

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/125626

発行日 平成27年7月30日(2015.7.30)

(43) 国際公開日 平成25年8月29日(2013.8.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
H 0 4 R 19/00 (2006.01)	H 0 4 R 19/00 3 3 0	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

出願番号	特願2014-500921 (P2014-500921)	(71) 出願人	390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/054305	(74) 代理人	110001210 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
(22) 国際出願日	平成25年2月21日 (2013.2.21)	(72) 発明者	竹中 智子 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2012-36975 (P2012-36975)	(72) 発明者	泉 美喜雄 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
(32) 優先日	平成24年2月23日 (2012.2.23)	(72) 発明者	石田 一成 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波探触子

(57) 【要約】

複数のCMUTセル間の送受信感度のばらつきを低減するために、

超音波の被検体への送信時又は被検体からの受信時に振動する振動膜を有する複数のCMUTセル10と、バイアス電源37によってバイアス電圧をCMUTセルに印加するためにCMUTセル10を挟み対向配置される上部電極11及び下部電極14と、CMUTセル10の振動膜の膜厚または共振周波数のうち少なくとも1つのパラメータを用いた関数を用いてバイアス電源37から供給される電圧を補正する送受信補正部35-1～35-nを具備する。

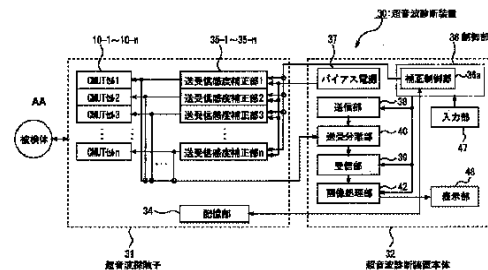


FIG. 2:
10-1, 10-n CMUT cell
30 Ultrasound diagnostic device
31 Ultrasound probe
32 Ultrasound diagnostic device main body
34 Storage unit
35-1, 35-n Transmitting and receiving sensitivity correction unit
36 Control unit
36a Correction control unit
37 Bias power supply
38 Transmitting unit
39 Receiving unit
40 Transmitting and receiving separation unit
42 Image processing unit
47 Input unit
48 Display unit
AA Subject

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送信し当該被検体からの反射波を受信する超音波探触子と、

前記超音波を送信するための送信部と、前記被検体からの反射波を受信するための受信部と、前記送信部及び前記受信部を制御する制御部と、前記超音波探触子にバイアス電圧を供給するバイアス電源と、を備えた超音波診断装置であって、

前記超音波探触子は、前記バイアス電圧を印加するために対向配置された上部電極及び下部電極と、前記上部電極と下部電極との間に配置され前記送信及び受信の際に振動する振動膜を有する複数のCMUTセルと、

前記上部電極及び下部電極に印加する前記バイアス電圧を補正するための補正データに基づいて前記バイアス電源から供給されるバイアス電圧を補正し、該補正したバイアス電圧を前記上部電極及び下部電極に供給する送受信感度補正部と、を具備し、

前記補正データは、前記振動膜の膜厚、又は前記振動膜の共振周波数のうち少なくとも1つのパラメータを用いて算出されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記補正データは、前記共振周波数と、前記CMUTセルのコラプス電圧を用いて算出されることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記補正データは、前記共振周波数の次元をキャンセルする基準周波数と前記共振周波数との差の絶対値に比例する値を用いて算出されることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記補正データは、前記共振周波数を f 、前記CMUTセルのコラプス電圧を V_c 、 β を実数として、 β の値を $0 < \beta < 3$ の範囲に設定し、前記CMUTセルに印加されるバイアス電圧を、 $V_c \cdot f^{-\beta}$ に比例する値を用いて算出されることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記補正データは、前記CMUTセルの振動膜の膜厚と、前記CMUTセルのコラプス電圧を用いて算出されることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記補正データは、前記CMUTセルの振動膜の膜厚の次元をキャンセルする基準膜厚と前記膜厚との差の絶対値に比例する値を用いて算出されることを特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記補正データは、前記CMUTセルの振動膜の膜厚を t 、前記CMUTセルのコラプス電圧を V_c 、 β を実数として、 β の値を $0 < \beta < 3$ の範囲に設定し、前記CMUTセルに印加されるバイアス電圧を、 $V_c \cdot t^{-\beta}$ に比例する値を用いて算出されることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

1つの前記CMUTセルごとに、1つの前記送受信感度補正部が設けられることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

2つ以上の前記CMUTセルごとに、1つの当該送受信感度補正部が設けられることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

1つの前記超音波探触子ごとに、1つの前記送受信感度補正部が設けられることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

バイアス電圧を印加するために対向配置された上部電極及び下部電極と、前記上部電極と下部電極との間に配置され、送信及び受信の際に振動する振動膜を有する複数のCMUTセ

10

20

30

40

50

ルと、を備えた超音波探触子であって、

前記振動膜の膜厚、又は前記振動膜の共振周波数のうち少なくとも1つのパラメータを用いて算出された補正データに基づいて、前記バイアス電圧を補正する送受信感度補正部を具備することを特徴とする超音波探触子。

【請求項12】

前記補正データは、前記共振周波数と、前記CMUTセルのコラプス電圧を用いて算出されることを特徴とする請求項11に記載の超音波探触子。

【請求項13】

前記補正データは、前記共振周波数を f 、前記CMUTセルのコラプス電圧を V_c 、 β を実数として、 β の値を $0 < \beta < 3$ の範囲に設定し、前記CMUTセルに印加されるバイアス電圧を、 $V_c \cdot f^{-\beta}$ に比例する値を用いて算出されることを特徴とする請求項11に記載の超音波探触子。

10

【請求項14】

前記補正データは、前記CMUTセルの振動膜の膜厚と、前記CMUTセルのコラプス電圧を用いて算出されることを特徴とする請求項11に記載の超音波探触子。

【請求項15】

前記補正データは、前記CMUTセルの振動膜の膜厚を t 、前記CMUTセルのコラプス電圧を V_c 、 β を実数として、 β の値を $0 < \beta < 3$ の範囲に設定し、前記CMUTセルに印加されるバイアス電圧を、 $V_c \cdot t^{-\beta}$ に比例する値を用いて算出されることを特徴とする請求項11に記載の超音波探触子。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、特にCMUTを用いた超音波探触子の送受信感度のばらつきを抑制することのできる超音波診断装置及び超音波探触子に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子から得られる反射エコーによって診断画像を構築する装置である。超音波探触子には、電気音響変換を行う振動子が配置されており、超音波診断装置から供給された電気信号を超音波に変換して被検体へ送信するとともに、被検体から発生した反射エコー信号を受信信号へと変換する。

30

【0003】

近年では、CMUT(Capacitive Micromachined Ultrasound Transducer)と呼ばれる振動子を用いた超音波探触子が実用化されている。CMUTとは半導体微細加工プロセスにより形成される超微細容量型超音波振動子である。超音波探触子に搭載されるCMUTチップは、楽器のドラムのような形状をした素子(CMUTセル)が多数集合した構造をしており、膜にあたる部分(振動膜)が振動することによって、音圧-電圧変換を行う。

【0004】

CMUTは、印加するバイアス電圧に応じて超音波送受信感度が変化する特性を有する。しかし同時に、同じバイアス電圧を印加しても、製造上のばらつきや残留応力によって、複数のCMUTセルの相互間で送受信感度のばらつきが発生することが知られている。

40

【0005】

従来の超音波診断装置では、このような送受信感度のばらつきを補正するために、CMUTセルの超音波出力信号や静電容量を計測し、それぞれのCMUTセルに対して個別に補正したバイアス電圧を印加するようにしていた(例えば、特許文献1参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】国際公開2005/032374号

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1に係る超音波診断装置では、CMUTセル等に対して一定のバイアス電圧を印加したときの超音波出力信号を計測し、その逆数を用いてバイアス電圧を調整するようにしていた。しかし、CMUTセルは入力電圧-超音波出力信号の振幅の関係が線形でないため、このような補正では誤差が発生してしまうという問題点があった。

【0008】

本発明は、上記の問題点に鑑みてなされたものであり、ギャップ厚、振動膜の膜厚等がばらついていても、複数のCMUTセル間の送受信感度のばらつきを低減することができる超音波診断装置及び超音波探触子を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0009】

前述した目的を達成するために本発明は、バイアス電圧を印加するために対向配置された上部電極及び下部電極と、前記上部電極と下部電極との間に配置され送信及び受信の際に振動する振動膜を有する複数のCMUTセルと、を備えた超音波探触子であって、前記振動膜の膜厚、又は前記振動膜の共振周波数のうち少なくとも1つのパラメータを用いて算出された補正データに基づいて、前記バイアス電圧を補正する送受信感度補正部を具備することを特徴とする超音波探触子である。

