

(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2018-29697

(P2018-29697A)

(43) 公開日 平成30年3月1日(2018.3.1)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
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 28 頁)

(21) 出願番号 特願2016-162492 (P2016-162492)
(22) 出願日 平成28年8月23日 (2016.8.23)

(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 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
(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

最終頁に続く

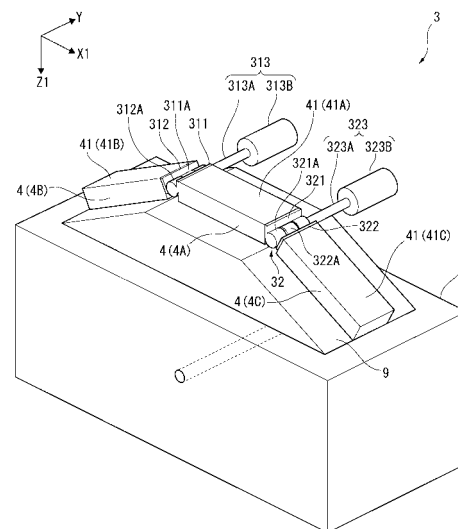
(54) 【発明の名称】 超音波デバイス、及び超音波測定装置

(57) 【要約】

【課題】凹凸を有する測定対象部位の形状を高精度に測定可能な超音波デバイス、及び超音波測定装置を提供する。

【解決手段】複数の超音波送受部を有する複数の超音波素子アレイが互いの角度を可変として連結された超音波デバイスであって、複数の前記超音波送受部は、前記超音波素子アレイの厚み方向と交差する第一方向に配置され、複数の前記超音波素子アレイは、前記第一方向に角度を可変として連結され、前記厚み方向と前記第一方向とに交差する第二方向から平面視して、複数の前記超音波素子アレイの超音波の送受信面の中心を通る法線は一点で交わる、ことを特徴とする。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の超音波送受部を有する複数の超音波素子アレイが互いの角度を可変として連結された超音波デバイスであって、

複数の前記超音波送受部は、前記超音波素子アレイの厚み方向と交差する第一方向に配置され、

複数の前記超音波素子アレイは、前記第一方向に角度を可変として連結され、

前記厚み方向と前記第一方向とに交差する第二方向から平面視して、複数の前記超音波素子アレイの超音波の送受信面の中心を通る法線は一点で交わる、

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、

複数の前記超音波素子アレイは、第一超音波素子アレイと、第二超音波素子アレイとを含み、

前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの角度を可変として連結する第一連結部を備え、

前記第一連結部には、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの間の角度を変更する駆動力を供給する角度変更部が設けられる

ことを特徴とする超音波デバイス。

20

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波デバイスにおいて、

前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイは、前記第二方向に対して互いにずれる位置に配置されている、

ことを特徴とする超音波デバイス。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波デバイスにおいて、

複数の前記超音波素子アレイは、第一超音波素子アレイと第二超音波素子アレイと第三超音波素子アレイとを含み、

前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの角度を可変として連結する第一連結部と、

前記第一超音波素子アレイと前記第三超音波素子アレイとの角度を可変として連結する第二連結部と、

を備え、

前記第一連結部には、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの間の角度を変更する駆動力を供給する第一角度変更部が設けられ、

前記第二連結部には、前記第一超音波素子アレイと前記第三超音波素子アレイとの間の角度を変更する駆動力を供給する第二角度変更部が設けられる、

ことを特徴とする超音波デバイス。

30

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波デバイスにおいて、

前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイと前記第三超音波素子アレイとは、前記第二方向に対して互いにずれる位置に配置されている、

ことを特徴とする超音波デバイス。

40

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波デバイスと、

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、

前記制御部は、

50

複数の前記超音波素子アレイのうちの一つから超音波を送信させ、当該超音波送信処理により送信された超音波が対象物により反射された反射超音波を、複数の前記超音波素子アレイのうち少なくとも一つ以上の前記超音波素子アレイにて受信させる超音波測定を実施する超音波測定部と、

前記超音波測定部により、前記超音波を送信する前記超音波素子アレイを切り替えて複数回の超音波測定を実施した際に得られる各測定結果を合成した超音波断層像を生成する画像生成部と、を備える、

ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波測定装置において、

前記画像生成部は、複数の前記超音波素子アレイの互いの角度に基づいて、前記超音波送受部の位置を算出し、前記超音波送受部の位置と、前記超音波送受部から出力される受信信号とに基づく開口合成により、前記超音波断層像を生成する、

ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 9】

請求項 6 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の超音波測定装置において、

前記超音波デバイスは、複数の前記超音波素子アレイの互いの角度を変更する角度変更部を備え、

前記制御部は、前記角度変更部を制御して、超音波測定を実施する位置に応じた角度に複数の前記超音波素子アレイの互いの角度を変更する角度制御部を備える、

ことを特徴とする超音波測定装置。

【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（超音波送受部）が一方向に一次元アレイ配置された超音波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、1 次元配列された超音波送受部から所定のスキャン面内において超音波を送信し、スキャン面内の測定対象にて反射された超音波を受信することで、スキャン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。

【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、特許文献 1 に記載のような超音波測定装置を用いて、生体内の器官を観察しながら穿刺針を行う穿刺作業において、生体内の椎骨等の神経孔に穿刺針を挿入する場合がある。この場合、超音波測定装置により、骨の稜線や神経孔の内側を高精度に検出して超音波断層像を表示させる必要がある。しかしながら、特許文献 1 のような従来の超音波測定装置では、骨の稜線や神経孔等の孔部を高精度に検出することが困難である。

つまり、従来の超音波測定装置では、

I. 超音波の送信ビーム及び受信ビームが細すぎる

II. 送信ビームと受信ビームとの方向がほぼ同じ方向となる

III. 骨表面からの反射波には、球面波成分と、鏡面反射成分とが含まれるが、球面波成分の反射量が少なく、ほとんど画像化できず、鏡面反射成分は対象（骨等）の表面と送受

10

20

30

40

50

信ビームとが直交するときのみしか画像化できない

等の理由により、骨の稜線や孔部の検出精度を向上させるには限界があった。

【0005】

また、超音波の送信ビームを送受信面から法線方向に出力し、当該法線方向から入射する反射する超音波を受信するリニアプローブに替えて、超音波の送受信方向を扇状領域に拡大させて超音波測定を実施するコンベックスプローブ等を用いることも考えられる。しかしながら、コンベックスプローブでは走査密度が粗くなり、画像の解像度を十分に上げることができない。

【0006】

本発明は、凹凸を有する測定対象部位の形状を高精度に測定可能な超音波デバイス、及び超音波測定装置を提供することを一つの目的とし、以下に適用例及び実施形態を説明する。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

一適用に係る超音波デバイスは、複数の超音波送受部を有する複数の超音波素子アレイが互いの角度を可変として連結された超音波デバイスであって、複数の前記超音波送受部は、前記超音波素子アレイの厚み方向と交差する第一方向に配置され、複数の前記超音波素子アレイは、前記第一方向に角度を可変として連結され、前記厚み方向と前記第一方向とに交差する第二方向から平面視して、複数の前記超音波素子アレイの超音波の送受信面の中心を通る法線は一点で交わる、ことを特徴とする。

20

【0008】

本適用例における第一方向は、超音波素子アレイの厚み方向に対して交差する方向であり、当該方向に超音波送受部が並んで連結されている。したがって、各超音波素子アレイの超音波送受部から、第一方向及び厚み方向を含むスキャン面に対して超音波の送受信処理を実施することができる。そして、このような超音波素子アレイが第一方向で連結され、各超音波素子アレイの送受信面の中心を通る法線が一点で交わる（各法線が同一交点を通る）。したがって、各超音波素子アレイから、送受信面の法線方向に超音波を送信すると、交点に向かって超音波が送信されることになる。

【0009】

このような構成では、1つの超音波素子アレイから送受信面の法線方向に超音波を送信し、1つ以上の超音波素子アレイにて、測定対象部位にて反射された反射超音波を受信させることで、凹凸を有する測定対象部位の形状を高精度に測定することができる。

30

すなわち、1つの超音波素子アレイから、送受信面の法線方向に超音波を送信させると、測定対象部位に凹凸がある場合、反射超音波に、球面波成分と、鏡面反射成分とが含まれる。このうち、鏡面反射成分は、超音波を送信した超音波素子アレイ（以降、送信アレイと称す場合がある）にて高い受信感度で受信できる。一方、球面波成分は、超音波の送信方向とは異なる方向に反射されるため、送信アレイにおいて好適に検出できない。しかしながら、本適用例では、他の超音波素子アレイの送受信面の法線方向も測定対象部位に向いているため、送信アレイ以外の他の超音波素子アレイにて、球面波成分の反射超音波を好適に受信することができる。したがって、送信アレイ及びそれ以外の超音波素子アレイから出力された受信信号に基づいて開口合成を行うことで、高精度に超音波の反射位置を検出できる。

40

また、送信アレイを変更することで、測定対象部位に凹凸が存在する場合でも、凹凸の広範囲に超音波の送信ビームを到達させることができ、かつ、送信アレイから送受信面の法線方向に超音波を送信するので、コンベックス型プローブと異なり、走査密度が粗くならない。

以上により、本適用例では、凹凸を有する測定対象部位の形状を高精度に測定することができる。

【0010】

本適用例の超音波デバイスにおいて、複数の前記超音波素子アレイは、第一超音波素子

50

アレイと、第二超音波素子アレイとを含み、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの角度を可変として連結する第一連結部を備え、前記第一連結部には、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの間の角度を変更する駆動力を供給する角度変更部が設けられる、ことが好ましい。

本適用例では、複数の超音波素子アレイとして、第一超音波素子アレイと第二超音波素子アレイとが含まれ、これらの第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイが第一連結部により角度が可変として連結され、第一連結部に第一超音波素子アレイと第二超音波素子アレイとの間の角度を変更する駆動力を供給する角度変更部が設けられている。このため、第一連結部において、第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイの角度を角度変更部により適宜設定することができ、これらの2つの超音波素子アレイから所望の深さ位置の測定対象部位に対して、上述したような超音波測定を行い、開口合成により、高精度な超音波断層像を得ることができる。

10

【0011】

本適用例の超音波デバイスにおいて、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイは、前記第二方向に対して互いにずれる位置に配置されている、ことが好ましい。

本適用例では、第一超音波素子アレイによる超音波測定位置と、第二超音波素子アレイによる超音波測定位置とが、第二方向に対して互いにずれた位置となる。したがって、第二方向に対して互いにずれた位置の超音波測定結果をそれぞれ得ることができる。これにより、例えば、超音波測定結果に基づいて測定対象の超音波断層像を得る場合には、第二方向に対して位置がずれた2か所の超音波測定画像を同時に得ることができる。

