

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5049340号
(P5049340)

(45) 発行日 平成24年10月17日(2012.10.17)

(24) 登録日 平成24年7月27日(2012.7.27)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 B 8/00	(2006.01)	A 6 1 B 8/00	
H 0 4 R 19/00	(2006.01)	H 0 4 R 19/00	3 3 0
H 0 4 R 31/00	(2006.01)	H 0 4 R 31/00	3 3 0

請求項の数 11 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2009-505109 (P2009-505109)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成20年2月27日 (2008.2.27)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2008/053366		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02008/114582	(74) 代理人	100096091
(87) 国際公開日	平成20年9月25日 (2008.9.25)		弁理士 井上 誠一
審査請求日	平成22年10月4日 (2010.10.4)	(72) 発明者	佐野 秀造
(31) 優先権主張番号	特願2007-72604 (P2007-72604)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(32) 優先日	平成19年3月20日 (2007.3.20)		株式会社日立メディコ内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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cMUTチップと、前記cMUTチップの超音波放射側に設けられる音響レンズと、前記cMUTチップの背面側に設けられ前記超音波の伝播を吸収するバッキング層と、前記cMUTチップの周縁部から前記バッキング層の側面に設けられ前記cMUTチップの電極と接続される信号パターンが配置される電気配線部と、前記cMUTチップ及び前記音響レンズ及び前記バッキング層及び前記電気配線部を格納する筐体部と、を備える超音波探触子において、

前記cMUTチップの超音波放射側に、グランド電位のグランド層が接着され、

前記cMUTチップは基板を有し、

前記cMUTチップの振動要素は、前記cMUTチップの基板の超音波放射側に設けられる膜体と、前記膜体に設けられる下部電極と、前記下部電極の超音波放射側に設けられる上部電極と、を有し、

前記cMUTチップの基板は、グランド線に接続され、

前記上部電極には、グランド電位を基準として、超音波を送受波するための交流高周波電圧が印加され、

前記下部電極には、グランド電位を基準として、電気機械結合係数または感度を変化させるための直流のバイアス電圧が印加されることを特徴とする超音波探触子。

【請求項2】

請求項 1 記載の超音波探触子において、
前記グラウンド層は、前記音響レンズの内面及び外側面に沿って形成され、
前記音響レンズの外側面において、前記グラウンド層と導電部材とが接続固定され、前記
バッキング層の側面において、前記導電部材とグラウンド線とが接続固定されることを特徴
とする超音波探触子。

【請求項 3】

請求項 1 記載の超音波探触子において、
前記グラウンド層は、前記音響レンズの内面及び外側面に沿って形成され、
前記グラウンド層は、前記音響レンズの外側面においてグラウンド線と接続固定されること
を特徴とする超音波探触子。

10

【請求項 4】

請求項 1 記載の超音波探触子において、
前記グラウンド層の超音波照射側または背面側の少なくともいずれかに絶縁層が形成され
ることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 5】

請求項 1 記載の超音波探触子において、
前記 c M U T チップの電極と前記電気配線部の信号パターンとの接続部の周囲には、封
止材が充填されることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 6】

請求項 1 記載の超音波探触子において、
前記 c M U T チップの電極と前記電気配線部の信号パターンとの接続部の周囲には、前
記 c M U T チップと前記音響レンズとの接着に用いられる接着剤が充填されることを特徴
とする超音波探触子。

20

【請求項 7】

請求項 1 記載の超音波探触子において、
前記 c M U T チップの基板は、c M U T チップの側方から導電性樹脂を介してグラウンド
線に接続されることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 8】

請求項 1 記載の超音波探触子において、
前記 c M U T チップは、前記 c M U T チップの電極を超音波放射面または背面まで導通
させるスルーホールを具備し、
前記 c M U T チップの電極は、前記スルーホールを介して前記電気配線部の信号パター
ンに接続されることを特徴とする超音波探触子。

30

【請求項 9】

請求項 7 記載の超音波探触子において、前記スルーホールと前記電気配線部の信号パ
ターンとは双方のパッド端子の位置合わせによって接続されることを特徴とする超音波探
触子。

【請求項 10】

請求項 1 記載の超音波探触子において、前記 c M U T チップは、前記 c M U T チップの
基板を超音波放射面または背面まで導通させるスルーホールを具備し、前記 c M U T チ
ップの基板は、前記スルーホールを介してグラウンド線に接続されることを特徴とする超音
波探触子。

40

【請求項 11】

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 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】

【0001】

50

本発明は、診断画像を撮像する超音波探触子及びその製造方法並びに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。

【0003】

近年、cMUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer) を用いた超音波探触子が開発されている。cMUT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。cMUT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。)

【0004】

【特許文献1】米国特許第5894452号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記[特許文献1]に開示されるcMUT探触子では、シリコン基板に対して下部電極に直流電圧がバイアス電圧として印加され、下部電極に対して上部電極に交流高周波電圧が駆動信号として印加される。その結果、上部電極は、グランド電位のグランド層ではなく、被検体に対する電気的安全性が不十分であるという課題がある。

【0006】

本発明は、以上の課題に鑑みてなされたものであり、被検体に対する電気的安全性を向上させることを可能とする超音波探触子及びその製造方法並びに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】

【0007】

本発明に係る超音波探触子は、バイアス電圧に応じて電気機械結合係数または感度に変化する複数の振動要素を有し超音波を送受波するcMUTチップと、前記cMUTチップの超音波放射側に設けられる音響レンズと、前記cMUTチップの背面側に設けられ前記超音波の伝播を吸収するバッキング層と、前記cMUTチップの周縁部から前記バッキング層の側面に設けられ前記cMUTチップの電極と接続される信号パターンが配置される電気配線部と、前記cMUTチップ及び前記音響レンズ及び前記バッキング層及び前記電気配線部を格納する筐体部と、を備える超音波探触子において、前記cMUTチップの超音波放射側に、グランド電位のグランド層が接着され、前記cMUTチップは基板を有し、前記cMUTチップの振動要素は、前記cMUTチップの基板の超音波放射側に設けられる膜体と、前記膜体に設けられる下部電極と、前記下部電極の超音波放射側に設けられる上部電極と、を有し、前記cMUTチップの基板は、グランド線に接続され、前記上部電極には、グランド電位を基準として、超音波を送受波するための交流高周波電圧が印加され、前記下部電極には、グランド電位を基準として、電気機械結合係数または感度を変化させるための直流のバイアス電圧が印加されることを特徴とする。

【0009】

本発明の超音波診断装置は、バイアス電圧に応じて電気機械結合係数または感度に変化する複数の振動要素を有し超音波を送受波するcMUTチップと、前記cMUTチップの超音波放射側に設けられる音響レンズと、前記cMUTチップの背面側に設けられ前記超音波の伝播を吸収するバッキング層と、前記cMUTチップの周縁部から前記バッキング層の側面に設けられ前記cMUTチップの電極と接続される信号パターンが配置される電

