

(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2017-158651

(P2017-158651A)

(43) 公開日 平成29年9月14日(2017.9.14)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F1
A61B 8/14テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2016-43859 (P2016-43859)
(22) 出願日 平成28年3月7日(2016.3.7)(71) 出願人 000002369
セイコーエプソン株式会社
東京都新宿区新宿四丁目1番6号
(74) 代理人 110000637
特許業務法人樹之下知的財産事務所
(72) 発明者 鶴野 次郎
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 FF05 GB06 GB20
GB21 GB24 GB44 JC33

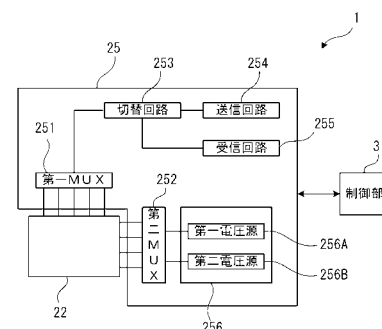
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ、超音波測定装置、及び超音波測定方法

(57) 【要約】

【課題】 穿刺作業の手間を軽減可能な超音波プローブ、超音波測定装置、及び超音波測定方法を提供する。

【解決手段】 超音波プローブは、第一方向、及び第一方向に交差する第二方向に沿ってアレイ状に配置された複数の超音波トランスデューサーと、第一方向に沿った超音波トランスデューサーの各々を結線する共通電極配線と、第二方向に沿った超音波トランスデューサーの各々を結線する駆動電極配線と、共通電極配線にバイアス電圧を出力するバイアス電圧出力部と、を備え、バイアス電圧出力部は、超音波の受信を有効にする第一バイアス電圧と、超音波の受信を無効にする第二バイアス電圧と、を切り替える電圧切替部を含む。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第一方向、及び前記第一方向に交差する第二方向に沿ってアレイ状に配置された複数の超音波トランスデューサーと、

前記第一方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する共通電極配線と

、

前記第二方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する駆動電極配線と

、

前記共通電極配線にバイアス電圧を出力するバイアス電圧出力部と、を備え、

前記バイアス電圧出力部は、超音波の受信を有効にする第一バイアス電圧と、前記超音波の受信を無効にする第二バイアス電圧と、を切り替える電圧切替部を含む

10

ことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

超音波プローブと、前記超音波プローブを制御する制御部と、を備え、

前記超音波プローブは、

第一方向、及び前記第一方向に交差する第二方向に沿ってアレイ状に配置された複数の超音波トランスデューサーと、

前記第一方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する共通電極配線と

、

前記第二方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する駆動電極配線と

20

、

前記共通電極配線にバイアス電圧を出力するバイアス電圧出力部と、を備え、

前記バイアス電圧出力部は、超音波の受信を有効にする第一バイアス電圧と、前記超音波の受信を無効にする第二バイアス電圧と、を切り替える電圧切替部を含む

ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波測定装置において、

前記制御部は、

前記超音波プローブから前記超音波を送信させる超音波送信処理において、前記共通電極配線に対して前記第一バイアス電圧を出力し、第一数の前記駆動電極配線に対して駆動電圧を出力する送信制御手段と、

30

前記超音波プローブで前記超音波を受信させる超音波受信処理において、第二数の前記共通電極配線に対して前記第一バイアス電圧を出力し、その他の前記共通電極配線に対して前記第二バイアス電圧を出力し、前記超音波送信処理において前記駆動電圧が出力された前記第一数の前記駆動電極配線から出力される受信信号を取得する受信制御手段と、

を備えることを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波測定装置において、

前記送信制御手段は、前記第一方向に沿って隣り合う前記第一数の前記駆動電極配線に前記駆動電圧を出力する

40

ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 5】

請求項 3 又は請求項 4 に記載の超音波測定装置において、

前記受信制御手段は、前記第二方向に沿って隣り合う前記第二数の前記共通電極配線に前記第一バイアス電圧を出力する

ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 6】

請求項 3 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波測定装置において、

前記送信制御手段は、前記駆動電圧を出力する前記駆動電極配線を前記第一方向に沿って切り替えて、前記第一方向に並ぶ所定数の前記超音波トランスデューサーから前記超音

50

波を送信させる走査処理を複数回実施し、

前記受信制御手段は、前記走査処理が終了する毎に、前記第一バイアス電圧を出力する前記共通電極配線を前記第二方向に沿って切り替える

ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 7】

請求項 2 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の超音波測定装置において、

前記制御部は、前記第一バイアス電圧が出力された前記超音波トランスデューサーから出力される受信信号に基づいて、対象物の内部断層画像を形成する画像形成手段を備えることを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 8】

第一方向、及び前記第一方向に交差する第二方向に沿ってアレイ状に配置された複数の超音波トランスデューサーと、前記第一方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する共通電極配線と、前記第二方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する駆動電極配線と、前記共通電極配線にバイアス電圧を出力するバイアス電圧出力部と、を備え、前記バイアス電圧出力部は、超音波の受信を有効にする第一バイアス電圧と、前記超音波の受信を無効にする第二バイアス電圧と、を切り替える電圧切替部を有する超音波プローブを用いた超音波測定方法であって、

前記共通電極配線に対して前記第一バイアス電圧を出力し、第一数の前記駆動電極配線に対して駆動電圧を出力する超音波送信ステップと、

第二数の前記共通電極配線に対して前記第一バイアス電圧を出力し、その他の前記共通電極配線に対して前記第二バイアス電圧を出力し、前記超音波送信ステップにおいて前記駆動電圧が出力された前記第一数の前記駆動電極配線から出力される受信信号を取得する超音波受信ステップと、を実施する

ことを特徴とする超音波測定方法。

【請求項 9】

第一方向、及び前記第一方向に交差する第二方向に沿ってアレイ状に配置された複数の超音波トランスデューサーと、

前記第一方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する共通電極配線と、

、

前記第二方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する駆動電極配線と、

、

前記共通電極配線にバイアス電圧を出力するバイアス電圧出力部と、を備え、

前記バイアス電圧出力部は、前記バイアス電圧を出力する電圧源と、前記共通電極配線との接続及び切断を切り替える接続切替部と、を備える

ことを特徴とする超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブ、超音波測定装置、及び超音波測定方法等に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体に対して穿刺針を挿入する穿刺作業において使用される超音波測定装置が知られている。このような超音波測定装置では、超音波プローブを生体に当接させ、超音波プローブによる超音波測定により、生体の内部断層画像を取得して表示させる。これにより、施術者は、表示された内部断層画像を観察しながら穿刺作業を行うことができる。

しかしながら、超音波測定装置を用いた穿刺作業では、施術者は、モニターを観察しつつ、片手で超音波プローブの位置や角度を調整し、さらに他方の手で穿刺針を生体に挿入する必要があり、煩雑な作業が伴った。これに対して、このような煩雑な穿刺作業を軽減させる超音波装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0003】

10

20

30

40

50

特許文献 1 に記載の超音波測定装置の超音波プローブは、複数の振動子が配列された探触子と、穿刺針を挿通するガイド穴が設けられた穿刺針ガイドと、その穿刺針ガイドを回動可能に支持し、探触子に固定される支持アームと、を備える。このような構成では、穿刺針が複数の振動子の配列方向の延長上に位置するように、支持アームを回動させる。これにより、穿刺針ガイドに保持された穿刺孔が、超音波プローブにより取得される内部断層画像内に映り込むようになる。よって、穿刺針を内部断層画像で確認しやすくなり、穿刺作業の手間が低減される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

10

【特許文献 1】特開 2005-319173 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、上記特許文献 1 に記載の超音波プローブでは、内部断層画像内に穿刺針が映り込むので、穿刺針の位置を確認しやすくなるが、超音波プローブの位置や角度を調整する作業は軽減されない。このため、施術者は、やはり、モニターを確認しながら、一方の手で超音波プローブを操作し、他方の手で穿刺針を挿入する作業を行う必要があり、穿刺作業の軽減を十分に図れない。

【0006】

20

本発明は、穿刺作業の手間を軽減可能な超音波プローブ、超音波測定装置、及び超音波測定方法を提供することを目的の 1 つとしており、以下において当該目的を達成可能な形態又は適用例を説明する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

一適用例の超音波プローブは、第一方向、及び前記第一方向に交差する第二方向に沿ってアレイ状に配置された複数の超音波トランスデューサーと、前記第一方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する共通電極配線と、前記第二方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する駆動電極配線と、前記共通電極配線にバイアス電圧を出力するバイアス電圧出力部と、を備え、前記バイアス電圧出力部は、超音波の受信を有効にする第一バイアス電圧と、前記超音波の受信を無効にする第二バイアス電圧と、を切り替える電圧切替部を含むことを特徴とする。

30

【0008】

本適用例では、第一方向及び第二方向に沿ってアレイ状に配置された超音波トランスデューサーのうちの第一方向に沿った超音波トランスデューサーの各々が、共通電極配線により接続され、第二方向に沿った超音波トランスデューサーの各々が、駆動電極配線により接続される。そして、電圧出力部は、超音波プローブにおいて、超音波を受信させる超音波受信処理において、受信を行う（受信信号を取り出したい）超音波トランスデューサーに対して、超音波の受信を有効にするための第一バイアス電圧を出力し、受信を行わない（受信信号を取得しない）超音波トランスデューサーに対して、受信を無効にする第二バイアス電圧を出力する。

40

つまり、超音波受信処理において、対象物の断面構造を測定したい位置（測定領域）に対応した超音波トランスデューサーに第一バイアス電圧が出力され、それ以外の超音波トランスデューサーに対して第二バイアス電圧が出力される。これにより、測定領域以外の他の領域に対応する超音波トランスデューサーは、受信感度が低くなり、出力される受信信号も小さくなる。一方、測定領域に対応した超音波トランスデューサーは、受信感度が高くなり、内部断層構造に対応した受信信号を好適に得ることができる。

【0009】

このような超音波プローブでは、第一バイアス電圧及び第二バイアス電圧を出力する共通電極配線を切り替えることで、2次元アレイ構造に配置された各超音波トランスデュー

50

サーのうち、測定領域に対応した超音波トランスデューサーで超音波測定（超音波送信処理及び超音波受信処理）を実施させることができる。例えば、第1の測定領域に対応した共通電極配線に第一バイアス電圧を出力し、その他の共通電極配線に第二バイアス電圧を出力することで、第1の測定領域に対応した内部断層構造を測定できる。また、第1の測定領域とは異なる第2の測定領域に対応した共通電極配線に第一バイアス電圧を出力し、その他の共通電極配線に第二バイアス電圧を出力するように、バイアス電圧の出力先を切り替えることで、第2の測定領域に対応した内部断層構造を測定できる。

特に穿刺作業においては、施術者が超音波プローブの位置や角度を調整することなく、複数位置での内部断層構造を測定することができるため、穿刺作業の効率を向上させることができる。また、広範囲に亘る超音波測定の測定結果を得ることができるので、穿刺針の位置も容易に取得できる。したがって、穿刺作業の負荷を飛躍的に軽減させることができ、かつ、これによって施術者が穿刺針の操作に集中できることから、穿刺成功率も飛躍的に向上させることができる。

