

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5426371号
(P5426371)

(45) 発行日 平成26年2月26日(2014.2.26)

(24) 登録日 平成25年12月6日(2013.12.6)

(51) Int.Cl.		F I			
H04R	19/00	(2006.01)	H04R	19/00	330
A61B	8/00	(2006.01)	A61B	8/00	
G01N	29/24	(2006.01)	G01N	29/24	502

請求項の数 9 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2009-516242 (P2009-516242)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成20年5月14日 (2008.5.14)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2008/058821		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02008/146600	(72) 発明者	深田 慎
(87) 国際公開日	平成20年12月4日 (2008.12.4)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
審査請求日	平成23年5月10日 (2011.5.10)		株式会社日立メディコ内
(31) 優先権主張番号	特願2007-141408 (P2007-141408)	(72) 発明者	佐野 秀造
(32) 優先日	平成19年5月29日 (2007.5.29)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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
		審査官	▲吉▼澤 雅博

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】

複数の振動要素を有し超音波を送受波するcMUTチップと、
前記振動要素を制御する電気部品が実装された実装基板と、
前記cMUTチップの超音波放射面と対向する側に設けるバッキング層に沿って配置され前記実装基板と前記cMUTチップとを接続する電気配線部と、
前記cMUTチップ、前記実装基板及び前記電気配線部を格納する筐体部と、を備えた超音波探触子であって、
前記cMUTチップ、前記電気配線部及び前記実装基板は、前記筐体部の内面に沿って設けられるグランド電位のグランド層によって形成される閉空間の内部に格納され、
前記実装基板と前記筐体部との間に絶縁部とを備え、
前記絶縁部は、前記電気配線部の表面に沿って設けられることを特徴とする超音波探触子。

【請求項2】

複数の振動要素を有し超音波を送受波するcMUTチップと、
前記振動要素を制御する電気部品が実装された実装基板と、
前記cMUTチップの超音波放射面と対向する側に設けるバッキング層に沿って配置され前記実装基板と前記cMUTチップとを接続する電気配線部と、
前記cMUTチップ、前記実装基板及び前記電気配線部を格納する筐体部と、を備えた超音波探触子であって、

10

20

前記cMUTチップ、前記電気配線部及び前記実装基板は、前記筐体部の内面に沿って設けられるグラウンド電位のグラウンド層によって形成される閉空間の内部に格納され、
前記実装基板と前記筐体部との間に絶縁部とを備え、
前記絶縁部は、前記実装基板の全周囲を覆うように設けられることを特徴とする超音波探触子。

【請求項3】

複数の振動要素を有し超音波を送受波するcMUTチップと、
 前記振動要素を制御する電気部品が実装された実装基板と、
 前記cMUTチップの超音波放射面と対向する側に設けるパッキング層に沿って配置され前記実装基板と前記cMUTチップとを接続する電気配線部と、

10

前記cMUTチップ、前記実装基板及び前記電気配線部を格納する筐体部と、を備えた超音波探触子であって、

前記cMUTチップ、前記電気配線部及び前記実装基板は、前記筐体部の内面に沿って設けられるグラウンド電位のグラウンド層によって形成される閉空間の内部に格納され、

前記実装基板と前記筐体部との間に絶縁部とを備え、

前記絶縁部は、前記筐体部の内面に沿って設けられることを特徴とする超音波探触子。

【請求項4】

複数の振動要素を有し超音波を送受波するcMUTチップと、
 前記振動要素を制御する電気部品が実装された実装基板と、
 前記cMUTチップの超音波放射面と対向する側に設けるパッキング層に沿って配置され前記実装基板と前記cMUTチップとを接続する電気配線部と、

20

前記cMUTチップ、前記実装基板及び前記電気配線部を格納する筐体部と、を備えた超音波探触子であって、

前記cMUTチップ、前記電気配線部及び前記実装基板は、前記筐体部の内面に沿って設けられるグラウンド電位のグラウンド層によって形成される閉空間の内部に格納され、

前記実装基板と前記筐体部との間に絶縁部とを備え、

前記グラウンド層は、前記絶縁部の外面に沿って設けられることを特徴とする超音波探触子。

【請求項5】

前記cMUTチップの超音波放射面側に音響レンズを備え、前記絶縁部は、前記cMUTチップと前記音響レンズの間に設けられることを特徴とする請求項1乃至4の何れか一項記載の超音波探触子。

30

【請求項6】

前記絶縁部は、シリコン酸化物又はパラキシリレンの絶縁部材からなることを特徴とする請求項1乃至4の何れか一項記載の超音波探触子。

【請求項7】

前記グラウンド層は、導電部材からなることを特徴とする請求項1乃至4の何れか一項記載の超音波探触子。

【請求項8】

前記筐体部の内部空間の少なくとも一部に充填剤が充填されることを特徴とする請求項1乃至4の何れか一項に記載の超音波探触子。

40

【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乃至請求項8の何れか一項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。また、無機材料の基板を用いて半導体製造プロセスにより振動子セルを作製した後に、振動子セルに樹脂材料のベースプレートを形成すると共に無機材料の基板を除去することにより、製造コストの削減及び画質向上を図る超音波探触子が提案されている(〔特許文献1〕参照。)

【0004】

【特許文献1】特開2006-157320号公報

【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、従来の超音波探触子では、操作者や被検体に対して絶縁構造が不十分であり安全性を確保することが困難であるという課題がある。

