

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-90421
(P2014-90421A)

(43) 公開日 平成26年5月15日(2014.5.15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
HO4R 19/00 (2006.01)	HO4R 19/00 330	4C601
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	4M112
HO1G 5/16 (2006.01)	HO1G 5/16	5D019
HO1L 29/84 (2006.01)	HO1L 29/84 Z	
HO4R 3/00 (2006.01)	HO4R 3/00 330	

審査請求 有 請求項の数 11 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2013-232682 (P2013-232682)
 (22) 出願日 平成25年11月11日 (2013.11.11)
 (62) 分割の表示 特願2010-3649 (P2010-3649)
 の分割
 原出願日 平成22年1月12日 (2010.1.12)

(71) 出願人 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100126240
 弁理士 阿部 琢磨
 (74) 代理人 100124442
 弁理士 黒岩 創吾
 (72) 発明者 香取 篤史
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
 ヤノン株式会社内
 (72) 発明者 高木 誠
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
 ヤノン株式会社内

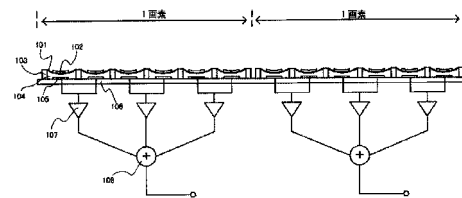
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 検出器、診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 1画素のサイズが大きくなった場合でも、検出帯域の広帯域化を図ることが可能となる容量検出型の電気機械変換素子を提供する。

【解決手段】 基板106に配された第1の電極105と、第1の電極と間隙を介して設けられた振動膜101に第1の電極と対向するように配された第2の電極102と、によって構成されたセルと、第1の電極と第2の電極との間の容量変化により、振動膜101の変位の検出が可能な検出回路107と、を備えた容量検出型の電気機械変換素子であって、セルが複数備えられ、該複数のセルにおける少なくとも二つのセルの第1の電極又は第2の電極同士が、同一の検出回路107に接続されてなる構成を1グループとするグループを複数有し、複数のグループにおける各検出回路の信号を合算して1つの情報として出力する合算回路108を備え、1つの検出回路107に掛かる容量負荷を分散させて構成されている。



【選択図】 図1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

基板に配された第 1 の電極と、前記第 1 の電極と間隙を介して設けられた振動膜に前記第 1 の電極と対向するように配された第 2 の電極と、によって構成されたセルと、

前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間の容量変化により、振動膜の変位の検出が可能な検出回路と、を備えた容量検出型の電気機械変換素子であって、

前記セルが複数備えられ、該複数のセルにおける少なくとも二つのセルの前記第 1 の電極又は前記第 2 の電極同士が、同一の検出回路に接続されてなる構成を 1 グループとするグループを複数有し、

前記複数のグループにおける各検出回路の信号を合算して 1 つの情報として出力する合算回路を備え、1 つの検出回路に掛かる容量負荷を分散させて構成されていることを特徴とする容量検出型の電気機械変換素子。

10

【請求項 2】

前記検出回路が、オペアンプを用いたトランスインピーダンス回路により構成され、前記合算回路が電圧加算回路によって構成されており、

前記検出回路の所定の周波数と、トランスインピーダンス回路の所定の帰還容量または抵抗値に基づいて、

前記オペアンプの利得帯域幅と前記 1 つの情報当たりの検出電極を構成する前記第 1 の電極又は前記第 2 の電極に発生する寄生容量と、前記第 1 の電極又は前記第 2 の電極と検出回路間の配線に発生する寄生容量と、から、

20

前記複数の検出回路の数が設定されていることを特徴とする請求項 1 に記載の容量検出型の電気機械変換素子。

【請求項 3】

前記検出回路が電流増幅回路によって構成され、

前記合算回路が電流加算回路と電流 - 電圧変換回路によって構成されていることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の容量検出型の電気機械変換素子。

【請求項 4】

第 1 の基板である前記基板の前記複数のグループから構成されるセルが配設された反対側の面上に、前記複数のグループから構成されるセルに対して各々の検出回路が形成され、

