

(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2018-29645

(P2018-29645A)

(43) 公開日 平成30年3月1日(2018.3.1)

(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 11 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2016-161882 (P2016-161882)
 (22) 出願日 平成28年8月22日 (2016.8.22)

(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 BB06 EE09 EE11 EE13 FF05
 GB04 HH31

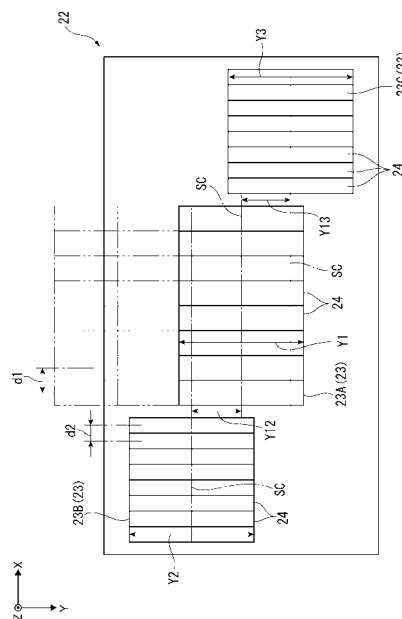
(54) 【発明の名称】 超音波デバイス及び超音波測定装置

(57) 【要約】

【課題】測定位置間隔を狭くしつつ、高精度の超音波測定を実施することができる超音波デバイス及び超音波測定装置を提供する。

【解決手段】超音波デバイスは、第1超音波素子アレイと第2超音波素子アレイとを含む複数の超音波素子アレイを備え、超音波素子アレイは、厚み方向が第1方向及び前記第1方向に交差する第2方向のそれぞれに交差し、第1方向の列として配列された複数の超音波送受信部を含み、第1超音波素子アレイ及び第2超音波素子アレイは、第1方向の列として配置され、第2方向に対して互いにずれる位置に配置され、第1超音波素子アレイは、厚み方向に超音波を送信し、第2超音波素子アレイは、第1方向の列として配列された超音波送受信部の配置間隔が、第1超音波素子アレイにおける超音波送受信部の配置間隔よりも小さい。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 超音波素子アレイと第 2 超音波素子アレイとを含む複数の超音波素子アレイを備える超音波デバイスであって、

前記超音波素子アレイは、厚み方向が第 1 方向及び前記第 1 方向に交差する第 2 方向のそれぞれに交差し、前記第 1 方向の列として配列された複数の超音波送受信部を含み、

前記第 1 超音波素子アレイ及び前記第 2 超音波素子アレイは、前記第 1 方向の列として配置され、前記第 2 方向に対して互いにずれる位置に配置され、

前記第 1 超音波素子アレイは、前記厚み方向に超音波を送信し、

前記第 2 超音波素子アレイは、前記第 1 方向の列として配列された前記超音波送受信部の配置間隔が、前記第 1 超音波素子アレイにおける前記超音波送受信部の配置間隔よりも小さい

ことを特徴とする超音波デバイス。

【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、第 3 超音波素子アレイを含み、

前記第 1 超音波素子アレイと前記第 2 超音波素子アレイと前記第 3 超音波素子アレイとは、前記第 1 方向の列として配置され、前記第 2 方向に対して互いにずれる位置に配置され、

前記第 2 超音波素子アレイは、前記第 1 超音波素子アレイに対して、前記第 1 方向における一方側に配置され、

前記第 3 超音波素子アレイは、前記第 1 超音波素子アレイに対して、前記第 1 方向における他方側に配置され、

前記第 3 超音波素子アレイは、前記超音波送受信部の配置間隔が、前記第 1 超音波素子アレイの前記超音波送受信部の配置間隔よりも小さい

ことを特徴とする超音波デバイス。

【請求項 3】

第 1 超音波素子アレイと第 2 超音波素子アレイとを含む複数の超音波素子アレイを備える超音波デバイスであって、

前記超音波素子アレイは、厚み方向が第 1 方向及び前記第 1 方向に交差する第 2 方向のそれぞれに交差し、前記第 1 方向の列として配列された複数の超音波送受信部を含み、

前記第 1 超音波素子アレイ及び前記第 2 超音波素子アレイは、前記第 1 方向の列として配置され、前記第 2 方向に対して互いにずれる位置に配置され、

前記第 2 方向から平面視して、前記第 1 超音波素子アレイの超音波送受面の法線と、前記第 2 超音波素子アレイの超音波送受面の法線と、が交わる交点を有する

ことを特徴とする超音波デバイス。

【請求項 4】

請求項 3 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、第 3 超音波素子アレイを含み、

前記第 1 超音波素子アレイと前記第 2 超音波素子アレイと前記第 3 超音波素子アレイとは、前記第 1 方向の列として配置され、前記第 2 方向に対して互いにずれる位置に配置され、

前記第 2 超音波素子アレイは、前記第 1 超音波素子アレイに対して、前記第 1 方向における一方側に配置され、

前記第 3 超音波素子アレイは、前記第 1 超音波素子アレイに対して、前記第 1 方向における他方側に配置され、

前記第 2 方向から平面視して、前記第 1 超音波素子アレイの超音波送受面の法線と、前記第 3 超音波素子アレイの超音波送受面の法線と、が交わる交点を有する

ことを特徴とする超音波デバイス。

【請求項 5】

10

20

30

40

50

請求項 4 に記載の超音波デバイスにおいて、

前記交点と前記第 1 超音波素子アレイの超音波送受面との法線上の距離と、前記交点と前記第 2 超音波素子アレイの超音波送受面との法線上の距離と、前記交点と前記第 3 超音波素子アレイの超音波送受面との法線上の距離と、が同じである

ことを特徴とする超音波デバイス。

【請求項 6】

請求項 4 に記載の超音波デバイスにおいて、

前記交点と前記第 1 超音波素子アレイの超音波送受面との法線上の距離は、前記交点と前記第 2 超音波素子アレイの超音波送受面との法線上の距離、及び、前記交点と前記第 3 超音波素子アレイの超音波送受面との法線上の距離よりも小さい

ことを特徴とする超音波デバイス。

10

【請求項 7】

請求項 3 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の超音波デバイスにおいて、

前記第 2 超音波素子アレイは、前記第 1 方向の列として配列された前記超音波送受信部の配置間隔が、前記第 1 超音波素子アレイにおける前記超音波送受信部の配置間隔よりも小さい

ことを特徴とする超音波デバイス。

【請求項 8】

請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項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、前記第 1 方向の列として配置され、

前記第 1 超音波素子アレイは、前記第 1 方向の列における中央に配置される

ことを特徴とする超音波デバイス。

20

【請求項 9】

第 1 超音波素子アレイと第 2 超音波素子アレイとを含む複数の超音波素子アレイ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、を備え、

前記超音波素子アレイは、厚み方向が第 1 方向及び前記第 1 方向に交差する第 2 方向のそれぞれに交差し、前記第 1 方向の列として配列された複数の超音波送受信部を含み、

前記第 1 超音波素子アレイ及び前記第 2 超音波素子アレイは、前記第 1 方向の列として配置され、前記第 2 方向に対して互いにずれる位置に配置され、

30

前記第 2 超音波素子アレイは、前記第 1 方向の列として配列された前記超音波送受信部の配置間隔が、前記第 1 超音波素子アレイにおける前記超音波送受信部の配置間隔よりも小さい

ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 10】

第 1 超音波素子アレイと第 2 超音波素子アレイとを含む複数の超音波素子アレイ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、を備え、

前記超音波素子アレイは、厚み方向が第 1 方向及び前記第 1 方向に交差する第 2 方向のそれぞれに交差し、前記第 1 方向の列として配列された複数の超音波送受信部を含み、

40

前記第 1 超音波素子アレイ及び前記第 2 超音波素子アレイは、前記第 1 方向の列として配置され、前記第 2 方向に対して互いにずれる位置に配置され、

前記第 2 方向から平面視して、前記第 1 超音波素子アレイの超音波送受面の法線と、前記第 2 超音波素子アレイの超音波送受面の法線と、が交わる交点を有する

ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 11】

請求項 9 又は請求項 10 に記載の超音波測定装置において、

前記制御部は、前記第 1 方向を含む面内において、前記超音波素子アレイの超音波の送信角度を設定する角度設定部を有する

ことを特徴とする超音波測定装置。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波デバイス及び超音波測定装置に関する。

【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（スキャン面）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一次元アレイを備えている。この超音波測定装置では、スキャン面における測定対象の超音波画像を取得することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【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超音波測定を実施する際に、超音波プローブを傾けたり、スキャン面の法線方向に沿って超音波プローブを移動させたりすることにより、複数の測定位置に対応する超音波画像を取得することができる。

しかしながら、測定位置間の距離を狭くしつつ、高精度の超音波測定を実施することは容易ではない。

【0005】

例えば、超音波プローブをスキャン面の法線方向に沿って移動させたり、超音波プローブのスキャン面の傾きを変更したりする駆動機構を備え、測定位置を変更可能に構成された機械式の超音波測定装置では、装置が複雑化・大型化するおそれがある。また、このような機械式の超音波測定装置では、駆動機構が発する振動等によりスキャン精度の低下のおそれがある。

【0006】

一方、上述のスキャン面の位置や、スキャン面の傾きを手動で変更することもできる。しかしながら、この場合でも手振れ等により、機械式と同様に振動によるスキャン精度の低下のおそれがある。さらに、手動のため、スキャン面の位置つまり測定位置を定量的に特定することは容易ではない。

また、複数の超音波素子アレイをスキャン面の法線方向に配置することも考えられる。しかしながら、この場合、スキャン面間の距離、つまり測定位置の間隔が、法線方向における超音波素子アレイの外形寸法による制限を受け、測定位置間隔を狭くするのに限界がある。

【0007】

本発明は、測定位置間隔を狭くしつつ、高精度の超音波測定を実施することができる超音波デバイス及び超音波測定装置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】

【0008】

本発明の一適用例に係る超音波デバイスは、第1超音波素子アレイと第2超音波素子アレイとを含む複数の超音波素子アレイを備える超音波デバイスであって、前記超音波素子アレイは、厚み方向が第1方向及び前記第1方向に交差する第2方向のそれぞれに交差し、前記第1方向の列として配列された複数の超音波送受信部を含み、前記第1超音波素子アレイ及び前記第2超音波素子アレイは、前記第1方向の列として配置され、前記第2方

10

20

30

40

50

向に対して互いにずれる位置に配置され、前記第1超音波素子アレイは、前記厚み方向に超音波を送信し、前記第2超音波素子アレイは、前記第1方向の列として配列された前記超音波送受信部の配置間隔が、前記第1超音波素子アレイにおける前記超音波送受信部の配置間隔よりも小さいことを特徴とする。

本適用例において、複数の超音波送受信部が第1方向の列として配列されるとは、複数の超音波送受信部が第1方向に配列される（つまり配列方向が第1方向に平行な方向である）ことや、複数の超音波送受信部が第1方向に沿って配列されることを含む。

【0009】

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方向の列として配列されている。そして、超音波素子アレイは、第2方向における中心を通り、かつ、超音波送受信部の配列方向に平行な中心線を含むスキャン面に沿って超音波を送受信する、所謂、一次元アレイとして構成されている。この超音波デバイスにおいて、第1超音波素子アレイから厚み方向に超音波を送信させ、第2超音波素子アレイから第1超音波素子アレイ側に向かって傾斜する方向に超音波を送信させる。これにより、第2方向に沿った複数の測定位置について超音波画像を取得することができる。

10

【0010】

ここで、超音波素子アレイは、スキャン面に交差する第2方向に対しても所定の幅寸法を有する。このため、例えば、第2方向に沿って複数の超音波素子アレイを配列させた場合では、各超音波素子アレイのスキャン面の間隔は、超音波素子アレイの幅寸法より小さくできず、第2方向における測定間隔が広がる。

20

これに対して、本適用例では、複数の超音波素子アレイに含まれる第1超音波素子アレイと第2超音波素子アレイとは、第1方向の列として配置され、かつ、第2方向に対して互いにずれる位置に配置される。したがって、第1超音波素子アレイと第2超音波素子アレイとを、第2方向における任意の位置で配置することができる。したがって、超音波素子アレイの外形寸法に関わらず、第2方向におけるスキャン面間の距離、つまり測定位置間隔を設定でき、超音波素子アレイの外形寸法よりも小さくすることもできる。

