

(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2018-15034

(P2018-15034A)

(43) 公開日 平成30年2月1日(2018.2.1)

(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 10 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2016-145151 (P2016-145151)
 (22) 出願日 平成28年7月25日 (2016.7.25)

(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 100116665
 弁理士 渡辺 和昭
 (74) 代理人 100164633
 弁理士 西田 圭介
 (74) 代理人 100179475
 弁理士 仲井 智至
 (72) 発明者 加納 一幸
 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 DD14 EE11 EE16 FF03
 GA40 GB04 JC10

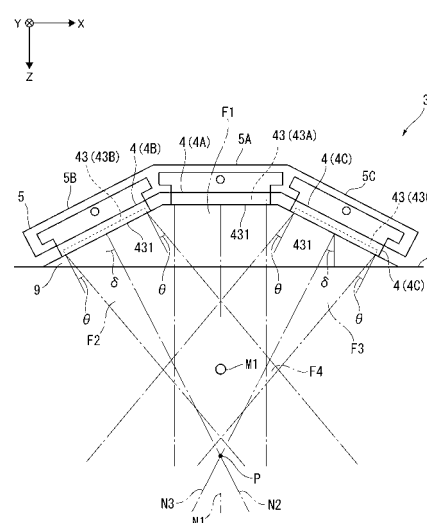
(54) 【発明の名称】 超音波デバイス、超音波測定装置、及び超音波測定方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】測定位置の自由度を向上させることができる超音波デバイス、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】超音波デバイスは、複数の超音波素子アレイ43と、複数の超音波素子アレイのそれぞれを移動させる移動部5と、を備え、複数の超音波素子アレイは、厚み方向に交差する第1方向に配列された複数の超音波送受信部を備え、第1方向において互いに干渉しない位置に配置され、移動部5は、複数の超音波素子アレイを、厚み方向及び前記第1方向に交差する第2方向に移動させる。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の超音波素子アレイと、
前記複数の超音波素子アレイのそれぞれを移動させる移動部と、を備え、
前記複数の超音波素子アレイは、厚み方向に交差する第 1 方向に配列された複数の超音波送受信部を備え、前記第 1 方向において互いに干渉しない位置に配置され、
前記移動部は、前記複数の超音波素子アレイを、前記厚み方向及び前記第 1 方向に交差する第 2 方向に移動させる
ことを特徴とする超音波デバイス。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波デバイスにおいて、
前記複数の超音波素子アレイは、それぞれの超音波送受面の法線が互いに交わる
ことを特徴とする超音波デバイス。

【請求項 3】

複数の超音波素子アレイと、前記複数の超音波素子アレイのそれぞれを移動させる移動部と、を備える超音波デバイスと、
前記超音波デバイスを制御する制御部と、を具備し、
前記複数の超音波素子アレイは、厚み方向に交差する第 1 方向に配列された複数の超音波送受信部を備え、前記第 1 方向において互いに干渉しない位置に配置され、
前記移動部は、前記複数の超音波素子アレイを、前記厚み方向及び前記第 1 方向に交差する第 2 方向に移動させ、
前記制御部は、前記移動部を制御して、前記超音波素子アレイを前記第 2 方向に移動させる移動制御部を備える
ことを特徴とする超音波測定装置。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波測定装置において、
前記複数の超音波素子アレイは、それぞれの超音波送受面の法線が互いに交わる
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、
前記移動制御部は、前記複数の超音波素子アレイを前記第 2 方向において互いにずれる位置に移動させる
ことを特徴とする超音波測定装置。

30

【請求項 6】

請求項 3 から請求項 5 のいずれか一項に記載の超音波測定装置において、
前記移動制御部は、超音波測定の実施時において、前記複数の超音波素子アレイの少なくとも一つを前記第 2 方向に移動させる
ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波測定装置において、
前記移動制御部は、前記複数の超音波素子アレイの少なくとも一つの前記第 2 方向の移動速度を変更する
ことを特徴とする超音波測定装置。

40

【請求項 8】

請求項 3 から請求項 7 のいずれか一項に記載の超音波測定装置において、
前記制御部は、前記超音波素子アレイによる超音波測定の測定結果に基づいて、当該測定結果が得られた測定位置における測定対象の位置を検出し、前記位置の検出結果に基づいて前記第 2 方向に沿った前記測定対象の位置を推定する位置検出部を備える
ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 9】

50

複数の超音波素子アレイと、前記複数の超音波素子アレイのそれぞれを移動させる移動部と、を備え、前記複数の超音波素子アレイは、厚み方向に交差する第１方向に配列された複数の超音波送受信部を備え、前記第１方向において互いに干渉しない位置に配置され、前記移動部は、前記複数の超音波素子アレイを、前記厚み方向及び前記第１方向に交差する第２方向に移動可能な超音波デバイスを用いた超音波測定方法であって、

前記複数の超音波素子アレイの少なくとも一つを、前記第２方向に移動させながら超音波測定を実施させる

ことを特徴とする超音波測定方法。

【請求項１０】

請求項９に記載の超音波測定方法において、

前記複数の超音波素子アレイの少なくとも一つの前記第２方向の移動速度を変更することを特徴とする超音波測定方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波デバイス、超音波測定装置、及び超音波測定方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

従来、超音波を送受信する複数の振動素子（超音波素子）が一方向に配置され構成された一次元アレイ振動子（一次元アレイ）を含む超音波プローブ、及び当該超音波プローブを備える超音波診断装置（超音波測定装置）が知られている（例えば特許文献１参照）。

特許文献１に記載の超音波測定装置は、所定の走査面内において、各超音波素子から放射状に超音波を送信するコンベックス型又はセクタ型や、各超音波素子から直線状に超音波を送信するリニア型の超音波素子アレイを備えている。このように構成された超音波測定装置は、走査面における測定対象の断層画像を取得することができる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００３】

30

【特許文献１】特開２０１２－１０５７５１号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

ところで、一次元アレイを備える超音波プローブを用いて、複数の測定位置で超音波測定を実施するには、例えば、複数の一次元アレイを配置すること考えられる。例えば、複数の一次元アレイを、走査面が略平行となるように、走査面の法線方向に沿って配置することにより、複数の位置で内部断層画像を取得することができる。

【０００５】

しかしながら、この場合、測定位置の間隔を一次元アレイの外形寸法よりも小さくすることできない。また、一端、超音波素子アレイを配置した後では、測定位置間隔を変更することは容易ではない。このように、従来の構成では、測定位置を自由に設定することが困難であった。

40

【０００６】

本発明は、測定位置の自由度を向上させることができる超音波デバイス、超音波測定装置、及び超音波測定方法を提供することを一つの目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

本発明の一適用例に係る超音波デバイスは、複数の超音波素子アレイと、前記複数の超音波素子アレイのそれぞれを移動させる移動部と、を備え、前記複数の超音波素子アレイ

50

は、厚み方向に交差する第 1 方向に配列された複数の超音波送受信部を備え、前記第 1 方向において互いに干渉しない位置に配置され、前記移動部は、前記複数の超音波素子アレイを、前記厚み方向及び前記第 1 方向に交差する第 2 方向に移動させることを特徴とする。

【0008】

本適用例では、複数の超音波素子アレイのそれぞれは、超音波送受信部が第 1 方向に配列されている、所謂、一次元アレイとして構成されている。この超音波素子アレイは、第 2 方向における中心を通り、かつ、第 1 方向に配列された超音波送受信部の配列方向に平行な中心線を含む走査面に沿って超音波を送受信する。

これら複数の超音波素子アレイは、第 1 方向において互いに干渉しない位置に配置されている。このため、移動部は、複数の超音波素子アレイのそれぞれを、第 2 方向の任意の位置に移動可能である。このように、超音波素子アレイの外形寸法の制限を受けることなく、第 2 方向における測定位置間隔の自由度を向上させることができる。

【0009】

本適用例の超音波デバイスにおいて、前記複数の超音波素子アレイは、それぞれの超音波送受面の法線が互いに交わることが好ましい。

本適用例では、複数の超音波素子アレイは、第 2 方向から平面視して、各超音波素子アレイの法線が交わるように配置されている。つまり、第 2 方向から平面視して、各超音波素子アレイは互いに傾斜して配置されている。

ここで、各超音波素子アレイが互いに傾斜せずに同一平面上に配置されている場合と比較する。この場合、少なくとも一つの超音波素子アレイの超音波の送信角度を大きくすることにより、測定対象の表面付近の浅い領域を複数の超音波素子アレイによって測定できる。しかしながら、超音波の送信角度を大きくすることにより、超音波の画質が劣化してしまう。また、送信角度を大きくするにも限度があり、測定対象の表面近傍を測定できないおそれもある。これに対して、本適用例では、第 2 方向から平面視して、複数の超音波アレイが互いに傾斜して配置されている。これにより、第 2 方向から見て、複数の超音波素子アレイの測定領域が重畳する重畳領域の位置を各超音波素子アレイに近づけることができる。

【0010】

本発明の一適用例に係る超音波測定装置は、複数の超音波素子アレイと、前記複数の超音波素子アレイのそれぞれを移動させる移動部と、を備える超音波デバイスと、前記超音波デバイスを制御する制御部と、を具備し、前記複数の超音波素子アレイは、厚み方向に交差する第 1 方向に配列された複数の超音波送受信部を備え、前記第 1 方向において互いに干渉しない位置に配置され、前記移動部は、前記複数の超音波素子アレイを、前記厚み方向及び前記第 1 方向に交差する第 2 方向に移動させ、前記制御部は、前記移動部を制御して、前記超音波素子アレイを前記第 2 方向に移動させる移動制御部を備えることを特徴とする。

【0011】

本適用例では、上記適用例と同様に、複数の超音波素子アレイは、第 1 方向において互いに干渉しない位置に配置されている。このため、移動部は、複数の超音波素子アレイのそれぞれを、第 2 方向の任意の位置に移動可能である。このように、超音波素子アレイの外形寸法の制限を受けることなく、第 2 方向における測定位置間隔の自由度を向上させることができる。

【0012】

本適用例の超音波測定装置において、前記複数の超音波素子アレイは、それぞれの超音波送受面の法線が互いに交わることが好ましい。

本適用例では、複数の超音波素子アレイは、第 2 方向から平面視して、各超音波素子アレイの法線が交わるように配置されている。つまり、第 2 方向から平面視して、各超音波素子アレイは互いに傾斜して配置されている。

