

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5996343号
(P5996343)

(45) 発行日 平成28年9月21日(2016.9.21)

(24) 登録日 平成28年9月2日(2016.9.2)

| | | | | | |
|--------------|--------------|------------------|------|-------|-----|
| (51) Int.Cl. | | F I | | | |
| HO4R | 19/00 | (2006.01) | HO4R | 19/00 | 330 |
| A61B | 8/00 | (2006.01) | A61B | 8/00 | |
| HO4R | 3/00 | (2006.01) | HO4R | 3/00 | 310 |
| GO1N | 29/24 | (2006.01) | HO4R | 3/00 | 320 |
| | | | GO1N | 29/24 | |

請求項の数 5 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2012-203061 (P2012-203061)
 (22) 出願日 平成24年9月14日(2012.9.14)
 (65) 公開番号 特開2014-60508 (P2014-60508A)
 (43) 公開日 平成26年4月3日(2014.4.3)
 審査請求日 平成27年7月16日(2015.7.16)

(73) 特許権者 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 110002147
 特許業務法人酒井国際特許事務所
 (72) 発明者 浜田 賢治
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 馬場 達朗
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 姚 淙
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

基盤と、該基盤との間でギャップを形成する絶縁膜と、該絶縁膜の中央部に設けられた第1の電極と、該絶縁膜の両端部それぞれに設けられた第2の電極とを備えた複数の容量性超音波振動子を有するプローブと、

超音波を送信する場合に、前記第1の電極に送信用の駆動パルスを供給する送信部と、
 超音波を受信する場合に、前記第1の電極から受信した超音波信号にゲイン処理を行う受信部と、

前記容量性超音波振動子ごとに第1の補正電圧及び第2の補正電圧を記憶した電圧情報を記憶する記憶部と、

超音波を送信する場合に、前記電圧情報に含まれる第1の補正電圧に基づいて、前記容量性超音波振動子ごとに決められたバイアス電圧を前記第2の電極に印加する第1の印加部と、

超音波を受信する場合に、前記電圧情報に含まれる第2の補正電圧に基づいて、前記容量性超音波振動子ごとに決められたバイアス電圧を前記第2の電極に印加する第2の印加部と

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記第2の印加部が前記第2の電極に印加するバイアス電圧は、前記第1の印加部が前記第2の電極に印加するバイアス電圧よりも高い電圧であ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】

前記第 1 の印加部は、前記基盤に対して前記絶縁膜の振れが最大となるように、前記容量性超音波振動子ごとに決められたバイアス電圧を前記第 2 の電極に印加し、

前記第 2 の印加部は、前記ギャップが最小となるように、前記容量性超音波振動子ごとに決められたバイアス電圧を前記第 2 の電極に印加する

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記容量性超音波振動子ごとに、バイアス電圧を印加した場合に計測されたギャップが前記容量性超音波振動子ごとに均一となるように、前記第 1 の補正電圧及び前記第 2 の補正電圧を調整する調整部と、

前記調整部により調整された前記第 1 の補正電圧及び前記第 2 の補正電圧を、前記電圧情報として前記記憶部に記憶させる記憶制御部と

を更に有す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】

代替え用の容量性超音波振動子と、

前記容量性超音波振動子の前記第 1 の補正電圧又は前記第 2 の補正電圧が所定の閾値の範囲外となる場合に、該容量性超音波振動子を動作させずに、前記第 1 の補正電圧及び前記第 2 の補正電圧が所定の閾値の範囲内となる前記代替え用の容量性超音波振動子を動作させる動作制御部と

を更に有することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波診断装置のプロープで用いられる振動子として、容量性超音波振動子 (CMUT: Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers) がある。CMUT は、圧電セラミックと比較して短パルス、広帯域の信号を送受信することが可能である。また、CMUT において、バイアス電圧をかける位置を送信時と受信時とで変えることで、送信音圧と受信感度とをそれぞれ向上させた Dual Electrode CMUT が知られている。

【0003】

このような Dual Electrode CMUT は、MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) 技術を用いることで、高密度で大量の素子が製造される。このため、Dual Electrode CMUT では、素子ごとの特性のばらつきが問題になる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2008 - 5885 号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献 1】CMUTS with Dual-Electrode Structure for Improved Transmit and Receive Performance, IEEE TRANSACTION ON ULTRASONICS, AND FREQUENCY CONTROL, VOL.53, NO.2, FEBRUARY 2006