また、駆動機構や手動により、超音波素子アレイを移動させたり回転させたりすることにより、複数の測定位置で測定する場合と比べて、超音波素子アレイの振動や位置ずれ等の影響がなく、高精度の超音波画像を取得できる。

30

【0011】

また、本適用例では、第1超音波素子アレイの超音波送受信部の配置間隔よりも、第2超音波素子アレイの超音波送受信部の配置間隔を小さくする。これにより、第2方向から見て、第1超音波素子アレイ及び第2超音波素子アレイの測定領域が重畳する重畳領域のサイズが小さくなること抑制しつつ、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。

ここで、超音波送受信部の配置間隔が小さいほど、測定精度の低下を抑制しつつ、超音波素子アレイにおける超音波の送信角度（最大送信角度）を大きくすることができる。例えば、傾斜する方向に超音波を送信する第2超音波素子アレイにおける配置間隔を小さくすることにより、第2超音波素子アレイの最大送信角度を大きくすることができ、ひいては、重畳領域を超音波素子アレイ側に近づけることができる。一方で、リニアスキャンを実施する第1超音波素子アレイにおける配置間隔を小さくすると、第1超音波素子アレイの測定範囲が狭くなり、重畳領域が小さくなる。

40

これに対して、本適用例では、第1超音波素子アレイにおける配置間隔よりも、第2超音波素子アレイにおける配置間隔を小さくすることにより、上述のように、第1超音波素子アレイの測定範囲が狭くなることを抑制しつつ、第2超音波素子アレイの最大送信角度を大きくすることができる。したがって、重畳領域を大きくするとともに、重畳領域の位置を各超音波素子アレイ側に近づけることができる。つまり、測定対象の表面付近（測定対象が生体である場合、体表面近傍）を測定することができる。

【0012】

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、第3超音波素子

50

アレイを含み、前記第1超音波素子アレイと前記第2超音波素子アレイと前記第3超音波素子アレイとは、前記第1方向の列として配置され、前記第2方向に対して互いにずれる位置に配置され、前記第2超音波素子アレイは、前記第1超音波素子アレイに対して、前記第1方向における一方側に配置され、前記第3超音波素子アレイは、前記第1超音波素子アレイに対して、前記第1方向における他方側に配置され、前記第3超音波素子アレイは、前記超音波送受信部の配置間隔が、前記第1超音波素子アレイの前記超音波送受信部の配置間隔よりも小さいことが好ましい。

本適用例では、複数の超音波素子アレイは、さらに第3超音波素子アレイを含み、各超音波素子アレイは、第1方向の列として配置され、かつ、第2方向に対して互いにずれる位置に配置されている。これら各超音波素子アレイのうち、第2超音波素子アレイ及び第3超音波素子アレイは、第1超音波素子アレイを第1方向に挟むように配置されている。そして、第3超音波素子アレイは、第2超音波素子アレイと同様に、超音波送受信部の配置間隔が、第1超音波素子アレイにおける配置間隔よりも小さい。

これにより、第1超音波素子アレイの測定範囲が狭くなることを抑制しつつ、第2超音波素子アレイ及び第3超音波素子アレイの最大送信角度を大きくすることができる。したがって、上記適用例と同様に、第1超音波素子アレイ、第2超音波素子アレイ及び第3超音波素子アレイの測定領域が重畳する重畳領域を大きくするとともに、重畳領域の位置を各超音波素子アレイ側に近づけることができる。つまり、測定対象の表面付近（測定対象が生体である場合、体表面近傍）を測定することができる。

【0013】

本発明の一適用例に係る超音波デバイスは、第1超音波素子アレイと第2超音波素子アレイとを含む複数の超音波素子アレイを備える超音波デバイスであって、前記超音波素子アレイは、厚み方向が第1方向及び前記第1方向に交差する第2方向のそれぞれに交差し、前記第1方向の列として配列された複数の超音波送受信部を含み、前記第1超音波素子アレイ及び前記第2超音波素子アレイは、前記第1方向の列として配置され、前記第2方向に対して互いにずれる位置に配置され、前記第2方向から平面視して、前記第1超音波素子アレイの超音波送受面の法線と、前記第2超音波素子アレイの超音波送受面の法線と、が交わる交点を有することを特徴とする。

【0014】

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に含まれる第1超音波素子アレイと第2超音波素子アレイとは、第1方向の列として配置され、かつ、二方向に対して互いにずれる位置に配置される。したがって、第2方向に沿って複数の超音波画像を取得することができる。また、第2方向におけるスキャン面間の距離（測定位置間隔）を任意に設定できる。また、超音波素子アレイが移動されたり回動されたりする場合と比べて、振動や位置ずれ等の影響がなく、高精度の超音波測定を実施できる。

【0015】

ここで、第1超音波素子アレイと第2超音波素子アレイと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、第1超音波素子アレイ及び第2超音波素子アレイの少なくとも一方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、第1超音波素子アレイの法線と、前記第2超音波素子アレイの法線と、が交わる。つまり、第2方向から平面視して、第1超音波素子アレイと第2超音波素子アレイとは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、第1超音波素子アレイ及び第2超音波素子アレイの測定領域が重畳する重畳領域を各超音波素子アレイに近づけることができる。

【0016】

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、第3超音波素子アレイを含み、前記第1超音波素子アレイと前記第2超音波素子アレイと前記第3超音波

10

20

30

40

50

素子アレイとは、前記第1方向の列として配置され、前記第2方向に対して互いにずれる位置に配置され、前記第2超音波素子アレイは、前記第1超音波素子アレイに対して、前記第1方向における一方側に配置され、前記第3超音波素子アレイは、前記第1超音波素子アレイに対して、前記第1方向における他方側に配置され、前記第2方向から平面視して、前記第1超音波素子アレイの超音波送受面の法線と、前記第3超音波素子アレイの超音波送受面の法線と、が交わる交点を有することが好ましい。

本適用例では、複数の超音波素子アレイは、さらに第3超音波素子アレイを含み、各超音波素子アレイは、第1方向の列として配置され、かつ、第2方向に対して互いにずれる位置に配置されている。これら各超音波素子アレイのうち、第2超音波素子アレイ及び第3超音波素子アレイは、第1超音波素子アレイを第1方向に挟むように配置されている。そして、第2方向から平面視して、第1超音波素子アレイの法線と、第2超音波素子アレイの法線と、第3超音波素子アレイの法線と、が交わる。つまり、第2方向から平面視して、第1超音波素子アレイと、第2超音波素子アレイ及び第3超音波素子アレイのそれぞれとは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、第1超音波素子アレイ、第2超音波素子アレイ、及び第3超音波素子アレイの測定領域が重畳する重畳領域を各超音波素子アレイに近づけることができる。

10

【0017】

本適用例の超音波デバイスにおいて、前記交点と前記第1超音波素子アレイの超音波送受面との法線上の距離と、前記交点と前記第2超音波素子アレイの超音波送受面との法線上の距離と、前記交点と前記第3超音波素子アレイの超音波送受面との法線上の距離と、

20

が同じであることが好ましい。

本適用例では、各超音波素子アレイの法線の交点と、各超音波素子アレイとの距離が同じである。ここで、上記距離が異なる場合と比べて、各超音波素子アレイの超音波の伝播距離が異なることによる各超音波素子アレイそれぞれに対応する超音波画像の画質の差異を低減できる。したがって、測定位置毎の超音波画像の画質の差異によって視認性が低下することを抑制できる。

【0018】

本適用例の超音波デバイスにおいて、前記交点と前記第1超音波素子アレイの超音波送受面との法線上の距離は、前記交点と前記第2超音波素子アレイの超音波送受面との法線上の距離、及び、前記交点と前記第3超音波素子アレイの超音波送受面との法線上の距離よりも小さいことが好ましい。

30

本適用例では、各超音波素子アレイのうち第1超音波素子アレイは、第2超音波素子アレイ及び第3超音波素子アレイと比べて、各超音波素子アレイの法線の交点との距離が小さい。このような構成では、第1超音波素子アレイによって、第2超音波素子アレイ及び第3超音波素子アレイよりも高画質の超音波画像を取得できる。したがって、複数の測定位置について超音波画像を取得する際に、第2超音波素子アレイ及び第3超音波素子アレイによる二箇所の測定位置の間の、第1超音波素子アレイによる測定位置において、より高画質な超音波画像を取得することができる。

【0019】

本適用例の超音波デバイスにおいて、前記第2超音波素子アレイは、前記第1方向の列として配列された前記超音波送受信部の配置間隔が、前記第1超音波素子アレイにおける前記超音波送受信部の配置間隔よりも小さいことが好ましい。

40

本適用例では、上記適用例と同様に、第1超音波素子アレイの超音波送受信部の配置間隔よりも、第2超音波素子アレイの超音波送受信部の配置間隔を小さくする。このような構成では、第2超音波素子アレイの送信角度を大きくすることができる。これにより、例えば、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。また、重畳領域の位置を変更せずに、第2超音波素子アレイの第1超音波素子アレイに対する傾きを小さくできる。これにより、対象物と各超音波素子アレイとの間の距離を小さくでき、ひいては測定精度を向上させることができる。

【0020】

50

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、前記第1方向の列として配置され、前記第1超音波素子アレイは、前記第1方向の列における中央に配置されることが好ましい。

本適用例では、第1超音波素子アレイは、第1方向の列として配置された複数の超音波素子アレイの中央に配置される。このような構成では、対象物に対して超音波デバイスの位置がずれている場合、例えば、リニアスキャンを実施させる第1超音波素子アレイの測定領域に対象物が収まっていない場合でも、第1方向において第1超音波素子アレイの周囲に配置されている他の超音波素子アレイによって対象物の位置を容易に把握できる。

【0021】

本発明の一適用例に係る超音波測定装置は、第1超音波素子アレイと第2超音波素子アレイとを含む複数の超音波素子アレイ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、を備え、前記超音波素子アレイは、厚み方向が第1方向及び前記第1方向に交差する第2方向のそれぞれに交差し、前記第1方向の列として配列された複数の超音波送受信部を含み、前記第1超音波素子アレイ及び前記第2超音波素子アレイは、前記第1方向の列として配置され、前記第2方向に対して互いにずれる位置に配置され、前記第2超音波素子アレイは、前記第1方向の列として配列された前記超音波送受信部の配置間隔が、前記第1超音波素子アレイにおける前記超音波送受信部の配置間隔よりも小さいことを特徴とする。

【0022】

本適用例の超音波測定装置は、上記適用例の超音波デバイスと同様に、複数の超音波素子アレイに含まれる第1超音波素子アレイと第2超音波素子アレイとは、第1方向の列として配置され、かつ、二方向に対して互いにずれる位置に配置される。したがって、第2方向に沿って複数の超音波画像を取得することができる。また、第2方向におけるスキャン面間の距離（測定位置間隔）を任意に設定できる。また、超音波素子アレイが移動されたり回転されたりする場合と比べて、振動や位置ずれ等の影響がなく、高精度の超音波測定を実施できる。

また、本適用例では、上記適用例の超音波デバイスと同様に、第1超音波素子アレイの超音波送受信部の配置間隔よりも、第2超音波素子アレイの超音波送受信部の配置間隔を小さくする。これにより、第2方向から見て、第1超音波素子アレイ及び第2超音波素子アレイの測定領域が重畳する重畳領域が小さくなること抑制しつつ、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。

【0023】

本発明の一適用例に係る超音波測定装置は、第1超音波素子アレイと第2超音波素子アレイとを含む複数の超音波素子アレイ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、を備え、前記超音波素子アレイは、厚み方向が第1方向及び前記第1方向に交差する第2方向のそれぞれに交差し、前記第1方向の列として配列された複数の超音波送受信部を含み、前記第1超音波素子アレイ及び前記第2超音波素子アレイは、前記第1方向の列として配置され、前記第2方向に対して互いにずれる位置に配置され、前記第2方向から平面視して、前記第1超音波素子アレイの超音波送受面の法線と、前記第2超音波素子アレイの超音波送受面の法線と、が交わる交点を有することを特徴とする。

【0024】

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に含まれる第1超音波素子アレイと第2超音波素子アレイとは、第1方向の列として配置され、かつ、二方向に対して互いにずれる位置に配置される。したがって、第2方向に沿って複数の超音波画像を取得することができる。また、第2方向におけるスキャン面間の距離（測定位置間隔）を任意に設定できる。また、超音波素子アレイが移動されたり回転されたりする場合と比べて、振動や位置ずれ等の影響がなく、高精度の超音波測定を実施できる。