10

20

30

40

50

気配線部と、前記 c M U T チップ及び前記音響レンズ及び前記バッキング層及び前記電気配線部を格納する筐体部と、を備える超音波探触子において、前記 c M U T チップの超音波放射側に、グランド電位のグランド層が接着され、前記 c M U T チップは基板を有し、前記 c M U T チップの振動要素は、前記 c M U T チップの基板の超音波放射側に設けられる膜体と、前記膜体に設けられる下部電極と、前記下部電極の超音波放射側に設けられる上部電極と、を有し、前記 c M U T チップの基板は、グランド線に接続され、前記上部電極には、グランド電位を基準として、超音波を送受波するための交流高周波電圧が印加され、前記下部電極には、グランド電位を基準として、電気機械結合係数または感度を変化させるための直流のバイアス電圧が印加されることを特徴とする超音波探触子を備える。

【発明の効果】

10

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、被検体に対する電気的安全性を向上させることを可能とする超音波探触子及びその製造方法並びに超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【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

【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

20

【図 6】超音波診断装置 1 と超音波探触子 2 との接続を示す模式図

【図 7】第 2 の実施形態に係る超音波探触子 2 a を示す図

【図 8】第 3 の実施形態に係る超音波探触子 2 b を示す図

【図 9】第 4 の実施形態に係る超音波探触子 2 c を示す図

【図 1 0】第 5 の実施形態に係る超音波探触子 2 d を示す図

【図 1 1】第 6 の実施形態に係る超音波探触子 2 e を示す図

【図 1 2】超音波探触子 2 の配線を示す模式図

【図 1 3】c M U T チップ 2 0 の基板 4 0 のグランド接続を示す図

【図 1 4】図 5 に示す超音波探触子 2 の製造工程を示す図

【図 1 5】図 1 0 に示す超音波探触子 2 d の製造工程を示す図

30

【図 1 6】第 1 0 の実施形態に係る超音波探触子 2 f を示す図

【図 1 7】図 1 6 の電気接続部 1 6 0 の詳細図

【図 1 8】c M U T チップ 2 0 の上面側からの基板 4 0 のグランド接続を示す図

【図 1 9】c M U T チップ 2 0 の下面側からの基板 4 0 のグランド接続を示す図

【符号の説明】

【 0 0 1 2 】

1 超音波診断装置

2 超音波探触子

3 送受分離手段

4 送信手段

40

6 バイアス手段

8 受信手段

1 0 整相加算手段

1 2 画像処理手段

1 4 表示手段

1 6 制御手段

1 8 操作手段

2 0 c M U T チップ

2 1 - 1、2 1 - 2、...、..... 振動子

2 2 バッキング層

50

25	超音波探触子カバー	
26	音響レンズ	
27	封止材	
28	振動要素	
38、41	信号パターン	
40	基板	
46	上部電極	
48	下部電極	
72	フレキシブル基板	
70、71、90	接着層	10
76	導電膜(グランド層)	
78	絶縁膜(絶縁層)	
84、94	グランド線(ケーブルシールド線)	
86	ワイヤ	
88	光硬化樹脂	
108、120	グランド	
161、171、181、185、191、195	スルーホール	
163、165、173、175、182、184、192、194	パッド端子	
164、174、193	導電接着剤(異方導電接着シート)	
183	ワイヤ	20

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

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。

【0014】

(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、送受分離手段3、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。

【0015】

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。

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。

送受分離手段3は、送信時には送信手段4から超音波探触子2へ駆動信号を渡し、受信時には超音波探触子2から受信手段8へ受信信号を渡すよう送信と受信とを切換、分離するものである。

【0016】

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。

【0017】

(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。

【0018】

(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図である。

超音波探触子 2 は、cMUTチップ 20 を備える。cMUTチップ 20 は、複数の振動子 21-1、振動子 21-2、... 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 21-1、振動子 21-2、... には、複数の振動要素 28 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。

cMUTチップ 20 の背面側には、バッキング層 22 が設けられる。cMUTチップ 20 の超音波射出側には、音響レンズ 26 が設けられる。cMUTチップ 20 及びバッキング層 22 などは、超音波探触子カバー 25 に格納される。

【0019】

cMUTチップ 20 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 22 は、cMUTチップ 20 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 26 は、cMUTチップ 20 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 26 は、1 つの焦点距離に基づいて曲率が定められる。

【0020】

尚、音響レンズ 26 と cMUTチップ 20 との間にマッチング層を設けてもよい。マッチング層は、cMUTチップ 20 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。

【0021】

(2-2. 振動子 21)

図 3 は、振動子 21 の構成図である。

振動要素 28 の上部電極 46 は、長軸方向 X に区分された振動子 21 毎に結線される。すなわち、上部電極 46-1、上部電極 46-2、... は、長軸方向 X に並列配置される。

振動要素 28 の下部電極 48 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 48-1、下部電極 48-2、... は、短軸方向 Y に並列配置される。

【0022】

(2-3. 振動要素 28)

図 4 は、振動要素 28 の構成図である。図 4 は、1 つの振動要素 28 の断面図である。

振動要素 28 は、基板 40、膜体 44、膜体 45、上部電極 46、枠体 47、下部電極 48 から構成される。振動要素 28 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 28 は、cMUT の 1 素子分に相当する。

【0023】

基板 40 は、シリコン等の半導体基板である。

膜体 44 及び枠体 47 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 44 は、枠体 47 の超音波射出側に設けられる。膜体 44 と枠体 47 との間に上部電極 46 が設けられる。基板 40 上に形成された膜体 45 に下部電極 48 が設けられる。枠体 47 及び膜体 45 により区画された内部空間 50 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 46 及び下部電極 48 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

10

20

30

40

50

。

【0024】

超音波を送波する場合には、振動要素28に上部電極46及び下部電極48を介して、直流のバイアス電圧(Va)が印加され、バイアス電圧(Va)により電界が発生する。発生した電界により膜体44が緊張して所定の電気機械結合係数(Sa)になる。送信手段4から上部電極46に駆動信号が供給されると、電気機械結合係数(Sa)に基づいて超音波が膜体44から射出される。

また、振動要素28に上部電極46及び下部電極48を介して、直流のバイアス電圧(Vb)が印加されると、バイアス電圧(Vb)により電界が発生する。発生した電界により膜体44が緊張して所定の電気機械結合係数(Sb)になる。送信手段4から上部電極46に駆動信号が供給されると、電気機械結合係数(Sb)に基づいて超音波が膜体44から射出される。

10

【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44が励起されて内部空間50の容量が変化する。この内部空間50の変化量に基づいて、電気信号が上部電極46を介して検出される。

【0026】

尚、振動要素28の電気機械結合係数は、膜体44の緊張度により決定される。従って、振動要素28に印加するバイアス電圧の大きさを変えて膜体44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28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。

20

【0027】

(3.第1の実施形態)

次に、図5及び図6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)

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。

30

【0029】

音響レンズ26の内面及び外側面に沿って、導電膜76が形成される。導電膜76は、例えば、蒸着により形成されるCu膜である。導電膜76は、導電部材80及びグランド線84を介して、本体装置側のグランド120に接続される。

【0030】

導電部材80は、導電性を有する部材である。導電部材80は、導電膜76と比較して破損しにくい信頼度の高い部材である。導電部材80は、例えば、導電膜76より高剛性のCuテープである。導電部材80は、音響レンズ26の外側面の導電膜76及びフレキシブル基板72の外側面に固定される。グランド線84は、半田付けや導電接着剤等により接続部82を介して導電部材80に接続される。