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

10

20

30

40

50

本発明が解決しようとする課題は、素子ごとの特性のばらつきを少なくすることができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態の超音波診断装置は、プローブと、送信部と、受信部と、記憶部と、第1の印加部と、第2の印加部とを有する。プローブは、基盤と、該基盤との間でギャップを形成する絶縁膜と、該絶縁膜の中央部に設けられた第1の電極と、該絶縁膜の両端部それぞれに設けられた第2の電極とを備えた複数の容量性超音波振動子を有する。送信部は、超音波を送信する場合に、第1の電極に送信用の駆動パルスを供給する。受信部は、超音波を受信する場合に、第1の電極から受信した超音波信号にゲイン処理を行う。記憶部は、容量性超音波振動子ごとに第1の補正電圧及び第2の補正電圧を記憶した電圧情報を記憶する。第1の印加部は、超音波を送信する場合に、電圧情報に含まれる第1の補正電圧に基づいて、容量性超音波振動子ごとに決められたバイアス電圧を前記第2の電極に印加する。第2の印加部は、超音波を受信する場合に、電圧情報に含まれる第2の補正電圧に基づいて、容量性超音波振動子ごとに決められたバイアス電圧を第2の電極に印加する。

10

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の機能構成を示す機能ブロック図である。

【図2A】図2Aは、プローブにおける素子の実装デザインの一例を示す図である。

20

【図2B】図2Bは、素子における電極と電極引き出し端子との接続の一例を示す図である。

【図3】図3は、素子の構成の一例を示す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係るバイアス電圧制御部の機能構成を示す機能ブロック図である。

【図5A】図5Aは、送信用の電圧管理テーブルのデータ構造の一例を示す図である。

【図5B】図5Bは、受信用の電圧管理テーブルのデータ構造の一例を示す図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る超音波診断装置による送受信時の処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図7】図7は、第2の実施形態に係るバイアス電圧制御部の機能構成を示す機能ブロック図である。

30

【図8A】図8Aは、素子のばらつき検査に用いられる機能部の一例を示す図である。

【図8B】図8Bは、素子のばらつき検査に用いられる等価回路の一例を示す図である。

【図9】図9は、実施形態に係る超音波診断装置による素子のばらつき検査処理の処理手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置を説明する。

【0010】

(第1の実施形態)

40

図1から図6を用いて、第1の実施形態に係る超音波診断装置を説明する。第1の実施形態では、例えば、振動素子ごとに予めバイアス電圧が設定された超音波診断装置を例とする。

【0011】

[第1の実施形態に係る超音波診断装置100の構成]

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置100の機能構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置100は、超音波プローブ110と、装置本体120とを有する。

【0012】

超音波プローブ110は、超音波送受信を行なう振動素子群111を有する。この振動

50

素子群 1 1 1 は、C M U T (Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers) である。なお、振動素子群 1 1 1 の構成については、図 2 A 及び図 2 B を用いて後述する。

【 0 0 1 3 】

装置本体 1 2 0 は、入力装置 1 2 1 と、モニタ 1 2 2 と、送受信部 1 2 3 と、信号処理部 1 2 4 と、画像処理部 1 2 5 と、走査制御部 1 2 6 と、D C (Direct Current) バイアス電源 1 2 7 とを有する。

【 0 0 1 4 】

入力装置 1 2 1 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等を有し、超音波診断装置 1 0 0 の操作者からの各種設定要求を受け付ける。そして、入力装置 1 2 1 は、走査制御部 1 2 6 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【 0 0 1 5 】

モニタ 1 2 2 は、超音波診断装置 1 0 0 の操作者が入力装置 1 2 1 を用いて各種設定要求を入力するための G U I (Graphical User Interface) を表示する。また、モニタ 1 2 2 は、画像処理部 1 2 5 において生成された超音波画像等を表示する。

【 0 0 1 6 】

送受信部 1 2 3 は、送信回路 1 2 3 a と、受信回路 1 2 3 b と、バイアス電圧制御部 1 2 3 c とを有する。送信回路 1 2 3 a は、超音波プローブ 1 1 0 に駆動信号を供給する。受信回路 1 2 3 b は、超音波プローブ 1 1 0 が受信した反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行ない、反射波データを生成する。バイアス電圧制御部 1 2 3 c は、D C バイアス電源 1 2 7 により印加される D C バイアスの電圧を制御する。ここで、バイアス電圧制御部 1 2 3 c は、送信音圧及び受信感度が振動素子群 1 1 1 で均一になるようにバイアス電圧を制御する。なお、バイアス電圧制御部 1 2 3 c の詳細な構成については、図 4 を用いて後述する。

【 0 0 1 7 】

信号処理部 1 2 4 は、送受信部 1 2 3 から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ (B モードデータ) を生成する。また、信号処理部 1 2 4 は、送受信部 1 2 3 から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ (ドブラデータ) を生成する。

【 0 0 1 8 】

画像処理部 1 2 5 は、信号処理部 1 2 4 が生成したデータから超音波画像を生成する。すなわち、画像処理部 1 2 5 は、B モードデータから反射波の強度を輝度にて表した B モード画像を生成する。また、画像処理部 1 2 5 は、ドブラデータから移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードブラ画像を生成する。また、画像処理部 1 2 5 は、超音波画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ポディマークなどを合成した合成画像を生成することもできる。