本適用例では、上記適用例と同様に、第 2 方向から平面視して、複数の超音波アレイが

互いに傾斜して配置されている。これにより、第2方向から見て、複数の超音波素子アレイの測定領域が重畳する重畳領域の位置を各超音波素子アレイに近づけることができる。

【0013】

本適用例に係る超音波測定装置において、前記移動制御部は、前記複数の超音波素子アレイを前記第2方向において互いにずれる位置に移動させることが好ましい。

本適用例では、複数の超音波素子アレイを第2方向の互いにずれる位置に配置するため、複数の超音波素子アレイのそれぞれで異なる測定位置を異ならせることができる。

ここで、例えば、一つの超音波素子アレイを移動させたり、傾斜させたりして、走査面を移動させる場合では、複数の測定位置で同時に測定することが困難であった。これに対して、本適用例では、複数の測定位置について略同時に超音波測定を行うことができる。

10

【0014】

本発明の一適用例に係る超音波測定装置において、前記移動制御部は、超音波測定の実施時において、前記複数の超音波素子アレイの少なくとも一つを前記第2方向に移動させることが好ましい。

本適用例では、複数の超音波素子アレイの少なくとも一つを第2方向に移動させる。つまり、少なくとも一つの超音波素子アレイのスキャン面を、当該スキャン面に交差する第2方向に移動させる。これにより、第2方向に沿って複数の測定位置で、超音波測定を実施することができる。例えば、第2方向に移動する対象物を測定する際に、同一の超音波素子アレイによって当該対象物を測定することができる。

【0015】

20

本適用例に係る超音波測定装置において、前記移動制御部は、前記複数の超音波素子アレイの少なくとも一つの前記第2方向の移動速度を変更することが好ましい。

本適用例では、超音波素子アレイの移動速度を変更する。このような構成では、スキャン面の移動速度を変更することができる、スキャン面の位置変更の自由度を向上させることができる。例えば、本適用例では、第2方向に移動する対象物の移動速度に基づいて、超音波素子アレイの移動速度を変更することができる。この場合、対象物の移動に応じてスキャン面を移動させることができる。

【0016】

本適用例に係る超音波測定装置において、前記制御部は、前記超音波素子アレイによる超音波測定の測定結果に基づいて、当該測定結果が得られた測定位置における測定対象の位置を検出し、前記位置の検出結果に基づいて前記第2方向に沿った前記測定対象の位置を推定する位置検出部を備えることが好ましい。

30

本適用例では、位置検出部は、複数の測定位置のそれぞれについて測定対象の位置を検出する。そして、位置検出部は、検出結果に基づいて、第2方向に沿った測定対象の位置を推定する。このような構成では、複数の位置で同時に超音波測定を実施できるため、測定対象の位置を迅速に推定できる。また、測定対象に応じて測定位置を変更することができ、測定対象の位置を高精度に推定できる。

【0017】

本発明の一適用例に係る超音波測定方法において、複数の超音波素子アレイと、前記複数の超音波素子アレイのそれぞれを移動させる移動部と、を備え、前記複数の超音波素子アレイは、厚み方向に交差する第1方向に配列された複数の超音波送受信部を備え、前記第1方向において互いに干渉しない位置に配置され、前記移動部は、前記複数の超音波素子アレイを、前記厚み方向及び前記第1方向に交差する第2方向に移動可能な超音波デバイスを用いた超音波測定方法であって、前記複数の超音波素子アレイの少なくとも一つを、前記第2方向に移動させながら超音波測定を実施させることを特徴とする。

40

【0018】

本適用例では、上記適用例と同様に、複数の超音波素子アレイは、第1方向において互いに干渉しない位置に配置されている。このため、移動部は、複数の超音波素子アレイのそれぞれを、第2方向の任意の位置に移動可能である。このように、超音波素子アレイの外形寸法の制限を受けることなく、第2方向における測定位置間隔の自由度を向上させる

50

ことができる。

また、本適用例では、複数の超音波素子アレイの少なくとも一つを第２方向に移動させる。つまり、少なくとも一つの超音波素子アレイのスキャン面を、当該スキャン面に交差する第２方向に移動させる。これにより、第２方向に沿って複数の測定位置で、超音波測定を実施することができる。例えば、第２方向に移動する対象物を測定する際に、同一の超音波素子アレイによって当該対象物を測定することができる。

【００１９】

本適用例に係る超音波測定方法において、前記複数の超音波素子アレイの少なくとも一つの前記第２方向の移動速度を変更することが好ましい。

本適用例では、超音波素子アレイの移動速度を変更する。このような構成では、スキャン面の移動速度を変更することができる、スキャン面の位置変更の自由度を向上させることができる。例えば、本適用例では、第２方向に移動する対象物の移動速度に基づいて、超音波素子アレイの移動速度を変更することができる。この場合、対象物の移動に応じてスキャン面を移動させることができる。

【図面の簡単な説明】

【００２０】

【図１】第１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１実施形態の超音波プローブの概略構成を示す正面図。

【図３】第１実施形態の超音波プローブの概略構成を示す側面図。

【図４】第１実施形態の超音波デバイスの概略構成を示す斜視図。

【図５】第１実施形態の超音波デバイスの概略構成を示す正面図。

【図６】第１実施形態の超音波ユニットの概略構成を示す断面図。

【図７】第１実施形態の超音波センサーを模式的に示す平面図。

【図８】図７のＡ－Ａ線における超音波センサーの断面を模式的に示す断面図。

【図９】第１実施形態の超音波測定処理を示すフローチャート。

【図１０】第１実施形態の予備測定処理を説明するための模式図。

【図１１】第１実施形態の本測定処理を説明するための模式図。

【図１２】第２実施形態の超音波測定処理を示すフローチャート。

【図１３】第２実施形態の本測定処理を説明するための模式図。

【発明を実施するための形態】

【００２１】

〔第１実施形態〕

以下、第１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１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Ｍ）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Ｍ内の内部断層画像（超音波画像）を得る制御装置７と、得られた内部断層画像が表示される表示装置８と、を備えている。

【００２２】

本実施形態の超音波測定装置１は、例えば穿刺針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。

例えば、穿刺作業において、施術者は、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超音波の伝搬効率を向上させるための音響整合材（例えばジェル等）を塗布し、超音波プローブ２を固定する。そして、超音波測定装置１は、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超音波プローブ２で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装置７に出力し、制御装置７は、受信信号に基づいて生体内の超音波画像を形成して表示装置８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、表示装置８に表示された超音波画像を確認（観察）しながら、穿刺作業を効率的に行うことができる。

10

20

30

40

50

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。

【0023】

[超音波プローブの構成]

図 2 は、超音波プローブ 2 を - Y 側から見た際の概略構成を示す図であり、図 3 は、+ X 側から見た際の概略構成を示す図である。

超音波プローブ 2 は、図 2 及び図 3 に示すように、超音波を送受信する超音波デバイス 3 と、この超音波デバイス 3 と生体 M との間に配置される音響整合部材 9 を超音波デバイス 3 に対して固定する固定部材 6 と、を含み構成される。なお、超音波プローブ 2 は、ケーブルにより制御装置 7 に接続され、当該制御装置 7 による制御に基づいて得られた超音波画像が表示装置 8 に表示される。

10

【0024】

[超音波デバイスの構成]

図 4 は、超音波デバイス 3 の概略構成を示す斜視図である。図 5 は、超音波デバイス 3 を - Y 側から見た際の概略構成を示す側面図である。

超音波デバイス 3 は、3 つの超音波ユニット 4 (第 1 ユニット 4 A、第 2 ユニット 4 B 及び第 3 ユニット 4 C) と、超音波ユニット 4 を第 2 方向である Y 方向に沿って移動可能に支持する移動部 5 と、を備える。

【0025】

[超音波ユニットの構成]

図 6 は、超音波ユニット 4 の概略構成を示す断面図である。

20

超音波ユニット 4 は、筐体 4 1 を備え、この筐体 4 1 の内部に、図 6 に示すように、超音波センサー 4 2 と、回路基板 4 6 とが収納されている。

後に詳述するが、超音波センサー 4 2 は、超音波の送受信を行う超音波素子アレイ 4 3 を有する。この超音波素子アレイ 4 3 は、一方向に沿って配列された複数の超音波送受信部 4 4 を備える一次元アレイとして構成されている。

ここで、第 1 ユニット 4 A、第 2 ユニット 4 B、及び第 3 ユニット 4 C のそれぞれに対応する超音波センサー 4 2 を、第 1 超音波センサー、第 2 超音波センサー、及び第 3 超音波センサーとする。また、第 1 超音波センサー、第 2 超音波センサー、及び第 3 超音波センサーのそれぞれに対応する超音波素子アレイ 4 3 を、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B、及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C とする (図 5 参照) 。

30

また、第 1 ユニット 4 A は、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A の超音波送受信部 4 4 の配列方向が、X 方向に平行となるように配置される。また、第 2 ユニット 4 B 及び第 3 ユニット 4 C は、配列方向が Y 方向に傾斜するように配置される。

なお、第 1 ユニット 4 A、第 2 ユニット 4 B 及び第 3 ユニット 4 C は、配置姿勢が異なる以外、基本的に同様に構成されている。以下の説明では、主に、第 1 ユニット 4 A の構成について説明する。

【0026】

[筐体の構成]

筐体 4 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 4 2 や回路基板 4 6 を収納する。筐体 4 1 は、図 6 に示すように、生体 M 側の一面に、超音波センサー 4 2 を露出させるセンサー窓 4 1 1 が設けられている。この筐体 4 1 は、移動部 5 によって Y 方向に沿って移動可能に支持される。

40

【0027】

[超音波センサーの構成]

次に、超音波センサー 4 2 について説明する。

図 7 は、本実施形態の超音波センサー 4 2 を模式的に示す平面図である。図 8 は、図 7 の A - A 線を断面した際の超音波センサー 4 2 の概略断面図である。なお、図 7 及び図 8 は、第 1 ユニット 4 A を構成する超音波センサー 4 2 について図示している。