20

【0012】

本適用例の超音波デバイスにおいて、複数の前記超音波素子アレイは、第一超音波素子アレイと第二超音波素子アレイと第三超音波素子アレイとを含み、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの角度を可変として連結する第一連結部と、前記第一超音波素子アレイと前記第三超音波素子アレイとの角度を可変として連結する第二連結部と、を備え、前記第一連結部には、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの間の角度を変更する駆動力を供給する第一角度変更部が設けられ、前記第二連結部には、前記第一超音波素子アレイと前記第三超音波素子アレイとの間の角度を変更する駆動力を供給する第二角度変更部が設けられる、ことが好ましい。

30

【0013】

本適用例では、複数の超音波素子アレイとして、第一超音波素子アレイと第二超音波素子アレイと第三超音波素子アレイとが含まれ、第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイが第一連結部により角度が可変となり、第一角度変更部により角度が変更される。また、第一超音波素子アレイ及び第三超音波素子アレイが第二連結部により角度が可変となり、第二角度変更部により角度が変更される。

このため、第一連結部において、第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイの角度を第一角度変更部により適宜設定し、第二連結部において、第一超音波素子アレイ及び第三超音波素子アレイの角度を第二角度変更部により適宜設定することで、2つの超音波素子アレイから所望の深さ位置の測定対象部位に対して、上述したような超音波測定を行い、開口合成により、高精度な超音波断層像を得ることができる。

40

【0014】

本適用例に係る超音波測定装置は、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイと前記第三超音波素子アレイとは、前記第二方向に対して互いにずれる位置に配置されている、ことが好ましい。

本適用例では、第一超音波素子アレイによる超音波測定位置と、第二超音波素子アレイによる超音波測定位置と、第三超音波素子アレイによる超音波測定位置とが、第二方向に対して互いにずれた位置となる。したがって、第二方向に対して互いにずれた3か所の超音波測定結果を同時に得ることができる。

【0015】

一適用例に係る超音波測定装置は、上述したような超音波デバイスと、前記超音波デバ

50

イスを制御する制御部と、を備える、ことを特徴とする。

本適用例では、超音波デバイスを用いて、上述のような超音波測定処理を行い、制御部において、測定結果に基づいた開口合成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、複数の前記超音波素子アレイのうちの1つから超音波を送信させ、当該超音波送信処理により送信された超音波が対象物により反射された反射超音波を、複数の前記超音波素子アレイのうちの少なくとも1つ以上の前記超音波素子アレイにて受信させる超音波測定を実施する超音波測定部と、前記超音波測定部により、前記超音波を送信する前記超音波素子アレイを切り替えて複数回の超音波測定を実施した際に得られる各測定結果を合成した超音波断層像を生成する画像生成部と、を備える、ことが好ましい。

10

【0017】

本適用例では、超音波測定部は、複数の超音波素子アレイのうちの1つを送信アレイとして、送受信面の法線方向に超音波を送信し、少なくとも1つ以上の超音波素子アレイにて反射された超音波を受信する。そして、画像生成部は、超音波を受信した各超音波素子アレイからの受信信号（測定結果）を合成（開口合成）して、超音波断層像を生成する。

したがって、本適用例では、上述したような開口合成による超音波断層像の形成ができ、測定対象部位が骨等の凹凸を有する部位である場合や、神経孔等の孔部を検出する場合でも、その測定対象部位の形状が高精細な超音波断層像を形成できる。

【0018】

本適用例の超音波測定装置において、前記画像生成部は、複数の前記超音波素子アレイの互いの角度に基づいて、前記超音波送受部の位置を算出し、前記超音波送受部の位置と、前記超音波送受部から出力される受信信号とに基づき開口合成により、前記超音波断層像を生成する、ことが好ましい。

20

本適用例では、各超音波素子アレイの互いの角度を検出し、その角度に基づいて、超音波送受部の位置を算出し、当該算出された超音波送受部と受信信号とを用いて、開口合成により超音波断層像を生成する。これにより、超音波送受部の正確な位置が算出されることで、開口合成を行う際の精度を向上させることができ、より高精度な超音波断層像を形成することができる。

【0019】

本適用例の超音波測定装置において、前記超音波デバイスは、複数の前記超音波素子アレイの互いの角度を変更する角度変更部を備え、前記制御部は、前記角度変更部を制御して、超音波測定を実施する位置に応じた角度に複数の前記超音波素子アレイの互いの角度を変更する角度設定部を備える、ことが好ましい。

30

本適用例では、超音波デバイスにおいて、隣り合う超音波素子アレイの間の角度を変化させる角度変更部を備え、制御部は、当該角度を設定する角度設定部を備える。すなわち、複数の超音波素子アレイの互いの角度は、角度設定部により設定された角度に変更される。この場合、複数の超音波素子アレイの互いの角度を検出するためのセンサー等を別途用いることなく、設定された角度に基づいて、超音波を受信した各超音波送受部の位置を算出できる。

40

【図面の簡単な説明】

【0020】

【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を - Y 側から見た際の概略構成を示す図。

【図3】第一実施形態の超音波プローブを + X 1 側から見た際の概略構成を示す図

【図4】第一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】第一実施形態の超音波デバイスを - Y 側から見た際の概略構成を示す側面図。

【図6】超音波ユニットの概略構成を示す断面図。

【図7】第一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 線を断面した際の超音波センサーの概略断面図。

50

【図 9】第一実施形態の超音波ユニットの連結構成を示す概略平面図。

【図 10】第一実施形態の超音波測定装置における超音波測定処理の一例を示すフローチャート。

【図 11】従来の超音波素子アレイを用いて、凹部を有する測定対象部位に対してリニアスキャンを行った場合の測定範囲を示す図。

【図 12】従来の超音波素子アレイを用いて、凹部を有する測定対象部位に対してセクタスキャンを行った場合の測定範囲を示す図。

【図 13】従来の超音波素子アレイを用いて、凹部を有する測定対象部位に対して開口合成を用いた測定を行った場合の測定範囲を示す図。

【図 14】従来の超音波素子アレイを用いて、深度が深い孔部を有する測定対象部位に対して開口合成を用いた測定を行った場合の測定範囲を示す図。

10

【図 15】第一実施形態において、凹部を有する測定対象部位に対して超音波測定処理を行った際の測定範囲を示す図。

【図 16】第一実施形態において、深度が深い孔部を有する測定対象部位に対して超音波測定処理を行った際の測定範囲を示す図。

【図 17】第二実施形態において、凹部を有する測定対象部位に対して超音波測定処理を行った際の測定範囲を示す図。

【図 18】第二実施形態において、深度が深い孔部を有する測定対象部位に対して超音波測定処理を行った際の測定範囲を示す図。

【図 19】第三実施形態における超音波ユニットの連結構成を示す概略平面図。

20

【図 20】第四実施形態における超音波ユニットの連結構成を示す概略平面図。

【発明を実施するための形態】

【0021】

[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 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 の内部断層画像（超音波画像）を生成する制御装置 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。

30

【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部材 9（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 M 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。制御装置 7 は、超音波プローブ 2 から超音波受信処理により得られた受信信号が入力されると、当該受信信号に基づいて生体 M 内の超音波画像を形成して表示装置 8 に表示させる。

40

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。

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 1 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 を支持する固定部材 6 と、を含み構成される。なお、図示は省略するが、超音波デバイス 3 を支持する固定部材 6 を収納する筐体が設けられる構成な

50

どとしてもよい。

固定部材 6 は、超音波デバイス 3 を固定するとともに、超音波デバイス 3 と生体 M との間に配置する音響整合部材 9 を固定する。

また、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。

【 0 0 2 4 】

[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 (第一ユニット 4 A、第二ユニット 4 B 及び第三ユニット 4 C) を備える。これらの超音波ユニット 4 が X 1 方向の列として配置されている。

すなわち、X 1 方向の - X 1 側端部に第二ユニット 4 B が配置され、第二ユニット 4 B の + X 1 側に第一ユニット 4 A が配置され、更に、その + X 1 側に第三ユニット 4 C が配置されている。また、各超音波ユニット 4 における第二方向である Y 方向に対する位置は同一位置となる。

【 0 0 2 5 】

[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。

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 (スキャン方向) に沿って配列された複数の超音波送受部 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、第一ユニット 4 A、第二ユニット 4 B、及び第三ユニット 4 C のそれぞれに対応する超音波素子アレイ 4 3 を、第一超音波素子アレイ 4 3 A、第二超音波素子アレイ 4 3 B、及び第三超音波素子アレイ 4 3 C とする。

【 0 0 2 6 】

そして、本実施形態では、第一ユニット 4 A 及び第二ユニット 4 B が、Y 方向を軸心とした回動機構を有する第一連結部 3 1 により連結されている。また、第一ユニット 4 A 及び第三ユニット 4 C が、Y 方向を軸心とした回動機構を有する第二連結部 3 2 により連結されている。したがって、第二ユニット 4 B は、Y 方向に沿った軸心を中心として、第一ユニット 4 A に対して角度が可変となる。同様に、第三ユニット 4 C は、Y 方向に沿った軸心を中心として、第一ユニット 4 A に対して角度が可変となる。

なお、各超音波ユニット 4 の連結構成及び回動機構については後述する。

【 0 0 2 7 】

各超音波ユニット 4 において、超音波素子アレイ 4 3 は、図 5 に示すように、超音波を送受信する送受信面 4 3 1 (アレイ面) を有する。送受信面 4 3 1 の法線方向は、超音波素子アレイ 4 3 の厚み方向であり、図 6 において Z 2 方向となる。また、各超音波ユニット 4 において、超音波プローブ 2 における X 1 - Z 1 平面と、送受信面 4 3 1 との交線に平行な方向が X 2 方向であり、超音波素子アレイ 4 3 の厚み方向に交差 (本実施形態では直交を例示) する第一方向に相当する。ここで、隣り合う超音波ユニット 4 が 180° で連結されている (送受信面 4 3 1 が同一平面上となる) 場合、各超音波素子アレイ 4 3 の X 2 方向は X 1 方向と平行になる。これは、言い換えると、複数の超音波素子アレイ 4 3 (複数の超音波ユニット 4) が第一方向である X 2 方向に角度を可変に連結されていることを意味する。

そして、各超音波ユニット 4 の超音波素子アレイ 4 3 は、X 2 方向に並ぶ超音波送受部 4 4 を備えている。

なお、本実施形態では、第二超音波素子アレイ 4 3 B 及び第三超音波素子アレイ 4 3 C の第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する角度が可変となり、各超音波素子アレイ 4 3 にお

10

20

30

40

50

ける X 2 方向及び Z 2 方向は、当該角度により異なる方向となる。よって、以降の説明にあたり、第一超音波素子アレイ 4 3 A における X 2 方向を X 2 A 方向、Z 2 方向を Z 2 A 方向と称し、第二ユニット 4 B における X 2 方向を X 2 B 方向、Z 2 方向を Z 2 B 方向と称し、第三ユニット 4 C における X 2 方向を X 2 C 方向、Z 2 方向を Z 2 C 方向と称す場合がある。

また、本実施形態では、第一ユニット 4 A は、X 2 方向が X 1 方向と平行となるように固定部材 6 に固定される。したがって、X 2 A 方向は X 1 方向であり、Z 2 A 方向は Z 1 方向となる。