40

【0031】

cMUTチップ20は、接着層70を介してパッキング層22の上面に接着される。パッキング層22の上面周縁及び四方側面に沿って、フレキシブル基板72(Flexible printed circuits:FPC)が設けられる。フレキシブル基板72は、接着層71を介してパッキング層22の上面周縁に接着される。

【0032】

接着層70及び接着層71は、例えば、エポキシ樹脂からなる接着剤である。接着層70及び接着層71の層厚を任意に調整して、cMUTチップ20及びフレキシブル基板72の高さ方向位置を調整することができる。

【0033】

50

フレキシブル基板 72 と c M U T チップ 20 とは、ワイヤ 86 を介して電氣的に接続される。ワイヤ 86 は、ワイヤボンディング方式により接続される。ワイヤ 86 としては、Au ワイヤ等を用いることができる。ワイヤ 86 の周囲には、封止材として光硬化樹脂 88 が充填される。尚、ワイヤボンディング方式に代えて、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。

【 0034 】

音響レンズ 26 は、接着層 90 を介して c M U T チップ 20 の超音波放射面に接着される。音響レンズ 26 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 90 の材質に関しては、音響レンズ 26 と類似の材質（例えば、シリコン）とすることが望ましい。

10

音響レンズ 26 の超音波放射面は、少なくとも領域 23 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 20 には、少なくとも領域 23 に対応する範囲内に、振動要素 28 が配置される。音響レンズ 26 の凸状の部分から超音波が照射される。

音響レンズ 26 の背面は、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。

【 0035 】

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。超音波探触子カバー 25 と音響レンズ 26 との間には封止材 27 が充填される。

20

尚、超音波探触子カバー 25 の上端位置は、c M U T チップ 20 より上方に位置させることが望ましい。これにより、超音波探触子 2 の落下等の不測の事態が生じて、直接的な衝撃を防止して c M U T チップ 20 を保護することができる。

【 0036 】

(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 との接続を示す模式図である。

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。

【 0037 】

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 内の受信アンブ 100 及び送信手段 4 に接続される。

30

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。

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。

40

【 0038 】

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、AC 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 DC 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。

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

50

極 4 6 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 4 6 は、 $DC = \text{グランド (基準電位)}$ 、 $AC = V_{pp}$ となり、下部電極 4 8 は、 $DC = V_{dc}$ 、 $AC = 0$ となる。

【 0 0 3 9 】

振動要素 2 8 の導電膜 7 6 は、配線 8 4 に接続されている。配線 8 4 は、超音波探触子 2 の内部回路 (配線 8 5、配線 6 6、コンデンサ 1 1 2 など) を覆うように形成されており、ケーブル 8 2 の外周を介して、超音波診断装置 1 内の配線 9 9 に接続されている。配線 9 9 は、超音波診断装置 1 の内部回路 (配線 9 1、配線 6 2、抵抗 1 1 0 など) を覆うように形成されており、グランド 1 2 0 に接続されている。よって、導電膜 7 6、配線 8 4、ケーブル 8 2 の外周、配線 9 9 は、 $DC = 0$ 、 $AC = 0$ である。

導電膜 7 6、配線 8 4、ケーブル 8 2 の外周、配線 9 9 及びグランド 1 2 0 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。

【 0 0 4 0 】

(3 - 3 . 第 1 の実施形態における効果)

このように、第 1 の実施形態の超音波探触子 2 では、c M U T チップ 2 0 の超音波放射側にグランド層としての導電膜 7 6 が設けられる。従って、音響レンズ 2 6 が破損した場合でも導電膜 7 6 がグランド電位のために感電を防止し、被検体に対する超音波探触子の電気的安全性を向上させることができる。

また、導電膜 7 6 及びグランド線 8 4 及び本体装置のシャーシグランドにより、グランド電位の閉空間が形成される。すなわち、超音波探触子 2 の主要構成要素や本体回路は、グランド電位の閉空間に内包されるので、外部からの不要電波の影響を受けたり、超音波探触子 2 自身が発生する電磁波により外部装置に悪影響を及ぼすこと防止することができる。

【 0 0 4 1 】

また、第 1 の実施形態の超音波探触子 2 では、導電膜 7 6 は、音響レンズ 2 6 の内面及び外側面に沿って形成され、高信頼度の導電部材 8 0 及びグランド線 8 4 を介してグランド 1 2 0 に接続される。

これにより、インモールド成形で引き出すシート状の導電膜ではなく、音響レンズ 2 6 の内面及び外側面に沿って形成された導電膜 7 6 から導電部材 8 0 を介してグランド線 8 4 と容易かつ確実に接続することができる。実装の確実性及び作業性を向上させることができる。

また、高信頼度の導電部材 8 0 を用いることにより、フレキシブル基板 7 2 に固定した際に導電部材 8 0 が破損することを防止することができる。

また、図 5 では、フレキシブル基板 7 2 の紙面左側側面のみで導電部材 8 0 及びグランド線 8 4 を図示したが、フレキシブル基板 7 2 の四方側面の少なくともいずれかに設けてもよい。

【 0 0 4 2 】

(4 . 第 2 の実施形態)

次に、図 7 を参照しながら、第 2 の実施形態について説明する。

図 7 は、第 2 の実施形態に係る超音波探触子 2 a を示す図である。図 7 は、図 2 の平面 A 断面図に相当する。

【 0 0 4 3 】

第 1 の実施形態では、導電膜 7 6 は、導電部材 8 0 を介して、グランド線 8 4 に接続されるものとして説明したが、第 2 の実施形態では、導電膜 7 6 とグランド線 8 4 a とが直接接続される。グランド線 8 4 a は、半田付けや導電接着剤等により接続部 8 2 a を介して、音響レンズ 2 6 の外側面で導電膜 7 6 に直接接続される。

【 0 0 4 4 】

このように、第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態と同様に、c M U T チップ 2 0 の超

10

20

30

40

50

音波放射側にグランド層としての導電膜 7 6 が設けられるので、被検体に対する超音波探触子 2 a の電気的安全性を向上させることができる。また、第 2 の実施形態では、導電膜 7 6 とグランド線 8 4 a との接続させるための導電部材を設ける必要がない。

【 0 0 4 5 】

(5 . 第 3 の実施形態)

次に、図 8 を参照しながら、第 3 の実施形態について説明する。

図 8 は、第 3 の実施形態に係る超音波探触子 2 b を示す図である。図 8 は、図 2 の平面 A 断面図に相当する。

【 0 0 4 6 】

第 1 の実施形態では、ワイヤ 8 6 の周囲には封止材として光硬化樹脂 8 8 が充填されるものとして説明したが、第 3 の実施形態ではワイヤ 8 6 の周囲に封止材は充填されない。

接着層 9 0 は、音響レンズ 2 6 と c M U T チップ 2 0 との間だけでなく、ワイヤ 8 6 の周囲にも充填される。接着層 9 0 は、音響レンズ 2 6 と c M U T チップ 2 0 とを接着させるだけでなく、ワイヤ 8 6 の周囲の封止材としての役割も果たす。

【 0 0 4 7 】

このように、第 3 の実施形態では、第 1 の実施形態と同様に、c M U T チップ 2 0 の超音波放射側にグランド層としての導電膜 7 6 が設けられるので、被検体に対する超音波探触子 2 b の電気的安全性を向上させることができる。また、第 3 の実施形態では、ワイヤ 8 6 の周囲に別途封止材を形成する必要がない。