【発明の効果】

【0010】

20

本発明によれば、ギャップ厚、振動膜の膜厚等がばらついていても、複数のCMUTセル間の送受信感度のばらつきを低減することが可能な超音波診断装置及び超音波探触子を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】CMUTセルの模式断面図

【図2】本発明に係る超音波診断装置の例を示す構成図

【図3】本発明に係る超音波診断装置の他の例を示す構成図

【図4】本発明に係る超音波診断装置のさらに他の例を示す構成図

【図5】一つの送受信感度補正部の具体的構成の例を示す図

30

【図6】本発明に係る送受信感度補正の手順を示すフローチャート

【図7】バイアス電圧の補正条件を変えて送受信感度のばらつきを比較した表

【図8】他の実施の形態に係る超音波診断装置を示す構成図

【図9】他の実施の形態に係る送受信感度補正部の具体的構成の例を示す図

【図10】送受信感度補正部の具体的構成の他の例を示す図

【図11】他の実施の形態に係る送受信感度補正の手順を示すフローチャート

【図12】本発明に係る超音波診断装置のさらに他の例を示す構成図

【発明を実施するための形態】

【0012】

本発明の実施形態につき説明する。

40

【0013】

本発明の超音波診断装置は、被検体に超音波を送信し当該被検体からの反射波を受信する超音波探触子と、前記超音波を送信するための送信部と、前記被検体からの反射波を受信するための受信部と、前記送信部及び前記受信部を制御する制御部と、前記超音波探触子にバイアス電圧を供給するバイアス電源と、を備えた超音波診断装置であって、前記超音波探触子は、前記バイアス電圧を印加するために対向配置された上部電極及び下部電極と、前記上部電極と下部電極との間に配置され前記送信及び受信の際に振動する振動膜を有する複数のCMUTセルと、前記上部電極及び下部電極に印加する前記バイアス電圧を補正するための補正データに基づいて前記バイアス電源から供給されるバイアス電圧を補正し、該補正したバイアス電圧を前記上部電極及び下部電極に供給する送受信感度補正部と、

50

を具備し、前記補正データは、前記振動膜の膜厚、又は前記振動膜の共振周波数のうち少なくとも1つのパラメータを用いて算出されることを特徴とする。

【0014】

また、前記補正データは、前記共振周波数の次元をキャンセルする基準周波数と前記共振周波数との差の絶対値に比例する値を用いて算出されることを特徴とする。

【0015】

また、前記補正データは、前記共振周波数を f 、前記CMUTセルのコラプス電圧を V_c 、 β を実数として、 β の値を $0 < \beta < 3$ の範囲に設定し、前記CMUTセルに印加されるバイアス電圧を、 $V_c \cdot f^{-\beta}$ に比例する値を用いて算出されることを特徴とする。

【0016】

また、前記補正データは、前記CMUTセルの振動膜の膜厚と、前記CMUTセルのコラプス電圧を用いて算出されることを特徴とする。

【0017】

また、前記補正データは、前記CMUTセルの振動膜の膜厚の次元をキャンセルする基準膜厚と前記膜厚との差の絶対値に比例する値を用いて算出されることを特徴とする。

【0018】

また、前記補正データは、前記CMUTセルの振動膜の膜厚を t 、前記CMUTセルのコラプス電圧を V_c 、 β を実数として、 β の値を $0 < \beta < 3$ の範囲に設定し、前記CMUTセルに印加されるバイアス電圧を、 $V_c \cdot t^{-\beta}$ に比例する値を用いて算出されることを特徴とする。

【0019】

また、1つの前記CMUTセルごとに、1つの前記送受信感度補正部が設けられることを特徴とする。

【0020】

また、2つ以上の前記CMUTセルごとに、1つの当該送受信感度補正部が設けられることを特徴とする。

【0021】

また、1つの前記超音波探触子ごとに、1つの前記送受信感度補正部が設けられることを特徴とする。

【0022】

また、本発明の超音波探触子は、バイアス電圧を印加するために対向配置された上部電極及び下部電極と、前記上部電極と下部電極との間に配置され前記送信及び受信の際に振動する振動膜を有する複数のCMUTセルと、を備えた超音波探触子であって、前記振動膜の膜厚、又は前記振動膜の共振周波数のうち少なくとも1つのパラメータを用いて算出された補正データに基づいて、前記バイアス電圧を補正する送受信感度補正部を具備することを特徴とする。

【0023】

また、前記補正データは、前記共振周波数と、前記CMUTセルのコラプス電圧を用いて算出されることを特徴とする。

【0024】

また、前記補正データは、前記共振周波数を f 、前記CMUTセルのコラプス電圧を V_c 、 β を実数として、 β の値を $0 < \beta < 3$ の範囲に設定し、前記CMUTセルに印加されるバイアス電圧を、 $V_c \cdot f^{-\beta}$ に比例する値を用いて算出されることを特徴とする。

【0025】

また、前記補正データは、前記CMUTセルの振動膜の膜厚と、前記CMUTセルのコラプス電圧を用いて算出されることを特徴とする。

【0026】

また、前記補正データは、前記CMUTセルの振動膜の膜厚を t 、前記CMUTセルのコラプス電圧を V_c 、 β を実数として、 β の値を $0 < \beta < 3$ の範囲に設定し、前記CMUTセルに印加されるバイアス電圧を、 $V_c \cdot t^{-\beta}$ に比例する値を用いて算出されることを特徴とする。

【0027】

10

20

30

40

50

次に、以下図面に基づいて、本発明の実施形態を詳細に説明する。まず、図1を参照して、CMUTセル10の構成について説明する。

【0028】

図1は、CMUTセル10の模式断面図である。CMUTセル10は、上部電極11が設けられた振動膜12と、下部電極14が設けられた基板16とが対向配置され、振動膜12と基板16との間に真空ギャップである空隙17が形成されるように振動膜12が支持部18によって支持された構成となっている。一般的に、上部電極11は振動膜12に対して十分薄く、硬さを無視することができる厚みで形成される。図1に示すようなCMUTセル10が複数集まって、CMUTチップが形成されている。なお、CMUTセル10の構造は、図1に示されるものに限られず、その他の構成要素を追加するなどしてもよい。

10

【0029】

CMUTセル10から超音波を送信する際は、上部電極11と下部電極14との間にバイアス電源19によって直流のバイアス電圧を印加して静電引力を発生させ、振動膜12を変形させる。ここに、交流電源20によってAC電圧を重ねさせることにより、振動膜12を超音波送受信方向(図1の上下方向)に振動させて超音波を発信する。また、超音波を受信する際には、超音波を受けて振動膜12が変形することにより上部電極11と下部電極14の間隔が変化するため、これにより生じる静電容量変化を電気信号の交流成分により検出する。

【0030】

図2は、本発明に係る超音波診断装置の例を示す構成図である。図2に示す超音波診断装置30は、超音波探触子31と超音波診断装置本体32を備えている。

20

【0031】

超音波探触子31は、印加されるバイアス電圧によって送受信感度が変化するCMUTセル10-1~10-nを備えている。また、各CMUTセル10-1~10-nのバイアス電圧を補正するためのデータ(以下、補正データとする)を記憶する記憶部34と、各CMUTセル10-1~10-nに印加するバイアス電圧を補正データに応じた値に補正することによって、CMUTセル10-1~10-nの送受信感度のばらつきを補正する送受信感度補正部35-1~35-nを備えている。記憶部34は、CMUTセル10-1~10-nに印加されるバイアス電圧の値である補正データをデジタルデータとして記憶しておくもので、例えば、ROM、フラッシュメモリなどで構成される。なお、補正データを、スイッチやジャンパーピン等を用いて、0、1の2進コードで記憶させてもよい。

30

【0032】

超音波診断装置本体32は、バイアス電圧を供給するためのバイアス電源(DC電源)37と、被検体に送信信号を超音波探触子31に出力させる送信部38と、被検体から反射する反射波を受信信号に超音波探触子31を用いて変換させ、受信信号を増幅、整相する受信部39と、受信信号を用いて画像信号を生成する画像処理部42と、生成された画像信号を表示する表示部48と、送信信号と受信信号を分離する送受分離部40と、送信部38、受信部39及び画像処理部42を制御する制御部36と、制御部36によって制御される各要素の制御パラメータを入力する入力部47とを有する。制御部36は、記憶部34から補正データを読み出し、送受信感度補正部35-1~35-nに送信する補正制御部36aを含む。記憶部34から制御部36によって読み出された補正データは、送受信感度補正部35-1~35-nに送信される。