【0010】

一適用例に係る超音波測定装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを制御する制御部と、を備え、前記超音波プローブは、第一方向、及び前記第一方向に交差する第二方向に沿ってアレイ状に配置された複数の超音波トランスデューサーと、前記第一方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する共通電極配線と、前記第二方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する駆動電極配線と、前記共通電極配線にバイアス電圧を出力するバイアス電圧出力部と、を備え、前記バイアス電圧出力部は、超音波の受信を有効にする第一バイアス電圧と、前記超音波の受信を無効にする第二バイアス電圧と、を切り替える電圧切替部を含むことを特徴とする。

本適用例では、超音波測定装置は、上述したような超音波プローブと、この超音波プローブを制御する制御部とを有する。本適用例では、制御部により、超音波プローブにおけるバイアス電圧を出力する共通電極配線を切り替えることで、複数の位置に対応した内部断層構造を容易に測定することができる。よって、上記適用例と同様、穿刺作業における施術者の手間を軽減させることができ、穿刺作業の効率化及び穿刺成功率の向上を図れる。

【0011】

本適用例の超音波測定装置において、前記制御部は、前記超音波プローブから前記超音波を送信させる超音波送信処理において、前記共通電極配線に対して前記第一バイアス電圧を出力し、第一数の前記駆動電極配線に対して駆動電圧を出力する送信制御手段と、前記超音波プローブで前記超音波を受信させる超音波受信処理において、第二数の前記共通電極配線に対して前記第一バイアス電圧を出力し、その他の前記共通電極配線に対して前記第二バイアス電圧を出力し、前記超音波送信処理において前記駆動電圧が出力された前記第一数の前記駆動電極配線から出力される受信信号を取得する受信制御手段と、を備えることが好ましい。

本適用例では、制御部は、送信制御手段と受信制御手段とを有する。送信制御手段は、駆動電圧及び第一バイアス電圧を出力する配線（駆動電極配線、共通電極配線）を選択して、超音波送信処理を行い、受信制御手段は、第一バイアス電圧及び第二バイアス電圧を出力する共通電極配線を選択して、超音波受信処理を行う。これにより、上述したような、所望とする測定領域に対する超音波測定を適切に実施できる。

【0012】

本適用例の超音波測定装置において、前記送信制御手段は、前記第一方向に沿って隣り合う前記第一数の前記駆動電極配線に前記駆動電圧を出力することが好ましい。

本適用例では、送信制御手段は、第一方向に沿って隣り合う第一数の駆動電極配線に駆動電圧を出力する。超音波測定において、第一方向に沿った全ての駆動電極配線に電圧を出力すると、測定を行いたい領域（測定領域）以外にも超音波が送信される。この場合、測定領域以外に送信された超音波の反射波が受信されることで、測定精度が低下する。これに対して、本適用例では、全ての駆動電極配線ではなく、測定領域に対応した第一数の

10

20

30

40

50

駆動電極配線に対して駆動電圧を出力する。これにより、測定領域以外への超音波の送信が抑制され、精度の高い超音波測定を実施することが可能となる。

また、ある測定領域に対する超音波測定を実施する際に、当該測定領域に対応する駆動電極配線に、所定間隔で（例えば1つおきに）駆動電圧を出力することもできるが、この場合では、超音波の音圧が低下してしまう。これに対して、本適用例では、隣り合う第一数の駆動電極配線に対して駆動電圧を出力するので、超音波の音圧低下を抑制できる。

【0013】

本適用例の超音波測定装置において、前記受信制御手段は、前記第二方向に沿って隣り合う前記第二数の前記共通電極配線に前記第一バイアス電圧を出力することが好ましい。

本適用例では、受信制御手段は、第二方向に隣り合う第二数の共通電極配線に対して第一バイアス電圧を出力する。

超音波測定において、第一方向に沿った内部断層構造を第二方向に沿って複数回測定する場合、例えば、第二方向に沿って並ぶ全ての共通電極配線に対して第一バイアス電圧を出力すると、測定対象となる内部断層構造の測定位置（測定領域）よりも第二方向に沿ってずれた位置にある超音波トランスデューサーからの受信信号が混入してしまい、所望の内部断層構造に対する測定精度が低下する。これに対して、本適用例では、測定領域に対応した第二数の超音波トランスデューサーからの受信信号を取得することができるので、測定精度を低下させる受信信号が混入せず、測定精度の向上を図れる。

【0014】

本適用例の超音波測定装置において、前記送信制御手段は、前記駆動電圧を出力する前記駆動電極配線を前記第一方向に沿って切り替えて、前記第一方向に並ぶ所定数の前記超音波トランスデューサーから前記超音波を送信させる走査処理を複数回実施し、前記受信制御手段は、前記走査処理が終了する毎に、前記第一バイアス電圧を出力する前記共通電極配線を前記第二方向に沿って切り替えることが好ましい。

【0015】

本適用例では、超音波送信処理において、駆動電圧を出力する駆動電極配線を第一方向に沿って切り替えることで、第一方向に並ぶ超音波トランスデューサーを第一数ずつ順次駆動させる走査処理を複数回実施する。

一方、超音波受信処理は、駆動電極線への駆動電圧の切り替えタイミング毎に実施すれば、1回の前記走査処理によって、第一方向に沿う1つの内部断層構造に対する測定を行うことができる（内部断層構造を画像化する場合では、1つの内部断層画像を形成できる）。そして、超音波受信処理において、この1回の走査処理を終了する毎に、第一バイアス電圧を出力する共通電極配線を第二方向に移動させることで、第二方向に沿って並ぶ他の内部断層構造を測定することが可能となる。したがって、走査処理が終了する毎に、第一バイアス電圧を出力する共通電極配線を第二方向に沿って順次移動させることで、複数の内部断層構造に対する測定を行うことができる。

【0016】

本適用例の超音波測定装置において、前記制御部は、前記第一バイアス電圧が出力された前記超音波トランスデューサーから出力される受信信号に基づいて、対象物の内部断層画像を形成する画像形成手段を備えることが好ましい。

本適用例では、画像形成手段は、超音波測定の測定結果（超音波の送信タイミングから受信信号の受信タイミングまでの時間）に基づいて、対象物の内部断層画像を形成する。これにより、第一方向に沿い、かつ第二方向に並ぶ複数の内部断層画像を取得することができる。

【0017】

一適用例の超音波測定方法は、第一方向、及び前記第一方向に交差する第二方向に沿ってアレイ状に配置された複数の超音波トランスデューサーと、前記第一方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する共通電極配線と、前記第二方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する駆動電極配線と、前記共通電極配線にバイアス電圧を出力するバイアス電圧出力部と、を備え、前記バイアス電圧出力部は、超音波の

受信を有効にする第一バイアス電圧と、前記超音波の受信を無効にする第二バイアス電圧と、を切り替える電圧切替部を有する超音波プローブを用いた超音波測定方法であって、前記共通電極配線に対して前記第一バイアス電圧を出力し、第一数の前記駆動電極配線に対して駆動電圧を出力する超音波送信ステップと、第二数の前記共通電極配線に対して前記第一バイアス電圧を出力し、その他の前記共通電極配線に対して前記第二バイアス電圧を出力し、前記超音波送信ステップにおいて前記駆動電圧が出力された前記第一数の前記駆動電極配線から出力される受信信号を取得する超音波受信ステップと、を実施することを特徴とする。

本適用例では、上述した適用例と同様、内部断層構造を取得したい測定領域に対する超音波の送受信処理を好適に実施することができる。また、第一バイアス電圧及び第二バイアス電圧の出力先を切り替えることで、受信信号を取得する超音波トランスデューサーが切り替えられ、測定領域を切り替えることができる。よって、対象物に対する複数個所に対する超音波測定を、超音波プローブの位置や角度を調整することなく行うことができる。

【0018】

一適用例の超音波プローブでは、第一方向、及び前記第一方向に交差する第二方向に沿ってアレイ状に配置された複数の超音波トランスデューサーと、前記第一方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する共通電極配線と、前記第二方向に沿った前記超音波トランスデューサーの各々を結線する駆動電極配線と、前記共通電極配線にバイアス電圧を出力するバイアス電圧出力部と、を備え、前記バイアス電圧出力部は、前記バイアス電圧を出力する電圧源と、前記共通電極配線との接続及び切断を切り替える接続切替部と、を備えることを特徴とする。

本適用例では、接続切替部は、超音波送信時において、超音波を送信させる超音波トランスデューサーに接続される共通電極配線とバイアス電圧出力部と接続し、超音波の送信を行わない超音波トランスデューサーに接続される共通電極配線とバイアス電圧出力部との接続を切断する。この場合、超音波の送信を行わない共通電極配線はフロートとなるので、駆動電極配線に駆動電圧が出力されたとしても、超音波トランスデューサーが駆動されず、超音波が送信されない。よって、測定領域に対して超音波を送信し、その他の領域に超音波が送信されないので、測定領域に対する内部断層構造に対応した受信信号を精度よく取得することができる。この場合でも、複数の測定領域に対する超音波測定を実施することができるので、施術者は、超音波プローブの位置や角度を調整する手間を軽減でき、穿刺作業の効率化及び穿刺成功率の向上を図れる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】第一実施形態の超音波測定装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】第一実施形態の超音波プローブの概略構成を示す斜視図。

【図3】第一実施形態の超音波センサーの概略構成を示す平面図

【図4】図3の一部を拡大した超音波センサーの拡大平面図。

【図5】図4のA-A線を切断した際の超音波センサーの概略断面図。

【図6】第一実施形態の超音波プローブの回路構成の概略を示すブロック図。

【図7】第一バイアス電圧と第二バイアス電圧との関係を示す図。

【図8】第一実施形態の超音波プローブを用いて生体の超音波測定処理を行う場合のイメージ図。

【図9】第一実施形態における超音波測定方法を示すフローチャート。

【図10】第一実施形態における超音波測定処理でのタイミングチャート。

【図11】第一実施形態の超音波測定方法における素子部の駆動順を説明するための図。

【図12】第一実施形態の表示部に表示される内部断層画像の一例を示す図。

【図13】第二実施形態における超音波測定方法を示すフローチャート。

【図14】第二実施形態における超音波測定方法における素子部の駆動順を説明するための図。

10

20

30

40

50

【図 1 5】第三実施形態における超音波測定方法を示すフローチャート。

【図 1 6】第三実施形態における超音波測定方法における素子部の駆動順を説明するための図。

【発明を実施するための形態】

【0020】

〔第一実施形態〕

以下、第一実施形態に係る超音波測定装置について説明する。

図 1 は、第一実施形態の超音波測定装置 1 の概略構成を示すブロック図である。

図 1 に示すように、本実施形態の超音波測定装置 1 は、対象物（本実施形態では生体 X）に対して固定される超音波プローブ 2 と、超音波プローブ 2 を制御して生体 X 内の内部断層画像を得る制御部 3 と、得られた内部断層画像が表示される表示部 4 と、を備えている。

