

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5329408号  
(P5329408)

(45) 発行日 平成25年10月30日 (2013. 10. 30)

(24) 登録日 平成25年8月2日 (2013. 8. 2)

(51) Int. Cl.	F I
<b>H O 4 R 19/00 (2006. 01)</b>	H O 4 R 19/00 3 3 0
<b>A 6 1 B 8/00 (2006. 01)</b>	A 6 1 B 8/00
<b>B O 6 B 1/06 (2006. 01)</b>	B O 6 B 1/06 Z

請求項の数 10 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2009-522584 (P2009-522584)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成20年7月1日 (2008. 7. 1)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2008/061874		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02009/008282	(72) 発明者	浅房 勝徳
(87) 国際公開日	平成21年1月15日 (2009. 1. 15)		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6月27日 (2011. 6. 27)		株式会社日立メディコ内
(31) 優先権主張番号	特願2007-181570 (P2007-181570)	(72) 発明者	深田 慎
(32) 優先日	平成19年7月11日 (2007. 7. 11)		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

審査官 柴垣 俊男

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するcMUTチップと、前記cMUTチップの超音波照射側に音響レンズと、前記cMUTチップの背面にバッキング層と、前記cMUTチップに接続される配線とを備える超音波探触子において、前記cMUTチップは複数の上部電極と複数の下部電極とを有し、前記下部電極は2つ以上の箇所の前記配線に接続されることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

前記下部電極の両端部は、前記配線にそれぞれ接続されることを特徴とする請求項1記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記2つ以上の配線は等電位であることを特徴とする請求項1記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記上部電極と前記下部電極の間が所定間隔以上になるよう、前記下部電極の長手方向に直交する断面積が設定されていることを特徴とする請求項1記載の超音波探触子。

【請求項 5】

前記上部電極と前記下部電極の間が250nm以上であ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 6】

前記下部電極の両端部は、前記振動要素の配置位置から突出されている箇所であることを特徴とする請求項2記載の超音波探触子。

10

20

## 【請求項 7】

該突出した幅は $200\mu\text{m} \sim 1.5\text{mm}$ であることを特徴とする請求項6記載の超音波探触子。

## 【請求項 8】

前記複数の上部電極の端部は、隣接する前記上部電極間で異なる方向の前記配線に接続されることを特徴とする請求項1記載の超音波探触子。

## 【請求項 9】

前記配線は、前記cMUTチップと接続されるフレキシブル基板を有することを特徴とする請求項1記載の超音波探触子。

## 【請求項 10】

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9のいず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】

本発明は、超音波を送受信させ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き診断画像を撮像するものである。超音波探触子は、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超音波振動子が複数配列されている。

## 【0003】

近年では、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バイアス電圧の大きさに応じて超音波送受信感度つまり電気機械結合係数が変化するcMUTによる超音波探触子が開発されている。cMUTとは、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の超音波振動子である。従来技術として、上部電極と下部電極を直交させ、バイアス制御する技術がある(例えば特許文献1)。

## 【0004】

【特許文献1】米国特許US6605043号公報。

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

超音波送受信信号の電流は、上部電極からcMUTセルを介して下部電極にリターン電流が流れる。しかしながら、上記特許文献1の上部電極と下部電極は、片側しか引き出されていないため、リードインダクタンスや損失抵抗などの寄生インピーダンスが生じてしまう。

## 【0006】

よって、複数の上部電極からcMUTセルを介して共通の下部電極に電流が流入した場合、リードインダクタンスや損失抵抗などの寄生インピーダンスの影響で下部電極のインピーダンスが変動してしまい、超音波送受信信号にクロストークが生じてしまう。特に、下部電極から引き出される端子にリードインダクタンスや損失抵抗の偏りがある場合、特にクロストークが大きくなる。また、上部電極においても同様な現象が生じてしまう。

## 【0007】

そこで、本発明は、cMUTを用いた超音波探触子及び超音波診断装置において、上部電極又は下部電極に生じる寄生インピーダンスを低減させ、クロストークを低減させることを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 0 8 】

上記課題を解決するため、複数の振動要素を有するcMUTチップと、前記cMUTチップの超音波照射側に音響レンズと、前記cMUTチップの背面にバッキング層と、前記cMUTチップに接続される配線とを備える超音波探触子において、前記cMUTチップは複数の上部電極と複数の下部電極とを有し、前記下部電極は2つ以上の箇所配線に接続される。また、前記2つ以上の配線は等電位である。

## 【 0 0 0 9 】

前記上部電極と前記下部電極の間が所定間隔以上になるよう、前記下部電極の長手方向に直交する断面積が設定されている。例えば、前記上部電極と前記下部電極の間が250nm以上である。

10

## 【 0 0 1 0 】

また、前記下部電極の両端は、前記振動要素の配置位置から突出している。例えば、該突出した幅は $200\mu\text{m} \sim 1.5\text{mm}$ である。

## 【 0 0 1 1 】

さらに、前記複数の上部電極の端部は、隣接する前記上部電極間で異なる方向の前記配線に接続される。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 1 2 】

本発明は、cMUTを用いた超音波探触子及び超音波診断装置において、上部電極又は下部電極に生じる寄生インピーダンスを低減させ、クロストークを低減させることができる。