【 0 0 1 9 】

ここで、画像処理部 1 2 5 は、超音波走査の走査線信号列を、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換 (スキャンコンバート) し、表示用画像としての超音波画像を生成する。また、画像処理部 1 2 5 は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理 (平滑化処理) や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理 (エッジ強調処理) などを行なう。

【 0 0 2 0 】

また、画像処理部 1 2 5 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、3次元画像の再構成処理などを行うことが可能である。また、画像処理部 1 2 5 が搭載する記憶メモリから、例えば、診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能

10

20

30

40

50

となっている。

【 0 0 2 1 】

すなわち、Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像処理部125が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドブラデータは、生データ(Raw Data)とも呼ばれる。

【 0 0 2 2 】

走査制御部126は、情報処理装置としての機能を実現する制御プロセッサ(CPU: Central Processing Unit)であり、超音波診断装置100の処理全体を制御する。具体的には、走査制御部126は、入力装置121を介して操作者から入力された各種設定要求や、各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部123、信号処理部124及び画像処理部125の処理を制御する。また、走査制御部126は、超音波画像データ等をモニタ122にて表示するように制御する。

10

【 0 0 2 3 】

DCバイアス電源127は、超音波プローブ110の振動素子群111にDCバイアスを印加する。

【 0 0 2 4 】

[振動素子群111の構成]

次に、図2Aを用いて、振動素子群111の構成について説明する。図2Aは、振動素子群111の実装デザインの一例を示す図である。振動素子群111は、図2A中の太線で示したものを1単位とする振動素子200を複数有する。

20

【 0 0 2 5 】

また、この振動素子群111には、代替え用の振動素子200が含まれる。言い換えると、振動素子群111は、使用する振動素子200の数よりも多い数の振動素子200を有する。なお、以下では、振動素子200のことを「素子200」と記載する。

【 0 0 2 6 】

図2Aに示すように、この素子200は、第1の電極204と、第2の電極リング205と、4つの電極引き出し端子210~213とを有する。第1の電極204は、円状の形状を有しており、第2の電極リング205は、中空円状の形状を有している。そして、第1の電極204は、第2の電極の中央に配置される。

30

【 0 0 2 7 】

電極引き出し端子210は、図示していない引き出し線を介して、第1の電極204に接続される。これにより、電極引き出し端子210を介して、第1の電極204に電圧が印加される。また、電極引き出し端子211及び212は、図示していない引き出し線を介して、第2の電極リング205に接続される。これにより、電極引き出し端子211及び212を介して、第2の電極リング205に電圧が印加される。また、電極引き出し端子213は、グランドに接続される。

【 0 0 2 8 】

図2Bは、図2Aに示した素子200における電極と電極引き出し端子との接続の一例を示す図である。なお、図2Bでは、図2Aに示した4つの電極引き出し端子210~213のうち、電極引き出し端子213については図示を省略している。図2Bに示すように、例えば、第2の電極リング205は、同一の円周上に沿って配置された4つの第2の電極205a~205dを有する。ここで、各電極205a~205dの間は、絶縁された状態となっている。

40

【 0 0 2 9 】

電極引き出し端子210は、引き出し線210aを介して、第1の電極204に接続される。また、電極引き出し端子211は、電極引き出し端子211から伸びて4つに分岐する引き出し線211aを介して、第2の電極205a~205dに接続される。一方、電極引き出し端子212も、電極引き出し端子212から伸びて4つに分岐する引き出し線212aを介して、第2の電極205a~205dに接続される。

50

【 0 0 3 0 】

[素子 2 0 0 の構成]

次に、図 3 を用いて、素子 2 0 0 の構成について説明する。図 3 は、素子 2 0 0 の構成の一例を示す図である。ここで、図 3 は、素子 2 0 0 において、第 1 の電極 2 0 4、第 2 の電極 2 0 5 a 及び 2 0 5 c を通る断面を示している。図 3 に示すように、素子 2 0 0 は、基盤 2 0 1 と、絶縁リム 2 0 2 と、絶縁膜 2 0 3 と、電極パッド 2 1 4 とを有する。基盤 2 0 1 には、第 3 の電極 2 0 6 が蒸着されている。絶縁膜 2 0 3 には、第 1 の電極 2 0 4 と、第 2 の電極 2 0 5 a と、第 2 の電極 2 0 5 c とが蒸着されている。なお、ここでは、第 2 の電極 2 0 5 a 及び 2 0 5 c を例にあげて説明するが、第 2 の電極 2 0 5 b 及び 2 0 5 d も、第 2 の電極 2 0 5 a 及び 2 0 5 c と同様に配置される。

10

【 0 0 3 1 】

絶縁リム 2 0 2 は、基板 2 0 1 の表面上の周辺部に配置される。また、絶縁膜 2 0 3 は、絶縁リム 2 0 2 の上部に配置される。これにより、基板 2 0 1 と絶縁膜 2 0 3 との間にギャップ 2 0 7 が形成される。電極パッド 2 1 4 は、下側の端部がグランドに接続される。

