

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-158830

(P2017-158830A)

(43) 公開日 平成29年9月14日(2017.9.14)

(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 15 O L (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2016-46653(P2016-46653)  
(22) 出願日 平成28年3月10日(2016.3.10)

(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  
Fターム(参考) 4C601 DD14 EE11 FF05 GB06 JC20  
JC33 KK09 KK23

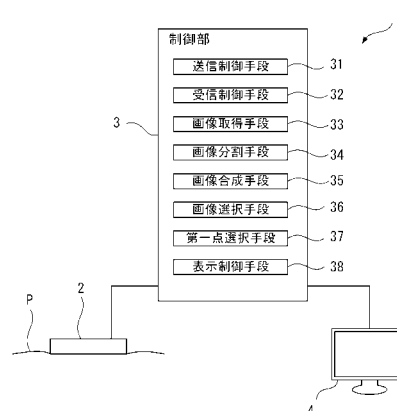
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置、超音波測定装置、及び超音波画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】 穿刺作業の手間を軽減可能な超音波画像処理装置、超音波測定装置、及び超音波画像処理方法を提供する。

【解決手段】 超音波画像処理装置は、第一方向を含む面内の対象物の内部断層画像を、第一方向に交差する第二方向に沿って複数取得する画像取得手段と、内部断層画像のそれぞれを、第一方向の法線で分割し、複数の分割画像を取得する画像分割手段と、複数の分割画像から、第一方向及び第二方向を含む面内で連続する連続線上の座標に対応した分割画像を抽出し、連続線に沿った座標順に並べて合成した合成断層画像を生成する画像合成手段と、を備える。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

第一方向を含む面内の対象物の内部断層画像を、前記第一方向に交差する第二方向に沿って複数取得する画像取得手段と、

前記内部断層画像のそれぞれを、前記第一方向の法線で分割し、複数の分割画像を取得する画像分割手段と、

前記複数の分割画像から、前記第一方向及び前記第二方向を含む面内で連続する連続線上の座標に対応した分割画像を抽出し、前記連続線に沿った座標順に並べて合成した合成断層画像を生成する画像合成手段と、

を備えることを特徴とする超音波画像処理装置。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波画像処理装置において、

前記連続線は、直線である

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波画像処理装置において、

前記画像合成手段により合成された前記合成断層画像を表示部に表示させる表示制御手段を備え、

前記画像合成手段は、前記連続線を前記第一方向及び前記第二方向を含む面内で移動させた際の複数の前記合成断層画像を生成し、

20

前記表示制御手段は、前記複数の前記合成断層画像を前記表示部に表示させる

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の超音波画像処理装置において、

前記複数の前記合成断層画像から所定の合成断層画像を選択する画像選択手段を備え、

前記表示制御手段は、前記画像選択手段に選択された前記合成断層画像を表示させる

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

**【請求項 5】**

請求項 4 に記載の超音波画像処理装置において、

前記画像選択手段に選択された前記合成断層画像に対応する前記連続線の位置を表示する断面位置表示手段を備える

30

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

**【請求項 6】**

請求項 3 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波画像処理装置において、

前記画像合成手段は、前記第一方向及び前記第二方向を含む面内の第一点を通る前記連続線を、前記第一点を中心に回転させた際の前記複数の前記合成断層画像を生成する

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

**【請求項 7】**

請求項 6 に記載の超音波画像処理装置において、

前記第一点は、前記第一方向及び前記第二方向を含む面内の所定の矩形領域の頂点である

40

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

**【請求項 8】**

請求項 7 に記載の超音波画像処理装置において、

前記画像合成手段は、前記矩形領域の各頂点を前記第一点として前記連続線を回転させた際の、前記複数の前記合成断層画像を生成する

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

**【請求項 9】**

請求項 7 に記載の超音波画像処理装置において、

前記画像合成手段は、前記第一方向及び前記第二方向を含む面内の所定の矩形領域の各

50

頂点のうち、互いに対角関係でない2つの頂点を前記第一点として前記連続線を回転させた際の、前記複数の前記合成断層画像を生成する

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項10】

請求項7から請求項9のいずれか1項に記載の超音波画像処理装置において、

前記画像合成手段は、前記連続線と前記矩形領域の外周縁との交点を第一交点及び第二交点とした際に、前記第一点を、前記第一交点と前記第二交点とに交互に入れ替えて前記連続線を回転させる

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項11】

請求項10に記載の超音波画像処理装置において、

前記画像合成手段は、前記連続線を回転させた後、回転方向を反転させる

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項12】

請求項6に記載の超音波画像処理装置において、

前記連続線上の前記第一点を選択する第一点選択手段を備え、

前記画像合成手段は、前記第一点が前記連続線の端部でない場合に、前記第一点により分割される前記連続線のうちの一方を、前記第一点を中心に回転させた際の、前記複数の前記合成断層画像を生成する

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項13】

超音波の送受信によって、第一方向を含む面内の対象物の内部断層画像を、前記第一方向に対して交差する第二方向に沿って複数取得する超音波プローブと、

前記超音波プローブから前記内部断層画像を取得する画像取得手段と、

前記内部断層画像のそれぞれを、前記第一方向の法線で分割し、複数の分割画像を取得する画像分割手段と、

前記複数の分割画像から、前記第一方向及び前記第二方向を含む面内で連続する連続線上の座標に対応した分割画像を抽出し、前記連続線に沿った座標順に並べて合成した合成断層画像を生成する画像合成手段と、

を備えることを特徴とする超音波測定装置。

【請求項14】

請求項13に記載の超音波測定装置において、

前記超音波プローブは、

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

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

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

前記共通電極配線にバイアス電圧を出力するバイアス電圧出力部と、を備え、

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

ことを特徴とする超音波測定装置。

【請求項15】

第一方向を含む面内の対象物の内部断層画像を、前記第一方向に交差する第二方向に沿って複数取得する画像取得ステップと、

前記内部断層画像のそれぞれを、前記第一方向の法線で分割し、複数の分割画像を取得する画像分割ステップと、

前記複数の分割画像から、前記第一方向及び前記第二方向を含む面内で連続する連続線上の座標に対応した分割画像を抽出し、前記連続線に沿った座標順に並べて合成した合成

10

20

30

40

50

断層画像を生成する画像合成ステップと、  
を実施することを特徴とする超音波画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像処理装置、超音波測定装置、及び超音波画像処理方法等に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体に対して穿刺針を挿入する穿刺作業において使用される超音波測定装置が知られている（例えば特許文献1参照）。 10

特許文献1に記載の超音波測定装置(超音波診断装置)では、超音波プローブを生体に押し付けて超音波測定(超音波の送信処理及び受信処理)を行い、得られた内部断層画像を表示部に表示させる。この超音波プローブは、対象物を2次元で走査することで、2次元の内部断層画像(Bモード画像)を取得でき、かつ、超音波の送信角度を揺動させることで、3次元走査が可能(2次元の内部断層画像を)なメカニカルスキャンプローブで構成される。また、超音波測定装置は、画像生成部を備え、3次元走査を行った際の各内部断層画像から、穿刺針が映り込んだ画像を抽出し、これらの抽出した内部断層画像を重畳した重畳画像を表示させる。

これにより、施術者は、目標位置に対して穿刺針がどの程度挿入されているかをモニターに表示された重畳画像で確認することが可能となる。 20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2012-139437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、穿刺作業では、穿刺針を挿入する血管の方向を正確に見極め、血管の方向に沿って穿刺針を挿入する必要がある。 30

上記特許文献1に記載の超音波測定装置では、超音波の送出方向を揺動させて複数の内部断層画像を取得し、穿刺針が映り込んだ内部断層画像を重畳させることで、穿刺針の位置を確認することはできるが、血管の方向を検出することができない。よって、血管に対して、穿刺針をどの方向から挿入すべきかを判定するには、例えば超音波プローブの位置や角度等の姿勢を施術者が調整することで、血管位置や血管の方向を確認する必要がある。

つまり、施術者は、超音波プローブの調整作業と、穿刺針の挿入作業と、内部断層画像の確認作業とを並行して行う必要があり、穿刺作業の軽減を十分に図れない。

【0005】

本発明は、穿刺作業の手間を軽減可能な超音波画像処理装置、超音波測定装置、及び超音波画像処理方法を提供することを目的の1つとしており、以下において当該目的を達成可能な形態又は適用例を説明する。 40

【課題を解決するための手段】

【0006】

一適用例の超音波画像処理装置は、第一方向を含む面内の対象物の内部断層画像を、前記第一方向に交差する第二方向に沿って複数取得する画像取得手段と、前記内部断層画像のそれぞれを、前記第一方向の法線で分割し、複数の分割画像を取得する画像分割手段と、前記複数の分割画像から、前記第一方向及び前記第二方向を含む面内で連続する連続線上の座標に対応した分割画像を抽出し、前記連続線に沿った座標順に並べて合成した合成断層画像を生成する画像合成手段と、を備えることを特徴とする。 50

## 【 0 0 0 7 】

本適用例では、画像取得手段により、第二方向に沿った複数の内部断層画像を取得し、画像分割手段により、これらの内部断層画像を第一方向の法線で複数分割する。つまり、内部断層画像が、例えば第一方向と第一方向に直交する第三方向とを含む面内の画像である場合、分割された各画像（分割画像）は、第三方向に沿って長手となる画像であり、第一方向の座標毎にこれらの分割画像が生成されることになる。内部断層画像は、第二方向に沿って複数取得されるので、第一方向の座標  $x$  及び第二方向の座標  $y$  に対して、1つの分割画像が対応して生成されることになる。そして、画像合成手段は、第一方向と第二方向とを含む面内で連続する連続線上の各座標  $(x, y)$  に対応した分割画像をそれぞれ抽出して、これらの抽出した分割画像を連続線に沿う座標順に並べて合成する。これにより、連続線に沿った合成断層画像を生成することができる。

10

このような本適用例では、例えば超音波測定を行う超音波プローブの位置や角度を施術者が変更することなく、所望の連続線の位置に対応した対象物（例えば生体）の合成断層画像を得ることができる。これにより、例えば穿刺作業を行う際に、血管の線方向を容易に検出でき、穿刺針を挿入する挿入方向を血管の線方向に揃えることで、穿刺作業の効率化及び穿刺成功率の向上を図れる。

## 【 0 0 0 8 】

本適用例の超音波画像処理装置において、前記連続線は、直線であることが好ましい。

穿刺作業を行う場合、一般に直線状の穿刺針を血管等の器官に挿入する。この場合、穿刺針の到達先の血管においても略直線状であり、その直線方向に穿刺針の挿入方向を一致又は略一致させることが好ましい。本適用例では、画像合成手段は、直線である連続線に対応した合成断層画像を合成するので、血管の方向が直線状となる位置を適切に判定することができる。

20

## 【 0 0 0 9 】

本適用例の超音波画像処理装置において、前記画像合成手段により合成された前記合成断層画像を表示部に表示させる表示制御手段を備え、前記画像合成手段は、前記連続線を前記第一方向及び前記第二方向を含む面内で移動させた際の複数の前記合成断層画像を生成し、前記表示制御手段は、前記複数の前記合成断層画像を前記表示部に表示させることが好ましい。

本適用例では、連続線を第一方向及び第二方向を含む面内で移動させた際の複数の合成断層画像を生成し、これらの複数の合成断層画像を表示部に表示させる。表示部への各合成断層画像の表示方法としては、連続線の移動と連動して合成断層画像をアニメーション表示（リアルタイム表示）させてもよく、複数の合成断層画像を一画面に複数並べて表示させてもよい。これにより、施術者は、連続線を移動させた際の各位置での合成断層画像に基づいて、施術対象の生体の内部構造を容易に把握することができる。

30

## 【 0 0 1 0 】

本適用例の超音波画像処理装置において、前記複数の前記合成断層画像から所定の合成断層画像を選択する画像選択手段を備え、前記表示制御手段は、前記画像選択手段に選択された前記合成断層画像を表示させることが好ましい。

本適用例では、上述のように連続線を移動させた際に複数の合成断層画像を表示部に表示させた上で、例えば施術者により操作等に基づいて、画像選択手段が合成断層画像を選択すると、表示制御手段は、その選択された合成断層画像を表示部に表示させる。これにより、施術者が確認したい位置での合成断層画像を表示部に表示させることができる。特に、合成断層画像を一定周期で順次切り替えてアニメーション表示（リアルタイム表示）する場合等では、アニメーション表示中の任意のタイミングで合成断層画像を表示部 4 に表示させることができる。