超音波センサー 4 2 は、一つの超音波素子アレイ 4 3 が設けられている。この超音波素子アレイ 4 3 は、厚み方向に交差する一方向 (第 1 超音波センサーでは第 1 方向である X

50

方向)に複数の超音波送受信部44が配置され構成されている。また、超音波送受信部44は、複数の超音波トランスデューサ45がY方向に配置されて構成されている。この超音波素子アレイ43は、超音波送受信部44が個別に駆動されることにより、Y方向における超音波送受信部44の中央を通り、かつ、ZX面に平行な仮想面(以下、スキャン面とも称す)に沿って、超音波ビームを走査可能に構成されている。

なお、図7に示す例では、超音波送受信部44は、Y方向7個の超音波トランスデューサ45を含んで構成され、超音波センサー42は、X方向に8個の超音波送受信部44を含んで構成される。

【0028】

超音波センサー42は、例えば、図8に示すように、素子基板421、封止板422、音響整合層423、及び音響レンズ424等を含んで構成されている。

素子基板421は、図7に示すように、基部421Aと、振動膜421Bと、圧電素子421Cと、を備えている。

基部421A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421Aには、各々の超音波トランスデューサ45に対応した開口部421A1が設けられている。本実施形態では、各開口部421A1は、基部421A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422側)に振動膜421Bが設けられる。

【0029】

振動膜421B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421Aの封止板422側全体を覆って設けられている。すなわち、振動膜421Bは、開口部421A1を構成する隔壁421A2により支持され、開口部421A1の封止板422側を閉塞する。この振動膜421Bの厚み寸法は、基部421Aに対して十分小さい厚み寸法となる。

【0030】

圧電素子421Cは、図7及び図8に示すように、各開口部421A1を閉塞する振動膜421B上にそれぞれ設けられている。この圧電素子421Cは、下部電極421C1、圧電膜421C2、及び上部電極421C3の積層体により構成されている。ここで、振動膜421Bのうち、開口部421A1を閉塞する領域と、圧電素子421Cとにより、1つの超音波トランスデューサ45が構成される。

【0031】

このような超音波トランスデューサ45では、下部電極421C1及び上部電極421C3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421C2が変形され、これにより開口部421A1を閉塞する振動膜421B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421Bに超音波が入力されて振動膜421Bが振動すると、圧電膜421C2の下部電極421C1側と上部電極421C3側との間で電位差が生じる。これにより、下部電極421C1及び上部電極421C3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)。

【0032】

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45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421C1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421C1は、Y方向に並ぶ複数の超音波トランスデューサ45に跨って設けられ、これらを結線する。この下部電極421C1の両端部(±Y側端部)には、回路基板46に電気接続される駆動端子421D1が設けられている。

また、上部電極421C3は、X方向に沿って直線状に形成されており、X方向に並ぶ複数の超音波トランスデューサ45に跨って設けられ、これらを結線する。そして、上部電極421C3の±X側端部は共通電極線421D2に接続される。この共通電極線421D2は、Y方向に沿って複数配置された上部電極421C3同士を結線し、その±Y

10

20

30

40

50

側端部には、回路基板 4 6 に電気接続される共通端子 4 2 1 D 3 が設けられている。

【 0 0 3 3 】

次に、超音波センサー 4 2 を構成する封止板 4 2 2 について説明する。封止板 4 2 2 は、素子基板 4 2 1 に接合され、素子基板 4 2 1 を補強する。この封止板 4 2 2 は、Z 方向から見た平面視において、素子基板 4 2 1 の超音波トランスデューサー 4 5 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 4 2 2 の材質や厚みは、超音波トランスデューサー 4 5 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 4 5 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。

【 0 0 3 4 】

そして、この封止板 4 2 2 は、例えば、素子基板 4 2 1 の振動膜 4 2 1 B 上に形成された接合膜 4 2 2 A により素子基板 4 2 1 に接合される。接合膜 4 2 2 A は、基部 4 2 1 A の開口部 4 2 1 A 1 以外の領域（開口部 4 2 1 A 1 間の隔壁 4 2 1 A 2）に対応して設けられている。よって、接合膜 4 2 2 A により振動膜 4 2 1 B 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 4 5 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 4 2 2 は、下部電極 4 2 1 C 1 や上部電極 4 2 1 C 3 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 4 2 1 C 1 や上部電極 4 2 1 C 3 と回路基板 4 6 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。

【 0 0 3 5 】

音響整合層 4 2 3 は、図 8 に示すように、基部 4 2 1 A の開口部 4 2 1 A 1 内を埋めるように、素子基板 4 2 1 の超音波の送受信側に設けられている。

音響レンズ 4 2 4 は、素子基板 4 2 1 の超音波の送受信側に設けられている。この音響レンズ 4 2 4 は、超音波トランスデューサー 4 5 から送信された超音波を生体内の所定の深さ位置に収束させる。

このような音響整合層 4 2 3 や音響レンズ 4 2 4 は、超音波トランスデューサー 4 5 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 4 5 に伝搬させる。このため、音響整合層 4 2 3 や音響レンズ 4 2 4 は、音響インピーダンスの値が生体の音響インピーダンスに近い値に設定されている。

【 0 0 3 6 】

[回路基板の構成]

次に、回路基板 4 6 について説明する。

回路基板 4 6 は、超音波センサー 4 2 の各駆動端子 4 2 1 D 1 及び各共通端子 4 2 1 D 3 のそれぞれと電気接続されており、制御装置 7 の制御に基づいて超音波センサー 4 2 を制御する。

具体的には、回路基板 4 6 は、送信回路、基準電極回路、受信回路等を備えている。送信回路は、各駆動端子 4 2 1 D 1 にパルス波形の駆動電圧を印加する。基準電極回路は、各共通端子 4 2 1 D 3 に所定の基準電圧（例えば 0 V 等）を印加する。受信回路は、各駆動端子 4 2 1 D 1 から出力された受信信号を取得し、当該受信信号の増幅処理、A - D 変換処理、整相加算処理等を実施して制御装置 7 に出力する。

【 0 0 3 7 】

[移動部の構成]

移動部 5 は、図 4 及び図 5 に示すように、第 1 ユニット 4 A、第 2 ユニット 4 B、及び第 3 ユニット 4 C を、X 方向において互いに干渉しない位置に支持する。また、移動部 5 は、第 1 ユニット 4 A、第 2 ユニット 4 B、及び第 3 ユニット 4 C のそれぞれを Y 方向に移動可能に支持する。

この移動部 5 は、第 1 ユニット 4 A を支持する第 1 移動部 5 A と、第 1 移動部 5 A の一端側に連続し第 2 ユニット 4 B を支持する第 2 移動部 5 B と、第 1 移動部 5 A の他端側に連続し第 3 ユニット 4 C を支持する第 3 移動部 5 C と、を備える。

これらのうち第 2 移動部 5 B と第 3 移動部 5 C とは、X 方向に沿って第 1 移動部 5 A か

10

20

30

40

50

ら離れるにしたがって + Z 側に向かうように、第 1 移動部 5 A に対して所定の角度で傾斜している。

【 0 0 3 8 】

図 4 に示すように、第 1 移動部 5 A は、本体部 5 1 と、スライダ 5 2 と、スクリュー軸 5 3 と、モーター 5 4 と、を備え、第 1 ユニット 4 A を Y 方向に沿って移動可能に支持する。

本体部 5 1 は、スライダ 5 2 の移動方向を Y 方向に規制するガイド溝 5 1 1 が設けられる。ガイド溝 5 1 1 は、Y 方向に沿って設けられ、X 方向に凹となる溝部である。

【 0 0 3 9 】

スライダ 5 2 は、第 1 ユニット 4 A を、ガイド溝 5 1 1 に沿って Y 方向に移動可能に支持する。このスライダ 5 2 は、支持部 5 2 1 と、突出部 5 2 2 と、ねじ孔 5 2 3 と、を有する。支持部 5 2 1 は、第 1 ユニット 4 A の筐体 4 1 を支持する。突出部 5 2 2 は、支持部 5 2 1 の - X 側及び + X 側の両側に設けられ、X 方向に突出する。これら突出部 5 2 2 は、ガイド溝 5 1 1 に挿入される。ねじ孔 5 2 3 は、支持部 5 2 1 に Y 方向に貫通して設けられ、スクリュー軸 5 3 が螺合される。

【 0 0 4 0 】

スクリュー軸 5 3 は、ねじ孔 5 2 3 に螺合され、+ Y 側の端部においてモーター 5 4 に接続される。

モーター 5 4 は、本体部 5 1 に固定され、制御装置 7 の制御に基づいて駆動され、スクリュー軸 5 3 を回転させる。

なお、図 4 では図示を省略しているが、本体部 5 1 の - Y 側に配置された第 1 固定部 6 2 は、スクリュー軸 5 3 の - Y 側の端部を支持する。また、+ Y 側に配置された第 2 固定部 6 3 は、モーター 5 4 が設けられる。

【 0 0 4 1 】

このように構成された第 1 移動部 5 A では、モーター 5 4 の駆動によってスクリュー軸 5 3 が回転され、スライダ 5 2 が Y 方向に沿って移動される。これにより、スライダ 5 2 に固定された第 1 ユニット 4 A、すなわち第 1 超音波素子アレイ 4 3 A が、Y 方向に沿って移動される。

なお、第 2 移動部 5 B 及び第 3 移動部 5 C も、第 1 移動部 5 A と略同様に構成される。

【 0 0 4 2 】

[超音波素子アレイの配置]

上述のように構成された超音波デバイス 3 では、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C は、X 方向において、互いに干渉しない位置に配置される。すなわち、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B は、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A よりも - X 側に配置される。また、第 3 超音波素子アレイ 4 3 C は、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A よりも + X 側に配置される。

【 0 0 4 3 】

また、超音波デバイス 3 では、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A は、超音波送受面 4 3 1 が X Y 面に平行に配置されている。また、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A は、超音波送受信部 4 4 の配列方向が X 方向と平行になるように配置されている。また、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C は、超音波送受信部 4 4 の配列方向が X 方向に沿う方向となるように、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A に対して傾斜して配置される。