【0006】

cMUT探触子では、cMUTの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い。このように、従来のcMUT探触子ではcMUTチップ等からの漏電が発生する可能性があり、筐体部(ケース)を把持してcMUT探触子进行操作する操作者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。

【0007】

本発明は、以上の課題に鑑みてなされたものであり、操作者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】

【0008】

前述した目的を達成するために本発明は、複数の振動要素を有し超音波を送受波するcMUTチップと、前記振動要素を制御する電気部品が実装された実装基板と、前記cMUTチップの超音波放射面と対向する側に設けるバックング層に沿って配置され前記実装基板と前記cMUTチップとを接続する電気配線部と、前記cMUTチップ、前記実装基板及び前記電気配線部を格納する筐体部と、を備えた超音波探触子であって、前記cMUTチップ、前記電気配線部及び前記実装基板は、前記筐体部の内面に沿って設けられるグランド電位のグランド層によって形成される閉空間の内部に格納され、前記実装基板と前記筐体部との間に絶縁部とを備え、前記絶縁部は、前記電気配線部の表面に沿って設けられることを特徴とする。

【0009】

また、複数の振動要素を有し超音波を送受波するcMUTチップと、前記振動要素を制御する電気部品が実装された実装基板と、前記cMUTチップの超音波放射面と対向する側に設けるバックング層に沿って配置され前記実装基板と前記cMUTチップとを接続する電気配線部と、前記cMUTチップ、前記実装基板及び前記電気配線部を格納する筐体部と、を備えた超音波探触子であって、前記cMUTチップ、前記電気配線部及び前記実装基板は、前記筐体部の内面に沿って設けられるグランド電位のグランド層によって形成される閉空間の内部に格納され、前記実装基板と前記筐体部との間に絶縁部とを備え、前記絶縁部は、前記実装

10

20

30

40

50

基板の全周囲を覆うように設けられることを特徴とする。

【0010】

また、複数の振動要素を有し超音波を送受波するcMUTチップと、前記振動要素を制御する電気部品が実装された実装基板と、前記cMUTチップの超音波放射面と対向する側に設けるバッキング層に沿って配置され前記実装基板と前記cMUTチップとを接続する電気配線部と、前記cMUTチップ、前記実装基板及び前記電気配線部を格納する筐体部と、を備えた超音波探触子であって、前記cMUTチップ、前記電気配線部及び前記実装基板は、前記筐体部の内面に沿って設けられるグランド電位のグランド層によって形成される閉空間の内部に格納され、前記実装基板と前記筐体部との間に絶縁部とを備え、前記絶縁部は、前記筐体部の内面に沿って設けられることを特徴とする。

10

【0011】

また、複数の振動要素を有し超音波を送受波するcMUTチップと、前記振動要素を制御する電気部品が実装された実装基板と、前記cMUTチップの超音波放射面と対向する側に設けるバッキング層に沿って配置され前記実装基板と前記cMUTチップとを接続する電気配線部と、前記cMUTチップ、前記実装基板及び前記電気配線部を格納する筐体部と、を備えた超音波探触子であって、前記cMUTチップ、前記電気配線部及び前記実装基板は、前記筐体部の内面に沿って設けられるグランド電位のグランド層によって形成される閉空間の内部に格納され、前記実装基板と前記筐体部との間に絶縁部とを備え、前記グランド層は、前記絶縁部の外面に沿って設けられることを特徴とする。

【発明の効果】

20

【0015】

実装基板と筐体部との間に絶縁部を設けることにより、超音波探触子の内部装置からの漏電が防止されるので、操作者に対する超音波探触子の電气的安全性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【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21の構成図

【図4】振動要素22の構成図

30

【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】フレキシブル基板とcMUTチップとの電気接続を示す図

【図7】実装基板43との接続に用いられるコネクタ70を示す図

【図8】超音波探触子2と超音波診断装置1本体との電気接続を示す模式図

【図9】第2の実施形態に係る超音波探触子2aを示す図

【図10】第3の実施形態に係る超音波探触子2bを示す図

【図11】第4の実施形態に係る超音波探触子2cを示す図

【符号の説明】

【0017】

1 超音波診断装置、2,2a,2b 超音波探触子、3 送受分離手段、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、20 cMUTチップ、21-1,21-2 振動子、22 振動要素、23 バッキング層、25 ケース、26 音響レンズ、27 下部電極、28 上部電極、41 フレキシブル基板(バイアス)、42 フレキシブル基板(信号)、43 実装基板、44 ケーブル、45,46 端子、47,48 ワイヤ、51,52,53 コネクタ、54 電気部品、55 同軸ケーブル(シールド線)、57 同軸ケーブル(バイアス)、58 同軸ケーブル(信号)、60,65,69 封止剤、61 導電膜、62 絶縁部材、62a 絶縁膜、63 導電部材、63a 導電膜、64,64a 導電部材、66,66b 充填剤、70 コネクタ、102,107 グランド

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

50

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。

【0019】

(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。

【0020】

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。

10

【0021】

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。

【0022】

送信手段4は、駆動信号として交流高周波電圧を供給する装置である。

バイアス手段6は、バイアス電圧として直流電圧を印加する装置である。

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。

20

【0023】

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。

【0024】

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。

【0025】

表示手段14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。

30

【0026】

(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。

【0027】

(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。

40

【0028】

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22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。

【0029】

cMUTチップ20の背面側には、バックング層23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及びバックング層23等は、ケース25に格納される。