【0021】

本実施形態の超音波測定装置 1 は、例えば穿刺針 1 1（図 8 参照）を生体内の所定の器官（例えば血管）に挿入する穿刺作業を行う際に好適に用いることができる。なお、以降の説明では、超音波測定装置 1 を穿刺作業に用いる場合を例示して説明するが、当該超音波測定装置 1 は、穿刺作業に限定されず、生体 X の患部位置を超音波診断する際にも利用できる。

超音波測定装置 1 では、穿刺作業において、超音波プローブ 2 を生体における穿刺を行いたい患部位置に固定し、超音波プローブ 2 から生体内に超音波を送信する超音波送信処理、及び生体内で反射された反射超音波を受信する超音波受信処理を行う。そして、超音波プローブ 2 は、超音波受信処理により得られた受信信号を制御部 3 に出力し、制御部 3 は受信信号に基づいて生体内の内部断層画像を形成して表示部 4 に表示させる。

このような超音波測定装置 1 を用いることで、施術者は、表示部 4 に表示された内部断層画像を確認（観察）しながら、穿刺作業を効率的に行うことができる。

以下、本実施形態の超音波測定装置 1 の各構成について、詳細に説明する。

【0022】

〔超音波プローブ〕

図 2 は、第一実施形態の超音波プローブ 2 の概略構成を示す斜視図である。

本実施形態の超音波プローブ 2 は、図 2 に示すように、筐体 2 1 と、筐体 2 1 の内部に収納される超音波センサー 2 2 と、回路基板 2 5（図 6 参照）とを含んで構成されている。この超音波プローブ 2 は、例えば信号ケーブル 2 1 1 を介して制御部 3 に接続されており、超音波プローブ 2 と制御部 3 とが通信可能に接続される。

【0023】

筐体 2 1 は、例えば平面視が矩形状となる箱状部材であり、内部に超音波センサー 2 2 や回路基板 2 5 を収納する。この筐体 2 1 は、生体 X に対向する一面（センサー面 2 1 2）に、センサー窓 2 1 2 A が設けられており、当該センサー窓 2 1 2 A には、超音波センサー 2 2 が外部（生体 X 側）に臨んで設けられている。

穿刺作業を実施する際には、超音波プローブ 2 は、生体 X に粘着層（図示略）により固定される。この際、センサー窓 2 1 2 A から露出する超音波センサー 2 2 と生体 X との間にジェル等の音響整合剤が充填され、超音波センサー 2 2 と生体 X との間での超音波の伝搬が効率良く行われる。

【0024】

〔超音波センサー〕

次に、超音波センサー 2 2 について説明する。

図 3 は、本実施形態の超音波センサー 2 2 の概略構成を示す平面図である。図 4 は、図 3 の一部を拡大した平面図である。図 5 は、図 4 の A-A 線を断面した際の超音波センサー 2 2 の概略断面図である。なお、図 3 及び図 4 においては、封止板 2 2 2 の表示を省略している。

この超音波センサー 2 2 には、図 3 に示すように、アレイ領域 2 2 A と、駆動端子領域

10

20

30

40

50

22Bと、共通端子領域22Cとを有する。

アレイ領域22Aには、互いに交差（本実施形態では、直交を例示）するX方向（第一方向）及びY方向（第二方向）に沿って、2次元アレイ状に配置された複数の素子部23が設けられている。各素子部23は、図4に示すように、X方向及びY方向に沿ってアレイ配置された所定数の超音波トランスデューサー24を含んで構成されている。

つまり、素子部23は、X方向にm個（図4の例では $m=5$ ）、Y方向にn個（図4の例では、 $n=12$ ）の $m \times n$ 個の超音波トランスデューサー24を含んで構成され、超音波センサー22は、X方向にM個（本実施形態では $M=64$ ）、Y方向にN個（本実施形態では、 $N=16$ ）の $M \times N$ 個の素子部23により構成される。

【0025】

上記のような超音波センサー22は、例えば、図5に示すように、素子基板221、封止板222、及び音響整合層223等を含んで構成されている。

素子基板221は、図5に示すように、基部221Aと、振動膜221Bと、圧電素子221Cと、を備えている。

基部221Aは、例えばSi等の半導体基板により構成されている。この基部221Aには、各々の超音波トランスデューサー24に対応した開口部221A1が設けられている。本実施形態では、各開口部221A1は、基部221Aの基板厚み方向を貫通した貫通孔であり、当該貫通孔の一端側（封止板222側）に振動膜221Bが設けられる。

【0026】

振動膜221Bは、例えば SiO_2 や、 SiO_2 及び ZrO_2 の積層体等より構成され、基部221Aの封止板222側全体を覆って設けられている。すなわち、振動膜221Bは、開口部221A1を構成する隔壁221A2により支持され、開口部221A1の封止板222側を閉塞する。この振動膜221Bの厚み寸法は、基部221Aに対して十分小さい厚み寸法となる。

【0027】

圧電素子221Cは、図4及び図5に示すように、各開口部221A1を閉塞する振動膜221B上にそれぞれ設けられている。この圧電素子221Cは、下部電極221C1、圧電膜221C2、及び上部電極221C3の積層体により構成されている。ここで、振動膜221Bのうち、開口部221A1を閉塞する領域と、圧電素子221Cとにより、1つの超音波トランスデューサー24が構成される。

【0028】

このような超音波トランスデューサー24では、下部電極221C1及び上部電極221C3の間に所定周波数の矩形波電圧が出力されることで、圧電膜221C2が変形され、これにより開口部221A1を閉塞する振動膜221Bが振動することで、超音波が送信される（超音波送信処理）。また、振動膜221Bに超音波が入力されて振動膜221Bが振動すると、圧電膜221C2の下部電極221C1側と上部電極221C3側との間で電位差が生じる。これにより、下部電極221C1及び上部電極221C3の電位差を検出することで、超音波が受信されたことを検出することが可能となる（超音波受信処理）。

【0029】

また、本実施形態では、上述のように、超音波トランスデューサー24が、X方向及びY方向に沿ってアレイ状に配置されている。

ここで、下部電極221C1は、駆動電極配線であり、Y方向に沿う直線状に形成され、X方向に沿って複数平行に配列される。つまり、下部電極221C1は、Y方向に並ぶ複数の超音波トランスデューサー24に跨って設けられ、これらを結線する。

また、本実施形態では、X方向にm個、Y方向にn個の超音波トランスデューサー24により1つの素子部23が構成されているが、当該素子部23を構成する超音波トランスデューサー24において、下部電極221C1は互いに結線される。さらに、下部電極221C1は、上記のように、Y方向に沿う直線状であり、Y方向に並ぶM個の素子部23に跨っている。つまり、Y方向に並ぶ素子部23は、下部電極221C1により接続され

10

20

30

40

50

ている。

具体的には、X方向に沿って並ぶm個の下部電極221C1は、Y方向の両端部において、互いに駆動接続線221Dにより接続されている。また、各駆動接続線221Dの一部は、Y方向に沿って駆動端子領域22Bまで延び、図3に示すように、先端部に回路基板25に接続される駆動端子221D1（SIG端子）が設けられる。

【0030】

一方、上部電極221C3は、共通電極配線であり、X方向に沿う直線状に形成され、Y方向に沿って複数平行に配列される。つまり、上部電極221C3は、X方向に並ぶ複数の超音波トランスデューサー24に跨って設けられ、これらを結線する。

また、1つの素子部23を構成する超音波トランスデューサー24において、上部電極221C3は互いに結線される。さらに、上部電極221C3は、X方向に沿う直線状であり、X方向に並ぶN個の素子部23に跨っている。つまり、X方向に並ぶ素子部23は、上部電極221C3により接続される。

具体的には、Y方向に沿って並ぶn個の上部電極221C3は、X方向の両端部において、互いに共通接続線221Eにより接続されている。また、各共通接続線221Eの一部は、X方向に沿って共通端子領域22Cまで延び、先端部に回路基板25に接続される共通端子221E1（COM端子）が設けられる。

【0031】

次に、超音波センサー22を構成する封止板222について説明する。封止板222は、素子基板221に接合され、素子基板221を補強する。この封止板222は、Z方向から見た平面視において、素子基板221の超音波トランスデューサー24が配置される領域を覆って形成されており、例えば、Si等の半導体基板や、絶縁体基板により構成される。なお、封止板222の材質や厚みは、超音波トランスデューサー24の周波数特性に影響を及ぼすため、超音波トランスデューサー24にて送受信する超音波の中心周波数に基づいて設定することが好ましい。

【0032】

そして、この封止板222は、例えば、素子基板221の振動膜221B上に形成された接合膜222Aにより素子基板221に接合される。接合膜222Aは、基部221Aの開口部221A1以外の領域（開口部221A1間の隔壁221A2）に対応して設けられている。よって、接合膜222Aにより振動膜221Bの振動が阻害されることがなく、各超音波トランスデューサー24の間のクロストークも抑制できる。

また、図示は省略するが、封止板222は、下部電極221C1や上部電極221C3の端子に対向して貫通孔が設けられており、当該貫通孔に下部電極221C1や上部電極221C3と回路基板25とを接続する電極が設けられる。電極としては、例えば貫通電極であってもよく、リード線やFPC等であってもよい。

【0033】

音響整合層223は、図5に示すように、基部221Aの開口部221A1内を埋めるように、素子基板221の超音波の送受信側に設けられている。

このような音響整合層223は、超音波トランスデューサー24から送信された超音波を生体に伝搬させ、また、生体内で反射した超音波を効率よく超音波トランスデューサー24に伝搬させる。このため、音響整合層223は、超音波トランスデューサー24の音響インピーダンスと、生体の音響インピーダンスとの中間の音響インピーダンスに設定される必要がある。このような音響インピーダンスの素材としては、例えばシリコン等を挙げることができる。

【0034】

〔回路基板〕

次に、回路基板25について説明する。

図6は、本実施形態の超音波プローブ2の回路構成の概略を示すブロック図である。

回路基板25は、第一マルチプレクサ（第一MUX251）と、第二マルチプレクサ（第二MUX252）と、切替回路253と、送信回路254と、受信回路255と、電圧

10

20

30

40

50

源 2 5 6 と、を含んで構成されている。

【0035】

第一 MUX 2 5 1 は、駆動端子領域 2 2 B の各駆動端子 2 2 1 D 1 と、切替回路 2 5 3 とに接続される。第一 MUX 2 5 1 は、制御部 3 の制御に基づいて、駆動電圧（駆動信号）を出力する、又は受信信号を取り込む駆動端子 2 2 1 D 1 を切り替える。

第二 MUX 2 5 2 は、共通端子領域 2 2 C の各共通端子 2 2 1 E 1 と、電圧源 2 5 6 とに接続される。この第二 MUX 2 5 2 は、電圧切替部であって、後述の電圧源 2 5 6 とともにバイアス電圧出力部を構成する。つまり、第二 MUX 2 5 2 は、制御部 3 の制御に基づいて、電圧源 2 5 6 から出力されたバイアス電圧を出力する共通端子 2 2 1 E 1 を切り替える。具体的には、第二 MUX 2 5 2 には、電圧源 2 5 6 から第一バイアス電圧 V 1 及び第二バイアス電圧 V 2 が入力されており、制御部 3 の制御の元、受信信号の取得対象となる素子部 2 3 に接続された共通端子 2 2 1 E 1 に対して第一バイアス電圧 V 1 を出力し、その他の共通端子 2 2 1 E 1 に第二バイアス電圧 V 2 を出力する。

