

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5314008号
(P5314008)

(45) 発行日 平成25年10月16日(2013.10.16)

(24) 登録日 平成25年7月12日(2013.7.12)

(51) Int.Cl.	F 1
H04R 19/00 (2006.01)	H04R 19/00 330
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00
H04R 31/00 (2006.01)	H04R 31/00 330

請求項の数 15 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2010-511995 (P2010-511995)
(86) (22) 出願日	平成21年5月13日 (2009.5.13)
(86) 国際出願番号	PCT/JP2009/058878
(87) 国際公開番号	W02009/139400
(87) 国際公開日	平成21年11月19日 (2009.11.19)
審査請求日	平成24年3月21日 (2012.3.21)
(31) 優先権主張番号	特願2008-128234 (P2008-128234)
(32) 優先日	平成20年5月15日 (2008.5.15)
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)

(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
(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	吉村 保廣 茨城県ひたちなか市堀口832番地2 株式会社日立製作所機械研究所内
(72) 発明者	永田 達也 茨城県ひたちなか市堀口832番地2 株式会社日立製作所機械研究所内
(72) 発明者	深田 慎 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】超音波探触子及びその製造方法並びに超音波診断装置

(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成膜される導電層と、

前記cMUTチップの超音波放射側に配置される音響レンズと、

前記音響レンズの超音波放射側の反対方向に成膜される絶縁層と、

前記導電層と前記絶縁層が接着剤によって接着された前記cMUTチップ及び前記音響レンズを格納する筐体部と、

を備えた超音波探触子であって、

前記絶縁層は、シリコン酸化物又はパラキシリレンの少なくとも一方を含み、前記接着剤部分への前記接着剤の溶剤の浸透を防止する材質で形成したことを特徴とする超音波探触子。

【請求項2】

前記絶縁層は、前記音響レンズの内面に沿って形成される請求項1記載の超音波探触子。

【請求項3】

前記絶縁層が、複数の絶縁膜で構成され、前記複数の絶縁膜のうちの少なくとも一つの絶縁膜が、cMUTチップの超音波放射面に形成され、残りの絶縁層が、前記音響レンズの内面に沿って形成される請求項1記載の超音波探触子。

10

20

【請求項 4】

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設けられ、前記グランド層はグランド線に接続される請求項1記載の超音波探触子。

【請求項 5】

前記cMUTチップの基板は、cMUTチップの側方から導電樹脂を介してグランド線に接続される請求項4記載の超音波探触子。

【請求項 6】

前記cMUTチップは、前記cMUT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cMUTチップの電極は、前記スルーホールを介して電気配線部の信号パターンに接続される請求項4記載の超音波探触子。 10

【請求項 7】

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請求項6記載の超音波探触子。

【請求項 8】

前記cMUTチップは、前記cMUT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cMUTチップの基板は、前記スルーホールを介してグランド線に接続されることを特徴とする請求項4記載の超音波探触子。

【請求項 9】

前記cMUTチップから導電ワイヤを介して電気信号または電力を外部から伝送するフレキシブル基板を備え、 20

前記フレキシブル基板の樹脂材の表面に導電膜が形成されている請求項1記載の超音波探触子。

【請求項 10】

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の製造方法であって、 30

前記cMUTチップを前記バッキング層の上面に接着する工程と、

前記電気配線部を前記バッキング層の上面周縁に接着する工程と、

前記電気配線部と前記cMUTチップとをワイヤを介して接続する工程と、

前記ワイヤの周囲に封止材として充填する工程と、

前記cMUTチップの超音波放射面に導電膜を形成する工程と、

前記音響レンズの内面に絶縁膜を形成する工程と、

前記音響レンズを前記cMUTチップの超音波放射面に形成した導電膜上に接着する工程と、

、
を有することを特徴とする超音波探触子の製造方法。

【請求項 11】

前記cMUTチップの超音波放射面、前記フレキシブル基板及び前記バッキング層の側面に沿って第1の絶縁膜を形成する工程と、前記第1の絶縁膜上に導電膜を形成する工程とを含む請求項10記載の超音波探触子の製造方法。 40

【請求項 12】

前記cMUTチップの超音波放射面の導電膜は、前記cMUTチップを切り出す前のcMUTウエハの振動素子形成後に、ウエハ状態でCVDまたはスパッタにより形成されたことを特徴とする請求項10に記載の超音波探触子の製造方法。

【請求項 13】

前記cMUTウエハの振動素子形成後に、導電膜を形成する工程と、

前記導電膜の上にフォトレジストを形成する工程と、 50

、
　　前記フォトレジスト開口部の前記導電膜をエッティングによって除去する工程と、
　　前記フォトレジストを除去する工程により、前記cMUTウエハに前記導電膜と導電膜開口
を形成する請求項12に記載の超音波探触子の製造方法。

【請求項14】

前記cMUTウエハの振動素子形成後に、フォトレジストを成膜する工程と、
　　フォトリソグラフィ法により、フォトレジスト開口を形成する工程と、
　　前記フォトレジストと前記フォトレジスト開口に前記導電膜を形成する工程と、
　　前記フォトレジストを除去し、導電膜開口を形成することを特徴とする請求項12に記載
の超音波探触子の製造方法。 10

【請求項15】

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であって、

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】

20

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。)。 30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】米国特許第5894452号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