【 0 0 4 8 】

(6 . 第 4 の実施形態)

次に、図 9 を参照しながら、第 4 の実施形態について説明する。

図 9 は、第 4 の実施形態に係る超音波探触子 2 c を示す図である。図 9 は、図 2 の平面 A 断面図に相当する。

【 0 0 4 9 】

第 1 の実施形態では、音響レンズ 2 6 の内面及び外側面には導電膜 7 6 が形成されるものとして説明したが、第 4 の実施形態では、さらに、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。

【 0 0 5 0 】

このように、第 4 の実施形態では、第 1 の実施形態と同様に、c M U T チップ 2 0 の超音波放射側にグランド層としての導電膜 7 6 が設けられるので、被検体に対する超音波探触子 2 c の電気的安全性を向上させることができる。

また、第 4 の実施形態では、音響レンズ 2 6 と c M U T チップ 2 0 との間に、絶縁層として絶縁膜 7 8 が形成される。被検体と c M U T チップ 2 0 との間は、音響レンズ 2 6 及び絶縁層 7 8 により二重絶縁される。従って、超音波探触子 2 c の安全性が向上する。尚、2 層以上の絶縁層を設けてもよい。例えば、導電膜 7 6 を挟んで 2 層の絶縁層を設けてもよい。

【 0 0 5 1 】

(7 . 第 5 の実施形態)

次に、図 1 0 を参照しながら、第 5 の実施形態について説明する。

図 1 0 は、第 5 の実施形態に係る超音波探触子 2 d を示す図である。図 1 0 は、図 2 の平面 A 断面図に相当する。

【 0 0 5 2 】

第 1 の実施形態では、音響レンズ 2 6 の内面及び外側面に導電膜 7 6 が形成されるものとして説明したが、第 5 の実施形態では、c M U T チップ 2 0 の超音波放射面、フレキシブル基板 7 2 及びバッキング層 2 2 の側面に沿って導電膜 7 6 d が形成される。

【 0 0 5 3 】

このように、第 5 の実施形態では、第 1 の実施形態と同様に、c M U T チップ 2 0 の超音波放射側にグランド層としての導電膜 7 6 d が設けられるので、被検体に対する超音波探触子 2 d の電気的安全性を向上させることができる。

10

20

30

40

50

また、第5の実施形態では、cMUTチップ20の超音波放射面に導電膜76dが形成されるので、音響レンズ26の内面及び外側面に導電膜を形成する必要がない。また、フレキシブル基板72及びバッキング層22の側面に沿って導電膜76dが形成されるので、バッキング層22を土台として、接続部82を介して導電膜76dとグランド線84とを直接接続することができる。

【0054】

(8.第6の実施形態)

次に、図11を参照しながら、第6の実施形態について説明する。

図11は、第6の実施形態に係る超音波探触子2eを示す図である。図11は、図2の平面A断面図に相当する。

10

【0055】

第5の実施形態では、cMUTチップ20の超音波放射面に導電膜76dが形成されるものとして説明したが、第6の実施形態では、さらに、絶縁層である絶縁膜78eが形成される。すなわち、cMUTチップ20の超音波放射面には、導電膜76e及び絶縁膜78eが形成される。

【0056】

このように、第6の実施形態では、第5の実施形態と同様に、音響レンズ26とcMUTチップ20との間に、絶縁層として絶縁膜78eが形成される。被検体とcMUTチップ20との間は、音響レンズ26及び絶縁層78eにより二重絶縁される。従って、超音波探触子2eの安全性が向上する。尚、2層以上の絶縁層を設けてもよい。例えば、導電膜76eを挟んで2層の絶縁層を設けてもよい。

20

【0057】

(9.第7の実施形態)

次に、図12及び図13を参照しながら、第7の実施形態について説明する。

図12は、超音波探触子2の配線を示す模式図である。

図13は、cMUTチップ20の基板40のグランド接続を示す図である。図12のB-B'線断面図である。

【0058】

cMUTチップ20の上面周縁では、MUTチップ20の上部電極46とフレキシブル基板72の信号パターン38とがワイヤ86-1で接続され、MUTチップ20の下部電極48とフレキシブル基板72の信号パターン41とがワイヤ86-2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。

30

【0059】

cMUTチップ20の隅部(角部)では、cMUTチップ20とフレキシブル基板72との間に導電樹脂89が充填される。導電樹脂89は、cMUTチップ20の基板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、cMUT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。

【0060】

基板40は、cMUTチップ20の底面に設けられる。基板40は、導電樹脂89に電氣的に接続される。基板40は、導電樹脂89及びグランド線94を介して、グランド108に接続される。

40

尚、図13のグランド線94は、図6の配線87に相当する。導電樹脂89は、基板40と配線87との接続部に設けられる。

【0061】

このように、第7の実施形態では、cMUTチップ20の基板40は隅部において導電樹脂89及びグランド線94を介してグランド108に接続される。これにより、上部電極46をグランド電位とすることなく、cMUTチップ20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。

【0062】

また、cMUTチップ20の隅部以外の周縁には、フレキシブル基板72の信号パター

50

ン38及び信号パターン41とcMUTチップ20とを接続するワイヤ86が存在するが、cMUTチップ20の基板40とグランド線94とはcMUTチップ20の隅部に充填される導電樹脂89を介して接続される。これにより、信号パターン接続部と基板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。

【0063】

尚、基板40自体も半導体であるので、異常発生時には基板40が高電圧となる可能性もある。第7の実施形態では、基板40をグランド接続することにより、異常発生時においても基板40をグランド電位に維持することができ、超音波探触子2の安全性を確保することができる。

【0064】

(10.第8の実施形態)

次に、図14を参照しながら、第8の実施形態について説明する。第8の実施形態は、図5の超音波探触子2、図8の超音波探触子2b、図9の超音波探触子2cの製造方法に関する。図14は、図5に示す超音波探触子2の製造工程を示す図である。

【0065】

cMUTチップ20が接着層70によってパッキング層22の上面に接着される(ステップS1)。

フレキシブル基板72が接着層71によってパッキング層22の上面周縁に接着される(ステップS2)。

フレキシブル基板72とcMUTチップ20とがワイヤ86を介して電氣的に接続される。ワイヤ86は、ワイヤボンディング方式やフリップチップボンディング方式により接続される(ステップS3)。

光硬化樹脂88が封止材としてワイヤ86の周囲に充填される(ステップS4)。

【0066】

音響レンズ26が形成され(ステップS5)、音響レンズ26の内面に導電膜76が形成される(ステップS6)。

音響レンズ26が接着層90によってcMUTチップ20の超音波放射面に接着される。導電膜76は、グランド線84に接続される。超音波探触子カバー25が取り付けられる。音響レンズ26やフレキシブル基板72と超音波探触子カバー25との隙間には封止材27が充填される(ステップS7)。

【0067】

以上の過程を経て、図5に示す超音波探触子2が製造される。

尚、ステップS4の工程を省略して、接着層90をワイヤ86の周囲にも充填させ、接着剤及び封止材として兼用してもよい。この場合には、図8に示す超音波探触子2bが製造される。