50

【 0 0 3 0 】

cMUTチップ20は、送信手段4からの駆動信号及びバイアス手段6からのバイアス電圧に基づいて超音波を発生して被検体に送波する。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。

【 0 0 3 1 】

バッキング層23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。

【 0 0 3 2 】

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。

10

【 0 0 3 3 】

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。

【 0 0 3 4 】

(2-2. 振動子21)

図3は、振動子21の構成図である。

【 0 0 3 5 】

振動要素22の上部電極28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28-1、上部電極28-2、...は、長軸方向Xに並列配置される。振動要素22の下部電極27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27-1、下部電極27-2、...は、短軸方向Yに並列配置される。

20

【 0 0 3 6 】

(2-3. 振動要素22)

図4は、振動要素22の構成図である。図4は、1つの振動要素22の断面図である。振動要素22は、基板30、膜体31、枠体32、膜体33、上部電極28、下部電極27から構成される。振動要素22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22は、cMUTの1素子分に相当する。

【 0 0 3 7 】

基板30は、シリコン等の半導体基板である。

30

【 0 0 3 8 】

膜体33及び枠体32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33は、枠体32の超音波射出側に設けられる。膜体33と枠体32との間に上部電極28が設けられる。基板30上に形成された膜体31に下部電極27が設けられる。枠体32及び膜体31により区画された内部空間34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。

【 0 0 3 9 】

上部電極28及び下部電極27は、それぞれ、送信手段4及びバイアス手段6に接続される。

【 0 0 4 0 】

超音波を送波する場合には、振動要素22に上部電極28及び下部電極27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33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28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33から射出される。

40

【 0 0 4 1 】

また、振動要素22に上部電極28及び下部電極27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33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28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33から射出される。

【 0 0 4 2 】

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

50

。

【0043】

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33が励起されて内部空間34の容量が変化する。この内部空間34の変化量に基づいて、電気信号が上部電極28を介して検出される。

【0044】

尚、振動要素22の電気機械結合係数は、膜体33の緊張度により決定される。従って、振動要素22に印加するバイアス電圧の大きさを変えて膜体33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22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。

【0045】

(3. 第1の実施形態)

次に、図5～図8を参照しながら、第1の実施形態について説明する。

【0046】

(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(a)は、長軸方向Xについての断面図である。図5(b)は、短軸方向Yについての断面図である。図5(a)は図5(b)のC-C線断面図であり、図5(b)は図5(a)のB-B線断面図である。図5(b)は図2の超音波探触子2の平面A断面図に相当する。

【0047】

超音波探触子2は、ケーブル44を介して超音波診断装置1本体と接続される。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。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。cMUTチップ20の背面側には、バッキング層23が接着される。バッキング層23の上面周縁及び四方側面に沿って、フレキシブル基板41(Flexible printed circuits:FPC)及びフレキシブル基板42が設けられる。フレキシブル基板41及びフレキシブル基板42は、それぞれ短軸方向Y及び長軸方向Xにおいて、バッキング層23の上面周縁に接着される。

【0048】

フレキシブル基板41及びフレキシブル基板42は、それぞれコネクタ51及びコネクタ52を介して実装基板43に接続される。実装基板43は、フレキシブル基板41及びフレキシブル基板42の各端子とケーブル44との導通回路が設けられる。実装基板43には、振動要素22を制御する抵抗やコンデンサ等の電気部品54が実装される。

【0049】

フレキシブル基板41からの配線(バイアス)は、実装基板43のコネクタ53を介して同軸ケーブル57に接続される。フレキシブル基板42からの配線(信号)は、実装基板43のコネクタ53を介して同軸ケーブル58に接続される。

【0050】

音響レンズ26の内面及び外側面に沿って、導電膜61が形成される。導電膜61は、例えば、蒸着により形成されるCu膜である。尚、導電膜61と共に絶縁膜を形成してもよい。また、導電膜61を挟んで2層の絶縁膜を形成してもよい。

【0051】

フレキシブル基板41及びフレキシブル基板42の表面に沿って絶縁部材62及び導電部材63が設けられる。絶縁部材62は、絶縁性を有する部材である。絶縁部材は、例えば、シリコン酸化物やパラキシリレンの絶縁テープである。導電部材63は、導電性を有する部材である。導電部材63は、例えば、Cuテープである。

【0052】

導電膜61と導電部材63とは導電部材64を介して接続される。導電部材64は、導電膜61と比較して破損しにくい信頼度の高い高剛性の導電部材である。導電部材64は、例えば、Cuテープである。導電部材64は、音響レンズ26の外側面の導電膜61、及び、フレキシブル基板41あるいはフレキシブル基板42の表面に設けられた導電部材63に固定される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 3 】

導電部材63は、同軸ケーブル55(シールド線)に接続される。同軸ケーブル55及び同軸ケーブル57及び同軸ケーブル58は、ケーブル44によって束ねられて超音波診断装置1本体と接続される。

【 0 0 5 4 】

ケース25は、超音波探触子2の四方側面に設けられる。ケース25は、音響レンズ26の四方側面に固定される。操作者は、ケース25を把持して超音波探触子2を操作する。ケース25と音響レンズ26との隙間には封止剤65が充填される。ケース25とケーブル44との隙間には封止剤60が充填される。また、音響レンズ26とケース25との間には充填剤66が充填される。

10

【 0 0 5 5 】

尚、ケース25の上端位置は、cMUT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cMUTチップ20を保護することができる。