40

## 【 0 0 1 1 】

本適用例の超音波画像処理装置において、前記画像選択手段に選択された前記合成断層画像に対応する前記連続線の位置を表示する断面位置表示手段を備えることが好ましい。

本適用例では、上記において、画像選択手段により合成断層画像が選択された場合に、

50

更に、断面位置表示手段は、その連続線の位置を表示させる。この断面位置表示手段としては、例えば、表示部において表示される合成断層画像の表示領域に重畳させて表示してもよく、その他の表示領域に表示してもよく、合成断層画像の表示と、連続線の位置の表示とを交互に切り替えて表示してもよい。また、合成断層画像を表示する表示部とは異なる他の表示装置に連続線の位置を表示させてもよい。例えば、超音波測定を実施する超音波プローブの上面に設けられた液晶ディスプレイ等に連続線を表示させてもよい。

本適用例では、表示部に表示された合成断層画像が、どの位置に対応した断面であるかが表示されるので、施術者は、合成断層画像とその位置とに基づいて、穿刺作業をより効率的に行うことができる。

#### 【0012】

本適用例の超音波画像処理装置において、前記画像合成手段は、前記第一方向及び前記第二方向を含む面内の第一点を通る前記連続線を、前記第一点を中心に回転させた際の前記複数の前記合成断層画像を生成することが好ましい。

本適用例では、連続線を、当該連続線を通る第一点を中心に回転させた際の各合成断層画像を生成する。例えば、連続線上にない点を中心に連続線を回転させる場合等では、第一方向及び第二方向を含む面内の所定領域内で、走査されない領域が存在する可能性があり、血管の検出精度が低下する。これに対して、本適用例では、前記所定領域内を網羅することができる。また、複数の合成断層画像のうち、血管の長軸方向の寸法が最大となる合成断層画像は、連続線が血管の線方向に略沿っていると判定することが可能となる。したがって、施術者は、血管の長軸方向の寸法が最大となる合成断層画像から、血管の線方向を容易に判断することができ、穿刺作業での穿刺針の挿入方向を容易に判断することが可能となる。

#### 【0013】

本適用例の超音波画像処理装置において、前記第一点は、前記第一方向及び前記第二方向を含む面内の所定の矩形領域の頂点であることが好ましい。

本適用例では、第一方向及び第二方向を含む面内の所定の矩形領域の頂点を第一点として連続線を回転させる。つまり、連続線上の一端（第一点）を固定し、他端を矩形領域の外周縁上に沿って移動させる。この場合、回転中心（第一点）とする頂点を適宜変更することにより、様々な方向に対する合成断層画像を得ることができ、施術者は、血管の線方向をよりの確に判断することができる。

#### 【0014】

本適用例の超音波画像処理装置において、前記画像合成手段は、前記矩形領域の各頂点を前記第一点として前記連続線を回転させた際の、前記複数の前記合成断層画像を生成することが好ましい。

本適用例では、矩形領域の各頂点を回転中心として連続線を回転させた際に得られる複数の合成断層画像を生成する。これにより、各頂点を中心として連続線を回転させた際の各合成断層画像を取得できるので、血管の線方向がどのような方向であっても、当該血管の線方向に近い連続線を高精度に検出することができる。

#### 【0015】

本適用例の超音波画像処理装置において、前記画像合成手段は、前記第一方向及び前記第二方向を含む面内の所定の矩形領域の各頂点のうち、互いに対角関係でない2つの頂点を前記第一点として前記連続線を回転させた際の、前記複数の前記合成断層画像を生成することが好ましい。

本適用例では、互いに対角関係でない2つの頂点を回転中心として連続線を回転させる。互いに対角関係にある頂点回りに連続線を回転させる場合、検出可能な血管の線方向が略同じであり、その他の頂点を中心に連続線を回転させる走査を実施しない場合、血管の線方向を好適に探索できない。また、4つ全ての頂点を回転中心として走査を行った場合、検出可能な血管の線方向が略同じとなる方向を2回走査することになり、測定時間が長くなる。これに対して、本適用例では、互いに対角関係にない頂点回りに連続線を回転させた際の合成断層画像を生成するので血管の線方向を精度よく検出でき、かつ、測定時間

10

20

30

40

50

も短縮できる。

【0016】

本適用例の超音波画像処理装置において、前記画像合成手段は、前記連続線と前記矩形領域の外周縁との交点を第一交点及び第二交点とした際に、前記第一点を、前記第一交点と前記第二交点とに交互に入れ替えて前記連続線を回転させることが好ましい。

本適用例では、連続線の一端部と他端部とで回転中心とする第一点を交互に入れ替えて連続線を移動させるので、合成断層画像をアニメーション表示（リアルタイム表示）する際に、スムーズな表示を行える。

例えば、第一方向及び第二方向を含む面内の所定の矩形領域の頂点を時計回り方向に第一頂点、第二頂点、第三頂点、及び第四頂点とする。そして、第一頂点及び第二頂点を通る連続線を、第一頂点を回転中心として、連続線上に第四頂点が位置するまで回転させる。ここで、再び、第一頂点及び第二頂点を通る連続線を設定し直して、第二頂点を回転中心にして、連続線上に第三頂点が位置するまで回転させると、先に表示した合成断層画像のアニメーション表示と、後に表示された合成断層画像のアニメーション表示とが不連続となる。これに対し、本適用例では、第一点は、連続線の一端と他端とで交互に入れ替えることで、矩形領域の全体を走査する。例えば、第一頂点及び第二頂点を通る連続線を、第一頂点を回転中心とし、連続線上に第四頂点が位置するまで回転させた後、第四頂点を回転中心として連続線上に第三頂点が位置するまで移動させる。この場合、上記のようなアニメーション表示における不連続性が解消され、施術者は、表示部に表示された合成断層画像に基づいて、連続線の位置を把握しやすく、より効率的な穿刺作業を行える。

10

20

【0017】

本適用例の超音波画像処理装置において、前記画像合成手段は、前記連続線を回転させた後、回転方向を反転させることが好ましい。

本適用例では、合成断層画像をアニメーション表示する場合等において、施術者から見た合成断層画像の方向と、実際の連続線の方向とが反転せず、内部構造を把握しやすくなる。

例えば、施術者から見て、左側に第一頂点及び第四頂点が位置し、右側に第二頂点及び第三頂点が位置する矩形領域の第一頂点及び第二頂点を通る連続線を、第一頂点を回転中心として連続線に第四頂点が位置するまで回転させる。この場合、施術者から見て、左側の第一頂点の位置が、表示部の合成断層画像においても左側に位置するように表示されるので、違和感がない。一方、次に第四頂点を回転中心として、連続線を回転させると、施術者から見て第四頂点が左側に位置しているにも拘らず、表示部に表示される合成断層画像では、第四頂点が右側に表示されることになり、実際の位置と反転してしまい、内部構造を判断しにくくなる。

30

これに対して、本適用例では、例えば、第一頂点及び第二頂点を通る連続線を、第一頂点を回転中心として連続線上に第四頂点が位置するまで回転させた後、回転方向を反転させて連続線上に第二頂点が位置するまで回転させる。そして、第二頂点を回転中心として、連続線上に第三交点が位置するまで回転させた後、回転方向を反転させて連続線上に第一頂点が位置するまで回転させる。この場合、施術者は、表示部に表示された合成断層画像と、実際の連続線との位置が反転していないので、合成断層画像に対する連続線の位置を把握しやすく、より効率的な穿刺作業を行える。

40

【0018】

本適用例の超音波画像処理装置において、前記連続線上の前記第一点を選択する第一点選択手段を備え、前記画像合成手段は、前記第一点が前記連続線の端部でない場合に、前記第一点により分割される前記連続線のうちの一方を、前記第一点を中心に回転させた際の、前記複数の前記合成断層画像を生成することが好ましい。

本適用例では、画像合成手段は、第一点選択手段により選択された第一点を中心に連続線を分割し、分割した一方側を、第一点を中心に回転させる。この場合、例えば、血管が途中で分岐している場合や屈曲している場合に、分岐点や屈曲点に第一点を選択されることで、血管の線方向に沿った合成断層画像を取得することができる。

50

## 【 0 0 1 9 】

一適用例に係る超音波測定装置は、超音波の送受信によって、第一方向を含む面内の対象物の内部断層画像を、前記第一方向に対して交差する第二方向に沿って複数取得する超音波プローブと、前記超音波プローブから前記内部断層画像を取得する画像取得手段と、前記内部断層画像のそれぞれを、前記第一方向の法線で分割し、複数の分割画像を取得する画像分割手段と、前記複数の分割画像から、前記第一方向及び前記第二方向を含む面内で連続する連続線上の座標に対応した分割画像を抽出し、前記連続線に沿った座標順に並べて合成した合成断層画像を生成する画像合成手段と、を備えることを特徴とする。

本適用例では、上述した超音波画像処理装置と同様に、超音波プローブの位置や角度を施術者が変更することなく、所望の連続線の位置に対応した対象物（例えば生体）の内部断層画像（合成断層画像）を得ることができる。これにより、例えば穿刺作業を行う際に、穿刺針を挿入する挿入方向を、容易に、血管の線方向に揃えることが可能となり、穿刺作業の効率化及び穿刺成功率の向上を図れる。

## 【 0 0 2 0 】

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

## 【 0 0 2 1 】

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

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

## 【 0 0 2 2 】

このような超音波プローブでは、第一バイアス電圧及び第二バイアス電圧を出力する共通電極配線を切り替えることで、2次元アレイ構造に配置された各超音波トランスデューサーのうち、測定領域に対応した超音波トランスデューサーで超音波測定（超音波送信処理及び超音波受信処理）を実施させることができる。例えば、第1の測定領域に対応した共通電極配線に第一バイアス電圧を出力し、その他の共通電極配線に第二バイアス電圧を出力することで、第1の測定領域に対応した内部断層構造を測定できる。また、第1の測定領域とは異なる第2の測定領域に対応した共通電極配線に第一バイアス電圧を出力し、その他の共通電極配線に第二バイアス電圧を出力するように、バイアス電圧の出力先を切り替えることで、第2の測定領域に対応した内部断層構造を測定できる。これにより、画像取得手段は、複数位置での内部断層構造を測定することができる。

## 【 0 0 2 3 】

一適用例の超音波画像処理方法は、第一方向を含む面内の対象物の内部断層画像を、前記第一方向に交差する第二方向に沿って複数取得する画像取得ステップと、前記内部断層

10

20

30

40

50

画像のそれぞれを、前記第一方向の法線で分割し、複数の分割画像を取得する画像分割ステップと、前記複数の分割画像から、前記第一方向及び前記第二方向を含む面内で連続する連続線上の座標に対応した分割画像を抽出し、前記連続線に沿った座標順に並べて合成した合成断層画像を生成する画像合成ステップと、を実施することを特徴とする。

本適用例では、上述した超音波画像処理装置と同様に、超音波プローブの位置や角度を施術者が変更することなく、所望の連続線の位置に対応した対象物（例えば生体）の内部断層画像（合成断層画像）を得ることができる。これにより、例えば穿刺作業を行う際に、穿刺針を挿入する挿入方向を、容易に、血管の線方向に揃えることが可能となり、穿刺作業の効率化及び穿刺成功率の向上を図れる。

【図面の簡単な説明】

10

【0024】

【図1】第一実施形態の超音波測定装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】第一実施形態の超音波プローブの概略構成を示す斜視図。

【図3】第一実施形態の超音波センサーの概略構成を示す平面図

【図4】図3の一部を拡大した超音波センサーの拡大平面図。

【図5】図4のA-A線を切断した際の超音波センサーの概略断面図。

【図6】第一実施形態の超音波プローブの回路構成の概略を示すブロック図。

【図7】第一バイアス電圧と第二バイアス電圧との関係を示す図。

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

20

【図9】第一実施形態における超音波測定方法を示すフローチャート。

【図10】図9における超音波画像取得処理を示すフローチャート。

【図11】第一実施形態における超音波測定処理でのタイミングチャート。

【図12】第一実施形態の超音波測定方法における素子部の駆動順を説明するための図。

【図13】第一実施形態において、内部断層画像から生成される分割画像の一例を示す図。

【図14】図9における合成画像表示処理を示すフローチャート。

【図15】第一実施形態において、分割画像から生成される合成断層画像の一例を示す図。

【図16】第一実施形態において、表示部の表示領域に表示される合成断層画像の一例を示す図。

30

【図17】第一実施形態における連続線の移動手順を説明するための図。

【図18】第一実施形態において、表示部に表示される合成断層画像の遷移の一例を示す図。

【図19】第一実施形態の第二超音波測定処理のフローチャート。

【図20】第一実施形態の連続線の全体を、第一点を中心にして回転させる際の移動手順を説明するための図。

【図21】第一実施形態の連続線を、第一点を境に分離した場合の連続線の移動手順を説明するための図。

【図22】第二実施形態における連続線の移動手順を説明するための図。

40

【図23】第三実施形態における連続線の移動手順を説明するための図。

【図24】連続線の移動手順の他の一例を示す図。

【図25】連続線の移動手順のさらに他の一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0025】

[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P）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P内の内部