【 0 0 2 8 】

[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。

【 0 0 2 9 】

[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、第一ユニット 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 を備える。この超音波素子アレイ 4 3 は、上述したように、X 2 方向に並ぶ複数の超音波送受部 4 4 により構成される。また、超音波送受部 4 4 は、複数の超音波トランスデューサー 4 5 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 4 3 は、超音波送受部 4 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部 4 4 の中央を通り、かつ、Z 2 - X 2 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、超音波送受部 4 4 は、Y 方向 7 個の超音波トランスデューサー 4 5 を含んで構成され、超音波センサー 4 2 は、X 2 方向に 8 個の超音波送受部 4 4 を含んで構成されるが、これに限定されず、例えばより多くの超音波トランスデューサー 4 5 が配置されていてもよい。

【 0 0 3 0 】

超音波センサー 4 2 は、例えば、図 8 に示すように、素子基板 4 2 1、封止板 4 2 2、音響層 4 2 3、及び音響レンズ 4 2 4 等を含んで構成されている。

素子基板 4 2 1 は、図 7 に示すように、基部 4 2 1 A と、振動膜 4 2 1 B と、圧電素子 4 2 1 C と、を備えている。

基部 4 2 1 A 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 4 2 1 A には、各々の超音波トランスデューサー 4 5 に対応した開口部 4 2 1 A 1 が設けられている。本実施形態では、各開口部 4 2 1 A 1 は、基部 4 2 1 A 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 4 2 2 側）に振動膜 4 2 1 B が設けられる。

【 0 0 3 1 】

振動膜 4 2 1 B は、例えば SiO₂ や、SiO₂ 及び ZrO₂ の積層体等より構成され、基部 4 2 1 A の封止板 4 2 2 側全体を覆って設けられている。すなわち、振動膜 4 2 1 B は、開口部 4 2 1 A 1 を構成する隔壁 4 2 1 A 2 により支持され、開口部 4 2 1 A 1 の封止板 4 2 2 側を閉塞する。この振動膜 4 2 1 B の厚み寸法は、基部 4 2 1 A に対して十分小さい厚み寸法となる。

【 0 0 3 2 】

圧電素子 4 2 1 C は、図 7 及び図 8 に示すように、各開口部 4 2 1 A 1 を閉塞する振動膜 4 2 1 B 上にそれぞれ設けられている。この圧電素子 4 2 1 C は、下部電極 4 2 1 C 1、圧電膜 4 2 1 C 2、及び上部電極 4 2 1 C 3 の積層体により構成されている。ここで、振動膜 4 2 1 B のうち、開口部 4 2 1 A 1 を閉塞する領域と、圧電素子 4 2 1 C とにより

10

20

30

40

50

、 1つの超音波トランスデューサー 4 5 が構成される。

【 0 0 3 3 】

このような超音波トランスデューサー 4 5 では、下部電極 4 2 1 C 1 及び上部電極 4 2 1 C 3 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 4 2 1 C 2 が変形され、これにより開口部 4 2 1 A 1 を閉塞する振動膜 4 2 1 B 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 4 2 1 B に超音波が入力されて振動膜 4 2 1 B が振動すると、圧電膜 4 2 1 C 2 の下部電極 4 2 1 C 1 側と上部電極 4 2 1 C 3 側との間で電位差が生じる。これにより、下部電極 4 2 1 C 1 及び上部電極 4 2 1 C 3 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）。

10

【 0 0 3 4 】

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 4 5 が、X 2 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 4 2 1 C 1 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 2 方向に沿って複数平行に配列される。つまり、下部電極 4 2 1 C 1 は、Y 方向に並ぶ複数の超音波トランスデューサー 4 5 に跨って設けられ、これらを結線する。この下部電極 4 2 1 C 1 の両端部（± Y 側端部）には、回路基板 4 6 に電気接続される駆動端子部 4 2 1 D 1 が設けられている。

また、上部電極 4 2 1 C 3 は、X 2 方向に沿って直線状に形成されており、X 2 方向に並ぶ複数の超音波トランスデューサー 4 5 に跨って設けられ、これらを結線する。そして、上部電極 4 2 1 C 3 の± X 2 側端部は共通電極線 4 2 1 D 2 に接続される。この共通電極線 4 2 1 D 2 は、Y 方向に沿って複数配置された上部電極 4 2 1 C 3 同士を結線し、その± Y 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。

20

【 0 0 3 5 】

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 2 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。

30

【 0 0 3 6 】

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。

40

【 0 0 3 7 】

音響層 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

50

ンスデューサー 45 に伝搬させる。このため、音響層 423 や音響レンズ 424 としては、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となる素材により形成される。このような素材として、例えばシリコン等が挙げられる。

【0038】

[回路基板の構成]

次に、回路基板 46 について説明する。

回路基板 46 は、超音波センサー 42 の各駆動端子部 421D1 及び各共通端子 421D3 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 42 を制御する。

具体的には、回路基板 46 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、各駆動端子部 421D1 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 421D3 に所定の基準電圧（例えば 0V 等）を印加する。受信回路は、各駆動端子部 421D1 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。

【0039】

[各超音波ユニット 4 の連結構成]

次に、上記のような超音波ユニット 4（第一ユニット 4A、第二ユニット 4B、第三ユニット 4C）の連結構成及び回動機構について説明する。

図 9 は、超音波ユニット 4 の連結構成を示す概略平面図である。

第一ユニット 4A の筐体 41（41A）と、第二ユニット 4B の筐体 41（41B）との間には、上述したように、第一連結部 31 が設けられ、回動機構によって、第二ユニット 4B を第一ユニット 4A に対して回動可能に連結する。

この回動機構としては、第一ユニット 4A と第二ユニット 4B との角度を所望の角度に変更可能な構成であれば、如何なる構成を用いてもよく、例えば、図 9 に示すような構成が例示できる。

すなわち、図 9 に示す例では、第一連結部 31 は、第一ユニット 4A の筐体 41A の -X2A 側端面に接続される第一接続片 311 と、第二ユニット 4B の筐体の +X2B 側端面に接続される第二接続片 312 と、第一接続片 311 及び第二接続片 312 の間に設けられ Y 方向に沿った軸心を有する第一回動部 313 とを備える。

【0040】

第一接続片 311 は、第二ユニット 4B 側に突出する第一支持部 311A を有する。この第一支持部 311A は、例えば Y 方向に貫通する貫通孔が設けられ、当該貫通孔に第一回動部 313 の第一回動軸 313A が挿通される。なお、本例では、貫通孔を一例として挙げるが、例えば第一回動軸 313A を挟持する構成などとしてもよい。以降に説明する第二支持部 312A、第三支持部 321A、第四支持部 322A においても同様である。

第二接続片 312 は、第一ユニット 4A 側に突出する第二支持部 312A を有する。この第二支持部 312A は、例えば Y 方向に貫通する貫通孔が設けられ、当該貫通孔に第一回動軸 313A が挿通される。そして、第二支持部 312A の一部は、第一回動軸 313A に固定され、第一回動軸 313A が軸心を中心に回動されることで、第二接続片 312 に接続された第二ユニット 4B も回動される。

【0041】

第一回動部 313 は、第一回動軸 313A と、第一角度変更部 313B とを含んで構成される。

第一角度変更部 313B は、例えば、図 3 及び図 4 に示すように、第一回動軸 313A の一端部で、超音波デバイス 3 の外側に設けられる。第一角度変更部 313B は、例えばサーボモーター等、回転方向を反転可能なモーターであり、制御装置 7 から入力された制御信号に基づいた回転方向に、制御信号に基づいた角度だけ回転される。なお、ここでは、正逆方向に回転可能なモーターを用いる例を示すが、例えば、第一回動軸 313A との間回転方向を制御するための切り替えギアを設ける構成としてもよい。また、第一角度変更部 313B に第一回動軸 313A が直接連結されて、回転駆動力が直接伝達される例

10

20

30

40

50

を示すが、第一角度変更部 3 1 3 B と第一回動軸 3 1 3 A との間に、回転数を制御するためのギアが適宜配置されてもよい。

【 0 0 4 2 】

また、第一ユニット 4 A の筐体 4 1 A と、第三ユニット 4 C の筐体 4 1 (4 1 C) との間には、上述したように、第二連結部 3 2 が設けられ、回動機構によって、第三ユニット 4 C を第一ユニット 4 A に対して回動可能に連結する。

この回動機構としては、上記第一連結部 3 1 と同様の構成を用いることができる。

例えば、図 9 に示すように、第二連結部 3 2 は、第一ユニット 4 A の筐体 4 1 A の + X 2 A 側端面に接続される第三接続片 3 2 1 と、第三ユニット 4 C の筐体 4 1 C の - X 2 C 側端面に接続される第四接続片 3 2 2 と、第三接続片 3 2 1 及び第四接続片 3 2 2 の間に設けられ Y 方向に沿った軸心を有する第二回動部 3 2 3 とを備える。

10

【 0 0 4 3 】

第三接続片 3 2 1 は、第三ユニット 4 C 側に突出する第三支持部 3 2 1 A を有する。第三支持部 3 2 1 A は、例えば Y 方向に貫通する貫通孔を有し、当該貫通孔に第二回動部 3 2 3 の第二回動軸 3 2 3 A が挿通される。

第四接続片 3 2 2 は、第一ユニット 4 A 側に突出する第四支持部 3 2 2 A を有する。この第四支持部 3 2 2 A は、例えば Y 方向に貫通する貫通孔が設けられ、当該貫通孔に第二回動軸 3 2 3 A が挿通される。そして、第四支持部 3 2 2 A の一部は、第二回動軸 3 2 3 A に固定され、第二回動軸 3 2 3 A が軸心を中心に回動されることで、第四接続片 3 2 2 に接続された第三ユニット 4 C も回動される。

20

【 0 0 4 4 】

第二角度変更部 3 2 3 B は、例えば、図 3 及び図 4 に示すように、第二回動軸 3 2 3 A の一端部で、超音波デバイス 3 の外側に設けられる。第二角度変更部 3 2 3 B は、例えばサーボモーター等、回転方向を反転可能なモーターにより構成され、制御装置 7 から入力された制御信号に基づいた回転方向に、制御信号に基づいた角度だけ回転される。なお、第一角度変更部 3 1 3 B と同様、例えば第二回動軸 3 2 3 A との間に回転方向を制御するための切り替えギアを設ける構成としてもよく、第二角度変更部 3 2 3 B と第二回動軸 3 2 3 A との間に、回転数を制御するためのギアを設ける構成としてもよい。

【 0 0 4 5 】

[固定部材の構成]

固定部材 6 は、図 2 及び図 3 に示すように、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 方向に延出する第一固定部材 6 2 と、当該第一固定部材 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 方向に延出する第二固定部材 6 3 と、を有する。音響整合部材 9 は、第一固定部材 6 2 と第二固定部材 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。

30

【 0 0 4 6 】

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。

40

【 0 0 4 7 】

第一固定部材 6 2 は、図 2 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。この第一固定部材 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、第一固定部材 6 2 の - Y 側の面 6 2 1 の + Z 1 側の端部で、かつ、X 1 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