【 0 0 5 6 】

(3-2. 超音波探触子2の配線)

図6は、フレキシブル基板とcMUTチップとの電気接続を示す図である。

【 0 0 5 7 】

フレキシブル基板41及びフレキシブル基板42とcMUTチップ20とは、それぞれワイヤ47及びワイヤ48を介して電氣的に接続される。ワイヤ47及びワイヤ48は、ワイヤボンディング方式により接続される。ワイヤ47及びワイヤ48としては、Auワイヤ等を用いることができる。

20

【 0 0 5 8 】

cMUTチップ20の上面周縁では、MUTチップ20の下部電極27とフレキシブル基板41の端子45とがワイヤ47で接続され、MUTチップ20の上部電極28とフレキシブル基板42の端子46とがワイヤ48で接続される。光硬化樹脂49がワイヤ47及びワイヤ48の周囲に充填されて接続部が封止される。

【 0 0 5 9 】

(3-3. コネクタ)

図7は、実装基板43との接続に用いられるコネクタ70を示す図である。

30

【 0 0 6 0 】

コネクタ70は、ピンコネクタ71及びソケット72から構成される。ピンコネクタ71は、フレキシブル基板41の端部に設けられる。ピンコネクタ71には突起状の電極であるピン73が設けられる。ソケット72は、実装基板43の端部に設けられる。ソケット72にはピン73に対応する孔74が設けられる。ピンコネクタ71をソケット72に嵌合して、ピン73を孔74に差し込むことにより、フレキシブル基板41と実装基板43とが電氣的に接続される。

【 0 0 6 1 】

尚、図5のコネクタ51及びコネクタ52及びコネクタ53として、図7のコネクタ70を用いてもよいし、実装基板43と接続可能であれば他のコネクタを用いてもよい。例えば、フレキシブル基板41あるいはフレキシブル基板42の端部に露出した端子を実装基板43側のソケットに直接差し込む形態のコネクタを用いてもよい。

40

【 0 0 6 2 】

(3-4. 超音波探触子2と超音波診断装置1本体との接続)

図8は、超音波探触子2と超音波診断装置1本体との電気接続を示す模式図である。超音波探触子2と超音波診断装置1本体とは、ケーブル44を介して接続される。ケーブル44は、複数の同軸ケーブル55及び同軸ケーブル57及び同軸ケーブル58を有する。

【 0 0 6 3 】

cMUTチップ20の下部電極27は、フレキシブル基板41及び実装基板43を介して同軸ケーブル57に接続される。同軸ケーブル57は、超音波診断装置1本体内の配線103に接続される。配線103は、バイアス手段6に接続される。同軸ケーブル57の本数は、cMUTチップ20に共通

50

配置された下部電極27の数となる。

【0064】

cMUTチップ20の上部電極28は、フレキシブル基板42及び実装基板43を介して同軸ケーブル58に接続される。同軸ケーブル58は、超音波診断装置1本体内の配線104に接続される。配線104は、送受分離手段3を介して受信手段8内の受信アンプ108及び送信手段4に接続される。同軸ケーブル58の本数は、cMUTチップ20に共通配置された上部電極28の数となる。

【0065】

配線104と配線105の間には抵抗106が配置される。配線105は、グランド107に接続される。抵抗106は、上部電極28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103と配線105の間にはバイアス手段6が配置される。バイアス手段6は、上部電極28と下部電極27の間に電位差を生じさせる。送信手段4は、上部電極28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28は、DC = グランド(基準電位(0))、AC = V_{pp} となり、下部電極27は、DC = V_{dc} 、AC = 0、となる。

【0066】

超音波探触子2の導電膜61は、導電部材63を介して同軸ケーブル55に接続される。導電部材63は、超音波探触子2の内部装置(フレキシブル基板41及びフレキシブル基板42及び実装基板43)を覆うように形成される。導電部材63は、同軸ケーブル55を介して、超音波診断装置1本体内の配線101に接続される。配線101は、超音波診断装置1本体の内部回路(配線104や配線103や抵抗106等)を覆うように形成される。配線101は、グランド102に接続される。具体的には、導電膜61、導電部材63、同軸ケーブル55、配線101では、DC = グランド(基準電位(0))、AC = 0、となる。

【0067】

導電膜61及び導電部材63及び同軸ケーブル55及び配線101及びグランド102は保護回路を形成する。この保護回路は、外部からの電磁波を超音波診断装置1本体と超音波探触子2の内部回路に侵入させないようにすると共に、超音波診断装置1本体と超音波探触子2の内部で発生した電気を外部に放出させないようにする。

【0068】

(3-5. 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、フレキシブル基板41及びフレキシブル基板42の表面に沿って、ケース25との間に絶縁部材62が設けられる。超音波探触子2の内部装置からの漏電が防止されるので、操作者に対する超音波探触子2の電気的安全性を向上させることができる。

【0069】

尚、絶縁部材62としては、絶縁性が高く耐熱性に優れた材質を用いることが望ましい。例えば、絶縁部材62として、カプトンテープ、テフロン(登録商標)材、塩化ビニール樹脂、ポリウレタン、ポリエチレン等の絶縁性及び耐熱性に優れたテープ材やシート材を用いることが望ましい。

【0070】

また、超音波探触子2では、導電膜61及び導電部材63及び同軸ケーブル55及び本体装置の配線101及びグランド102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。ケース25が破損した場合でも導電部材63がグランド電位のために感電を防止し、操作者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。