40

しかしながら、[特許文献1]に開示された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る。そのため、被検者に当接させる部分
にはcMUTチップの上部電極と接触することが無いよう絶縁層を配置する必要がある。絶
縁層は、音響レンズに真空蒸着、スペッタリング或いはCVD(Chemical Vapor Deposition)
などにより成膜される。他方、cMUTチップには導電層が成膜される。そして、絶縁層と導
電層は接着剤により接着される。この構造のcMUT探触子の場合、cMUT探触子をアルコール
などの消毒液につけると消毒液が接着剤の溶剤となってしまう。溶剤は接着剤を溶し、溶
された接着剤がcMUTチップに浸透する。cMUTチップの枠体及び膜体は、浸透した接着剤に
より硬化する。cMUTチップは、硬化した枠体及び膜体により区画された内部空間による超 50

音波の送信及び受信が機能不全となる。このような接着剤の浸透に基づくcMUTチップの機能不全を防止が依然として解決されていなかった。

【0006】

本発明の目的は、接着剤の浸透に基づくcMUTチップの機能不全を防止す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にある。

【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成膜される導電層と、前記cMUTチップの超音波放射側に配置される音響レンズと、前記音響レンズの超音波放射側の反対方向に成膜される絶縁層と、前記導電層と前記絶縁層が接着剤によって接着された前記cMUTチップ及び前記音響レンズを格納する筐体部と、を備えた超音波探触子であって、前記絶縁層は、シリコン酸化物又はパラキシリレンの少なくとも一方を含み、前記接着剤部分への前記接着剤の溶剤の浸透を防止する材質で形成したことを特徴とする。10

【0008】

これにより、接着剤の浸透に基づくcMUTチップの機能不全を防止することを可能とする超音波探触子を提供することができる。

【0009】

本発明に係る超音波探触子の製造方法は、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の製造方法において、前記cMUTチップを前記バッキング層の上面に接着する工程と、前記電気配線部を前記バッキング層の上面周縁に接着する工程と、前記電気配線部と前記cMUTチップとをワイヤを介して接続する工程と、前記ワイヤの周囲に光硬化樹脂を封止材として充填する工程と、cMUTチップの超音波放射側にグランドに接続し得る導電膜を形成する工程と、前記音響レンズを前記cMUTチップの超音波放射側に接着する工程と、を有することを特徴とする。20

【0010】

これにより、接着剤の浸透に基づくcMUTチップの機能不全を防止することを可能とする超音波探触子の製造方法を提供することができる。

【0011】

本発明に係る超音波診断装置は、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、を備える超音波診断装置であって、前記超音波探触子は第1の超音波探触子である。30

【0012】

第1の超音波探触子は、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成膜される導電層と、前記cMUTチップの超音波放射側に配置される音響レンズと、前記音響レンズの超音波放射側の反対方向に成膜される絶縁層と、前記導電層と前記絶縁層が接着剤によって接着された前記cMUTチップ及び前記音響レンズを格納する筐体部と、を備えた超音波探触子であって、前記絶縁層は、シリコン酸化物又はパラキシリレンの少なくとも一方を含み、前記接着剤部分への前記接着剤の溶剤の浸透を防止する材質で形成したことを特徴とする。40

【0013】

これにより、接着剤の浸透に基づくcMUTチップの機能不全を防止することを可能とする50

超音波診断装置を提供することができる。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、接着剤の浸透に基づくcMUTチップの機能不全を防止す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】

【0015】

【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

10

【図4】振動要素28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2aを示す図

【図8】超音波探触子2の配線を示す模式図

【図9】cMUTチップ20の基板40のグランド接続を示す図

【図10】図5に示す超音波探触子2の製造工程を示す図

【図11】第5の実施形態に係る超音波探触子2fを示す図

【図12】図11の電気接続部の詳細図

【図13】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

20

【図14】cMUTチップ20の下面側からの基板40のグランド接続を示す図

【図15】第7の実施形態にかかる超音波探触子2cを示す概略断面図。

【図16】第8の実施形態にかかるcMUTウエハの上面図。

【図17】第8の実施形態にかかるcMUTチップの上面図。

【図18】第9の実施形態にかかる導電膜の形成方法を示す図である。

【図19】第10実施形態にかかる導電膜の形成方法を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

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。

30

【0017】

(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。

【0018】

超音波診断装置1は、超音波探触子2、送受分離部3、送信部4、バイアス部6、受信部8、整相加算部10、画像処理部12、表示部14、制御部16、操作部18から構成される。

【0019】

40

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送波され、被検体からの反射エコー信号が超音波探触子2により受波される。

【0020】

送信部4及びバイアス部6は、超音波探触子2に駆動信号を供給する装置である。

【0021】

受信部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。受信部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。

【0022】

50

送受分離部3は、送信時には送信部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から受信部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。

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

画像処理部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。

【 0 0 2 5 】

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。

10

【 0 0 2 6 】

制御部16は、上述した各構成要素を制御する装置である。

【 0 0 2 7 】

操作部18は、制御部16に指示を与える装置である。操作部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 2 8 】

(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 2 9 】

(2-1. 超音波探触子2の構成)

20

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。

【 0 0 3 0 】

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。

【 0 0 3 1 】

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。

30

【 0 0 3 2 】

cMUTチップ20は、送信部4及びバイアス部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。受信部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 3 】

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。

【 0 0 3 4 】

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。

40

【 0 0 3 5 】

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 6 】

(2-2. 振動子21)

図3は、振動子21の構成図である。

【 0 0 3 7 】

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

50

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。

【0038】

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。

【0039】

(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。

【0040】

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。10

【0041】

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。

【0042】

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部4と、バイアス電圧として直流電圧を印加するバイアス部6とに接続される。20