50

断層画像を得る制御部 3 と、得られた内部断層画像が表示される表示部 4 と、を備えている。

#### 【 0 0 2 6 】

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

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

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

以下、本実施形態の超音波測定装置 1 の各構成について、詳細に説明する。

#### 【 0 0 2 7 】

##### [ 超音波プローブ ]

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

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

#### 【 0 0 2 8 】

筐体 2 1 は、例えば平面視が矩形状となる箱状部材であり、内部に超音波センサー 2 2 や回路基板 2 5 を収納する。この筐体 2 1 は、生体 P 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 P 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 P 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 P 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 P との間での超音波の伝搬が効率良く行われる。

#### 【 0 0 2 9 】

##### [ 超音波センサー ]

次に、超音波センサー 2 2 について説明する。

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

この超音波センサー 2 2 には、図 3 に示すように、アレイ領域 2 2 A と、駆動端子領域 2 2 B と、共通端子領域 2 2 C とを有する。

アレイ領域 2 2 A には、互いに交差 ( 本実施形態では、直交を例示 ) する X 方向 ( 第一方向 ) 及び Y 方向 ( 第二方向 ) に沿って、2次元アレイ状に配置された複数の素子部 2 3 が設けられている。各素子部 2 3 は、図 4 に示すように、X 方向及び Y 方向に沿ってアレイ配置された所定数の超音波トランスデューサー 2 4 を含んで構成されている。

つまり、素子部 2 3 は、X 方向に m 個 ( 図 4 の例では  $m = 5$  )、Y 方向に n 個 ( 図 4 の例では、 $n = 12$  ) の  $m \times n$  個の超音波トランスデューサー 2 4 を含んで構成され、超音波センサー 2 2 は、X 方向に M 個 ( 本実施形態では  $M = 64$  )、Y 方向に N 個 ( 本実施形態では、 $N = 16$  ) の  $M \times N$  個の素子部 2 3 により構成される。

#### 【 0 0 3 0 】

10

20

30

40

50

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

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

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

#### 【0031】

振動膜 221B は、例えば SiO<sub>2</sub> や、SiO<sub>2</sub> 及び ZrO<sub>2</sub> 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。

#### 【0032】

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

#### 【0033】

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

#### 【0034】

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

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

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

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

#### 【0035】

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

また、1つの素子部 23 を構成する超音波トランスデューサー 24 において、上部電極

10

20

30

40

50

2 2 1 C 3 は互いに結線される。さらに、上部電極 2 2 1 C 3 は、X 方向に沿う直線状であり、X 方向に並ぶ N 個の素子部 2 3 に跨っている。つまり、X 方向に並ぶ素子部 2 3 は、上部電極 2 2 1 C 3 により接続される。

具体的には、Y 方向に沿って並ぶ n 個の上部電極 2 2 1 C 3 は、X 方向の両端部において、互いに共通接続線 2 2 1 E により接続されている。また、各共通接続線 2 2 1 E の一部は、X 方向に沿って共通端子領域 2 2 C まで延び、先端部に回路基板 2 5 に接続される共通端子 2 2 1 E 1 (COM 端子) が設けられる。

#### 【0036】

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

10

#### 【0037】

そして、この封止板 2 2 2 は、例えば、素子基板 2 2 1 の振動膜 2 2 1 B 上に形成された接合膜 2 2 2 A により素子基板 2 2 1 に接合される。接合膜 2 2 2 A は、基部 2 2 1 A の開口部 2 2 1 A 1 以外の領域 (開口部 2 2 1 A 1 間の隔壁 2 2 1 A 2) に対応して設けられている。よって、接合膜 2 2 2 A により振動膜 2 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 2 4 の間のクロストークも抑制できる。

20

また、図示は省略するが、封止板 2 2 2 は、下部電極 2 2 1 C 1 や上部電極 2 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 2 2 1 C 1 や上部電極 2 2 1 C 3 と回路基板 2 5 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。

#### 【0038】

音響整合層 2 2 3 は、図 5 に示すように、基部 2 2 1 A の開口部 2 2 1 A 1 内を埋めるように、素子基板 2 2 1 の超音波の送受信側に設けられている。

このような音響整合層 2 2 3 は、超音波トランスデューサー 2 4 から送信された超音波を生体 P に伝搬させ、また、生体 P 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 2 4 に伝搬させる。このため、音響整合層 2 2 3 は、超音波トランスデューサー 2 4 の音響インピーダンスと、生体 P の音響インピーダンスとの中間の音響インピーダンスに設定される必要がある。このような音響インピーダンスの素材としては、例えばシリコン等を挙げることができる。

30

#### 【0039】

##### [回路基板]

次に、回路基板 2 5 について説明する。

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

回路基板 2 5 は、第一マルチプレクサ (第一 MUX 2 5 1) と、第二マルチプレクサ (第二 MUX 2 5 2) と、切替回路 2 5 3 と、送信回路 2 5 4 と、受信回路 2 5 5 と、電圧源 2 5 6 と、を含んで構成されている。

40

#### 【0040】

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

第二 MUX 2 5 2 は、共通端子領域 2 2 C の各共通端子 2 2 1 E 1 と、電圧源 2 5 6 とに接続される。この第二 MUX 2 5 2 は、電圧切替部であって、後述の電圧源 2 5 6 とともにバイアス電圧出力部を構成する。つまり、第二 MUX 2 5 2 は、制御部 3 の制御に基づいて、電圧源 2 5 6 から出力された電圧を出力する共通端子 2 2 1 E 1 を切り替える。具体的には、第二 MUX 2 5 2 には、電圧源 2 5 6 から第一バイアス電圧 V 1 及び第二バ

50

イアス電圧  $V_2$  が入力されており、制御部 3 の制御の元、受信信号の取得対象となる素子部 2 3 に接続された共通端子 2 2 1 E 1 に対して第一バイアス電圧  $V_1$  を出力し、その他の共通端子 2 2 1 E 1 に第二バイアス電圧  $V_2$  を出力する。

#### 【0041】

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

送信回路 2 5 4 は、パルス波形の駆動信号を出力するパルサーを備える。この送信回路 2 5 4 は、超音波送信処理において、切替回路 2 5 3 が送信接続に切り替えられた際に、切替回路 2 5 3 及び第一 MUX 2 5 1 を介して、駆動端子 2 2 1 D 1 に駆動信号を出力する。なお、本実施形態では、駆動端子 2 2 1 D 1 には、常に所定電圧（例えば 15 V）が印加されており、当該電圧に駆動信号が重畳されて出力される。

#### 【0042】

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

#### 【0043】

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

第一電圧源 2 5 6 A は、共通端子 2 2 1 E 1 に出力する第一バイアス電圧  $V_1$  を発生させて第二 MUX 2 5 2 に出力する。

第二電圧源 2 5 6 B は、共通端子 2 2 1 E 1 に出力する第二バイアス電圧  $V_2$  を発生させて第二 MUX 2 5 2 に出力する。

#### 【0044】

図 7 は、第一バイアス電圧  $V_1$  と第二バイアス電圧  $V_2$  との関係を示す図である。

本実施形態では、超音波を受信する場合、上部電極 2 2 1 C 3（共通端子 2 2 1 E 1）にバイアス電圧を出力し、振動膜 2 2 1 B が振動した際に圧電膜 2 2 1 C 2 に発生する電位差を下部電極 2 2 1 C 1 に接続される駆動端子 2 2 1 D 1 から取り出す。バイアス電圧は、駆動端子 2 2 1 D 1 に出力される電圧と、共通端子 2 2 1 E 1 に出力される電圧との差であり、例えば駆動端子 2 2 1 D 1 に +15 V の電圧が出力され、共通端子 2 2 1 E 1 に 18 V の電圧が出力されている場合は、バイアス電圧は -3 V となる。

#### 【0045】

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

バイアス電圧を、受信感度が最大となる  $V_{B1}$  から降下させると、図 7 の矢印 D 1 のように、徐々に受信感度が低下し、バイアス電圧が  $V_{B2}$  の際に受信感度が 0 近傍となる。さらに、バイアス電圧を降下させると、受信信号の位相が反転し、矢印 D 2 に示すように再び受信感度が高くなり、バイアス電圧が  $V_{B3}$  の際に受信感度が最大となる。 $V_{B1}$  と  $V_{B3}$  とにおける受信感度の絶対値は略同じであるが、受信信号の位相は反転する。

また、バイアス電圧を  $V_{B3}$  から徐々に上昇させると、図 7 の矢印 D 3 に示すように、受信感度が徐々に低下し、バイアス電圧が  $V_{B4}$  の際に受信感度が 0 近傍となる。さらに、バイアス電圧を上昇させると、受信位相が反転し、矢印 D 4 に示すように、再び受信感度が上昇して、バイアス電圧が  $V_{B1}$  となる際に受信感度が最大となる。

ここで、本実施形態では、第一バイアス電圧  $V_1$  は、最大の受信感度が得られるように共通端子 2 2 1 E 1 に出力される電圧であり、駆動端子 2 2 1 D 1 に出力される電圧と、第一バイアス電圧  $V_1$  との差が  $V_{B1}$  となる。当該第一バイアス電圧  $V_1$  は、超音波送信時においても、共通端子 2 2 1 E 1 に出力される。

また、第二バイアス電圧  $V_2$  は、第一バイアス電圧  $V_1$  から電圧を降下させて、最初に受信感度が 0（又は 0 を中心に所定範囲内の受信感度）となる際に共通端子 2 2 1 E 1 に

10

20

30

40

50

出力される電圧であり、駆動端子 2 2 1 D 1 に出力される電圧と、第一バイアス電圧 V 1 との差が V B 2 となる。

【 0 0 4 6 】

[ 制御部 ]

次に、超音波測定装置 1 における制御部 3 について説明する。

制御部 3 は、超音波画像処理装置であって、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 P の内部断層画像の生成及び表示を行うための各種プログラムや各種データが記憶されている。

10

演算部は、記憶部に記憶された各種プログラムを読み込み実行することで、図 1 に示すように、送信制御手段 3 1、受信制御手段 3 2、画像取得手段 3 3、画像分割手段 3 4、画像合成手段 3 5、画像選択手段 3 6、第一点選択手段 3 7、及び表示制御手段 3 8 等として機能する。また、制御部 3 には、その他、キーボード等により構成された入力操作部等が設けられていてもよい。

【 0 0 4 7 】

送信制御手段 3 1 は、超音波プローブ 2 を制御して、超音波センサー 2 2 の所定の素子部 2 3 に属する超音波トランスデューサー 2 4 から超音波を送信させる。具体的には、送信制御手段 3 1 は、切替回路 2 5 3 を送信接続に切り替え、電圧源 2 5 6 からの第一バイアス電圧 V 1 を各共通端子 2 2 1 E 1 に出力し、送信回路 2 5 4 からのパルス信号に基づいた駆動電圧 ( 駆動信号 ) を所定の駆動端子 2 2 1 D 1 に出力する。

20

【 0 0 4 8 】

受信制御手段 3 2 は、超音波プローブ 2 を制御して、超音波センサー 2 2 の所定の素子部 2 3 からの受信信号を取得する。具体的には、受信制御手段 3 2 は、切替回路 2 5 3 を受信接続に切り替え、受信信号の取得対象となる素子部 2 3 に対応した共通端子 2 2 1 E 1 に、電圧源 2 5 6 からの第一バイアス電圧 V 1 を出力し、その他の共通端子 2 2 1 E 1 に第二バイアス電圧 V 2 を出力する。また、受信信号の取得対象となる素子部 2 3 に対応した駆動端子 2 2 1 D 1 から出力された受信信号を、受信回路 2 5 5 を介して取得する。

【 0 0 4 9 】

画像取得手段 3 3 は、超音波プローブ 2 から送信された受信信号 ( 画像信号 ) を取得し、生体 P の各位置における内部断層画像を生成 ( 取得 ) する。