【0071】

また、cMUTチップ20の超音波放射側にグランド層としての導電膜61が設けられる。従って、音響レンズ26が破損した場合でも導電膜61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。

【0072】

10

20

30

40

50

(4. 第2の実施形態)

次に、図9を参照しながら、第2の実施形態について説明する。

【0073】

図9は、第2の実施形態に係る超音波探触子2aを示す図である。図9(a)は、長軸方向Xについての断面図である。図9(b)は、短軸方向Yについての断面図である。図9(a)は図9(b)のE-E線断面図であり、図9(b)は図9(a)のD-D線断面図である。図9(b)は図2の超音波探触子2の平面A断面図に相当する。

【0074】

第1の実施形態では、フレキシブル基板41及びフレキシブル基板42の表面に沿って導電部材63を設けるものとして説明したが、第2実施形態では、ケース25の内面に沿って導電膜63aが形成される。

【0075】

導電膜61と導電膜63aとは導電部材64aを介して接続される。図9の導電部材64aは、図5の導電部材64と同様のものである。導電部材64aは、音響レンズ26の外側面の導電膜61及びケース25の内面に形成された導電膜63aに固定される。

【0076】

このように、第2の実施形態の超音波探触子2aでは、ケース25の内面に沿って絶縁部材62aが設けられる。第1の実施形態と同様に、超音波探触子2aの内部装置からの漏電が防止されるので、操作者に対する超音波探触子2aの電気的安全性を向上させることができる。

【0077】

また、超音波探触子2aではケース25の内面に沿って導電膜63aが形成されるので、第1の実施形態と同様に超音波探触子2の主要構成要素や本体回路がグランド電位の閉空間に内包される。従って、外部からの不要電波の影響を受けたり、超音波探触子2a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。

【0078】

(5. 第3の実施形態)

次に、図10を参照しながら、第3の実施形態について説明する。

【0079】

図10は、第3の実施形態に係る超音波探触子2bを示す図である。図10(a)は、長軸方向Xについての断面図である。図10(b)は、短軸方向Yについての断面図である。図10(a)は図10(b)のG-G線断面図であり、図10(b)は図10(a)のF-F線断面図である。図10(b)は図2の超音波探触子2の平面A断面図に相当する。

【0080】

第1の実施形態では、音響レンズ26とケース25との間には充填剤66が充填されるものとして説明したが、第3実施形態では、ケース25内の空間全体に充填剤66bが充填される。

【0081】

ケース25には予め注入口68が設けられる。超音波探触子2bの組立後に注入口68からケース25の内部空間全体に充填剤66bが注入される。充填剤66bの注入後に封止剤69によって注入口68が密封される。尚、注入口68に密閉蓋を設けてもよい。

【0082】

このように、第3の実施形態の超音波探触子2bでは、ケース25の内部空間全体に充填剤66bが充填されるので、内部構成部材の腐食防止が可能となる。また、耐衝撃性や絶縁性の向上を図ることができ、超音波探触子2bの安全性を向上させることができる。また、ケース25の変形防止や軽量化を図ることができる。

【0083】

尚、充填剤66bの材質は、軽量かつ耐衝撃性や絶縁性を有することが望ましい。充填剤66bとしては、例えば、シリコン系樹脂を用いることができる。

【0084】

(6. 第4の実施形態)

次に、図11を参照しながら、第4の実施形態について説明する。

10	【0074】
20	【0077】
30	【0079】
40	【0082】
50	【0084】

【0085】

図11は、第4の実施形態に係る超音波探触子2cを示す図である。図11(a)は、長軸方向Xについての断面図である。図11(b)は、短軸方向Yについての断面図である。図11(a)は図1(b)のH-H線断面図であり、図11(b)は図11(a)のI-I線断面図である。図11(b)は図2の超音波探触子2の平面A断面図に相当する。

【0086】

第1の実施形態では、電気配線部及び実装基板と、筐体部との所定間に絶縁層を備えるものとして説明したが、第4実施形態では、電気配線部及び実装基板の全周囲を覆うように絶縁層を設けている。

【0087】

音響レンズ26の内面(凹部)に沿って、絶縁膜80と導電膜61が形成される。具体的には、音響レンズ26の内面に沿って、絶縁膜80が蒸着される。そして、蒸着された絶縁膜80の上から導電膜61が蒸着される。導電膜61は、例えば、Cu膜である。また、導電膜61を挟んで2層の絶縁膜80を形成してもよい。

【0088】

また、cMUTチップ20の超音波送受信面に絶縁膜81が接着剤を介して接着される。なお、絶縁膜81をcMUTチップ20に蒸着させてもよい。絶縁膜81は、超音波送受信に影響が少ない材料、シリコン酸化物やパラキシリレンの絶縁膜で構成されている。

【0089】

cMUTチップ20の超音波送受信面に接着された絶縁膜81は、超音波送受信面において、cMUTチップ20とフレキシブル基板41を接続するワイヤ47及びワイヤ48とフレキシブル基板41とを覆う。そして、絶縁膜81は、超音波送受信面から下方へ曲げられたフレキシブル基板41を覆う。つまり、絶縁膜81は、cMUTチップ20とフレキシブル基板41などの周囲を覆うように形成される。