また、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、第1超音波素子アレイの法線と、第2超音波素子アレイの法線と、が交わる。つまり、第2方向から平面視して、第1超音波素子アレイと第2超音波素子アレイとは互いに傾斜して配置されてい

10

20

30

40

50

る。これにより、第2方向から見て、第1超音波素子アレイ及び第2超音波素子アレイの測定領域が重畳する重畳領域を各超音波素子アレイに近づけることができる。

【0025】

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1方向を含む面内において、前記超音波素子アレイの超音波の送信角度を設定する角度設定部を有することが好ましい。

本適用例では、角度設定部は、超音波の送信角度を設定する。これにより、各超音波素子アレイの測定領域の位置を変更して、重畳領域の位置を変更することができる。例えば、対象物と超音波デバイスとの距離に応じて、送信角度を設定する。これにより、対象物が重畳領域に含まれるように、重畳領域の位置を設定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】第1実施形態の超音波測定装置の概略構成を示す図。

【図2】第1実施形態の超音波プローブの概略構成を示す斜視図。

【図3】第1実施形態の超音波プローブの概略構成を示す断面図。

【図4】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5】第1実施形態の各超音波センサーの一部を模式的に示す平面図。

【図6】図5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7】第1実施形態の各超音波素子アレイを模式的に示す側面図。

【図8】最大送信角度と素子ピッチとの関係の一例を示すグラフ。

【図9】素子ピッチと画像取得最小距離との関係の一例を示すグラフ。

【図10】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11】第2実施形態の超音波プローブの概略構成を示す分解斜視図。

【図12】第2実施形態の超音波プローブの概略構成を示す側面図。

【図13】第2実施形態の超音波プローブの概略構成を示す側面図。

【図14】第2実施形態の超音波デバイスの概略構成を示す側面図。

【図15】第2実施形態の超音波デバイスを超音波出射側から見た図。

【図16】第2実施形態の一変形例に係る超音波デバイスの概略構成を示す側面図。

【図17】第3実施形態に係る超音波デバイスの概略構成を示す側面図。

【図18】第4実施形態に係る超音波デバイスの概略構成を示す側面図。

【図19】第4実施形態に係る超音波デバイスの構成を模式的に示す図。

【発明を実施するための形態】

【0027】

[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3と、得られた内部断層画像が表示される表示装置4と、を備えている。

【0028】

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剤（例えばジェル等）を塗布し、超音波プローブ2を粘着テープ等で固定する。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3に出力し、制御装置3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4に表示させる。

10

20

30

40

50

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 4 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。

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。

【 0 0 2 9 】

[超音波プローブの構成]

図 2 は、本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。また、図 3 は、本実施形態の超音波プローブ 2 の概略構成を示す断面図である。

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 を備え、この筐体 2 1 の内部に、図 3 に示すように超音波センサー 2 2 と、回路基板 2 6 と、が収納されている。この超音波プローブ 2 は、例えば信号ケーブル 2 1 1 を介して制御装置 3 と通信可能に接続される。

10

【 0 0 3 0 】

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 6 を収納する。この筐体 2 1 は、生体 M 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 M 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 M 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 M 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 M との間での超音波の伝搬が効率良く行われる。

20

【 0 0 3 1 】

[超音波センサーの構成]

次に、超音波センサー 2 2 について説明する。

図 4 は、本実施形態の超音波センサー 2 2 を模式的に示す平面図である。図 5 は、図 4 の一部を拡大した平面図である。図 6 は、図 5 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。

この超音波センサー 2 2 は、超音波デバイスに相当し、図 4 に示すように、超音波の送受信を行う複数の超音波素子アレイ 2 3 を有する。これら複数の超音波素子アレイ 2 3 は、X 方向に沿って配置された第 1 超音波素子アレイ 2 3 A、第 2 超音波素子アレイ 2 3 B、及び第 3 超音波素子アレイ 2 3 C を含む。つまり、各超音波素子アレイ 2 3 A、2 3 B、2 3 C は、厚み方向が Z 方向と一致するように配置されている。

30

【 0 0 3 2 】

これら第 1 超音波素子アレイ 2 3 A、第 2 超音波素子アレイ 2 3 B、及び第 3 超音波素子アレイ 2 3 C は、後述するが、超音波を送受信する送受信チャンネルとしての超音波送受信部 2 4 の複数が一方向に配列された 1 次元超音波素子アレイとして構成されている。各超音波送受信部 2 4 は、図 5 に示すように、X 方向に交差する Y 方向（第 2 方向）に沿って配置された複数の超音波トランスデューサー 2 5 を含んで構成されている。なお、図 5 に示す例では、超音波送受信部 2 4 は、Y 方向 7 個の超音波トランスデューサー 2 5 を含んで構成され、超音波センサー 2 2 は、X 方向に 8 個の超音波送受信部 2 4 を含んで構成される。

40

【 0 0 3 3 】

各超音波素子アレイ 2 3 A、2 3 B、2 3 C は、超音波送受信部 2 4 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 2 4 の中央を通り、かつ、ZX 面に平行な仮想面（以下、スキャン面 SC と称す）に沿って、超音波ビームを走査可能に構成されている。

ここで、第 1 超音波素子アレイ 2 3 A と、第 2 超音波素子アレイ 2 3 B 及び第 3 超音波素子アレイ 2 3 C とは、X 方向（スキャン方向）に隣接する超音波送受信部 2 4 の配置間隔（素子ピッチ）が異なる点を除き、略同様に構成されている。

以下の説明では、第 1 超音波素子アレイ 2 3 A、第 2 超音波素子アレイ 2 3 B、及び第 3 超音波素子アレイ 2 3 C のそれぞれを区別しない場合には、単に超音波素子アレイ 2 3

50

とも称する。

【0034】

上記のような超音波センサー22は、例えば、図6に示すように、素子基板221、封止板222、音響整合層223、及び音響レンズ224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25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。

10

【0035】

振動膜221Bは、例えばSiO₂や、SiO₂及びZrO₂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。

【0036】

圧電素子221Cは、図5及び図6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25が構成される。

20

【0037】

このような超音波トランスデューサー25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）。

30

【0038】

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25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25に跨って設けられ、これらを結線する。この下部電極221C1の両端部（±Y側端部）には、回路基板26に電気接続される駆動端子221D1が設けられている。

また、上部電極221C3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ー25に跨って設けられ、これらを結線する。そして、上部電極221C3の±X側端部は共通電極線221D2に接続される。この共通電極線221D2は、Y方向に沿って複数配置された上部電極221C3同士を結線し、その±Y側端部には、回路基板26に電気接続される共通端子221D3が設けられている。

40

【0039】

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25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25の周波数特性

50

に影響を及ぼすため、超音波トランスデューサー 25 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。

【0040】

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 25 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 26 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。

【0041】

音響整合層 223 は、図 6 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。

音響レンズ 224 は、素子基板 221 の超音波の送受信側に設けられている。この音響レンズ 224 は、超音波トランスデューサー 25 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 223 や音響レンズ 224 は、超音波トランスデューサー 25 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 25 に伝搬させる。このため、音響整合層 223 や音響レンズ 224 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。

【0042】

[各超音波素子アレイの詳細]

図 4 に示すように、第 1 超音波素子アレイ 23A、第 2 超音波素子アレイ 23B、及び、第 3 超音波素子アレイ 23C は、スキャン方向である X 方向に沿って、つまり X 方向の列として配置されている。これら各超音波素子アレイ 23A、23B、23C は、X 方向に沿って（X 方向の列として）配置された複数の超音波送受信部 24 を備える。これらのうち第 1 超音波素子アレイ 23A の超音波送受信部 24 の配置間隔（素子ピッチ） d_1 は、第 2 超音波素子アレイ 23B 及び第 3 超音波素子アレイ 23C の素子ピッチ d_2 よりも大きい。

【0043】

第 1 超音波素子アレイ 23A は、X 方向における中央に配置されている。また、第 2 超音波素子アレイ 23B は、第 1 超音波素子アレイ 23A の - X 側に、第 3 超音波素子アレイ 23C は、第 1 超音波素子アレイ 23A の + X 側に配置されている。つまり、第 2 超音波素子アレイ 23B 及び第 3 超音波素子アレイ 23C は、X 方向に沿って、第 1 超音波素子アレイ 23A を挟むように配置されている。

【0044】

また、第 1 超音波素子アレイ 23A、第 2 超音波素子アレイ 23B、及び第 3 超音波素子アレイ 23C は、スキャン方向に直交するスライス方向である Y 方向において、互いにずれる位置に配置されている。ここで、各超音波素子アレイ 23A、23B、23C のスキャン面 SC のずれ量は、各超音波素子アレイ 23A、23B、23C を Y 方向に隣接配置した場合のスキャン面 SC 間の距離よりも小さい。つまり、各超音波素子アレイ 23A、23B、23C のうち X 方向に隣り合う超音波素子アレイ 23 は、Y 方向に一部が重なっている。

【0045】

例えば、第 1 超音波素子アレイ 23A、第 2 超音波素子アレイ 23B、及び第 3 超音波素子アレイ 23C のそれぞれの Y 方向の寸法をそれぞれ、 Y_1 、 Y_2 、 Y_3 とする。また、第 1 超音波素子アレイ 23A と第 2 超音波素子アレイ 23B とのスキャン面 SC 間の距離である Y_{12} と、第 1 超音波素子アレイ 23A と第 3 超音波素子アレイ 23C とのスキ

10

20

30

40

50

チャンネル間の距離である Y_{13} とは、それぞれ下記式 (1), (2) の関係を満たす。

【0046】

[数1]

$$Y_{12} = (Y_1 + Y_2) / 2 \quad \dots (1)$$

$$Y_{13} = (Y_1 + Y_3) / 2 \quad \dots (2)$$

【0047】

[超音波素子アレイの測定領域]

図7は、-Y側から見た各超音波素子アレイ23を模式的に示す側面図である。

本実施形態では、図7に示すように、超音波素子アレイ23は、それぞれ制御装置3の制御に基づいて、スキャン面SC内において、超音波送受面231の法線に対して $\pm \theta_M$ (例えば45°)の範囲で超音波ビームを走査する。なお、 θ_M は、最大送信角度とも称する。

10

【0048】

本実施形態では、第1超音波素子アレイ23Aは、角度 $\theta = 0$ (つまりリニアスキャン)となるように駆動される。また、第2超音波素子アレイ23Bは+X側に、第3超音波素子アレイ23Cは-X側に、最大送信角度 θ_M 以下の角度 θ で超音波ビームを送信するように駆動される。各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cは、それぞれ測定領域F1, F2, F3を有する。これら各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cのそれぞれの測定領域F1, F2, F3は、Y方向から見た平面視において、互いに重畳する重畳領域F4を有する。この重畳領域F4とY方向に重なる位置に測定対象が存在する場合に、

20

【0049】

[素子ピッチと画像取得最小距離との関係]

図7に示す、重畳領域F4と超音波素子アレイ23との距離hは、超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cにおいて超音波画像を取得できる最小距離 (画像取得最小距離) である。すなわち、超音波ビームの角度 $\theta = \theta_M$ となるように第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cとを駆動した際に、重畳領域F4と超音波素子アレイ23との距離が最小となる。また、画像取得最小距離hを小さくするために、最大送信角度 θ_M を大きくする必要がある。本実施形態では、上述のように、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの素子ピッチ d_2 を、第1超音波素子アレイ23Aの素子ピッチ d_1 よりも小さくすることにより、最大送信角度 θ_M を大きくしている。

30

【0050】

なお、図7に示すように、X方向において、各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cの中心位置をそれぞれC1, C2, C3とする。各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cに対して予め設定された測定位置P0と、各中心位置C1, C2, C3とを結ぶ直線をそれぞれL1, L2, L3とする。各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cの素子ピッチは、対応する直線L1, L2, L3と超音波素子アレイの厚み方向 (本実施形態ではZ方向) とのなす角度に応じた値に設定されている。つまり、測定位置P0に対して、各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cの超音波の送信角度が大きいほど素子ピッチが小さく設定される。例えば、図7に示す例では、第1超音波素子アレイ23Aの送信角度は0°であり、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの送信角度は θ_M である。したがって、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cは、第1超音波素子アレイ23Aの素子ピッチよりも小さい値に設定される。