30

これらの電極と検出回路との入力端子間が、前記第 1 の基板を貫通する配線によって接続された構成を備えると共に、前記合算回路が第 2 の基板上に形成され、

前記検出回路の出力端子と前記合算回路の入力端子が、 bumps により接続されていることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の容量検出型の電気機械変換素子。

【請求項 5】

第 1 の基板の一方の面上に、前記複数のグループにおける各検出回路が形成される一方、前記各検出回路上に、前記複数のグループにおけるセルが、該セルの前記第 1 の電極側を対向させて配設され、

前記検出回路の出力端子が前記第 1 の基板を貫通する配線によって、前記第 1 の基板のもう一方の面に形成された電極まで配線された構成を備えると共に、前記合算回路が第 2 の基板上に形成され、

40

前記第 1 の基板のもう一方の面に形成された電極と前記第 2 の基板上の合算回路の入力端子が、電気的に bumps により接続されていることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の容量検出型の電気機械変換素子。

【請求項 6】

前記基板上に、前記複数のグループにおける各検出回路と合算回路が形成されており、これらの回路上に前記複数のグループにおけるセルが、該セルの前記第 1 の電極側を対向させて 2 次元アレイ状に配設されていることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の容量検出型の電気機械変換素子。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、容量検出型の電気機械変換素子に関し、特に容量検出型超音波センサなどに適用することができる容量検出型の電気機械変換素子に関する。

【背景技術】

【0002】

光音響 (Photoacoustic) 効果を応用して、乳房腫瘍のための診断装置が知られている。

例えば、検体からの超音波を検出するために、1画素が2mmの幅を持ち、約3mmピッチで、全590画素で配置されたPVDフセンサ(約75mm角)が用いられている。PVDフセンサは、PZTセンサに比べて、広帯域であるという特徴を有している。

10

【0003】

PVDフと同様に、PZTセンサに比べて広帯域なセンサとして、MEMS技術を用いた容量検出型超音波センサ(CMUT: Capacitive-Micromachined-Ultrasonic-Transducer)が提案されている(非特許文献1)。

このCMUTは半導体プロセスを応用して形成しているため、低コスト化が可能である特徴がある。CMUTでは、測定対象の周波数帯域により250 μ m~400 μ mの画素幅が用いられる。

20

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】A. S. Ergun, Y. Huang, X. Zhuang, O. Oralkan, G. G. Yaraboglu, and B. T. Khuri-Yakub, "Capacitive micromachined ultrasonic transducers: fabrication technology," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 52, no. 12, pp. 2242-2258, Dec. 2005.

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

光音響 (Photoacoustic) 効果を応用した乳房腫瘍診断装置にCMUTを用いることで、センサ部分の低コスト化を期待することができる。

しかし、本発明者らが鋭意検討した結果、CMUTの画素サイズをそのまま大きくする(1画素を構成するセル(又はエレメント)の数を増加させる)と、次のような課題が生じることを見出した。

静電容量検出型のセンサであるCMUTは、容量変化による電流変化を検出する検出回路を有している。

従来CMUTで用いられている画素サイズを拡大し、乳房腫瘍診断装置用のサイズに広げようとする、CMUTにおける1画素での容量負荷が大きくなる。そのため、検出回路への負荷が大きくなり、検出回路を安定に動作させるために、検出する帯域を狭くすることが必要となるという課題が生じる。

40

【0006】

本発明は、上記課題に鑑み、検出回路が安定に動作する周波数帯域を広くすることができ、1画素のサイズが大きくなった場合でも、検出帯域の広帯域化を図ることが可能となる容量検出型の電気機械変換素子の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の容量検出型の電気機械変換素子は、基板に配された第1の電極と、前記第1の

50

電極と間隙を介して設けられた振動膜に前記第 1 の電極と対向するように配された第 2 の電極と、によって構成されたセルと、

前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間の容量変化により、振動膜の変位の検出が可能な検出回路と、を備えた容量検出型の電気機械変換素子であって、

前記セルが複数備えられ、該複数のセルにおける少なくとも二つのセルの前記第 1 の電極又は第 2 の電極同士が、同一の検出回路に接続されてなる構成を 1 グループとするグループを複数有し、