20

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 3 】

【 図 1 】 本発明の全体構成を示す図。

【 図 2 】 本発明の超音波探触子の構成を示す図。

【 図 3 】 本発明の振動要素の構造を模式的に示す図。

【 図 4 】 本発明の第1の実施形態を示す図。

【 図 5 】 本発明の超音波探触子の内部構成を示す図。

【 図 6 】 本発明の寄生インピーダンスの影響を抑えることができるメカニズムを示す図。

【 図 7 】 本発明の寄生インピーダンスの影響を抑えることができるメカニズムを示す図。

【 図 8 】 本発明の第2の実施形態を示す図。

30

【 図 9 】 本発明の第3の実施形態を示す図。

【 図 1 0 】 本発明の第4の実施形態を示す図。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 1 4 】

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 整相加算部、12 画像処理手段、14 表示手段、16 制御手段、18 操作手段、20a ~ 20m 振動子、22 バック層、26 音響レンズ、28 振動要素、40 基板、46 上部電極、48 下部電極、76 導電膜。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 1 5 】

40

本発明を適用してなる超音波探触子2及び超音波診断装置1について図面を参照して説明する。図1は、本発明の超音波診断装置1のブロック図である。

## 【 0 0 1 6 】

図1に示すように、超音波診断装置1は超音波探触子2と、送信手段4と、バイアス手段6と、受信手段8と、整相加算手段10、画像処理手段12、表示手段14と、制御手段16と、操作手段18とから構成されている。

## 【 0 0 1 7 】

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ものである。超音波探触子2は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する。

50

## 【0018】

送信手段4及びバイアス手段6を用いて超音波探触子2に駆動信号が供給され、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し、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などの処理を施す。整相加算手段10は、受信された反射エコー信号を整相加算する。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、血流像等)を構成する。そして、表示手段14は、画像処理された診断画像を表示画面に表示する。制御手段16は、上述した各構成要素を制御するものである。操作手段18は、制御手段16に指示を与えるものであり、トラックボールやキーボード等からなる。

## 【0019】

次に、超音波探触子2について図2を参照して詳細に説明する。図2は、超音波探触子2の斜視図及び解体図である。超音波探触子2は、複数の振動子20a~20m(m:自然数)が短冊状に配列された一次元アレイ型である。ただし、二次元アレイ型、コンベックス型など他の形態のものを用いてもよい。振動子20a~20mの背面側にバッキング層22が設けられる。

## 【0020】

ここでは、纏まった振動子20a~20mをcMUTチップ20と呼ぶ。cMUTの詳細は、非特許文献(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer: IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. Vol45 pp. 678-690 May 1998)に記載されている。また、cMUTチップ20の超音波送波側に音響レンズ26が配設されている。なお、音響レンズ26とcMUTチップ20の間にマッチング層を挿入してもよい。

## 【0021】

振動子20a~20m(mは任意)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受波し、電気信号に変換して反射エコー信号とする。バッキング層22は、振動子20a~20mから背面側に送波される超音波の伝搬を吸収し、余分な振動を抑制するものである。音響レンズ26は、振動子20a~20mから送波される超音波ビームを収束させるものであり、1つの焦点距離に基づいて曲率が定められている。なお、振動子20a~20mと被検体の音響インピーダンスの整合させるマッチング層を振動子20a~20mと被検体の間に設けてもよい。

## 【0022】

振動要素28は、バイアス手段6によって印加される直流バイアスの電位の大きさによって電気機械結合係数、すなわち送受信感度が変化するものであり、その電気機械結合係数に基づいて、送信手段4から供給される駆動信号を超音波に変換して送波すると共に、受波した超音波を受波し電気信号に変換して反射エコー信号として受波する電気・音響変換素子である。

## 【0023】

図3は、振動要素28の構造を模式的に示す図である。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たものであり、半導体基板40、膜体44、膜体45、上部電極46、枠体47、下部電極48などから構成されている。膜体44、膜体45、枠体47は、半導体化合物(例えば、シリコン化合物)から形成されており、枠体47の超音波送波側の面に載置されている。膜体44と枠体47との間に上部電極46が設けられている。半導体基板40と膜体45との間に下部電極48が設けられる。

## 【0024】

上部電極46、下部電極48は、駆動信号を供給する電源を含む送信手段4と、直流のバイアス電圧(電界強度)を印加するバイアス手段6とに接続されている。枠体47と膜体45により区画された内部空間50は真空状態、あるいは所定のガスが充填された状態にされている。

## 【0025】

ここで、振動要素28の動作について説明する。まず、振動要素28に上部電極46、下部電極48を介して直流のバイアス電圧(Va)が印加される。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が緊張することで電気機械結合係数がSaになる。そして

、上部電極46に送信手段4から駆動信号が供給されることにより、電気機械結合係数(Sa)に基づいて超音波が膜体44から送波される。また、バイアス電圧(Va)に代えて、バイアス電圧(Vb)を振動要素28に印加する。この場合、電気機械結合係数はSbになる。そして、上部電極46に送信手段4から駆動信号が供給されることにより、電気機械結合係数(Sb)に基づいて超音波が膜体44から送波される。なお、 $V_a < V_b$ のとき、 $S_a < S_b$ となる。超音波を受波するときも同様に、被検体から発生した反射エコー信号により膜体44の振動が励起されることにより、内部空間50の容量が変化し、変化した内部空間50の変化量に対応する電気信号が上部電極46から検出する。