50

うに、+ Z 1 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 X 1 - Y 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。

【 0 0 4 8 】

開始マーク 6 2 3 は、例えば、第一固定部材 6 2 の - Y 側の面 6 2 1 の - X 1 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 1 側の位置を示す。なお、開始マーク 6 2 3 は、X 1 方向及び Z 1 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 1 方向及び Z 1 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 6 2 3 は、溝以外にも突部であってもよい。また、第一固定部材 6 2 に開始マーク 6 2 3 を印字してもよい。また、開始マーク 6 2 3 のみが設けられる例を示したが、スキャンが終了する終了マーク等が更に設けられる構成としてもよい。

10

【 0 0 4 9 】

[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。

20

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 4 3 と、生体表面との両方に対して好適に密着可能である。

【 0 0 5 0 】

[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、CPU (Central Processing Unit) 等により構成された演算部と、メモリ等により構成された記憶部とを含んで構成される。

30

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、超音波測定部 7 1、画像生成部 7 2、表示制御部 7 3、及び角度制御部 7 4（角度設定部）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。

【 0 0 5 1 】

超音波測定部 7 1 は、超音波プローブ 2 を制御して、超音波センサー 4 2 の所定の超音波送受部 4 4 から超音波を送信させ、超音波を受信した超音波送受部 4 4 からの受信信号を取得する超音波測定処理を実施する。

40

具体的には、超音波測定部 7 1 は、超音波測定処理として、3つの超音波素子アレイ 4 3 のいずれか1つを、超音波を送信する送信アレイとし、当該送信アレイの各超音波送受部 4 4 を同時駆動させることで、送受信面 4 3 1 の法線方向に超音波の送信ビームを送出する。そして、測定対象部位に反射された反射超音波を、3つの超音波素子アレイ 4 3 の各超音波送受部 4 4 で受信させて、それぞれの超音波送受部 4 4 から受信信号を得る。さらに、上記の超音波の送受信を、送信アレイを切り替えて複数回（本実施形態では、3つの超音波素子アレイ 4 3 が設けられるため3回）の超音波の送受信処理を行う。

【 0 0 5 2 】

画像生成部 7 2 は、超音波プローブ 2 の各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C の

50

各超音波送受部 4 4 から出力された受信信号に基づいて、生体 M の超音波断層像を生成する。

具体的には、画像生成部 7 2 は、角度制御部 7 4 により制御される第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第二超音波素子アレイ 4 3 B 及び第三超音波素子アレイ 4 3 C の角度を取得する。また、取得した角度に基づいて、各超音波素子アレイ 4 3 の各超音波送受部 4 4 の位置 (X 1 Z 1 座標系での位置) を算出する。そして、超音波測定処理により得られた各超音波送受部 4 4 から出力される受信信号の出力タイミングと、上記算出された各超音波送受部 4 4 の位置とを用いて、開口合成により測定対象部位の超音波が反射された位置を算出し、超音波の反射位置を画像化した超音波断層像を生成する。

表示制御部 7 3 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。

10

【 0 0 5 3 】

角度制御部 7 4 は、第一角度変更部 3 1 3 B や第二角度変更部 3 2 3 B を制御することで、第二超音波素子アレイ 4 3 B や第三超音波素子アレイ 4 3 C の第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する傾斜角度を変更する。

【 0 0 5 4 】

本実施形態では、所定深さ位置 d 近傍に位置する測定対象部位の形状を検出する超音波測定を実施する。つまり、角度制御部 7 4 は、図 5 に示すような Y 方向から見た平面視において、第一超音波素子アレイ 4 3 A による超音波測定の測定領域 F 1 と、第二超音波素子アレイ 4 3 B による超音波測定の測定領域 F 2 と、第三超音波素子アレイ 4 3 C による超音波測定の測定領域 F 3 と、が重なり合う部分 (重畳領域 F 4) に測定対象点 (点 P) が位置するよう、当該測定対象点の測定深さに応じて、第二超音波素子アレイ 4 3 B 及び第三超音波素子アレイ 4 3 C の第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する傾斜角度 を変更する。

20

ここで、第一超音波素子アレイ 4 3 A の開口中心 (X 2 方向及び Y 方向における中心) を通る送受信面 4 3 1 面の法線を法線 N 1 とする。同様に、第二超音波素子アレイ 4 3 B 及び第三超音波素子アレイ 4 3 C について、開口中心を通る送受信面 4 3 1 面の法線をそれぞれ法線 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、本実施形態において、第一超音波素子アレイ 4 3 A 、第二超音波素子アレイ 4 3 B 及び第三超音波素子アレイ 4 3 C は、点 P から等距離の位置に配置されている。

30

【 0 0 5 5 】

より具体的には、角度制御部 7 4 は、超音波プローブ 2 により測定深さ d に対して超音波測定を実施する場合、超音波素子アレイ 4 3 の X 2 方向のサイズ (幅寸法) を W とし、下記式 (1) を満たす角度 を算出する。

【 0 0 5 6 】

[数 1]

$$W \cos \theta + 2 W \cos^2 \theta - W - 2 d s \sin \theta = 0 \quad \dots (1)$$

【 0 0 5 7 】

[超音波測定処理]

図 1 0 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。

40

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図 1 0 に基づいて説明する。

超音波測定装置 1 による超音波測定処理では、まず、測定者は、生体 M (患者等) の対象部位に、音響整合部材 9 を介して超音波プローブ 2 を固定する。この後、図 1 0 に示すように、制御装置 7 は、測定深度を取得する (ステップ S 1) 。

このステップ S 1 では、例えば、測定者が、制御装置 7 に通信可能に接続された入力装置等を操作して、超音波測定を実施する深度を入力する。入力装置としては、制御装置 7 に設けられた操作部であってもよく、超音波プローブ 2 に設けられた操作部であってもよい。深度の入力は、具体的な深度の深さが入力されてもよく、予め設定された複数の深度レベルから測定者が所望の深度レベルを選択してもよい。制御装置 7 は、測定者の入力装

50

置の操作から操作信号に基づいて、測定を実施する測定深度 d 、つまり、生体 M の表皮から測定対象点（点 P ）の深さ d を取得する。

【0058】

次に、角度制御部 74 は、ステップ S_1 により取得した深度 d から、上記式 (1) に基づいて、第二超音波素子アレイ 43B 及び第三超音波素子アレイ 43C の、第一超音波素子アレイ 43A に対する傾斜角度 θ を算出する（ステップ S_2 ）。

なお、ここでは、式 (1) に基づいて傾斜角度 θ を算出する例を示すが、これに限定されない。例えば、記憶部に、測定深度 d と傾斜角度 θ との関係を示すテーブルデータを記憶しておいてもよい。この場合、ステップ S_1 にて取得した測定深度 d に対応する傾斜角度 θ をテーブルデータから取得すればよい。

10

【0059】

この後、角度制御部 74 は、ステップ S_2 にて算出された傾斜角度 θ となるように、第一連結部 31 の第一角度変更部 313B 及び第二連結部 32 の第二角度変更部 323B を駆動させ、第二ユニット 4B 及び第三ユニット 4C の第一ユニット 4A に対する角度を変更する（ステップ S_3 ）。これにより、第二ユニット 4B 内の第二超音波素子アレイ 43B、及び第三ユニット 4C 内の第三超音波素子アレイ 43C が、第一超音波素子アレイ 43A に対して傾斜角度 θ で傾斜される。

【0060】

この後、超音波測定装置 1 は、各超音波素子アレイ 43A、43B、43C を駆動させて超音波測定処理を行う（ステップ S_4 ）。

20

ステップ S_4 では、超音波測定部 71 は、先ず、第一超音波素子アレイ 43A を送信アレイとし、この第一超音波素子アレイ 43A の各超音波送受部 44 を同時に駆動させ、送受信面 431 の法線方向に超音波を送信する。そして、第一超音波素子アレイ 43A、第二超音波素子アレイ 43B、及び第三超音波素子アレイ 43C の各超音波送受部 44 で受信処理を実施させる。よって、各超音波送受部 44 から、反射超音波が受信された受信タイミングで受信信号が出力される。超音波測定部 71 は、得られた測定結果、すなわち、受信信号の信号強度及び信号が出力された時間（送信アレイから超音波を送信してから受信信号が出力されるまでの時間）等を、各超音波送受部 44 に対応づけて記憶部に記憶する。

【0061】

30

次に、超音波測定部 71 は、送信アレイを、第一超音波素子アレイ 43A から、第二超音波素子アレイ 43B に切り替え、上記と同様に、超音波の送信処理及び、各超音波素子アレイ 43 の超音波送受部 44 での受信処理を実施させ、測定結果を記憶部に記憶する。

さらに、超音波測定部 71 は、送信アレイを、第二超音波素子アレイ 43B から、第三超音波素子アレイ 43C に切り替え、上記と同様に、超音波の送信処理及び、各超音波素子アレイ 43 の超音波送受部 44 での受信処理を実施させ、測定結果を記憶部に記憶する。

【0062】

なお、超音波測定中において、測定深度 d を変更してもよい。この場合、角度制御部 74 は、ステップ S_1 で取得した測定深度 d を中心に、予め設定された範囲 $\pm d$ で深度を変化させ、変化した測定深度 $d \pm d$ に対応した角度に第二超音波素子アレイ 43B 及び第三超音波素子アレイ 43C の傾斜角度 θ を変更する。そして、ステップ S_4 の超音波測定処理を実施して測定結果を取得する。

40

【0063】

この後、画像生成部 72 は、ステップ S_2 で算出された角度 θ に基づいて、各超音波素子アレイ 43 における各超音波送受部 44 の位置を算出する（ステップ S_5 ）。

ここで、第一超音波素子アレイ 43A においては、 X_2A 方向が X_1 方向に平行となるので、予め記憶部に各超音波送受部 44 の位置を記憶しておけばよい。

一方、第二超音波素子アレイ 43B 及び第三超音波素子アレイ 43C に設けられた各超音波送受部 44 の位置は、 X_2 方向における超音波トランスデューサー 45（超音波送受

50

部 4 4) 間のピッチや、アレイ内の最端部に位置する超音波トランスデューサー 4 5 又は超音波送受部 4 4 の位置情報 (第一超音波素子アレイ 4 3 A の各超音波送受部 4 4 に対する位置) を記憶しておき、これらのピッチ及び位置情報と、ステップ S 2 で算出された角度に基づいて各超音波送受部 4 4 の位置を算出する。

【 0 0 6 4 】

そして、画像生成部 7 2 は、ステップ S 5 により得られた各超音波送受部 4 4 の位置と、当該超音波送受部 4 4 から出力された受信信号とに基づき、開口合成を用いて、超音波が反射された位置を算出し、超音波断層像を生成する (ステップ S 6) 。本実施形態の開口合成では、超音波デバイス 3 に含まれる全ての超音波送受部 4 4 を用いて、超音波の反射位置を算出するため、複数の超音波送受部 4 4 の測定結果を合成した超音波断層像を得ることができ、測定対象部位が骨等の凹凸がある部位であっても、神経孔等の孔部が有る部位であっても、その形状を鮮明に表示する高精度な超音波断層像を得ることができる。