【 0 0 4 4 】

具体的には、図 5 に示すように、- Y 側から見た平面視において、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B は、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A に対して、反時計回り方向に角度 傾斜し、第 3 超音波素子アレイ 4 3 C は、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A に対して、時計回り方向に角度 傾斜している。

ここで、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A の開口中心 (X 方向及び Y 方向における中心) を通り、超音波送受面 4 3 1 面の法線 N 1 とする。同様に、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C について、開口中心を通る超音波送受面 4 3 1 面の法線を

10

20

30

40

50

それぞれ法線 N 2、法線 N 3 とする。各法線 N 1、N 2、N 3 は、- Y 側から見た平面視において点 P で交差している。なお、各法線 N 1、N 2、N 3 は、ねじれの関係にあるため、互いに交差していない。

また、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C は、点 P から等距離の位置に配置されている。

【0045】

ここで、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C の第 1 超音波素子アレイ 4 3 A に対する傾斜角度は、超音波素子アレイ 4 3 A、4 3 B、4 3 C の各測定領域 F 1、F 2、F 3 が重なる重畳領域 F 4 (図 5 参照) が、生体 M の内側に位置するように設定される。例えば、図 5 に示すように、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C から最大送信角度以下の送信角度で超音波を送信させた際の重畳領域 F 4 が生体 M の内側に位置するように設定される。これにより、重畳領域 F 4 が生体内に位置することにより、重畳領域 F 4 の一部が音響整合部材 9 に重なることなく、生体内を効率良く測定することができる。なお、超音波素子アレイ 4 3 の最大送信角度は、例えばサイドロープの発生を抑制可能な(つまりサイドロープ条件を満たす)送信角度の最大値であり、超音波送受信部 4 4 の配置間隔や、超音波の波長に基づいて算出することができる。

【0046】

[固定部材の構成]

固定部材 6 は、図 2 及び図 3 に示す、音響整合部材 9 を超音波デバイス 3 に対して固定する。この固定部材 6 は、超音波デバイス 3 が取り付けられる固定本体部 6 1 と、固定本体部 6 1 の - Y 側かつ + Z 側から Z 方向に延出する第 1 固定部 6 2 と、当該第 1 固定部 6 2 の + Y 側に位置し、固定本体部 6 1 の + Y 側かつ + Z 側から Z 方向に延出する第 2 固定部 6 3 と、を有する。音響整合部材 9 は、第 1 固定部 6 2 と第 2 固定部 6 3 との間に挟まれるように配置される。これにより、超音波プローブ 2 を生体 M の表面に沿って移動させたとしても、超音波デバイス 3 に対する音響整合部材 9 の位置ずれを抑制できる。

【0047】

固定本体部 6 1 は、制御装置 7 に接続されるケーブルが設けられている。この固定本体部 6 1 は、超音波プローブ 2 を操作する際に施術者によって把持される。固定本体部 6 1 の形状は、図示例のように矩形状に限らず、施術者が把持し易い形状であってもよい。また、固定本体部 6 1 の内部に超音波センサー 4 2 を駆動するための回路基板等が設けられていてもよい。

【0048】

第 1 固定部 6 2 は、図 3 に示すように、Y 方向から見た平面視において、略矩形状の外形を有する。この第 1 固定部 6 2 は、穿刺針のガイドとしての溝部 6 2 2 と、スキャン開始位置を示す開始マーク 6 2 3 と、を有する。

溝部 6 2 2 は、第 1 固定部 6 2 の - Y 側の面 6 2 1 の + Z 側の端部で、かつ、X 方向における中心部に形成されている。この溝部 6 2 2 の底面 6 2 2 A は、図 3 に示すように、+ Z 側に向かうにしたがって + Y 側に向かうように所定の角度(例えば XY 面に対して 15°以上 30°以下の角度)で傾斜している。このため、施術者は、穿刺針 10 を底面 6 2 2 A に沿って移動させることにより、超音波プローブ 2 に対して穿刺針 10 を所定の角度で移動させることが容易である。したがって、施術者は、生体 M の内部の血管 M 1 に対して穿刺針 10 を穿刺する際に、適切な穿刺作業をより容易に行うことができる。

【0049】

開始マーク 6 2 3 は、第 1 固定部 6 2 の - Y 側の面 6 2 1 の - X 側の位置に設けられ、超音波プローブ 2 におけるスキャンが開始される - X 側位置を示す。本実施形態の超音波プローブ 2 では、超音波測定を実施する際に、X 方向に沿って配置されている超音波送受信部 4 4 を - X 側から + X 側に向かって順次駆動される。なお、開始マーク 6 2 3 は、X 方向及び Z 方向のそれぞれに沿って設けられ互いに L 字状に交差する溝を例示しているが、これに限定されず、例えば、X 方向及び Z 方向のいずれかに沿って設けられた溝であっ

てもよいし、Y方向から見た平面視において円形や矩形状の溝であってもよい。また、開始マーク623は、溝以外にも突部であってもよい。また、第1固定部62に開始マーク623を印字してもよい。

【0050】

[音響整合部材の構成]

音響整合部材9は、図2及び図3に示すように、超音波測定時において、超音波デバイス3と生体Mの表面との間に配置され、超音波デバイス3から送信された超音波を生体に効率良く伝搬させ、また、生体内で反射した超音波を効率良く超音波デバイス3に伝搬させる。このため音響整合部材9は、生体に近い音響インピーダンスを有する。

また、音響整合部材9は、弾性材料、例えばジェル状の材料で形成され、Y方向から見た平面視において台形状の外形を有する。このため、音響整合部材9は、超音波デバイス3の各超音波素子アレイ43と、生体表面との両方に対して好適に密着可能である。

【0051】

[制御装置の構成]

次に、制御装置7について説明する。

制御装置7は、制御部に相当し、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超音波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、送受信制御部71、画像形成部72、表示制御部73、移動制御部74、位置検出部75、及び、状態判定部76等として機能する。また、制御装置7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。

【0052】

送受信制御部71は、超音波プローブ2を制御して、超音波センサー42の所定の超音波送受信部44から超音波を送信させる。この際、送受信制御部71は、X方向に並ぶ複数の超音波送受信部44を遅延駆動させることで、超音波の送信角度を制御する。また、送受信制御部71は、超音波プローブ2を制御して、超音波送受信部44からの受信信号を取得する。

【0053】

画像形成部72は、超音波プローブ2の各超音波素子アレイ43A、43B、43Cから出力された受信信号(画像信号)に基づいて、各超音波素子アレイ43A、43B、43Cのそれぞれに対応する超音波画像を生成する。

表示制御部73は、表示装置8に対して、生成された各超音波画像を表示させる。

移動制御部74は、モーター54を制御して、第1ユニット4A、第2ユニット4B、及び第3ユニット4C、すなわち第1超音波素子アレイ43A、第2超音波素子アレイ43B、及び第3超音波素子アレイ43CをY方向に移動させ、位置を変更する。

【0054】

位置検出部75は、超音波プローブ2による超音波測定の結果に基づいて、血管M1や穿刺針10等の対象物の位置を検出する。位置検出部75は、例えば、各超音波素子アレイ43A、43B、43Cのそれぞれに対応する超音波画像の画像処理を行い、各超音波画像のそれぞれについて対象物の位置を検出する。また、位置検出部75は、複数の測定位置での対象物の位置検出結果から、対象物の位置を推定する。

状態判定部76は、穿刺作業を行う際に、位置検出部75による穿刺針10の位置の検出結果に基づいて、超音波測定装置1による超音波測定処理が適切な状態でなされているかを判定する。例えば、状態判定部76は、穿刺針10の位置(先端位置)が適切であるか否か、すなわちエラー判定を行う。

【0055】

[超音波測定処理]

図 9 は、超音波測定装置 1 における超音波測定処理の一例を示すフローチャートである。図 10 は、予備測定処理を説明するための図であり、図 11 は、本測定処理を説明するための図である。図 10 及び図 11 では、各超音波素子アレイ 43A, 43B, 43C と穿刺針 10 と血管 M1 の位置関係を模式的に示している。なお、図 10 及び図 11 では、各超音波素子アレイ 43A, 43B, 43C によるスキャン範囲 SA を一点鎖線で示している。スキャン範囲 SA は、超音波素子アレイ 43 のスキャン面に沿って広がる測定領域である。

以下、超音波測定装置 1 における超音波測定処理について説明する。なお、本実施形態の超音波測定装置 1 は、上述のように、例えば穿刺針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用いることができる。本実施形態では、施術者が穿刺針を Y 方向に沿って生体内に挿入する穿刺を行う前に、超音波測定装置 1 は、予備測定を実施し、予備測定の測定結果から、血管等の器官の位置を検出（推定）する。そして、超音波測定装置 1 は、位置の検出結果に基づいて決定された穿刺位置を測定位置とする本測定を実施して超音波画像を取得し、表示装置 8 に表示する。施術者は、超音波画像を観察することにより、穿刺針の位置をより確実に把握することができる。

【0056】

図 9 に示すように、まず、移動制御部 74 は、モーター 54 を制御して、第 1 ユニット 4A、第 2 ユニット 4B、及び第 3 ユニット 4C、すなわち第 1 超音波素子アレイ 43A、第 2 超音波素子アレイ 43B、及び第 3 超音波素子アレイ 43C の位置を予備測定位置に設定する（ステップ S1）。

図 10 では、第 1 超音波素子アレイ 43A、第 2 超音波素子アレイ 43B、及び第 3 超音波素子アレイ 43C の配置が、予備測定用の第 1 配置に設定されている。この第 1 配置では、第 1 超音波素子アレイ 43A は Y 方向における中央に、第 2 超音波素子アレイ 43B は - Y 側端部に、第 3 超音波素子アレイ 43C は + Y 側端部に配置される。すなわち、各スキャン範囲 SA の間隔（測定位置の間隔）は、最大となる。

【0057】

ここで、第 1 配置では、Y 方向における各超音波素子アレイ 43A, 43B, 43C の測定位置の間隔が所定値以上であることが好ましい。上記所定値は、超音波断層画像から血管 M1 等の対象物の位置や形状つまり三次元配置を適切に算出（推定）可能な値であり、予め、実験やシミュレーション等により算出できる。例えば、本実施形態のように血管 M1 を測定対象とする場合、各超音波素子アレイ 43A, 43B, 43C に対応する各超音波画像における血管の位置に基づいて血管の三次元配置を推定する。この際、測定位置間の間隔が小さいと、血管の向きや位置の推定精度が低下する場合がある。したがって、測定位置間の間隔を上記所定値以上とすることにより、上記推定精度の低下を抑制できる。