【0043】

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。膜体44が発生した電界により緊張して所定の電気機械結合係数(Sa)になる。送信部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。。

【0044】

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。送信部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。30

ここで、バイアス電圧が「 $Va < Vb$ 」の場合には、電気機械結合係数は「 $Sa < Sb$ 」となる。

【0045】

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。

【0046】

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。40

【0047】

(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。

【0048】

(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。

【0049】

cMUTチップ20の超音波放射面、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76が形成され、また音響レンズ26の内面には絶縁層である絶縁膜78が形成される。導電膜76及び絶縁膜78は、例えば、真空蒸着、スパッタリング或いはCVDなどにより形成され、導電膜76はCu或いはAl膜などで電気的導電性を有している。絶縁膜78は導電膜76と接着剤によって接着される。絶縁膜78は例えば、シリコン酸化物膜、パラキシリレン膜などで、耐薬品性を有している。ここでいう耐薬品性とは、例えば音響レンズ26と接着する接着剤によるcMUTチップ20への浸透を抑制することである。導電膜76は、半田付けや導電接着剤等による接続部82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。

【0050】

10

このように、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76が設けられるので、被検体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。また、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78が形成され、被検体とcMUTチップ20との間は、音響レンズ26及び絶縁層78により二重絶縁される。従って、超音波探触子2の安全性が向上する。尚、1層の絶縁層78よりも2層以上の絶縁層を設ければさらに電気的安全性を向上させることができる。

【0051】

なお、cMUTチップ20の超音波放射面に導電膜76が形成されるので、音響レンズ26の内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76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76とグランド線84とを直接接続することができる。

20

【0052】

cMUTチップ20は、接着層70を介してバッキング層22の上面に接着される。バッキング層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を介してバッキング層22の上面周縁に接着される。

【0053】

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。

30

【0054】

フレキシブル基板72とcMUTチップ20とは、ワイヤ86を介して電気的に接続される。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、封止材として例えば光硬化樹脂88が充填される。尚、封止材は熱硬化樹脂でも良い。熱硬化樹脂はその熱膨張係数が半導体の母材と同じ熱膨張係数の材質を用いる。然るに熱硬化樹脂によれば光硬化樹脂よりも熱膨張による材質強度を向上できる。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。フリップチップボンディング方式を用いればワイヤボンディング方式による内部接続よりもチップサイズなどの搭載の制限が緩和できる。

40

【0055】

音響レンズ26は、内面に形成した絶縁膜78とcMUTチップ20の超音波放射面に形成した導電膜76間で、接着層90を介してcMUTチップ20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、シリコン樹脂)とすることが望ましい。

【0056】

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。cMUT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。

【0057】

50

音響レンズ26の背面は、cMUT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、cMUT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。

【0058】

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との隙間には封止材27が充填される。

【0059】

尚、超音波探触子カバー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でき 10
る。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も、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。

【0060】

(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。

【0061】

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9 20
8を介して受信部8内の受信アンプ100及び送信部4に接続される。

【0062】

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、バイアス部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。

【0063】

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。

【0064】

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。

【0065】

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。

【0066】

配線62と配線93の間にはバイアス部6が配置されている。このバイアス部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、送信部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、DC=グランド(基準電位)、AC=Vppとなり、下部電極48は、DC=Vdc、AC=0となる。

【0067】

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99に接続されている。配線99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、グランド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99は、DC=0、AC=0である。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 8 】

導電膜76、配線84、ケーブル82の外周、配線99及びグランド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。

【 0 0 6 9 】

(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、cMUTチップ20の超音波放射側に絶縁層78が設けられる。従って、接着剤の浸透に基づくcMUTチップの機能不全を防止することができる。

10

【 0 0 7 0 】

導電膜76がcMUTチップ20の超音波放射面側に配置されているので、放射側音響レンズ26が破損した場合でも導電膜76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。

【 0 0 7 1 】

また、導電膜76及びグランド線84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 7 2 】

また、第1の実施形態の超音波探触子2では、導電膜76は、音響レンズ26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80及びグランド線84を介してグランド120に接続される。

20

【 0 0 7 3 】

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26の内面及び外側面に沿って形成された導電膜76から導電部材80を介してグランド線84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。

【 0 0 7 4 】

また、高信頼度の導電部材80を用いることにより、フレキシブル基板72に固定した際に導電部材80が破損することを防止することができる。

30

【 0 0 7 5 】

また、図5では、フレキシブル基板72の紙面左側側面のみに導電部材80及びグランド線84を図示したが、フレキシブル基板72の四方側面の少なくともいずれかに設けてもよい。

【 0 0 7 6 】

(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2a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 7 7 】

第1の実施形態では、導電膜76が、cMUTチップ20の超音波放射面、フレキシブル基板72及びバッキング層22の側面に沿って形成され、接着部82を介してグランド線84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、cMUTチップ20と前記導電膜76との間に絶縁層である絶縁膜78aが形成される。音響レンズ26の内面に絶縁層である絶縁膜78が形成されることは、第1の実施形態と同様である。

40

【 0 0 7 8 】

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、接着剤の浸透に基づくcMUTチップの機能不全を防止することができる。

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76が設けられるので、被検体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とともに、絶縁膜78aを設けることにより導電膜76とワイヤ86間、及び導電膜76とcMUTチップ20間の電気

50

耐電圧性を向上させることができる。

【 0 0 7 9 】

(5. 第3の実施形態)

次に、図8及び図9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、超音波探触子2の配線を示す模式図である。

