

(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2014-60508

(P2014-60508A)

(43) 公開日 平成26年4月3日(2014.4.3)

| (51) Int.Cl.                | F I            | テーマコード (参考) |
|-----------------------------|----------------|-------------|
| <b>HO4R 19/00</b> (2006.01) | HO4R 19/00 330 | 2G047       |
| <b>A61B 8/00</b> (2006.01)  | A61B 8/00      | 4C601       |
| <b>HO4R 3/00</b> (2006.01)  | HO4R 3/00 310  | 5D019       |
| <b>GO1N 29/24</b> (2006.01) | HO4R 3/00 320  | 5D220       |
|                             | GO1N 29/24 502 |             |

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (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)

(71) 出願人 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (71) 出願人 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 100089118  
 弁理士 酒井 宏明  
 (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

最終頁に続く

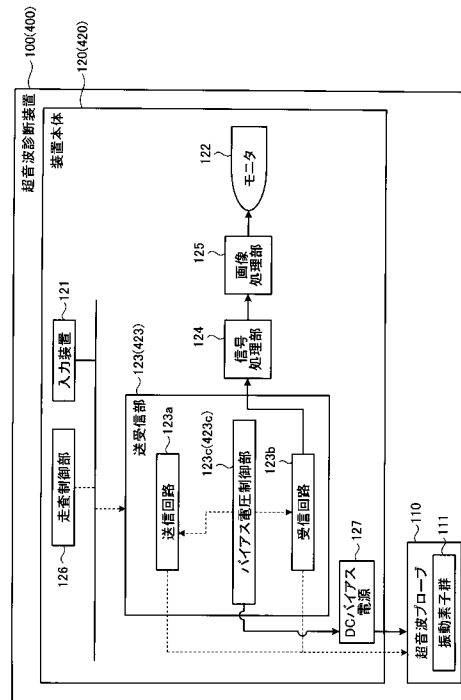
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】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、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。第1の印加部は、超音波を送信する場合に、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、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。

【選択図】 図1



**【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、

超音波を送信する場合に、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 の電極に印加する第 1 の印加部と、

超音波を受信する場合に、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を更に有し、

前記第 1 の印加部は、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 の電極に印加し、

前記第 2 の印加部は、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

ことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

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 4 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

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 5 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】**

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 2 】

近年、超音波診断装置のプローブ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。

## 【 0 0 0 3 】

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。

10

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 5 8 8 5 号 公 報

## 【 非特許文献 】

## 【 0 0 0 5 】

【 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

20

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 6 】

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 】

## 【 0 0 0 7 】

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、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。第1の印加部は、超音波を送信する場合に、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、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。

30

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 0 8 】

【 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。

40

【 図 2 A 】 図 2 A 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。

【 図 2 B 】 図 2 B 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 5 A 】 図 5 A 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 5 B 】 図 5 B 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

50

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。

【図 8 A】図 8 A 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 8 B】図 8 B 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)

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。この振動素子群 111 は、CMUT (Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers) である。なお、振動素子群 111 の構成については、図 2 A 及び図 2 B を用いて後述する。

【0013】

装置本体 120 は、入力装置 121 と、モニタ 122 と、送受信部 123 と、信号処理部 124 と、画像処理部 125 と、走査制御部 126 と、DC (Direct Current) バイアス電源 127 とを有する。

【0014】

入力装置 121 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 100 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 121 は、走査制御部 126 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【0015】

モニタ 122 は、超音波診断装置 100 の操作者が入力装置 121 を用いて各種設定要求を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示する。また、モニタ 122 は、画像処理部 125 において生成された超音波画像等を表示する。

【0016】

送受信部 123 は、送信回路 123 a と、受信回路 123 b と、バイアス電圧制御部 123 c とを有する。送信回路 123 a は、超音波プローブ 110 に駆動信号を供給する。受信回路 123 b は、超音波プローブ 110 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 123 c は、DC バイアス電源 127 により印加される DC バイアスの電圧を制御する。ここで、バイアス電圧制御部 123 c は、送信音圧及び受信感度が振動素子群 111 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 123 c の詳細な構成については、図 4 を用いて後述する。