30

画像分割手段 3 4 は、取得した各内部断層画像を X 方向に対して直交する法線 ( Z 方向に沿った直線 ) で分割し、Z 方向に長手となる複数の分割画像にする。画像分割手段 3 4 により分割される分割画像の数は特に限定されないが、X 座標毎の分割画像を生成することが好ましい。例えば、内部断層画像の画像サイズが (  $X_M \times Z_M$  ) である場合、画像分割手段 3 4 は、X 方向の各画素 (  $1 \times X_M$  ) に対応して、それぞれ、 $1 \times Z_M$  の画像サイズの分割画像を  $X_M$  個生成することになる。また、内部断層画像は、Y 方向に沿って複数 ( 例えば  $Y_M$  個 ) 取得される。本実施形態では、これらの内部断層画像に対して、- Y 側から順に Y 位置を示す座標  $y = 1 \sim Y_M$  を付す。これにより、各内部断層画像を分割した各分割画像は、XY 平面内の座標にて示すことが可能となる。以降の説明にあたり、分割画像 (  $s, t$  ) は、 $y = t$  の内部断層画像における、 $x = s$  の位置の分割画像を指すものとする。

40

【 0 0 5 0 】

画像合成手段 3 5 は、複数の分割画像を合成して合成断層画像を生成する。具体的には、画像合成手段 3 5 は、XY 平面における所定の連続線上の座標に対応する分割画像 (  $s, t$  ) を抽出し、連続線の座標順に繋ぎ合わせることで合成断層画像を生成する。また、画像合成手段 3 5 は、連続線を XY 平面内で移動させた際の各合成断層画像を生成する。この連続線は、本実施形態では直線であり、合成断層画像に対応した断面位置を示す直線となる。

【 0 0 5 1 】

50

画像選択手段 36 は、超音波測定装置 1 の操作者（例えば施術者）の入力操作部の操作等により画像を選択する旨の操作信号が入力された場合に、合成断層画像を選択する。

すなわち、本実施形態では、画像合成手段 35 は、連続線を移動させた際の合成断層画像を一定周期で生成し、生成された合成断層画像が表示部 4 にリアルタイム表示される。つまり、連続線を X Y 平面で移動させた際の合成断層画像がアニメーション表示されることになる。画像選択手段 36 は、アニメーション表示中の所定のタイミングで画像を選択する旨の操作入力が入力された際に、当該タイミングで表示部 4 に表示されている合成断層を選択する。なお、当該選択された合成断層画像は、選択された直後に表示部 4 に表示されてもよく、所定数の画像選択が行われた後に、一括で選択された画像が表示部 4 に表示されてもよい。

#### 【0052】

第一点選択手段 37 は、操作者の入力操作部の操作により、表示部 4 の表示された内部断層画像や合成断層画像に対して位置が設定された場合に、その位置に対応した分割画像の (x, y) 座標位置を選択する。

#### 【0053】

表示制御手段 38 は、内部断層画像や合成断層画像を表示部 4 に表示させる。また、合成断層画像や合成断層画像の X Y 平面での位置（連続線の位置）を表示部 4 に表示させる。

なお、制御部 3 の具体的な処理については後述する。

#### 【0054】

##### [超音波測定方法]

次に、上述したような超音波測定装置 1 を用いた超音波測定方法（超音波画像処理方法）について説明する。

図 8 は、本実施形態の超音波プローブ 2 を用いて生体 P の超音波測定処理を行う場合のイメージ図である。図 9 は、本実施形態における超音波測定方法を示すフローチャートである。

本実施形態の超音波測定装置 1 を用いた超音波測定方法では、例えば施術者（操作者）は、超音波プローブ 2 の筐体 21 のセンサー窓 212A に、生体 P と超音波センサー 22 との間で超音波の伝搬効率を向上させるための音響整合剤（例えばジェル等）を塗布する。そして、図 8 に示すように、超音波プローブ 2 を、粘着テープ等を用いて生体 P の皮膚表面に固定する。

#### 【0055】

##### [内部断層画像の取得]

この後、施術者（操作者）により入力操作部が操作されて、超音波測定を開始する旨の操作信号が入力されると、まず、制御部 3 は、超音波画像取得処理を実施する（ステップ S1；画像取得ステップ）。

図 10 は、ステップ S1 の超音波画像取得処理のフローチャートである。図 11 は、本実施形態における超音波測定処理でのタイミングチャートである。図 12 は、本実施形態の超音波測定方法における素子部 23 の駆動順を説明するための図である。

このステップ S1 では、制御部 3 は、超音波測定において駆動対象とする素子部 23 の位置を示す CH 変数 u 及び COM 変数 v を初期化 (u = 1, v = 1) する（ステップ S101）。

ここで、CH 変数 u (1 ≤ u ≤ M) は、駆動対象の素子部 23 に対応した駆動端子 221D1 の位置 (CH(1) ~ CH(M)) を示す変数であり、本実施形態では、- X 側端部の駆動端子 221D1 の位置 (CH(1)) を u = 1 とする。なお、本実施形態では、M = 64 である。また、COM 変数 v (1 ≤ v ≤ N) は、駆動対象（受信信号の取得対象）の素子部 23 に対応した共通端子 221E1 の位置 (COM(1) ~ COM(N)) を示す変数であり、本実施形態では、- Y 側端部の共通端子 221E1 の位置 (COM(1)) を v = 1 とする。なお、本実施形態では、N = 16 である。

#### 【0056】

10

20

30

40

50

次に、送信制御手段 3 1 は、CH 変数  $u \sim CH$  変数  $u + 1$  に対応した素子部 2 3 から超音波を送信させる超音波送信処理を実施する（ステップ S 1 0 2）。

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

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

【 0 0 5 7 】

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

【 0 0 5 8 】

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

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

【 0 0 5 9 】

なお、定数  $k = 2$  の場合、超音波を送信する際は、電子フォーカスを行ってもよい。つまり、駆動信号を出力する複数の駆動端子 2 2 1 D 1 において、端部から中心部に向かって駆動信号の出力タイミングを遅延させる。これにより、所定深さ位置で収束する超音波を送信することができ、超音波測定における分解能を向上できる。

【 0 0 6 0 】

この後、受信制御手段 3 2 は、COM 変数  $v \sim COM$  変数  $v + i$ （本実施形態では、 $i = 4$ ）に対応する素子部 2 3 からの受信信号を取得する超音波受信処理を実施する（ステップ S 1 0 3）。

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

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

【 0 0 6 1 】

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

【 0 0 6 2 】

10

20

30

40

50

ここで、上述のように、超音波送信処理において、 $CH(u) \sim CH(u+k)$ に対応する素子部23から超音波が送信されるが、そのうちの $COM(v) \sim COM(v+i)$ の素子部23が、受信感度が高くなって、超音波受信処理における受信が有効となり、その他の素子部23では、受信感度が0近傍となって受信が無効となる。これにより、受信が有効となる素子部23からの受信信号のみが受信回路255を介して制御部3に入力される。なお、 $COM(v) \sim COM(v+i)$ 以外の他の $COM$ 位置の素子部23からの受信信号も制御部3に入力されるが、第二バイアス電圧が出力されているため、受信感度が低いために、受信信号も測定に影響が出ない程度に小さくなる。

つまり、 $CH(u) \sim CH(u+k)$ に対応した駆動端子221D1に接続され、かつ、 $COM(v) \sim COM(v+i)$ に対応した共通端子221E1に接続された素子部23（超音波トランスデューサ24）の直下（+Z側）が1回のステップS102及びステップS103による超音波測定の対象領域（測定領域B（図11参照））となる。

#### 【0063】

具体例を挙げて説明すると、例えば、 $COM$ 変数 $v=1$ の場合では、図11に示すように、超音波受信処理時に、 $COM(1)$ の位置の共通端子221E1には、素子部23（超音波トランスデューサ24）での受信を有効にする第一バイアス電圧 $V_1$ が出力される。

一方、 $COM(h)$ の共通端子221E1には、超音波受信処理時に、素子部23（超音波トランスデューサ24）での受信を無効にする第二バイアス電圧 $V_2$ が出力される（ $h$ は、 $5 \leq h \leq 16$ の整数）。なお、受信を無効にするバイアス電圧が $-3V$ である場合、第二バイアス電圧 $V_2$ として $18V$ の電圧が出力されることになる。

ここで、 $CH$ 変数 $u=1$ の場合では、図12の2番目の状態に示すように、超音波送信位置と、超音波の受信が有効とされた位置とが重なる測定領域Bに対応した各素子部23から、超音波を検出した旨の受信信号が出力されることになる。したがって、図11に示すように、 $CH(1)$ の駆動端子221D1から、超音波受信に起因する信号レベルの大きい受信信号が出力され、 $CH(j)$ の駆動端子221D1からの受信信号は信号レベルが所定値未満となる。一方、 $CH$ 変数 $u=j$ の場合では、 $CH(j)$ の駆動端子221D1から信号レベルの大きい受信信号が出力され、 $CH(1)$ の駆動端子221D1からの受信信号は信号レベルが所定値未満となる。

また、 $COM$ 変数 $v=h$ の場合でも同様であり、超音波が送信された位置と、第一バイアス電圧 $V_1$ が出力された位置とが重なる素子部23（測定領域Bに対応した素子部23）から、超音波受信に起因する信号レベルの大きい受信信号が出力される。

#### 【0064】

この後、 $CH$ 変数 $u$ に、所定値（例えば「1」）を加算し（ステップS104）、 $CH$ 変数 $u+k$ が、X方向に並ぶ素子部23の最大値 $M$ （本実施形態では、 $M=64$ ）を越えたか否かを判定する（ステップS105）。

ステップS105において、Noと判定された場合は、ステップS102に戻る。つまり、図12の3番目及び4番目の状態に示すように、超音波を送信する $CH$ 位置を+X側に移動させつつ、 $COM(v) \sim COM(v+i)$ からの受信信号を取得するX方向に沿った走査処理を継続する。

#### 【0065】

一方、ステップS105において、Yesと判定された場合は、図12の5番目及び6番目の状態に示すように、超音波を送信する $CH$ 位置が+X側端部まで到達した（1回の走査処理が終了した）ことを意味する。すなわち、 $COM(1) \sim COM(5)$ の位置に対応したX方向に沿う内部断層画像（ $y=1$ に対応した内部断層画像）に必要な受信信号が得られたことになる。

この場合、生体Pの次に断面位置に対する測定を開始する。これには、制御部3は、 $CH$ 変数 $u$ を初期化し（ $u=1$ ）、さらに、 $COM$ 変数 $v$ に所定値（例えば「1」）を加算する（ステップS106）。そして、 $COM$ 変数 $v+i$ が、Y方向に並ぶ素子部23の最大値 $N$ （本実施形態では、 $N=16$ ）を越えたか否かを判定する（ステップS107）。

10

20

30

40

50

## 【0066】

ステップS107において、Noと判定された場合は、ステップS102に戻る。つまり、図12の7番目及び8番目の状態に示すように、受信信号を取得するCOM位置を+Y側に移動させ、COM(v)~COM(v+i)に対する受信信号を順次取得する。以降、ステップS7においてYesと判定されるまで、X方向に沿った走査処理を複数回実施する。

## 【0067】

一方、ステップS107において、Yesと判定された場合は、アレイ領域22Aの全ての素子部23に対する超音波の送受信処理が完了したことを意味する。

この場合は、画像取得手段33は、超音波測定結果に基づいて、内部断層画像を形成(取得)する(ステップS108)。つまり、画像取得手段33は、超音波の送信タイミングから受信タイミングに基づいた超音波の反射位置を画像化することで、COM(v)~COM(v+i)に対応したX方向に沿った内部断層画像を生成する。本実施形態では、X方向に沿った走査処理により、1つの内部断層画像に対する受信信号を取得し、当該走査処理をY方向に沿って位置をずらしながら順次実施するため、Y方向に沿った複数位置での内部断層画像をそれぞれ取得することができる。

10

## 【0068】

## [合成断層画像の表示]

図9に戻り、以上のようなステップS1の超音波画像取得処理の後、画像分割手段34は、取得した各内部断層画像を複数の分割画像に分割する(ステップS2; 画像分割ステップ)。

20

図13は、内部断層画像から分割画像を生成する一例を示す図である。

ステップS2では、画像分割手段34は、図13に示すように、1つの内部断層画像につき、X方向の各画素(1 x X<sub>M</sub>)に対応したX<sub>M</sub>個の分割画像(画像サイズ: 1 x Z<sub>M</sub>)を生成する。

また、内部断層画像は、Y方向に沿ってY<sub>M</sub>個取得されるため、X<sub>M</sub> x Y<sub>M</sub>個の分割画像が生成されることになる。