【0026】

振動要素28に印加するバイアス電圧の大きさを変えることで膜体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たときでも、振動要素28から送波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。

(第1の実施形態)

ここで、図4を用いて第1の実施形態、cMUTチップ20とその周辺の構成について詳細に説明する。図4は超音波探触子2の上面図である。なお、膜体44の表示は省略している。

cMUTチップ20の半導体基板40は、バッキング層22の上面に設置されている。cMUTチップ20の半導体基板40上には、上部電極46、下部電極48などの振動要素28が積層されて配置されている。

【0027】

また、左右のフレキシブル基板41及び上下のフレキシブル基板42は、バッキング層22の上面・側面周縁に固定される。上下のフレキシブル基板42には、信号パターン38-a~信号パターン38-mと配線85-a~配線85-mが各上部電極46群の上下で交互に配設される。左右のフレキシブル基板41には、信号パターン41-1~信号パターン41-4と配線86-11~配線86-41、信号パターン39-1~信号パターン39-4と配線86-12~配線86-42が各下部電極48の左右で対に配設される。

【0028】

cMUTチップ20の半導体基板40上の上部電極46-a~上部電極46-mは、長手方向Xに並列配置される。上部電極46-a~上部電極46-mは、それぞれ3列の複数の振動要素28に接続される。上下のフレキシブル基板42の信号パターン38-a~信号パターン38-mは、長手方向Xに並列配置される。上部電極46-a~上部電極46-mは、それぞれワイヤボンディング方式のワイヤ86を介して、フレキシブル基板42上の信号パターン38-a~信号パターン38-mに接続される。また、信号パターン38-a~信号パターン38-mはそれぞれ配線85-a~配線85-mに接続されている。

【0029】

具体的には、上部電極46-aと信号パターン38-aはワイヤ86で接続され、信号パターン38-aは上側の配線85-aから引き出されるようになっている。また、上部電極46-bと信号パターン38-bは接続され、信号パターン38-bは下側の配線85-bから引き出されるようになっている。つまり、上部電極46-N(N:a, c, e...)と信号パターン38-Nは接続され、信号パターン38-Nは上側の配線85-N(N:a, c, e...)から引き出されるようになっている。また、上部電極46-L(L:b, d, f...)と信号パターン38-Lは接続され、信号パターン38-Lは下側の配線85-L(L:b, d, f...)から引き出されるようになっている。

【0030】

このように信号パターン38-a~信号パターン38-mと配線85-a~配線85-mは、上下互い違いに引き出されることで、例えば信号パターン38-aと信号パターン38-c、配線85-aと配線85-c間の距離を広げることができる。そのため、隣接する各信号パターン38、配線85間で発生するクロストークを低減することができる。

【0031】

cMUTチップ20の半導体基板40上の下部電極48-1~下部電極48-4は、短手方向Yに並列配置される。下部電極48-1~下部電極48-4は、それぞれ、ワイヤボンディング方式のワ

10

20

30

40

50

ワイヤ86を介して、信号パターン41 - 1 ~ 信号パターン41 - 4と信号パターン39 - 1 ~ 信号パターン39 - 4に接続される。信号パターン41 - 1 ~ 信号パターン41 - 4はそれぞれ配線86 - 1 ~ 配線86 - 41に接続されている。また、信号パターン39 - 1 ~ 信号パターン39 - 4はそれぞれ配線86 - 12 ~ 配線86 - 42に接続されている。

【 0 0 3 2 】

具体的には、信号パターン41 - 1 ~ 信号パターン41 - 4は、下部電極48 - 1 ~ 下部電極48 - 4の左側に配置され、信号パターン39 - 1 ~ 信号パターン39 - 4は、下部電極48 - 1 ~ 下部電極48 - 4の右側に配置される。そして、下部電極48 - 1は、信号パターン41 - 1と信号パターン39 - 1に左右両方向からワイヤ86を介して接続される。下部電極48 - 2は、信号パターン41 - 2と信号パターン39 - 2に左右両方向からワイヤ86を介して接続される。このように、下部電極48 - x(x : 自然数)は、信号パターン41 - xと信号パターン39 - xに左右両方向からワイヤ86を介して接続される。

10

【 0 0 3 3 】

ここでは、信号パターン41 - xと信号パターン39 - xから下部電極48 - xに与える電圧は同一であるため、信号パターン41 - xと信号パターン39 - xは等電位である。それぞれの下部電極48 - xが、等電位の信号パターン41 - xと信号パターン42 - xで両側から接続されることにより、下部電極48に生じる寄生インピーダンスの影響を抑えることができる。

【 0 0 3 4 】

図5は、超音波探触子2の断面図である。図5(a)は、長手方向Xについての断面図である。図5(b)は、短手方向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。