【0017】

信号処理部 124 は、送受信部 123 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

10

20

30

40

50

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、ドプ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（ドプラデータ）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、ドプ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プラ画像を生成する。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。

10

【 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となっている。

20

【 0 0 2 1 】

すなわち、Bモードデータ及びドプラデータは、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 1 2 5 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プラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。

【 0 0 2 2 】

走査制御部 1 2 6 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 1 0 0 の処理全体を制御する。具体的には、走査制御部 1 2 6 は、入力装置 1 2 1 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 1 2 3、信号処理部 1 2 4 及び画像処理部 1 2 5 の処理を制御する。また、走査制御部 1 2 6 は、超音波画像データ等をモニタ 1 2 2 にて表示するように制御する。

30

【 0 0 2 3 】

DCバイアス電源 1 2 7 は、超音波プローブ 1 1 0 の振動素子群 1 1 1 にDCバイアスを印加する。

【 0 0 2 4 】

[ 振動素子群 1 1 1 の構成 ]

次に、図 2 A を用いて、振動素子群 1 1 1 の構成について説明する。図 2 A は、振動素子群 1 1 1 の実装デザインの一例を示す図である。振動素子群 1 1 1 は、図 2 A 中の太線で示したものを 1 単位とする振動素子 2 0 0 を複数有する。

40

【 0 0 2 5 】

また、この振動素子群 1 1 1 には、代替え用の振動素子 2 0 0 が含まれる。言い換えると、振動素子群 1 1 1 は、使用する振動素子 2 0 0 の数よりも多い数の振動素子 2 0 0 を有する。なお、以下では、振動素子 2 0 0 のことを「素子 2 0 0」と記載する。

【 0 0 2 6 】

図 2 A に示すように、この素子 2 0 0 は、第 1 の電極 2 0 4 と、第 2 の電極リング 2 0 5 と、4 つの電極引き出し端子 2 1 0 ~ 2 1 3 とを有する。第 1 の電極 2 0 4 は、円状の

50

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。

【0027】

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。

【0028】

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。

10

【0029】

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。

20

【0030】

[素子200の構成]

次に、図3を用いて、素子200の構成について説明する。図3は、素子200の構成の一例を示す図である。ここで、図3は、素子200において、第1の電極204、第2の電極205a及び205cを通る断面を示している。図3に示すように、素子200は、基盤201と、絶縁リム202と、絶縁膜203と、電極パッド214とを有する。基盤201には、第3の電極206が蒸着されている。絶縁膜203には、第1の電極204と、第2の電極205aと、第2の電極205cとが蒸着されている。なお、ここでは、第2の電極205a及び205cを例にあげて説明するが、第2の電極205b及び205dも、第2の電極205a及び205cと同様に配置される。

30

【0031】

絶縁リム202は、基板201の表面上の周辺部に配置される。また、絶縁膜203は、絶縁リム202の上部に配置される。これにより、基板201と絶縁膜203との間にギャップ207が形成される。電極パッド214は、下側の端部がグランドに接続される。

【0032】

素子200は、電氣的にコンデンサの構造を有する。例えば、素子200は、第2の電極205a～205dと第3の電極206との間にバイアス電圧が印加されると、ギャップ207に電界が発生し、その電界強度に由来して絶縁膜203が緊張する。そして、超音波周波数を有するAC (alternating current) 駆動パルスが第1の電極204に印加されると、絶縁膜203が励振して超音波が射出される。

40

【0033】

また、素子200は、絶縁膜203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203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207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200は、印加バイアスの大きさに応じて絶縁膜203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。

【0034】

50

[ 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。

【 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。

10

【 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。

【 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。

20

【 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 2 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 1 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高い電圧である。例えば、第 2 の印加部 3 0 3 は、ギャップが最小となるように、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 2 の印加部 3 0 3 は、電圧管理テーブル記憶部 3 0 1 に含まれる第 2 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 9 】