【 0 0 3 2 】

素子 2 0 0 は、電氣的にコンデンサの構造を有する。例えば、素子 2 0 0 は、第 2 の電極 2 0 5 a ~ 2 0 5 d と第 3 の電極 2 0 6 との間にバイアス電圧が印加されると、ギャップ 2 0 7 に電界が発生し、その電界強度に由来して絶縁膜 2 0 3 が緊張する。そして、超音波周波数を有する A C (alternating current) 駆動パルスが第 1 の電極 2 0 4 に印加

20

【 0 0 3 3 】

また、素子 2 0 0 は、絶縁膜 2 0 3 が緊張した状態で被検体から超音波が入波した際は、絶縁膜 2 0 3 が励振される結果、コンデンサの容量に対応するギャップ 2 0 7 の容量が変化し、その容量変化が電気信号として取り出される。すなわち、素子 2 0 0 は、印加バイアスの大きさに応じて絶縁膜 2 0 3 の張力が制御可能なもの、つまり超音波送受感度が調整可能なものである。

【 0 0 3 4 】

[バイアス電圧制御部 1 2 3 c の構成]

次に、図 4 を用いて、バイアス電圧制御部 1 2 3 c の構成について説明する。図 4 に示すように、バイアス電圧制御部 1 2 3 c は、電圧管理テーブル記憶部 3 0 1 と、第 1 の印加部 3 0 2 と、第 2 の印加部 3 0 3 とを有する。

30

【 0 0 3 5 】

電圧管理テーブル記憶部 3 0 1 は、振動素子 2 0 0 ごとに第 1 の補正電圧を記憶した送信用の電圧管理テーブル 3 0 1 a と、振動素子 2 0 0 ごとに第 2 の補正電圧を記憶した受信用の電圧管理テーブル 3 0 1 b とを記憶する。なお、送信用の電圧管理テーブル 3 0 1 a 及び受信用の電圧管理テーブル 3 0 1 b が記憶するデータ構造については、図 5 A 及び図 5 B を用いて後述する。

【 0 0 3 6 】

第 1 の印加部 3 0 2 は、超音波を送信する場合に、素子 2 0 0 ごとに決められたバイアス電圧を第 2 の電極 2 0 5 a ~ 2 0 5 d に印加する。また、第 1 の印加部 3 0 2 が第 2 の電極 2 0 5 a ~ 2 0 5 d に印加するバイアス電圧は、第 2 の印加部 3 0 3 が第 2 の電極 2 0 5 a ~ 2 0 5 d に印加するバイアス電圧よりも低い電圧である。

40

【 0 0 3 7 】

例えば、第 1 の印加部 3 0 2 は、基盤 2 0 1 に対して絶縁膜 2 0 3 の振れが最大となるように、素子 2 0 0 ごとに決められたバイアス電圧を第 2 の電極 2 0 5 a ~ 2 0 5 d に印加する。ここで、第 1 の印加部 3 0 2 は、電圧管理テーブル記憶部 3 0 1 に含まれる第 1 の補正電圧に基づいて、第 2 の電極 2 0 5 a ~ 2 0 5 d に電圧を印加する。

【 0 0 3 8 】

第 2 の印加部 3 0 3 は、超音波を受信する場合に、素子 2 0 0 ごとに決められたバイア

50

ス電圧を第2の電極205a~205dに印加する。また、第2の印加部302が第2の電極205a~205dに印加するバイアス電圧は、第1の印加部303が第2の電極205a~205dに印加するバイアス電圧よりも高い電圧である。例えば、第2の印加部303は、ギャップが最小となるように、素子200ごとに決められたバイアス電圧を第2の電極205a~205dに印加する。ここで、第2の印加部303は、電圧管理テーブル記憶部301に含まれる第2の補正電圧に基づいて、第2の電極205a~205dに電圧を印加する。

【0039】

[電圧管理テーブル301a(301b)のデータ構造]

次に、図5A及び図5Bを用いて、電圧管理テーブル301a(301b)のデータ構造について説明する。ここでは、図5Aを用いて、送信用の電圧管理テーブル301aのデータ構造の一例を説明し、図5Bを用いて、受信用の電圧管理テーブル301bのデータ構造の一例を説明する。

10

【0040】

図5Aは、送信用の電圧管理テーブル301aのデータ構造の一例を示す図である。図5Aに示すように、送信用の電圧管理テーブル301aは、「素子ID」と、「第2の電極」とを対応付けた情報を記憶する。

【0041】

ここで、図5Aに示す送信用の電圧管理テーブル301aが記憶する「素子ID」は、素子の識別子である。例えば、「素子ID」には、「1」、「2」などの値が格納される。

20

【0042】

また、「第2の電極」は、超音波の送信時に、第2の電極に印加されるバイアス電圧を示す。例えば、「第2の電極」には、基準となるバイアス電圧である「10(V)」に、第1の補正電圧である「+2(V)」を加えた「12V」のバイアス電圧が印加されることを示す「10+2」が格納される。