## 【0069】

次に、制御部3は、XY平面において、内部断層構造の画像を表示させた位置を示す連続線を設定する(ステップS3)。このステップS3では、操作者(施術者)の入力操作部からの操作信号に基づいて、連続線を手動で設定するか、自動で連続線を移動させるかを設定することが可能である。例えば、操作者の手動により連続線の位置を示す操作信号が入力された場合は、手動モードとして判定して、入力された連続線が設定する。また、連続線の位置を示す操作信号が入力されなかった場合は、自動モードとして判定する。自動モードでは、予め設定された連続線を初期に設定し、当該連続線をXY平面上の矩形領域内を自動移動させて走査する。

30

## 【0070】

なお、ここで述べる矩形領域とは、アレイ領域22Aに略対応した領域であり、1 x X<sub>M</sub>、1 y Y<sub>M</sub>の領域となる。駆動端子221D1の総数がM、共通端子221E1の総数がNであり、測定領域BのX方向の幅(CH数)はk+1、Y方向の幅(COM数)はj+1となるので、X<sub>M</sub> = M - kとなり、Y<sub>M</sub> = N - jとなる。本実施形態では、M = 64、N = 16、k = 1、j = 4であるので、1 x 63、1 y 12となる。

40

よって、この矩形領域内の各座標(s, t)には、それぞれ対応する分割画像(s, t)が存在することになる。

なお、以降の説明にあたり、矩形領域の4つの頂点を時計回りに、第一頂点(1, Y<sub>M</sub>)、第二頂点(X<sub>M</sub>, Y<sub>M</sub>)、第三頂点(1, 1)、第四頂点(1, 1)と定義する。

そして、ステップS3において、自動モードとして判定された場合、制御部3は、初期の連続線を第一頂点及び第二頂点を通る直線として設定する。

## 【0071】

この後、制御部3は、連続線に対応した合成断層画像を生成して表示させる合成画像表

50

示処理を実施する（ステップS4；画像合成ステップ）。

図14は、ステップS4の合成画像表示処理のフローチャートである。図15は、合成断層画像の生成の一例を示す図である。図16は、表示部に表示される合成断層画像の一例を示す図である。

合成画像表示処理では、図13に示すように、画像合成手段35は、ステップS2で分割された分割画像のうち、連続線の線上の座標に対応した各分割画像を抽出する（ステップS201）。すなわち、連続線の直線式  $y = f(x)$  を算出し、 $s = 1 \sim X_M$  に対応した  $t = f(1) \sim f(X_M)$  をそれぞれ算出し、分割画像  $(s, t)$  を抽出する。連続線の直線式のX座標値  $s$  に対応したY座標値  $t$  が整数でない場合、最も近い整数値を  $t$  値として用いてもよい。

#### 【0072】

次に、画像合成手段35は、合成画像の座標系（横軸をS軸、縦軸をZ軸）に対して、-S側端部に分割画像  $(1, f(1))$  を配置し、+S側に向かって順次  $s = 2, 3 \dots X_M$  に対応した分割画像  $(s, t)$  を隣接配置し、各分割画像を合成して合成断層画像を生成する（ステップS202）。これにより、図15に示すように、分割画像から合成断層画像が生成される。

#### 【0073】

この後、表示制御手段38は、表示部4にステップS202にて生成した合成断層画像を表示させる（ステップS203）。

ここで、図16に示すように、表示制御手段38は、表示部4の表示領域41内に、合成断層画像51（又は、連続線がX方向と平行な場合は内部断層画像）と、合成断層画像51に対応したアレイ領域22Aに対応した簡易アレイ画像52と、アレイ領域22Aに対する連続線の位置を示す断面位置画像53とを並べて表示させる。

この際、表示制御手段38は、簡易アレイ画像52にX軸画像52X、Y軸画像52Yを表示させた上で、断面位置画像53を重畳表示させる。これにより、施術者に、表示されている合成断層画像51（内部断層画像）の断面位置を分かりやすく知らせることが可能となる。

#### 【0074】

図9に戻り、上記のような合成画像表示処理の後、画像選択手段36は、操作者（施術者）による表示された合成断層画像51を選択する旨の操作信号が入力されたか否かを判定する（ステップS5）。このステップS5において、Yesと判定された場合は、画像選択手段36は、操作信号が入力されたタイミングでの合成断層画像51を記憶部に記憶する（ステップS6）。

すなわち、本実施形態では、自動モードで連続線が自動で移動される場合、連続線を移動させた際の合成断層画像を表示部4にリアルタイム表示（アニメーション表示）させる。よって、操作者は、観察したい断面位置での合成断層画像51（内部断層画像）が表示された場合に、例えば、操作手段を操作（例えばマウスをクリックする等）することで画像を選択する。また、手動モードであっても、画像選択手段36により画像が選択されることが可能であるので、同じ位置での合成断層画像を確認したい場合等において、連続線を再度設定する手間を省くことができる。

#### 【0075】

ステップS6の後、及びステップS5においてNoと判定された後、画像合成手段35は、連続線を移動させるか否かを判定する（ステップS7）。このステップS7では、上述したステップS3において、連続線が手動入力されず、自動モードが設定されているか否かを判定する。

ステップS7において、Yesと判定された場合は、制御部3の画像合成手段35は、連続線を予め設定された方向に移動させる（ステップS8）。

#### 【0076】

本実施形態では、このステップS8において、以下のように連続線を移動させる。

図17は、本実施形態における連続線の移動手順を説明するための図である。また、図

10

20

30

40

50

18は、本実施形態において、表示部4に表示される合成断層画像51の遷移の一例を示す図である。

自動モードに設定された場合、ステップS3において、図17に示すように、初期の連続線61は、第一頂点C1及び第二頂点C2を通る直線に設定される。つまり、ステップS1において、最後に取得された内部断層画像の断面位置に対応した連続線61が設定される。ここで、連続線61と、矩形領域Ar1の外周縁との交点のうち、第一頂点と重なる点を第一交点61Aとし、第二頂点と重なる点を第二交点61Bとする。

本実施形態では、画像合成手段35は、上記のような初期の連続線61における第一交点61Aを回転中心(第一点)として、まず、第二交点61Bを第三頂点C3に向かって移動させて連続線61を回転させる。

第二交点61Bが第三頂点C3に移動すると、次は、回転中心を第二交点61Bに移動させ、第一交点61Aを、第一頂点C1から第四頂点C4に向かって移動させて連続線61を回転させる。

第一交点61Aが第四頂点C4に移動すると、次は、再び回転中心を第一交点61Aに移動させ、第二交点61Bを、第三頂点C3から第二頂点C2に向かって移動させて連続線61を回転させる。

第二交点61Bが第二頂点C2に移動すると、回転中心を第二交点61Bに移動させ、第一交点61Aを、第四頂点C4から第一頂点C1に向かって移動させて連続線61を回転させ、初期の連続線61の位置に戻す。

#### 【0077】

このように本実施形態では、連続線61における端点(第一交点61A及び第二交点61B)を交互に入れ替えて回転中心として、矩形領域Ar1の4つ頂点のそれぞれを中心として連続線61を回転させる。

この場合、図17に示すように、矩形領域Ar1内の各位置に対して、それぞれ連続線61の方向が異なる少なくとも2回の走査が実施される。例えば、矩形領域Ar1内の所定座標( $s_1, t_1$ )に対して、連続線61の傾きが負となる場合(図17の2番目に示す右下がりの連続線61)に対応した合成断層画像と、連続線61の傾きが正となる場合(図17の6番目に示す右上がりの連続線61)に対応した合成断層画像を得ることができる。したがって、血管の線方向(長軸方向)が左上から右下に向かっている場合、施術者は、前者の合成断層画像で血管の長軸方向を好適に判定でき、血管の長軸方向が左下から右上に向かっている場合、施術者は、後者の合成断層画像で血管の長軸方向を好適に判定できる。

#### 【0078】

ところで、連続線61を移動させる量は、予め設定された量であり、例えば矩形領域における1座標分であってもよく、2座標分以上であってもよい。連続線61を所定量移動させた後、後述するステップS9において、Yesと判定されない限り、制御部3は、ステップS4の処理に戻る。つまり、ステップS9においてYesと判定されるまで、連続線61を移動させつつ、上記ステップS4からステップS7の処理を繰り返し実施する。これにより、図18に示すように、連続線61の移動先に応じた合成断層画像が表示部4に順次表示され、連続線61の移動に応じた合成断層画像51(又は内部断層画像)がリアルタイム表示(アニメーション表示)される。

#### 【0079】

図9に戻り、以上のようなステップS8の後、制御部3は、連続線61の移動を終了させるか否かを判定する(ステップS9)。ステップS9において、例えば操作者により合成断層画像51のリアルタイム表示を終了させる旨の操作信号が得られた場合や、所定回数(又は所定時間)の連続線61の移動による合成断層画像のリアルタイム表示を行った場合、制御部3は、ステップS9においてYesと判定する。ステップS9でNoと判定される場合は、上述したように、ステップS4の処理に戻る。

#### 【0080】

ステップS9においてYesと判定された場合、表示制御手段38は、ステップS6に

10

20

30

40

50

において記憶された選択画像が有るか否かを判定する（ステップS10）。ステップS10においてYesと判定された場合、表示制御手段38は、記憶部に記憶された選択された合成断層画像51（又は内部断層画像）を表示部4に表示させる。なお、選択された合成断層画像51が複数ある場合は、複数の合成断層画像51を順次切り替えて表示してもよく、表示部4の表示領域41に対して一覧表示させてもよい。

#### 【0081】

ステップS10においてNoと判定された場合、及びステップS11の後、制御部3は測定処理を終了するか否かを判定する（ステップS12）。ステップS12において、例えば操作者の入力操作により測定を終了させる旨の操作信号が入力された場合、測定処理を終了させる。また、ステップS12においてNoと判定された場合、ステップS3に戻る。これにより、操作者は、自動モードでの合成断層画像51の表示の後、手動モードで改めて連続線61を指定して合成断層画像51を表示させることもできる。また、手動モードの後、うまく血管の位置が判定できなかった場合等では、自動モードに切り替えて合成断層画像51をリアルタイム表示させることもできる。

なお、ここでは、ステップS12においてNoと判定された場合に、ステップS3に戻る例を示すが、ステップS1に戻ってもよい。生体Pを対象とした超音波測定では、時間経過によって血管の位置が変化する。この場合、ステップS1に戻って再度内部断層画像を取得することで、より精度の高い測定を実施することができる。

#### 【0082】

[回転中心を変更した合成断層画像の表示]

ところで、以上に示した例では、自動モードにおいて、連続線61の端点（第一交点61A又は第二交点61B）が矩形領域Ar1の各頂点に位置した際に、その頂点回りで連続線61を回転させた場合の合成断層画像51の表示の例を示した。

これに対して、本実施形態では、図9に示すような超音波測定処理（第一超音波測定処理）の後、さらに、操作者が指定した任意の点を中心に連続線61を回転させた際の合成断層画像を表示させる（第二超音波測定処理）ことも可能である。

図19は、この第二超音波測定処理のフローチャートである。

#### 【0083】

この第二超音波測定処理は、例えば、上記第一超音波測定処理において、所定の合成断層画像51が選択されて表示部4に表示させた後、第一点選択手段37は、第一点を取得する。つまり、操作者による入力操作部の入力操作により、表示部4に表示された合成断層画像上の任意の一点を第一点として指定する旨の操作信号が入力された場合に、第一点選択手段37は、その入力された点を第一点（回転中心となる点）として取得する（ステップS21）。この第一点は、選択された合成断層画像51上における点であり、合成断層画像51を構成する分割画像（ $s$ 、 $t$ ）を示す点、つまり、連続線61上にある点を示す。例えば、合成画像の座標系（横軸をS軸、縦軸をZ軸）において、合成断層画像51上の任意の点（ $s$ 、 $z$ ）が指定された場合、第一点選択手段37は、当該任意の点（ $s$ 、 $z$ ）を含む分割画像（ $s$ 、 $t$ ）、すなわち、連続線61上の点（ $s$ 、 $t$ ）が選択されたと判定する。

#### 【0084】

次に、第一点選択手段37は、全体移動が選択されたか否かを判定する（ステップS22）。ここで、全体移動とは、連続線61全体を、第一点を中心に回転させる回転走査を意味する。また、全体移動ではない場合、本実施形態では、部分移動を行う。この部分移動とは、連続線61上の点（ $s$ 、 $t$ ）を挟んで、連続線61を2つの直線（第一連続線611（図21参照）及び第二連続線612（図21参照））に分割した際に、第一連続線611及び第二連続線612のそれぞれを個別に回転させる回転走査を意味する。なお、第一連続線611は、第一点よりも第一交点61A側の線分であり、第二連続線612は、第一点よりも第二交点61B側の線分を示すものとする。