[ 電圧管理テーブル 3 0 1 a ( 3 0 1 b ) のデータ構造 ]

次に、図 5 A 及び図 5 B を用いて、電圧管理テーブル 3 0 1 a ( 3 0 1 b ) のデータ構造について説明する。ここでは、図 5 A を用いて、送信用の電圧管理テーブル 3 0 1 a のデータ構造の一例を説明し、図 5 B を用いて、受信用の電圧管理テーブル 3 0 1 b のデータ構造の一例を説明する。

30

【 0 0 4 0 】

図 5 A は、送信用の電圧管理テーブル 3 0 1 a のデータ構造の一例を示す図である。図 5 A に示すように、送信用の電圧管理テーブル 3 0 1 a は、「素子 ID」と、「第 2 の電極」とを対応付けた情報を記憶する。

【 0 0 4 1 】

ここで、図 5 A に示す送信用の電圧管理テーブル 3 0 1 a 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

【 0 0 4 2 】

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「12 V」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。

【 0 0 4 3 】

一例を挙げると、図 5 A に示す送信用の電圧管理テーブル 3 0 1 a は、超音波の送信時

50

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。

【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。

【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ID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)。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 5 2 】

( 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。

10

【 0 0 5 3 】

[ 第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 4 0 0 の構成 ]

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 4 0 0 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 1 0 0 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 1 2 0 を装置本体 4 2 0、送受信部 1 2 3 を送受信部 4 2 3、バイアス電圧制御部 1 2 3 c をバイアス電圧制御部 4 2 3 c 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。

【 0 0 5 4 】

[ バイアス電圧制御部 4 2 3 c の構成 ]

次に、図 7 を用いて、バイアス電圧制御部 4 2 3 c 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 4 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、調整部 5 0 1 と、記憶制御部 5 0 2 と、動作制御部 5 0 3 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。

20

【 0 0 5 5 】

調整部 5 0 1 は、素子 2 0 0 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 2 0 0 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 6 0 1 及び音響的特性検査部 6 0 2 により計測される。

30

【 0 0 5 6 】

記憶制御部 5 0 2 は、調整部 5 0 1 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 3 0 1 a として電圧管理テーブル記憶部 3 0 1 に記憶させる。また、記憶制御部 5 0 2 は、調整部 5 0 1 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 3 0 1 b として電圧管理テーブル記憶部 3 0 1 に記憶させる。

【 0 0 5 7 】

動作制御部 5 0 3 は、素子 2 0 0 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 2 0 0 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用の素子 2 0 0 を動作させる。

40

【 0 0 5 8 】

[ 素子 2 0 0 のばらつき検査 ]

次に、図 8 A 及び図 8 B を用いて、素子 2 0 0 の特性のばらつきを検査する動作について説明する。図 8 A 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。

【 0 0 5 9 】

図 8 A に示すように、超音波プローブ 1 1 0 は、電気特性検査部 6 0 1 と、音響的特性検査部 6 0 2 とに接続する。例えば、電気特性検査部 6 0 1 及び音響的特性検査部 6 0 2 は、超音波診断装置 4 0 0 の外部に設けられ、超音波プローブ 1 1 0 とスイッチを介して接続される。また、超音波プローブ 1 1 0 は、図示しない DC バイアス電源 1 2 7 を介して、バイアス電圧制御部 4 2 3 c と接続する。

【 0 0 6 0 】

50

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 205 a ~ 205 d 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 423 c に出力する。

【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 205 a ~ 205 d 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 423 c に出力する。

【0062】

バイアス電圧制御部 423 c 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。

10

【0063】

図 8 B 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。

【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 S201)。

20

【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 301 a 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 301 b として電圧管理テーブル記憶部 301 に記憶させる。

30

【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用の素子 200 を使用する (ステップ S204)。