図9は、cMUTチップ20の基板40のグランド接続を示す図で、図8のB-B'線断面図である。

。

【 0 0 8 0 】

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。10

【 0 0 8 1 】

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。

【 0 0 8 2 】

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に電気的に接続される。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。20

尚、図9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。

【 0 0 8 3 】

このように、第3の実施形態では、接着剤の浸透に基づくcMUTチップの機能不全を防止することができる。

【 0 0 8 4 】

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。30

【 0 0 8 5 】

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3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。

【 0 0 8 6 】

(6. 第4の実施形態)

次に、図10を参照しながら、第4の実施形態について説明する。第4の実施形態は、図5の超音波探触子2の製造方法に関する。図10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。40

【 0 0 8 7 】

cMUTチップ20が接着層70によってバッキング層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によってバッキング層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を介して電気的に接続される。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)。

【 0 0 8 8 】

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)。50

導電膜76が形成される(ステップS5)。

音響レンズ26が形成され(ステップS6)、音響レンズ26の内面に絶縁膜78が形成される(ステップS7)。

【0089】

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S8)。

【0090】

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。

10

また、ステップS5の工程において、導電膜76を形成する前に絶縁膜78aを形成してもよい。この場合には、図7に示す超音波探触子2aが製造される。

【0091】

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 μm程度が限界である。一方、蒸着による膜形成では、膜厚1 μm程度とすることができます。

【0092】

(7. 第5の実施形態)

20

次に、図11及び図12を参照しながら、第5の実施形態について説明する。第5の実施形態は、cMUTチップ20とフレキシブル基板72との電気接続に関する。

【0093】

図11は、第5の実施形態に係る超音波探触子2fを示す図である。図11は、図2の平面A断面図に相当する。

図12は、図11の電気接続部の詳細図である。

【0094】

第1の実施形態では、フレキシブル基板72とcMUTチップ20とは、ワイヤボンディング方式によりワイヤ86を介して電気的に接続されるものとして説明したが、第5の実施形態では、スルーホール161あるいはスルーホール171を介してフレキシブル基板72とcMUTチップ20とが電気接続される。

30

【0095】

フレキシブル基板72の信号パターンは、cMUTチップ20の周縁部背面において、cMUTチップ20の電極と電気接続される。電気接続部において、フレキシブル基板72及び接着層71及び接着層70の厚さに応じて、バッキング層22の周縁部上面に切り欠き部168が設けられる。

【0096】

スルーホール161は、cMUTチップ20の上部電極46とcMUTチップ20の背面に設けられるパッド端子163との導通路である。スルーホール171は、cMUTチップ20の下部電極48とcMUTチップ20の背面に設けられるパッド端子173との導通路である。

40

【0097】

スルーホール161及びスルーホール171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。cMUTチップ20の基板40の部分では、スルーホール161及びスルーホール171の周囲に絶縁部162及び絶縁部172が設けられる。尚、基板40の背面にも絶縁層167を設けることが望ましい。

【0098】

フレキシブル基板72に設けられるパッド端子165及びパッド端子175は、それぞれ、異方導電接着シート等の導電接着剤164及び導電接着剤174により、cMUTチップ20の下面に設けられるパッド端子163及びパッド端子173に電気的に接続される。

【0099】

フレキシブル基板72の信号パターン38は、パッド端子165、導電接着剤164、パッド端子

50

163、スルーホール161を介して、cMUTチップ20の上部電極46に電気接続される。フレキシブル基板72の信号パターン41は、パッド端子175、導電接着剤174、パッド端子173、スルーホール171を介して、cMUTチップ20の下部電極48に電気接続される。

【0100】

このように、第5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。

【0101】

尚、図12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。

10

【0102】

また、図5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78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11及び図12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。

20

【0103】

また、図5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11及び図12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。

【0104】

また、図5等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11及び図12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。

30

【0105】

このように、第5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。

【0106】

(8. 第6の実施形態)

40

次に、図13及び図14を参照しながら、第6の実施形態について説明する。第6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3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6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。

【0107】

(8-1. cMUTチップ上面側からのグランド接続)

図13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。

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、フレキシブル基板72の内面に設けられる

50

グランド線94と上面に設けられるパッド端子184との導通路である。スルーホール181及びスルーホール185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。

【0108】

パッド端子182とパッド端子184とは、ワイヤボンディング方式によりワイヤ183を介して電気的に接続される。cMUTチップ20の基板40は、スルーホール181、パッド端子182、ワイヤ183、パッド端子184、スルーホール185、グランド線94を介してグランド108に接続される。

【0109】

(8-2. cMUTチップ下面側からのグランド接続)

図14は、cMUTチップ20の下面側からの基板40のグランド接続を示す図である。

10

スルーホール191は、cMUTチップ20の基板40とcMUTチップ20の下面に設けられるパッド端子192との導通路である。スルーホール195は、フレキシブル基板72の内面に設けられるグランド線94と上面に設けられるパッド端子194との導通路である。スルーホール191及びスルーホール195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。

【0110】

パッド端子192とパッド端子194とは、異方導電接着シート等の導電接着剤193により電気的に接続される。cMUTチップ20の基板40は、スルーホール191、パッド端子192、導電接着剤193、パッド端子194、スルーホール195、グランド線94を介してグランド接続される。

【0111】

(8-3. 第6の実施形態における効果)

20

このように、第6の実施形態では、cMUTチップ20の基板40は、スルーホールを介して、cMUTチップ20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の位置合わせを行うだけで、cMUTチップ20の基板40のグランド接続を行うことができる。基板40をグランド電位とすることにより、cMUT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。