10

この後、表示制御部 7 3 は、生成された超音波断層像を表示装置 8 に表示させる。

【 0 0 6 5 】

[従来の超音波デバイスと、本実施形態の超音波デバイスの比較]

次に、上記のような本実施形態の超音波デバイス 3 を用いた際の超音波測定処理と、従来の超音波測定処理とにおける測定範囲について説明する。

図 1 1 から図 1 6 は、従来の超音波素子アレイを用いた超音波測定処理、及び本実施形態における超音波測定処理を説明するための図であり、図 1 1 は、凹部を有する測定対象部位に対して、従来の超音波素子アレイによってリニアスキャンを行った場合の測定範囲を示す図、図 1 2 は、凹部を有する測定対象部位に対して、従来の超音波素子アレイによってセクタスキャンを行った場合の測定範囲を示す図、図 1 3 は、従来の超音波素子アレイを用いて開口合成を行った場合の測定範囲を示す図、図 1 4 は、深度が深い孔部を有する測定対象部位に対して、従来の超音波素子アレイを用いて開口合成を行った場合の測定範囲を示す図、図 1 5 は、本実施形態において、凹部を有する測定対象部位に対する超音波測定処理の測定範囲を示す図、図 1 6 は、本実施形態において、深度が深い孔部を有する測定対象部位に対する超音波測定処理の測定範囲を示す図である。なお、図 1 1 から図 1 6、及び後述する図 1 7 及び図 1 8 において、M 1 は、例えば骨等の測定対象部位であり、図中の斜線範囲は、超音波測定により測定される測定範囲 M 2 を示している。

20

【 0 0 6 6 】

1 つの超音波素子アレイ 4 3 D を有する従来の超音波デバイスを用いてリニアスキャンを実施する場合、超音波素子アレイ 4 3 D から送受信面 4 3 1 の法線方向に超音波 (送信ビーム) が出力され、法線方向に反射された超音波 (受信ビーム) を受信する。反射された超音波には、曲面で反射される球面波成分と、鏡面反射された鏡面反射成分とが含まれるが、球面波成分は法線方向に反射される成分が少ない。よって、図 1 1 に示すように、測定対象部位 M 1 のうちの、送受信面 4 3 1 と略平行な一部が測定範囲 M 2 となり、測定結果に基づいた超音波断層像を生成すると、一部の形状しか検出できず、精度が低くなる。

30

【 0 0 6 7 】

また、上記のような従来の超音波素子アレイ 4 3 D の各超音波送受部 4 4 に対して、位相制御を行い、略扇状の範囲内で超音波の送受信方向を制御するセクタスキャンを実施する場合もある。この場合、図 1 2 に示すように、凹部に対して複数方向から超音波を送信することができるため、測定対象部位における広い範囲での形状を検出できる。しかしながら、セクタスキャンでは、サイドローブを発生させないように超音波の送受信方向をチルトする必要があり、角度範囲に限界があり、プローブの開口 (超音波送受部 4 4) も有限である。このため、図 1 2 に示すように、従来のリニアスキャンよりも測定可能な範囲が広がるものの、凹部の全体の形状を測定できるほどの広さの測定範囲 M 2 は得られない。また、送受信面 4 3 1 の法線に対して傾斜する角度から、受信ビームを受信する。この場合、傾斜角が大きくなるほど受信感度が低くなり、S N 比が低下し、測定精度が低下するとの問題がある。傾斜角を変更した複数の超音波測定結果を使って画像を重ね合わせるこ

40

50

とも考えられるが、フレームレートが遅くなるとの弊害が生じる。また、超音波素子アレイ43から測定対象部位M1までの距離（測定深さ）によっては、超音波の走査密度が粗くなる。以上から、図11に示すようなリニアスキャンに比べて、測定範囲は広がるものの、高精度な超音波断層像の生成には不向きとなる。

【0068】

従来の超音波素子アレイ43Dを用いて開口合成を行う場合、図13に示すように、送信面431から法線方向に超音波を送信し、超音波素子アレイ43Dに有る全ての超音波送受部44で反射超音波を受信し、超音波送受部44の位置と受信信号の出力タイミングから、測定対象部位における超音波の反射位置を算出する。

この場合、図13に示すように、凹部の深さが浅い場合には、凹部のほぼ全体を測定範囲M2に含めることができ、測定対象部位M1の形状を良好に検出できる。しかしながら、図14に示すように、凹部の深さが深い場合（例えば神経孔等を検出する場合）、反射超音波の球面波成分が減少し、超音波断層像を形成した際に、不鮮明（輝度不足）となる。

【0069】

これに対して、本実施形態では、開口合成によって図15に示すように、凹部を有する測定対象部位に対して良好にその形状を検出することができる。

これに加え、本実施形態では、第一超音波素子アレイ43Aに対する第二超音波素子アレイ43Bや第三超音波素子アレイ43Cの傾斜角度が可変となり、測定深度dに応じて、傾斜角度が変化される。この場合、図16及び図14を比較すると分かるように、測定対象部位M1に深い凹部（孔部）が設けられている場合でも、孔部の軸に対して傾斜する方向から超音波を挿し込むことができ、より広い測定範囲M2に対する測定結果を得ることができ、孔部の内部の形状を好適に検出することができる。

【0070】

[第一実施形態の作用効果]

本実施形態の超音波デバイス3は、第一超音波素子アレイ43A、第二超音波素子アレイ43B、及び第三超音波素子アレイ43Cを含む複数の超音波素子アレイ43を有する。これらの超音波素子アレイ43は、厚み方向（Z2方向）に交差するX2方向に配列された超音波送受部44を備え、X2-Z2平面と平行なスキャン面に対して超音波測定を実施することができる。そして、これらの超音波素子アレイ43は、X1方向にY方向を回動軸として角度を可変として連結されており、各超音波素子アレイ43のアレイ中心を通る法線N1, N2, N3が交点Pで交わる。

このような構成では、1つの超音波素子アレイ43を送信アレイとして送受信面431の法線方向に超音波を送信し、3つの超音波素子アレイ43にて反射超音波を受信させ、開口合成による超音波測定を実施することで、凹凸を有する測定対象部位に対しても高精度に形状測定を行うことができる。

つまり、送信アレイを切り替えることで、超音波の送信ビームを孔部等の凹凸に対して複数の方向から入射させることができ、例えば、1つの超音波素子アレイにより一方向から超音波を入射させる場合に比べて、凹部表面の広い範囲に超音波を到達させることができる。また、セクタスキャンのように超音波の送信ビームを送受信面431の法線に対して傾斜させることがないため、サイドローブの発生や、SN比の低下、フレームレートの低下等も生じず、迅速、かつ、高精度な超音波測定処理を実施でき、その測定結果に基づいて高精度で鮮明な超音波断層像を生成及び表示させることができる。よって、例えば骨の稜線や神経孔等の孔部を、鮮明な超音波断層像として表示させることができ、穿刺作業等における効率の向上や、穿刺作業等の作業成功率の向上に貢献できる。

【0071】

本実施形態では、複数の超音波素子アレイ43として、上述のように第一超音波素子アレイ43A、第二超音波素子アレイ43B、及び第三超音波素子アレイ43Cを備える。また、第一超音波素子アレイ43A及び第二超音波素子アレイ43Bを連結する第一連結部31、第一超音波素子アレイ43A及び第三超音波素子アレイ43Cを連結する第二連

10

20

30

40

50

結部 3 2 を備える。

このような構成では、中央に配置される第一超音波素子アレイ 4 3 A から、凹部の軸方向に沿って（凹部の直上から）超音波の送信ビームを入射させることができ、第二超音波素子アレイ 4 3 B や第三超音波素子アレイ 4 3 C から、凹部の軸方向に対して傾斜する方向から超音波の送信ビームを入射させることができる。よって、凹部の広い範囲により確実に送信ビームを到達させることができる。

【 0 0 7 2 】

また、第一連結部 3 1 には、第二超音波素子アレイ 4 3 B の第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する角度を変更する第一角度変更部 3 1 3 B が設けられ、第二連結部 3 2 には、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第三超音波素子アレイ 4 3 C の角度を変更する第二角度変更部 3 2 3 B が設けられている。

このため、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第二超音波素子アレイ 4 3 B や第三超音波素子アレイ 4 3 C の傾斜角度 を容易に変更することができる。よって、所望の測定深さ d に対して好適に超音波測定を実施することができる。また、超音波測定処理において、傾斜角度 を変更することも可能であり、例えば、傾斜角度 を変更することで、凹部の深さが深い場合等においても、凹部全体に超音波の送信ビームを到達させることが可能となる。

【 0 0 7 3 】

また、本実施形態では、制御装置 7 により、超音波プローブ 2（超音波デバイス 3）を制御する。制御装置 7 は、上述のような超音波測定処理を実施する超音波測定部 7 1 と、測定結果に基づいて超音波断層像を生成する画像生成部 7 2 と、傾斜角度 を変更する角度制御部 7 4 と、を備えている。このため、上述のような超音波測定処理、及び超音波断層像の生成処理を、容易に行うことができる。

そして、角度制御部 7 4 により傾斜角度 を算出した場合に、画像生成部 7 2 は当該傾斜角度 に基づいて、各超音波素子アレイ 4 3 における各超音波送受部 4 4 の位置を算出する。このため、開口合成により超音波の反射位置を高精度に算出ことができ、精度の高い超音波断層像を生成することができる。

【 0 0 7 4 】

[第二実施形態]

次に、第二実施形態について説明する。

上記第一実施形態では、超音波デバイス 3 に第一超音波素子アレイ 4 3 A、第二超音波素子アレイ 4 3 B、及び第三超音波素子アレイ 4 3 C が含まれ、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第二超音波素子アレイ 4 3 B 及び第三超音波素子アレイ 4 3 C の傾斜角度 が変更可能となる構成を例示した。これに対して、第二実施形態では、超音波デバイス 3 が 2 つの超音波素子アレイ 4 3 を有する点で上記第一実施形態及び第二実施形態と相違する。

【 0 0 7 5 】

本実施形態では、超音波素子アレイ 4 3 として、第一超音波素子アレイ 4 3 A と第二超音波素子アレイ 4 3 B とが含まれ、これらが、第一実施形態と同様の第一連結部 3 1 により角度を可変として連結されている。このような構成でも、上記第一実施形態や第二実施形態と同様に、測定対象点（点 P）の深度に応じた傾斜角度 に、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第二超音波素子アレイ 4 3 B の角度を変化させることで、精度の高い超音波測定を実施することができる。

【 0 0 7 6 】

図 1 7 は、本実施形態において、凹部を有する測定対象部位に対する超音波測定処理により測定可能な範囲を示す図、図 1 8 は、本実施形態において、深度が深い孔部を有する測定対象部位に対する超音波測定処理により測定可能な範囲を示す図である。