【0090】

絶縁膜81は、フレキシブル基板41上で絶縁部材62に連結される。絶縁部材62は、絶縁性を有する部材である。絶縁部材62は、例えば、シリコン酸化物やパラキシリレンの絶縁テープである。絶縁部材62は、フレキシブル基板41超音波送受信面から下方へ曲げられたフレキシブル基板41を覆う。そして、絶縁部材62は、抵抗やコンデンサ等の電気部品54などが搭載された実装基板43を側部から底部に渡って覆う。

【0091】

そして、導電膜61と導電部材63とは導電部材64を介して接続される。導電部材63と導電部材64は、導電膜61と比較して破損しにくい信頼度の高い高剛性の導電部材である。導電部材63と導電部材64は、例えば、Cuテープである。導電部材64は、音響レンズ26の内側面の導電膜61、及び、絶縁部材62の外側表面に設けられた導電部材63に固定される。

【0092】

導電部材63は、同軸ケーブル55(シールド線)に接続される。同軸ケーブル55及び同軸ケーブル57及び同軸ケーブル58は、ケーブル44によって束ねられて超音波診断装置1本体と接続される。

【0093】

ケース25は、超音波探触子2の四方側面に設けられる。ケース25は、音響レンズ26の四方側面に固定される。操作者は、ケース25を把持して超音波探触子2を操作する。ケース25と音響レンズ26との隙間には封止剤65が充填される。ケース25とケーブル44との隙間には封止剤60が充填される。また、音響レンズ26とケース25との間には充填剤66が充填される。

【0094】

尚、ケース25の上端位置は、cMUT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cMUTチップ20を保護することができる。

【0095】

(7. その他)

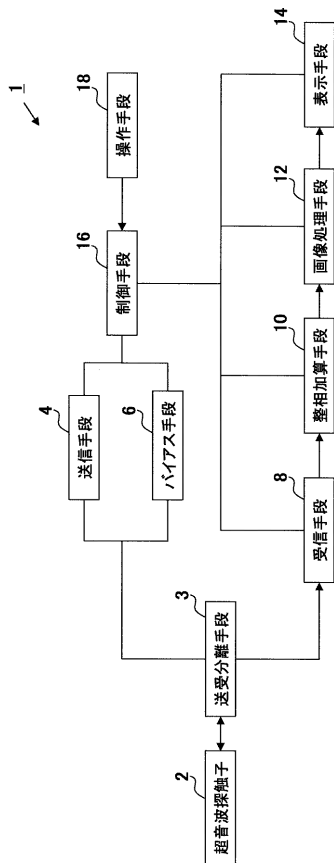
導電膜や絶縁膜の膜形成方法に関しては、ケース25や音響レンズ26の成形と同時に導電膜付絶縁シートをインモールド成形する方法や絶縁膜や導電膜を物理的蒸着あるいは化学的蒸着により形成する方法がある。また、導電層の膜厚を0.1μm程度とし、絶縁層の膜厚を1μm程度とすることが望ましい。絶縁層及び導電層の膜厚をそれぞれ薄くすることにより、cMUTチップにおいて送受される超音波への影響(パルス・周波数特性への影響や減衰)を抑制することができる。

【0096】

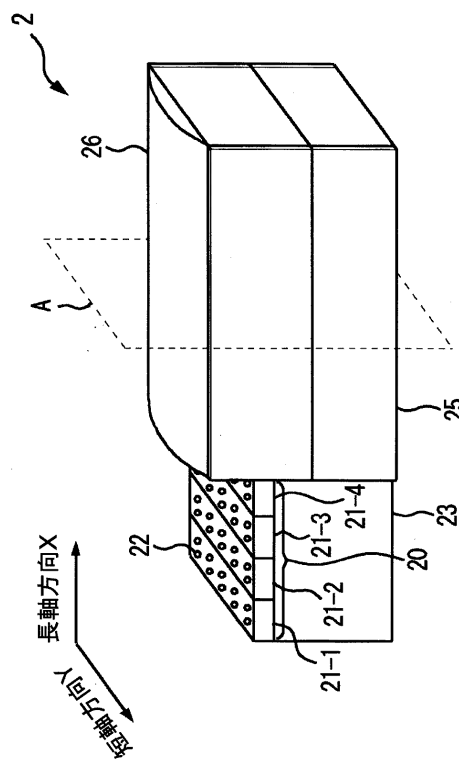
以上、添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波探触子及び超音波診断装置の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