【0112】

尚、cMUTチップチップ20の基板40上には、100V以上の高電圧が印加される上部電極46及び下部電極48が存在する。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6の実施形態では、スルーホールを介して基板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。

30

【0113】

(9. 第7の実施形態)

次に、図15で、第7の実施形態について説明する。

cMUTチップ20には導電膜201が形成されており、この導電膜201は、多数のcMUTチップを分割する前のcMUTウエハを製造するプロセスにて形成したものである。cMUTウエハは半導体プロセスを使用して製造しているため、この導電膜201はウエハ状態で形成されたものである。上記の半導体プロセスにおける導電膜としては、AlやAlCu合金、またはCuを使用するが、Ti、Cr、Au、Pt、TiN、TiW、Si₃N₄等、導電性があれば適用できる。

40

【0114】

成膜方法として、真空蒸着、スパッタリング、CVDがある。また、上記の導電膜201を、cMUTウエハの製造プロセス完了後に形成することも可能であるが、異物の残留を防止するためには、cMUTウエハをダイシング等で分割する前のウエハ状態で形成するが好ましい。この場合は、導電性コーティング材をスピンドルコートまたは、スプレーコートする方法でも形成可能である。

【0115】

フレキシブル基板204には、導電膜203が形成されており、フレキシブル基板204を製造するときに形成されたものである。ただし、この導電膜203は、フレキシブル基板204を形成

50

した後に、メタルコートやCuテープを貼り付けて形成することも可能である。cMUTチップ20の導電膜201とフレキシブル基板204の導電膜203とは、導電膜202にて電気的に接続された構造である。導電膜202は、CuテープやAlテープなどの導電性のテープ、あるいは、Ag粒子やC粒子を練りこんだ導電性ペーストなど使用して形成する。

【0116】

以上のようにcMUTウエハの製造工程にて、導電膜201を形成するため、cMUTチップ20やフレキシブル基板204の搭載やワイヤボンディング工程、光硬化樹脂充填工程等の実装工程中の異物の導電膜中への巻き込みがないため、音響レンズ接着工程での加圧による振動要素への影響がなく、安定した探触子が形成できる。

【0117】

(10. 第8の実施形態)

10

次に、図16と図17で、cMUTウエハとcMUTチップとの関係の概略を説明する。図16は、cMUTウエハ301の面内に、cMUTチップ302が複数レイアウトされた図である。cMUTウエハ301は、例えば、8インチ、6インチ、12インチウエハを用いて製造する。cMUTウエハ301の製造が完了した後に、スクライブライン310に沿ってダイシングし、各cMUTチップ302を分離する。

【0118】

図17は、ひとつのcMUTチップ302を拡大した概略図である。cMUTチップ302には、外部との電気的接続のための電極パッド303が形成されている。

【0119】

20

(11. 第9の実施形態)

次に図18で、cMUTウエハ301への導電膜形成方法を説明する。図18は、図17のD-D断面で見た図である。振動要素(図示せず)が完成したcMUTウエハ301に、導電膜202をCVDまたはスパッタリングで形成する(a)。

【0120】

次に、フォトレジスト304を、スピノコータまたは、スプレーにて成膜する(b)。次に、フォトリソグラフィ法により、フォトレジスト304にフォトレジスト開口305を形成する(c)。

【0121】

次に、ドライエッティングまたはウェットエッティングにより、導電膜202に電極パッドの導電膜開口306を形成する(d)。最後に、フォトレジスト304を除去、洗浄して、導電膜202の形成と、外部にワイヤボンディングで導通を取るための電極パッド303の導電膜開口306の形成が完了する。

30

【0122】

(12. 第10の実施形態)

次に、図19で、cMUTウエハ301へのその他の導電膜形成方法を説明する。図19は、図17のD-D断面で見た図である。振動要素(図示せず)が完成したcMUTウエハ301に、フォトレジスト304をスピノコータまたはスプレーにて成膜する(a)。

【0123】

40

次に、フォトリソグラフィー法により、フォトレジスト304にフォトレジスト開口307を形成する(b)。次に、導電膜308をCVDまたはスパッタリングにより形成する(c)。

【0124】

最後に、フォトレジスト304を除去、洗浄すると、電極パッド303上の導電膜308が除去され、導電膜開口309が形成される(d)。図18で示した方法に対し、この方法のメリットは、導電膜のエッティング工程がないことで、導電膜開口309の形成が容易となることである。

【0125】

しかしながら、最後のフォトレジスト304を除去した後に、cMUTウエハ301に残っている導電膜308にバリなどが残りやすい。これは、フォトレジスト304の厚みよりも導電膜308の厚みが厚くなる場合に起こり、また、導電膜308がフォトレジスト304より厚くても、導

50

電膜308がフォトレジスト304のエッジ部でつながっていると、バリが残る。これを回避するためには、フォトレジスト304の厚みが、導電膜308の厚みより十分に厚いことが重要である。

【0126】

実施の形態1から10で説明したcMUTチップに直接導電膜を形成した構造の超音波探触子においては、従来の音響レンズ側に導電膜を形成した構造の超音波探触子よりも、音響特性が良いことがわかっている。音響レンズ側に導電膜を形成した構造の場合、cMUTチップと導電膜との間に、音響レンズを接着するための接着剤層があり、超音波の音源と導電膜との間に距離があることから、導電膜で反射した超音波がcMUTチップに戻り、さらにcMUTチップで反射することによる多重反射を引き起こす場合がある。