また、ステップS6の工程において、導電膜76と共に絶縁膜78を形成してもよい。この場合には、図9に示す超音波探触子2cが製造される。

【0068】

膜形成方法に関しては、音響レンズ26の成形と同時に導電膜付絶縁シートをインモールド成形する方法や絶縁膜や導電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10 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。

【0069】

(11.第9の実施形態)

次に、図15を参照しながら、第9の実施形態について説明する。第9の実施形態は、図10の超音波探触子2d、図11の超音波探触子2eの製造方法に関する。図15は、図10に示す超音波探触子2dの製造工程を示す図である。

【0070】

第8の実施形態では、音響レンズ26側に導電膜や絶縁膜が形成されるものとして説明したが、第9の実施形態では、cMUTチップ20側に導電膜や絶縁膜が形成される。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

ステップ S 1 ~ ステップ S 5 の工程は、図 1 4 と同様であるので説明を省略する。

c M U T チップ 2 0 の超音波放射面、フレキシブル基板 7 2 及びバッキング層 2 2 の側面に沿って導電膜 7 6 d が形成される（ステップ S 8）。

音響レンズ 2 6 が接着層 9 0 によって c M U T チップ 2 0 の超音波放射面に接着される。導電膜 7 6 d は、グランド線 8 4 に接続される。超音波探触子カバー 2 5 が取り付けられる。音響レンズ 2 6 やフレキシブル基板 7 2 と超音波探触子カバー 2 5 との隙間には封止材 2 7 が充填される（ステップ S 9）。

【 0 0 7 2 】

以上の過程を経て、図 1 0 に示す超音波探触子 2 d が製造される。

尚、ステップ S 8 の工程において、導電膜 7 6 e と共に絶縁膜 7 8 e を形成してもよい。この場合には、図 1 1 に示す超音波探触子 2 e が製造される。

【 0 0 7 3 】

（ 1 2 . 第 1 0 の実施形態 ）

次に、図 1 6 及び図 1 7 を参照しながら、第 1 0 の実施形態について説明する。第 1 0 の実施形態は、c M U T チップ 2 0 とフレキシブル基板 7 2 との電気接続に関する。

図 1 6 は、第 1 0 の実施形態に係る超音波探触子 2 f を示す図である。図 1 6 は、図 2 の平面 A 断面図に相当する。

図 1 7 は、図 1 6 の電気接続部 1 6 0 の詳細図である。

【 0 0 7 4 】

第 1 の実施形態では、フレキシブル基板 7 2 と c M U T チップ 2 0 とは、ワイヤボンディング方式によりワイヤ 8 6 を介して電氣的に接続されるものとして説明したが、第 1 0 の実施形態では、スルーホール 1 6 1 あるいはスルーホール 1 7 1 を介してフレキシブル基板 7 2 と c M U T チップ 2 0 とが電気接続される。

【 0 0 7 5 】

フレキシブル基板 7 2 の信号パターンは、c M U T チップ 2 0 の周縁部背面において、c M U T チップ 2 0 の電極と電気接続される。電気接続部 1 6 0 において、フレキシブル基板 7 2 及び接着層 7 1 及び接着層 7 0 の厚さに応じて、バッキング層 2 2 の周縁部上面に切り欠き部 1 6 8 が設けられる。

【 0 0 7 6 】

スルーホール 1 6 1 は、c M U T チップ 2 0 の上部電極 4 6 と c M U T チップ 2 0 の背面に設けられるパッド端子 1 6 3 との導通路である。スルーホール 1 7 1 は、c M U T チップ 2 0 の下部電極 4 8 と c M U T チップ 2 0 の背面に設けられるパッド端子 1 7 3 との導通路である。

スルーホール 1 6 1 及びスルーホール 1 7 1 は、金属で充填されたり、内部壁面に金属層が形成されたりする。c M U T チップ 2 0 の基板 4 0 の部分では、スルーホール 1 6 1 及びスルーホール 1 7 1 の周囲に絶縁部 1 6 2 及び絶縁部 1 7 2 が設けられる。尚、基板 4 0 の背面にも絶縁層 1 6 7 を設けることが望ましい。

【 0 0 7 7 】

フレキシブル基板 7 2 に設けられるパッド端子 1 6 5 及びパッド端子 1 7 5 は、それぞれ、異方導電接着シート等の導電接着剤 1 6 4 及び導電接着剤 1 7 4 により、c M U T チップ 2 0 の下面に設けられるパッド端子 1 6 3 及びパッド端子 1 7 3 に電氣的に接続される。

【 0 0 7 8 】

フレキシブル基板 7 2 の信号パターン 3 8 は、パッド端子 1 6 5、導電接着剤 1 6 4、パッド端子 1 6 3、スルーホール 1 6 1 を介して、c M U T チップ 2 0 の上部電極 4 6 に電気接続される。フレキシブル基板 7 2 の信号パターン 4 1 は、パッド端子 1 7 5、導電接着剤 1 7 4、パッド端子 1 7 3、スルーホール 1 7 1 を介して、c M U T チップ 2 0 の下部電極 4 8 に電気接続される。

【 0 0 7 9 】

10

20

30

40

50

このように、第10の実施形態では、フレキシブル基板72とcMUTチップ20とは、スルーホール161及びスルーホール171を介して電気接続される。これにより、電気接続のためのワイヤを必要とせず、パッド端子同士の位置合わせを行うだけで、フレキシブル基板72とcMUTチップ20との電気接続を行うことができる。

【0080】

尚、図17では、cMUTチップ20の背面においてスルーホールを介して電気接続を行うものとして説明したが、cMUTチップ20の超音波放射面においてスルーホールを介して電気接続を行ってもよい。

【0081】

また、図5や図9等に示すワイヤボンディング方式によってcMUTチップ20の電極とフレキシブル基板72の信号線とを接続する場合には、高電位のワイヤ86とグランド電位の導電膜76とが近接するので、光硬化樹脂88等の封止材の不良や絶縁膜78のピンホール不良によって導電膜76とワイヤ86の間が短絡して導電膜76のグランド電位を維持できない場合がある。一方、図16及び図17に示すスルーホールによってcMUTチップ20の電極とフレキシブル基板72の信号線とを接続する場合には、接続線と導電膜76とが近接しないので短絡する虞がなく、導電膜76のグランド電位が維持されるので安全性が確保される。

【0082】

また、図5や図9等に示すワイヤボンディング方式で用いられるワイヤ86は、金属細線であるので、作用力によって破損しやすく取り扱いが困難である。一方、図16及び図17に示すスルーホールによる接続では、ワイヤボンディング方式によるワイヤ接続作業は不要であり、取り扱いが容易である。

【0083】

また、図5や図9に示すワイヤボンディング方式による接続では、ワイヤ86の周囲を充填するために光硬化樹脂88等の封止材を要する。封止材として用いられる樹脂とワイヤ86とでは線膨張係数が異なる。一般に、封止材として用いられる樹脂の線膨張係数は、金属より大きい。このため、温度変化によって封止材として用いられる樹脂が膨張するとワイヤ86が破損する虞がある。また、封止材として用いられる樹脂内に不純物が存在する場合、電気的なマイグレーションによって、ワイヤ86と導電膜76との間が短絡する虞がある。一方、図16及び図17に示すスルーホールによる接続では、ワイヤ及び封止材は不要であるので、樹脂内の不純物に起因する問題は生じない。