10

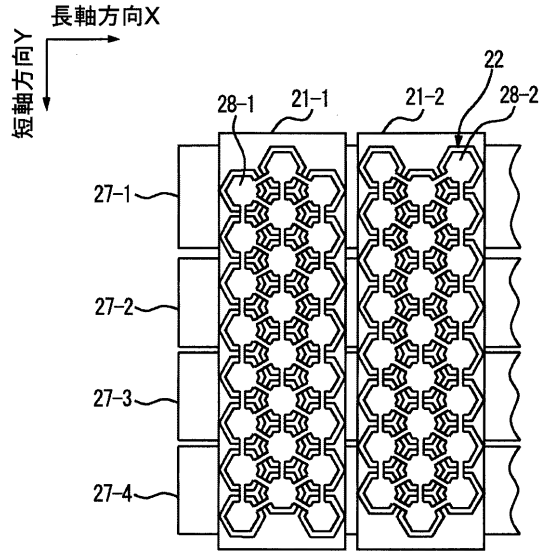
【図1】



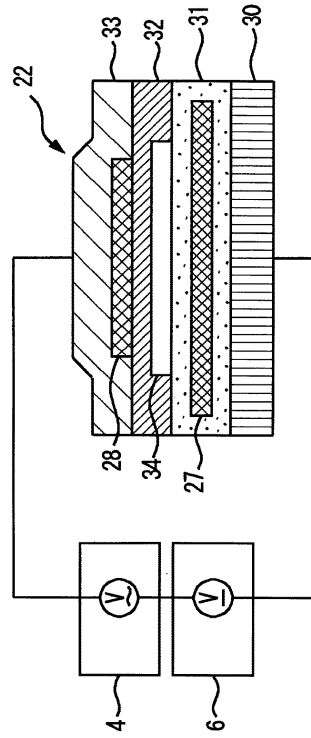
【図2】



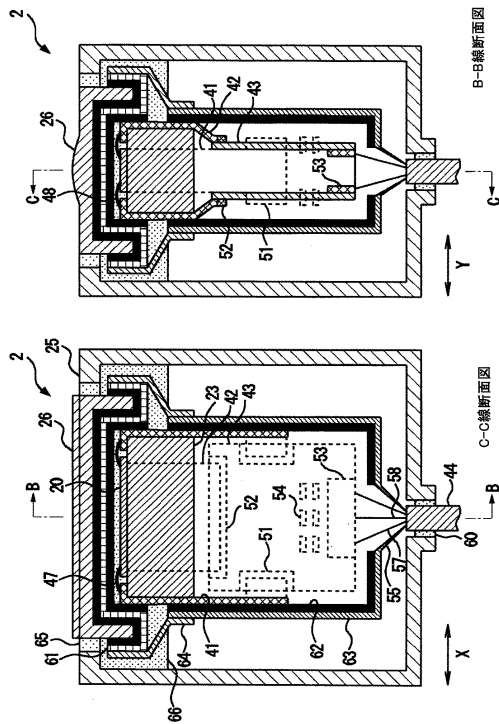
【 図 3 】



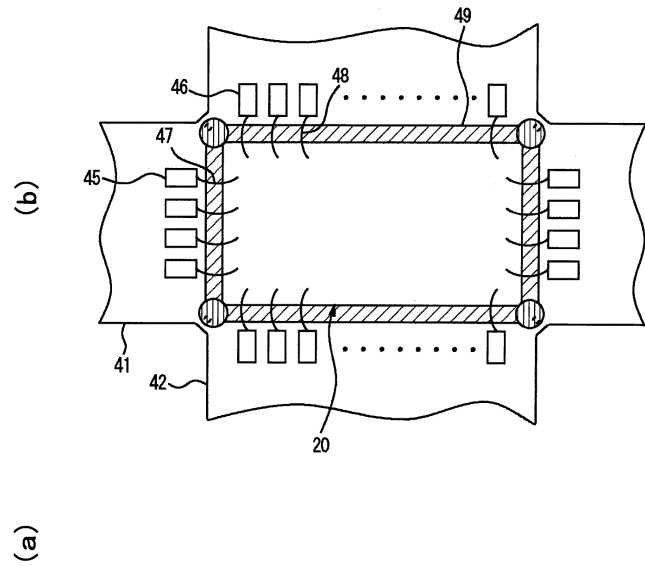
【 図 4 】



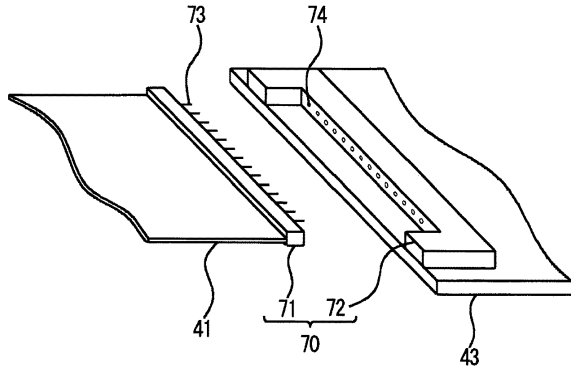
【 図 5 】



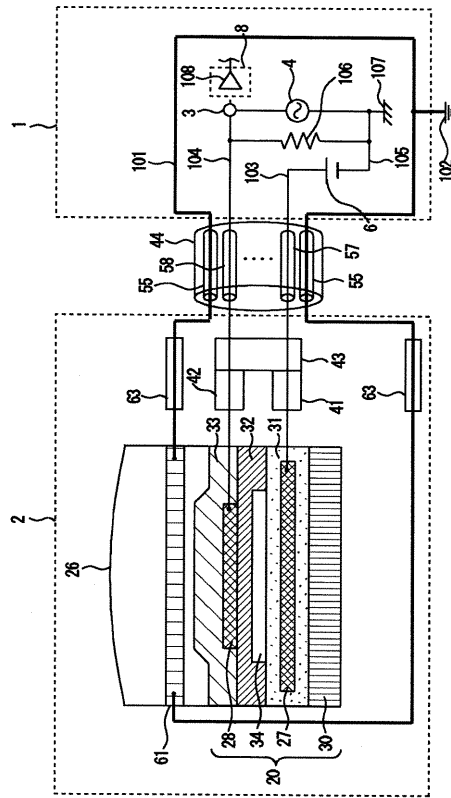
【 図 6 】



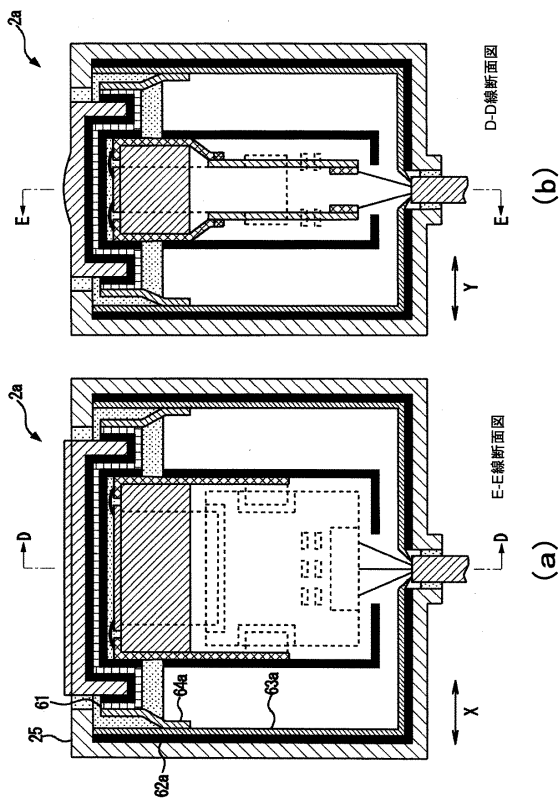
【図7】



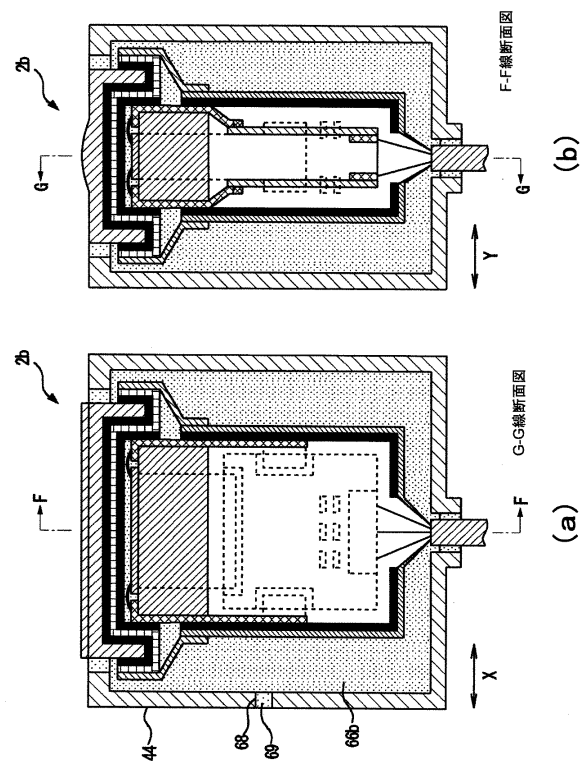
【図8】



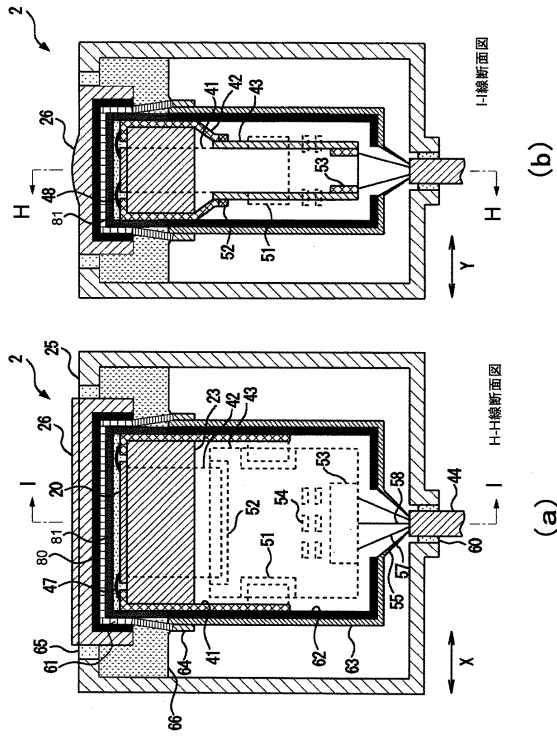
【図9】



【図10】



【 図 1 1 】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2007/058056(WO, A1)
特開2004-057806(JP, A)
国際公開第2006/030793(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H04R	19/00
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	JP5426371B2	公开(公告)日	2014-02-26
申请号	JP2009516242	申请日	2008-05-14
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	深田慎 佐野秀造 佐光暁史		
发明人	深田 慎 佐野 秀造 佐光 暁史		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/00 G01N29/24		
CPC分类号	B06B1/0292		
FI分类号	H04R19/00.330 A61B8/00 G01N29/24.502		
优先权	2007141408 2007-05-29 JP		
其他公开文献	JPWO2008146600A5 JPWO2008146600A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种能够提高操作者的电气安全性的超声波探头和超声波诊断装置。超声波探头2在安装板43和壳体25之间具有绝缘部分62。由于可以防止从超声波探头2的内部装置漏电，所以可以提高操作者的超声波探头2的电气安全性。导电膜61设置在cMUT芯片20的超声波辐射侧，导电构件63沿绝缘构件62设置。导电膜61和导电构件63通过导电构件64连接。通过导电膜61，导电构件63和连接到地的同轴电缆55形成具有地电位的空间。超声波探头2的主要部件或主体电路包含在具有地电位的封闭空间中并且与外部电气屏蔽。

【图2】