10

【0127】

本発明によれば、cMUTチップに直接導電膜を形成した構造であるため、導電膜そのものが超音波の振動要素とともに振動する音源となるため、上記の多重反射が発生せず、良好な音響特性を示す超音波探触子を提供できる。

【0128】

(13. その他)

尚、上述の実施形態を適宜組み合わせて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よい。

【0129】

また、上述の実施の形態では、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。

20

【0130】

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。

【符号の説明】

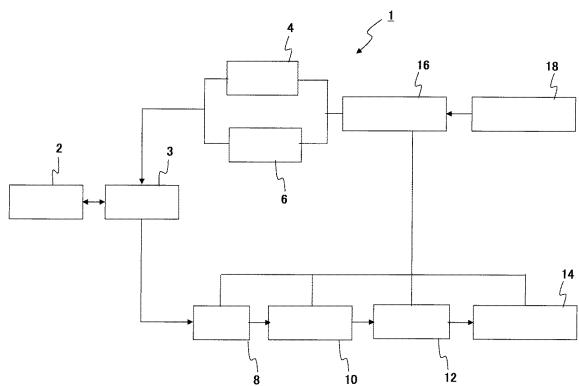
30

【0131】

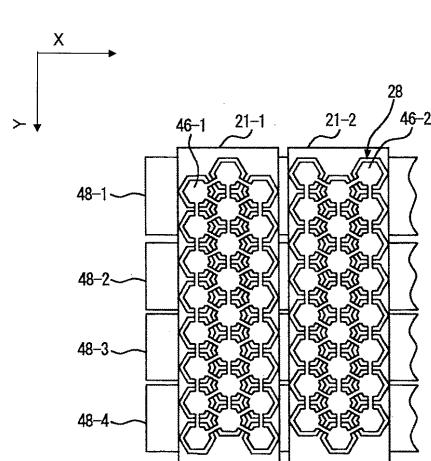
1 超音波診断装置、2 超音波探触子、3 送受分離部、4 送信部、6 バイアス部、8 受信部、10 整相加算部、12 画像処理部、14 表示部、16 制御部、18 操作部、20 cMUTチップ、21-1、21-2、・・・ 振動子、22 バッキング層、25 超音波探触子バー、26 音響レンズ、27 封止材、28 振動要素、38、41 信号パターン、40 基板、46 上部電極、48 下部電極、72 フレキシブル基板、70、71、90 接着層、76 導電膜(ランド層)、78、78a 絶縁膜(絶縁層)、84、94 グランド線(ケーブルシールド線)、86、183 ワイヤ、88 光硬化樹脂、108、120 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)、201、202、203、308 導電膜、204 フレキシブル基板、301 cMUTウエハ、302 cMUTチップ、303 電極パッド、304 フォトレジスト、305、307 フォトレジスト開口、306、309 導電膜開口。