40

【0051】

図8は、素子ピッチをd、超音波の周波数を f として、下記式(3)を満たす、最大送信角度 θ_M と素子ピッチdとの関係を示すグラフである。なお、図8では、超音波の周波数が6(MHz)、9(MHz)、12(MHz)の場合についてそれぞれ図示している。また、超音波素子アレイ23の超音波送受信部24の数、つまりチャンネル数が64チャンネルであり、生体 (対象物) 内の音速が1530m/s、及び波長が255 μ mである。

50

下記式(3)を満たすように、素子ピッチ d 及び波長 λ に対して、最大送信角度 θ_M を設定することにより、グレーティングローブの発生を抑制できる。すなわち、図8に示すように、素子ピッチ d を小さくすることにより、グレーティングローブの発生を抑制しつつ最大送信角度 θ_M を大きくすることができる。つまりは、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの素子ピッチ d_2 を小さくすることにより、画像取得最小距離 h を小さくできる。

【0052】

[数2]

$$d < \lambda / (1 + \sin \theta_M) \dots (3)$$

【0053】

なお、実際の測定においては、下記式(4)を満たすことが好ましい。つまり、最大送信角度 θ_M を 0° より大きくすることにより、上述のように重畳領域 F_4 を形成することができる。また、最大送信角度 θ_M を 60° より大きくすると、超音波の送受信感度が低下し、測定精度が低下するおそれがある。したがって、最大送信角度 θ_M を 60° 以下とすることにより測定精度の低下を抑制することができる。

以上から、式(3)、(4)を満たす範囲、すなわち式(5)に示す範囲で素子ピッチ d_2 を設定すればよい。すなわち、最大送信角度を 60° より大きく設定する必要がないため、素子ピッチ d_2 を $\lambda / 1.5$ 未満に設定する必要がない。したがって、超音波センサー22を設計する際に、超音波の波長に応じて式(5)を満たす範囲で素子ピッチ d_2 を設定することができる。

【0054】

[数3]

$$0^\circ < \theta_M < 60^\circ \dots (4)$$

$$\lambda / 1.5 > d_2 > \lambda / 2 \dots (5)$$

【0055】

図9は、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの素子ピッチ d_2 と、画像取得最小距離 h との関係の一例を示すグラフである。

図9及び下記表1には、図8と同様の条件で、超音波の周波数を6MHzとし、第2超音波素子アレイ23Bと第3超音波素子アレイ23Cとの間の距離を2mmとして、素子ピッチ d_2 を変更した場合について示している。なお、生体内での音速は 1530 m/s であり、生体内での超音波の波長は $255 \mu\text{m}$ であるものとする。

下記表1には、素子ピッチ d_2 のそれぞれに対応する、アレイ開口寸法と、最大送信角度と、画像取得最小距離と、を示す。なお、アレイ開口寸法は、X方向(スキャン方向)における第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの寸法である。

上述のように、素子ピッチ d_2 を小さくすることにより、画像取得最小距離 h を小さくすることができる。逆に、所望の画像取得最小距離 h に応じて、素子ピッチ d_2 を算出することができる。

【0056】

【表1】

素子ピッチ(μm)	200	180	150	120
アレイ開口寸法(mm)	12.8	11.5	9.6	7.7
最大送信角度(deg)	16.0	24.6	43.5	78.9
画像取得最小距離(mm)	62.96	39.37	18.99	3.52

【0057】

[回路基板の構成]

次に、回路基板26について説明する。

回路基板26は、超音波センサー22の各駆動端子221D1及び各共通端子221D3のそれぞれと電気接続されており、制御装置3の制御に基づいて超音波センサー22を

10

20

30

40

50

制御する。

具体的には、回路基板 26 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 221D1 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 221D3 に所定の基準電圧（例えば 0V 等）を印加する。受信回路は、各駆動端子 221D1 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 3 に出力する。

【0058】

[制御装置の構成]

次に、超音波測定装置 1 における制御装置 3 について説明する。

制御装置 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、角度設定部 31、送受信制御部 32、画像形成部 33、及び表示制御部 34 等として機能する。また、制御装置 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。

【0059】

角度設定部 31 は、超音波の送信角度 θ を最大送信角度 θ_M 以下の角度で設定する。この角度設定部 31 は、施術者による入力指示に基づいて、送信角度 θ を設定する。また、角度設定部 31 は、超音波測定の測定結果に基づいて、測定対象が重畳領域に含まれるように、送信角度 θ を設定してもよい。例えば、角度設定部 31 は、第 1 超音波素子アレイ 23A によって取得された超音波画像における測定対象の位置（深さ）を検出し、検出結果に基づいて第 2 超音波素子アレイ 23B 及び第 3 超音波素子アレイ 23C の送信角度を設定する。

【0060】

送受信制御部 32 は、超音波プローブ 2 を制御して、超音波センサー 22 の所定の超音波送受信部 24 から超音波を送信させる。この際、送受信制御部 32 は、一方向に並ぶ複数個の超音波送受信部 24 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 32 は、超音波プローブ 2 を制御して、超音波送受信部 24 からの受信信号を取得する。

画像形成部 33 は、超音波プローブ 2 の各超音波素子アレイ 23A, 23B, 23C のそれぞれから送信された受信信号（画像信号）に基づいて、各超音波素子アレイ 23A, 23B, 23C 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 34 は、表示装置 4 に対して、生成された各超音波画像を表示させる。

【0061】

[超音波測定処理]

図 10 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。

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、予備測定を実施して血管等の器官が重畳領域に含まれるように送信角度 θ 等を設定する。その後、超音波測定装置 1 は、本測定を実施して超音波画像を取得し、表示装置 4 に表示する。施術者は、表示装置 4 に表示された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。

【0062】

図 10 に示すように、まず、超音波測定装置 1 は、第 1 超音波素子アレイ 23A を駆動

させて予備測定を行う（ステップS1）。

このステップS1では、本測定に先立って予備測定が実施される。予備測定の測定結果に基づいて、例えば、第1超音波素子アレイ23Aの位置調整や、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの送信角度の設定が実施される。

具体的には、送受信制御部32は、複数の超音波素子アレイ23のうち、中央に位置する第1超音波素子アレイ23Aによるリニアスキャンを実施する。すなわち、送受信制御部32は、第1超音波素子アレイ23Aを駆動して、Z方向に超音波を送信させ、生体内からの反射波を受信させる。

【0063】

次に、角度設定部31は、ステップS1の予備測定における測定結果に基づいて、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの送信角度を設定する（ステップS2）。

角度設定部31は、図7に示すように、測定対象（例えば血管）Mが重畳領域F4に含まれるように、送信角度を設定する。例えば、角度設定部31は、測定対象M1と第1超音波素子アレイ23AとのZ方向の距離（深さ）に基づいて、送信角度を設定する。角度設定部31は、例えば、測定対象M1の深さと、送信角度と、を対応づけたテーブル等を参照して送信角度を設定する。なお、角度設定部31は、測定対象M1の位置（深さ）を、予備測定の測定結果に基づいて生成された超音波画像を用いて測定対象M1のエッジを検出することにより取得してもよい。また、角度設定部31は、施術者による入力操作に基づいて測定対象M1の位置（深さ）を取得してもよい。また、角度設定部31は、施術者による入力操作に基づいて送信角度を設定してもよい。

【0064】

次に、送受信制御部32は、各超音波素子アレイ23を駆動して超音波を送受信する本測定を行う（ステップS3）。ステップS3では、送受信制御部32は、各超音波素子アレイ23を順次駆動させて、超音波測定を実施する。ここで、送受信制御部32は、第1超音波素子アレイ23Aにはリニアスキャンを実施させる。また、送受信制御部32は、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cには、送信角度で超音波を送信させる。

次に、画像形成部33は、ステップS3の本測定の測定結果に基づいて、超音波画像（例えばBモード画像）を生成する（ステップS4）。

そして、表示制御部34は、ステップS4で生成された超音波画像を表示装置4に表示させる（ステップS5）。

【0065】

次に、制御装置3は、測定終了の指示を受けたか否かを判定する（ステップS6）。ステップS6でNOと判定されると、制御装置3は、ステップS3以降の処理を実行し、YESと判定されると、制御装置3は、超音波測定処理を終了させる。

ここで、ステップS6でYESと判定された際に、制御装置3は、超音波プローブ2の位置調整の要否や、送信角度の再設定の要否等を判定してもよい。例えば、超音波プローブ2と測定対象M1との相対位置が変化して、測定対象M1の位置が、第1超音波素子アレイ23Aの測定領域F1の外側に移動した場合に、制御装置3は、超音波プローブ2の位置調整を行う必要があると判定する。また、測定対象M1の位置が、第1超音波素子アレイ23Aの測定領域F1の内側にあるものの、第2超音波素子アレイ23Bの測定領域F2及び第3超音波素子アレイ23Cの測定領域F3の少なくとも一方の外側に移動した場合に、送信角度を変更する必要があると判定する。なお、送信角度を変更しても測定対象M1の位置を重畳領域F4内に設定できない場合は、超音波プローブ2の位置調整を行う必要があると判定する。

【0066】

[第1実施形態の作用効果]

各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cは、X方向の列として配置され、かつ、Y方向において互いにずれて配置されている。なお、第1超音波素子アレイ23Aのスキャ

10

20

30

40

50

ン方向は、X方向に平行である。このため、第2方向において、各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cを任意の位置に配置できる。つまり、本実施形態のように、各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cのずれ量を、各超音波素子アレイ23A, 23B, 23CのY方向の寸法よりも小さくすることができる。したがって、Y方向におけるスキャン面SC間の距離(測定位置間隔)を、Y方向における超音波素子アレイ23の外形寸法に関わらず任意の位置に設定でき、超音波素子アレイ23の外形寸法よりも小さく設定ができる。

【0067】

また、各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cによって複数の超音波画像を取得できる。したがって、複数の測定位置で測定を行うために、駆動機構や手動等により、超音波素子アレイが回動されたり移動されたりする場合と比べて、振動や位置ずれ等の影響がなく、高精度の超音波画像を取得できる。

10

【0068】

ここで、超音波送受信部24の配置間隔(素子ピッチ)を小さくするほど、測定精度の低下を抑制しつつ、最大送信角度 θ_M を大きくすることができ、重畳領域F4の位置を各超音波素子アレイ23A, 23B, 23C側に近づけることができる。

一方で、第1超音波素子アレイ23Aの素子ピッチ d_1 を小さくすると、中央に配置された第1超音波素子アレイ23Aによる測定範囲のサイズ(測定領域F1のX方向の寸法)が小さくなる。これに対して、例えば、第1超音波素子アレイ23Aの超音波送受信部24の数を増やして、測定範囲を拡大させることができる。しかしながら、この場合、第1超音波素子アレイ23Aによるフレームレートが低下し、超音波画像のリアルタイム性が損なわれるおそれがある。

20

本実施形態では、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの素子ピッチ d_2 は、第1超音波素子アレイ23Aの素子ピッチ d_1 よりも小さい。これにより、Y方向から見て、重畳領域F4が小さくなることを抑制しつつ、重畳領域F4の位置を各超音波素子アレイ23A, 23B, 23C側に近づけることができ、体表面近傍をリアルタイムに測定することができる。

【0069】

第1超音波素子アレイ23Aは、X方向の列として配置された各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cの中央に配置される。このような構成では、測定対象M1に対して超音波プローブ2の位置がずれている場合、例えば、リニアスキャン実施時の第1超音波素子アレイ23Aの測定領域F1に測定対象M1が収まっていない場合でも、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cによって測定対象M1の位置を容易に把握できる。例えば、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cによってリニアスキャンを実施することにより、例えば血管等の測定対象M1の位置や向きを把握することができる。

30

【0070】

角度設定部31は、超音波の送信角度を設定する。これにより、各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cのそれぞれの測定領域の位置を変更して、重畳領域F4の位置を変更することができる。例えば、測定対象M1と超音波プローブ2(第1超音波素子アレイ23A)との距離に応じて、送信角度を設定する。これにより、測定対象M1が重畳領域F4に含まれるように、重畳領域F4の位置を設定することができる。