図 1 5 及び図 1 6 と、図 1 7 及び図 1 8 を比較すると分かるように、本実施形態では、送受信面 4 3 1 が X 1 方向と平行となる超音波素子アレイ 4 3 が設けられない。このような構成では、凹部の深さが深い場合、第一実施形態に比べて精度が低下する。一方、凹部

10

20

30

40

50

の開口径が小さい場合では、第一実施形態では、第二超音波素子アレイ 4 3 B や第三超音波素子アレイ 4 3 C からの送信ビームを凹部の内部に入射させにくい。これに対して、本実施形態では、開口径が小さい凹部であっても、例えば、凹部の中心軸上に第一連結部 3 1 が略位置するように超音波プローブ 2 を配置することで、凹部の内部に各超音波素子アレイ 4 3 からの送信ビームを好適に到達させることができる。

【 0 0 7 7 】

[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、超音波デバイス 3 に含まれる第一超音波素子アレイ 4 3 A、第二超音波素子アレイ 4 3 B、及び第三超音波素子アレイ 4 3 C の Y 方向の位置が同一である例を示した。これに対して、第三実施形態では、第一超音波素子アレイ 4 3 A、第二超音波素子アレイ 4 3 B、及び第三超音波素子アレイ 4 3 C が Y 方向にずれた位置に配置される点で上記第一実施形態と相違する。

10

【 0 0 7 8 】

図 19 は、本実施形態の超音波ユニットの連結構成を示す概略平面図である。

図 19 に示すように、本実施形態では、第一実施形態と同様に、超音波デバイス 3 は、3 つの超音波ユニット 4 (第一ユニット 4 A、第二ユニット 4 B 及び第三ユニット 4 C) を備える。これらの超音波ユニット 4 が X 1 方向の列として配置され、かつ、X 1 方向に交差 (本実施形態では直交を例示) する第二方向である Y 方向に対して所定寸法ずれた位置に配置されている。つまり、本実施形態では、第一超音波素子アレイ 4 3 A、第二超音波素子アレイ 4 3 B、及び第三超音波素子アレイ 4 3 C が Y 方向に互いにずれた位置に配置されている。

20

具体的には、第一ユニット 4 A は、第二ユニット 4 B の + X 1 側で、かつ + Y 側にずれて配置される。また、第三ユニット 4 C は、第一ユニット 4 A の + X 1 側で、かつ + Y 側にずれて配置される。これらの第一ユニット 4 A や第三ユニット 4 C の Y 方向のずれ量は、超音波測定を実施する際の測定位置の間隔 (スキャン面の間隔) であり、例えば超音波ユニット 4 の Y 方向の寸法未満の間隔寸法となる。

なお、本実施形態では、各超音波素子アレイ 4 3 が Y 方向に対して互いにずれた位置に配置されるが、これに限定されない。例えば、各超音波素子アレイ 4 3 が、X 1 Y 平面において、X 1 方向及び Y 方向に対して傾斜する方向にずれて配置されていてもよい。

30

【 0 0 7 9 】

このような第三実施形態の超音波デバイス 3 では、各超音波素子アレイ 4 3 のスキャン面が Y 方向にずれて位置することになるので、Y 方向にずれた 3 つの超音波断層像を得ることができる。また、各超音波素子アレイ 4 3 において、開口合成を行うことで、それぞれのスキャン面に対する高精度な超音波測定結果 (超音波断層像) を得ることができる。また、3 つの超音波素子アレイ 4 3 により同時に超音波測定を実施できるので、上記のような Y 方向にずれた 3 つの超音波断層像を同時に (リアルタイムに) 得ることができる。

さらに、各超音波素子アレイ 4 3 を X 1 方向に対して同一位置で、かつ Y 方向に並べて配置する場合、スキャン面の間隔を、超音波ユニット 4 3 の Y 方向の寸法以下にすることができない。これに対して、本実施形態では、各超音波ユニット 4 3 が X 1 方向に連結される構成であるので、スキャン面の間隔を超音波ユニット 4 3 の Y 方向の寸法より小さくすることができる。したがって、スキャン面の間隔を小さくでき、Y 方向に対する分解能が高い各超音波断層像を得ることができる。

40

【 0 0 8 0 】

[第四実施形態]

次に、本発明の第四実施形態について説明する。

上記第三実施形態では、第一実施形態の各超音波素子アレイ 4 3 を Y 方向に対して互いにずれた位置に配置する例である。これに対して、第二実施形態の各超音波素子アレイ 4 3 を Y 方向に互いにずれた位置に配置してもよい。

図 20 は、第四実施形態の超音波ユニットの連結構成を示す概略平面図である。

50

第四実施形態では、超音波デバイス3は、第二実施形態と同様、第一超音波素子アレイ43Aが設けられる第一ユニット4A(筐体41A)に対して、第二超音波素子アレイ43Bが設けられる第二ユニット4B(筐体41B)がY方向の+Y側にずれた位置に配置される。

【0081】

このような第四実施形態においても、第三実施形態と同様の効果を奏することができ、Y方向にずれた2つの超音波断層像を開口合成によって高精度に得ることができる。また、これらの超音波断層像を同時に(リアルタイムに)得ることができる。

【0082】

[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。

【0083】

第三実施形態及び第四実施形態において、各超音波素子アレイ43が、Y方向に沿って移動可能な構成などとしてもよい。例えば、筐体41内に、超音波センサー42をY方向に移動可能にガイドするガイドレールと、Y方向に沿って設けられ、超音波センサー42の一部に係合されるスクリュート、スクリュートを回転駆動させるモーターとを備える構成等が例示できる。当該構成では、スクリュートを回転駆動させることで、スクリュートに係合する超音波センサー42がY方向に移動可能となる。なお、超音波センサー42が手動により移動可能な構成などとしてもよい。

このように、超音波センサー42をY方向に移動可能な構成とすることで、超音波素子アレイ43のスキャン面の間隔を任意に設定して、複数の超音波断層像を得ることもできる。また、Y方向に対する位置が異なる複数の測定位置に対して、上記のような開口合成を用いた高精度な超音波断層像を得ることもできる。

【0084】

上記第一実施形態では、超音波デバイス3が3つの超音波素子アレイ43を含む例、第二実施形態では、2つの超音波素子アレイ43を含む例を示したが、これに限定されない。例えば、超音波デバイス3に、X1方向に連結される4つ以上の超音波素子アレイ43が含まれ、隣り合う超音波素子アレイ43同士の間角を変更可成な構成としてもよい。

【0085】

また、上記各実施形態において、第一角度変更部313Bや第二角度変更部323Bは、モーターを含んで構成され、角度制御部74の制御によりモーターを駆動させることで、超音波素子アレイ43の傾斜角度が変更される例を示したが、これに限定されない。

例えば、第一回動軸313Aや第二回動軸323Aと同軸となる操作つまみ等が設けられ、手動により超音波素子アレイ43の傾斜角度が変更可能な構成としてもよい。

この場合では、別途、隣り合う超音波素子アレイ43の傾斜角度を検出する角度センサーが設けられていることが好ましい。すなわち、角度検出センサーにより傾斜角度を検出することで、各超音波送受部44の位置を算出できる。これにより、開口合成において精度の高い超音波測定結果(超音波断層像)を得ることができる。

【0086】

また、上記各実施形態では、各筐体41A, 41B, 41Cが互いに連結されることで、超音波素子アレイ43A, 43B, 43Cが筐体41Aを介して角度を可変として連結される例を示した。これに対して、各超音波素子アレイ(超音波センサー)が直接回動部を介して角度を可変として連結されていてもよい。

【0087】

第一実施形態において、3つの超音波素子アレイ43のうちの中央に配置された第一超音波素子アレイ43Aが常に生体Mの表皮に対して略平行に維持され、表皮の法線方向に略沿って超音波の送受信を行う構成を例示したが、これに限定されない。

例えば、X1方向の-X1側の端部に位置する第二超音波素子アレイ43Bが、常に生

10

20

30

40

50

体 M の表皮に対して略平行に維持され、X 1 方向の中央に配置された第一超音波素子アレイ 4 3 A と、+ X 1 側の端部に配置された第三超音波素子アレイ 4 3 C との傾斜角度が変更される構成などとしてもよい。

【0088】

上記各実施形態では、各超音波素子アレイ 4 3 において、Z 2 方向への送信ビームを出力する例を示したが、例えば、セクタスキャンのように、送信ビームの送信方向を送受信面 4 3 1 に対して傾斜させてもよい。この場合、上述したように、S/N 比の低下や、フレームレートの低下等があるものの、より広い範囲に超音波の送信ビームを到達させることが可能となる。

【0089】

上記第一実施形態において、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第二超音波素子アレイ 4 3 B の傾斜角度と、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第三超音波素子アレイ 4 3 C の傾斜角度と、を同一の角度に設定する例を示したが、これに限定されず、それぞれ異なる傾斜角度で傾斜させる構成としてもよい。

例えば、各超音波素子アレイ 4 3 のそれぞれの X 2 方向に対する幅寸法が異なる場合には、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第二超音波素子アレイ 4 3 B の傾斜角度と、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第三超音波素子アレイ 4 3 C の傾斜角度と、を異ならせる。これにより、各超音波素子アレイ 4 3 のアレイ中心を通る法線 N 1, N 2, N 3 が一点(交点 P)で交差させることができ、各超音波素子アレイ 4 3 からの送信ビームを所定の測定対象部位に向かせることができる。

【0090】

上記実施形態では、超音波トランスデューサー 4 5 は、基部 4 2 1 A の振動膜 4 2 1 B 側に封止板 4 2 2 が設けられ、基部 4 2 1 A の開口部 4 2 1 A 1 から超音波を送信し、開口部 4 2 1 A 1 から射する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、封止板 4 2 2 が基部 4 2 1 A の振動膜 4 2 1 B とは反対側に設けられ、開口部 4 2 1 A 1 とは反対側に超音波を送信し、開口部 4 2 1 A 1 とは反対側から入射する超音波を受信する構成としてもよい。