40

【0033】

図2の例では、1つのCMUTセルごとに、1つの送受信感度補正部が設けられ、各CMUTセルに補正された異なるバイアス電圧が印加されるようになっている。これによって、各CMUTセルに補正された異なるバイアス電圧が印加されるので各CMUTセルには個々に精密なバイアス電圧を印加できるため、各CMUTセルの送受信感度のばらつきを緻密に補正することができる。また、1つのCMUTセルごとに、1つの送受信感度補正部が設けられ、各CMUTセルに補正された異なるバイアス電圧が印加されるようになっているが、2つ以上のCMUTセルごとに、1つの送受信感度補正部を設けて、2つ以上のCMUTセルに補正された同じバイアス電圧を印加するようにしてもよい。

【0034】

50

これによって、実質的に同じ送受信感度のばらつきを有するCMUTセルに供給するバイアス電圧を印加するバイアス電源や配線等が共用化できるので回路規模の縮小に寄与する。

【0035】

さらにまた、1つのCMUTセルごとに、1つの送受信感度補正部が設けられ、各CMUTセルに補正された異なるバイアス電圧が印加されるようになっていることと、2つ以上のCMUTセルごとに、1つの送受信感度補正部を設けて、2つ以上のCMUTセルに補正された同じバイアス電圧を印加することを行う回路が混在していてもよい。これによって、CMUTセルで緻密に送受信感度のばらつきを補正したい部分と共用化による回路規模の縮小の両方のメリットを活かすことができる。

【0036】

図3は、本発明に係る超音波診断装置の他の例を示す構成図である。図3に示す超音波診断装置30の超音波探触子31bでは、上述のように i 個($i \geq 2$)のCMUTセルごとに1つの送受信感度補正部が設けられており、送受信感度補正部35-1にCMUTセル10-1~10- i が接続され、送受信感度補正部35-2にCMUTセル10- $i+1$ ~10- $2 \times i$ が接続され、それ以下は同様に接続されている。なお、1つの超音波探触子に送受信感度補正部を1つだけ設けるようにしてもよい。

【0037】

また、送受信感度補正部は必ずしも超音波探触子に設ける必要はなく、例えば、超音波診断装置本体に設けるようにしてもよい。さらに、記憶部34も必ずしも超音波探触子に設ける必要はなく、例えば、ハードディスクドライブを備えたパーソナルコンピュータなどの外部装置に設けるようにしてもよい。

【0038】

図12は、本発明に係る超音波診断装置のさらに他の例を示す構成図である。図12に示す超音波診断装置30では、送受信感度補正部35-1~35- n が超音波探触子31ではなく、超音波診断装置本体32に設けられている。超音波診断装置30をこのような構成にすることにより、超音波診断装置本体32から超音波探触子31への配線の本数を減らすことができるため、装置全体としてのコスト低減、超音波探触子ケーブルの軽量化を実現することが可能となる。また、送受信感度補正部35-1~35- n を超音波診断装置本体32に配置することによって、超音波探触子31に送受信感度補正部35-1~35- n を設ける必要がなくなるため、超音波探触子31のコンパクト化、コスト低減が可能となる。

【0039】

図4は、本発明に係る超音波診断装置のさらに他の例を示す構成図である。図4に示す超音波診断装置30は、パーソナルコンピュータ等からなる外部装置41を備え、ハードディスクドライブ等からなる記憶部34が外部装置41に設けられている。また、外部装置41には、補正制御部36aが設けられ、超音波診断装置本体32には、制御部36bが設けられている。補正制御部36aは、記憶部34から補正データを読み出し、LAN(Local Area Network)等からなる通信部42を介して制御部36bへ補正データを送信し、制御部36bは送受信感度補正部35-1~35- n へ補正データを送信する。

【0040】

図4に示す外部装置41は、例えば、リモートサーバ等を用いてもよい。このとき、リモートサーバには、予め超音波探触子31の識別番号と対応付けられた補正データを記憶させるのが望ましい。また、記憶部34に記憶される補正データは、CD(Compact Disk)やフロッピー(登録商標)ディスク等に記録して、超音波探触子31と共に配布し、記憶部34に記憶させるようにしてもよい。なお、その他の構成要素については、図2に示す超音波診断装置30と同様であるため、説明を省略する。

【0041】

次に、送受信感度補正部35-1~35- n の具体的構成について説明する。図5は、一つの送受信感度補正部35- i の具体的構成の例を示す図である。図5の例では、CMUTセル10- i とバイアス電源37との間に、送受信感度補正部35- i としてD/Aコンバータ43を配置し、記憶部34から読み出した補正データを制御部36によってD/Aコンバータ43へと送信し、CMUTセル10- i

10

20

30

40

50

に印加されるバイアス電圧を制御する。通常、D/Aコンバータ43の内部には抵抗回路が組み込まれているため、制御部36から送信される補正データによって内部の抵抗を切り替え、バイアス電圧を制御する仕組みとなっている。

【0042】

なお、送受信感度補正部35-1～35-nは、制御部36によってバイアス電圧を補正する機能を有するものであれば、図5の例に限られるものではない。例えば、制御部36によって電子スイッチ等を制御し、抵抗回路を切り替えるものでもよい。また、図5の例では、1つのCMUTセル10-iごとに、1つの送受信感度補正部35-iが設けられているが、2つ以上のCMUTセルごとに、1つの送受信感度補正部を設けて、複数のCMUTセルに対して同一のバイアス電圧を印加するようにしてもよい。

10

【0043】

次に、本発明の超音波診断装置で行われるCMUTセル10の送受信感度の補正方法について数式を用いて説明する。本発明では、CMUTセル10の送受信感度のばらつきの原因となるパラメータ、あるいはそれに代わるパラメータに基づいてバイアス電圧を補正することにより、CMUTセル10の送受信感度を補正し、複数のCMUTセル間の送受信感度のばらつきを低減する。なお、バイアス電圧の補正は、上述の送受信感度補正部35-1～35-n等で行われる。

【0044】

CMUTセル10の送信あるいは受信感度は、電圧-力の変換係数で与えられる。以下、この変換係数がCMUTセル10のどのようなパラメータによって決まるかについて説明する。図1に示すように、CMUTセル10は2枚の電極が対向して配置された、いわゆるコンデンサ構造であり、その静電エネルギーWは静電容量をC、電圧をVとすると、以下の式(1)で与えられる。

20

$$W = \frac{1}{2} C \cdot V^2 \quad \dots (1)$$

【0045】

式(1)のエネルギーWは、振動膜12にかかる力Fと、図1に示すギャップ厚gの積であり、静電容量Cは、 ϵ_0 を真空誘電率、Sを振動膜12の面積として、 $C = \epsilon_0 \cdot S / g$ であることから、静電エネルギーにより発生する力Fは、以下の式(2)で与えられる。

30

$$W = F \cdot g = \frac{1}{2} \left(\frac{\epsilon_0 S}{g} \right) \cdot V^2$$

$$F = \frac{1}{2} \left(\frac{\epsilon_0 S}{g} \right) \cdot \frac{V^2}{g} \quad \dots (2)$$

【0046】

さらに、式(2)の電圧Vは、送信信号あるいは受信信号のバイアス電圧 V_{dc} とAC電圧 V_{ac} の合計であるため、式(2)に $V = V_{dc} + V_{ac}$ を代入することにより、以下の式(3)が得られる。

40

$$F = \frac{1}{2} \left(\frac{\epsilon_0 S}{g} \right) \cdot \frac{(V_{dc} + V_{ac})^2}{g}$$

$$= \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{\epsilon_0 S}{g} \right) \cdot \frac{1}{g} (V_{dc}^2 + 2V_{dc}V_{ac} + V_{ac}^2) \quad \dots (3)$$

【0047】

式(3)からCMUTセル10の送受信感度を得る際、送受信感度は信号であるAC電圧 V_{ac} と力との変換係数であるため、式(3)の第一項のバイアス電圧 V_{dc} のみに由来する力の成分は考慮する必要がなく、無視することができる。また、 V_{ac} が V_{dc} に対して十分小さいと仮定する

50

と、式(3)の第三項は他の項に対して非常に小さくなることから無視することができ、式(3)は以下の式(4)のように省略することができる。

$$F = \frac{1}{2} \left(\frac{\epsilon_0 S}{g} \right) \cdot \frac{2V_{dc}V_{ac}}{g}$$

$$= \left(\frac{\epsilon_0 S}{g} \right) \cdot \frac{V_{dc}V_{ac}}{g} \quad \dots (4)$$

【 0 0 4 8 】

10

式(4)から電圧-力変換係数Nuが、以下の式(5)で与えられる。

$$Nu = F/V_{ac}$$

$$= \frac{\epsilon_0 S}{g} \cdot \frac{V_{dc}}{g}$$

$$\propto C \cdot E$$

$$\propto \frac{V_{dc}}{g^2} \quad \dots (5)$$

20

【 0 0 4 9 】

なお、式(5)においてEは、バイアス電圧印加時の電界であり、 $E = V_{dc}/g$ である。また、式(5)において、 $\propto$ は比例関係を表し、以下も同様に用いるものとする。式(5)に示すように、CMUTセル10の電圧-力変換係数Nuは、ギャップ厚gの2乗に反比例し、バイアス電圧 V_{dc} に比例する。従って、CMUTセル10の送受信感度のばらつきは、ギャップ厚gのばらつきに大きく影響されることが分かる。