【0043】

一例を挙げると、図5Aに示す送信用の電圧管理テーブル301aは、超音波の送信時に、素子IDが「1」の第2の電極には、12Vのバイアス電圧が印加されることを示す。また、図5Aに示す送信用の電圧管理テーブル301aは、超音波の送信時に、素子IDが「2」の第2の電極には、7Vのバイアス電圧が印加されることを示す。このように、バイアス電圧が素子ごとに設定されることで、素子間での特性のばらつきを少なくし、送信音圧を均一にする。

30

【0044】

図5Bは、受信用の電圧管理テーブル301bのデータ構造の一例を示す図である。図5Bに示すように、受信用の電圧管理テーブル301bは、「素子ID」と、「第2の電極」とを対応付けた情報を記憶する。

【0045】

ここで、図5Bに示す受信用の電圧管理テーブル301bが記憶する「素子ID」は、素子の識別子である。例えば、「素子ID」には、「1」、「2」などの値が格納される。

40

【0046】

また、「第2の電極」は、超音波の受信時に、第2の電極に印加されるバイアス電圧を示す。例えば、「第2の電極」には、基準となるバイアス電圧である「60(V)」に、第2の補正電圧である「+5(V)」を加えた「65V」のバイアス電圧が印加されることを示す「60+5」が格納される。

【0047】

一例を挙げると、図5Bに示す受信用の電圧管理テーブル301bは、超音波の受信時に、素子IDが「1」の第2の電極には、65Vのバイアス電圧が印加されることを示す。また、図5Bに示す受信用の電圧管理テーブル301bは、超音波の受信時に、素子I

50

Dが「2」の第2の電極には、50Vのバイアス電圧が印加されることを示す。このように、バイアス電圧が素子ごとに設定されることで、素子間での特性のばらつきを少なくし、受信感度を均一にする。

【0048】

[第1の実施形態に係る超音波診断装置100による処理の処理手順]

図6は、第1の実施形態に係る超音波診断装置100による送受信時の処理の処理手順を示すフローチャートである。図6に示すように、第1の印加部302は、素子200ごとの第2の電極205a~205dに、あらかじめ記憶したバイアス電圧を印加する(ステップS101)。そして、第2の印加部303は、超音波信号の受信時に、素子200ごとの第2の電極205a~205dにあらかじめ記憶したバイアス電圧を印加する(ステップS102)。

10

【0049】

[第1の実施形態に係る超音波診断装置100による効果]

第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、絶縁膜203上に第1の電極204と第2の電極205a~205dとを有し、第2の電極205a~205dにバイアス電圧を付加する。また、第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、各素子200に付加するバイアス電圧を送信時と受信時で独立して設定する。これにより、例えば、送信時には、絶縁膜203が最大に振れるように調整し、送信音圧を大きくすることができる。また、受信時には、第1の電極204と基盤201とのギャップの差を小さくするように調整し、受信感度を向上することができる。

20

【0050】

また、Dual Electrode CMUTは、MEMS(Micro Electro Mechanical Systems)技術を用いることで、高密度で大量の素子が製造されるので、素子ごとの特性にばらつきが生じる場合がある。第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、さらに、素子ごとにバイアス電圧を印加することで、素子間での感度のばらつきを少なくする。

【0051】

上述したように、第1の実施形態によれば、素子間または素子ユニットごとに感度ばらつきの少ないプローブを提供することができ、高精細または均一な画質を得ることができる。

30

【0052】

(第2の実施形態)

第1の実施形態では、振動素子ごとに予めバイアス電圧が設定された超音波診断装置を説明した。ところで、超音波診断装置において、素子の中には正常な素子に比べて補正電圧の差が大きい不良品が含まれる場合がある。このような不良品の素子が振動素子群に含まれた場合、送信音圧及び受信感度が低下する。そこで、第2の実施形態では、超音波診断装置において、補正電圧に閾値を設け、この閾値の範囲外である素子を不良品として動作させない例を説明する。

【0053】

[第2の実施形態に係る超音波診断装置400の構成]

40

第2の実施形態に係る超音波診断装置400はバイアス電圧制御部の機能が一部異なる点を除いて、図1に示した第1の実施形態に係る超音波診断装置100の構成と同様である。このため第2の実施形態では、図1に示した装置本体120を装置本体420、送受信部123を送受信部423、バイアス電圧制御部123cをバイアス電圧制御部423cとして説明する。なお、ここでは、図1に示した各部と同様の役割を果たす機能部については、同一符号を付すことにしてその詳細な説明を省略する。

【0054】

[バイアス電圧制御部423cの構成]