第一点選択手段37は、操作者による入力操作部の操作によって、全体移動を指定する旨の操作信号が入力された場合に、ステップS22においてYesと判定する。

## 【 0 0 8 5 】

図 2 0 は、連続線 6 1 の全体を、第一点 6 2 を中心にして回転させる際の移動手順を説明するための図である。

ステップ S 2 2 において、Y e s と判定された場合、画像合成手段 3 5 は、図 2 0 に示すように、ステップ S 2 1 にて選択された第一点 6 2 を回転中心として、連続線 6 1 を回転させる（ステップ S 2 3）。

回転角度は、ステップ S 8 における連続線 6 1 の移動と同様、予め設定された角度である。そして、画像合成手段 3 5 は、ステップ S 4 と同様の合成画像表示処理を実施して合成断層画像 5 1 を表示させる（ステップ S 2 4）。この際、ステップ S 5 及びステップ S 6 と同様、画像選択手段 3 6 は、操作者（施術者）によって合成断層画像 5 1 を選択する旨の操作信号が入力されたか否かを判定して（ステップ S 2 5）、選択された場合は、その合成断層画像 5 1 を記憶部に記憶する（ステップ S 2 6）。

そして、制御部 3 は、連続線 6 1 の移動を終了させるか否かを判定する（ステップ S 2 7）。このステップ S 2 7 では、ステップ S 9 と同様、例えば操作者により合成断層画像 5 1 のリアルタイム表示を終了させる旨の操作信号が得られた場合や、所定角度（又は所定時間）の連続線 6 1 の移動による合成断層画像 5 1 のリアルタイム表示を行った場合に、制御部 3 は、Y e s と判定する。ステップ S 2 7 で N o と判定される場合は、上述のように、ステップ S 2 3 の処理に戻って、連続線 6 1 を回転させた際の合成断層画像 5 1 のリアルタイム表示を継続する。したがって、ステップ S 2 7 において、Y e s と判定されるまで、連続線 6 1 が第一点を中心に回転され、その際に生成される合成断層画像 5 1 が表示部 4 にリアルタイム表示されることになる。

## 【 0 0 8 6 】

図 2 1 は、連続線 6 1 を、第一点 6 2 を境に分離した場合の連続線 6 1 の移動手順を説明するための図である。

上述したステップ S 2 2 において、N o と判定された場合、画像合成手段 3 5 は、連続線 6 1 を、第一点 6 2 を境界に、第一交点 6 1 A 側の第一連続線 6 1 1 と、第二交点 6 1 B 側の第二連続線 6 1 2 とに分離する（ステップ S 2 8）。そして、画像合成手段 3 5 は、第二連続線 6 1 2 を、第一点 6 2 を中心に回転させる（ステップ S 2 9）。

具体的には、画像合成手段 3 5 は、図 2 1 に示すように、まず、第二連続線 6 1 2 を例えば時計回り方向に回転させ、その後、反時計回り方向に回転させる。例えば、第二交点 6 1 B が第二頂点 C 2 及び第三頂点 C 3 の間に位置する場合、まず、第二交点 6 1 B を、第二頂点 C 2 に位置するまで第二連続線 6 1 2 を回転させ、その後、回転方向を反転させて、第二交点 6 1 B が第三頂点 C 3 に位置するまで第二連続線 6 1 2 を回転させる。

## 【 0 0 8 7 】

この際の回転角度は、ステップ S 8 やステップ S 2 3 と同様、予め設定された角度であり、画像合成手段 3 5 は、ステップ S 4 と同様に、第二連続線 6 1 2 が所定角度回転される毎に合成画像表示処理を実施して、表示部 4 に合成断層画像 5 1 をリアルタイム表示させる（ステップ S 3 0）。

また、ステップ S 5 と同様、画像選択手段 3 6 は、操作者（施術者）によって合成断層画像 5 1 を選択する旨の操作信号が入力されたか否かを判定する（ステップ S 3 1）。

ステップ S 3 1 において N o と判定される場合は、ステップ S 2 9 に戻り、第二連続線 6 1 2 の移動を継続する。

一方、ステップ S 3 1 において Y e s と判定された場合、画像合成手段 3 5 は、第二連続線 6 1 2 の移動を停止し、第二連続線 6 1 2 を固定する（ステップ S 3 2）。

## 【 0 0 8 8 】

ステップ S 3 2 の後、画像合成手段 3 5 は、第一連続線 6 1 1 を移動させる（ステップ S 3 3）。

具体的には、画像合成手段 3 5 は、図 2 1 に示すように、まず、第一連続線 6 1 1 を例えば反時計回り方向に回転させ、その後、時計回り方向に回転させる。例えば、第一交点 6 1 A が第一頂点 C 1 に位置する場合、まず、第一交点 6 1 A が、第四頂点 C 4 を経由し

て第三頂点C3に移動するまで第一連続線611を回転させ、その後、回転方向を反転させて、第一交点61Aが、第三頂点C3及び第一頂点C1を經由して第二頂点C2に移動するまで第一連続線611を回転させる。

この際の回転角度は、ステップS8やステップS23、ステップS29と同様、予め設定された角度であり、画像合成手段35は、ステップS4と同様に、合成画像表示処理を実施して合成断層画像51をリアルタイム表示させる(ステップS34)。

【0089】

また、ステップS5及びステップS6と同様、画像選択手段36は、操作者(施術者)によって合成断層画像51を選択する旨の操作信号が入力されたか否かを判定し(ステップS35)、Yesと判定された場合、合成断層画像51を記憶部に記憶する(ステップS36)。

10

【0090】

そして、制御部3は、第一連続線611の移動を終了させるか否かを判定する(ステップS37)。このステップS37では、ステップS9と同様、例えば操作者により合成断層画像51のリアルタイム表示を終了させる旨の操作信号が得られた場合や、所定角度(又は所定時間)の連続線61の移動による合成断層画像51のリアルタイム表示を行った場合に、制御部3は、Yesと判定する。

ステップS37においてNoと判定された場合は、ステップS33に戻る。

ステップS37においてYesと判定された場合は、図9のステップS10からステップS12までの処理と同様の処理(ステップS38からステップS40)を実施する。

20

【0091】

[本実施形態の作用効果]

本実施形態の超音波測定装置1では、画像取得手段33により、Y方向に沿った複数の内部断層画像を取得した後、画像分割手段34により、これらの内部断層画像をX方向の法線で複数分割した分割画像を生成する。そして、画像合成手段35は、アレイ領域22Aと同一平面であるXY平面で連続する連続線61上の各座標(s, t)に対応した分割画像(s, t)をそれぞれ抽出し、これらの抽出した分割画像を連続線61に沿う座標順に並べて合成して合成断層画像を生成する。

このため、施術者は、図8に示すように、超音波プローブ2を生体Pに対して固定した状態で、超音波プローブ2の位置や角度を変更することなく、所望の連続線の位置に対応した生体Pの断面構造を示す合成断層画像51を確認することができる。これにより、例えば穿刺作業を行う際に、生体Pにおける血管の線方向を容易に把握することができるので、施術者は、穿刺針11を挿入する挿入方向も、容易に判断することができる。したがって、穿刺作業の効率化及び穿刺成功率の向上を図れる。

30

【0092】

本実施形態の超音波測定装置1では、連続線61は直線である。このため、直線状の穿刺針11を血管に挿入する際に、合成断層画像51を確認することで、血管の線方向(長軸方向)を確認することができる。つまり、施術者は、血管の長軸方向の最大寸法が最も大きい合成断層画像51と、その際の連続線61の位置とを確認することで、穿刺針11を挿入しやすい挿入方向を容易に判断することができる。

40

【0093】

本実施形態の超音波測定装置1では、表示制御手段38は、連続線61を移動させた際の合成断層画像51を表示部4にリアルタイム表示し、画像選択手段36により画像を選択する旨の入力操作が行われた場合に、その入力操作が行われたタイミングでの合成断層画像51を表示させる。これにより、施術者は、連続線61を移動させた際の様々な位置での生体Pの断面構造を容易に確認することができる。また、施術者が指定したタイミングにおける所望の連続線61に対応した合成断層画像51を表示させることができるので、施術者が必要とする合成断層画像51の確認も容易となる。

【0094】

本実施形態の超音波測定装置1では、表示制御手段38は、表示部4に、合成断層画像

50

5 1 を表示させるとともに、その合成断層画像 5 1 に対応した連続線 6 1 の位置を、簡易アレイ画像 5 2 及び断面位置画像 5 3 を用いて表示させる。

これにより、施術者が、表示部 4 に表示されている合成断層画像 5 1 が、生体 P におけるどの位置に対応した画像であるかを容易に確認することができる。

【0095】

本実施形態の超音波測定装置 1 では、画像合成手段 3 5 は、第一点 6 2 を通る連続線 6 1 を、第一点 6 2 を中心に回転させた際の合成断層画像 5 1 を生成してリアルタイム表示させる。

これにより、矩形領域 A r 1 内の各座標位置を通る内部断層画像をそれぞれ表示させることができる。また、第一点 6 2 を操作者が設定入力することが可能であるので、例えば、血管上点を第一点 6 2 として設定することで、血管の線方向が映り込んだ合成断層画像と、その際の連続線 6 1 の位置を容易に取得することができる。これにより、穿刺作業の作業効率及び穿刺成功率をより向上させることができる。

【0096】

本実施形態の超音波測定装置 1 では、画像合成手段 3 5 は、第一点（回転中心）を矩形領域 A r 1 における頂点として連続線 6 1 を回転させる。

このように、矩形領域 A r 1 の頂点位置を回転中心として連続線 6 1 を回転させた際の合成断層画像を生成する場合、回転中心とする頂点を適宜変更することにより、様々な方向に対する合成断層画像を得ることができ、施術者は、血管の線方向をよりの確に判断することができる。

【0097】

本実施形態の超音波測定装置 1 において、画像合成手段 3 5 は、矩形領域 A r 1 の各頂点を回転中心として連続線 6 1 を回転させた際の合成断層画像を生成する。

この場合、各頂点を中心として連続線を回転させた際の各合成断層画像を取得できるので、矩形領域 A r 1 内において、血管の線方向がどのような方向に走っていても、血管の線方向に近い連続線を容易に検出することができる。また、施術者は、自動モードにより上記のような矩形領域 A r 1 の頂点を中心とした走査を行って血管の線方向の見当をつけた後、図 1 9 に示すように、第一点 6 2 を指定した走査を行ったり、手動モードにより連続線を指定した合成断層画像の表示を行ったりすることで、より高精度に血管の線方向の検出が可能となる。

【0098】

本実施形態では、画像合成手段 3 5 は、連続線 6 1 の第一交点 6 1 A を回転中心として連続線 6 1 を回転させたのち、第二交点を回転中心として連続線 6 1 を回転させる。つまり、連続線 6 1 を回転させる際の回転中心を、第一交点 6 1 A と第二交点 6 1 B とで交互に切り替える。

これにより、生成された各合成断層画像をリアルタイム表示（アニメーション表示）させる際に、画像の左右位置が突然反転することがなく、連続線 6 1 を移動に伴う合成断層画像の変化をスムーズに表示させることができる。

【0099】

本実施形態の超音波測定装置 1 では、第一点選択手段 3 7 により連続線 6 1 上の第一点 6 1 が選択され、更に、部分移動を行う旨の操作信号が入力された場合に、画像合成手段 3 5 は、連続線 6 1 を第一連続線 6 1 1 及び第二連続線 6 1 2 に分割する。そして、画像合成手段 3 5 は、第一連続線 6 1 1 を、第一点 6 2 を中心に回転させた際の合成断層画像、及び第二連続線 6 1 2 を、第一点 6 2 を中心に回転させた際の合成断層画像をそれぞれリアルタイム表示させる。

この場合、例えば、血管が途中で分岐している場合や屈曲している場合に、分岐点や屈曲点に対応した位置に第一点 6 2 が選択されることで、高精度に血管の線方向に沿った合成断層画像を取得することができる。これにより、施術者は、例えば、穿刺作業を行った後に、穿刺針が目標位置に正確に到達しているか、カテーテルが血管に対して正しく挿通されているか等を確認することができ、穿刺成功率の更なる向上を図れる。