【0036】

切替回路 2 5 3 は、制御部 3 の制御に基づいて、駆動端子 2 2 1 D 1 と送信回路 2 5 4 とを接続する送信接続、及び駆動端子 2 2 1 D 1 と受信回路 2 5 5 とを接続する受信接続のいずれかに切り替える。

送信回路 2 5 4 は、パルス波形の駆動信号を出力するパルサーを備える。この送信回路 2 5 4 は、超音波送信処理において、切替回路 2 5 3 が送信接続に切り替えられた際に、切替回路 2 5 3 及び第一 MUX 2 5 1 を介して、駆動端子 2 2 1 D 1 に駆動信号を出力する。なお、本実施形態では、駆動端子 2 2 1 D 1 には、常に所定電圧（例えば 1 5 V）が印加されており、当該電圧に駆動信号が重畳されて出力される。

【0037】

受信回路 2 5 5 は、超音波受信処理において、切替回路 2 5 3 が受信接続に切り替えられた際に、駆動端子 2 2 1 D 1 からの受信信号が入力される。この受信回路 2 5 5 は、例えばリニアノイズアンプ、A/Dコンバーター等を含んで構成されており、入力された受信信号のデジタル信号への変換、ノイズ成分の除去、所望信号レベルへの増幅、整相加算処理等の各信号処理を実施した後、処理後の受信信号を制御部 3 に出力する。

【0038】

電圧源 2 5 6 は、第一電圧源 2 5 6 A 及び第二電圧源 2 5 6 B を備える。

第一電圧源 2 5 6 A は、共通端子 2 2 1 E 1 に出力する第一バイアス電圧 V 1 を発生させて第二 MUX 2 5 2 に出力する。

第二電圧源 2 5 6 B は、共通端子 2 2 1 E 1 に出力する第二バイアス電圧 V 2 を発生させて第二 MUX 2 5 2 に出力する。

【0039】

図 7 は、第一バイアス電圧 V 1 と第二バイアス電圧 V 2 との関係を示す図である。

本実施形態では、超音波を受信する場合、上部電極 2 2 1 C 3（共通端子 2 2 1 E 1）にバイアス電圧を出力し、振動膜 2 2 1 B が振動した際に圧電膜 2 2 1 C 2 に発生する電位差を下部電極 2 2 1 C 1 に接続される駆動端子 2 2 1 D 1 から取り出す。バイアス電圧は、駆動端子 2 2 1 D 1 に出力される電圧と、共通端子 2 2 1 E 1 に出力される電圧との差であり、例えば駆動端子 2 2 1 D 1 に + 1 5 V の電圧が出力され、共通端子 2 2 1 E 1 に 1 8 V の電圧が出力されている場合では、バイアス電圧は - 3 V となる。

【0040】

ここで、図 7 に示すように、超音波トランスデューサー 2 4 における超音波の受信感度は、バイアス電圧により変動する。

バイアス電圧を、受信感度が最大となる V B 1 から降下させると、図 7 の矢印 D 1 のように、徐々に受信感度が低下し、バイアス電圧が V B 2 の際に受信感度が 0 近傍となる。さらに、バイアス電圧を降下させると、受信信号の位相が反転し、矢印 D 2 に示すように再び受信感度が高くなり、バイアス電圧が V B 3 の際に受信感度が最大となる。V B 1 と V B 3 とにおける受信感度の絶対値は略同じであるが、受信信号の位相は反転する。

また、バイアス電圧を V_{B3} から徐々に上昇させると、図7の矢印D3に示すように、受信感度が徐々に低下し、バイアス電圧が V_{B4} の際に受信感度が0近傍となる。さらに、バイアス電圧を上昇させると、受信位相が反転し、矢印D4に示すように、再び受信感度が上昇して、バイアス電圧が V_{B1} となる際に受信感度が最大となる。

ここで、本実施形態では、第一バイアス電圧 V_1 は、最大の受信感度が得られるように共通端子221E1に出力される電圧であり、駆動端子221D1に出力される電圧と、第一バイアス電圧 V_1 との差が V_{B1} となる。当該第一バイアス電圧 V_1 は、超音波送信時においても、共通端子221E1に出力される。

また、第二バイアス電圧 V_2 は、第一バイアス電圧 V_1 から電圧を降下させて、最初に受信感度が0（又は0を中心に所定範囲内の受信感度）となる際に共通端子221E1に出力される電圧であり、駆動端子221D1に出力される電圧と、第一バイアス電圧 V_1 との差が V_{B2} となる。

【0041】

〔制御部〕

次に、超音波測定装置1における制御部3について説明する。

制御部3は、CPU（Central Processing Unit）等により構成された演算部と、メモリー等により構成された記憶部とを含んで構成される。

記憶部には、超音波プローブ2を用いた超音波測定や、超音波測定結果に基づいた生体の内部断層画像の生成及び表示を行うための各種プログラムや各種データが記憶されている。

演算部は、記憶部に記憶された各種プログラムを読み込み実行することで、図1に示すように、送信制御手段31、受信制御手段32、画像形成手段33、及び表示制御手段34等として機能する。また、制御部3には、その他、キーボード等により構成された入力操作部等が設けられていてもよい。

【0042】

送信制御手段31は、超音波プローブ2を制御して、超音波センサー22の所定の素子部23に属する超音波トランスデューサー24から超音波を送信させる。具体的には、送信制御手段31は、切替回路253を送信接続に切り替え、電圧源256からの第一バイアス電圧 V_1 を各共通端子221E1に出力し、送信回路254からのパルス信号に基づいた駆動電圧（駆動信号）を所定の駆動端子221D1に出力する。

【0043】

受信制御手段32は、超音波プローブ2を制御して、超音波センサー22の所定の素子部23からの受信信号を取得する。具体的には、受信制御手段32は、切替回路253を受信接続に切り替え、受信信号の取得対象となる素子部23に対応した共通端子221E1に、電圧源256からの第一バイアス電圧 V_1 を出力し、その他の共通端子221E1に第二バイアス電圧 V_2 を出力する。また、受信信号の取得対象となる素子部23に対応した駆動端子221D1から出力された受信信号を、受信回路255を介して取得する。

【0044】

画像形成手段33は、超音波プローブ2から送信された受信信号（画像信号）に基づいて、生体Xの各位置における内部断層画像を生成する。

表示制御手段34は、表示部4に対して、生成された各内部断層画像を表示させる。

なお、制御部3の具体的な処理については後述する。

【0045】

〔超音波測定方法〕

次に、上述したような超音波測定装置1を用いた超音波測定方法について説明する。

図8は、本実施形態の超音波プローブ2を用いて生体Xの超音波測定処理を行う場合のイメージ図である。図9は、本実施形態における超音波測定方法を示すフローチャートである。図10は、本実施形態における超音波測定処理でのタイミングチャートである。図11は、本実施形態の超音波測定方法における素子部23の駆動順を説明するための図である。

本実施形態の超音波測定装置 1 を用いた超音波測定方法では、例えば施術者（操作者）は、超音波プローブ 2 の筐体 2 1 のセンサー窓 2 1 2 A に、生体 X と超音波センサー 2 2 との間で超音波の伝搬効率を向上させるための音響整合剤（例えばジェル等）を塗布する。そして、図 8 に示すように、超音波プローブ 2 を、粘着テープ等を用いて生体 X の皮膚表面に固定する。

【0046】

この後、施術者（操作者）により入力操作部が操作されて、超音波測定を開始する旨の操作信号が入力されると、まず、制御部 3 は、超音波測定において駆動対象とする素子部 2 3 の位置を示す CH 変数 u 及び COM 変数 v を初期化（ $u = 1$, $v = 1$ ）する（ステップ S 1）。

ここで、CH 変数 u （ $1 \leq u \leq M$ ）は、駆動対象の素子部 2 3 に対応した駆動端子 2 2 1 D 1 の位置（CH（1）～CH（M））を示す変数であり、本実施形態では、－X 側端部の駆動端子 2 2 1 D 1 の位置（CH（1））を $u = 1$ とする。なお、本実施形態では、 $M = 64$ である。また、COM 変数 v （ $1 \leq v \leq N$ ）は、駆動対象（受信信号の取得対象）の素子部 2 3 に対応した共通端子 2 2 1 E 1 の位置（COM（1）～COM（N））を示す変数であり、本実施形態では、－Y 側端部の共通端子 2 2 1 E 1 の位置（COM（1））を $v = 1$ とする。なお、本実施形態では、 $N = 16$ である。

【0047】

次に、送信制御手段 3 1 は、CH 変数 $u \sim$ CH 変数 $u + 1$ に対応した素子部 2 3 から超音波を送信させる超音波送信処理を実施する（ステップ S 2；超音波送信ステップ）。

具体的には、送信制御手段 3 1 は、切替回路 2 5 3 を送信接続に切り替え、送信回路 2 5 4 と各駆動端子 2 2 1 D 1 とが接続される状態とする。なお、駆動端子 2 2 1 D 1 には、図 10 に示すように、切替回路 2 5 3 の接続状態によらず、所定電圧（例えば 1.5 V）が常に出力されている。つまり、駆動端子 2 2 1 D 1 には +1.5 V のバイアスが掛けられている。

また、送信制御手段 3 1 は、第二 MUX 2 5 2 を制御して、電圧源 2 5 6 から出力される第一バイアス電圧 V_1 を、全ての共通端子 2 2 1 E 1 に出力させる。例えば、バイアス電圧 V_{B1} が 1.5 V であり、駆動端子 2 2 1 D 1 に 1.5 V の電圧が出力されている場合は、超音波送信処理時に全ての共通端子 2 2 1 E 1 に、第一バイアス電圧 V_1 と等しい 0 V の電圧が出力される。

【0048】

そして、送信制御手段 3 1 は、送信回路 2 5 4 から、パルス波形の駆動信号を出力する。また、送信制御手段 3 1 は、第一 MUX 2 5 1 を制御して、CH 変数 $u \sim$ CH 変数 $u + k$ に対応する駆動端子 2 2 1 D 1 に、駆動信号を出力する。これにより、CH（ u ）～CH（ $u + k$ ）の位置の駆動端子 2 2 1 D 1 に、パルス波形の駆動信号が出力され、当該駆動端子 2 2 1 D 1 に接続された各素子部 2 3（各超音波トランスデューサー 2 4）から超音波が送信される。なお、定数 k は、例えば予め設定された値であってもよく、ユーザー（施術者等）により適宜変更される値であってもよい。本実施形態では、X 方向に沿って隣り合う第一数（ $k + 1$ 個）の CH（ u ）～CH（ $u + k$ ）の素子部 2 3 から超音波が送信される。