40

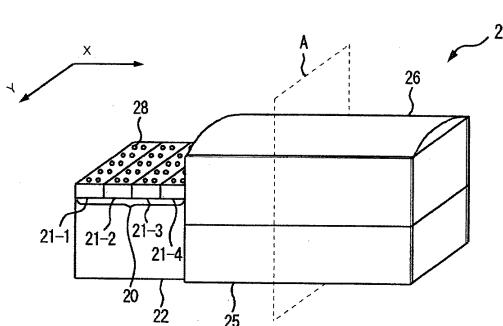
【図1】



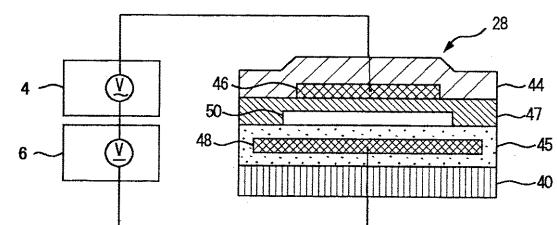
【図3】



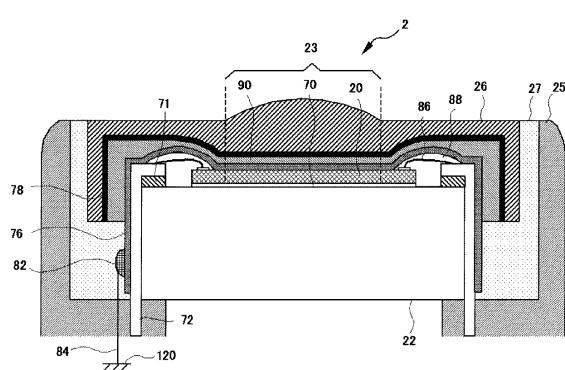
【図2】



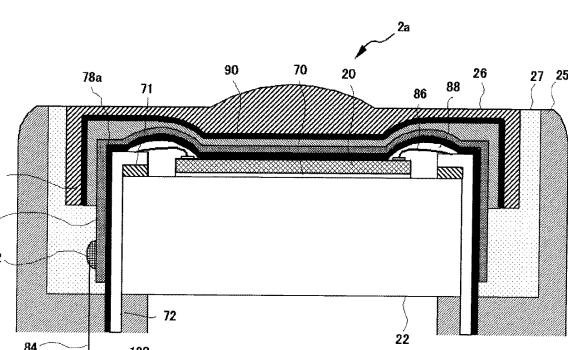
【図4】



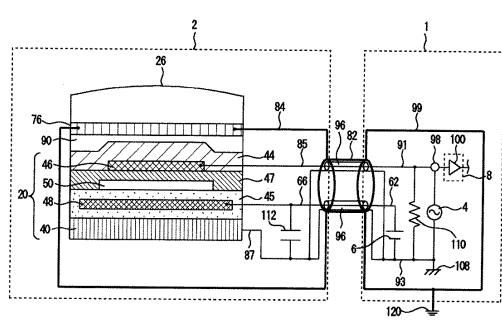
【図5】



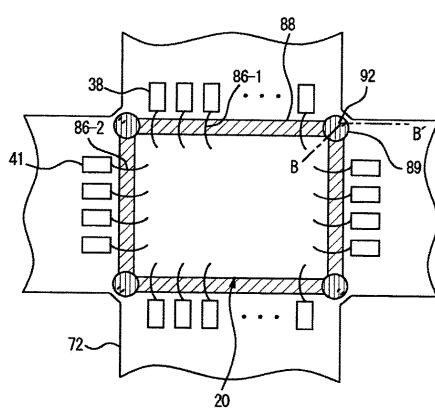
【図7】



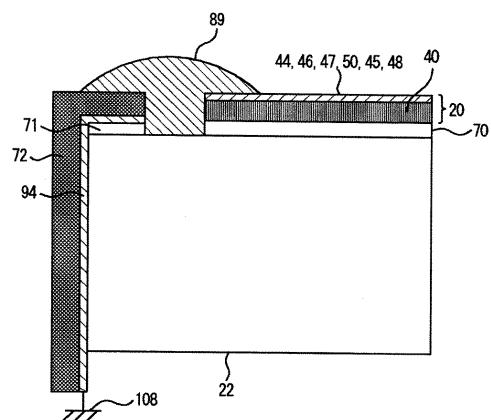
【図6】



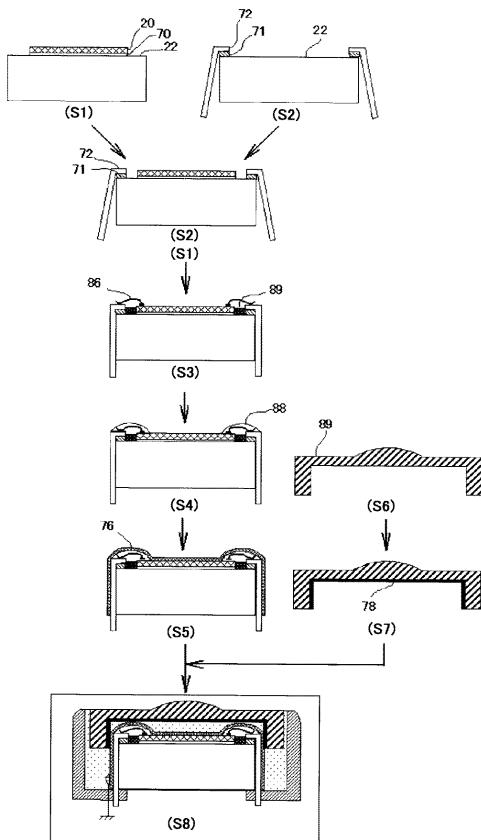
【図8】



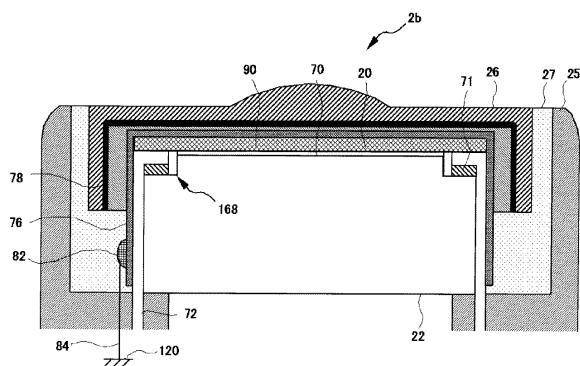
【図9】



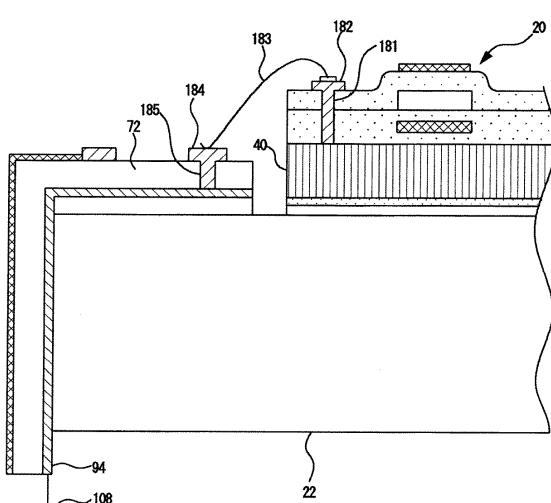
【図10】



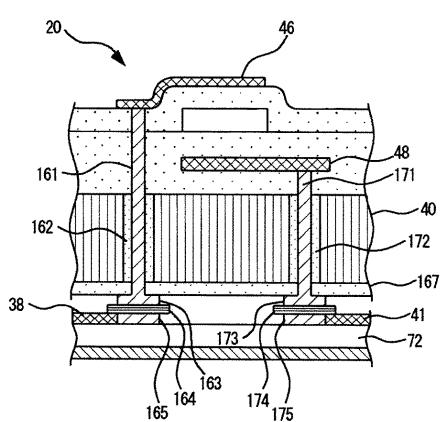
【図11】



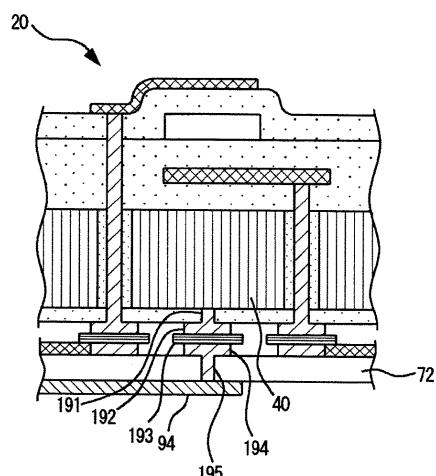
【図13】



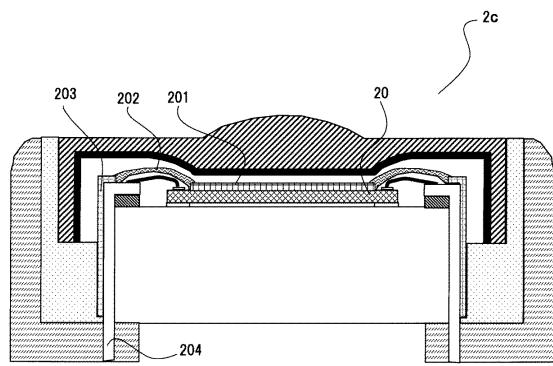
【図12】



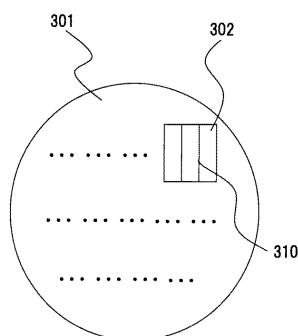
【図14】



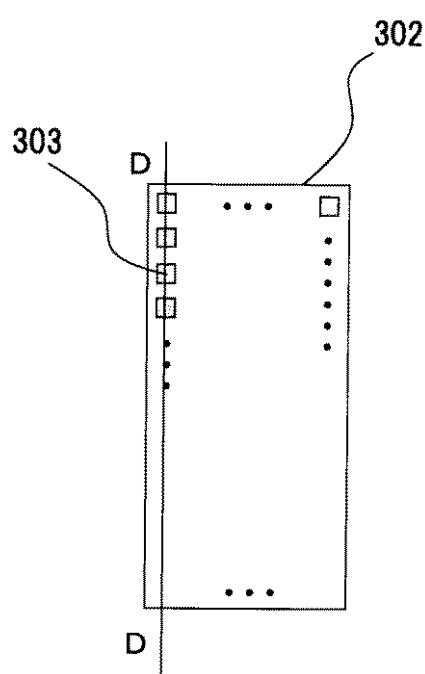
【図15】



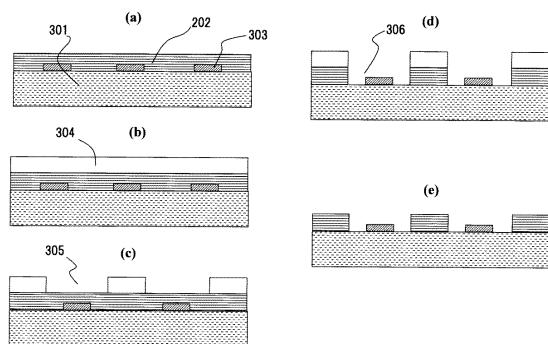
【図16】



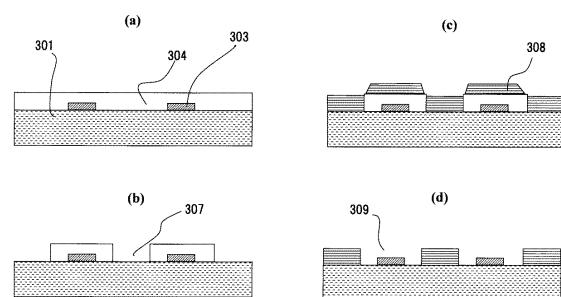
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

(72)発明者 佐光 晓史
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 菊地 陽一

(56)参考文献 特開2006-166985(JP,A)