また、測定位置間の間隔は所定の上限値以下であることが好ましい。例えば、血管が屈曲している場合等では、血管の三次元配置を正確に推定できない場合がある。したがって、測定位置の間隔を、測定対象に応じて設定された上限値以下とすることにより、対象物の三次元配置の推定精度の低下を抑制できる。

【0058】

次に、超音波測定装置 1 は、各超音波素子アレイ 43A, 43B, 43C を駆動させて予備測定を行う（ステップ S2）。

ステップ S2 では、送受信制御部 71 は、図 10 に示す第 1 配置とされた各超音波素子アレイ 43A, 43B, 43C を順次駆動させて、超音波測定を実施する。

送受信制御部 71 は、例えば、図 5 に示すように、第 1 超音波素子アレイ 43A の超音波の送信角度を 0° とし、第 2 超音波素子アレイ 43B 及び第 3 超音波素子アレイ 43C の超音波の送信角度を所定角度として、超音波測定を送信させる。

画像形成部 72 は、超音波の受信結果に基づいて、超音波画像（例えば B モード画像）を生成する。表示制御部 73 は、生成された超音波画像を表示装置 8 に表示させる。図 10 に示す、第 1 超音波画像 Im1 は第 1 超音波素子アレイ 43A の、第 2 超音波画像 Im

10

20

30

40

50

2 は第 2 超音波素子アレイ 4 3 B の、第 3 超音波画像 I m 3 は第 3 超音波素子アレイ 4 3 C の超音波測定結果から生成される。

【 0 0 5 9 】

次に、移動制御部 7 4 は、後述するステップ S 4 における本測定を実施する際の各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C の Y 方向位置 (測定位置) を取得する (ステップ S 3) 。

ステップ S 3 では、移動制御部 7 4 は、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A の測定領域 F 1 の中央部分を血管 M 1 が通過するように、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A の Y 方向位置を本測定時の測定位置として取得する。また、本測定時における第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C の測定位置は、後述するが、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A の測定位置に応じて設定される (図 1 1 参照) 。なお、本測定位置は、穿刺者による入力操作によって設定されてもよいし、位置検出部 7 5 による血管 M 1 の三次元位置の推定結果に基づいて取得されてもよい。

10

【 0 0 6 0 】

例えば、位置検出部 7 5 は、ステップ S 2 の予備測定処理によって得られた各超音波画像 I m 1 , I m 2 , I m 3 に基づいて、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C の各測定位置における血管 M 1 の位置を検出する。そして、位置検出部 7 5 は、各測定位置での血管 M 1 の位置の検出結果に基づいて、血管 M 1 の三次元位置を推定する (図 1 0 参照) 。そして、移動制御部 7 4 は、血管 M 1 の三次元位置の推定結果と、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A の測定領域 F 1 の位置とに基づいて、本測定時における第 1 超音波素子アレイ 4 3 A の測定位置 P s を取得する。

20

【 0 0 6 1 】

次に、移動制御部 7 4 は、モーター 5 4 を制御して、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 、及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C の位置を本測定位置に設定する (ステップ S 4) 。

図 1 1 では、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 、及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C の配置が、本測定用の第 2 配置に設定されている。この第 2 配置では、Y 方向における各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C のスキャン範囲 S A (つまり測定位置) の間隔が第 1 配置よりも小さい。図 1 1 に示す例では、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A のスキャン範囲 S A と、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C のスキャン範囲 S A とが略隣接して配置されている。これにより、スキャン範囲 S A 間にギャップがある場合よりも、穿刺者は、穿刺針 1 0 の先端位置をより確実に把握することができる。

30

【 0 0 6 2 】

次に、超音波測定装置 1 は、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C を駆動させて本測定を行う (ステップ S 5) 。

ステップ S 5 では、送受信制御部 7 1 は、ステップ S 2 と同様に、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C を順次駆動させて、超音波測定を実施する。画像形成部 7 2 は、超音波の受信結果に基づいて超音波画像を生成する。表示制御部 7 3 は、生成された超音波画像を表示装置 8 に表示させる。図 1 1 に示す、各超音波画像 I m 4 , I m 5 , I m 6 は、それぞれ各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C の超音波測定結果から生成される。

40

【 0 0 6 3 】

次に、位置検出部 7 5 は、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C の測定結果に基づいて、穿刺針 1 0 の位置を検出する (ステップ S 6) 。

位置検出部 7 5 は、本備測定の測定結果に基づいて、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C のそれぞれの測定位置において、穿刺針 1 0 の位置を検出する。例えば、位置検出部 7 5 は、図 1 1 に示す各超音波画像 I m 4 , I m 5 , I m 6 のそれぞれについて、エッジ検出等により穿刺針 1 0 の有無を検出する。また、位置検出部 7 5 は、穿刺針 1 0 を検出した場合は、当該穿刺針 1 0 の位置を取得する。

50

【 0 0 6 4 】

次に、状態判定部 7 6 は、ステップ S 6 における穿刺針 1 0 の位置検出結果に基づいてエラーを判定する（ステップ S 7）。表示制御部 7 3 は、状態判定部 7 6 によってエラーと判定された場合、エラー判定結果を表示装置に表示させる。

例えば、状態判定部 7 6 は、各超音波画像 I m 4, I m 5, I m 6 から穿刺針 1 0 が検出された場合、穿刺針 1 0 の先端位置が + Y 側に進み過ぎている可能性があるため、エラーと判定する。また、各超音波画像 I m 4, I m 5, I m 6 のいずれからでも穿刺針 1 0 が検出されない場合、穿刺針 1 0 と血管 M 1 との距離が離れすぎている可能性があるため、エラーと判定する。

一方、第 2 超音波画像 I m 5 のみや、第 1 超音波画像 I m 4 及び第 2 超音波画像 I m 5 のみから穿刺針 1 0 が検出された場合、状態判定部 7 6 は、エラーが検出されなかったと判定する。

【 0 0 6 5 】

なお、第 1 超音波画像 I m 4 及び第 2 超音波画像 I m 5 のみから穿刺針 1 0 が検出された場合でも、第 1 超音波画像 I m 4 で検出された穿刺針 1 0 と血管 M 1 との距離が所定閾値よりも大きい場合は、状態判定部 7 6 はエラーと判定してもよい。これにより、状態判定部 7 6 は、穿刺針 1 0 の位置が血管 M 1 から遠すぎる可能性があることを判定できる。

【 0 0 6 6 】

次に、制御装置 7 は、測定終了の指示を受けたか否かを判定する（ステップ S 8）。ステップ S 8 で N O と判定されると、制御装置 7 は、ステップ S 5 以降の処理を実行し、Y E S と判定されると、制御装置 7 は、超音波測定処理を終了させる。

【 0 0 6 7 】

[第 1 実施形態の作用効果]

本実施形態では、各超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C は、第 X 方向において互いに干渉しない位置に配置されている。このため、移動部 5 は、各超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C のそれぞれを、Y 方向の任意の位置に移動可能である。このように、超音波素子アレイ 4 3 の外形寸法の制限を受けることなく、各超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C の測定位置間隔（スキャン範囲 S A の間隔）の自由度を向上させることができる。

例えば、本実施形態のように各超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C を Y 方向において異なる位置（互いにずれる位置）に配置することにより、各超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C の測定位置を異ならせることができ、異なる測定位置について同時に超音波測定を実施させることができる。

【 0 0 6 8 】

本実施形態では、各超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C は、Y 方向から平面視して、各超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C は、互いに傾斜して配置されている。

ここで、各超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C は、が互いに傾斜せずに同一平面上に配置されている構成を上述の本実施形態の構成と比較する。この場合、例えば、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C の超音波の送信角度を大きくすることにより、体表面付近の浅い位置に、重畳領域 F 4 を設定できる。しかしながら、超音波の送信角度を大きくすることにより、超音波の画質が劣化してしまう。また、送信角度を大きくするにも限度があり、重畳領域 F 4 の位置を超音波素子アレイ 4 3 側に近づけることができないおそれもある。

これに対して、本実施形態のように、各超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C が互いに傾斜して配置されていることにより、Y 方向から見て重畳領域 F 4 の位置を各超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C に近づけることが容易である。

【 0 0 6 9 】

移動制御部 7 4 は、各超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C の配置を、測定位置の間隔がより大きい第 1 配置と、測定位置間隔がより小さい第 2 配置との間で変更する。このような構成では、施術者は、第 1 配置によって、より広い測定範囲に複数の測定位置を

10

20

30

40

50

設定でき、より広範囲に亘って測定対象を観察することができる。一方、施術者は、第 2 配置によって、より狭い測定範囲に複数の測定位置を設定でき、測定対象をより詳細に観察できる。

【 0 0 7 0 】

位置検出部 7 5 は、第 1 配置において、上述のようにより広い測定範囲に対して設定された複数の測定位置のそれぞれについて、測定対象の位置を検出する。そして、位置検出部 7 5 は、検出結果に基づいて、血管 M 1 等の測定対象の位置を推定する。このような構成では、複数の位置で同時に超音波測定を実施できるため、測定対象の位置を迅速かつ高精度に推定することができる。

【 0 0 7 1 】

[第 2 実施形態]

以下、第 2 実施形態について説明する。

上記第 1 実施形態では、穿刺作業を行う際の本測定において、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C を静止させていた。これに対して、第 2 実施形態では、本測定において、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B を穿刺針 1 0 の位置に応じて移動させる点で相違している。

なお、以降の説明にあたり、第 1 実施形態と同様の構成については、同じ符号を付し、その説明を省略又は簡略化する。

【 0 0 7 2 】

[超音波測定処理]

図 1 2 は、超音波測定装置 1 における超音波測定処理の一例を示すフローチャートである。

図 1 3 は、本測定処理を説明するための図である。図 1 3 では、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C と穿刺針 1 0 と血管 M 1 の位置関係を模式的に示している。