40

【0071】

[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、複数の超音波素子アレイ23がX方向(第1方向)に沿って一列に配置され、各超音波素子アレイ23の超音波送受面231が同一平面に位置するように構成されていた。これに対して、第2実施形態では、Y方向から見た平面視において、3つの超音波素子アレイのうちの、第2超音波素子アレイ及び第3超音波素子アレイが、第1超音波素子アレイを挟み、かつ、第1超音波素子アレイに対して傾斜して配置されて

50

いる点が主に相違している。

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。

【0072】

[超音波プローブの構成]

図11は、超音波プローブ5の概略構成を示す分解斜視図である。

図12は、超音波プローブ5を-Y側から見た際の概略構成を示す側面図である。

図13は、超音波プローブ5を+X側から見た際の概略構成を示す側面図である。

超音波プローブ5は、図11乃至図13に示すように、超音波を送受信する超音波デバイス6と、超音波デバイス6と生体との間に配置される音響整合部材7を超音波デバイス6に対して固定する固定部材8と、を備える。

なお、超音波プローブ5は、第1実施形態と同様に、制御装置3に接続され、当該制御装置3による制御に基づいて得られた超音波画像が表示装置4に表示される。

【0073】

[超音波デバイスの構成]

図14は、超音波デバイス6及び音響整合部材7を-Y側から見た際の概略構成を示す側面図である。図15は、超音波デバイス6を+Z側から見た際の概略構成を示す図である。

超音波デバイス6は、3つの超音波ユニット60(第1ユニット60A、第2ユニット60B及び第3ユニット60C)と、これら超音波ユニット60を支持する支持部64と、を備える。この超音波ユニット60は、筐体61と、超音波の送受信を行う超音波センサー62とを備える。なお、第1ユニット60A、第2ユニット60B及び第3ユニット60Cは、支持部64に対する配置位置が異なる以外、基本的に同様に構成されている。

【0074】

筐体61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62や回路基板(図示省略)を収納する。この筐体61は、図15に示すように、生体M側の一面に、超音波センサー62を露出させるセンサー窓611が設けられている。

【0075】

超音波センサー62は、一つの超音波素子アレイ63が設けられており、三つの超音波素子アレイ23が設けられた超音波センサー22とは、超音波素子アレイの数を除き略同様に構成される。すなわち、超音波素子アレイ63は、第1実施形態の超音波素子アレイ23と略同様に構成され、一方向に複数の超音波送受信部24が配置され、超音波送受信部24は、複数の超音波トランスデューサー25がY方向に配置されて構成されている。

なお、以下の説明において、第1ユニット60A、第2ユニット60B、及び第3ユニット60Cのそれぞれに対応する超音波素子アレイ63を、第1超音波素子アレイ63A、第2超音波素子アレイ63B、及び第3超音波素子アレイ63Cとする。

【0076】

支持部64は、第1ユニット60Aを支持する第1支持部641と、第1支持部641の一端側に位置し第2ユニット60Bを支持する第2支持部642と、第1支持部641の他端側に位置し第3ユニット60Cを支持する第3支持部643と、を備え、第1ユニット60A、第2ユニット60B、及び第3ユニット60Cを一方向(スキャン方向であり図示例ではX方向)の列として支持する。

第2支持部642と第3支持部643とは、第1支持部641から離れるにしたがって、+Z側に向かうように、第1支持部641に対して所定の角度で屈折している。

【0077】

上述のように構成された超音波デバイス6では、図15に示すように、第1実施形態と同様に、第1超音波素子アレイ63A、第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63Cは、Y方向において、互いにずれる位置に配置されている。すなわち、第2超音波素子アレイ63Bは、第1超音波素子アレイ63Aに対して-Y側に、第1超音波素子アレイ63A及び第2超音波素子アレイ63BのそれぞれのY方向の寸法以下のずれ

10

20

30

40

50

量でずれて配置されている。また、第3超音波素子アレイ63Cは、第1超音波素子アレイ63Aに対して+Y側に、第1超音波素子アレイ63A及び第3超音波素子アレイ63CのそれぞれのY方向の寸法以下のずれ量でずれた位置に配置されている。

【0078】

また、超音波デバイス6では、超音波素子アレイ63は、超音波送受信部24がX方向の列としてなるように配置される。すなわち、図14に示すように、第1超音波素子アレイ63Aは、超音波送受面631がXY面に平行に配置されている。また、第1超音波素子アレイ63Aは、超音波送受信部24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63B及び第3超音波素子アレイ63Cは、超音波送受信部24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63Aに対して傾斜して配置される。

10

【0079】

具体的には、図14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63Bは、第1超音波素子アレイ63A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63Cは、第1超音波素子アレイ63A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63A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631面の法線N1とする。同様に、第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63Cについて、開口中心を通る超音波送受面631面の法線をそれぞれ法線N2、法線N3とする。各法線N1、N2、N3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N1、N2、N3は、ねじれの関係にあるため、互いに交差していない。

20

また、第1超音波素子アレイ63A、第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63Cは、点Pから等距離の位置に配置されている。

【0080】

ここで、第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63Cの第1超音波素子アレイ63Aに対する傾斜角度は、超音波素子アレイ63A、63B、63Cの各測定領域が重なる重畳領域F4(図14参照)が、生体内に位置するように設定される。このように重畳領域F4が生体内に位置することにより、重畳領域F4の一部が音響整合部材7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。

30

【0081】

[音響整合部材の構成]

音響整合部材7は、図12に示すように、超音波測定時において、超音波デバイス6と体表面との間に配置され、超音波デバイス6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6に伝搬させる。このため音響整合部材7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7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7は、超音波デバイス6の各超音波素子アレイ63と、生体表面との両方に対して好適に密着可能である。

【0082】

40

[固定部材の構成]

固定部材8は、音響整合部材7を超音波デバイス6に対して固定する。この固定部材8は、超音波デバイス6が取り付けられる本体部81と、本体部81の-Y側かつ+Z側からZ方向に延出する第1固定部82と、当該第1固定部82の+Y側に位置し、本体部81の+Y側かつ+Z側からZ方向に延出する第2固定部83と、を有する。音響整合部材7は、第1固定部82と第2固定部83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5を生体表面に沿って移動させたとしても、超音波デバイス6に対する音響整合部材7の位置ずれを抑制できる。

【0083】

本体部81は、制御装置3に接続されるケーブルが設けられている。この本体部81は

50

、超音波プローブ5を操作する際に施術者によって把持される。本体部81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、本体部81の内部に超音波センサー62を駆動するための回路基板等が設けられていてもよい。

【0084】

第1固定部82は、図12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82は、穿刺針のガイドとしての溝部822と、スキャン開始位置を示す開始マーク823と、を有する。

溝部822は、第1固定部82の-Y側の面821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822の底面822Aは、図13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60°)で傾斜している。このため、施術者は、穿刺針9を底面822Aに沿って移動させることにより、超音波プローブ5に対して穿刺針9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の内部の血管等の測定対象M1に対して穿刺針9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。

【0085】

開始マーク823は、第1固定部82の-Y側の面821の-X側の位置に設けられ、超音波プローブ5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5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24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823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823は、溝以外にも突部であってもよい。また、第1固定部82に開始マーク823を印字してもよい。

【0086】

[第2実施形態の作用効果]

第2実施形態では、第1実施形態と同様に、各超音波素子アレイ63A, 63B, 63Cは、X方向の列として配置され、かつ、Y方向において互いにずれて配置されている。したがって、Y方向におけるスキャン面SC間の距離(測定位置間隔)を、超音波素子アレイ63の外形寸法よりも小さく設定ができる。

また、各超音波素子アレイ63A, 63B, 63Cによって複数の超音波画像を取得でき、駆動機構や手動等により、超音波素子アレイが回動されたり移動されたりする場合と比べて、振動や位置ずれ等の影響がなく、高精度の超音波画像を取得できる。

【0087】

ここで、第1超音波素子アレイ63Aに対して第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63C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、第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63C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、第1超音波素子アレイ63Aに対して第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63Cが傾斜して配置されている。これにより、Y方向から見て、第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63Cの送信角度を大きくしなくても、重畳領域F4を各超音波素子アレイ63側に近づけることができる。また、送信角度の増大を抑制でき、これにより第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63Cの超音波画像の画質の劣化を抑制することができる。

【0088】

また、各超音波素子アレイ63A, 63B, 63Cは、各法線N1, N2, N3の交点であり、重畳領域F4の中心に相当する点Pと、各超音波素子アレイ63A, 63B, 63Cとの距離が略等しい。このような構成では、距離が異なる場合と比べて、各超音波素

10

20

30

40

50

子アレイ 63A, 63B, 63C の超音波の伝播距離の差異を低減でき、当該伝播距離が異なることによる各超音波素子アレイ 63A, 63B, 63C それぞれの超音波画像の画質の差異を低減できる。

【0089】

固定部材 8 は、音響整合部材 7 を超音波デバイス 6 に対して固定する。これにより、超音波デバイス 6 に対する音響整合部材 7 の位置ずれが発生することを抑制できる。

ここで、固定部材 8 は、Y 方向（スライス方向）に沿って音響整合部材 7 を挟持する第 1 固定部 82 と第 2 固定部 83 とを備える。このような構成では、例えば、Y 方向に沿ってスキャン面 SC を移動させるために、生体 M の表面に沿って超音波プローブ 5 を Y 方向に移動させた場合でも、音響整合部材 7 の位置ずれの発生を抑制できる。

10

【0090】

[第 2 実施形態の変形例]

第 2 実施形態では、3 つの超音波素子アレイを備える超音波プローブを例示したが、超音波素子アレイの個数は 3 つに限定されず、複数、例えば 2 又は 4 以上でもよい。

図 16 は、第 2 実施形態の一変形例に係る超音波デバイス 6A と音響整合部材 7A とを - 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 6A は、2 つの超音波ユニット 60（第 1 ユニット 60A 及び第 2 ユニット 60B）と、これら超音波ユニット 60 を支持する支持部 64A と、を備える。

支持部 64A は、第 1 ユニット 60A を支持する第 1 支持部 644 と、第 1 支持部 644 の一端側に位置し第 2 ユニット 60B を支持する第 2 支持部 645 と、を有する。

20

第 2 支持部 645 は、第 1 支持部 644 の + X 側に位置する。第 1 支持部 644 及び第 2 支持部 645 は、互いが連結する連結位置から X 方向に沿って離れるしたがって、+ Z 方向側に向かうように、XY 面に対して所定の角度で屈折している。

【0091】

第 1 ユニット 60A 及び第 2 ユニット 60B は、第 1 超音波素子アレイ 63A 及び第 2 超音波素子アレイ 63B が Y 方向において互いにずれる位置に配置されるように、上述の支持部 64A に取り付けられている。

本変形例においても、第 1 超音波素子アレイ 63A 及び第 2 超音波素子アレイ 63B の各超音波送受面 631 面の法線 N1 と法線 N2 は、Y 方向から見た平面視において、Z 軸に対して所定の角度 傾斜し、かつ、点 P を通過する。

30

【0092】

音響整合部材 7A は、2 つの超音波ユニット 60 に沿う面と、体表面に沿う面とを有し、XZ 平面に沿って略三角形の断面を有する。これにより、音響整合部材 7A は、超音波測定時において、超音波デバイス 6A と体表面とのそれぞれに密着するように配置される。

【0093】

上述のように構成された超音波デバイス 6A では、各超音波素子アレイ 63A, 63B の生体に対する傾斜角度 や、距離が略一致する。したがって、各超音波素子アレイ 63A, 63B のそれぞれによって略同等の超音波画像を取得することが容易であり、視認性の向上を図ることが容易である。

40

【0094】

[第 3 実施形態]

以下、第 3 実施形態について説明する。

上記第 2 実施形態では、Y 方向から見た平面視において、3 つの超音波素子アレイのうち、測定対象に対して超音波送受面が略水平に配置された第 1 超音波素子アレイと、当該第 1 超音波素子アレイを X 方向に沿って挟むように配置された第 2 超音波素子アレイ及び第 3 超音波素子アレイと、を備え、各超音波素子アレイが測定対象から等距離となる位置に配置されていた。これに対して、第 3 実施形態では、第 1 超音波素子アレイが、より測定対象に近い位置に配置されている点で相違する。

なお、以降の説明にあたり、第 2 実施形態と同様の構成については、同じ符号を付し、

50

その説明を省略又は簡略化する。

【 0 0 9 5 】

[超音波デバイスの構成]