特開2004-350700(JP,A)
特開平08-000612(JP,A)
実開昭62-160914(JP,U)
実開平06-058916(JP,U)
国際公開第2008/056643(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 00
H 04 R 19 / 00
H 04 R 31 / 00

专利名称(译)	超声波探头及其制造方法和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP5314008B2	公开(公告)日	2013-10-16
申请号	JP2010511995	申请日	2009-05-13
[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 吉村保廣 永田達也 深田慎 佐光暁史		
发明人	佐野 秀造 吉村 保廣 永田 達也 深田 慎 佐光 暁史		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/00 H04R31/00		
CPC分类号	B06B1/0292 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/4455 G01N29/2406 Y10T29/49005		
FI分类号	H04R19/00.330 A61B8/00 H04R31/00.330		
审查员(译)	菊池洋一		
优先权	2008128234 2008-05-15 JP		
其他公开文献	JPWO2009139400A5 JPWO2009139400A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波探头具有CMUT芯片，该CMUT芯片具有多个换能器元件，这些换能器元件根据偏置电压改变机电耦合系数或灵敏度以发送和接收超声波，在CMUT芯片的超声辐射侧形成导电层，布置在CMUT芯片的超声辐射侧的声透镜，沿与声透镜的超声辐射侧相反的方向形成的绝缘层，存储CMUT芯片的壳体单元，其中导电层和绝缘层用粘合剂和声透镜固定，其中绝缘层由至少包括氧化硅或对二甲苯的材料形成，以防止粘合剂的溶剂浸入粘附部分。