前記複数のグループにおける各検出回路の信号を合算して 1 つの情報として出力する合算回路を備え、 1 つの検出回路に掛かる容量負荷を分散させて構成されていることを特徴とする。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、検出回路が安定に動作する周波数帯域を広くすることができ、1 画素のサイズが大きくなった場合でも、検出帯域の広帯域化を図ることが可能となる容量検出型の電気機械変換素子を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図 1】第 1 の実施形態に係わる容量検出型の電気機械変換素子の説明図。

【図 2】第 2 の実施形態に係わる容量検出型の電気機械変換素子の説明図。

【図 3】第 3 の実施形態に係わる容量検出型の電気機械変換素子の説明図。

【図 4】第 4 の実施形態に係わる容量検出型の電気機械変換素子の説明図。

【図 5】第 5 の実施形態に係わる容量検出型の電気機械変換素子の説明図。

【図 6】第 6 の実施形態に係わる容量検出型の電気機械変換素子の説明図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を用いて、本発明の実施形態における第 1 の電極（検出電極）と第 2 の電極（バイアス電極）との間の容量変化により、振動膜の変位の検出が可能な容量検出型の電気機械変換素子の構成例について説明する。本発明において上記第 1 の電極と第 2 の電極は、各電極間に間隙を有して配されていれば良く、各電極の機能としては、第 1 の電極をバイアス電極とし、第 2 の電極を検出電極としても良い。即ち本発明においては前記第 1 の電極又は前記第 2 の電極のいずれを検出電極として用いても良い。

【0011】

[第 1 の実施の形態]

図 1 を用いて、第 1 の実施の形態の容量検出型の電気機械変換素子を構成する CMUT について説明する。

本実施形態の CMUT において、振動膜 101 で受信した超音波の情報を平均化した 1 つの情報として出力する領域を、以下において 1 画素と記す。

1 画素内では、超音波の持つ振幅や位相情報は平均化されており、装置側では画素単位での振幅や位相情報を元に検体の画像化を行なう。

振動膜 101 は基板 106 上に形成された支持部 103 により支持されている。振動膜 101 と支持部 103、基板 106 は絶縁体で形成されている。

本実施形態の CMUT は、基板 106 に配された検出電極（第 1 の電極）105 と、この検出電極 105 と間隙 104 を介して設けられた振動膜 101 に検出電極 105 と対向するように配されたバイアス電極（第 2 の電極）102 とによる構成を備えている。

このような基板に配された検出電極と、該検出電極と間隙を介して設けられた振動膜に、該検出電極と対向するように配されたバイアス電極とによる 1 組の構成を、以下においてセルと記す。

バイアス電極 102 には、一定の DC 電圧が印加されるように構成されている。なお、間隙 104 部分は大気圧より減圧されている。

【0012】

10

20

30

40

50

バイアス電極 102 に印加されたバイアス電圧と検出電極 105 間の電位差により発生する静電気力と、振動膜 101 上部に印加される大気圧と間隙 104 部分の圧力の差により、振動膜 101 は基板 106 側に撓んでいる。

振動膜 101 が超音波により振動すると、バイアス電極と検出電極間の静電容量がその振動に応じて変化する。

この静電容量の変化と、バイアス電極に印加されたバイアス電圧により、検出電極 105 に誘導電荷が発生し、微小な電流が流れる。

【0013】

本実施形態の CMUT は、1 画素内にセルを複数備えている。

セルの振動膜のサイズ（厚さ、直径）は、検出したい超音波について、振動膜が振動しやすい周波数になるように決定されている。また、1 画素の大きさは、検出したい超音波の波長の長さより決定される。

一般的に、セルの直径は $10\ \mu\text{m}$ から数 $10\ \mu\text{m}$ 程度であり、1 画素の大きさは、背景技術で述べたように Photoacoustic 効果を応用した乳房腫瘍診断装置では $2\ \text{mm}$ 程度である。

そのため、複数（上記の例では、 $100 \sim 4000$ 個程度）のセルにより 1 画素が形成される構成となっている。

【0014】

本実施形態の CMUT では、1 画素内のセルが N 個の複数のグループに分割されていることが特徴である。

具体的には、検出電極 105 の電極同士（第 1 の電極同士）を配線で接続して、同一の検出回路 107 に接続されている構成、を 1 つのグループとし、このようなグループを複数有する。