図 1 7 は、第 3 実施形態に係る超音波デバイス 6 B と音響整合部材 7 B とを - 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 6 B は、3 つの超音波ユニット 6 0 (第 1 ユニット 6 0 A、第 2 ユニット 6 0 B 及び第 3 ユニット 6 0 C) と、これら 3 つの超音波ユニット 6 0 を支持する支持部 6 4 B と、を備える。

第 1 ユニット 6 0 A、第 2 ユニット 6 0 B 及び第 3 ユニット 6 0 C は、第 2 実施形態と同様に、第 1 超音波素子アレイ 6 3 A、第 2 超音波素子アレイ 6 3 B、及び第 3 超音波素子アレイ 6 3 C が Y 方向において互いにずれる位置に配置されるように、上述の支持部 6 4 B に取り付けられている。そして、第 2 超音波素子アレイ 6 3 B 及び第 3 超音波素子アレイ 6 3 C の超音波送受面 6 3 1 の法線 N 2、及び法線 N 3 は、Y 方向の平面視において、第 1 超音波素子アレイ 6 3 A の超音波送受面 6 3 1 の法線 N 1 に対して所定の大きさの角度で交差する。また、各法線 N 1, N 2, N 3 は、Y 方向の平面視において、点 P を通過する。

10

【 0 0 9 6 】

本実施形態では、第 1 超音波素子アレイ 6 3 A は、第 2 超音波素子アレイ 6 3 B の + X 側端部よりも + Z 側に、かつ、第 2 超音波素子アレイ 6 3 B の - X 側端部よりも - Z 側に位置する。同様に、第 1 超音波素子アレイ 6 3 A は、第 3 超音波素子アレイ 6 3 C の - X 側端部よりも + Z 側に、かつ、第 3 超音波素子アレイ 6 3 C の + X 側端部よりも - Z 側に位置する。つまり、各超音波素子アレイ 6 3 A, 6 3 B, 6 3 C が上記配置となるように、第 1 ユニット 6 0 A、第 2 ユニット 6 0 B 及び第 3 ユニット 6 0 C が、支持部 6 4 B に設けられている。

20

【 0 0 9 7 】

支持部 6 4 B は、第 1 ユニット 6 0 A を支持する第 1 支持部 6 4 1 と、第 2 ユニット 6 0 B を支持する第 2 支持部 6 4 2 と、第 3 ユニット 6 0 C を支持する第 3 支持部 6 4 3 と、第 1 支持部 6 4 1 の - X 側端部と第 2 支持部 6 4 2 の + X 側端部を連結する第 1 連結部 6 4 6 と、第 1 支持部 6 4 1 の + X 側端部と第 3 支持部 6 4 3 の - X 側端部を連結する第 2 連結部 6 4 7 と、を有する。

30

【 0 0 9 8 】

第 2 支持部 6 4 2 は、- Y 側から見た平面視において、第 1 支持部 6 4 1 に対して反時計回り方向に角度 傾斜するように、第 1 連結部 6 4 6 によって第 1 支持部 6 4 1 に連結されている。また、第 3 支持部 6 4 3 は、第 1 支持部 6 4 1 に対して時計回り方向に角度 傾斜するように、第 2 連結部 6 4 7 によって第 1 支持部 6 4 1 に連結されている。これにより、第 2 超音波素子アレイ 6 3 B 及び第 3 超音波素子アレイ 6 3 C は、第 1 超音波素子アレイ 6 3 A に対して、角度 傾斜して配置される。

【 0 0 9 9 】

なお、第 1 連結部 6 4 6 の角度や寸法を適宜設定することにより、第 1 ユニット 6 0 A に対する第 2 ユニット 6 0 B の位置は、第 2 超音波素子アレイ 6 3 B から送信された超音波が第 1 連結部 6 4 6 や第 1 ユニット 6 0 A と干渉することがない位置に設定される。

40

第 2 連結部 6 4 7 の角度や寸法も同様であり、第 1 ユニット 6 0 A に対する第 3 ユニット 6 0 C の位置は、第 3 超音波素子アレイ 6 3 C から送信された超音波が第 2 連結部 6 4 7 や第 1 ユニット 6 0 A と干渉することがない位置に設定される。

【 0 1 0 0 】

[音響整合部材の構成]

音響整合部材 7 B は、- Z 側に位置して各超音波ユニット 6 0 のそれぞれに沿う面と、+ Z 側に位置して体表面に沿う面と、を有する。音響整合部材 7 B は、超音波測定時において、超音波デバイス 6 B と体表面とのそれぞれに密着するように配置される。音響整合部材 7 B は、超音波デバイス 6 B の + Z 側と体表面との間の空間に充填される。

50

なお、第1超音波素子アレイ63AのZ方向における位置が、第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63Cの+Z側端部の位置と一致している場合は、音響整合部材7Bは、第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63Cのそれぞれと体表面との間に配置されていればよく、第1超音波素子アレイ63Aと体表面との間に配置されなくてもよい。

【0101】

[第3実施形態の作用効果]

各超音波素子アレイ63A, 63B, 63Cのうち第1超音波素子アレイ63Aは、第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63Cと比べて、各法線N1, N2, N3の交点Pとの距離が小さい。このような構成では、第1超音波素子アレイ63Aによって、第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63Cよりも高画質の超音波画像を取得できる。したがって、第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63Cによって取得された二つの超音波画像の間に、第1超音波素子アレイ63Aによってより高画質な超音波画像を取得することができる。

10

【0102】

[第4実施形態]

上記第1実施形態では、同一平面上に配置された3つの超音波素子アレイ23のうち、第1超音波素子アレイ23Aの素子ピッチは、当該第1超音波素子アレイ23Aを挟むように配置された第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの素子ピッチよりも大きい構成を例示した。また、上記第2実施形態では、素子ピッチが同じ3つの超音波素子アレイ63のうち、第1超音波素子アレイ63Aを一方向に挟みかつ、第1超音波素子アレイ63Aに対して傾斜するように第2超音波素子アレイ63B及び第3超音波素子アレイ63Cが配置される構成を例示した。これに対して、第4実施形態では、第1超音波素子アレイ23Aよりも素子ピッチが小さい第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cが、第3実施形態と同様に、第1超音波素子アレイ23Aに対して、傾斜して配置される点で相違する。

20

【0103】

[超音波デバイスの構成]

図18は、超音波デバイス6C及び音響整合部材7を-Y側から見た際の概略構成を示す側面図である。

30

超音波デバイス6Cは、3つの超音波ユニット65(第1ユニット65A、第2ユニット65B及び第3ユニット65C)と、これら超音波ユニット60を支持する支持部64と、を備える。超音波ユニット65は、筐体61と、超音波センサー66と、を備える。

【0104】

3つの超音波ユニット65のうちの第1ユニット65Aは、超音波センサー66として、第1超音波素子アレイ23Aが設けられた第1超音波センサー66Aを備える。また、第2ユニット65Bは、超音波センサー66として、第1超音波素子アレイ23Aよりも素子ピッチが小さい第2超音波素子アレイ23Bが設けられた第2超音波センサー66Bを備える。また、第3ユニット65Cは、超音波センサー66として、第3超音波素子アレイ23Cが設けられた第2超音波センサー66Cを備える。

40

【0105】

また、3つの超音波ユニット65(第1ユニット65A、第2ユニット65B及び第3ユニット65C)すなわち、第1超音波素子アレイ23A、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cは、Y方向において、互いにずれる位置に配置されている。具体的には、第2超音波素子アレイ23Bは、第1超音波素子アレイ23Aに対して-Y側に、第1超音波素子アレイ23A及び第2超音波素子アレイ23BのそれぞれのY方向の寸法以下のずれ量でずれた位置に配置されている。また、第3超音波素子アレイ23Cは、第1超音波素子アレイ23Aに対して+Y側に、第1超音波素子アレイ23A及び第3超音波素子アレイ23CのそれぞれのY方向の寸法以下のずれ量でずれた位置に配置されている。

50

【0106】

3つの超音波ユニット65は、第2ユニット65B及び第3ユニット65Cが第1ユニット65Aに対して所定の角度で傾斜するように、支持部64に支持されている。

すなわち、図18に示すように、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cは、第1超音波素子アレイ23Aに対して角度 傾斜して配置されている。また、第1超音波素子アレイ23Aの開口中心を通る超音波送受面231の法線をN1とし、同様に、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cのそれぞれの法線をN2, N3とすると、各法線N1, N2, N3は、-Y側から見た平面視において点Pを通過する。

【0107】

[各超音波素子アレイの素子ピッチの関係]

図19は、超音波デバイス6Cを簡略化し、模式的に示す図である。図19では、第1ユニット65Aのうちの第1超音波素子アレイ23Aと、第2ユニット65Bのうちの第2超音波素子アレイ23Bとの位置関係を図示している。また、第1超音波素子アレイ23Aの中心を通り、YZ面に平行な仮想面Sの一方側のみを図示している。なお、図19では、簡略化のため、各ユニット65A, 65Bの筐体61の厚みや、音響整合部材7のZ方向の厚み等を無視している。

【0108】

第1超音波素子アレイ23Aの素子ピッチd1は、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの素子ピッチd2よりも大きい。本実施形態では、第1実施形態と同様に、予め設定された測定位置P0に対する各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cの超音波の送信角度(つまり、直線L1, L2, L3と、対応する法線N1, N2, N3とのなす角度)に応じて、各素子ピッチが設定されている(図18参照)。図18に示す例では、第1超音波素子アレイ23Aの送信角度は0°であり、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの送信角度(最大送信角度)は である。

【0109】

ここで、第1超音波素子アレイ23Aのスキャン方向(超音波送受信部24の配列方向)における寸法を開口寸法W1とし、第2超音波素子アレイ23Bのスキャン方向における寸法を開口寸法W2とし、第2超音波素子アレイ23Bの最大送信角度を角度 とし、各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cのチャンネル数をnとする。なお、第1超音波素子アレイ23Aの素子ピッチd1は、第2超音波素子アレイ23Bの素子ピッチd2よりも大きいものとする。

本実施形態では、各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cの測定領域が重なる重畳領域の略全域が生体内に位置する、つまり、第2超音波素子アレイ23Bから角度 で送信された超音波の伝播範囲の+X側端と仮想面Sとが交差する位置である点Eが音響整合部材7よりも+Z側に位置するように、超音波デバイス6Cの各寸法を設定する。

【0110】

具体的には、図19に示すように、点Eが音響整合部材7よりも+Z側に位置する場合、線分ABの寸法は下記式(6)を満たす。

また、線分ABの寸法は下記式(7)で表され、線分BDの寸法は下記式(8)で表される。また、第1超音波素子アレイ23Aの開口寸法W1は下記式(9)で表され、第2超音波素子アレイ23Bの開口寸法W2は、下記式(10)で表される。

ここで、下記式(6)に、下記式(7) - (10)を適用し、下記式(6)を満たす各パラメータd1, d2, の関係を下記式(11)として得ることができる。下記式(11)を満たすように、各パラメータd1, d2, を設定することにより、各超音波素子アレイ23A, 23B, 23Cの測定領域の重畳領域が生体内に位置するように設定することができる。

【0111】

[数4]

W1 / 2 AB . . . (6)

10

20

30

40

50

$$AB = BD \cdot \tan(\theta) \quad \dots (7)$$

$$BD = W_2 \cdot \sin(\alpha) \quad \dots (8)$$

$$W_1 = n \cdot d_1 \quad \dots (9)$$

$$W_2 = n \cdot d_2 \quad \dots (10)$$

$$d_1 / 2 > d_2 \cdot \sin(\alpha) \cdot \tan(\theta) \quad \dots (11)$$

【0112】

上記式(11)を満たす範囲で各パラメータ d_1 、 d_2 、 θ 、 α を適宜設定することにより、適切な画質のスライス画像を取得することができる。

例えば、最大送信角度 θ をより小さい値に設定することにより、画質の劣化を抑制できる。また、傾斜角度 α をより小さい値に設定することにより、音響整合部材7の厚み(Z方向の寸法)を薄くできるため、音響整合部材7による超音波の損失を低減でき、かつ、各超音波素子アレイ23から生体までの距離を短くできるため、超音波の拡散による分解能の低下を抑制できる。

10

なお、体表から浅い領域の画像を取得する場合、最大送信角度 θ と傾斜角度 α との値はトレードオフの関係にある。つまり、最大送信角度 θ を小さくする一方で傾斜角度 α を大きくする必要があり、逆に、傾斜角度 α を小さくする一方で最大送信角度 θ を大きくする必要がある。