【0049】

例えば、CH 変数 $u = 1$ の場合では、図 10 に示すように、CH（1）の位置の駆動端子 2 2 1 D 1 に駆動信号が出力され、CH（ j ）の駆動端子 2 2 1 D 1 には駆動信号が出力されない（ j は、 $3 \leq j \leq 64$ の整数）。この場合、図 11 の 1 番目の状態に示すように、CH（1）と CH（2）とに属する素子部 2 3 から超音波が送信されることになる。

また、CH 変数 $u = j$ の場合では、図 10 に示すように、CH（ j ）の駆動端子 2 2 1 D 1 に駆動信号が出力され、CH（1）の駆動端子 2 2 1 D 1 には駆動信号が出力されない。

【0050】

なお、定数 $k \geq 2$ の場合、超音波を送信する際は、電子フォーカスを行ってもよい。つ

10

20

30

40

50

まり、駆動信号を出力する複数の駆動端子 2 2 1 D 1 において、端部から中心部に向かって駆動信号の出力タイミングを遅延させる。これにより、所定深さ位置で収束する超音波を送信することができ、超音波測定における分解能を向上できる。

【0051】

この後、受信制御手段 3 2 は、COM 変数 $v \sim \text{COM 変数 } v + i$ （本実施形態では、 $i = 4$ ）に対応する素子部 2 3 からの受信信号を取得する超音波受信処理を実施する（ステップ S 3；超音波受信ステップ）。

具体的には、受信制御手段 3 2 は、切替回路 2 5 3 を受信接続に切り替え、受信回路 2 5 5 と各駆動端子 2 2 1 D 1 とが接続される状態とする。

また、受信制御手段 3 2 は、第二 MUX 2 5 2 を制御して、電圧源 2 5 6 から出力される第一バイアス電圧 V_1 を、COM 変数 $v \sim \text{COM 変数 } v + i$ に対応した各共通端子 2 2 1 E 1 に出力させる。

【0052】

なお、定数 i は、例えば予め設定された値であってもよく、ユーザー（施術者等）により適宜変更される値であってもよい。本実施形態では、Y 方向に沿って隣り合う第二数（ $i + 1$ 個）の COM（ v ） $\sim$ COM（ $v + i$ ）の素子部 2 3 の受信感度が他の素子部 2 3 より大きくなり、内部断層画像の形成に適切な受信信号が取得される。

【0053】

ここで、上述のように、超音波送信処理において、CH（ u ） $\sim$ CH（ $u + k$ ）に対応する素子部 2 3 から超音波が送信されるが、そのうちの COM（ v ） $\sim$ COM（ $v + i$ ）の素子部 2 3 が、受信感度が高くなって、超音波受信処理における受信が有効となり、その他の素子部 2 3 では、受信感度が 0 近傍となって受信が無効となる。これにより、受信が有効となる素子部 2 3 からの受信信号のみが受信回路 2 5 5 を介して制御部 3 に入力される。なお、COM（ v ） $\sim$ COM（ $v + i$ ）以外の他の COM 位置の素子部 2 3 からの受信信号も制御部 3 に入力されるが、第二バイアス電圧が出力されているため、受信感度が低いために、受信信号も測定に影響が出ない程度に小さくなる。

つまり、CH（ u ） $\sim$ CH（ $u + k$ ）に対応した駆動端子 2 2 1 D 1 に接続され、かつ、COM（ v ） $\sim$ COM（ $v + i$ ）に対応した共通端子 2 2 1 E 1 に接続された素子部 2 3（超音波トランスデューサー 2 4）の直下（+Z 側）が 1 回のステップ S 2 及びステップ S 2 による超音波測定の対象領域（測定領域 B（図 1 1 参照））となる。

【0054】

具体例を挙げて説明すると、例えば、COM 変数 $v = 1$ の場合では、図 1 0 に示すように、超音波受信処理時に、COM（1）の位置の共通端子 2 2 1 E 1 には、素子部 2 3（超音波トランスデューサー 2 4）での受信を有効にする第一バイアス電圧 V_1 が出力される。

一方、COM（ h ）の共通端子 2 2 1 E 1 には、超音波受信処理時に、素子部 2 3（超音波トランスデューサー 2 4）での受信を無効にする第二バイアス電圧 V_2 が出力される（ h は、 $5 \leq h \leq 16$ の整数）。なお、受信を無効にするバイアス電圧が -3 V である場合、第二バイアス電圧 V_2 として 18 V の電圧が出力されることになる。

ここで、CH 変数 $u = 1$ の場合では、図 1 1 の 2 番目の状態に示すように、超音波送信位置と、超音波の受信が有効とされた位置とが重なる測定領域 B に対応した各素子部 2 3 から、超音波を検出した旨の受信信号が出力されることになる。したがって、図 1 0 に示すように、CH（1）の駆動端子 2 2 1 D 1 から、超音波受信に起因する信号レベルの大きい受信信号が出力され、CH（ j ）の駆動端子 2 2 1 D 1 からの受信信号は信号レベルが所定値未満となる。一方、CH 変数 $u = j$ の場合では、CH（ j ）の駆動端子 2 2 1 D 1 から信号レベルの大きい受信信号が出力され、CH（1）の駆動端子 2 2 1 D 1 からの受信信号は信号レベルが所定値未満となる。

また、COM 変数 $v = h$ の場合でも同様であり、超音波が送信された位置と、第一バイアス電圧 V_1 が出力された位置とが重なる素子部 2 3（測定領域 B に対応した素子部 2 3）から、超音波受信に起因する信号レベルの大きい受信信号が出力される。

【0055】

この後、CH変数 u に、所定値（例えば「1」）を加算し（ステップS4）、CH変数 $u+k$ が、X方向に並ぶ素子部23の最大値 M （本実施形態では、 $M=64$ ）を越えたか否かを判定する（ステップS5）。

ステップS5において、Noと判定された場合は、ステップS2に戻る。つまり、図11の3番目及び4番目の状態に示すように、超音波を送信するCH位置を+X側に移動させつつ、COM(v)～COM($v+i$)からの受信信号を取得するX方向に沿った走査処理を継続する。

【0056】

一方、ステップS5において、Yesと判定された場合は、図11の5番目及び6番目の状態に示すように、超音波を送信するCH位置が+X側端部まで到達した（1回の走査処理が終了した）ことを意味する。すなわち、COM(1)～COM(5)の位置に対応したX方向に沿う内部断層画像に必要な受信信号が得られたことになる。

この場合、生体Xの次に断面位置に対する測定を開始する。これには、制御部3は、CH変数 u を初期化し($u=1$)、さらに、COM変数 v に所定値（例えば「1」）を加算する（ステップS6）。そして、COM変数 $v+i$ が、Y方向に並ぶ素子部23の最大値 N （本実施形態では、 $N=16$ ）を越えたか否かを判定する（ステップS7）。

【0057】

ステップS7において、Noと判定された場合は、ステップS2に戻る。つまり、図11の7番目及び8番目の状態に示すように、受信信号を取得するCOM位置を+Y側に移動させ、COM(v)～COM($v+i$)に対する受信信号を順次取得する。以降、ステップS7においてYesと判定されるまで、X方向に沿った走査処理を複数回実施する。

【0058】

一方、ステップS7において、Yesと判定された場合は、アレイ領域22Aの全ての素子部23に対する超音波の送受信処理が完了したことを意味する。

この場合は、画像形成手段33は、超音波測定結果に基づいて、内部断層画像を形成する（ステップS8）。つまり、画像形成手段33は、超音波の送信タイミングから受信タイミングに基づいた超音波の反射位置を画像化することで、COM(v)～COM($v+i$)に対応したX方向に沿った内部断層画像を生成する。本実施形態では、X方向に沿った走査処理により、1つの内部断層画像に対する受信信号を取得し、当該走査処理をY方向に沿って位置をずらしながら順次実施するため、図8に示すように、Y方向に沿った複数位置での内部断層画像をそれぞれ取得することができる。

【0059】

この後、表示制御手段34は、形成した内部断層画像を表示部4に表示させる（ステップS9）。

図12は、表示部4に表示される内部断層画像の一例を示す図である。表示部4への内部断層画像の表示方法としては、特に限定されないが、図12に示すように、1画面内に複数の内部断層画像51を表示させることが好ましい。これにより、施術者は、表示部4に表示させる内部断層画像51を切り替える等の操作を行うことなく、生体Xに対する各位置での内部構造を容易に把握することができる。例えば穿刺作業においては、穿刺針11の先端の位置を容易に把握することが可能となり、穿刺作業の効率化を図ることが可能となる。

【0060】

〔本実施形態の作用効果〕

本実施形態の超音波測定装置1における超音波プローブ2は、X方向及びY方向に沿った2次元アレイ状に配置された超音波トランスデューサー24を有する。そして、これらの超音波トランスデューサー24のうち、X方向に沿って配置された超音波トランスデューサー24は、上部電極221C3（共通電極配線）により接続され、共通端子221E1から回路基板25に接続される。また、Y方向に沿って配置された超音波トランスデューサー24は、下部電極221C1（駆動電極線）により接続され、駆動端子221D1

10

20

30

40

50

から回路基板 25 に接続される。そして、回路基板 25 に設けられた電圧源 256 は、超音波受信処理を実施する際に、受信信号の取得対象となる超音波トランスデューサー 24（素子部 23）に対応した共通端子 221E1 に、超音波の受信を有効にするための第一バイアス電圧 V1 を出力し、その他の受信信号の取得対象外の超音波トランスデューサー 24（素子部 23）に対して、受信を無効にするための第二バイアス電圧 V2 を出力する。

このような構成では、取得した内部断層画像に対応した領域以外の超音波トランスデューサー 24 では、受信感度が低くなり、受信信号が測定に影響が出ない程度に小さくなる。一方、内部断層画像を形成するために必要な領域に対応した超音波トランスデューサー 24 では、受信感度が高く、内部断層画像の形成に必要な受信信号を好適に得ることができる。

10

そして、第一バイアス電圧 V1 及び第二バイアス電圧 V2 の出力先となる共通端子 221E1 を順次切り替えることで、受信信号の取得対象となる超音波トランスデューサー 24 を切り替えることができる。よって、X 方向に沿った内部断層画像を、Y 方向に沿って複数取得することができ、生体 X に対して 3 次元走査を行うことができる。これにより、本実施形態では、生体 X に対して超音波プローブ 2 を固定した状態でも、広範囲に亘る内部断層画像を取得することができる。したがって、施術者が超音波プローブ 2 の位置や角度等を調整する手間を低減できる。さらに、穿刺作業における穿刺針の位置も容易に取得でき、穿刺作業の負荷を飛躍的に軽減させることができる。これに加え、施術者が、穿刺針 11 の操作に集中できるので、穿刺成功率の向上も図れ、穿刺失敗による感染症等の危険性も低減できる。

20

【0061】

本実施形態では、制御部 3 は、送信制御手段 31 と、受信制御手段 32 とを備え、送信制御手段 31 は、超音波送信処理における駆動信号の出力対象となる駆動端子 221D1 を選択し、受信制御手段 32 は、超音波受信処理において、第一バイアス電圧及び第二バイアス電圧のそれぞれを出力する共通端子 221E1 を選択する。これにより、生体 X に対する所望の位置での内部断層画像に対する受信信号を好適に取得することができる。