図 1 2 に示すように、先ず、移動制御部 7 4 は、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 、及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C の位置を予備測定位置（図 1 0 の第 1 配置を参照）に設定する（ステップ S 1 ）。

次に、超音波測定装置 1 は、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C を駆動させて予備測定を行う（ステップ S 2 ）。

【 0 0 7 3 】

次に、移動制御部 7 4 は、後述する本測定における測定位置を取得する（ステップ S 9 ）。

図 1 3 に示すように、本測定における第 3 超音波素子アレイ 4 3 C の測定位置（Y 方向位置）は、最終位置に設定される。ここで、最終位置とは、穿刺針 1 0 が血管 M 1 に挿入される位置である。したがって、第 3 超音波素子アレイ 4 3 C の測定領域 F 3 の中央位置の近傍を血管 M 1 が通過する位置を、第 3 超音波素子アレイ 4 3 C の Y 方向位置を最終位置として取得する。

【 0 0 7 4 】

なお、後述するように、本測定では、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B の位置は、穿刺針 1 0 の位置に応じて変更される。つまり、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B は、穿刺針 1 0 の先端位置に基づく速度で移動される。これら第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B の初期位置は、例えば、- Y 側端部に設定される。

【 0 0 7 5 】

次に、移動制御部 7 4 は、モーター 5 4 を制御して、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 、及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C の位置を本測定位置に設定する（ステップ S 4 ）。すなわち、移動制御部 7 4 は、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B を初期位置に、第 3 超音波素子アレイ 4 3 C を最終位置 P s に移動させる。

【 0 0 7 6 】

次に、超音波測定装置 1 は、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C を駆動させて本測定を行う（ステップ S 1 0 ）。

超音波測定装置 1 は、移動制御部 7 4 によって第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B を設定された移動速度（以下、アレイ速度とも称する）で移動させ（アレイ速度が 0 の場合は静止）、かつ、第 3 超音波素子アレイ 4 3 C を静止させた状態で、送受信制御部 7 1 によって、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C を駆動させて超音波測定を実施させる。

ここで、本実施形態では、移動制御部 7 4 は、後述するステップ S 1 2 における速度判定結果に基づくアレイ速度にて、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B を移動させる。これにより、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B は、穿刺針 1 0 の先端位置に応じて移動される。

10

【 0 0 7 7 】

画像形成部 7 2 は、超音波の受信結果に基づいて超音波画像を生成する。表示制御部 7 3 は、生成された超音波画像を表示装置 8 に表示させる。図 1 3 に示す、各超音波画像 I m 7 , I m 8 , I m 9 は、それぞれ各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C の超音波測定結果から生成される。なお、図 1 3 では、第 3 超音波素子アレイ 4 3 C に対応する第 3 超音波画像 I m 9 に、穿刺針 1 0 の先端の最終目的位置を示すマークが表示される。

【 0 0 7 8 】

なお、ステップ S 1 0 の本測定の開始から、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B による第 2 超音波画像 I m 8 に穿刺針 1 0 が検出されるまでの間、移動制御部 7 4 は、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B を静止させている。

20

【 0 0 7 9 】

次に、位置検出部 7 5 は、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C の測定結果に基づいて、穿刺針 1 0 の位置を検出する（ステップ S 6 ）。

位置検出部 7 5 は、各超音波画像 I m 7 , I m 8 , I m 9 のそれぞれについて穿刺針 1 0 を検出する。また、位置検出部 7 5 は、穿刺針 1 0 を検出した場合は、当該穿刺針 1 0 の位置を取得する。

【 0 0 8 0 】

次に、状態判定部 7 6 は、ステップ S 6 における穿刺針 1 0 の検出結果に基づいて、アレイ速度の適否や、エラー発生の有無を含む測定状態を判定する（ステップ S 1 1 ）。

30

状態判定部 7 6 は、本測定直後で、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B が静止している場合は、第 2 超音波画像 I m 8 から穿刺針 1 0 が検出されたか否かを判定する。つまり、穿刺針 1 0 が検出された場合は、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B を移動させる必要があると判定される。

なお、ステップ S 1 1 で移動開始の判定が成された後、ステップ S 1 0 において移動制御部 7 4 は、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B の移動を開始させる。この際、アレイ速度の初期値は、予め設定された値に設定される。また、初期値は、穿刺開始から穿刺針 1 0 が検出されるまでの経過時間に基づいて算出された値に設定されてもよい。

【 0 0 8 1 】

40

また、ステップ S 1 1 において、状態判定部 7 6 は、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B の第 2 超音波画像 I m 8 のみに穿刺針 1 0 が検出される場合は、アレイ速度が、穿刺針 1 0 の先端位置に対して適正であると判定し、それ以外の場合、速度エラーと判定する。

例えば、状態判定部 7 6 は、第 2 超音波画像 I m 8 に加え、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A に対応する第 1 超音波画像 I m 7 に穿刺針 1 0 が検出された場合、アレイ速度が遅いと判定する。

また、状態判定部 7 6 は、各超音波画像 I m 7 , I m 8 , I m 9 のいずれにも穿刺針 1 0 が検出されない場合、アレイ速度が早いと判定する。

【 0 0 8 2 】

次に、制御装置 7 は、測定終了の指示を受けたか否かを判定し（ステップ S 8 ）、Y E

50

Sと判定されると、制御装置7は超音波測定処理を終了させる。

ステップS8でNOと判定されると、制御装置7はステップS5以降の処理を実行する。つまり、ステップS5において、移動制御部74は、例えば、アレイ速度を複数の速度に設定可能であり、ステップS11の速度判定結果に基づいて移動速度を設定する。

例えば、移動制御部74は、ステップS11でアレイ速度が遅いと判定された場合は、現在設定されているアレイ速度よりも一段階大きい速度に設定する。また、移動制御部74は、ステップS11でアレイ速度が速いと判定された場合は、現在設定されているアレイ速度よりも一段階小さい速度に設定する。

【0083】

[第2実施形態の作用効果]

本実施形態では、移動制御部74は、各超音波素子アレイ43A, 43B, 43Cのうちの少なくとも一つをY方向に移動させる。このような構成では、Y方向に移動する穿刺針10等の対象物を、複数の測定位置で測定できる。

また、超音波素子アレイの移動速度(アレイ速度)を変更する。このような構成では、穿刺針10等の対象物の位置(移動速度)に基づいて、アレイ速度を変更することができる。これにより、Y方向に移動する穿刺針10の先端等を、移動させる超音波素子アレイの測定領域に収めることができる。

【0084】

本実施形態では、第1超音波素子アレイ43Aと第2超音波素子アレイ43Bとを一体的に移動させる。そして、第1超音波画像Im7及び第2超音波画像Im8の二つから、穿刺針10の位置を検出することにより、穿刺針10の先端の動き(位置)を検出することができる。また、先端の動き(位置)に応じて、アレイ速度を変更することができる。

【0085】

[変形例]

なお、本発明は上述の各実施形態に限定されるものではなく、本発明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。

例えば、上記各実施形態では、3個の超音波素子アレイがX方向に配列されていたが、超音波素子アレイの配列数はこれに限定されず、4個以上の超音波素子アレイが配置される構成としてもよい。

上記各実施形態では、全ての超音波素子アレイの測定領域が重畳している構成を例示したが、これに限定されない。つまり、複数の超音波素子アレイのうちの一部の測定領域が互いに重畳する構成としてもよい。

【0086】

上記実施形態では、中央に配置された第1超音波素子アレイからZ方向に超音波を送信(リニアスキャン)させ、第1超音波素子アレイよりも+X側又は-X側に配置された他の超音波素子アレイからZ方向に傾斜する方向に超音波を送信(斜角スキャン)させていたが、これに限定されない。例えば、第1超音波素子アレイに斜角スキャンを実施させてもよい。また、第2超音波素子アレイ及び第3超音波素子アレイにリニアスキャンを実施させてもよい。

【0087】

上記実施形態では予備測定及び本測定の際に、超音波の送信角度を予め設定された角度としていたが、これに限定されない。例えば、予備測定の際に、超音波の送信角度を変更して広範囲の超音波画像を取得してもよい。そして、取得した超音波画像から測定対象の位置を検出し、位置の検出結果に基づいて、本測定時の送信角度を設定してもよい。これにより、対象物の位置に対してより適切な送信角度を設定することができ、重畳領域F4内に測定対象をより確実に収めることができる。

【0088】

上記第1実施形態では、第2配置として、図11に示すように、第1超音波素子アレイ43Aのスキャン範囲SAと、第2超音波素子アレイ43B及び第3超音波素子アレイ4

10

20

30

40

50

3 C のスキャン範囲 S A とが略隣接して配置されていたが、これに限定されない。例えば、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A のスキャン範囲 S A と、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B 及び第 3 超音波素子アレイ 4 3 C のスキャン範囲 S A とが、所定のギャップを介して配置されてもよい。このような構成では、Y 方向における全測定範囲を大きくすることができる。例えば、対象物が Y 方向に沿って延在する場合、対象物のより広い範囲を詳細に観察できる。

【0089】

上記第 2 実施形態では、3 つの超音波素子アレイ 4 3 のうちの 2 つを移動させる構成を例示したが、これに限定されず、1 つのみを移動させてもよいし、3 つを同時に移動させてもよい。例えば、3 つ移動させる場合、3 つの超音波素子アレイ 4 3 のスキャン範囲 S A が略隣接する状態で、同時に移動させることにより、穿刺針 1 0 の先端位置をより確実に検出できる。

10

【0090】

上記第 2 実施形態では、穿刺針 1 0 の先端位置を超音波画像に基づいて検出していたが、例えば、穿刺針 1 0 の移動量や移動速度や向きを検出するセンサーを別に設けてもよい。例えば、固定部材 6 の溝部 6 2 2 にローラ等を設け、当該ローラの回転量で移動量を検出するようにしてもよい。この場合、超音波画像の測定位置、超音波画像に基づく穿刺針の位置、及び、穿刺針の移動量から穿刺針の先端位置を算出することができる。また、この場合、第 2 超音波素子アレイ 4 3 B は固定し、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A のみを穿刺針 1 0 の移動に応じて移動させても、穿刺針 1 0 の先端位置を算出することができる。さらに、この場合、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B による測定結果（超音波画像）に基づいて、穿刺針 1 0 の角度や向きをより高精度に検出することができる。