【0113】

ここで、第1超音波素子アレイ23Aの素子ピッチ d_1 、及び第2超音波素子アレイ23Bの素子ピッチ d_2 は、それぞれ上記式(3)を満たす必要がある。すなわち、素子ピッチ d_1 は下記式(12)を、素子ピッチ d_2 は式(13)を満たす。つまり、式(11)、(12)から、下記式(14)を導くことができる。式(14)を満たすように、各パラメータの値を設定することにより、式(11)を満たす場合に加えて、さらにグレーティングローブの発生を抑制できる。

20

【0114】

[数5]

$$d_1 < \lambda / (1 + \sin(\alpha)) \quad \dots (12)$$

$$d_2 < \lambda / (1 + \sin(\alpha)) \quad \dots (13)$$

$$\lambda / 2 > d_1 / 2 > d_2 \cdot \sin(\alpha) \cdot \tan(\theta) \quad \dots (14)$$

【0115】

下記表2には、最大送信角度 θ を0°から60°までの15°間隔で設定し、傾斜角度 α を5°間隔で設定した場合における、式(11)の右辺の値を記載している。なお、第2超音波素子アレイ23Bの素子ピッチ d_2 は、式(13)に基づいて、 $\lambda / (1 + \sin(\alpha))$ の値を設定している。また、超音波の周波数を6MHzとし、生体内の音速は1530m/sであり、生体内での超音波の波長は255 μ mであるものとする。表2において太線で囲まれている範囲は、式(14)の関係を満たす範囲である。

30

【0116】

【表 2】

α	60	45	30	15	0	
d2	137	149	170	203	255	
δ	5	25.5	15.5	10.4	6.4	1.9
	10	65.2	37	24.8	16.4	7.8
	15	132	67	44	30.3	17.7
	20	265.1	109.6	69.3	48.5	31.7
	25	660.1	173.4	102.6	71.8	50.3
	30	-	278.7	147.2	101.3	73.6
	35	-	485.9	209.1	138.5	102.4
	40	-	1097.5	300.2	186	137.5
	45	-	-	448.6	248.1	180.3
	50	-	-	738.6	332.8	232.8
	55	-	-	1591.7	455.9	298.3
60	-	-	-	654.7	382.5	

10

【0117】

[第4実施形態の作用効果]

第4実施形態では、第2実施形態と同様に、第1超音波素子アレイ23Aに対して、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cが傾斜して配置される。これにより、重畳領域F4を各超音波素子アレイ63側に近づけることができる。

20

また、第4実施形態では、第1実施形態と同様に、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの素子ピッチ d_2 は、第1超音波素子アレイ23Aの素子ピッチ d_1 よりも小さい。このような構成では、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの送信角度を大きくすることができる。これにより、例えば、重畳領域F4の位置を各超音波素子アレイ23A、23B、23Cに近づけることができる。また、重畳領域F4の位置を変更せずに、第2超音波素子アレイ23B及び第3超音波素子アレイ23Cの第1超音波素子アレイ23Aに対する傾きを小さくでき、測定対象M1と各超音波素子アレイ23A、23B、23Cとの間の距離を小さくでき、ひいては測定精度を向上させることができる。

【0118】

30

[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、2又は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。

40

【0119】

上記第1実施形態では、複数の超音波素子アレイが一つの素子基板に設けられる構成を例示したが、これに限定されない。例えば、各超音波素子アレイが、別の素子基板に設けられていてもよい。

【0120】

上記各実施形態では、リニアスキャンを実施させる第1超音波素子アレイが中央に配置され、第1超音波素子アレイをX方向に沿って挟むように第2超音波素子アレイ及び第3超音波素子アレイが配置されていたが、これに限定されず、第1超音波素子アレイが中央以外に配置されていてもよい。例えば、第1超音波素子アレイ、第2超音波素子アレイ、及び第3超音波素子アレイの順に、X方向の列として配置されていてもよい。

50

また、第1超音波素子アレイがリニアスキャンを実施する構成に限らず、斜めに超音波を送信してもよい。例えば、全ての超音波素子アレイの送信角度を 0° より大きい値としてもよい。

【0121】

上記第2乃至第4実施形態では、超音波デバイスと対象物との間に音響整合部材を配置していたが、これに限定されず、音響整合部材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、音響整合部材を設ける必要がない。

また、上記第2乃至第4実施形態では、超音波デバイスに対して音響整合部材を固定する固定部材を備える構成を例示したが、これに限定されず、固定部材を備えない構成としてもよい。

【0122】

上記各実施形態では、超音波トランスデューサー25として、振動膜221Bと、当該振動子を振動させる振動子としての圧電素子221C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25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。

【0123】

上記各実施形態では、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。

【0124】

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】

【0125】

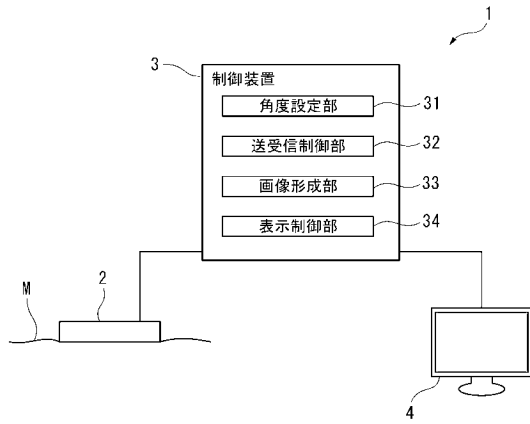
1...超音波測定装置、2...超音波プローブ、6, 6A, 6B, 6C...超音波デバイス、23...超音波素子アレイ、23A...第1超音波素子アレイ、23B...第2超音波素子アレイ、23C...第3超音波素子アレイ、24...超音波送受信部、31...角度設定部、63...超音波素子アレイ、63A...第1超音波素子アレイ、63B...第2超音波素子アレイ、63C...第3超音波素子アレイ、231, 631...超音波送受面、N1...法線、N2...法線、N3...法線、P...法線の交点、X...生体(対象部)、M...測定対象、 d_1 ... (第1超音波素子アレイの)素子ピッチ、 d_2 ... (第2・第3超音波素子アレイの)素子ピッチ、...傾斜角度、...送信角度。