20

【 0 0 3 5 】

超音波探触子2は、ケーブル82を介して超音波診断装置1と接続される。cMUTチップ20の超音波送波側には、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、バックング層22が接着される。バックング層22の上面周縁及び四方側面に沿って、フレキシブル基板41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、それぞれ短手方向Y及び長手方向Xにおいて、バックング層22の上面周縁に接着される。

【 0 0 3 6 】

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82との導通回路が設けられる。実装基板43には、抵抗やコンデンサ等の電気部品54が実装される。

30

【 0 0 3 7 】

フレキシブル基板41からの配線86 - 11 ~ 配線86 - 41と配線86 - 12 ~ 配線86 - 42は、実装基板43のコネクタ53を介して同軸ケーブル96の内部導体に接続される。フレキシブル基板42からの配線85 - a ~ 配線85 - mは、実装基板43のコネクタ53を介して同軸ケーブル96の内部導体に接続される。

【 0 0 3 8 】

音響レンズ26の内側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。

40

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

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

50

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。

【0041】

導電部材63は、同軸ケーブル96の外部導体に接続される。同軸ケーブル96は、ケーブル82によって束ねられて超音波診断装置1と接続される。

【0042】

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82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の間には充填材66が充填される。

10

【0043】

ここで、下部電極48に生じる寄生インピーダンスの影響を抑えることができるメカニズムについて図6、図7を用いて説明する。上部電極46と下部電極48に挟まれたcMUTセル20間の容量C1a～容量Cmcの分布と、下部電極48-1～下部電極48-4と半導体基板40に生じる容量C1～容量C4の分布を図6に示す。なお、本実施形態では、説明簡略のため、上部電極は3つ、下部電極は4つとしているが、電極の数はこれに限られない。

【0044】

上部電極46-a～上部電極46-cに対して、下部電極48-1～下部電極48-4は直交するように配置される。下部電極48-1と上部電極46-a～上部電極46-cに挟まれたcMUTセル20間の容量をC1a、C1b、C1cとする。同様にして、下部電極48-xと上部電極46-a～上部電極46-cに挟まれたcMUTセル20間の容量をCma、Cmb、Cmcとする。また、下部電極48-1と半導体基板40間の容量をC1とする。同様にして、下部電極48-2～下部電極48-4と半導体基板40間の容量をC2～C4とする。

20

【0045】

超音波診断装置1と超音波探触子2の接続関係と、半導体基板40の両端から2つ配線を引き出した形態を図7に示す。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。

【0046】

振動要素28の上部電極46-a～上部電極46-cは、配線85-a～配線85-cにそれぞれ接続されている。配線85-a～配線85-cは、同軸ケーブル96-a～同軸ケーブル96-cの内部導体を介して超音波診断装置1内の配線91-a～配線91-cに接続されている。配線91-a～配線91-cは、送受分離回路98-a～送受分離回路98-cを介して受信手段8内の受信アンプ100-a～受信アンプ100-cと送信手段4-a～送信手段4-cにそれぞれ接続される。また、配線91-a～配線91-cは、プルダウン抵抗110-a～プルダウン抵抗110-cに接続され、グランド108へ接続されている。このプルダウン抵抗110-a～プルダウン抵抗110-cは、上部電極46-a～上部電極46-c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。

30

【0047】

【0047】

40

また、下部電極48-1の両端から引き出された配線86-11と配線86-12は、端子860に接合される。端子860から出力される一方は、バイパスコンデンサ112を介してグランド108へ接続されている。バイパスコンデンサ112は、AC電流が上部電極46-a～上部電極46-cから下部電極48-1に流れたとき、下部電極48-1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。

【0048】

端子860から出力される他方は、配線86から引き出され、同軸ケーブル96-1の内部導体を介して超音波診断装置1内の配線92に接続されている。配線92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-a～上部電極46-cと下部

50

電極48 - a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 - a ~ 上部電極46 - cに交流高周波電圧を駆動信号として印加する。具体的には、上部電極46 - a ~ 上部電極46 - cは、DC = グランド(基準電位)、 $\underline{AC} = V_{pp}$ となり、下部電極48 - aは、DC =  $V_{dc}$ 、 $\underline{AC} = 0$ となる。

【0049】

半導体基板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、超音波診断装置1のシャーシグランドを介してグランド108に接続される。

【0050】

超音波を送波する場合には、振動要素28に上部電極46 - a ~ 上部電極46 - c及び下部電極48 - 1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44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46 - a ~ 上部電極46 - c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44から送波される。

【0051】

また、振動要素28に上部電極46 - a ~ 上部電極46 - c及び下部電極48 - aを介して、直流のバイアス電圧( $V_b$ )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44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46 - a ~ 上部電極46 - c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44から送波される。