【0062】

本実施形態では、送信制御手段 31 は、CH(u) ~ CH(u+k) の位置の駆動端子 221D1 に対して駆動信号を出力する。つまり、送信制御手段 31 は、X 方向に沿って隣り合う第一数 (k+1 個) の駆動端子 221D1（下部電極 221C1）に対して駆動信号を出力する。

30

CH(u) ~ CH(u+k) で、かつ COM(v) ~ COM(v+i) の位置の素子部 23 の直下を測定領域 B として超音波測定を行う場合に、CH(u) ~ CH(u+k) 以外の位置に対しても超音波を送信すると、測定領域 B 以外で反射された超音波により測定精度が低下するおそれがある。

これに対して、本実施形態では、測定領域 B に対して、測定領域に対応した素子部 23 から超音波が送信されるので、超音波受信処理において測定領域外からの超音波が受信される不都合を抑制でき、測定精度の向上を図れる。

また、X 方向に隣り合う素子部 23 から超音波を送信するので、送信される超音波の音圧の低下を抑制できる。

40

【0063】

本実施形態では、受信制御手段 32 は、COM(v) ~ COM(v+i) の位置の共通端子 221E1 に対して第一バイアス電圧 V1 を出力する。つまり、受信制御手段 32 は、Y 方向に沿って隣り合う第二数 (i+1 個) の共通端子 221E1（上部電極 221C3）に対して第一バイアス電圧 V1 を出力する。

上述のように、超音波送信処理において、駆動端子 221D1 に駆動信号を出力することで、Y 方向に沿って並ぶ素子部 23 から超音波が出力される。この場合、例えば全ての共通端子 221E1 に第一バイアス電圧 V1 を出力すると、測定領域以外で反射された超音波による受信信号も取得されてしまい、測定精度が低下して、正確な内部断層画像

50

を得られない。これに対して、本実施形態では、上記のように、内部断層画像を取得したい位置に対応した共通端子221E1に第一バイアス電圧V1が出力され、その他の共通端子221E1に第二バイアス電圧V2が出力されることで、測定精度を低下させる受信信号が混入せず、測定精度の向上を図れ、精度の高い内部断層画像を得ることができる。

【0064】

本実施形態では、送信制御手段31は、ステップS2及びステップS3を実施した後、ステップS4にて、CH変数uに所定値（例えば「1」）を加算し、ステップS2及びステップS3を繰り返す。そして、ステップS5にてYesと判定され、X方向に沿った各位置での測定結果を得た後、ステップS6で、COM変数vに所定値（例えば「1」）を加算する。

10

つまり、X方向に沿う1つの内部断層画像を形成するために必要なX方向に沿った測定結果を得た後、Y方向に測定位置をずらして次の内部断層画像を形成するための測定結果を得る。

X方向に沿った内部断層画像をY方向に沿って複数取得する場合、Y方向に沿って測定領域を移動させる超音波測定（超音波送信処理及び超音波受信処理）を実施した後、X方向に超音波の出力位置を移動させる走査処理を行ってもよい。しかしながら、この場合、X方向に沿った各測定領域Bに対する測定タイミングがそれぞれ遅延する。特に生体Xを対象とする場合、生体内の器官の位置が時間経過により変化する場合があるため、上記のように、同じ内部断層画像を形成するための受信信号の取得間隔が大きくなると、正確な内部断層画像が得られないおそれがある。これに対して、本実施形態では、1つの内部断層画像を形成するための各受信信号を取得した後、次の内部断層画像を形成するための各受信信号を取得することになるので、時間経過によって生体X内の器官の位置が変化しても、形成される内部断層画像への影響を低減できる。よって、高精度な内部断層画像を形成することができ、穿刺作業における穿刺成功率を向上させることができる。

20

【0065】

本実施形態では、制御部3は、画像形成手段33として機能する演算部を有し、生体Xに対する超音波測定により得られた受信信号に基づいて、複数位置に対応した各内部断層画像を形成する。

このため、施術者は、形成された内部断層画像を視認しながら穿刺作業を行うことで、穿刺針11の先端位置を容易に確認することができ、穿刺成功率を向上させることができる。

30

【0066】

[第二実施形態]

次に、第二実施形態について説明する。

上述した第一実施形態では、ステップS2において、CH(u)～CH(u+k)に位置する各素子部23から超音波を送信させ、そのうちのCOM(v)～COM(v+i)に位置する素子部23の受信を有効にして受信信号を得る構成や超音波測定方法を例示した。これに対して、第二実施形態では、CH(u)～CH(u+k)で、かつCOM(v)～COM(v+i)に対応する位置の素子部23から超音波を送信させ、CH(u)～CH(u+k)に属するi+2以上の（例えば全ての）素子部23の受信を有効にして受信振動を得る点で、上記第一実施形態と相違する。

40

なお、以降の説明に辺り、既に説明した構成や方法（ステップ）については、同符号を付し、その説明を省略又は簡略化する。

【0067】

本実施形態では、超音波測定装置1は、図1～図7に示すような第一実施形態と同様の構成を有し、図8に示すように、生体Xに対して超音波プローブ2を固定して、超音波測定を実施する。この際、本実施形態では、送信制御手段31及び受信制御手段32の動作処理の一部が、上記第一実施形態と相違する。

図13は、第二実施形態における超音波測定方法を示すフローチャートである。図14は、第二実施形態における超音波測定方法における素子部23の駆動順を説明するための

50

図である。

【0068】

本実施形態では、第一実施形態と同様、ステップS1により、CH変数 u 及びCOM変数 v を初期化した後、超音波送信処理を実施する(ステップS12)。

このステップS12では、送信制御手段31は、第一実施形態のステップS2と同様、切替回路253を送信接続に切り替え、送信回路254と各駆動端子221D1とが接続される状態とする。

そして、送信制御手段31は、第二MUX252を制御して、電圧源256から出力される第一バイアス電圧 V_1 を、COM変数 $v \sim \text{COM変数 } v + i$ に対応した各共通端子221E1に出力させる。ここで、送信制御手段31は、第二MUX252を制御して、その他の共通端子221E1に対して、電圧源256との接続が切断された状態、つまり、いずれの回路にも接続されていないフロート状態にする。すなわち、本実施形態の第二MUX252は、接続切替部として機能する。

【0069】

そして、送信制御手段31は、第一実施形態と同様、第一MUX251を制御して、CH変数 $u \sim \text{CH変数 } u + k$ に対応する駆動端子221D1に、送信回路254からの駆動信号を出力させる。

例えば、CH変数 $u = 1$ 、COM変数 $v = 1$ の場合、バイアス電圧 V_{B1} が15Vの場合、図14の1番目の状態に示すように、CH(1)～CH(2)の駆動端子221D1に駆動信号が出力され、COM(1)～COM(5)の共通端子221E1に0Vが出力され、COM(6)～COM(16)がフロート(F)となる。このため、CH(1)～CH(2)の位置で、かつCOM(1)～COM(5)に対応する位置の素子部23(測定領域に対応する素子部23)から超音波が送信される。

【0070】

この後、受信制御手段32は、CH変数 $u \sim \text{CH変数 } u + k$ に対応する素子部23からの受信信号を取得する超音波受信処理を実施する(ステップS13)。

つまり、本実施形態では、受信制御手段32は、切替回路253を受信接続に切り替え、受信回路255と各駆動端子221D1とが接続される状態とする。そして、受信制御手段32は、第二MUX252を制御して、電圧源256から出力される第一バイアス電圧 V_1 を、各共通端子221E1(COM(1)～COM(N))に出力する。例えば、 $u = 1$ 、 $k = 1$ 、バイアス電圧 $V_{B1} = 15\text{V}$ の場合では、図14の2番目の状態に示すように、COM(1)～COM(16)の素子部23に対して、共通端子221E1に0Vの電圧が出力される。

【0071】

したがって、本実施形態では、図14の2番目の状態に示すように、測定領域に対応した素子部23とY方向に並接される各素子部23(COM(1)～COM(N))からの受信信号が受信される。

この場合、超音波が測定領域に対して送信され、当該測定領域に対してY方向に並ぶ位置に対しては超音波が送信されないので、上記のように、COM(1)～COM(N)に位置する各素子部23からの受信信号が加算されたとしても、測定領域に対する測定結果(受信信号)が主として反映されることになる。つまり、1つの内部断層画像に対応した受信信号を取得することが可能となる。

【0072】

この後、第一実施形態と同様、ステップS4からステップS9の処理を実施することで、図14に示すように、アレイ領域22Aの全域に対する超音波測定を実施する。なお、ステップS5及びステップS7において、「No」と判定された場合は、ステップS12に戻る。

【0073】

なお、本実施形態では、回路基板25として、第一実施形態と同一の構成を用いることができるが、電圧源256として、第二電圧源256Bが設けられていなくてもよい。

【0074】

[本実施形態の作用効果]

本実施形態では、超音波送信処理において、測定領域に対応した素子部23に接続される駆動端子221D1に駆動信号を出力するとともに、測定領域に対応した素子部23に接続される共通端子221E1に第一バイアス電圧V1を出力し、その他の共通端子221E1をフロートにする。

この場合、共通端子221E1がフロートとなる素子部23は、駆動端子221D1に駆動信号が出力されていても、超音波の送信が行われない。よって、測定領域に対して超音波が送信され、その他の領域に超音波が送信されないので、測定領域外にも超音波を送信する場合に比べて、測定領域以外にて反射される超音波が測定領域に対応する素子部23にて受信される不都合を抑制でき、精度の高い内部断層画像を取得することができる。

10

【0075】

[第三実施形態]

次に、第三実施形態について、説明する。

上記第一実施形態では、ステップS2において、CH(u)~CH(u+k)に位置する各素子部23から超音波を送信し、第二実施形態では、CH(u)~CH(u+k)に位置する各素子部23からの受信信号を受信した。これに対して第三実施形態では、第二実施形態と同様、測定領域に対応した、CH(u)~CH(u+k)、かつCOM(v)~COM(v+i)の位置の素子部23から超音波を送信し、CH(u)~CH(u+k)、かつCOM(v)~COM(v+i)の位置の素子部23からの受信信号を取得する点で、上記第一及び第二実施形態と相違する。

20

【0076】

本実施形態では、超音波測定装置1は、図1~図7に示すような第一実施形態と同様の構成を有し、図8に示すように、生体Xに対して超音波プローブ2を固定して、超音波測定を実施する。この際、本実施形態では、送信制御手段31及び受信制御手段32の動作処理の一部が、上記第一実施形態と相違する。

図15は、第二実施形態における超音波測定方法を示すフローチャートである。図16は、第二実施形態における超音波測定方法における素子部23の駆動順を説明するための図である。

【0077】

30

本実施形態では、ステップS1の後、第二実施形態のステップS12と同様の超音波送信処理を実施し、その後、第一実施形態のステップS3と同様の超音波受信処理を実施する。例えば、u=1、v=1、k=2、i=4、バイアス電圧VB1が15Vの場合、図16の1番目の図に示すように、CH(1)~CH(2)の駆動端子221D1に駆動信号が出力され、COM(1)~COM(5)の共通端子221E1に第一バイアス電圧V1として0Vが出力され、COM(6)~COM(16)がフロート(F)となる。よって、CH(1)~CH(2)の位置で、かつCOM(1)~COM(5)に対応する位置の素子部23(測定領域に対応する素子部23)から超音波が送信される。

