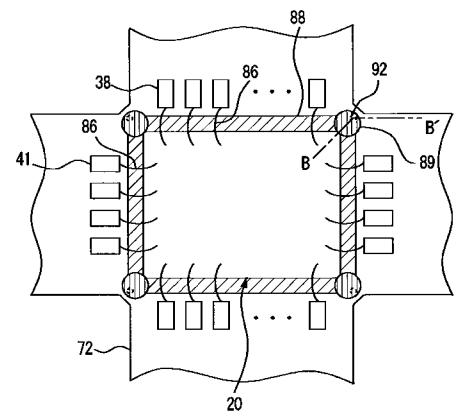
【図 6】



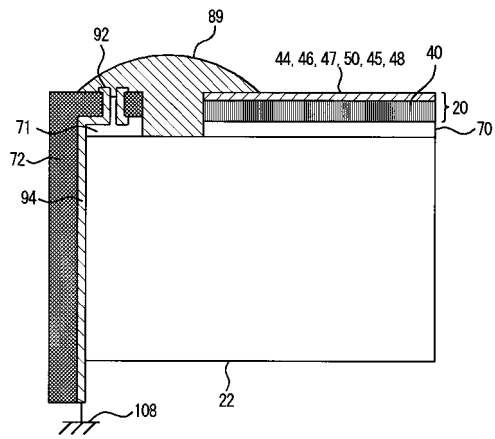
【図 7】



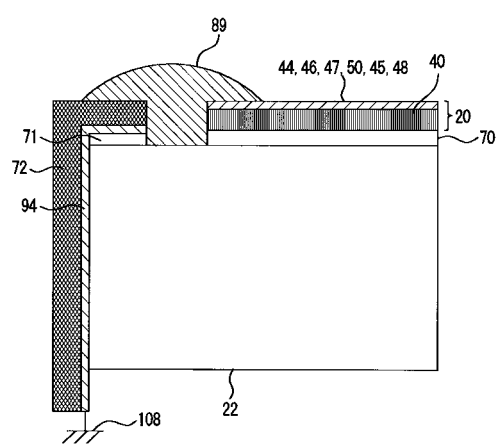
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 泉 美喜雄

東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 国際公開第2006/041058(WO, A1)

特開平09-260552(JP, A)

特開2006-320512(JP, A)

特開2004-056031(JP, A)

特開2004-188203(JP, A)

特開2005-295553(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP5269307B2	公开(公告)日	2013-08-21
申请号	JP2006336532	申请日	2006-12-14
[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		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	佐野秀造 佐光暁史 小林隆 泉美喜雄		
发明人	佐野 秀造 佐光 暁史 小林 隆 泉 美喜雄		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 H04R19/00 H04R1/06 H04R1/40		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24.502 H04R19/00.330 H04R1/06.330 H04R1/40.330		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/EA07 2G047/EA11 2G047/GA01 2G047/GA02 2G047/GB02 2G047/GB13 2G047/GB21 2G047/GB23 2G047/GB25 2G047/GB32 4C601/EE04 4C601/EE10 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GA04 4C601/GA08 4C601/GB04 4C601/GB19 4C601/GB30 4C601/GB32 4C601/GB41 5D019/AA21 5D019/EE06 5D019/FF04		
代理人(译)	井上清一		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2008148720A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波探头和超声波诊断设备，能够稳定cMUT芯片的电位并稳定超声波特性。cMUT芯片的基板通过导电材料连接到拐角处的地线。cMUT芯片20的基板40具有地电位。结果，可以稳定cMUT芯片的电位并且可以稳定超声波特性。此外，具有地电位的cMUT芯片20的基板40的上部由声透镜和绝缘层双重绝缘。因此，即使发生超声波发送/接收表面的磨损，破损等，也不会发生来自超声波发送/接收表面的电击。The 10