【0052】

超音波を送受波するとき、下部電極48 - 1は有限の大きさであるため、リードインダクタンスと損失抵抗成分を含む寄生インピーダンスが容量 $C_{1a} \sim C_{1c}$ に分布する。仮に、下部電極48 - 1の引き出しが1個( $C_{1a}$ 側のみ)である場合、すなわち、下部電極48 - 1に配線86 - 12のみが接続されている場合、下部電極48 - 1の端子48 - 1 - a ~ 端子48 - 1 - cにおける電圧は下記の式のようになる。なお、この端子48 - 1 - a ~ 端子48 - 1 - cは上部電極46 - a ~ 上部電極46 - cに対応している。

$$\{ \text{数1} \} v_a = C_{1a} \cdot i_1$$

$$\{ \text{数2} \} v_b = C_{1b} \cdot i_2 + (R+L) \cdot i_2$$

$$\{ \text{数3} \} v_c = C_{1c} \cdot i_3 + 2(R+L) \cdot i_3$$

例えば、送信パルス4 - cで超音波を送波した時、超音波送信信号の電流路は、送信パルス4 - c、送受分離回路98 - c、配線91 - c、配線85 - c、上部電極46 - c、端子48 - 1 - c、寄生インピーダンス202、端子48 - 1 - b、寄生インピーダンス200、端子48 - 1 - a、 $C_{1//}$ 配線86 - 12( $//$ は並列)、配線92、グランド108となる。このとき寄生インピーダンス202と寄生インピーダンス200を電流が通過するので、下部電極48 - 1の端子48 - 1 - a ~ 端子48 - 1 - cにおいて電圧変動が生じる。

【0053】

そこで、下部電極48 - 1の引き出しが図4、図7に示すように2個( $C_{1a}$ 側、 $C_{1c}$ 側)の場合、すなわち端子48 - 1 - aと端子48 - 1 - cに配線86 - 12と配線86 - 11が接続されている場合において、送信パルス4 - cで超音波を送波した時、寄生インピーダンス200と寄生インピーダンス202に分流しないので電圧変動が生じない。

【0054】

また、送波パルス4 - bで超音波を送波した時、下部電極48 - 1の端子48 - 1 - a ~ 端子48 - 1 - cにおける電圧は下記の式のようになる。

$$\{ \text{数4} \} v_a = C_{1a} \cdot i_1$$

$$\{ \text{数5} \} v_b = C_{1b} \cdot i_2 + 1/2(R+L) \cdot i_2$$

$$\{ \text{数6} \} v_c = C_{1c} \cdot i_3$$



寄生インピーダンス200//寄生インピーダンス202に分流するため、寄生インピーダンスの影響は、下部電極48-1の引き出しが1個(C1a側のみ)である場合に比べて1/2に低減する。ここで、C1の容量値がCmaと比較し、C1のインピーダンスが寄生インピーダンスより十分小さければ、電流は寄生インピーダンスに分流する程度が著しく低減することができる。このように、下部電極48に生じる寄生インピーダンスの影響を抑えることができる。

【0055】

(第2の実施形態)

図8を用いて第2の実施形態を説明する。第1の実施形態と異なる点は、下部電極48-1の引き出しが3個である。図8に示すように、下部電極48-1の引き出しが3個(C1a側、C1b側、C1c側)の場合、すなわち端子48-1-aと端子48-1-bと端子48-1-cに配線86-12と配線86-13と配線86-11がそれぞれ接続されている。送波パルサ4-bで超音波を送波した時、下部電極48-1の端子48-1-a～端子48-1-cにおける電圧は下記の式のようになる。

$$\{ \text{数7} \} v_a = C1a \cdot i_1$$

$$\{ \text{数8} \} v_b = C1b \cdot i_2$$

$$\{ \text{数9} \} v_c = C1c \cdot i_3$$

寄生インピーダンス200と寄生インピーダンス202に電流は流れないため、寄生インピーダンスの影響はなくなる。このように、下部電極48に生じる寄生インピーダンスの影響を抑えることができる。

【0056】

また、下部電極48-1の引き出しが4個以上であってもよく、例えば上部電極の数と同様の数の端子48-1-m及び配線86-1mを設けてもよい。下部電極48-1の引き出しが複数であることにより、下部電極48に生じる寄生インピーダンスの影響を抑えることができる。

【0057】

(第3の実施形態)

第3の実施形態を説明する。第1の実施形態と第2の実施形態と異なる点は、下部電極48の長手方向に直交する断面積又は長手方向の長さを変更した点である。

【0058】

例えば、下部電極48の厚さを100nmから200nmにすることで、下部電極48の長手方向に直交する断面積が2倍になる。そのため、下部電極48の長手方向に直交する断面積を2倍にさせることにより、寄生インピーダンス200と寄生インピーダンス202を半減させることができる。よって、寄生インピーダンス200と寄生インピーダンス202の影響を半減させることができる。

【0059】

下部電極48の厚さの制限について図9を用いて説明する。図9(a)に示す下部電極48は基準の厚さであり、図9(b)に示す下部電極48は、図9(a)より2倍以上に厚くした状態である。図9(b)では、下部電極48の厚さが、膜体45の厚さと枠体47の厚さの和より大きくなる。したがって、上部電極46の乗越え段差が大きくなり、上部電極46の角など電荷が集中しやすい箇所が下部電極48に近づく。枠体47が有する絶縁耐圧よりも小さな電界強度で絶縁破壊が発生する原因となる。したがって、上部電極46の角など電荷が集中しやすい箇所を下部電極48に近づけないよう、下部電極48の厚さが設定されている。例えば、上部電極46と下部電極48間の長さ500が250nm以上となるように、下部電極48の厚さが設定されている。