【 0 0 5 0 】

CMUTセル10の送信受信感度、すなわち電圧-力の変換係数Nuにおいて、ギャップ厚gの影響を小さくするには、一般的にバイアス電圧にコラプス電圧を使用する方法が用いられる。コラプス電圧は、振動膜12が対向する面に接触する際のバイアス電圧である。コラプス電圧 V_c の理論的な関係式は、kを振動膜12のばね定数として、以下の式(6)で表すことができる。

30

$$V_c = \sqrt{\frac{8kg^3}{27\epsilon_0 S}} \quad \dots (6)$$

【 0 0 5 1 】

CMUTセル10の振動膜12は板ばね構造であることから、式(6)のばね定数kは、図1に示す振動膜12の膜厚tの3乗に比例する($k \propto t^3$)。従って、コラプス電圧 V_c は、以下の式(7)のように表される。

40

$$V_c \propto t^{\frac{3}{2}} \cdot g^{\frac{3}{2}} \quad \dots (7)$$

【 0 0 5 2 】

式(5)及び式(7)より、バイアス電圧 V_{dc} をコラプス電圧 V_c に比例した値に設定した場合($V_{dc} = V_c$)のCMUTセル10の送受信感度Nuは、以下の式(8)に示すように、ギャップ厚gと振動膜12の膜厚tのべき乗に比例した式として得ることができる。

$$\begin{aligned}
 Nu &\propto \frac{V_c}{g^2} \\
 &\propto \frac{t^{\frac{3}{2}} \cdot g^{\frac{3}{2}}}{g^2} \\
 &\propto t^{\frac{3}{2}} \cdot g^{-\frac{1}{2}} \quad \dots (8)
 \end{aligned}$$

【 0 0 5 3 】

10

従って、コラプス電圧 V_c を利用することにより、ギャップ厚 g がCMUTセル10の送受信感度に与える影響は、2乗から1/2乗へと大きく低減させることができる(式(8)、式(5))。しかし、コラプス電圧 V_c を用いることが原因となって、副次的に振動膜12の膜厚 t の影響を比較的大きく受けることになる。

【 0 0 5 4 】

このような問題を解決するために、本発明では振動膜12の膜厚 t に比例するパラメータとして、CMUTセル10の振動膜12の超音波送受信方向の共振周波数に比例するパラメータに基づいてバイアス電圧を補正することによって、CMUTセル10の送受信感度のばらつきを低減する方法を示す。

【 0 0 5 5 】

20

CMUTセル10の振動膜12の超音波送受信方向の共振周波数は、振動膜12を最もエネルギー効率の高い状態で振動させることのできる周波数である。CMUTセル10の振動膜12のようなばね材料の共振周波数 f は、振動膜12のばね定数を k 、振動膜12の質量を m とすると、一般的に以下の式(9)で表すことができる。

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}} \quad \dots (9)$$

【 0 0 5 6 】

式(9)において、振動膜12の質量 m は密度と体積の積であり、体積は振動膜12の膜厚 t に比例するため、質量 m は振動膜12の膜厚 t に比例する($m \propto t$)。また、ばね定数 k は、振動膜12の膜厚 t の3乗に比例する($k \propto t^3$)ことを考慮すると、式(9)は以下の式(10)のように簡略化することができる。

30

$$\begin{aligned}
 f &\propto \sqrt{\frac{t^3}{t}} \\
 &\propto t
 \end{aligned} \quad \dots (10)$$

【 0 0 5 7 】

式(10)から、共振周波数 f は振動膜12の膜厚 t と比例することが分かる。このため、共振周波数 f は振動膜12の膜厚 t を与えるパラメータとみなすことができる。なお、CMUTセル10の振動膜12の超音波送受信方向の共振周波数 f は、インピーダンスメータ等を使用することにより計測が可能である。以上の式から、CMUTセル10のコラプス電圧 V_c と、振動膜12の超音波送受信方向の共振周波数 f 、若しくは振動膜12の膜厚 t を用いて各CMUTセル10に印加するバイアス電圧を補正することによって、CMUTチップの製造上のばらつきの影響を低減することができることが分かる。

40

【 0 0 5 8 】

本発明では、CMUTセル10の振動膜12の超音波送受信方向の共振周波数に比例するパラメータとして、CMUTセル10の振動膜12の超音波送受信方向の共振周波数 f そのもの、CMUTセル10の振動膜12の膜厚 t の測定値、又はCMUTセル10の振動膜12の膜厚 t の推定値を用いる。

【 0 0 5 9 】

50

なお、CMUTセル10の振動膜12の膜厚 t は、どのような方法を用いて測定しても構わない。しかし、振動膜12は構造的に顕微鏡等で観察できないことや、CMUTセル10が微小であることから測定方法が限定されてしまうため、非破壊での測定は困難であり、振動膜12の膜厚 t の測定値を直接得ることが困難な場合がある。

【0060】

そこで、振動膜12の膜厚 t の測定値の代わりに、振動膜12の膜厚 t の推定値を用いる方法がある。振動膜12の膜厚 t の推定値を用いる方法は、例えば、振動子として使用しないCMUTチップ(以下、ダミーチップとする)のCMUTセル10を破壊して振動膜12の膜厚 t を実測することにより、振動子として使用するCMUTチップ(以下、ターゲットチップとする)のCMUTセル10の振動膜12の膜厚 t を推定する方法である。

10

【0061】

この方法は、振動膜12の膜厚 t のばらつきが、熱処理などの製造上のばらつきに支配的に影響されて発生することを前提としている。CMUTチップは、ICチップなどと同様に半導体ウエハ(以下、ウエハとする)上に形成されることから、振動膜12の膜厚 t のばらつきはウエハロットごとに存在し、かつ同一ウエハ上でも分布を有する。したがって同一ウエハ上あるいは近傍に位置するCMUTチップのCMUTセル10の膜厚 t の分布を調べることにより、ターゲットチップの振動膜の膜厚 t の分布を推定することができると考えられる。

【0062】

次に、バイアス電圧を以下の式(11)のように、CMUTセル10の振動膜12の超音波送受信方向の共振周波数に比例するパラメータと、CMUTセル10のコラプス電圧を用いて補正する方法について説明する。以下、本発明の方法によって補正されたバイアス電圧を、補正バイアス電圧とする。

20

$$V_{dc} = \alpha \cdot V_c \cdot \left(\frac{f}{f_0} \right)^{-\frac{3}{2}} \cdots (11)$$

【0063】

式(11)において、 α は補正バイアス電圧 V_{dc} がCMUTセル10の使用上の許容電圧値であるコラプス電圧 V_c を超過しないよう設定するための実数の定数であり、例えば、0から1の値に設定する。 f は、ここではCMUTセル10の振動膜12の超音波送受信方向の共振周波数そのものであるとする。また、 f_0 は、補正バイアス電圧 V_{dc} の関数から共振周波数 f の次元をキャンセルするための基準周波数である。 f_0 は、例えば、振動膜12の共振周波数の設計時の中心周波数を与えてもよいし、共振周波数の測定値の平均値や中央値などを用いてもよい。

30

【0064】

式(11)に式(7)を代入し、さらに式(10)を用いると、以下の式(12)のように振動膜12の膜厚 t の影響を打ち消すことができる。

$$\begin{aligned} V_{dc} &\propto \alpha \cdot t^{\frac{3}{2}} \cdot g^{\frac{3}{2}} \left(\frac{f}{f_0} \right)^{-\frac{3}{2}} \\ &\propto \alpha \cdot g^{\frac{3}{2}} \cdot f_0^{\frac{3}{2}} \cdots (12) \end{aligned}$$

40

【0065】

式(5)及び式(12)より、補正バイアス電圧に対する送受信感度 Nu' は、以下の式(13)のように表すことができる。

$$Nu' \propto \frac{V_{dc}}{g^2}$$

$$Nu' \propto \frac{\alpha \cdot g^{\frac{3}{2}} \cdot f_0^{\frac{3}{2}}}{g^2}$$

$$\propto \alpha \cdot g^{\frac{1}{2}} \quad \dots (13)$$

10

【 0 0 6 6 】

従って、式(11)の補正バイアス電圧を用いることにより、振動膜12の膜厚 t のばらつきの影響を除去することができる。

【 0 0 6 7 】

なお、式(11)では、共振周波数に比例するパラメータとして共振周波数 f を用い、共振周波数 f 及び基準周波数 f_0 を用いたが、共振周波数 f 、基準周波数 f_0 は、それぞれCMUTセル10の振動膜12の膜厚 t の測定値、振動膜12の基準膜厚 t_0 に置き換えることができる。また、振動膜12の膜厚 t が直接実測できない場合には、共振周波数 f 、基準周波数を f_0 、それぞれCMUTセル10の振動膜12の膜厚 t の推定値、振動膜12の基準膜厚 t_0 に置き換えることができる。これは、式(10)に示すように、共振周波数 f と振動膜12の膜厚 t が比例するからである。