次に、図7を用いて、バイアス電圧制御部423cの構成について説明する。図7に示すように、バイアス電圧制御部423cは、電圧管理テーブル記憶部301と、第1の印

50

加部 302 と、第 2 の印加部 303 と、調整部 501 と、記憶制御部 502 と、動作制御部 503 とを有する。なお、ここでは、図 4 に示した各部と同様の役割を果たす機能部については、同一符号を付すことにしてその詳細な説明を省略する。

【0055】

調整部 501 は、素子 200 ごとに、バイアス電圧を印加した場合に計測されたギャップが素子 200 ごとに均一となるように、印加する第 1 の補正電圧及び第 2 の補正電圧を調整する。なお、ギャップは、後述する電気特性検査部 601 及び音響的特性検査部 602 により計測される。

【0056】

記憶制御部 502 は、調整部 501 により調整された第 1 の補正電圧を、送信用の電圧管理テーブル 301a として電圧管理テーブル記憶部 301 に記憶させる。また、記憶制御部 502 は、調整部 501 により調整された第 2 の補正電圧を、受信用の電圧管理テーブル 301b として電圧管理テーブル記憶部 301 に記憶させる。

10

【0057】

動作制御部 503 は、素子 200 の第 1 の補正電圧又は第 2 の補正電圧が所定の閾値の範囲外となる場合に、素子 200 を動作させずに、第 1 の補正電圧及び第 2 の補正電圧が所定の閾値の範囲内となる代替え用の素子 200 を動作させる。

【0058】

[素子 200 のばらつき検査]

次に、図 8A 及び図 8B を用いて、素子 200 の特性のばらつきを検査する動作について説明する。図 8A は、素子のばらつき検査に用いられる機能部の一例を示す図である。

20

【0059】

図 8A に示すように、超音波プローブ 110 は、電気特性検査部 601 と、音響的特性検査部 602 とに接続する。例えば、電気特性検査部 601 及び音響的特性検査部 602 は、超音波診断装置 400 の外部に設けられ、超音波プローブ 110 とスイッチを介して接続される。また、超音波プローブ 110 は、図示しない DC バイアス電源 127 を介して、バイアス電圧制御部 423c と接続する。

【0060】

電気特性検査部 601 は、送信時のバイアス電圧が、第 2 の電極 205a ~ 205d に印加された場合のギャップ 207 を計測する。電気特性検査部 601 は、計測したギャップ 207 をバイアス電圧制御部 423c に出力する。

30

【0061】

音響的特性検査部 602 は、受信時のバイアス電圧が、第 2 の電極 205a ~ 205d に印加された場合のギャップ 207 を計測する。音響的特性検査部 602 は、計測したギャップ 207 をバイアス電圧制御部 423c に出力する。

【0062】

バイアス電圧制御部 423c は、電気特性検査部 601 及び音響的特性検査部 602 により計測されたギャップ 207 に基づいて、印加する第 1 の補正電圧及び第 2 の補正電圧を調整する。

【0063】

図 8B は、素子のばらつき検査に用いられる等価回路の一例を示す図である。電気特性検査部 601 及び音響的特性検査部 602 は、素子 200 の両端に電圧を印加し、分圧 V1 を測定することで、素子 200 のギャップを測定する。また、調整部 501 は、バイアス電圧を変化させて、素子 200 のギャップのインピーダンスが均一となるように調整する。

40

【0064】

[第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 400 による処理の処理手順]

図 9 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 400 による素子のばらつき検査処理の処理手順を示すフローチャートである。図 9 に示すように、電気特性検査部 601 及び音響的特性検査部 60 は、任意の電圧を印加した時の、ギャップを測定する (ステップ S 2

50

01)。

【0065】

そして、調整部502は、ギャップが均一になるように、印加する電圧を素子200ごとに調整する(ステップS202)。なお、記憶制御部502は、調整部501により調整された第1の補正電圧を、送信用の電圧管理テーブル301aとして電圧管理テーブル記憶部301に記憶させる。また、記憶制御部502は、調整部501により調整された第2の補正電圧を、受信用の電圧管理テーブル301bとして電圧管理テーブル記憶部301に記憶させる。

【0066】

動作制御部503は、調整された電圧が所定の閾値の範囲内でない素子200を使用不可にする(ステップS203)。そして、動作制御部503は、振動素子群111の感度ばらつきが均一になるように代替え用の素子200を使用する(ステップS204)。

10

【0067】

[第2の実施形態に係る超音波診断装置400による効果]

第2の実施形態に係る超音波診断装置400は、受信感度やダイナミックレンジの調整が不可能な素子は排除し、受信感度が均一になるようにあらかじめ搭載しておいた代替え素子を有効にする。このように、第2の実施形態によれば、素子間または素子ユニットごとに感度ばらつきの少ないプローブを提供することができ、高精細または均一な画質を得ることができる。