【0060】

また、例えば、下部電極48の長さ(長手方向(X軸方向))を50mmから25mmにすることで、下部電極48の長さが1/2倍になる。そのため、下部電極48の長さ1/2倍にさせることにより、寄生インピーダンス200と寄生インピーダンス202を半減させることができる。下部電極48の長手方向の長さが短くなるよう、本実施形態の下部電極48の両端は、複数の振動要素28の配置した位置から僅かに突出している。この突出した部分は、配線86のワイヤボン

10

20

30

40

50

ディングを行なうための十分な幅をもっているが、できるだけ下部電極48の長手方向の長さが短くなるよう設定されている。例えば、突出した部分の幅は左右ともに $200\mu\text{m} \sim 1.5\text{mm}$ 程度である。

【0061】

以上の通り、下部電極48の寄生インピーダンスは、下部電極48の断面積に反比例し、下部電極48の長さに反比例する。この特性を利用して下部電極48の寄生インピーダンスを低減することができる。

【0062】

(第4の実施形態)

図10を用いて第4の実施形態を説明する。第1の実施形態～第3の実施形態と異なる点は、上部電極46を上下方向から引き出す点である。

10

【0063】

cMUTチップ20の半導体基板40上の上部電極46-a～上部電極46-mは、長手方向Xに並列配置される。上部電極46-a～上部電極46-mは、それぞれ、ワイヤボンディング方式のワイヤ86を介して、信号パターン38-a1～信号パターン38-m1と信号パターン38-a2～信号パターン38-m2に接続される。信号パターン38-a1～信号パターン38-m1はそれぞれ配線85-a1～配線85-m1に接続されている。また、信号パターン38-a2～信号パターン38-m2はそれぞれ配線85-a2～配線85-m2に接続されている。

【0064】

具体的には、信号パターン38-a1～信号パターン38-m1は、上部電極46-a～上部電極46-mの上側に配置され、信号パターン38-a2～信号パターン38-m2は、上部電極46-a～上部電極46-mの下側に配置される。そして、上部電極46-aは、信号パターン38-a1と信号パターン38-a2に上下両方向から接続される。上部電極46-bは、信号パターン38-b1と信号パターン38-b2に上下両方向から接続される。上部電極46-mは、信号パターン38-m1と信号パターン38-m2に上下両方向から接続される。

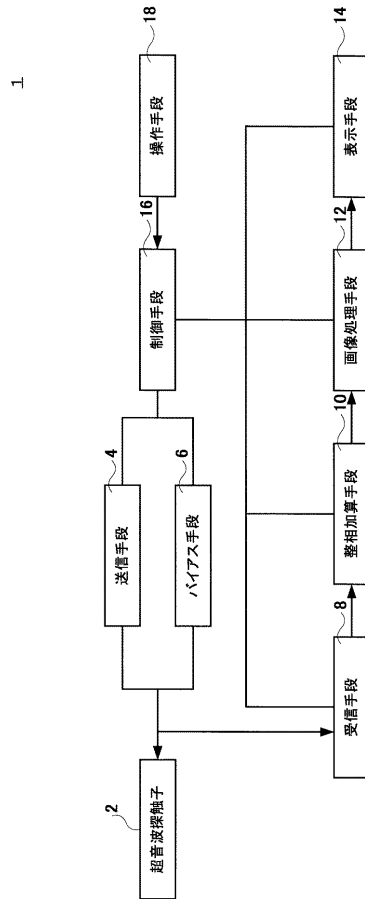
20

【0065】

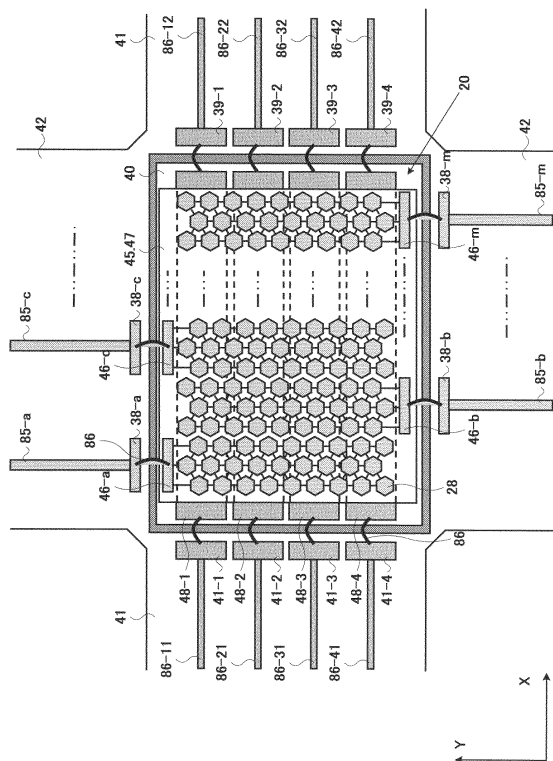
以上のように、上部電極46を上下方向から引き出すことにより、上部電極46に生じる寄生インピーダンスの影響を抑えることができる。なお、寄生インピーダンスの低減のメカニズムについては、第1の実施形態で説明した下部電極48の場合と同様であるため、ここでの説明を省略する。