図 1 では、基板 106 上に配された電極 105 を検出電極である第 1 の電極とした構成を例示しているが、本発明においては、当該第 1 の電極 105 と、バイアス電極である第 2 の電極 102 とを入れ替えて、第 2 の電極を検出電極とすることもできる。この場合には、検出電極 102 の電極同士（第 2 の電極同士）を配線で接続して、同一の検出回路 107 に接続されている構成、を 1 つのグループとし、このようなグループを複数有する構成とすれば良い。

本発明の CMUT では、1 画素内に N 個のグループ毎に検出回路が 1 個（全部で N 個）備えていることを特徴としている。

これにより、1 つの検出回路に掛かる容量負荷を分散することができるため、該検出回路による検出信号が安定に動作する周波数帯域を広くすることができる。そのため、画素サイズを大きくしても、検出帯域が狭くなることなく、Photoacoustic 効果を応用した乳房腫瘍診断装置においても広帯域化を図ることが可能な CMUT を提供することができる。

【0015】

本実施形態の CMUT では、1 画素につき、合算回路 108 を 1 つ備えている。

合算回路 108 は、1 画素において備えている N 個の検出回路の出力信号をすべて合算して、合算信号を CMUT の出力信号端子に出力する。

1 画素毎に合算回路 108 を有することにより、CMUT の外部に引き出す配線の数を減らすことができる。

これにより、CMUT の小型化や、信頼性を向上させることができる。また、CMUT における信号を受信する装置の負荷を低減することができる。

【0016】

[第 2 の実施の形態]

図 2 を用いて、第 2 の実施の形態の容量検出型の電気機械変換素子を構成する CMUT について説明する。

図 2 にトランスインピーダンス回路の構成図を示す。

図 2 において、201 はオペアンプ、202、204 は抵抗、203、205 はコンデン

10

20

30

40

50

サである。なお、図 1 に対応する構成については図 1 を用いて説明することとする。

本実施形態は、検出回路の構成と、分割数の関係以外は、第 1 の実施形態と同じである。ここで検出回路 107 は、振動膜の振動によって発生した微小電流を検出するための回路である。

本実施形態では、微小電流の変化を電圧に変化する電流 - 電圧変換回路であるトランスインピーダンス回路を用いている。

図 2 では、オペアンプ 201 は正負電源 VDD、VSS に接続されている。

オペアンプ 201 の反転入力端子 (-IN) は、CMUT の検出電極 105 からの配線で接続されている。

また、オペアンプ 201 の出力端子 (OUT) は、並列に接続された抵抗 202 とコンデンサ 203 に反転入力端子 (-IN) 接続されて、出力信号がフィードバックされる構成になっている。

オペアンプ 201 の非反転入力端子 (+IN) は、並列に接続された抵抗 204 とコンデンサ 205 により、グランド端子 (GND) に接続されている。

グランド端子 (GND) の電圧は、正電源 VDD と負電源 VSS 間の中間電位となっている。

抵抗 202 と 204 の抵抗値、コンデンサ 203 と 205 の容量値は、それぞれ同じ値である。

【0017】

本実施形態の検出回路 107 では、検出電極 105 からの電流変化を、トランスインピーダンス回路により、電流変化に対応した電圧値に変換して出力している。

トランスインピーダンス回路は、他の回路構成に比べて、帯域が広く取れる特徴を有している。

また、検出回路 107 からの出力信号は電圧値として出力されるため、合算回路までの配線での信号劣化が起こりにくい。

また、合算回路 108 は電圧加算回路であり、検出回路 107 からの出力電圧を加算して、出力端子より外部へ出力を行う。

ここで、オペアンプ 201 の利得帯域幅を GBW、抵抗 202、204 の抵抗値を RF、コンデンサの容量値を CF、オペアンプの非反転入力端子 (+IN) に寄生する容量を Cin とする。

オペアンプを図 2 で示した回路でトランスインピーダンス動作する際には、入力された信号が RF と CF を介して負帰還となっているため、回路全体の安定性を考慮する必要がある。入力端子に寄生している容量 Cin が大きいと、負帰還回路が不安定になり、回路自体が発振してしまうことがある。この状態となると、本来の電流 - 電圧変換を行うことができなくなると、Cin の値に対して回路の安定性を考慮して、最適な GBW、RF、CF を選択する必要がある。