20

【 0 0 6 8 】

式(11)に示すようなバイアス補正を行うとき、共振周波数 f 又は振動膜12の膜厚 t を用いた近似式の関数を用いて簡易的に補正バイアス電圧を決定してもよい。例えば、共振周波数 f と基準周波数 f_0 の差が十分小さいときは、上述の補正方法と同様のやり方で近似的に補正バイアス電圧を決定することもできる。共振周波数 f と基準周波数 f_0 との差を $\Delta f (= f - f_0)$ とすると、式(11)は以下の式(14)のように表すことができる。

$$V_{dc}(\Delta f) = \alpha \cdot V_c \cdot \left(\frac{f}{f_0} \right)^{\frac{3}{2}}$$

$$= \alpha \cdot V_c \cdot \left(\frac{f_0 + \Delta f}{f_0} \right)^{\frac{3}{2}}$$

$$= \alpha \cdot V_c \cdot \left(1 + \frac{\Delta f}{f_0} \right)^{\frac{3}{2}} \quad \dots (14)$$

30

【 0 0 6 9 】

式(14)をテイラ-展開すると、以下の式(15)のように表される。

40

$$V_{dc} = \sum_{n=1}^m \frac{V_{dc}^{(n)}(0)}{n!} \cdot \Delta f^n \quad \dots (15)$$

【 0 0 7 0 】

なお、式(15)において $V_{dc}^{(n)}(\Delta f)$ は、 V_{dc} を Δf で n 階微分したものである。

【 0 0 7 1 】

式(15)において、 m は任意の値を取ることができる。例えば、 $m=1$ として一次近似をすると、以下の式(16)のように表される。

$$V_{dc} \cong \alpha \cdot V_c \cdot \left(1 - \frac{3 \Delta f}{2 f_0}\right) \cdots (16)$$

【 0 0 7 2 】

なお、テイラ-展開に限らず、式(14)～(16)を近似して表したものの重ね合わせで表したものなども、本発明に適用することができる。

【 0 0 7 3 】

さらに、式(11)、(16)は、以下の式(17)、(18)に示すように、実数の指数を β として、設定可能な補正バイアス電圧に幅を持たせることができる。

10

$$\alpha V_c \left(\frac{f}{f_0}\right)^{-\beta} \leq V_{dc} < V_c \quad \left(\alpha < \left(\frac{f}{f_0}\right)^{\beta}\right) \cdots (17)$$

【 0 0 7 4 】

なお、式(17)において、

$$V_{dc} = \alpha \cdot V_c \cdot \left(\frac{f}{f_0}\right)^{\frac{3}{2}} \cdots (17a)$$

20

【 0 0 7 5 】

とするのが望ましい。

$$\alpha V_c \left(1 - \beta \frac{\Delta f}{f_0}\right) \leq V_{dc} < V_c \quad \left(\alpha < \left(1 - \beta \frac{\Delta f}{f_0}\right)^{-1}\right) \cdots (18)$$

【 0 0 7 6 】

なお、式(18)において、

$$V_{dc} = \alpha \cdot V_c \cdot \left(1 - \frac{3 \Delta f}{2 f_0}\right) \cdots (18a)$$

30

【 0 0 7 7 】

とするのが望ましい。

【 0 0 7 8 】

式(17)の補正バイアス電圧を用いた場合、補正バイアス電圧に対する送受信感度 Nu'' は、以下の式(19)のように表される。

$$Nu'' \propto t^{\left(\frac{3}{2} - \beta\right)} \cdot g^{\frac{1}{2}} \cdots (19)$$

40

【 0 0 7 9 】

なお、式(19)において、 $\beta = 3/2 = 1.5$ のときに、振動膜12の膜厚 t の送受信感度に与える影響が最も小さくなる。

【 0 0 8 0 】

ここで、式(8)、式(19)を用いて、コラプス電圧のみを使用してバイアス補正をした場合の送受信感度 Nu のばらつきよりも、式(17)の補正バイアス電圧を使用した場合の送受信感度 Nu'' のばらつきの方が小さくなる β の範囲を求める。

【 0 0 8 1 】

送受信感度のばらつきの尺度として、例えば、ウエハロット内の平均値や分散等の統計

50

値を採用したとして、その相対誤差を用いるものとする。また、ギャップ厚 g と振動膜12の膜厚 t のばらつきは互いに独立であるため相関がない、すなわち共分散が0であるとする。コラプス電圧のみを使用してバイアス補正をした場合、および式(17)の補正バイアス電圧を使用した場合の相対誤差は、振動膜厚 t 、ギャップ厚 g の分散を各々 σ_t^2 、 σ_g^2 とすると、それぞれ、以下の式(20)、(21)で表される。

$$\left(\frac{\sigma_{Nu}}{Nu}\right)^2 = \left(\frac{1}{Nu} \frac{\partial Nu}{\partial g}\right)^2 \cdot \sigma_g^2 + \left(\frac{1}{Nu} \frac{\partial Nu}{\partial t}\right)^2 \cdot \sigma_t^2 \cdots (20)$$

【0082】

10

$$\left(\frac{\sigma_{Nu''}}{Nu''}\right)^2 = \left(\frac{1}{Nu''} \frac{\partial Nu''}{\partial g}\right)^2 \cdot \sigma_g^2 + \left(\frac{1}{Nu''} \frac{\partial Nu''}{\partial t}\right)^2 \cdot \sigma_t^2 \cdots (21)$$

【0083】

式(20)、(21)において、 σ_{Nu}^2 、 $\sigma_{Nu''}^2$ は各々の送受信感度の分散である。

【0084】

式(17)の補正バイアス電圧を使用した場合の送受信感度 Nu'' のばらつきを、コラプス電圧のみを使用してバイアス補正をした場合の送受信感度 Nu のばらつきよりも小さくするためには、相対誤差が以下の式(22)を満たせばよい。

20

$$\left(\frac{\sigma_{Nu}}{Nu}\right)^2 > \left(\frac{\sigma_{Nu''}}{Nu''}\right)^2 \cdots (22)$$

【0085】

式(8)、(19)を式(20)、(21)に代入して偏微分を行うと、以下の式(23)、(24)が得られる。

$$\left(\frac{\sigma_{Nu}}{Nu}\right)^2 = \left(\frac{1}{2} \frac{\sigma_g}{g}\right)^2 + \left(\frac{3}{2} \frac{\sigma_t}{t}\right)^2 \cdots (23)$$

30

【0086】

$$\left(\frac{\sigma_{Nu''}}{Nu''}\right)^2 = \left(\frac{1}{2} \frac{\sigma_g}{g}\right)^2 + \left(\left(\frac{3}{2} - \beta\right) \frac{\sigma_t}{t}\right)^2 \cdots (24)$$

【0087】

そして、式(22)に式(23)、(24)を代入することにより、以下の式(25)が得られる。

$$\left(\frac{1}{2} \frac{\sigma_g}{g}\right)^2 + \left(\frac{3}{2} \frac{\sigma_t}{t}\right)^2 > \left(\frac{1}{2} \frac{\sigma_g}{g}\right)^2 + \left[\left(\frac{3}{2} - \beta\right) \frac{\sigma_t}{t}\right]^2$$

40

$$\left(\frac{3}{2}\right)^2 > \left(\frac{3}{2} - \beta\right)^2$$

$$0 > \beta(\beta - 3)$$

$$0 < \beta < 3 \cdots (25)$$

【0088】

従って、コラプス電圧のみを使用してバイアス補正をした場合の送受信感度 Nu のばらつ

50

きよりも、式(17)の補正バイアス電圧を使用した場合の送受信感度 Nu'' のばらつきの方が小さくなる β の範囲は、式(25)のようになる。

【0089】

このようにして、 β の値を $0 < \beta < 3$ の範囲に設定し、バイアス電圧を式(17)に示すように補正することにより、補正バイアス電圧を決定することができる。

【0090】

また、式(11)を以下の式(26)のように一般化して、補正バイアス電圧 V_{dc} の値を決定することもできる。

$$V_{dc} = \alpha \cdot V_c \cdot \left(\frac{f}{f_0} \right)^{-\beta} \cdots (26)$$