【0068】

20

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、素子ごとの特性のばらつきを少なくすることができる。

【0069】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

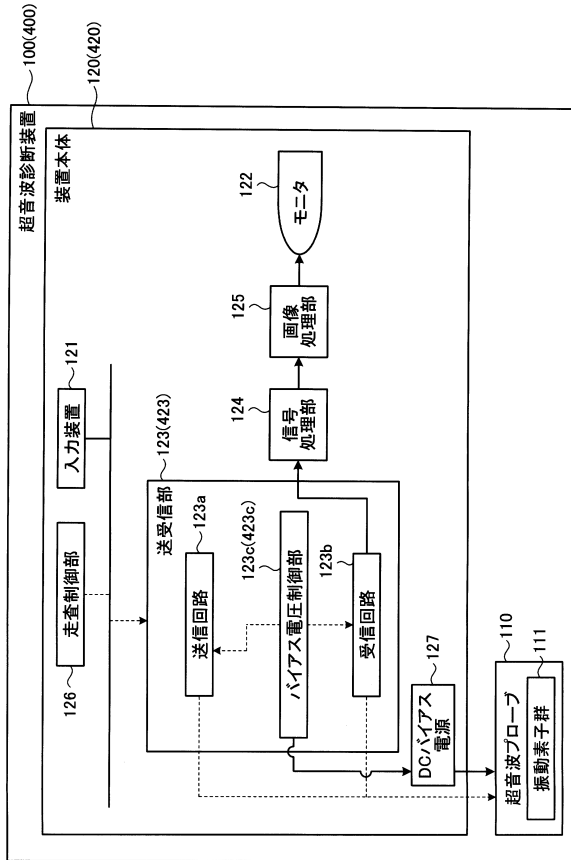
【符号の説明】

30

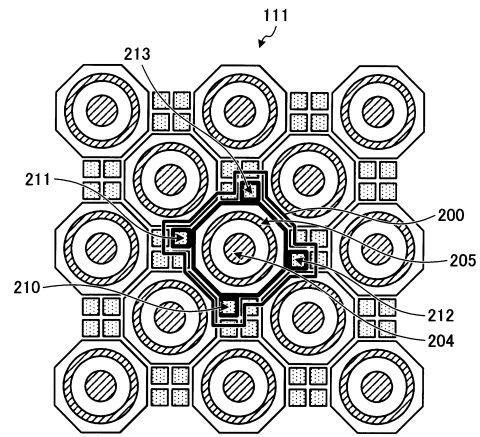
【0070】

- 100 超音波診断装置
- 110 超音波プローブ
- 123a 送信回路
- 123b 受信回路
- 302 第1の印加部
- 303 第2の印加部

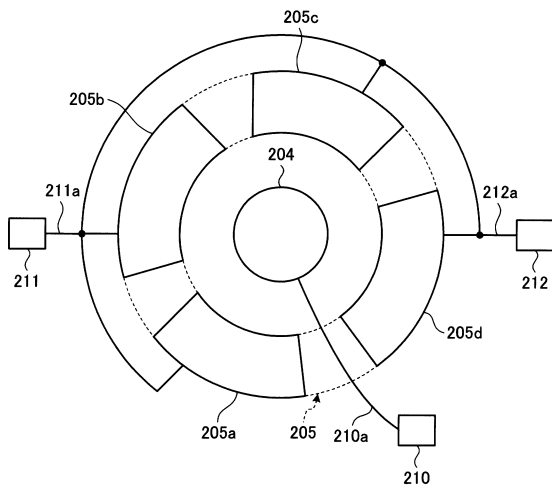
【 図 1 】



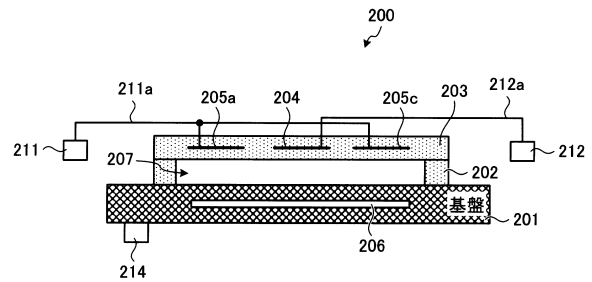
【 図 2 A 】



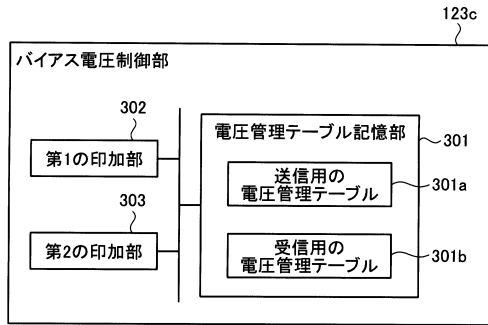
【 図 2 B 】



【 図 3 】



【図4】



【図5A】

301a

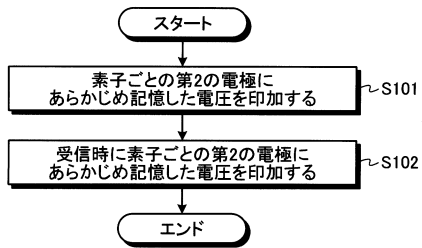
| 素子ID | 第2の電極 |
|------|-------|
| 1 | 10+2 |
| 2 | 10-3 |
| 3 | 10±0 |
| ... | ... |