【0018】

入力端子に Cin の寄生容量がある場合、オペアンプが安定に動作するためには、式 (1) を満たしている必要がある。

$$C_{in} \leq \pi \times GBW \times R_F \times (C_F)^2 \quad \text{式 (1)}$$

【0019】

CMUT 1 画素当りについて、検出電極 105 部分に寄生する容量を Ccmut とする。

検出電極 105 から検出回路 107 を接続する 1 本の配線当りについて、寄生する容量を Cwiring とする。また、1 画素内での分割数、つまり検出電極同士が接続された複数のグループ数 (複数の検出回路数) を整数 N とする。

入力端子の寄生容量 Cin は、検出電極 105 部分に寄生する容量である Cmut や接続配線に寄生する容量を Cwiring と、1 画素内での分割数 N を用いて、式 (2) で表すことができる。

10

20

30

40

50

$$C_{in} = \frac{C_{mut}}{N} + C_{wire} \quad \text{式 (2)}$$

【 0 0 2 0 】

式 (1) と式 (2) より、式 (3) が導出できる。

$$N \geq \frac{C_{mut}}{\pi \times GBW \times R_F \times (C_F)^2 - C_{wire}} \quad \text{式 (3)}$$

10

【 0 0 2 1 】

式 (3) を満たすように、分割数 N を決めることで、トランスインピーダンス回路の所定の定数を用いても、安定な回路動作をさせることができる。

本実施形態の $CMUT$ では、式 (3) を用いて、1画素内の分割数 N を決定することが特徴である。

このように、トランスインピーダンス回路の所定の利得帯域幅、帰還容量、抵抗値に基づいて、

オペアンプの利得帯域幅と1つの情報当たりの検出電極を構成する検出電極に発生する寄生容量と、該検出電極と検出回路間の配線に発生する寄生容量から、分割数 N と検出回路の数を決定することができる。

20

これにより N 個に設定された検出回路により、画素サイズが大きくなったとしても、検出回路を広い帯域まで安定して動作させることができる。

【 0 0 2 2 】

[第 3 の実施の形態]

図 3 を用いて、第 3 の実施の形態の容量検出型の電気機械変換素子を構成する $CMUT$ について説明する。

本実施形態は、検出回路と合算回路の構成以外は、第 1 の実施形態から第 2 の実施形態と同じである。

301 は電流増幅回路、302 は電流加算回路、303 は電流 - 電圧変換回路である。検出回路 107 は、電流増幅回路 301 によって構成される。

30

また、合算回路 108 は、電流加算回路 302 と電流 - 電圧変換回路 303 によって構成される。

電流増幅回路 301 は、検出回路 107 からの微小電流を増幅し、インピーダンス変換をして、合算回路 108 に出力する。

合算回路 108 では、入力された複数の電流を電流加算回路 302 により、電流加算を行う。

加算された電流は、電流 - 電圧変換回路で、対応する電圧信号に変換され、 $CMUT$ の外部に出力される。

【 0 0 2 3 】

電流増幅回路 301 や電流加算回路 302 は、第 1 の実施形態で用いたトランスインピーダンス回路や電圧加算回路に比べて、小さな回路面積で実現することができる。そのため、検出回路 107 と合算回路 108 の面積を小さくすることができる。

40

本実施形態の $CMUT$ を用いることで、画素サイズを大きくしても、検出帯域が狭くなることなく、より小さな回路面積である $CMUT$ を提供することができる。

【 0 0 2 4 】

[第 4 の実施の形態]

図 4 を用いて、第 4 の実施の形態の容量検出型の電気機械変換素子を構成する $CMUT$ について説明する。

本実施形態は、検出回路と合算回路が形成されている基板についての構成以外は、第 1 の実施形態から第 3 の実施形態と同じである。

50

図 4 に、本実施形態に係る C M U T の構成図を示す。

図 4 において、4 0 1 は第 1 の基板、4 0 2 は第 2 の基板、4 0 3 は貫通配線、4 0 4 は検出回路の出力端子、4 0 5 は合算回路の入力端子、4 0 6 はバンプである。