【0084】

このように、第10実施形態では、ワイヤボンディング方式による接続に代えてスルーホールによる接続を行うことにより、超音波探触子2の安全性をさらに向上させることができる。

【0085】

(13.第11の実施形態)

次に、図18及び図19を参照しながら、第11の実施形態について説明する。第11の実施形態は、cMUTチップ20の基板40のグランド接続に関する。

第7の実施形態では、cMUTチップ20の側面から導電樹脂89を介して、基板40がグランド接続されるものとして説明したが、第11の実施形態では、cMUTチップ20の上面側(超音波放射面側)あるいは下面側(背面側)から基板40がグランド接続される。

【0086】

(13-1.cMUTチップ上面側からのグランド接続)

図18は、cMUTチップ20の上面側からの基板40のグランド接続を示す図である。

【0087】

スルーホール181は、cMUTチップ20の基板40とcMUTチップ20の上面に設けられるパッド端子182との導通路である。スルーホール185は、フレキシブル基

10

20

30

40

50

板 7 2 の内面に設けられるグランド線 9 4 と上面に設けられるパッド端子 1 8 4 との導通路である。スルーホール 1 8 1 及びスルーホール 1 8 5 は、金属で充填されたり、内部壁面に金属層が形成されたりする。

【 0 0 8 8 】

パッド端子 1 8 2 とパッド端子 1 8 4 とは、ワイヤボンディング方式によりワイヤ 1 8 3 を介して電氣的に接続される。c M U T チップ 2 0 の基板 4 0 は、スルーホール 1 8 1 、パッド端子 1 8 2 、ワイヤ 1 8 3 、パッド端子 1 8 4 、スルーホール 1 8 5 、グランド線 9 4 を介してグランド 1 0 8 に接続される。

【 0 0 8 9 】

(1 3 - 2 . c M U T チップ下面側からのグランド接続)

図 1 9 は、c M U T チップ 2 0 の下面側からの基板 4 0 のグランド接続を示す図である。

【 0 0 9 0 】

スルーホール 1 9 1 は、c M U T チップ 2 0 の基板 4 0 と c M U T チップ 2 0 の下面に設けられるパッド端子 1 9 2 との導通路である。スルーホール 1 9 5 は、フレキシブル基板 7 2 の内面に設けられるグランド線 9 4 と上面に設けられるパッド端子 1 9 4 との導通路である。スルーホール 1 9 1 及びスルーホール 1 9 5 は、金属で充填されたり、内部壁面に金属層が形成されたりする。

【 0 0 9 1 】

パッド端子 1 9 2 とパッド端子 1 9 4 とは、異方導電接着シート等の導電接着剤 1 9 3 により電氣的に接続される。c M U T チップ 2 0 の基板 4 0 は、スルーホール 1 9 1 、パッド端子 1 9 2 、導電接着剤 1 9 3 、パッド端子 1 9 4 、スルーホール 1 9 5 、グランド線 9 4 を介してグランド接続される。

【 0 0 9 2 】

(1 3 - 3 . 第 1 1 の実施形態における効果)

このように、第 1 1 の実施形態では、c M U T チップ 2 0 の基板 4 0 は、スルーホールを介して、c M U T チップ 2 0 の上面側あるいは下面側からグランド接続を行うことができる。これにより、グランド接続のための導電樹脂の充填に代えて、ワイヤボンディング方式による接続やパッド端子同士的位置合わせを行うだけで、c M U T チップ 2 0 の基板 4 0 のグランド接続を行うことができる。基板 4 0 をグランド電位とすることにより、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ができる。

【 0 0 9 3 】

尚、c M U T チップ 2 0 の基板 4 0 上には、1 0 0 V 以上の高電圧が印加される上部電極 4 6 及び下部電極 4 8 が存在する。基板 4 0 自体も半導体であるので、異常発生時には基板 4 0 が高電圧となる可能性もある。第 1 1 の実施形態では、スルーホールを介して基板 4 0 をグランド接続することにより、異常発生時においても基板 4 0 をグランド電位に維持することができ、超音波探触子 2 の安全性を確保することができる。

【 0 0 9 4 】

(1 4 . その他)

尚、上述の実施形態を適宜組み合わせる超音波探触子及び超音波診断装置を構成するようにしてもよい。

また、上述の実施の形態では、導電層の膜厚を 0 . 1 μ m 程度とし、絶縁層の膜厚を 1 μ m 程度とすることが望ましい。絶縁層及び導電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 9 5 】