【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。

40

【0068】

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

50

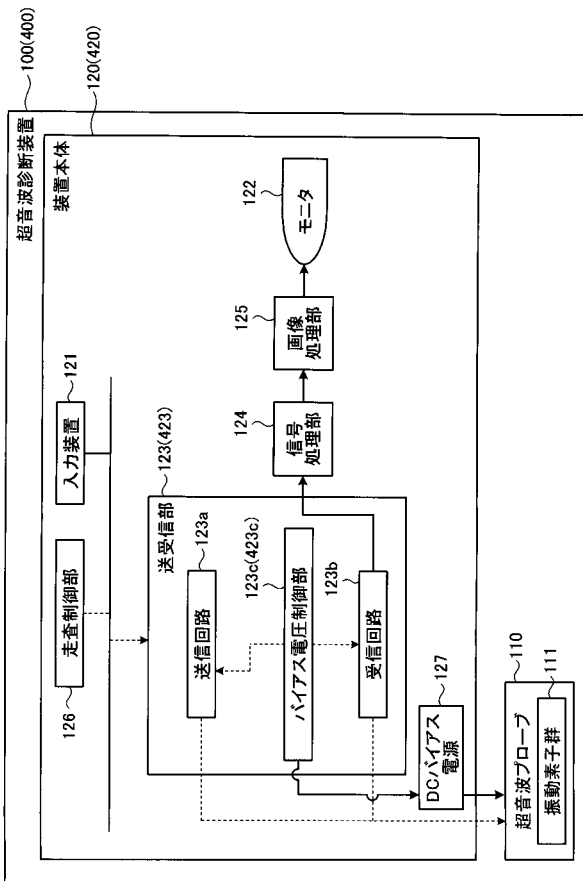
ある。

【符号の説明】

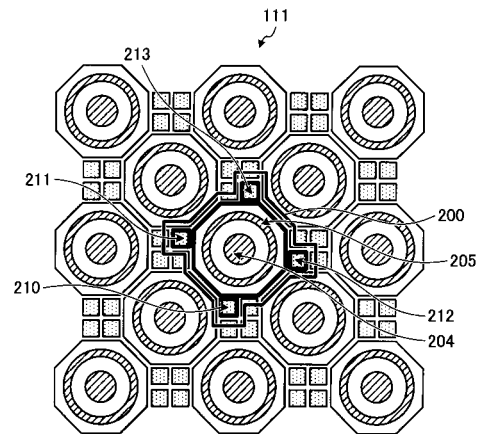
【0070】

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

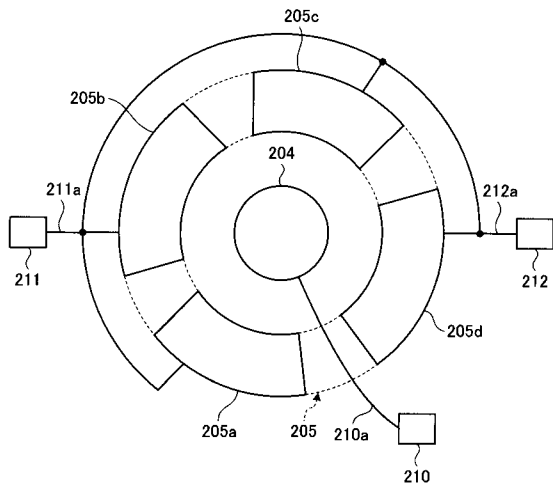
【図1】



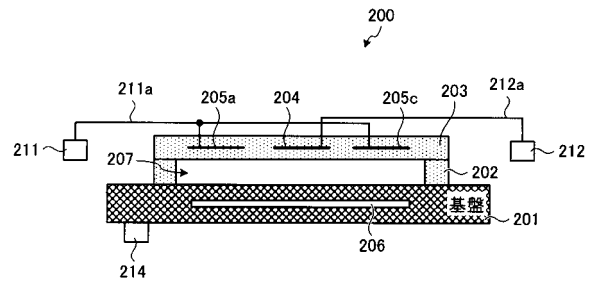
【図2A】



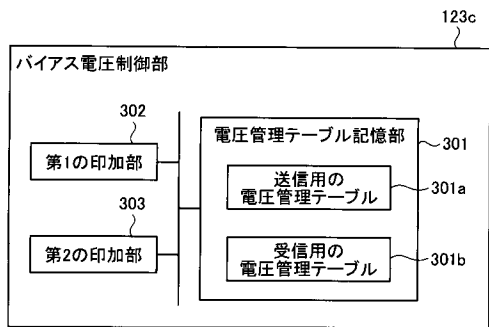
【図 2 B】



【図 3】



【図 4】



【図 5 A】

301a

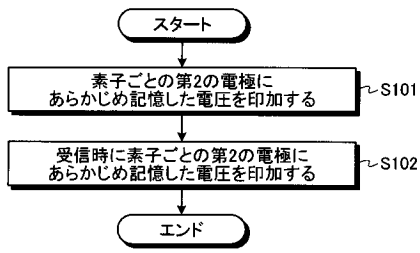
| 素子ID | 第2の電極 |
|------|-------|
| 1    | 10+2  |
| 2    | 10-3  |
| 3    | 10±0  |
| ...  | ...   |

【図 5 B】

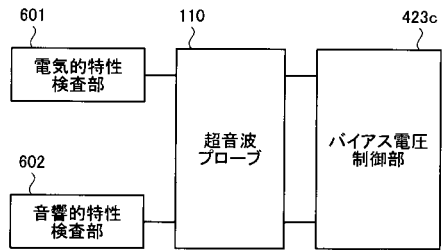
301b

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

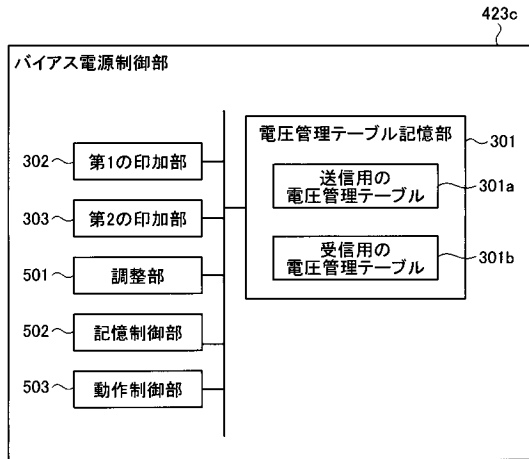
【 図 6 】



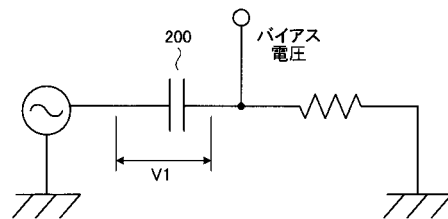
【 図 8 A 】



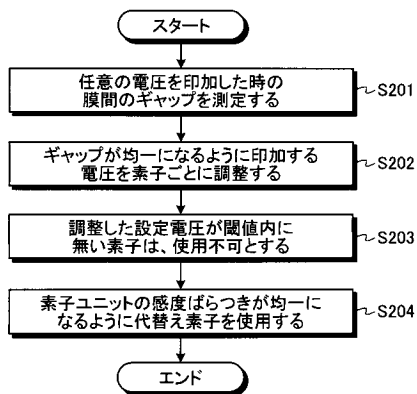
【 図 7 】



【 図 8 B 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 姚 涼

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2G047 AA12 AC13 BA03 BC03 CA01 EA01 EA07 EA10 GB02

4C601 EE01 EE04 GB06

5D019 AA21 DD01 EE06 FF04

5D220 AA16 AA47 BA06 BA23

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2014060508A</a>   | 公开(公告)日 | 2014-04-03 |
| 申请号            | JP2012203061  | 申请日     | 2012-09-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司  |         |            |
| [标]发明人         | 浜田賢治<br>馬場達朗<br>姚淙  |         |            |
| 发明人            | 浜田 賢治<br>馬場 達朗<br>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 G01N29/24.502 G01N29/24  |         |            |
| 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 |         |            |
| 代理人(译)         | 酒井宏明  |         |            |
| 其他公开文献         | JP5996343B2   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

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荡器。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荡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荡器确定的偏置电压施加到第二电极。