10

【0091】

このとき、式(17)と同様に α の値を $\alpha < (f/f_0)^\beta$ に設定し、式(25)と同様に β の値を $0 < \beta < 3$ の範囲に設定すればよい。式(26)において、 α は補正バイアス電圧 V_{dc} がCMUTセル10の使用上の許容電圧値であるコラプス電圧 V_c を超過しないよう設定するための定数である。また、補正バイアス電圧 V_{dc} を、コラプス電圧 V_c に比例する値とすることにより、式(8)に示すようにギャップ厚 g がCMUTセル10の送受信感度に与える影響を低減することができる。さらに、補正バイアス電圧 V_{dc} を、 $(f/f_0)^{-\beta}$ に比例する値とすることにより、式(12)、(19)に示すように振動膜12の膜厚 t がCMUTセル10の送受信感度に与える影響を低減することができる。

20

【0092】

また、式(26)は、 $V_c \cdot f^{-\beta}$ に比例するため、CMUTセル10に印加されるバイアス電圧を、 $V_c \cdot f^{-\beta}$ に比例する値に補正するようにしてもよい。このとき、式(25)と同様に β の値を $0 < \beta < 3$ の範囲に設定すればよい。

【0093】

また、式(16)を以下の式(27)のように一般化して、CMUTセル10に印加されるバイアス電圧を、 $V_c \cdot (1 - \beta \cdot |f - f_0| / f_0)$ に比例する値に補正するようにしてもよい。

$$V_{dc} \propto V_c \cdot \left(1 - \beta \frac{|f - f_0|}{f_0} \right) \cdots (27)$$

30

【0094】

このとき、式(25)と同様に β の値を $0 < \beta < 3$ の範囲に設定すればよい。

【0095】

なお、上述の数式において共振周波数 f 、基準周波数 f_0 を用いて説明したが、それぞれCMUTセル10の振動膜12の膜厚 t の測定値、振動膜12の基準膜厚 t_0 に置き換えることが可能である。また、共振周波数 f 、基準周波数 f_0 を、それぞれCMUTセル10の振動膜12の膜厚 t の推定値、振動膜12の基準膜厚 t_0 に置き換えることもできる。

【0096】

40

なお、振動膜12の基準膜厚 t_0 は定数であり、設計値を与えてもよいし、振動膜12の膜厚 t の測定値あるいは推定値の平均値などを与えてもよい。

【0097】

次に、本発明に係るCMUTセル10の送受信感度補正の手順について説明する。図6は、本発明に係る送受信感度補正の手順を示すフローチャートである。

【0098】

まず、超音波探触子31にCMUTチップを実装する(S101)。

【0099】

そして、各CMUTセル10のコラプス電圧および振動膜12の超音波送受信方向の共振周波数に比例するパラメータの測定を行う(S102)。

50

【0100】

まず、S102においてCMUTセル10のコラプス電圧を計測する方法について説明する。コラプス電圧は振動膜12が対向する面に接触する電圧、つまりギャップ厚 g が最小となる際の電圧である。ギャップ厚 g は静電容量に反比例するため、静電容量を指標にすることでコラプス電圧を測定することが可能である。測定時には、CMUT10セルに対してバイアス電圧を漸増させて静電容量を計測し、静電容量値が最大値を示す印加電圧を求めればよい。

【0101】

次に、S102において振動膜12の超音波送受信方向の共振周波数を計測する方法について説明する。CMUTセル10の振動膜12の超音波送受信方向の振動モデルは、等価回路として抵抗、コンデンサ、コイルの直列モデルで表すことができるので、これらの合成インピーダンスが最小になる周波数が共振周波数となる。

10

【0102】

本発明では、共振周波数を計測する際、上部電極11と下部電極14との間の電気インピーダンスをインピーダンスメータによって計測する。また、共振周波数の計測手段は、インピーダンスメータのみならず、それに準じる手段を用いてもよい。例えば、CMUTセル10を含む測定対象に一定の電圧を掛けたときの電流値を計測し、電圧、電流の商でインピーダンスを計測することにより共振周波数を求めてもよい。あるいは、ブリッジ回路内に測定対象であるCMUTセル10を組み込み、平衡を求めることにより計測してもよい。このとき、共振周波数の設計値など、基準となる周波数の付近で周波数を変化させることで、より短時間での計測が可能となる。

20

【0103】

また、図3に示すように2つ以上のCMUTセル10に対して同一のバイアス電圧を印加する場合は、同一バイアス電圧を印加する複数のCMUTセルを並列接続した状態でコラプス電圧および共振周波数を計測する。あるいは、各CMUTセル10のコラプス電圧および共振周波数から代表値や平均値などを求めて採用してもよい。

【0104】

なお、上述のように共振周波数に比例するパラメータとして、共振周波数そのものの代わりに振動膜12の膜厚 t の測定値、あるいは推定値を求めてもよい。振動膜12の膜厚 t の推定値を求めるには、振動子として使用するCMUTチップの近傍もしくは同一ウエハ上において、振動子として使用しないCMUTチップをダミーチップとし、ダミーチップ内のCMUTセル10を破壊し、断面から振動膜12の膜厚 t を実測して推定値とすればよい。

30

【0105】

例えば、複数のCMUTセル10ごとの送受信感度のばらつきを低減する場合には、ウエハ上でターゲットチップに隣接するチップ、望ましくは両側のチップをダミーチップとし、バイアス補正を行う複数のCMUTセル10に近い距離にあるダミーチップ内の少なくとも1つのCMUTセル10の振動膜12の膜厚 t を測定する。バイアス補正に使用する振動膜12の膜厚 t の推定値には、ダミーチップから得られた振動膜12の膜厚 t の測定値、あるいは測定値の平均値等を使用することができる。

【0106】

また、例えば、ウエハのロットごとの振動膜12の膜厚 t のばらつきを補正する場合には、バイアス補正を行うCMUTチップ10と同一ウエハのチップのうち少なくとも1つをダミーチップとし、ダミーチップの少なくとも1箇所の任意のCMUTセル10の振動膜12の膜厚 t を測定し、その測定値あるいは測定値の平均値等を推定値とする。測定の際には、例えば、CMUTセル10の振動膜12の断面を顕微鏡によって観察し測定を行う。このとき、振動膜12の膜厚 t のばらつきを計測することができるよう、顕微鏡は走査電子顕微鏡や透過電子顕微鏡など、ナノメートルオーダの測定が可能な装置を用いるのが望ましい。

40

【0107】

図6のフローチャートに戻り、S102の測定を行った後、各CMUTセル10のコラプス電圧および振動膜12の超音波送受信方向の共振周波数に比例するパラメータに基づいて、補正バイアス電圧を算出する(S103)。

50

【0108】

それから、各CMUTセル10に印加する補正バイアス電圧に基づいた補正データを記憶部34に記憶させる(S104)。

【0109】

そして、記憶部34に記憶された補正データに基づいて、各CMUTセル10に補正されたバイアス電圧を印加する(S105)。このS105のステップは、実際に超音波診断装置30を使用する段階である。

【0110】

次に、本発明に基づいてバイアス電圧を補正した場合の送受信感度のばらつき低減効果について説明する。図7は、CMUTセル10に印加するバイアス電圧の補正条件を変えて送受信感度のばらつきを比較した表である。

10

【0111】

図7は、ギャップ厚 g および振動膜12の膜厚 t が、設計値に対して $\pm 10\%$ ばらついた場合についての検証を行った結果を示している。補正条件は、本発明のコラプス電圧および共振周波数での補正(以下、本発明による補正とする)、コラプス電圧および共振周波数を考慮しない補正(以下、補正なしとする)、コラプス電圧のみによる補正(以下、コラプス電圧補正とする)の3条件とした。送受信感度のばらつきは、補正なし、コラプス電圧補正において、それぞれ約 $\pm 20\%$ 、約 $\pm 10\%$ であったのに対し、本発明による補正では約 $\pm 5\%$ であった。つまり、本発明による補正によれば、送受信感度ばらつきを補正なしの場合の約1/4、コラプス電圧のみを使用した場合の1/2にまで低減させることができる。

20

【0112】

このように、本発明に係る超音波診断装置では、ギャップ厚、振動膜の膜厚 t がばらついていても複数のCMUTセル間の送受信感度ばらつきを低減することができるため、超音波画像のムラがなくなり、より高画質な超音波画像の提供が可能となる。また、半導体プロセスを用いた製造面では、ばらつき管理の頻度を減らすことができる。このため、CMUTチップの歩留まりを向上させることができ、製造時間の短縮が可能となる。

【0113】

図8は、他の実施の形態に係る超音波診断装置を示す構成図である。本実施の形態では、送受信感度補正部45-1~45-nが、CMUTセル10-1~10-nに印加されるバイアス電圧を製造時に予め設定された値となるように補正することを特徴とする。このため、超音波診断装置30dを使用する際に、送受信感度補正部45-1~45-nを制御する必要がなく、上述の実施の形態のように構成要素として記憶部34や制御部36、外部装置41を設ける必要がない。なお、送受信感度補正部45-1~45-nを除く構成要素については、上述の実施の形態と同様であるため、説明を省略する。