【 0 0 2 5 】

第 1 の基板 4 0 1 の面上には、複数のグループにおけるセルが、該セルの検出電極側（第 1 の電極側）を対向させて配設されている。

すなわち、一方の面上に検出電極 1 0 5 を含むセルにより構成される画素が形成されている。

また、基板の他方の面（複数のグループから構成されるセルが配設された反対側の面）上に複数のグループにおける各検出回路が形成されている。すなわち、1 画素について N 個の検出回路 1 0 7 が形成されている。

第 1 の基板 4 0 1 は、画素数 $P \times 1$ 画素内のセル数の基板を貫通する配線を有しており、貫通配線により 1 グループ毎の検出電極が対応した検出回路（C M U T 全体で $P \times N$ 個）に接続されている。

第 2 の基板 4 0 2 上には、画素数分の P 個の合算回路が形成されている。

第 1 の基板 4 0 1 上に形成された検出回路の出力端子と、上記第 2 の基板上に形成された合算回路の入力端子 4 0 5 は、これらの入力端子間が画素毎にバンプによって電氣的に接続されている。

C M U T の出力信号は、第 2 の基板 4 0 2 上に形成された画素数分の配線により、画素数分（ P 本）の端子まで引き出されている。

【 0 0 2 6 】

本実施形態の C M U T を用いることで、画素からの配線の長さを第 1 の基板 4 0 1 の厚さ程度にすることができることから、配線により発生する寄生容量を小さくすることが可能となる。

そのため、より検出回路への負荷を減らすことができ、広帯域な C M U T を提供することができる。

【 0 0 2 7 】

[第 5 の実施の形態]

図 5 を用いて、第 5 の実施の形態の容量検出型の電気機械変換素子を構成する C M U T について説明する。

本実施形態は、基板上に検出回路が形成されている位置の構成以外は、第 4 の実施形態と同じである。

【 0 0 2 8 】

第 1 の基板 4 0 1 上には、検出回路 1 0 7 が形成されており、更にこの検出回路上に、検出電極 1 0 5 を含むセルにより構成される画素が形成されている。

第 1 の基板 4 0 1 は、画素数 $\times N$ 本の基板を貫通する配線を有しており、貫通配線により 1 グループ毎の検出回路（C M U T 全体で $P \times N$ 個）の出力端子が、もう一方側の対応した電極 4 0 7 に接続されている。第 2 の基板 4 0 2 上には、画素数分の P 個の合算回路が形成されている。

第 1 の基板 4 0 1 上の電極 4 0 7 と、第 2 の基板 4 0 2 上に形成された合算回路の入力端子 4 0 5 は、画素毎にバンプによって電氣的に接続されている。

C M U T の出力信号は、第 2 の基板 4 0 2 上に形成された画素数分の配線により、画素数分（ P 本）の端子まで引き出されている。

【 0 0 2 9 】

本実施形態の C M U T を用いることで、画素からの配線の長さを最小にすることができるため、配線により発生する寄生容量を大幅に小さくすることができる。また、貫通配線の数を第 5 の実施形態に比べて、減らすことができる。そのため、より検出回路への負荷を減らすことができ、より広帯域なセンサを提供することができる。加えて、センサの信頼性を向上させることができる。

【 0 0 3 0 】

[第 6 の実施の形態]

図 6 を用いて、第 6 の実施の形態の容量検出型の電気機械変換素子を構成する C M U T について説明する。

本実施形態は、検出回路と合算回路が形成されている位置の構成以外は、第 1 の実施形態から第 3 の実施形態と同じである。

基板 4 0 1 上には、1 画素に対応する領域内に N 個の検出回路 1 0 7 と 1 個の合算回路 1 0 8 が形成されたこれらの回路上に、検出電極 1 0 5 を含むセルにより構成される画素が形成されて 2 次元アレイ状に配置されている。

C M U T の出力信号は、基板 4 0 1 上に形成された画素数分の配線により、画素数分 (P 本) の端子まで引き出されている。

本実施形態の C M U T を用いることで、画素からの配線の長さを最小にすることができるため、配線により発生する寄生容量を大幅に小さくすることができる。そのため、より検出回路への負荷を減らすことができ、より広帯域な C M U T を提供することができる。

加えて、検出回路と合算回路間の配線距離を最小にすることができるため、検出回路からの出力を合算するまでの信号劣化を抑制することができるため、信号の劣化の少ない高性能な C M U T を提供することができる。