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

10

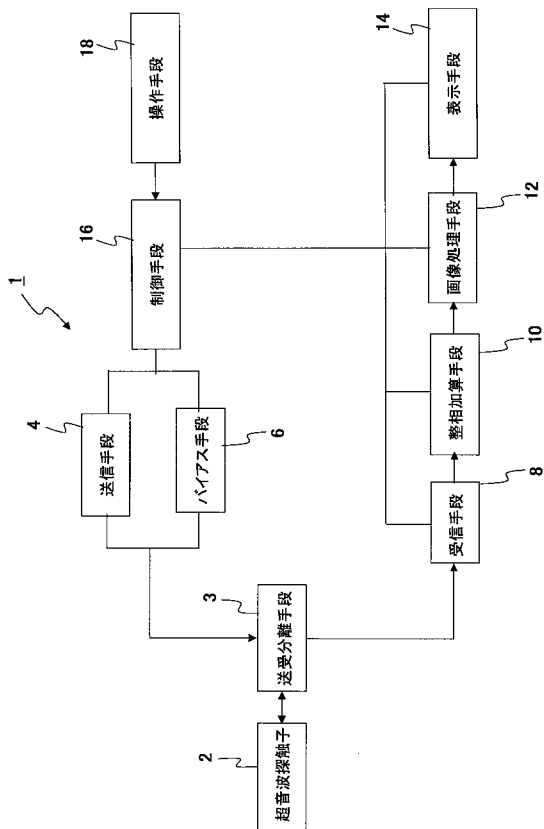
20

30

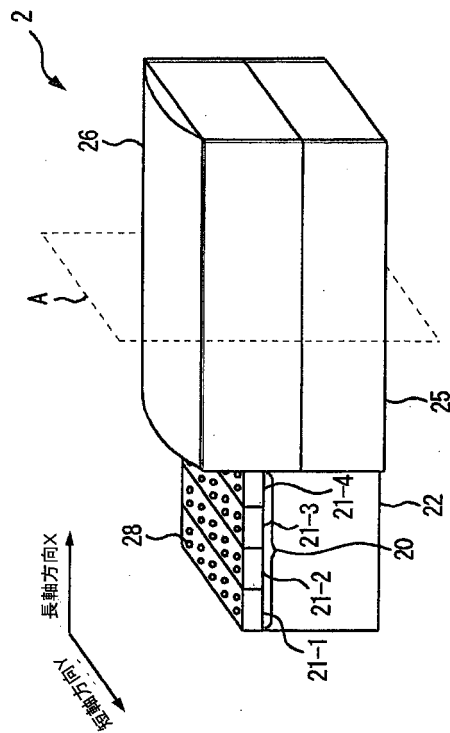
40

50

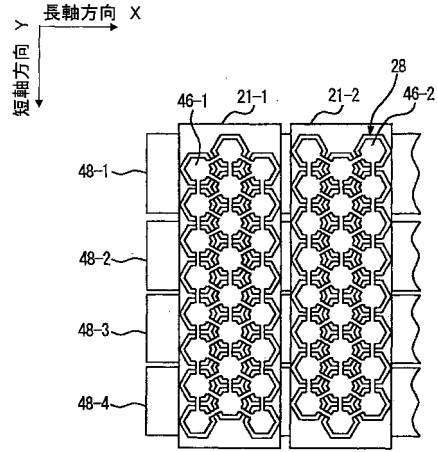
【図1】



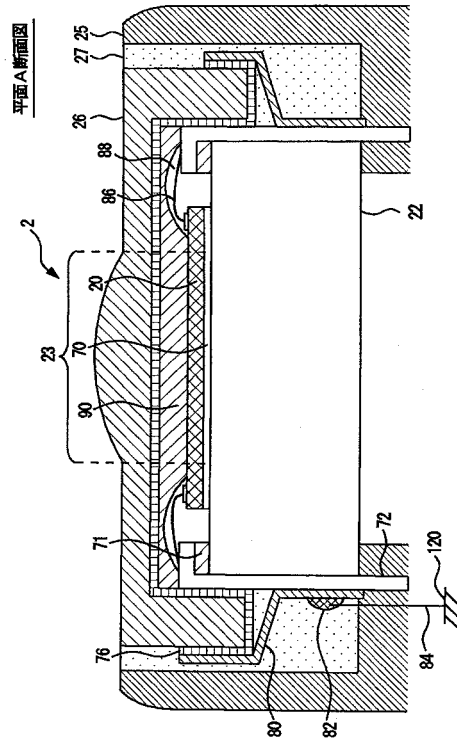
【図2】



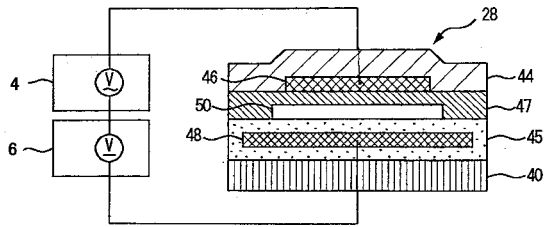
【図3】



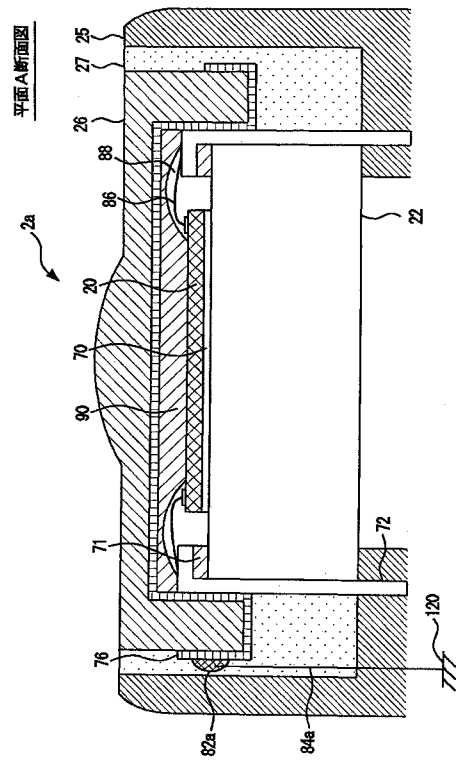
【図5】



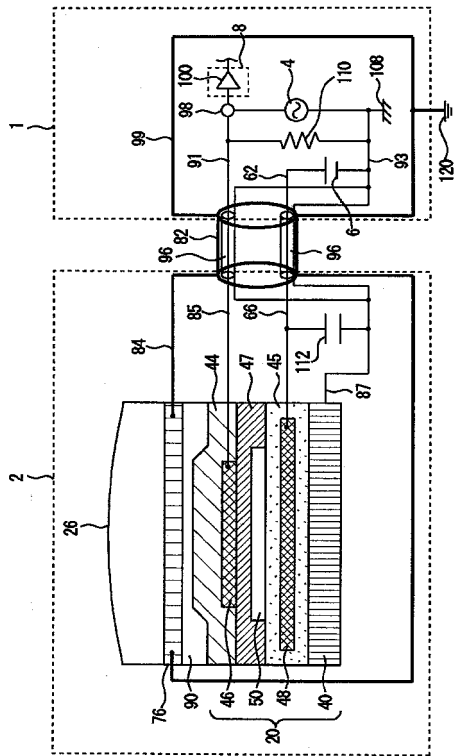
【図4】



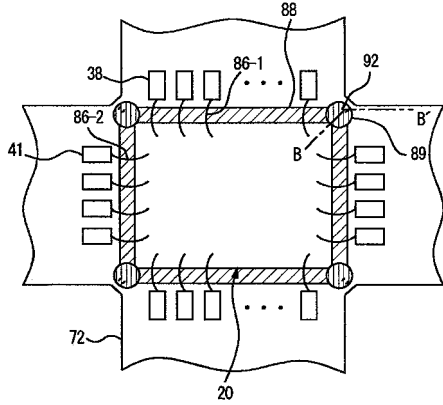
【図7】



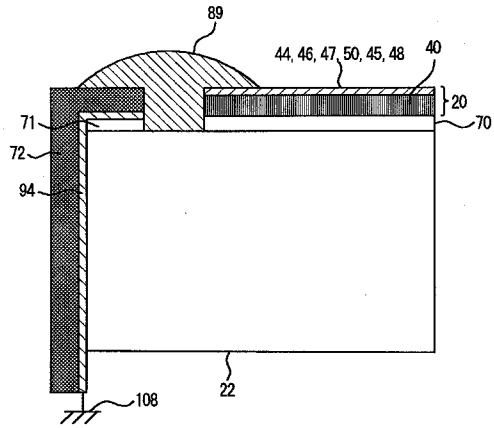
【図6】



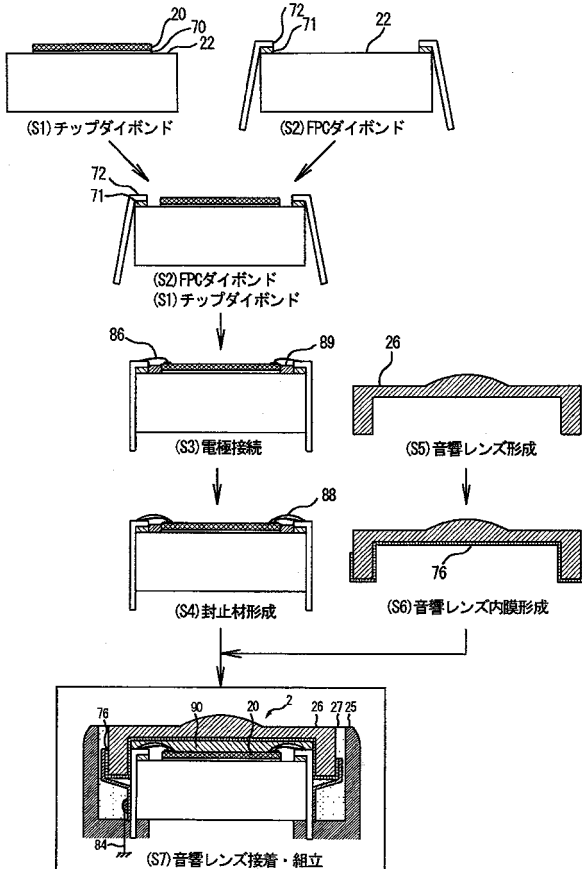
【図12】



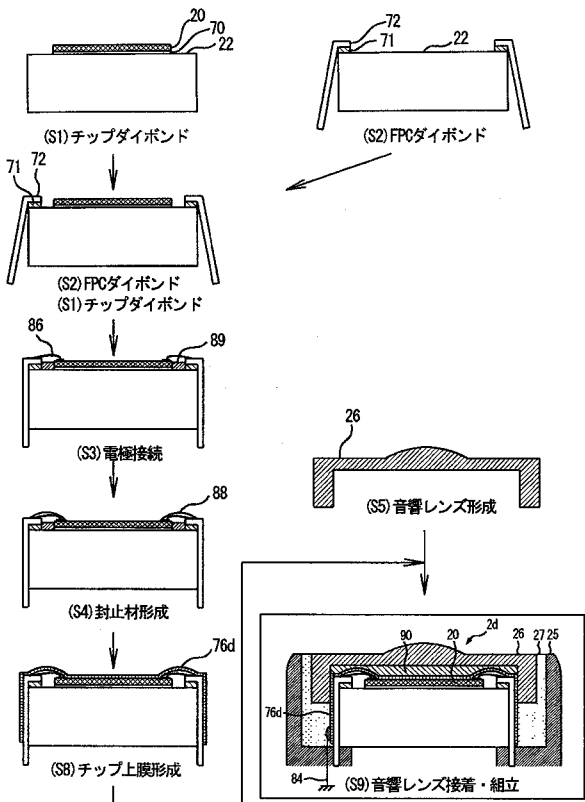
【図13】



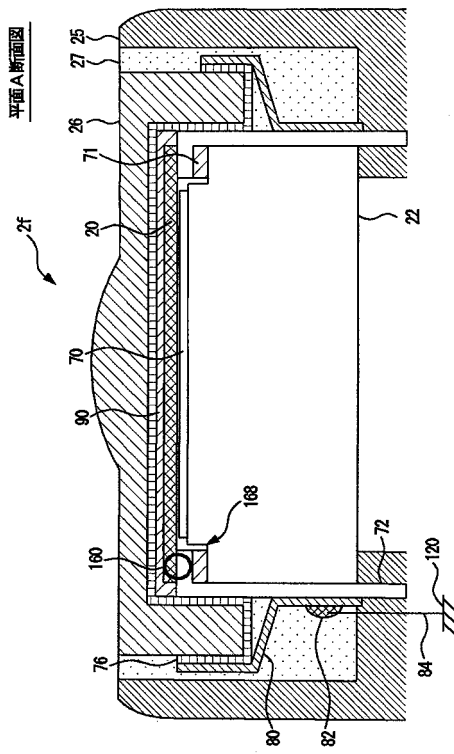
【図14】



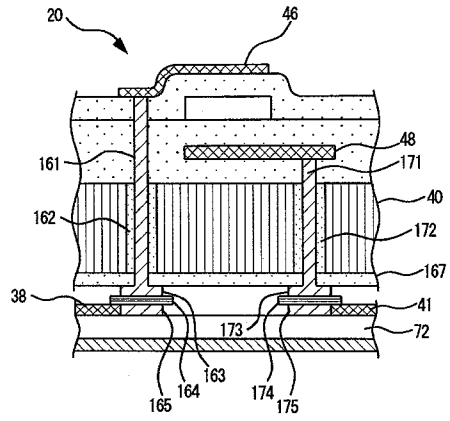
【図15】



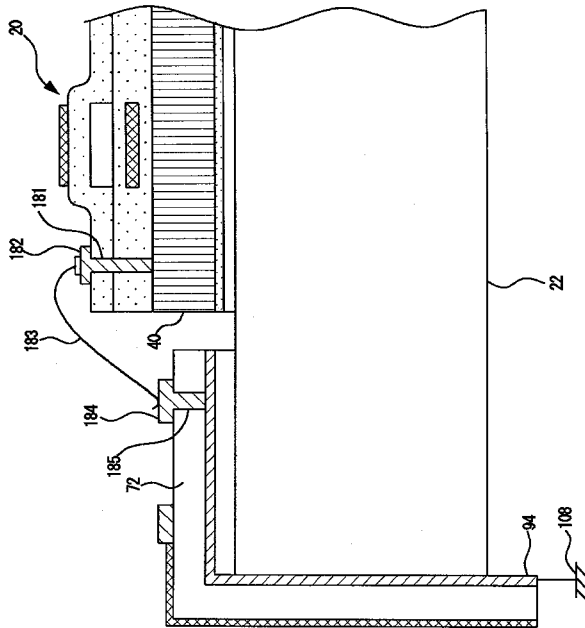
【図16】



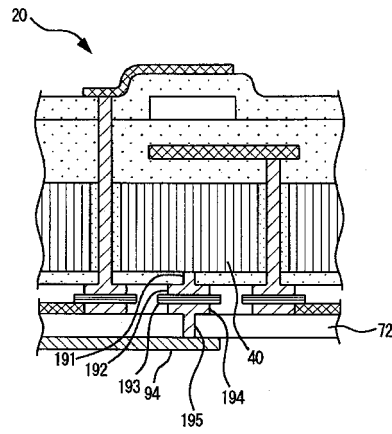
【図17】



【図18】



【図19】



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 宮澤 浩

(56)参考文献 特開2006-212077(JP,A)
特開2006-319712(JP,A)
特開2006-198240(JP,A)
特開2006-075425(JP,A)
特開2006-166985(JP,A)
国際公開第2005/077012(WO,A1)