また、超音波受信処理では、図16の2番目の図に示すように、COM(6)~COM(16)の素子部23に対して、共通端子221E1に18Vの電圧が出力される。

40

【0078】

この後、第一実施形態と同様、ステップS4からステップS9の処理を実施する。なお、ステップS5及びステップS7において、「No」と判定された場合は、ステップS12に戻る。

【0079】

[本実施形態の作用効果]

本実施形態では、第二実施形態と同様、測定領域以外への超音波の送信が抑制される。また、第一実施形態と同様、測定領域に対応する素子部23以外の他の素子部23からの受信信号が混入しない。したがって、測定領域に対するより精度の高い超音波測定を実施でき、精度の高い内部断層画像を形成することができる。

50

【0080】

[変形例]

なお、上述の各実施形態は一例であり、その目的を達成できる範囲での変形、改良、及び各実施形態を適宜組み合わせる等によって得られる構成は、本発明に含まれるものである。

【0081】

例えば、上記第一実施形態において、素子基板221は、基部221Aに各々の超音波トランスデューサー24に対応した開口部221A1を備える構成を例示したが、これに限定されない。開口部221A1は、超音波送信処理や超音波受信処理での振動膜221Bの振動領域を規定するものであり、隔壁221A2により囲われた開口部221A1に10
限定されない。例えば、基部221Aには、Y方向に長手状の開口部221A1が設けられ、当該開口部221A1を閉塞する振動膜221B上にY方向に沿って圧電素子221Cを配置する。そして、各圧電素子221C間に、振動膜221Bと封止板222とを接合する接合部を設ける構成としてもよい。このような構成では、開口部221A1を構成する基部221Aの隔壁221A2と、接合部とにより、1つの超音波トランスデューサー24における振動膜221Bの振動領域を規定することができる。また、開口部221A1のサイズを比較的大きくできるので、超音波センサー22の製造効率性も向上する。

【0082】

また、上記第一実施形態では、超音波センサー22として、基部221Aの開口部221A1側から超音波が送信され、開口部221A1から振動膜221Bに入力された超音波を受信する例を示したが、これに限定されない。例えば、超音波センサーとして、基部221Aの開口部221A1側に封止板222が接合され、振動膜221B側から超音波を送信し、振動膜221B側から入力された超音波を受信する構成としてもよい。20

【0083】

さらに、第一実施形態では、基部221Aの開口部221A1を閉塞する振動膜221Bと圧電素子221Cとにより超音波トランスデューサー24が構成される例を示したが、これに限定されない。

例えば、基板に対して振動膜を所定のエアギャップを介して配置し、基板と振動膜とに前記エアギャップを介して対向する電極を配置する構成としてもよい。この場合、電極間に周期駆動信号を出力させることで、電極間に静電引力を作用させ、振動膜を振動させる構成などとしてもよい。30

【0084】

上記各実施形態において、X方向に沿った内部断層画像を取得するために、X方向に沿った走査処理を行い、当該走査処理を行う位置をY方向にずらすことで、複数の内部断層画像に対応した受信信号を取得した。これに対して、例えば、Y方向に沿った走査処理を実施して、当該走査処理を行う位置をX方向にずらして、各測定領域に対する受信信号を取得し、X方向に沿った各測定領域での受信信号を合成することで、X方向に沿った内部断層画像を形成してもよい。

【0085】

その他、本発明の目的を達成できる範囲で上記各実施形態及び変形例を適宜組み合わせることで構成してもよく、また他の構造などに適宜変更してもよい。40

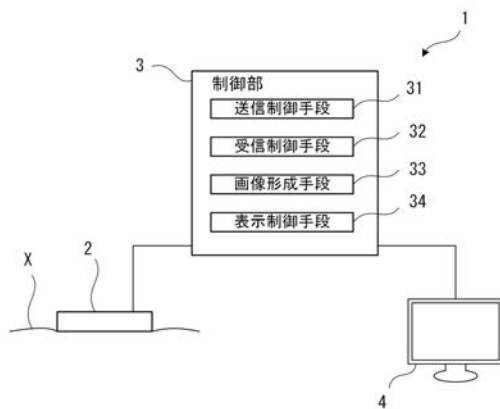
【符号の説明】

【0086】

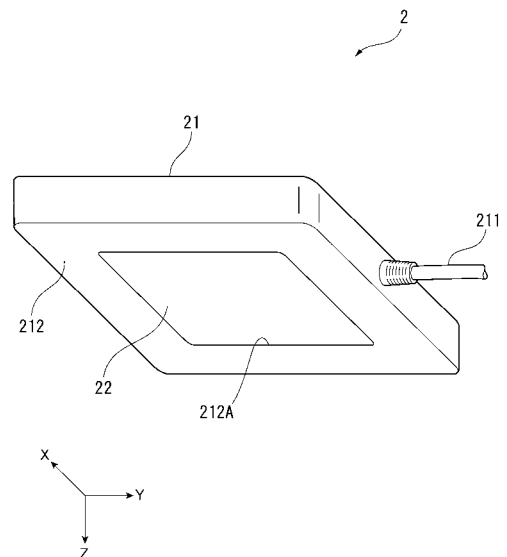
1…超音波測定装置、2…超音波プローブ、3…制御部、4…表示部、22…超音波センサー、22A…アレイ領域、22B…駆動端子領域、22C…共通端子領域、23…素子部、24…超音波トランスデューサー、25…回路基板、31…送信制御手段、32…受信制御手段、33…画像形成手段、34…表示制御手段、51…内部断層画像、221C…圧電素子、221C1…下部電極、221C2…圧電膜、221C3…上部電極、221D…駆動接続線、221D1…駆動端子、221E…共通接続線、221E1…共通端子、251…第一MUX、252…第二MUX、253…切替回路、254…送信回路 50