【 0 0 3 1 】

本実施形態の構成では、画素内に複数の検出回路と 1 つの合算回路を配置することが必要となることから、回路面積を抑えることができる第 3 の実施形態と合わせて用いると、より効果的である。

また、第 3 の実施形態では、検出回路から合算回路間を電流信号で伝送しており、電圧で伝送する方式と比べると、配線を長くするとノイズの印加や信号の劣化が発生する可能性が高い。

本実施形態は検出回路から合算回路までの配線を最小にすることができるため、本実施形態と第 3 の実施形態を組み合わせることで、より信号の劣化の少ない高性能な C M U T を提供することができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 2 】

1 0 1 : 振動膜

1 0 2 : バイアス電極

1 0 3 : 支持部

1 0 4 : 間隙

1 0 5 : 検出電極

1 0 6 : 基板

1 0 7 : 検出回路

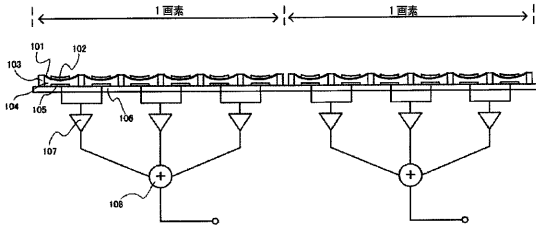
1 0 8 : 合算回路

10

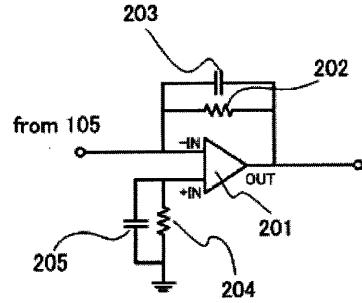
20

30

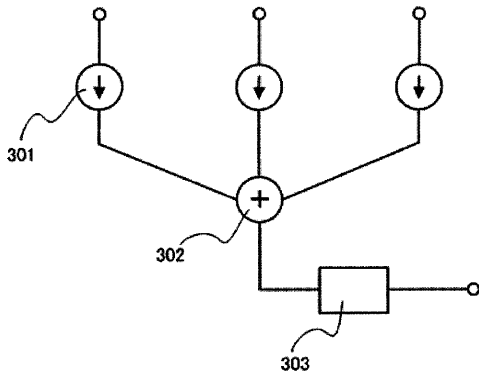
【 図 1 】



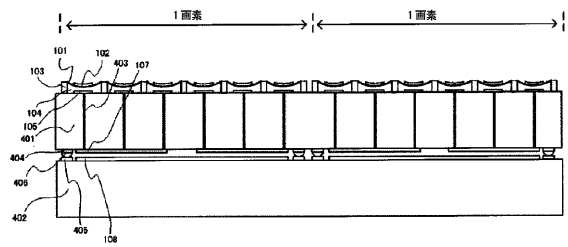
【 図 2 】



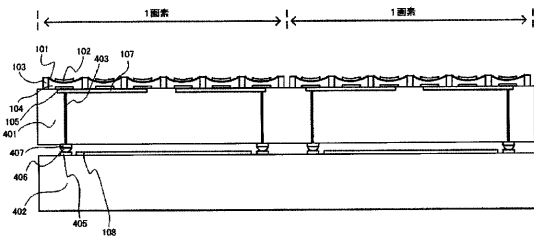
【 図 3 】



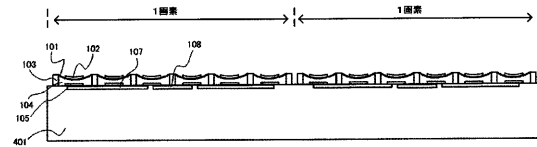
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】平成25年12月9日(2013.12.9)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】全文