10

20

30

40

50

## 【0100】

本実施形態の超音波測定装置1における超音波プローブ2は、X方向及びY方向に沿った2次元アレイ状に配置された超音波トランスデューサー24を有する。そして、これらの超音波トランスデューサー24のうち、X方向に沿って配置された超音波トランスデューサー24は、上部電極221C3（共通電極配線）により接続され、共通端子221E1から回路基板25に接続される。また、Y方向に沿って配置された超音波トランスデューサー24は、下部電極221C1（駆動電極線）により接続され、駆動端子221D1から回路基板25に接続される。そして、回路基板25に設けられた電圧源256は、超音波受信処理を実施する際に、受信信号の取得対象となる超音波トランスデューサー24（素子部23）に対応した共通端子221E1に、超音波の受信を有効にするための第一バイアス電圧V1を出力し、その他の受信信号の取得対象外の超音波トランスデューサー24（素子部23）に対して、受信を無効にするための第二バイアス電圧V2を出力する。

10

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

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

20

## 【0101】

## [第二実施形態]

次に、第二実施形態について説明する。

上述した第一実施形態では、自動モードにおいて、図17に示すように、各頂点回りで連続線61を回転させた。これに対して、第二実施形態では、連続線61の移動手順が上記第一実施形態と相違する。

30

## 【0102】

図22は、第二実施形態における連続線61の移動手順を説明するための図である。なお、以降の説明にあたり、既に説明した構成や工程（ステップ）については、同符号を付し、その説明を省略又は簡略化する。

本実施形態は、第一実施形態と同一の構成の超音波測定装置1により構成することができる。図9や図19に示すように、上記第一実施形態と略同様の処理により生体Pに対する超音波測定処理を実施することができる。

40

本実施形態では、図9のステップS8において、連続線61の移動手順が、第一実施形態と相違する。

すなわち、本実施形態では、図22に示すように、第一頂点C1及び第二頂点C2に設定された連続線61を第一頂点C1に位置する第一交点61Aを回転中心として回転させ、第二交点61Bを、第三頂点C3を経由して第四頂点C4まで移動させる。

この後、第四頂点C4の第二交点61Bを回転中心として、第一交点61Aを第一頂点C1から、第二頂点C2を経由して、第三頂点C3まで移動させる。

この後は、上記の回転方向を反転させて、第一交点61Aを第一頂点C1に、第二交点61Bを第二頂点C2に戻す。

50

## 【0103】

本実施形態の超音波測定装置1において、画像合成手段35は、矩形領域Ar1のうち、互いに対角関係でない2つの頂点（例えば第一頂点C1及び第四頂点C4）を回転中心として連続線61を回転させた走査が行われる。

互いに対角関係にある頂点回り（例えば、第一頂点C1と第三頂点C3等）では、連続線61の傾きの正負が同じとなるので、検出可能な血管の線方向も略同じとなる。この場合、いずれか1つの合成断層画像（第一頂点C1回りに連続線61を回転させた際の合成断層画像又は第三頂点C3回りに連続線61を回転させた際の合成断層画像）を確認することで、施術者は、血管の線方向を容易に判定することが可能となる。つまり、4の頂点の全てを回転中心として連続線を回転させて内部断層画像を表示させる場合、所定の1点（s, t）を通り、形状が略同じとなる複数の合成断層画像が表示されることになって、測定時間が長くなる。これに対して、本実施形態では、互いに対角関係にない2つの頂点回りで連続線を回転させた際の合成断層画像を生成する。この場合でも、所定の1点（s, t）を通る合成断層画像が2回表示されることになるが、いずれも連続線61の傾きの正負が異なる。したがって、測定時間の無駄を省略でき、迅速な測定を行うことができるとともに、血管の線方向を検出する際の検出精度の低下も抑制できる。

10

## 【0104】

## [第三実施形態]

次に、第三実施形態について説明する。

上述した第二実施形態では、第一頂点C1回りに連続線61を回転させた後、第四頂点C4を中心に連続線61を回転させた。これに対して、第三実施形態では、第一頂点C1回りに連続線61を回転させた後、一度、回転方向を反転させて連続線を回転させる点で、上記第二実施形態と相違する。

20

## 【0105】

図23は、第三実施形態における連続線61の移動手順を説明するための図である。

本実施形態は、第一実施形態と同一の構成の超音波測定装置1により構成することができ、図9や図19に示すように、上記第一実施形態と略同様の処理により生体Pに対する超音波測定処理を実施することができる。

本実施形態では、図23に示すように、画像合成手段35は、第一頂点C1及び第二頂点C2に設定された連続線61を第一頂点C1に位置する第一交点61Aを回転中心として回転させ、第二交点61Bを、第三頂点C3を経由して第四頂点C4まで移動させる。

30

この後、本実施形態では、第一頂点C1に位置する第一交点61Aを回転中心として、連続線61を反転させ、第二交点61Bを、第四頂点C4から第三頂点C3を経由して第二頂点C2まで戻す。

## 【0106】

この後、画像合成手段35は、第二頂点C2に位置する第二交点61Bを回転中心として連続線61を回転させ、第一交点61Aを、第一頂点C1から第四頂点C4を経由して第三頂点C3まで移動させる。そして、第二頂点C2に位置する第二交点61Bを回転中心として、連続線61を反転させ、第一交点61Aを、第三頂点C3から第四頂点C4を経由して第一頂点C1まで戻す。

40

## 【0107】

本実施形態の超音波測定装置1では、画像合成手段35は、初期の連続線61の位置から第一頂点C1を中心に連続線61を回転させた後、元の初期の位置まで連続線61を反転させ、その後、第二頂点C2を中心に連続線61を回転させる。

この場合、合成断層画像をアニメーション表示した際に、施術者から見た第一交点61A及び第二交点61Bの位置関係と、表示部4に表示される合成断層画像51における左右方向とが一致するので、施術者は、生体Pの内部構造を把握しやすくなる。

例えば、施術者から見て、左側に第一頂点C1及び第四頂点C4が位置し、右側に第二頂点C2及び第三頂点C3が位置する矩形領域Ar1に対し、第一頂点C1及び第二頂点C2を通る連続線61を、第一頂点C1を回転中心として第二交点61Bが第三頂点C3

50

を經由して第四頂点が位置するまで回転させる。この場合、施術者から見て、左側の第一頂点C1の位置が、表示部4の合成断層画像51においても左側に位置するように表示されて違和感がない。しかしながら、第二実施形態のように、その後第四頂点C4の第二交点61Bを回転中心として、第一交点61Aが第二頂点C2を經由して第三頂点C3まで移動させると、施術者から見て第四頂点C4が左側に位置しているにも拘らず、表示部4に表示される合成断層画像51では、第四頂点C4に対応する位置が右側となっており、実際とは左右が反転する。この場合、違和感がある画像となり内部構造を判断しにくくなる。

これに対して、本実施形態では、例えば、第一頂点C1及び第二頂点C2を通る連続線61を、第一頂点C1を回転中心として第二交点61Bが第四頂点C4に移動するまで連続線61を回転させた後、回転方向を反転させて、第二交点61Bを第二頂点C2に戻す。その後、第二頂点C2の第二交点61Bを回転中心として、第一交点61Aが第三頂点C3に移動するまで連続線61を回転させる。この場合、表示部4に表示された合成断層画像51と、実際の連続線61との位置が左右反転していないので、合成断層画像51に対する連続線61の位置が把握しやすくなる。これにより、施術者が、適切に生体Pの内部構造を把握することができ、穿刺作業の効率化及び穿刺成功率を向上させることができる。

【0108】

[変形例]

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

【0109】

上記第一実施形態において、画像合成手段35が、第一頂点C1から第四頂点C4の各頂点回りで連続線61を回転させる例を示したが、これに限定されない。

図24は、連続線61の他の移動手順の一例を示す図である。

図24に示すように、画像合成手段35は、第一頂点C1及び第二頂点C2に設定された連続線61を第一頂点C1に位置する第一交点61Aを回転中心として回転させ、第二交点61Bを、第三頂点C3を經由して第四頂点C4まで移動させる。

次に、画像合成手段35は、第四頂点C4に位置する第二交点61Bを回転中心として、第一交点61Aが、第一頂点C1から第二頂点C2を經由して第三頂点C3に位置するまで連続線61を回転させる。

この後、画像合成手段35は、第三頂点C3に位置する第一交点61Aを回転中心として、第二交点61Bが、第四頂点C4から第一頂点C1を經由して第二頂点C2に位置するまで連続線61を回転させる。

そして、画像合成手段35は、第二頂点C2に位置する第二交点61Bを回転中心として、第一交点61Aが、第三頂点C3から第四頂点C4を經由して第一頂点C1に位置するまで連続線61を回転させる。

この場合、画像の反転が発生するものの、各頂点に対して連続線61を90度回転させた際の合成断層画像を表示させることができ、施術者は、血管の線方向をより検出しやすくなる。

【0110】

また、第一実施形態や図24の例では、各頂点を回転中心として連続線を回転させる例、第二実施形態や第三実施形態は、互いに対角関係にない2つの頂点を回転中心として連続線を回転させる例であるが、3つの頂点を回転中心として連続線を回転させてもよい。図25は、連続線61の他の移動手順の一例を示す図である。

図25に示す例では、画像合成手段35は、第一頂点C1及び第二頂点C2に設定された連続線61を第一頂点C1に位置する第一交点61Aを回転中心として回転させ、第二交点61Bを、第三頂点C3を經由して第四頂点C4まで移動させる。

次に、画像合成手段35は、第四頂点C4に位置する第二交点61Bを回転中心として

、第一交点 6 1 A が、第一頂点 C 1 から第二頂点 C 2 に移動するまで連続線 6 1 を回転させる。

この後、画像合成手段 3 5 は、第二頂点 C 2 に位置する第一交点 6 1 A を回転中心として、第二交点 6 1 B が、第四頂点 C 4 から第一頂点 C 1 に移動するまで連続線 6 1 を回転させる。

この場合、初期の連続線 6 1 に対して第一交点 6 1 A 及び第二交点 6 1 B の位置が逆転し、合成断層画像 5 1 も左右反転した形で表示部 4 に表示されるが、再度同様の操作を行うことで、元の連続線 6 1 の位置に戻すことができる。

#### 【0111】

その他、第一実施形態から第三実施形態、図 2 4 や図 2 5 のような移動手順を操作者が適宜選択可能な構成としてもよく、第一交点 6 1 A や第二交点 6 1 B をどこまで移動させるか等、適宜操作者が設定入力可能としてもよい。

#### 【0112】

上記各実施形態において、連続線 6 1 が直線である例を示したが、これに限定されない。連続線としては、例えば円弧状や波線状であってもよい。特に手動モードにおいては、操作者が連続線を示す式を手動にて入力することで、任意の形状の連続線を設定することができる。

#### 【0113】

第一実施形態の第二超音波測定処理において、ステップ S 2 2 にて N o と判定された場合、第二連続線 6 1 2 のみを回転させた後、第二連続線 6 1 2 を固定して、第一連続線 6 1 1 を回転させたが、これに限定されない。例えば、第一連続線 6 1 1 を回転させた後、第二連続線 6 1 2 を回転させてもよい。

また、第一連続線 6 1 1 と第二連続線 6 1 2 とのうち、操作者が先に回転移動させる線を選択可能な構成としてもよい。

さらに、第一連続線 6 1 1 と第二連続線 6 1 2 とのうち、長さ寸法が短い一方をまず回転させ、その後、他方を回転させてもよい。

さらには、上記第一実施形態では、1つの第一点 6 2 が選択される例を示したが、これに限定されない。第二超音波測定処理を繰り返し実施することで、第一点選択手段 3 7 により選択される第一点の個数を増加することもできる。この場合、複雑な分岐構造の血管や、屈曲点が多い血管に対しても好適に血管の線方向に沿った合成断層画像を生成することができる。

#### 【0114】

上記各実施形態において、X方向（第一方向）とY方向（第二方向）とが直交する例を示したが、交差していれば直交である必要はない。例えば、X方向とY方向とは60度の角度を為していてもよい。

#### 【0115】

上記実施形態では、表示制御手段 3 8 は、断面位置表示手段としても機能し、表示部 4 に合成断層画像 5 1 と、連続線 6 1 の位置を示す断面位置画像 5 3 を並べて表示させたが、これに限定されない。

例えば表示制御手段 3 8 は、合成断層画像 5 1 を表示させた状態で、操作者の入力操作に応じて、表示部 4 の表示を切り替えて断面位置画像 5 3 を表示させてもよい。

また、例えば、超音波プローブ 2 の上面にディスプレイを設け、ディスプレイ上に断面位置画像 5 3 を表示させてもよい。つまり、表示部 4 に表示されている合成断層画像 5 1 に対応した連続線 6 1 の位置が超音波プローブ 2 上に直接表示される。この場合、施術者は、表示部 4 に表示された合成断層画像 5 1 に対応する連続線 6 1 の位置をより把握しやすくなり、穿刺作業の更なる効率化及び穿刺成功率の向上を図ることができる。