【図5B】

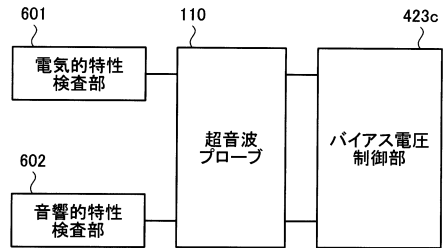
301b

| 素子ID | 第2の電極 |
|------|-------|
| 1 | 60+5 |
| 2 | 60-10 |
| 3 | 60±0 |
| ... | ... |

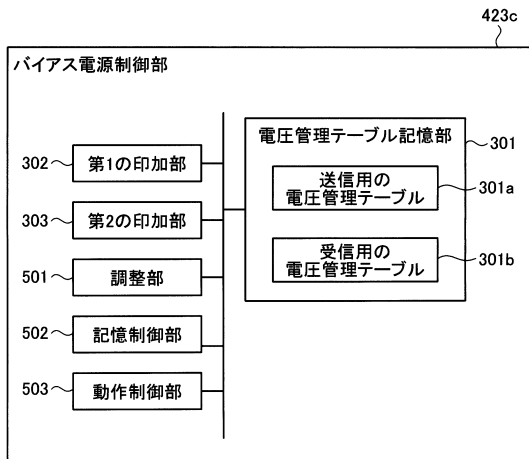
【図6】



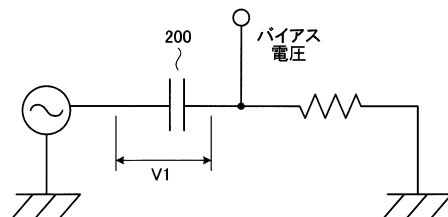
【図8A】



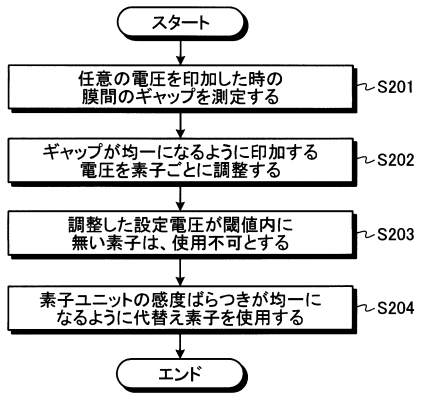
【図7】



【図8B】



【図9】



フロントページの続き

審査官 大石 剛

- (56)参考文献 特表2007-527285(JP,A)
特開平03-080841(JP,A)
特開2010-232971(JP,A)
特開2006-313137(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

| | |
|------|-------|
| A61B | 8/00 |
| G01N | 29/24 |
| H04R | 3/00 |
| H04R | 19/00 |

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP5996343B2 | 公开(公告)日 | 2016-09-21 |
| 申请号 | JP2012203061 | 申请日 | 2012-09-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 东芝公司 东芝医疗系统有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 东芝医疗系统有限公司 | | |
| [标]发明人 | 浜田賢治 馬場達朗 姚淙 | | |
| 发明人 | 浜田 賢治 馬場 達朗 姚 淙 | | |
| IPC分类号 | H04R19/00 A61B8/00 H04R3/00 G01N29/24 | | |
| FI分类号 | H04R19/00.330 A61B8/00 H04R3/00.310 H04R3/00.320 G01N29/24 G01N29/24.502 | | |
| F-TERM分类号 | 2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC03 2G047/CA01 2G047/EA01 2G047/EA07 2G047/EA10 2G047/GB02 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/GB06 5D019/AA21 5D019/DD01 5D019/EE06 5D019/FF04 5D220/AA16 5D220/AA47 5D220/BA06 5D220/BA23 | | |
| 审查员(译) | 大石 刚 | | |
| 其他公开文献 | JP2014060508A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种能够减少元件间特性差异的超声诊断设备。解决方案：超声诊断设备包括探头，传输部分，接收部分，第一应用部分和第二应用部分。该探针包括基板，与基板形成间隙的绝缘膜，设置在绝缘膜的中心部分的第一电极，以及设置在绝缘膜的两端的多个电容式超声波振动器。有第二个电极。传输超声波时的传输部分提供驱动脉冲以传输到第一电极。接收超声波时的接收部分对从第一电极接收的超声波进行增益处理。当发送超声波时的第一应用部分将为每个电容式超声波振动器确定的偏置电压施加到第二电极。当接收超声波时，第二应用部分将为每个电容式超声波振动器确定的偏置电压施加到第二电极。