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

超音波を検出する検出器であって、

第 1 の電極と、前記第 1 の電極と間隙を介して対向し前記超音波を受信することにより振動可能な第 2 の電極と、を備える複数のセルと、

前記第 1 及び第 2 の電極のうち一方の電極である検出電極からの電流を電圧に変換可能な複数の電流 - 電圧変換回路と、

加算回路と、

を備え、

前記複数のセルは、少なくとも 2 つのセルを 1 グループとする、複数のグループからなり、

前記 1 つのグループから出力される電流は、1 つの前記電流 - 電圧変換回路に入力されることにより電圧に変換され、

前記複数の電流 - 電圧変換回路から出力される電圧は、1 つの前記加算回路に入力されることにより加算されることを特徴とする検出器。

【 請求項 2 】

前記 1 つの加算回路からの出力を、1 つの情報として外部に出力することを特徴とする請求項 1 に記載の検出器。

【請求項 3】

前記 1 つの加算回路からの出力が、1 画素に対応する情報であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の検出器。

【請求項 4】

前記電流 - 電圧変換回路はオペアンプを用いたトランスインピーダンス回路により構成されることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の検出器。

【請求項 5】

前記セルが配設された第 1 の基板と、
前記複数の電流 - 電圧変換回路が配設された第 2 の基板と、
を備えることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の検出器。

【請求項 6】

前記第 1 及び第 2 の電極のうち他方の電極は、バイアス電圧が印加されるバイアス電極であることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の検出器。

【請求項 7】

前記 1 つのグループ内の検出電極同士は、配線により電気的に接続されていることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の検出器。

【請求項 8】

前記電流 - 電圧変換回路が有するオペアンプの利得帯域幅を GBW 、抵抗値を R_F 、コンデンサの容量値を C_F 、オペアンプの非反転入力端子の規制容量を C_{in} とした場合、以下の式 (1) を満たすことを特徴とする請求項 4 から 7 に記載の検出器。

$$C_{in} \leq \pi \times GBW \times R_F \times (C_F)^2 \quad \text{式 (1)}$$

【請求項 9】

1 画素あたりの検出電極に寄生容量を C_{mut} 、前記検出電極と前記電流 - 電圧変換回路との間を接続する 1 本の配線の当たりの寄生容量を C_{wire} 、前記 1 画素内のグループ数を N とした場合、以下の式 (2) (3) を満たすことを特徴とする請求項 8 に記載の検出器。

$$C_{in} = \frac{C_{mut}}{N} + C_{wire} \quad \text{式 (2)}$$

$$N \geq \frac{C_{mut}}{\pi \times GBW \times R_F \times (C_F)^2 - C_{wire}} \quad \text{式 (3)}$$

【請求項 10】

請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の検出器を備え、
前記検出器から出力される検出信号を基に検体の画像化を行うことを特徴とする診断装置。

【請求項 11】

前記診断装置は、光音響効果を利用した腫瘍診断に用いられることを特徴とする請求項

10に記載の診断装置。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

本発明は、検出器、診断装置に関し、特に超音波を検出する検出器及び該検出器を備える診断装置に関する。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

本発明は、上記課題に鑑み、検出回路が安定に動作する周波数帯域を広くすることができ、1画素のサイズが大きくなった場合でも、検出帯域の広帯域化を図ることが可能となる検出器、該検出器を備える診断装置の提供を目的とする。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

本発明の検出器は、超音波を検出する検出器であって、

第1の電極と、前記第1の電極と間隙を介して対向し前記超音波を受信することにより振動可能な第2の電極と、を備える複数のセルと、

前記第1及び第2の電極のうち一方の電極である検出電極からの電流を電圧に変換可能な複数の電流 - 電圧変換回路と、

加算回路と、

を備え、

前記複数のセルは、少なくとも2つのセルを1グループとする、複数のグループからなり、

前記1つのグループから出力される電流は、1つの前記電流 - 電圧変換回路に入力されることにより電圧に変換され、

前記複数の電流 - 電圧変換回路から出力される電圧は、1つの前記加算回路に入力されることにより加算されることを特徴とする。

また、本発明の診断装置は、上記した検出器を備え、

前記検出器から出力される検出信号を基に検体の画像化を行うことを特徴とする。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

本発明によれば、検出回路が安定に動作する周波数帯域を広くすることができ、1画素のサイズが大きくなった場合でも、検出帯域の広帯域化を図ることが可能となる検出器、該検出器を備える診断装置を実現することができる。

フロントページの続き

(72)発明者 真島 正男

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD08 DE16 EE03 GB06 GB14 GB20 GB45 HH35 JB11

4M112 AA06 BA07 CA01 CA03 CA11 FA01 GA03

5D019 DD01 FF04