30

【0114】

次に、本実施の形態に係る超音波診断装置30dの送受信感度補正部45-1~45-nの具体的な構成について説明する。図9は、本実施の形態に係る一つの送受信感度補正部45-iの具体的な構成の例を示す図である。

【0115】

本実施の形態では、送受信感度補正部45-iとして、CMUTセル10-iとバイアス電源37との間に、固定の抵抗素子 R_p 、 R_s を並列および直列に配置し、両抵抗によってバイアス電圧を分圧することにより、CMUTセル10-iに印加する電圧を補正する。 R_p および R_s は超音波診断装置30dの製造時に抵抗値を選択され、組み込まれる。なお、送受信感度補正部45-1~45-nは、出力可能なバイアス電圧値が複数選択できるものであれば、図9に示す例に限られるものではない。

40

【0116】

図10は、本実施の形態に係る一つの送受信感度補正部45-iの具体的な構成の他の例を示す図である。例えば、図10に示すように、可変抵抗 V_R を使用し、製造時に抵抗値を設定しておくことによってバイアス電圧を補正してもよい。さらに、可変抵抗およびツェナーダイオードによる電圧リミット回路や、可変抵抗およびトランジスタ、あるいはオペアンプ

50

による定電圧回路を用いることも可能である。また、図9、図10では、一つのCMUTセル10-iに対して一つの送受信感度補正部45-iが設けられた例を示しているが、上述のように、複数のCMUTセルに対して同一の補正バイアス電圧を印加するようにしてもよい。

【0117】

次に、本実施の形態に係るCMUTセル10の送受信感度補正の手順について説明する。図11は、本実施の形態に係る送受信感度補正の手順を示すフローチャートである。

【0118】

まず、超音波探触子31にCMUTチップを実装する(S201)。

【0119】

そして、各CMUTセル10のコラプス電圧および振動膜12の超音波送受信方向の共振周波数に比例するパラメータの測定を行う(S202)。

【0120】

S202の測定を行った後、各CMUTセル10のコラプス電圧および振動膜12の超音波送受信方向の共振周波数に比例するパラメータに基づいて、補正バイアス電圧を算出する(S203)。

【0121】

それから、送受信感度補正部45-1～45-nの抵抗値を調整する(S204)。そして、各CMUTセル10にバイアス電圧を印加する(S205)。

【0122】

本実施の形態では、超音波診断装置30dの製造時にあらかじめ抵抗値を調整するステップであるS204が必要となるが、バイアス電圧を印加するS205では、送受信感度補正部45-1～45-nに対して固定のバイアス電圧を印加するだけで、各CMUTセル10に対して独立に制御された補正バイアス電圧を印加することができる。なお、送受信感度補正部45-1～45-nに印加する固定のバイアス電圧は、時間的には可変でもよい。

【0123】

本実施の形態に係る超音波診断装置では、上述の実施の形態と同様に、ギャップ厚、振動膜の膜厚tがばらついていても複数のCMUTセル間の送受信感度ばらつきを低減することができるため、超音波画像のムラがなくなり、より高画質な超音波画像の提供が可能となる。

【0124】

以上、添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波診断装置及び超音波探触子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、各種の変更例又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】

【0125】

10 CMUTセル、 11 上部電極、 12 振動膜、 14 下部電極、 16 基板、 17 空隙、 18 支持部、 19 バイアス電源、 20 交流電源、 30 超音波診断装置、 31 超音波探触子、 32 超音波診断装置本体、 34 記憶部、 35-1～35-n 送受信感度補正部、 36 制御部、 37 バイアス電源、 38 送信部、 39 受信部、 40 送受分離部、 41 外部装置、 42 画像処理部、 43 D/Aコンバータ、 45-1～45-n 送受信感度補正部、 47 入力部、 48 表示部