10

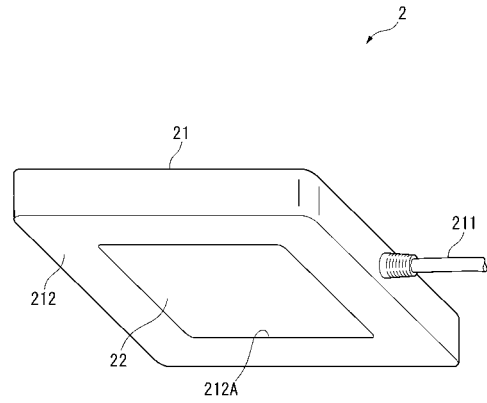
20

30

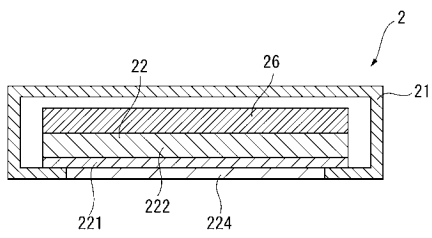
【 図 1 】



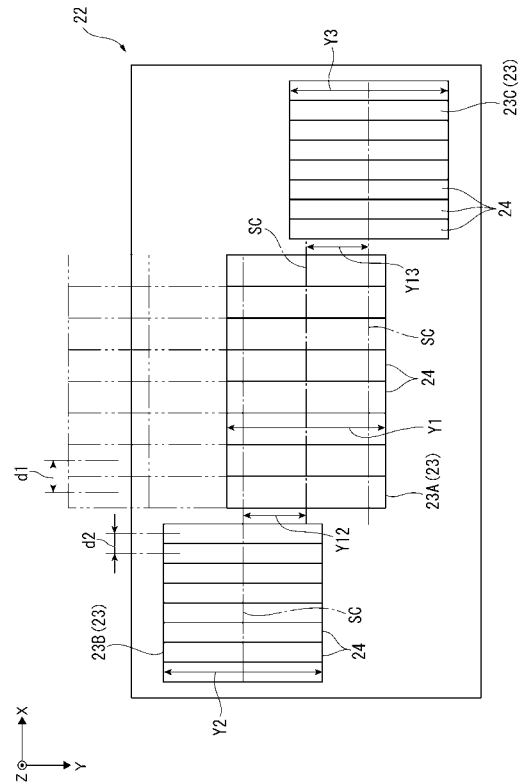
【 図 2 】



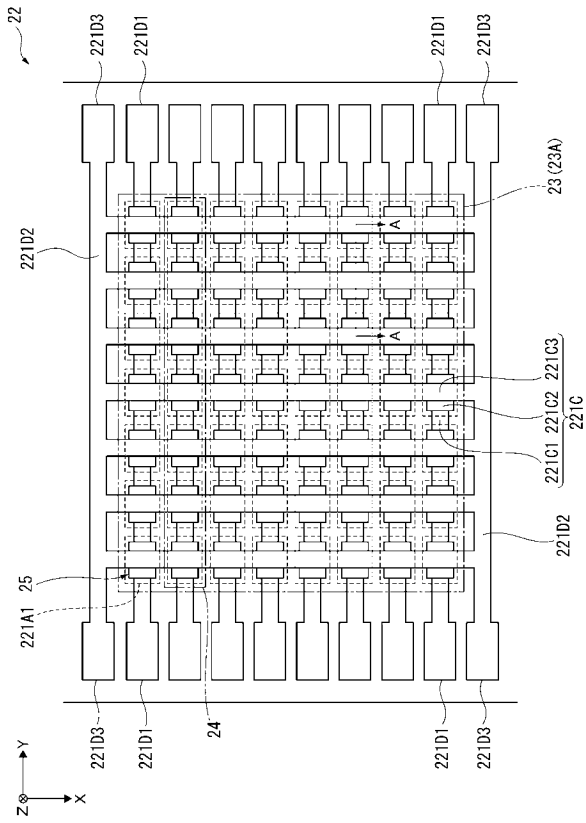
【 図 3 】



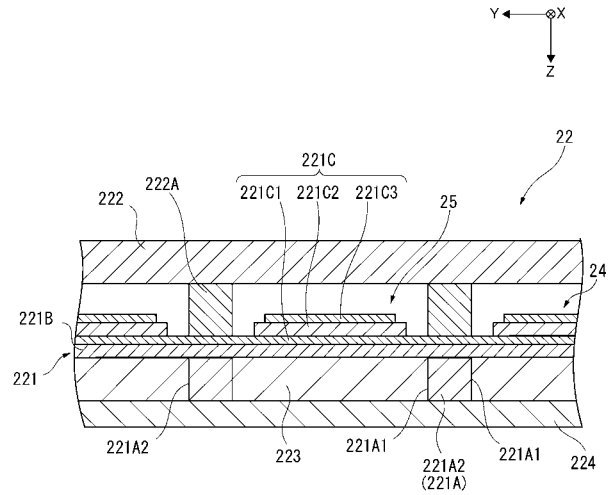
【 図 4 】



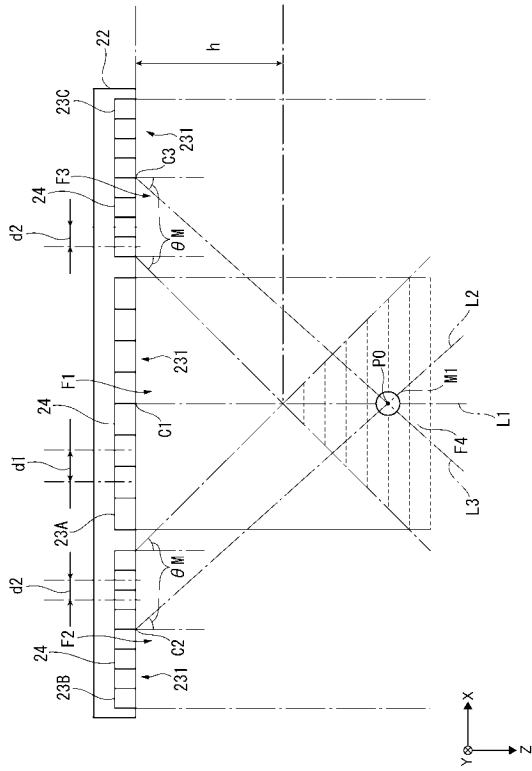
【 図 5 】



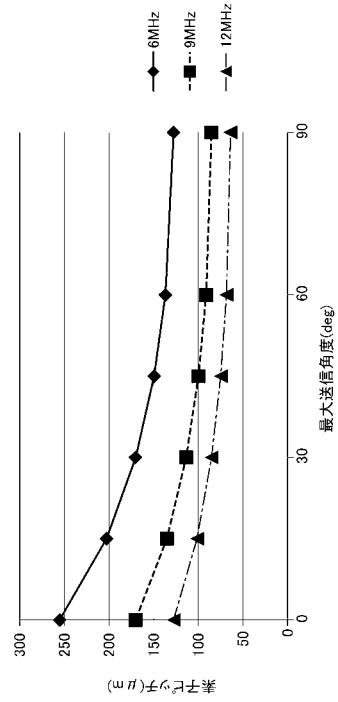
【 図 6 】



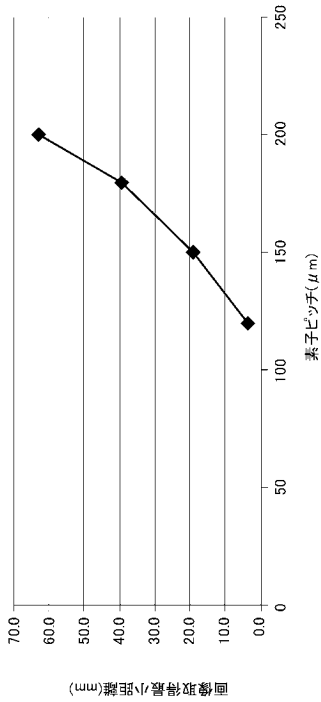
【 図 7 】



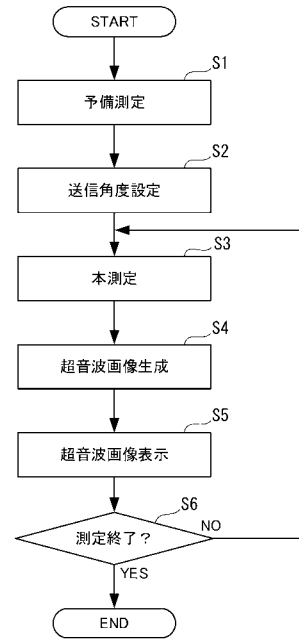
【 図 8 】



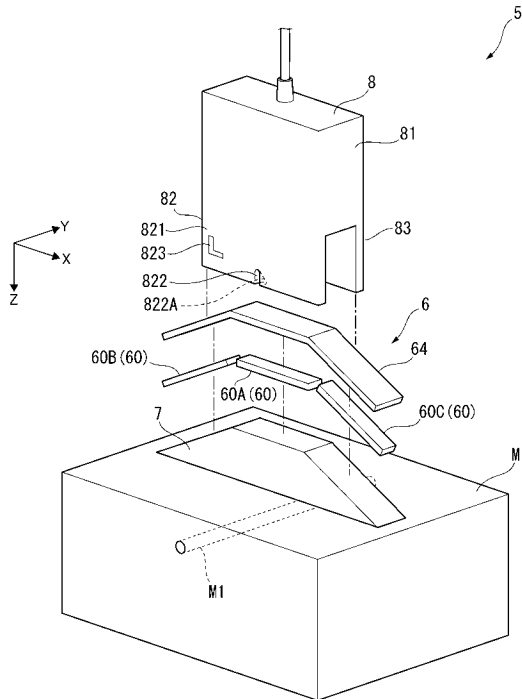
【 図 9 】



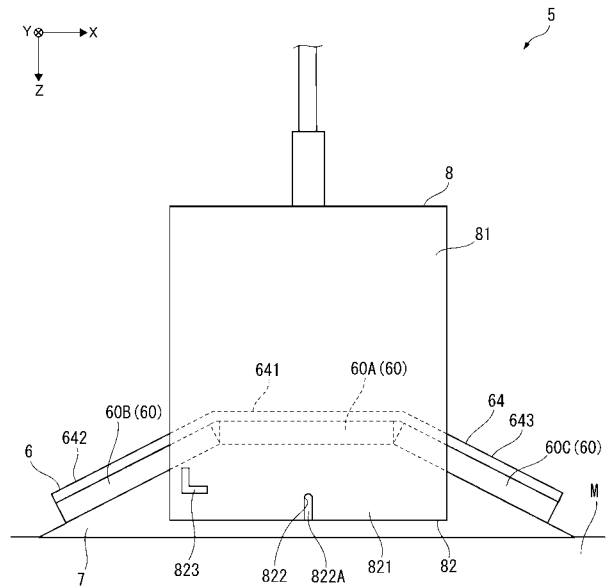
【 図 1 0 】



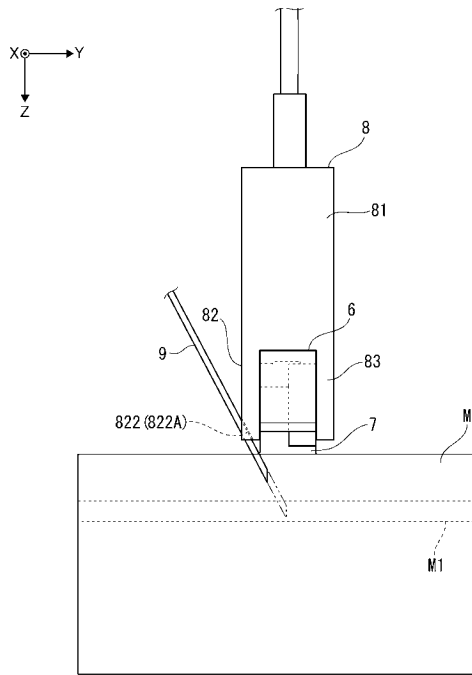
【 図 1 1 】



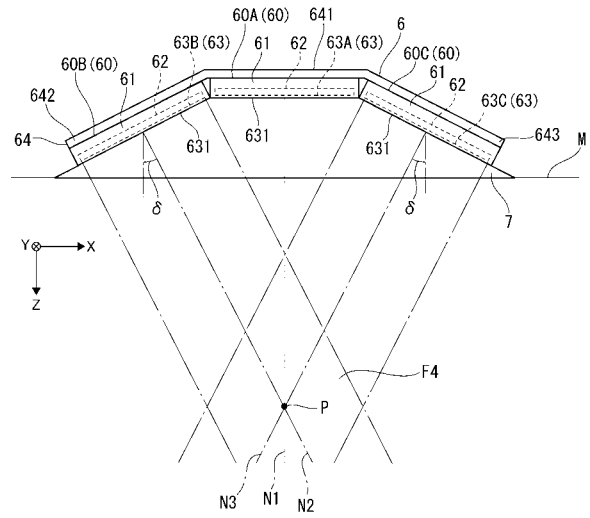
【 図 1 2 】



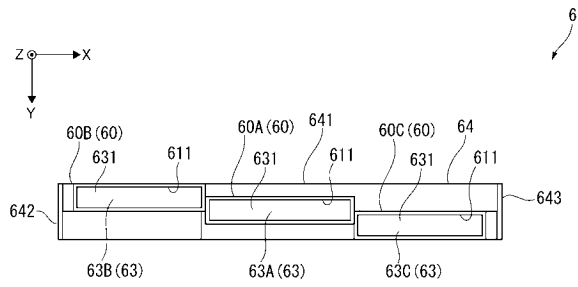
【 図 1 3 】



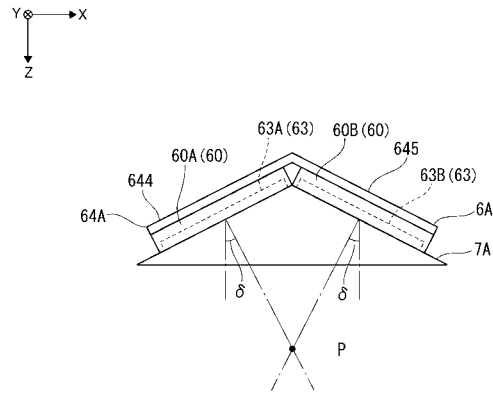
【 図 1 4 】



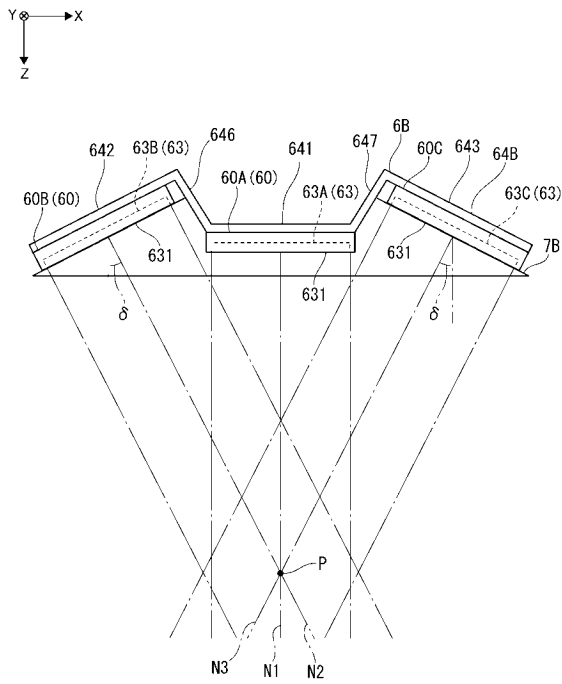
【 図 1 5 】



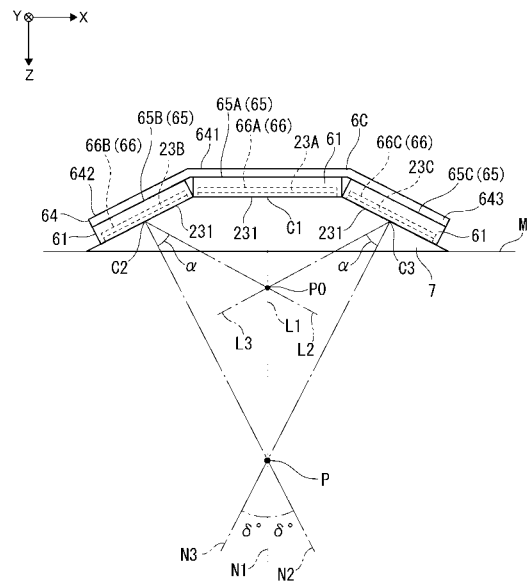
【 図 1 6 】



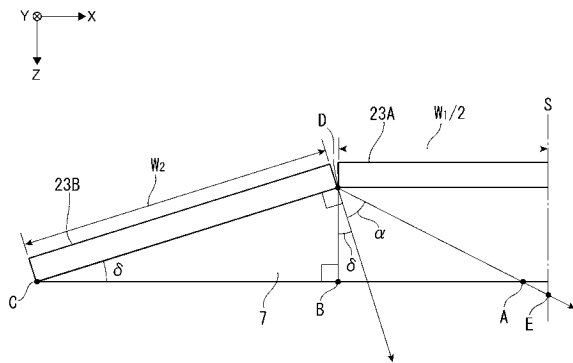
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



专利名称(译)	超声波装置和超声波测量装置		
公开(公告)号	JP2018029645A	公开(公告)日	2018-03-01
申请号	JP2016161882	申请日	2016-08-22
[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		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/EE13 4C601/FF05 4C601/GB04 4C601/HH31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在缩小测量位置间隔的同时执行高度准确的超声波测量的超声波装置和超声波测量装置。所述超声波装置包括多个超声波元件阵列，所述多个超声波元件阵列包括第一超声波元件阵列和第二超声波元件阵列，所述超声波元件阵列的厚度方向为第一方向，所述第一方向与第一方向交叉的第二方向和多个其中，所述第一超声波元件阵列和所述第二超声波元件阵列在第一方向上排列配置，且配置于在第二方向上相互错开的位置，所述第一超声波元件阵列在厚度方向上发射超声波，并且第二超声波元件阵列沿第一方向发射超声波超声波发射和接收单元，被布置的排列间隔比接收单元中的第一超声波元件阵列中的超声波发射的排列间隔小。