【0091】

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。

【0092】

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。

【0093】

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。

【0094】

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

10

20

30

40

50

変更してもよい。

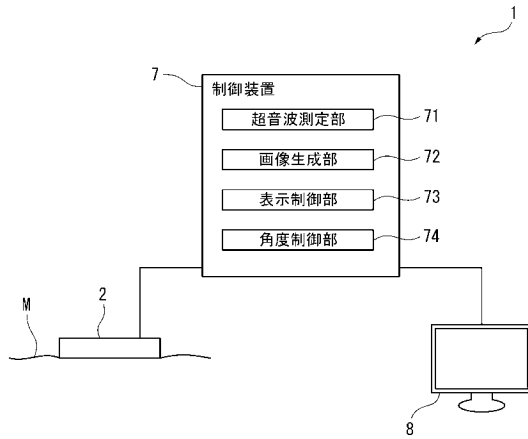
【符号の説明】

【0095】

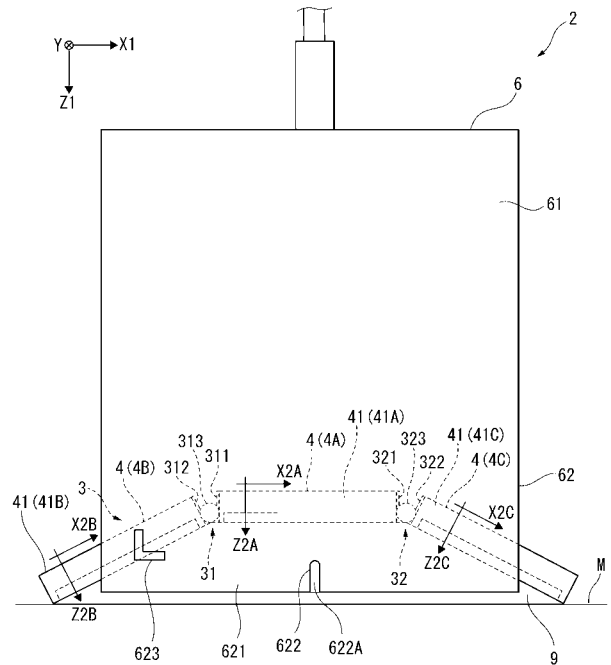
1 ... 超音波測定装置、2 ... 超音波プローブ、3 ... 超音波デバイス、4 ... 超音波ユニット、4 A ... 第一ユニット、4 B ... 第二ユニット、4 C ... 第三ユニット、6 ... 固定部材、7 ... 制御装置、9 ... 音響整合部材、3 1 ... 第一連結部、3 2 ... 第二連結部、4 1 ... 筐体、4 1 A ... 筐体、4 1 B ... 筐体、4 1 C ... 筐体、4 2 ... 超音波センサー、4 3 ... 超音波素子アレイ、4 3 A ... 第一超音波素子アレイ、4 3 B ... 第二超音波素子アレイ、4 3 C ... 第三超音波素子アレイ、4 4 ... 超音波送受部、4 5 ... 超音波トランスデューサー、7 1 ... 超音波測定部、7 2 ... 画像生成部、7 3 ... 表示制御部、7 4 ... 角度制御部、3 1 1 ... 第一接続片、3 1 1 A ... 第一支持部、3 1 2 ... 第二接続片、3 1 2 A ... 第二支持部、3 1 3 ... 第一回動部、3 1 3 A ... 第一回動軸、3 1 3 B ... 第一角度変更部、3 2 1 ... 第三接続片、3 2 1 A ... 第三支持部、3 2 2 ... 第四接続片、3 2 2 A ... 第四支持部、3 2 3 ... 第二回動部、3 2 3 A ... 第二回動軸、3 2 3 B ... 第二角度変更部、F 1 ... 測定領域、F 2 ... 測定領域、F 3 ... 測定領域、F 4 ... 重畳領域、M ... 生体、M 1 ... 測定対象部位。