20

【0091】

上記第 2 実施形態では、アレイ速度を変更する構成を例示したが、これに限定されず、アレイ速度を一定速度としてもよい。例えば、アレイ速度を一定として第 1 超音波素子アレイ 4 3 A 及び第 2 超音波素子アレイ 4 3 B を移動させる場合、超音波測定装置は、第 1 超音波画像に穿刺針が検出された場合に、穿刺針の移動速度の超過を検出してもよい。また、超音波測定装置は、第 2 超音波画像に穿刺針が検出されない場合は、穿刺針の移動速度の遅延を検出してもよい。

30

【0092】

上記第 2 実施形態では、穿刺針 1 0 の到達予測位置を第 3 超音波画像 I m 9（図 1 3）に表示させてもよい。また、到達予測位置が、目的位置に対して許容範囲を超えて離れている場合は、エラーを報知してもよい。なお、到達予測位置は、例えば、複数の測定位置で測定された穿刺針 1 0 の位置情報や、穿刺針 1 0 の角度、向きの情報等に基づいて算出することができる。

【0093】

上記実施形態では、各超音波素子アレイ 4 3 A，4 3 B，4 3 C を順次駆動するとしたが、これに限定されず、同時に駆動して同時に超音波画像を取得してもよい。

また、取得した超音波画像を個別に表示させていたが、各超音波素子アレイ 4 3 A，4 3 B，4 3 C の測定結果から、3 次元画像を生成し、表示させてもよい。

40

【0094】

上記実施形態では、超音波デバイス 3 の各超音波素子アレイ 4 3 A，4 3 B，4 3 C は、Y 方向の平面視において、それぞれの超音波送受面 4 3 1 の法線が交差する交点 P から等距離の位置に配置されていたが、これに限らない。例えば、上記実施形態の構成よりも、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A を交点 P 側に配置してもよい。これにより、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A と測定対象との距離を小さくできる。したがって、第 1 超音波素子アレイ 4 3 A による測定精度を向上させることができる。

【0095】

上記実施形態では、複数の超音波素子アレイは、Y 方向（第 2 方向）の平面視において

50

、それぞれの超音波送受面 4 3 1 の法線が 1 点で交差する構成を例示したが、これに限定されない。例えば、複数の超音波素子アレイの少なくとも一部の法線が、上述のように交差する構成でもよい。また、複数の超音波素子アレイは、超音波送受面が同一面上又は、平行となるように配置されてもよい。つまり、複数の超音波素子アレイは、Y 方向（第 2 方向）の平面視において、傾斜せずに配置されていてもよい。このような構成でも、各超音波素子アレイから超音波送受面に交差する方向に超音波を送信させることにより、重畳領域を形成でき、各測定領域の間隔の自由度を向上させることができる。

【0096】

上記実施形態では、超音波デバイス 3 と対象物との間に音響整合部材 9 を配置していたが、これに限定されず、音響整合部材 9 を配置しなくてもよい。例えば、生体と略同じ音響インピーダンスを有する水等の媒質内で測定を実施する場合等において、音響整合部材 9 を設ける必要がない。

また、超音波デバイス 3 に対して音響整合部材 9 を固定する固定部材 6 を備える構成を例示したが、これに限定されず、固定部材 6 を備えない構成としてもよい。

【0097】

上記実施形態では、超音波トランスデューサー 4 5 として、振動膜 4 2 1 B と、当該振動子を振動させる振動子としての圧電素子 4 2 1 C と、を備える構成を例示した。しかしながら、これに限定されず、圧電素子以外の振動子、例えば、静電アクチュエーター等を備える構成としてもよい。

また、超音波トランスデューサー 4 5 は、振動膜を備えず、圧電素子等の振動子を振動させることにより超音波送信するように構成されてもよい。

【0098】

上記実施形態では、生体内の器官を測定対象とする超音波測定装置を例示したが、これに限定されない。例えば、各種構造物を測定対象として、当該構造物の欠陥の検出や老朽化の検査を行う測定機に、本発明を適用することができる。また、例えば、半導体パッケージやウェハ等を測定対象として、当該測定対象の欠陥を検出する測定機にも本発明を適用することができる。

【0099】

その他、本発明の実施の際の具体的な構造は、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。

【符号の説明】

【0100】

1 ... 超音波測定装置、3 ... 超音波デバイス、4 ... 超音波ユニット、4 A ... 第 1 ユニット、4 B ... 第 2 ユニット、4 C ... 第 3 ユニット、5 ... 移動部、5 A ... 第 1 移動部、5 B ... 第 2 移動部、5 C ... 第 3 移動部、9 ... 音響整合部材、4 3 ... 超音波素子アレイ、4 3 A ... 第 1 超音波素子アレイ、4 3 B ... 第 2 超音波素子アレイ、4 3 C ... 第 3 超音波素子アレイ、4 4 ... 超音波送受信部、7 4 ... 移動制御部、7 5 ... 位置検出部、4 3 1 ... 超音波送受面、N 1 ...（第 1 超音波素子アレイの）法線、N 2 ...（第 2 超音波素子アレイの）法線、N 3 ...（第 3 超音波素子アレイの）法線、P ... 交点、P s ... 測定位置、M ... 生体、M 1 ... 血管 ... 傾斜角度、... 送信角度。