30

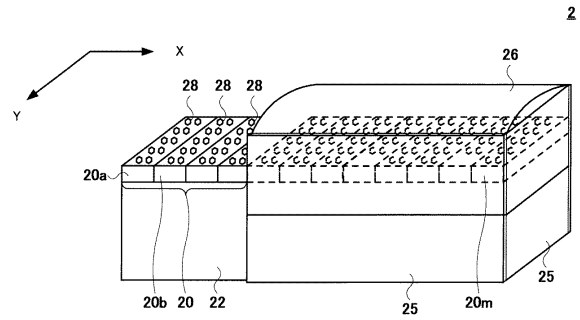
【図 1】



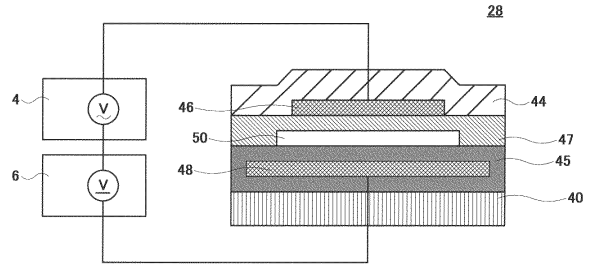
【図 4】



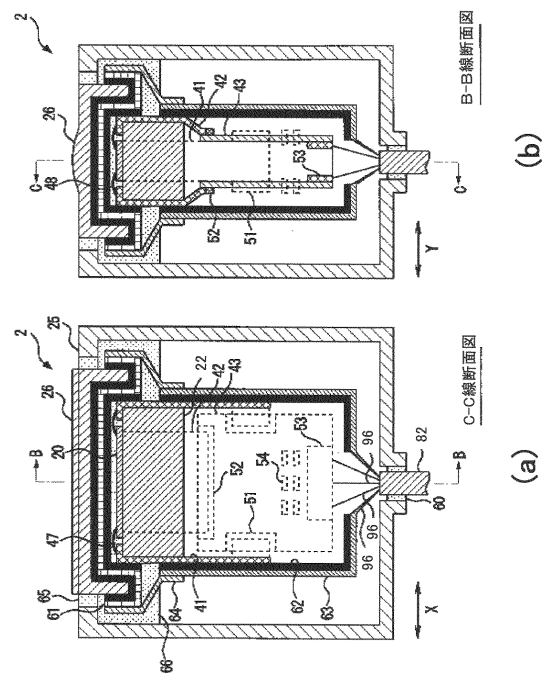
【図 2】



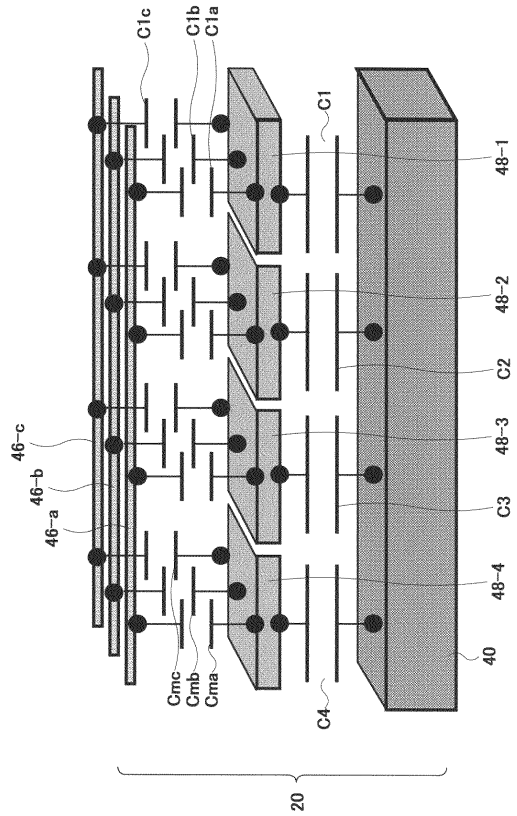
【図 3】



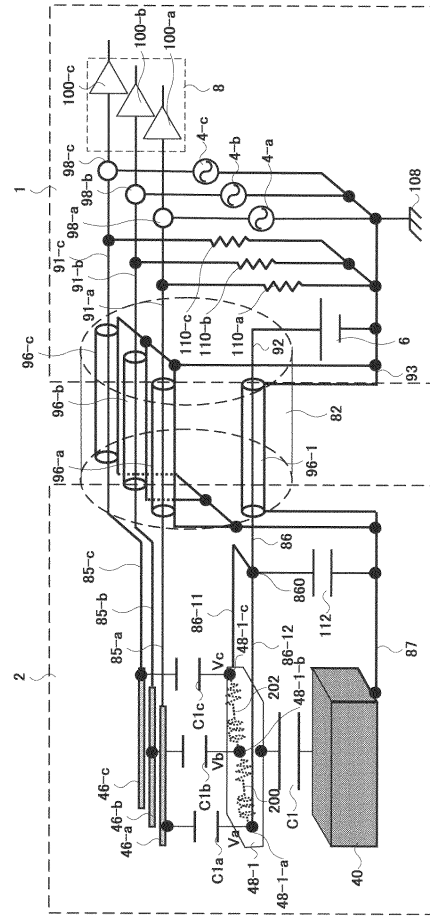
【図 5】



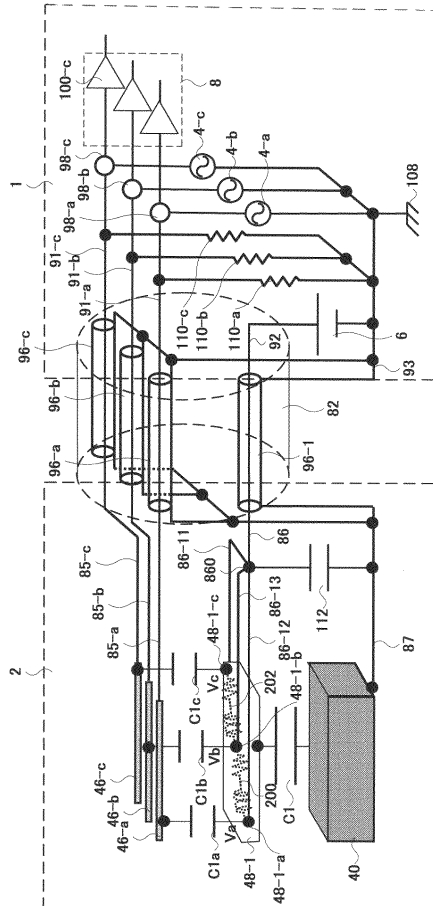
【図 6】



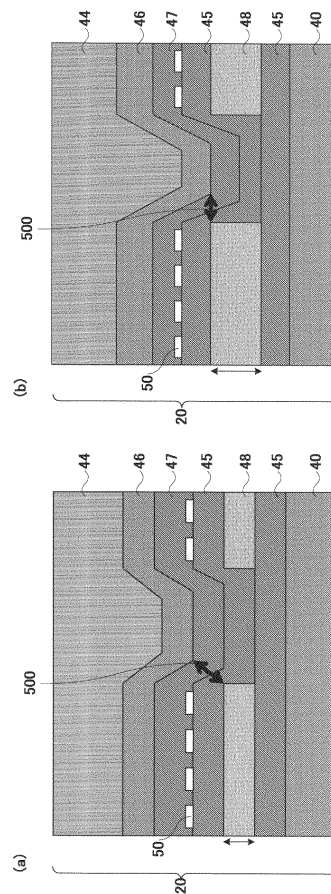
【図 7】



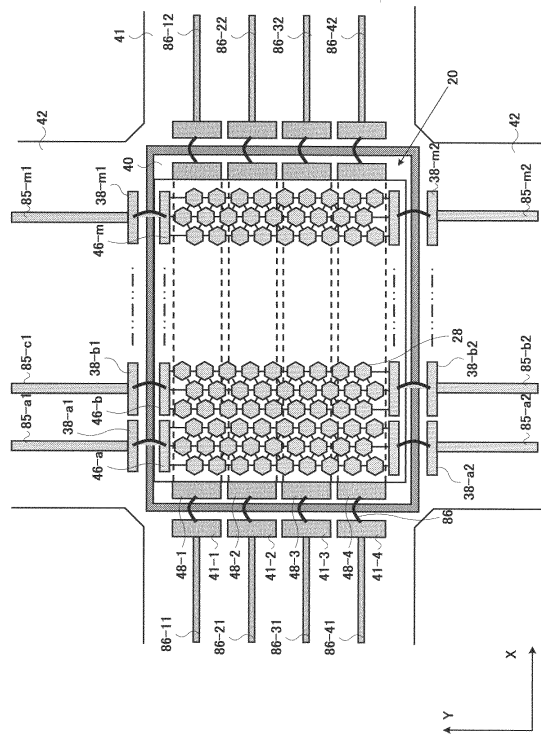
【図 8】



【図 9】



【図 10】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許出願公開第2005/0096546 (US, A1)  
特表2004-503313 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H04R 19/00

A61B 8/00

B06B 1/06

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP5329408B2</a>	公开(公告)日	2013-10-30
申请号	JP2009522584	申请日	2008-07-01
[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	浅房勝徳 深田 慎		
发明人	浅房 勝徳 深田 慎		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/00 B06B1/06		
CPC分类号	B06B1/0292 A61B8/4444 A61B8/4494		
FI分类号	H04R19/00.330 A61B8/00 B06B1/06.Z		
优先权	2007181570 2007-07-11 JP		
其他公开文献	JPWO2009008282A5 JPWO2009008282A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

本发明提供一种超声波探头和超声波诊断装置，其减少在上部电极和下部电极中产生的寄生阻抗，从而减少串扰。超声探头包括具有多个换能器元件的cMUT芯片（20），位于cMUT芯片（20）的超声波照射侧的声透镜（26），位于cMUT芯片背面的背衬层（22）（20），和与cMUT芯片（20）连接的导线。该cMUT芯片（20）包括多个上电极（46）和多个下电极（48），并且这些下电极（48）在两个或更多个部分处用导线连接。

【 図 4 】