10

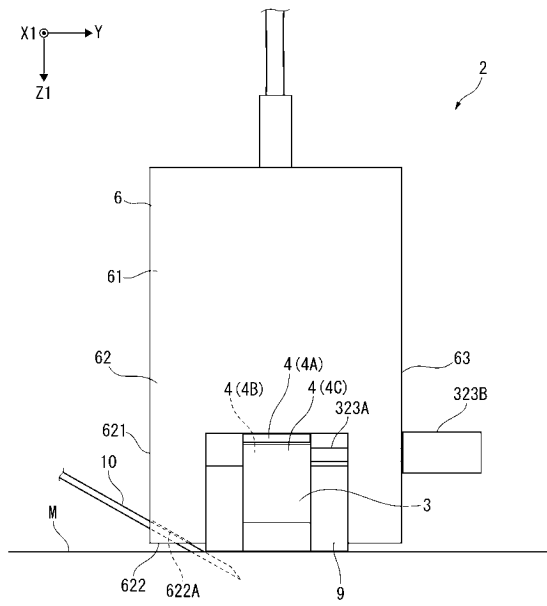
【図 1】



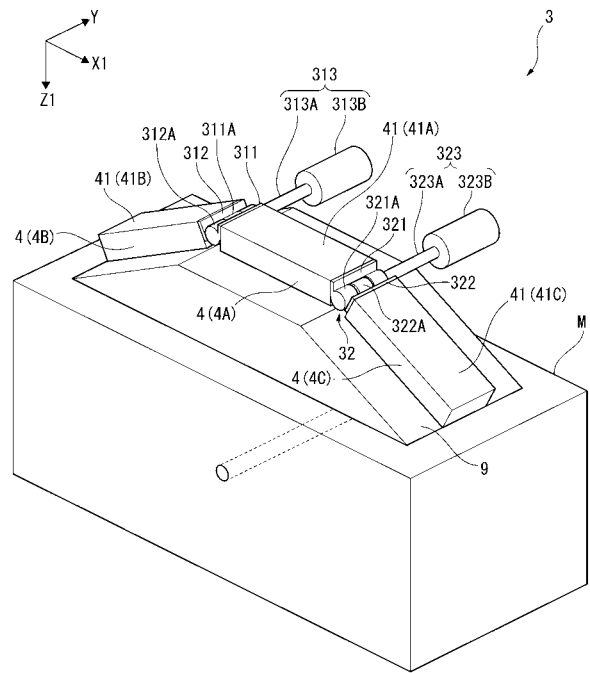
【図 2】



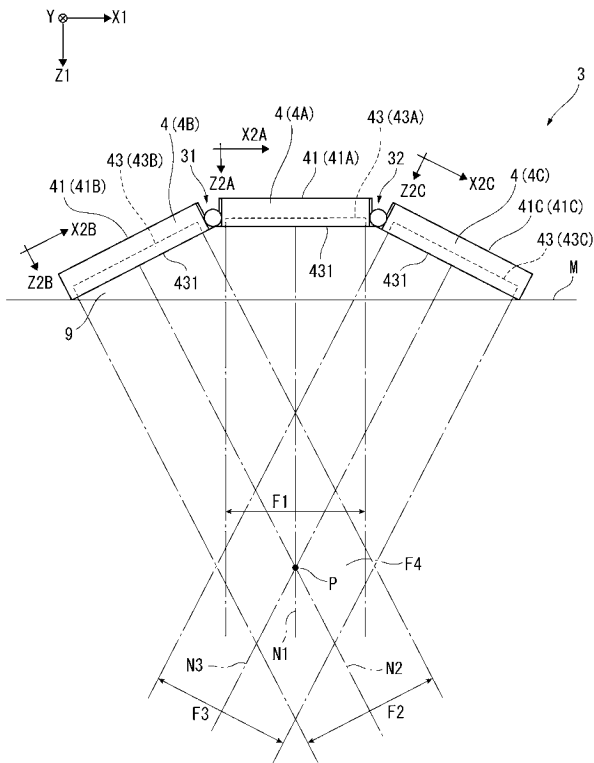
【 図 3 】



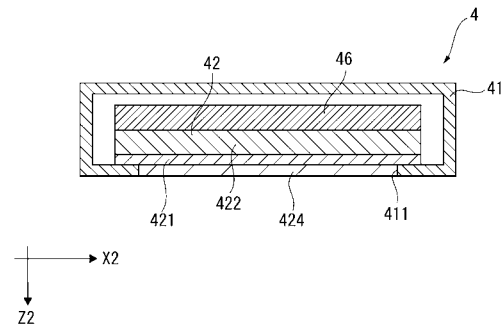
【 図 4 】



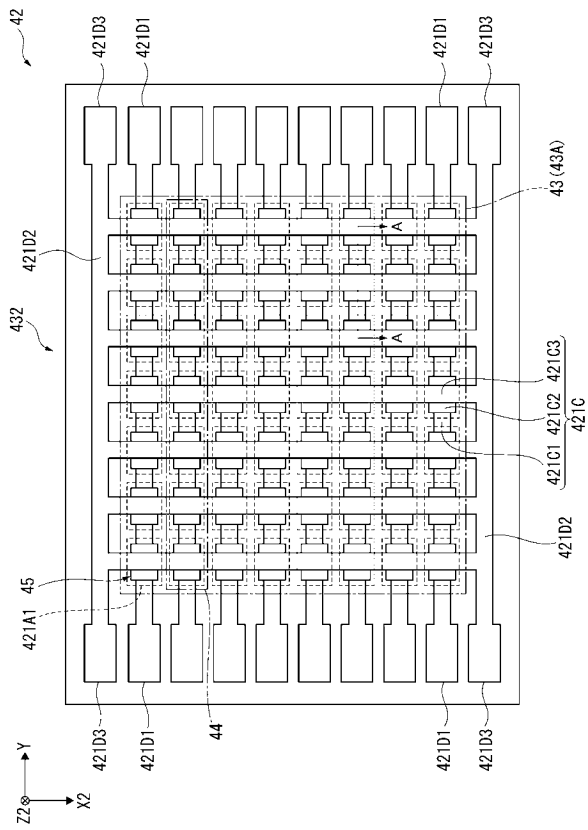
【 図 5 】



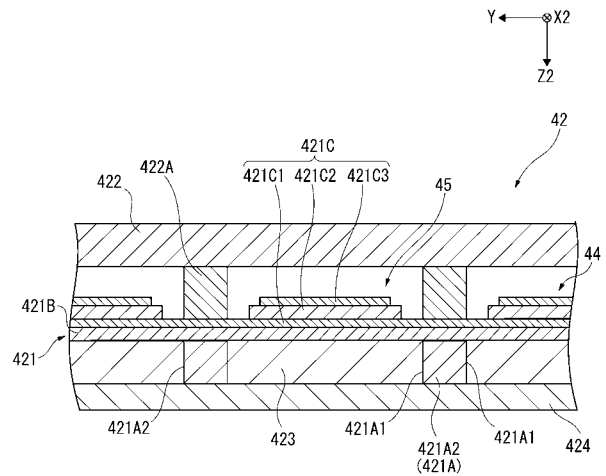
【 図 6 】



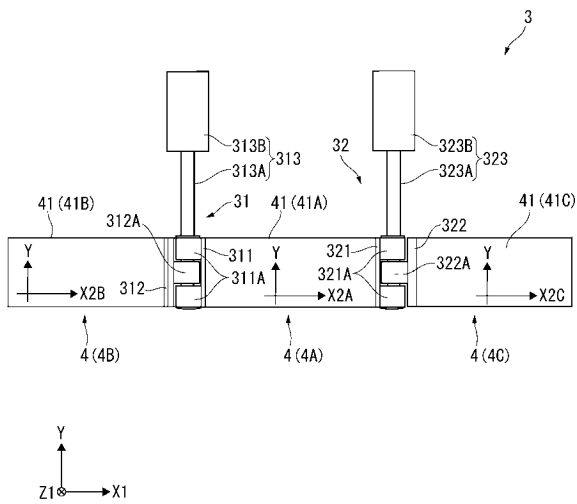
【 図 7 】



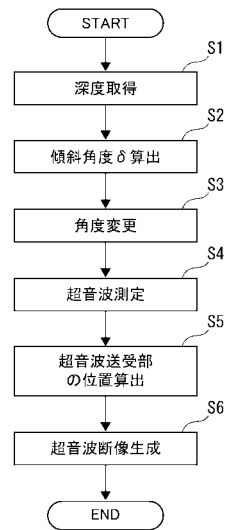
【 図 8 】



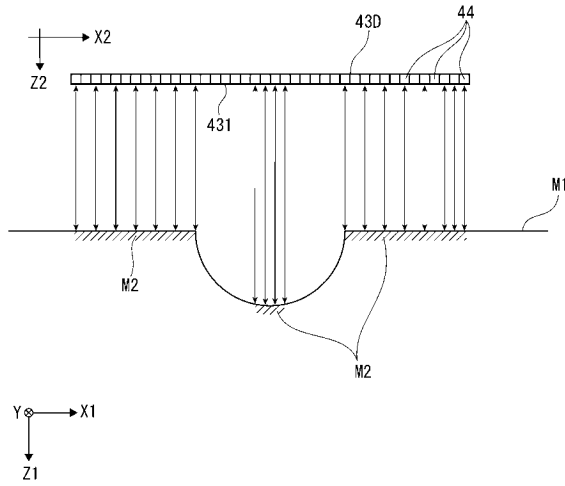
【 図 9 】



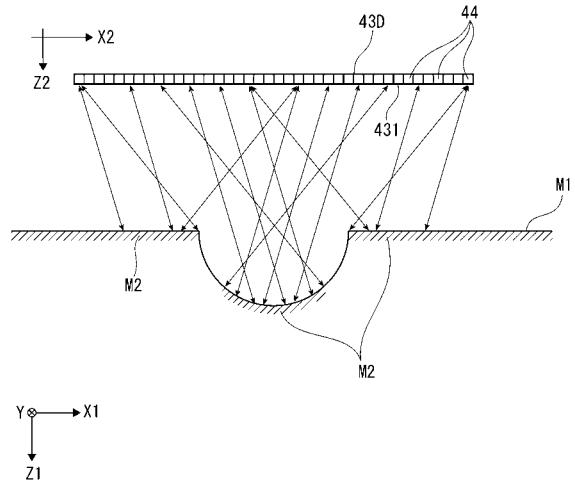
【 図 10 】



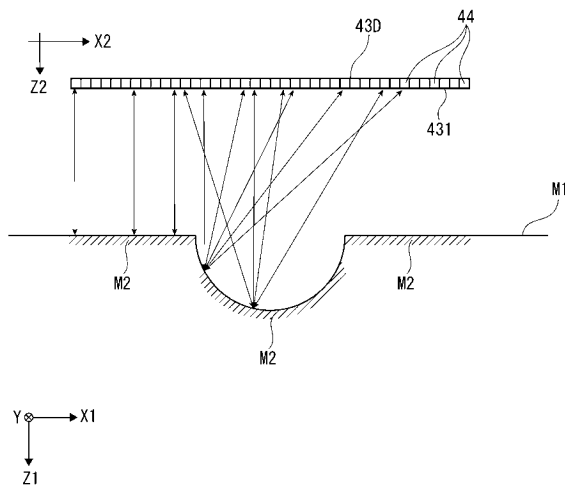
【 図 1 1 】



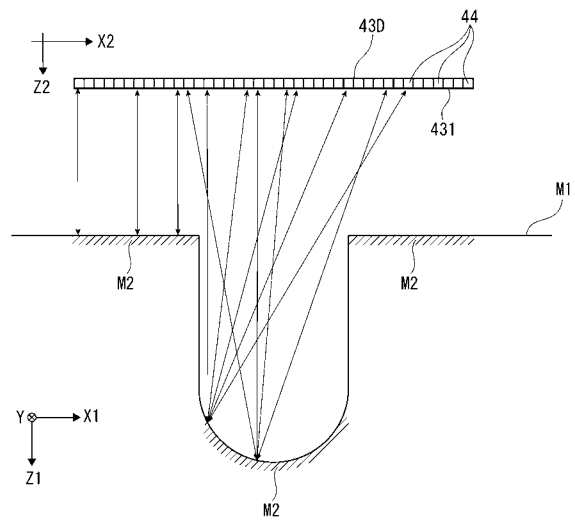
【 図 1 2 】



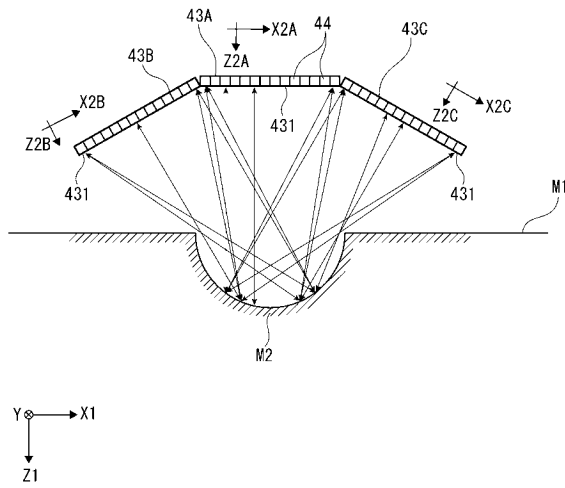
【 図 1 3 】



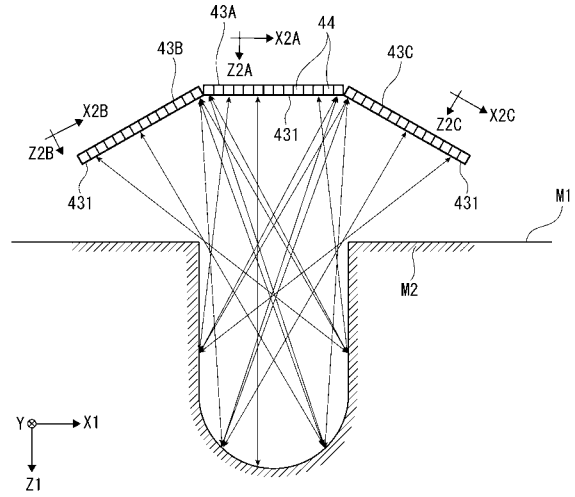
【 図 1 4 】



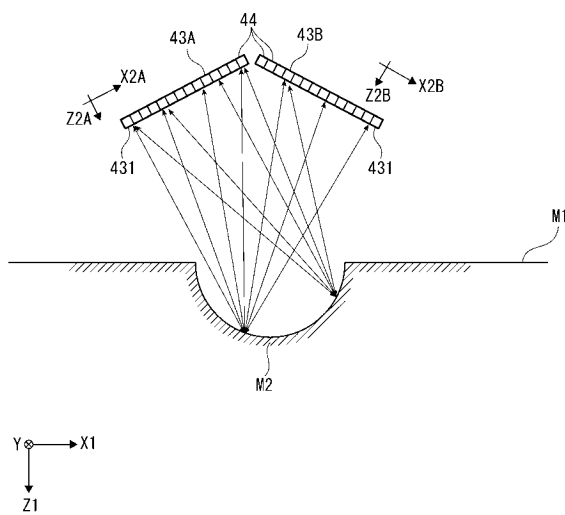
【 図 1 5 】



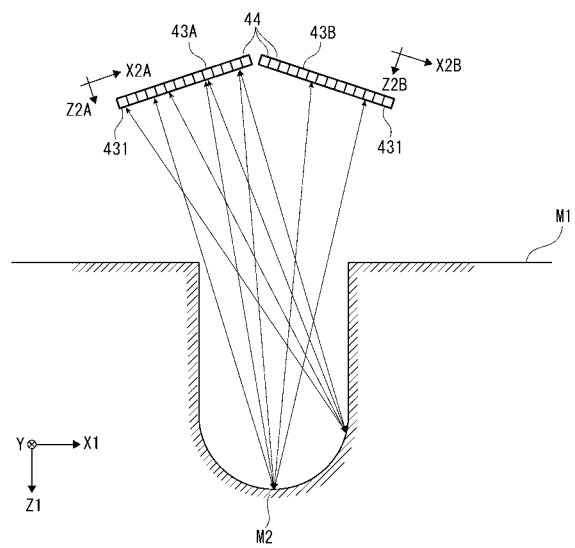
【 図 1 6 】



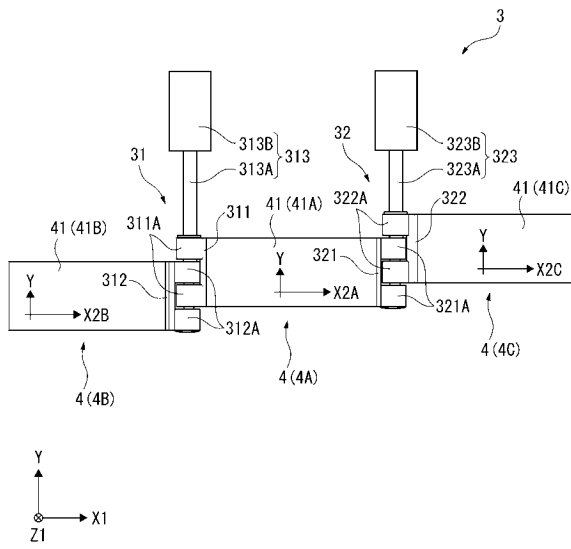
【 図 1 7 】



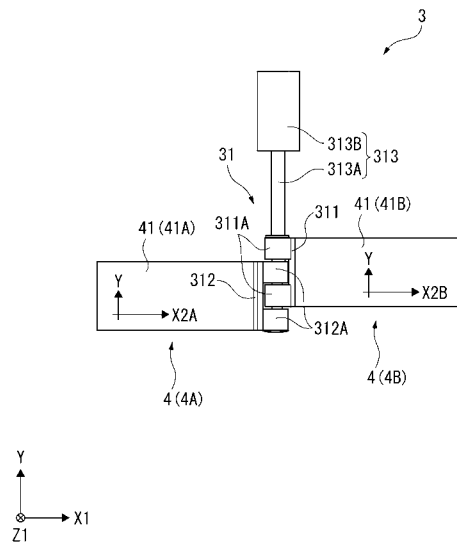
【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB06 BB27 EE01 EE04 GA11 GA21 GB06

专利名称(译)	超声波装置和超声波测量装置		
公开(公告)号	JP2018029697A	公开(公告)日	2018-03-01
申请号	JP2016162492	申请日	2016-08-23
[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 加納一幸		
发明人	鶴野 次郎 加納 一幸		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB27 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/GA11 4C601/GA21 4C601/GB06		
代理人(译)	渡边和明 西田圭介 仲井 智至		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够高精度地测量具有不规则性的测量目标部分的形状的超声波装置和超声波测量装置。多个超声波元件阵列分别具有多个超声波收发部，它们的角度可以相互变化地连接，多个超声波收发部被配置为，超声波发送接收部，其中多个超声波元件阵列以可变角度在第一方向上可变地连接，穿过多个超声波元件阵列的超声波收发面的中心的法线从与厚度方向交叉的第2方向和第1方向。