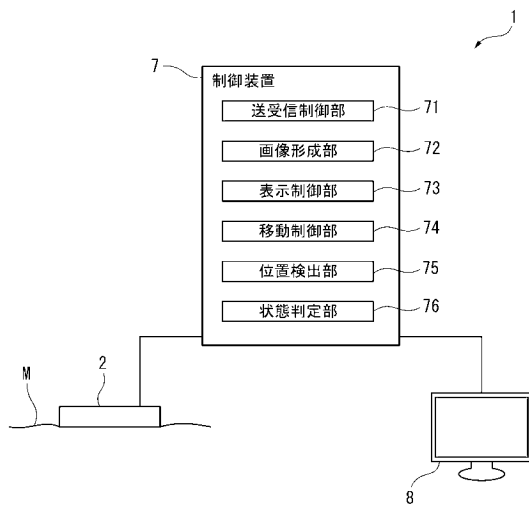
10

20

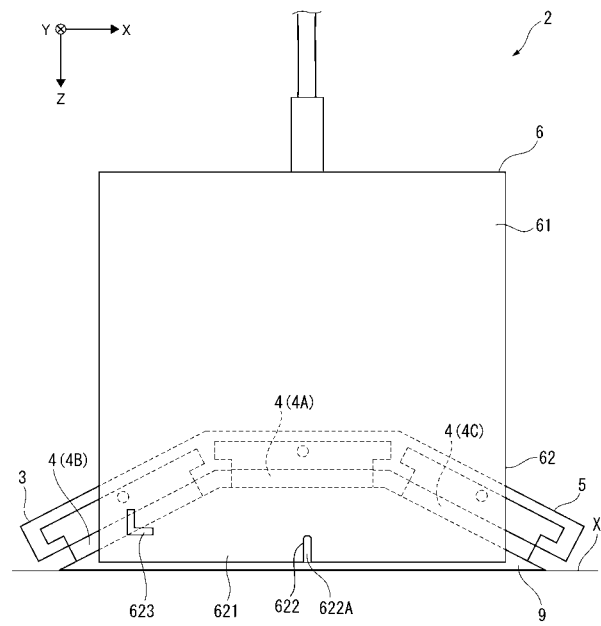
30

40

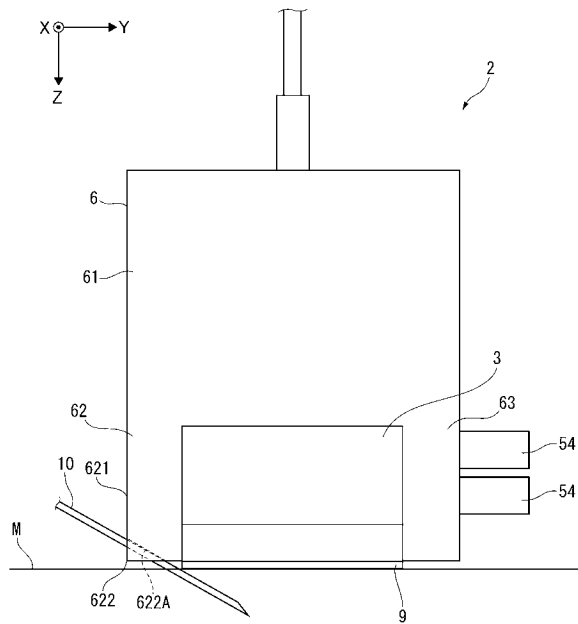
【図 1】



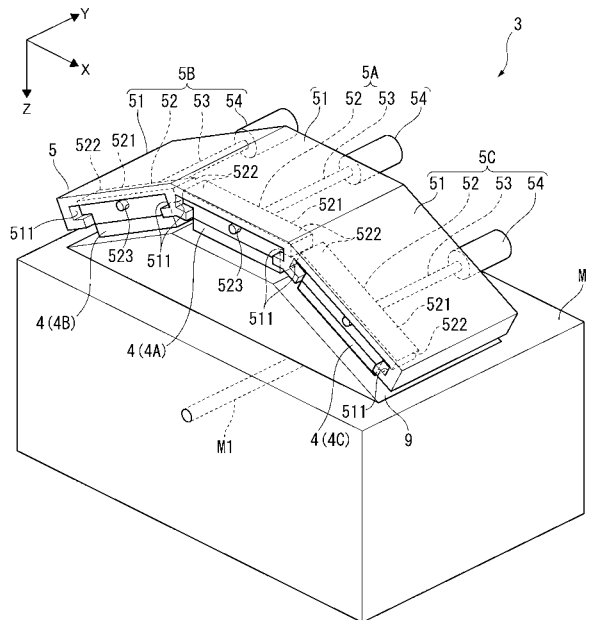
【図 2】



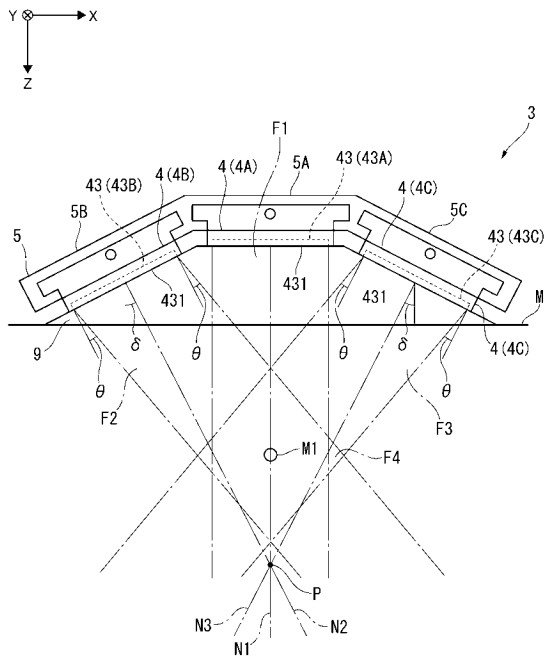
【図 3】



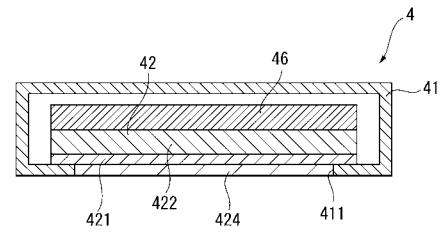
【図 4】



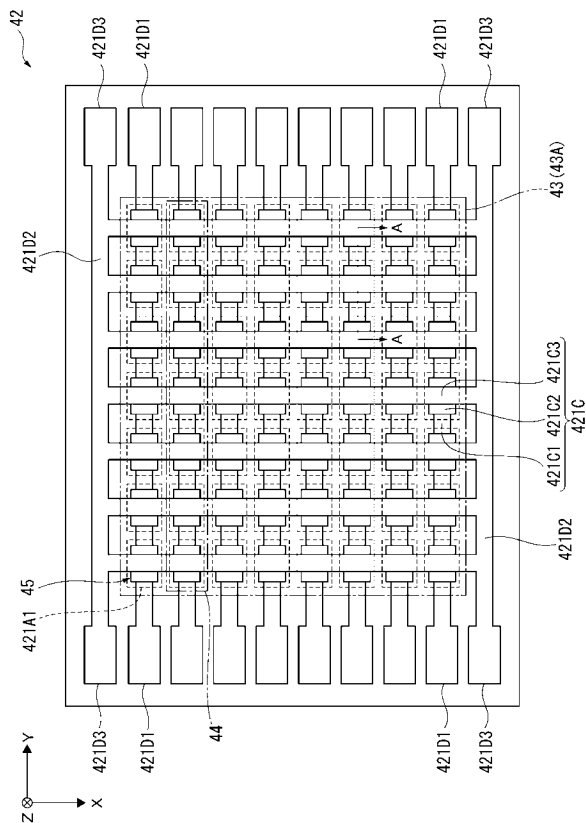
【図 5】



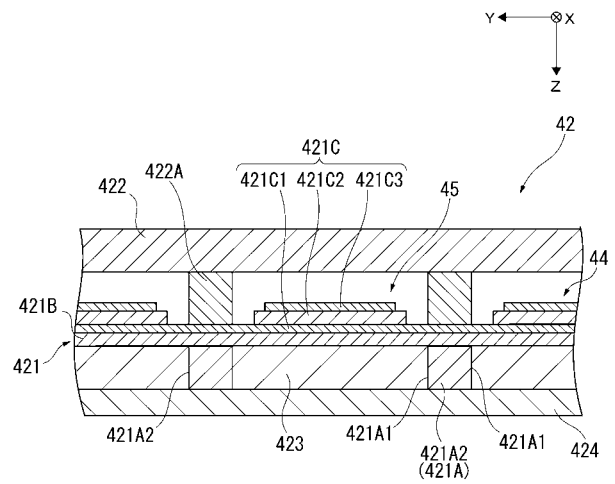
【図 6】



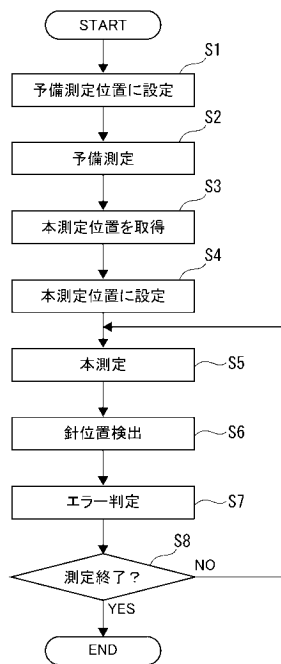
【図 7】



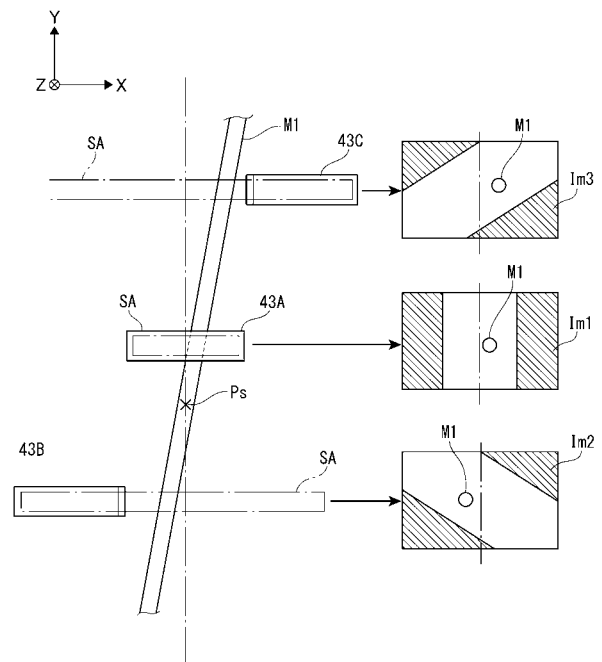
【図 8】



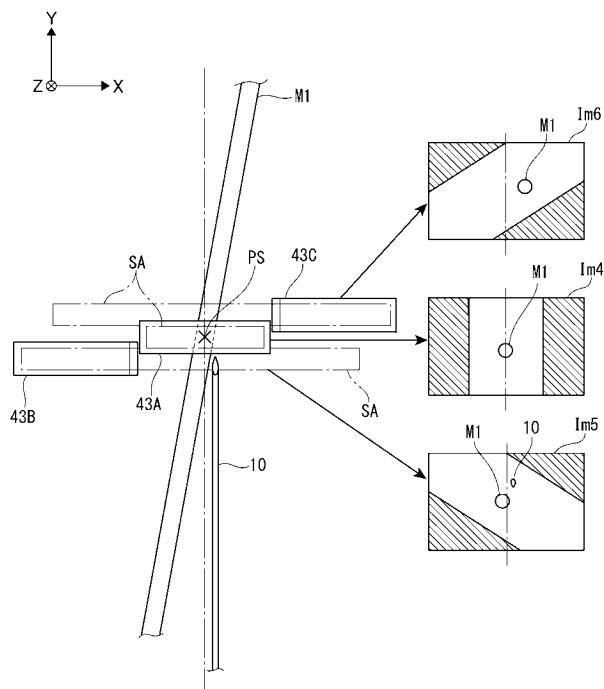
【図 9】



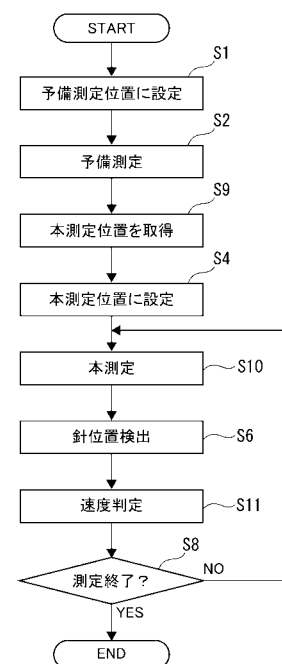
【図 10】



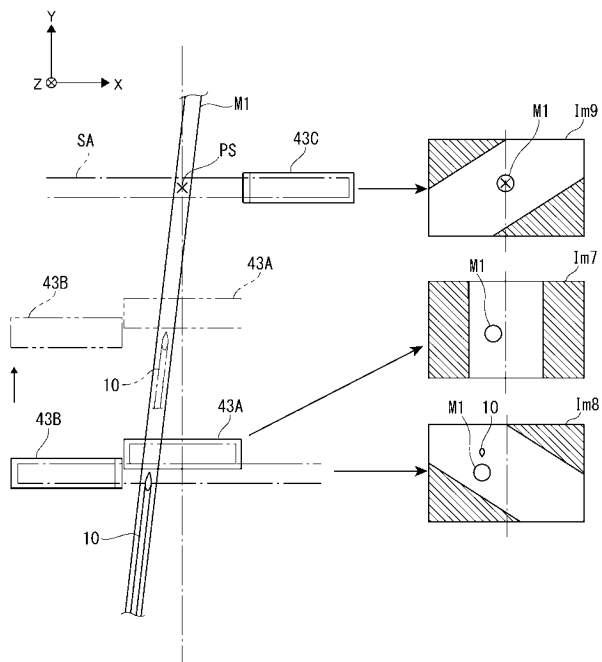
【図 11】



【図 12】



【図 13】



专利名称(译)	超声波装置，超声波测量装置和超声波测量方法		
公开(公告)号	JP2018015034A	公开(公告)日	2018-02-01
申请号	JP2016145151	申请日	2016-07-25
[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	加納一幸		
发明人	加納 一幸		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/GA40 4C601/GB04 4C601/JC10		
代理人(译)	渡边和明 西田圭介 仲井 智至		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种能够提高测量位置自由度的超声波装置，超声波测量装置和超声波测量方法。超声波装置包括多个超声波元件阵列和移动单元，移动单元移动多个超声波元件阵列中的每一个，并且多个超声波元件阵列沿厚度方向交叉。设置在第一方向上的多个超声波发送和接收单元，并且布置在第一方向上彼此不相互干扰的位置，并且移动单元5在厚度方向上与多个超声波元件阵列相交向第二个方向移动。[选中图]图5