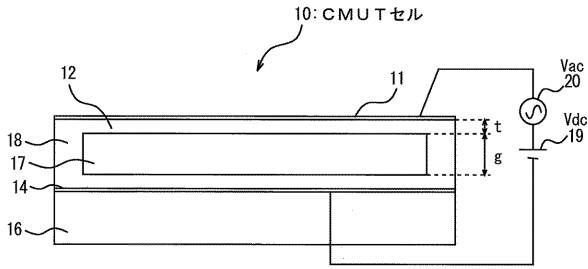
10

20

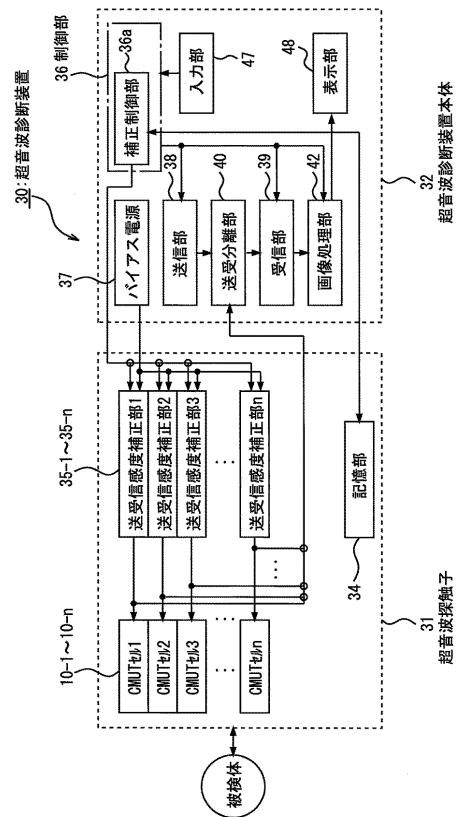
30

40

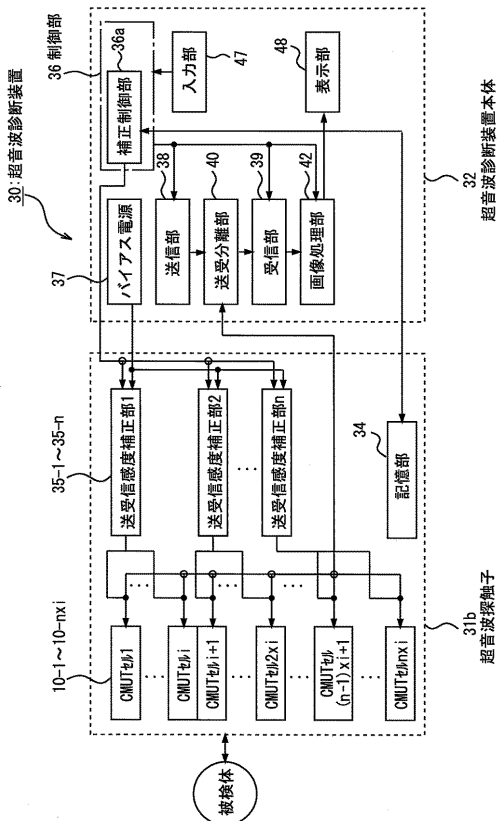
【図 1】



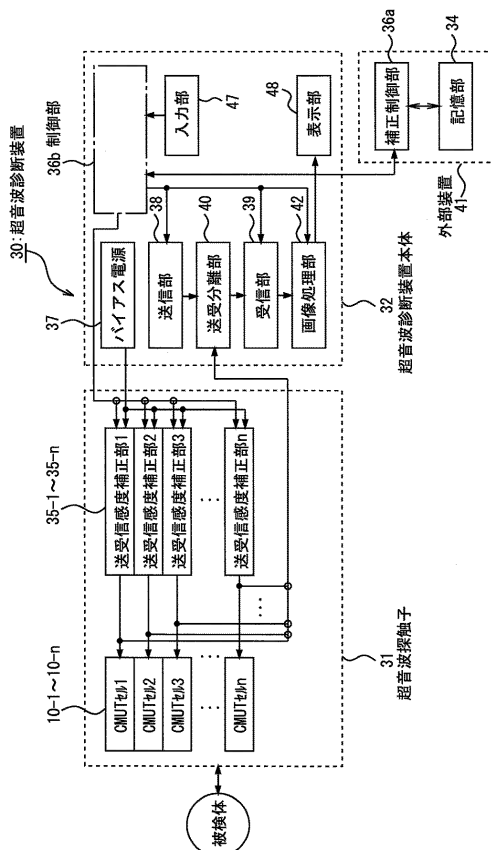
【図 2】



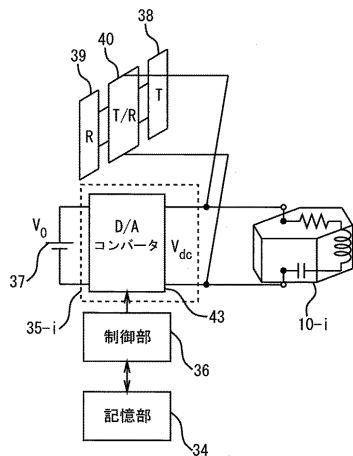
【図 3】



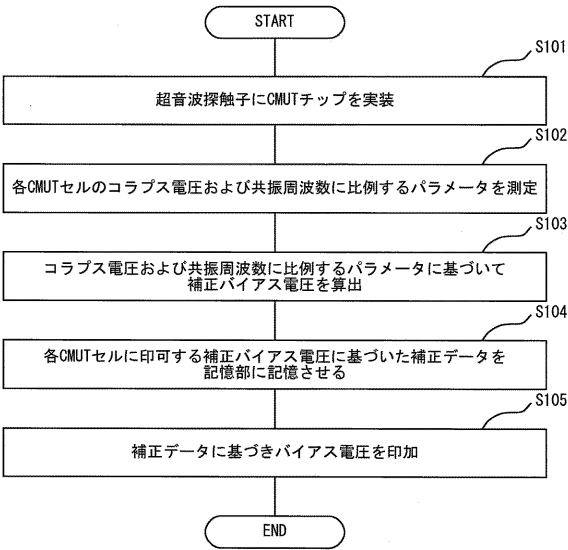
【図 4】



【図5】



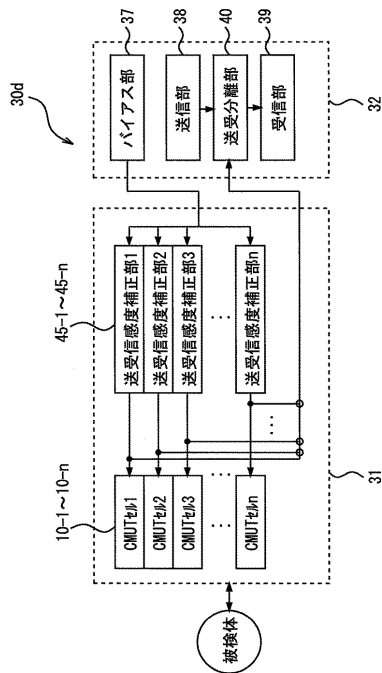
【図6】



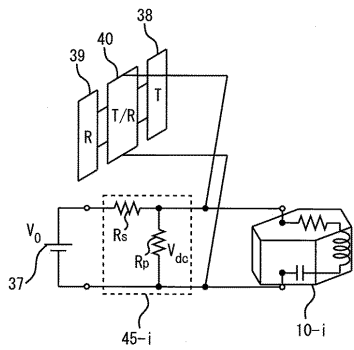
【図7】

条件	ギャップ厚g	振動膜厚t	本発明による補正	補正なし	コラプス電圧補正
ばらつき	-10~+10%	-10~+10%	-5.1~+4.9%	-19.0~+21.0%	-9.1~+11.1%

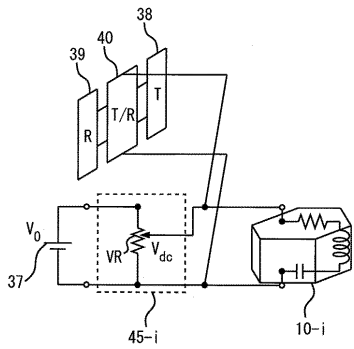
【図8】



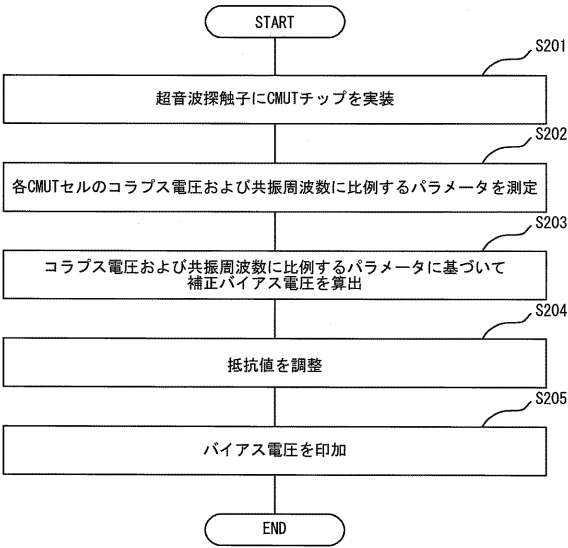
【図9】



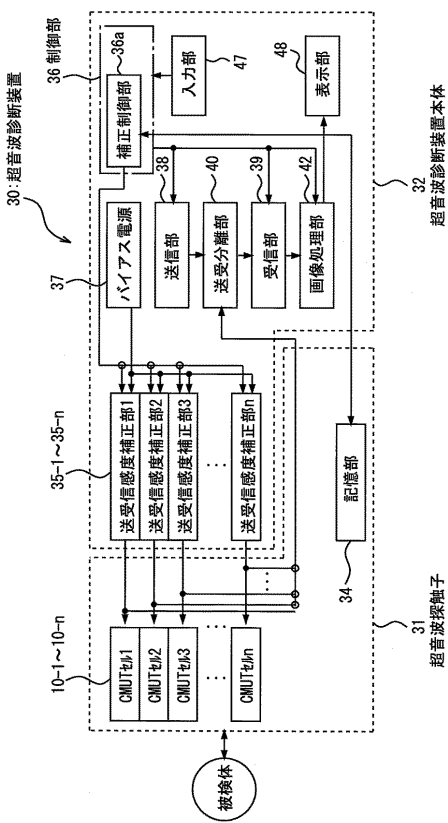
【図10】



【図 1 1】



【図 1 2】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/054305

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i, H04R19/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00, H04R19/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2009/075280 A1 (Hitachi Medical Corp.), 18 June 2009 (18.06.2009), & US 2010/0268081 A1 & EP 2223654 A1 & CN 101888809 A	1-15
A	WO 2009/069281 A1 (Hitachi, Ltd.), 04 June 2009 (04.06.2009), & US 2010/0312119 A1 & EP 2215968 A1	1-15

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
19 March, 2013 (19.03.13)Date of mailing of the international search report
02 April, 2013 (02.04.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 5 4 3 0 5	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i, H04R19/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00, H04R19/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	WO 2009/075280 A1（株式会社日立メディコ）2009.06.18, & US 2010/0268081 A1 & EP 2223654 A1 & CN 101888809 A	1-15	
A	WO 2009/069281 A1（株式会社日立製作所）2009.06.04, & US 2010/0312119 A1 & EP 2215968 A1	1-15	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 19.03.2013		国際調査報告の発送日 02.04.2013	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 宮澤 浩	2Q 9407 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC

Fターム(参考) 4C601 EE04 EE13 EE14 EE30 GB19 LL05
5D019 AA21 DD01 FF04

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超音波诊断装置及び超音波探触子		
公开(公告)号	JPWO2013125626A1	公开(公告)日	2015-07-30
申请号	JP2014500921	申请日	2013-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	竹中 智子 泉 美喜雄 石田 一成		
发明人	竹中 智子 泉 美喜雄 石田 一成		
IPC分类号	A61B8/00 H04R19/00		
CPC分类号	G01N29/4463 A61B8/00 B06B1/0292 G01N29/2406 G01N29/262 G01N29/42 G01N2291/045		
FI分类号	A61B8/00 H04R19/00.330		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/EE30 4C601/GB19 4C601/LL05 5D019/AA21 5D019/DD01 5D019/FF04		
优先权	2012036975 2012-02-23 JP		
其他公开文献	JP6073855B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了减少多个CMUT单元之间的发送和接收灵敏度的差异，多个具有振动膜的CMUT单元10具有当向受试者发射超声波或从受试者接收超声波时振动的振动膜，并且CMUT单元10彼此相对放置，以便通过偏置电源37向CMUT单元施加偏置电压。发送和接收用于使用上电极11和下电极14中的至少一个以及使用CMUT单元10的振动膜的厚度或谐振频率的功能来校正从偏置电源37提供的电压。提供校正单元35-1至35-n。

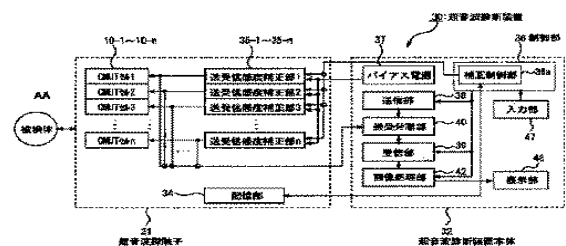


FIG. 2:
10-1, 10-n CMUT cell
30 Ultrasound diagnostic device
31 Ultrasound probe
32 Ultrasound diagnostic device main body
34 Storage unit
35-1, 35-n Transmitting and receiving sensitivity correction unit
36 Control unit
36a Correction control unit
37 Bias power supply
38 Transmitting unit
39 Receiving unit
40 Transmitting and receiving separation unit
42 Image processing unit
47 Input unit
48 Display unit
AA Subject