、255…受信回路、256…電圧源、256A…第一電圧源、256B…第二電圧源。

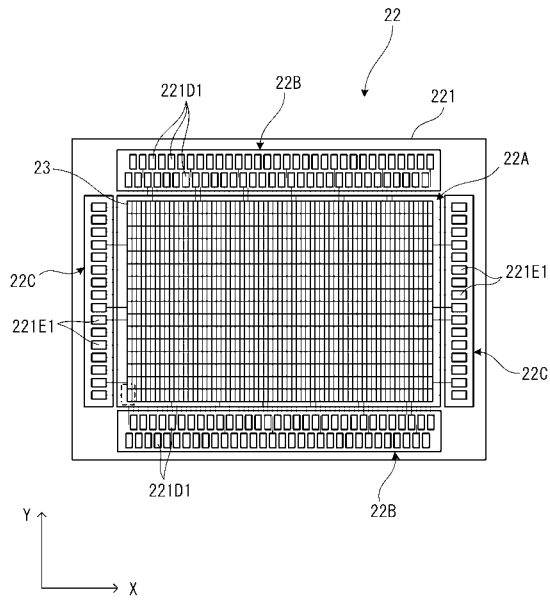
【図1】



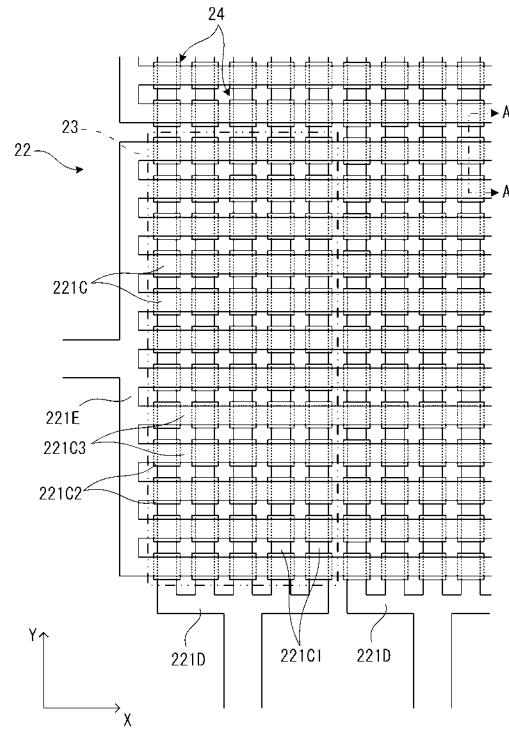
【図2】



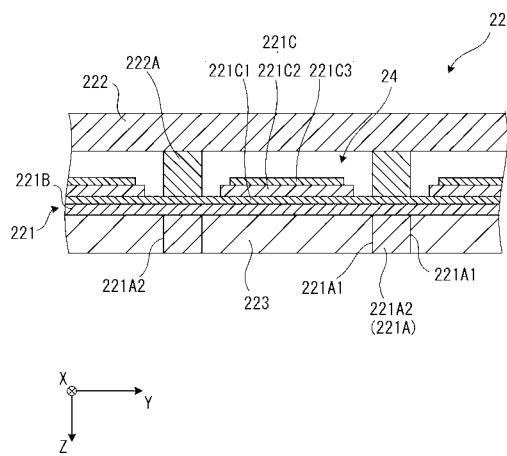
【図 3】



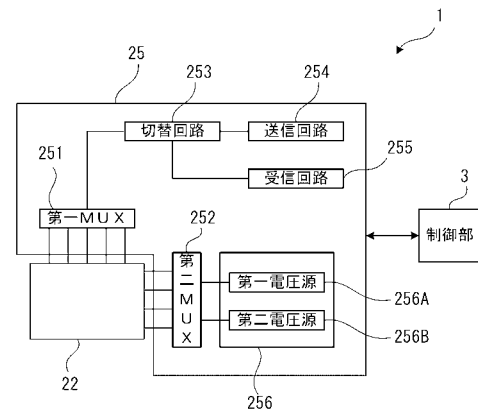
【図 4】



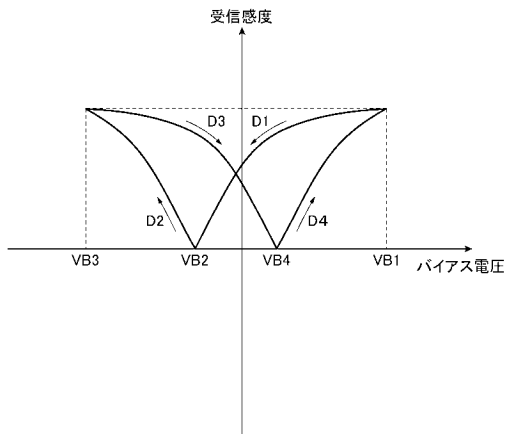
【図 5】



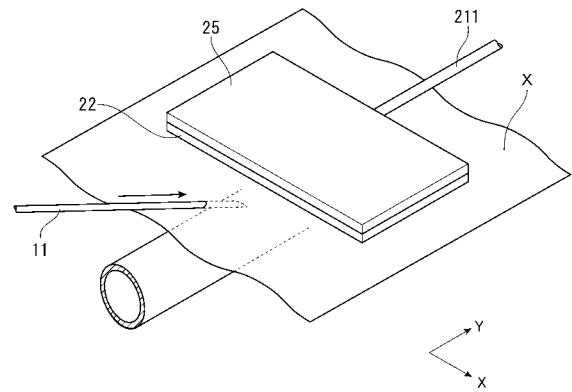
【図 6】



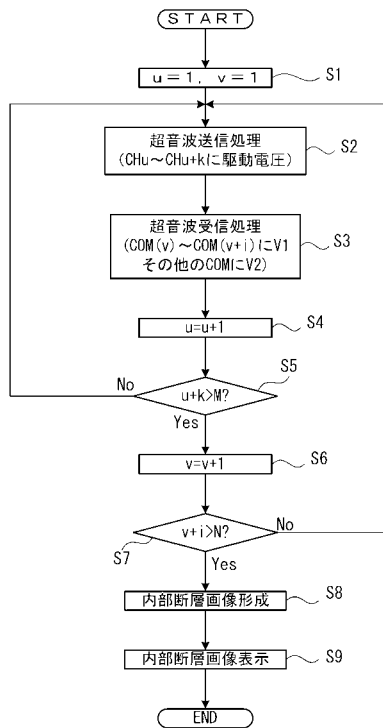
【図 7】



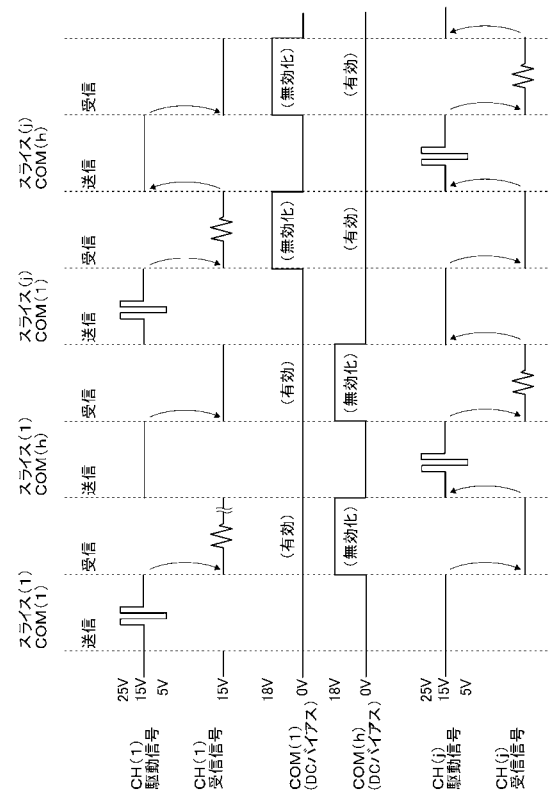
【図 8】



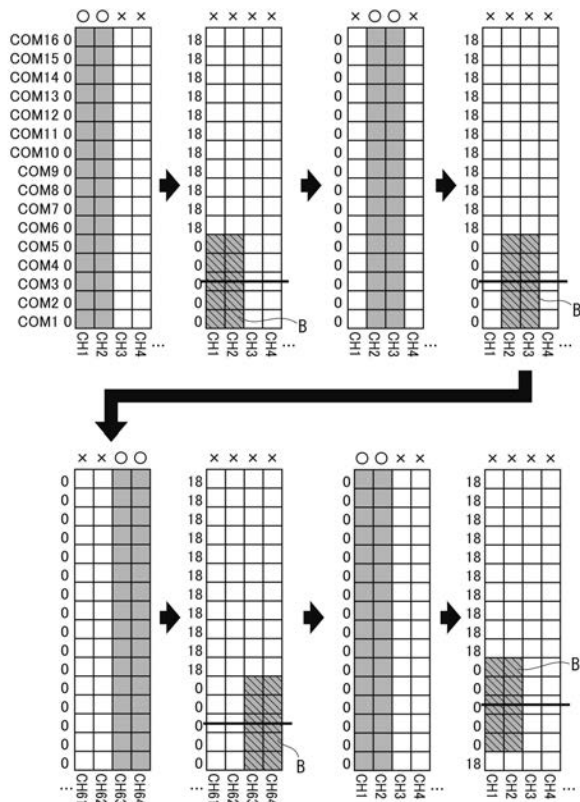
【図 9】



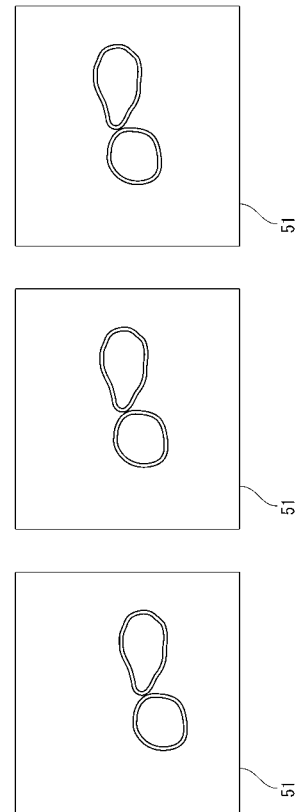
【図 10】



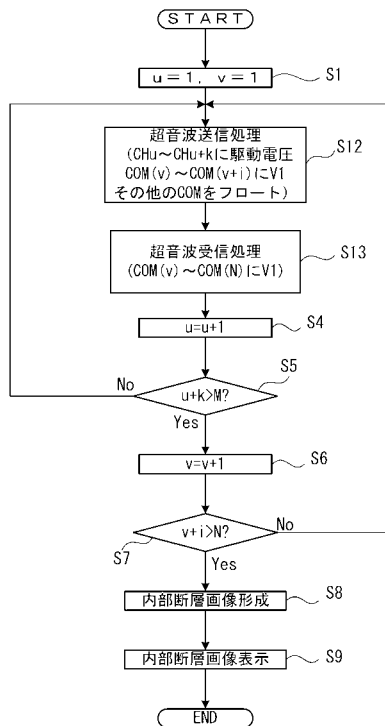
【図 1 1】



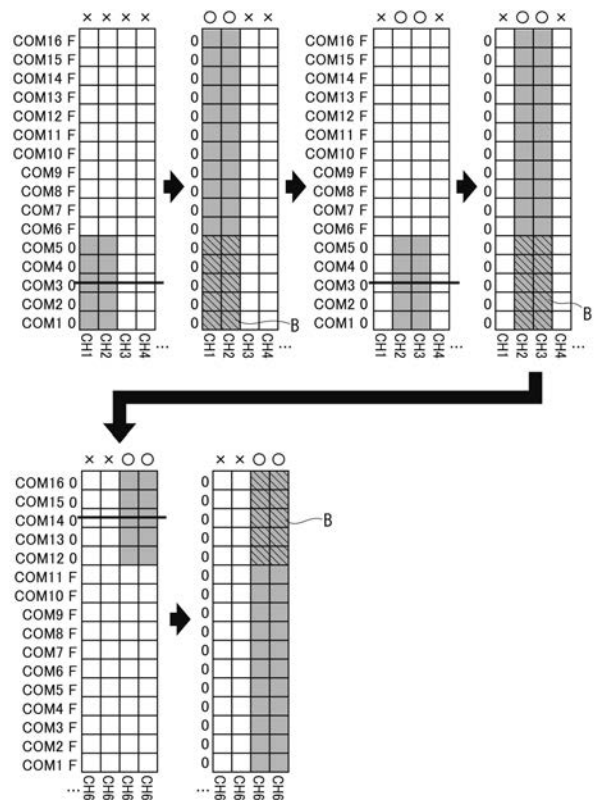
【図 1 2】



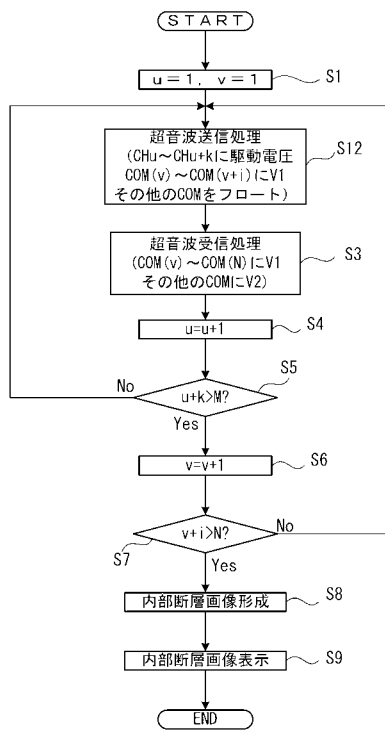
【図 1 3】



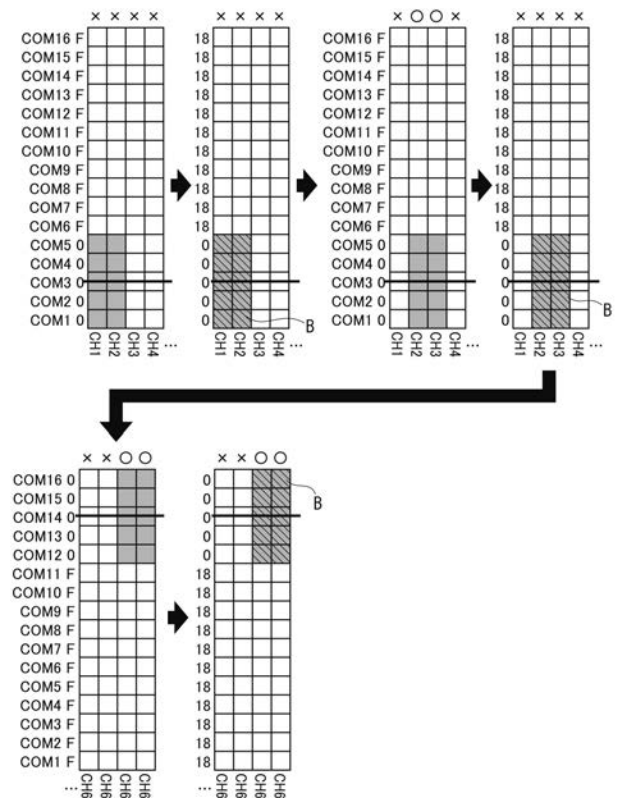
【図 1 4】



【図 15】



【図 16】



专利名称(译)	超声波探头，超声波测量装置和超声波测量方法		
公开(公告)号	JP2017158651A	公开(公告)日	2017-09-14
申请号	JP2016043859	申请日	2016-03-07
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	鶴野次郎		
发明人	鶴野 次郎		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/FF05 4C601/GB06 4C601/GB20 4C601/GB21 4C601/GB24 4C601/GB44 4C601/JC33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题提供能够减少穿刺操作的超声波探头，超声波测量装置和超声波测量方法。 解决方案：超声波探头包括沿第一方向和第一方向交叉排列的多个超声换能器，以及沿第一方向的超声换能器，用于沿第二方向连接每个超声换能器的驱动电极布线，用于连接通孔的公共电极布线并且偏置电压输出单元输出用于实现超声波接收的第一偏置电压和用于使超声波接收无效的第二偏置电压电压切换单元。