特開2006-295553(JP,A)
特開2006-343315(JP,A)
国際公開第2005/032374(WO,A1)
国際公開第2006/041058(WO,A1)
国際公開第2006/041114(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

H04R 19/00

H04R 31/00

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP5049340B2	公开(公告)日	2012-10-17
申请号	JP2009505109	申请日	2008-02-27
[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 佐光暎史 小林隆 泉美喜雄		
发明人	佐野 秀造 佐光 暎史 小林 隆 泉 美喜雄		
IPC分类号	A61B8/00 H04R19/00 H04R31/00		
CPC分类号	G01N29/2406 B06B1/0292 G01N29/0654 G01N29/221 G01N2291/106		
FI分类号	A61B8/00 H04R19/00.330 H04R31/00.330		
代理人(译)	井上清一		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2007072604 2007-03-20 JP		
其他公开文献	JPWO2008114582A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声波探头包括cMUT芯片20，其具有多个振动元件，其机电耦合系数或灵敏度根据偏置电压而变化，并且发送和接收超声波，以及cMUT芯片20的超声波。设置在辐射侧的声透镜26，设置在cMUT芯片20的背侧以吸收超声波的传播的背衬层22，以及从cMUT芯片20的周边背衬层22的侧表面设置有连接到cMUT芯片20的电极的信号图案的电布线部分（柔性基板72），cMUT芯片20，声透镜26，背衬层22和电布线部分（柔性基板72）在超声波探头2中设置有用于在cMUT芯片20的超声波辐射侧存储接地电位的接地电位（导电膜76）的壳体部分（超声波探头盖25）。是的。

【图2】