#### 【0116】

第一実施形態において、画像選択手段 3 6 が、操作者の入力操作に基づいて画像を選択する例を示したが、これに限定されない。例えば、画像選択手段 3 6 は、生成された各合成断層画像を画像解析して血管を特定し、血管の長軸方向の寸法が最大となる合成断層画

10

20

30

40

50

像を選択する処理を行ってもよい。

【0117】

また、画像選択手段36が設けられなくてもよい。上記実施形態では、自動で連続線61を移動させることで、合成断層画像をリアルタイムで切り替えて表示するため、画像選択手段36により画像を選択する構成とすることが有効である。しかしながら、例えば、連続線61を移動させた際の各合成断層画像を、表示部4に一覧表示させる場合等では、画像を選択することなく、各時間での合成断層画像を表示部4に一覧表示させておくこともできる。この場合、画像選択手段36が設けられていなくても、施術者は、表示部4に一覧表示された合成断層画像51から所望の画像を見つけることができる。

【0118】

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

【0119】

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

【0120】

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

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

【0121】

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

【0122】

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

【符号の説明】

【0123】

1...超音波測定装置、2...超音波プローブ、3...制御部(超音波画像処理装置)、4...表示部、11...穿刺針、21...筐体、22...超音波センサー、22A...アレイ領域、24...超音波トランスデューサー、31...送信制御手段、32...受信制御手段、33...画像取

10

20

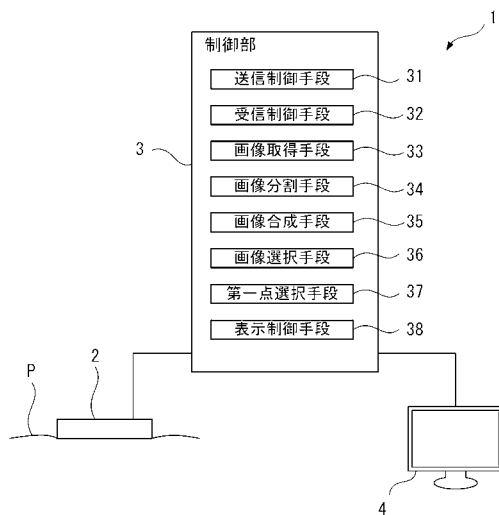
30

40

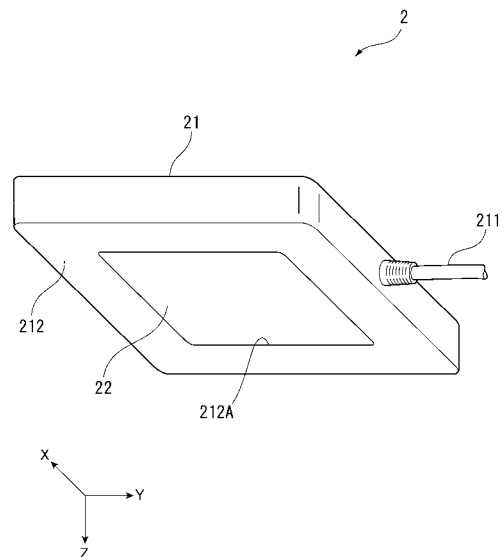
50

得手段、3 4 ... 画像分割手段、3 5 ... 画像合成手段、3 6 ... 画像選択手段、3 7 ... 第一点  
選択手段、3 8 ... 表示制御手段、5 1 ... 合成断層画像、5 2 ... 簡易アレイ画像、5 3 ... 断  
面位置画像、6 1 ... 連続線、6 1 A ... 第一交点、6 1 B ... 第二交点、6 2 ... 第一点、A r  
1 ... 矩形領域、B ... 測定領域、C 1 ... 第一頂点、C 2 ... 第二頂点、C 3 ... 第三頂点、C 4  
... 第四頂点。

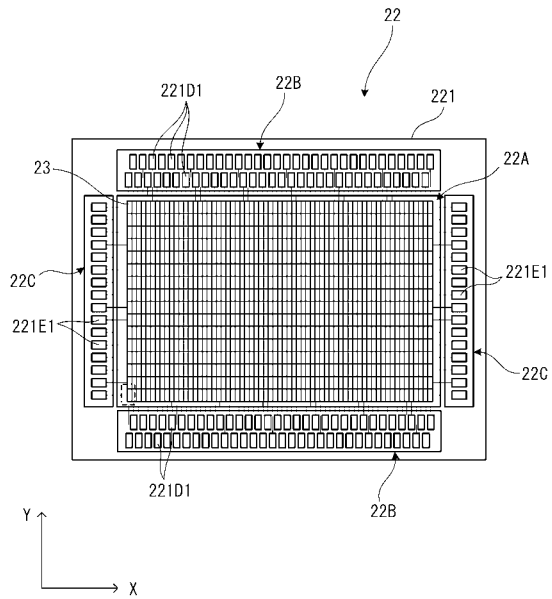
【 図 1 】



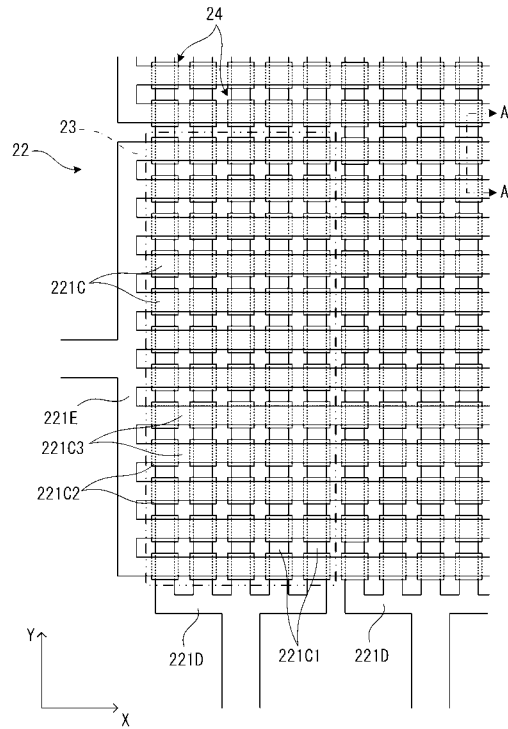
【 図 2 】



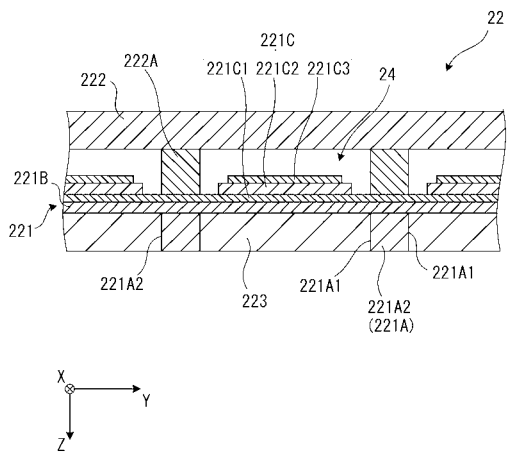
【 図 3 】



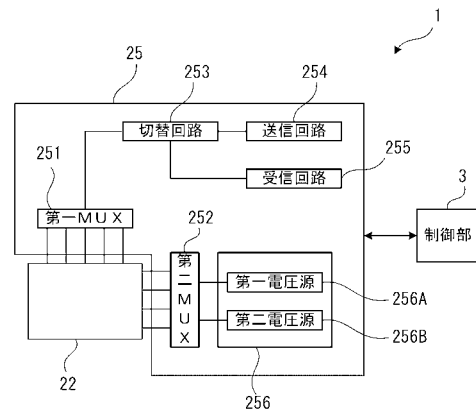
【 図 4 】



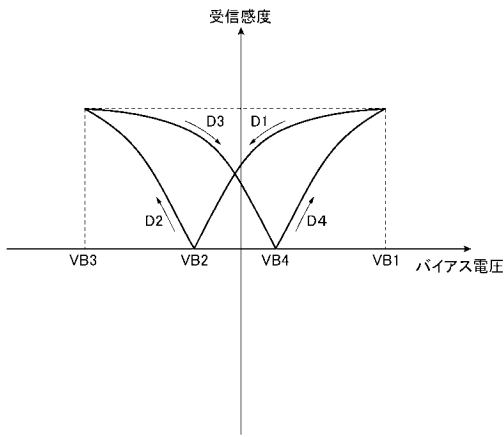
【 図 5 】



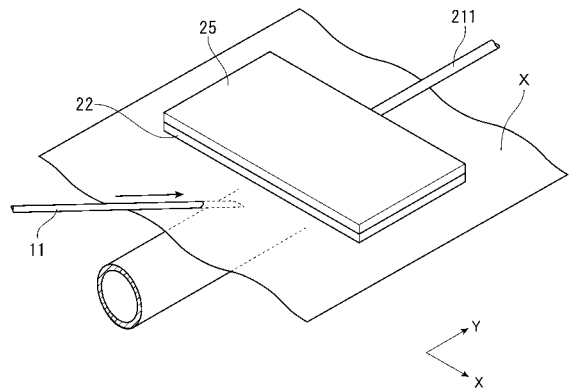
【 図 6 】



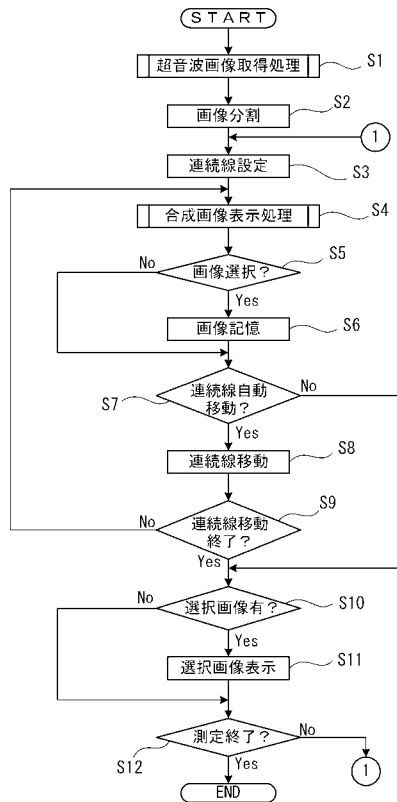
【 図 7 】



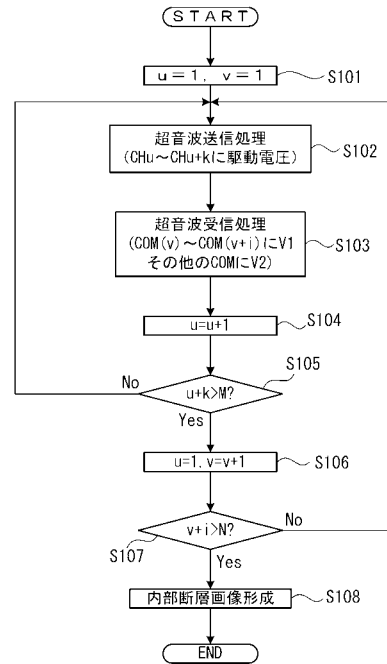
【 図 8 】



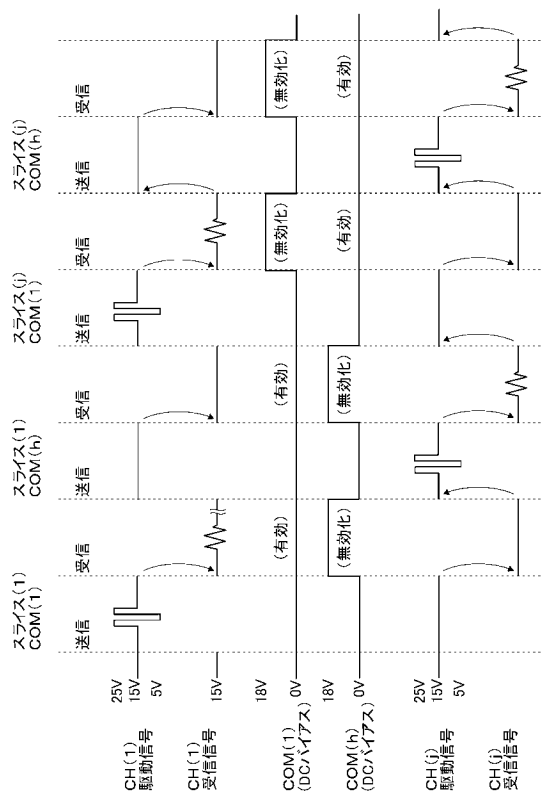
【 図 9 】



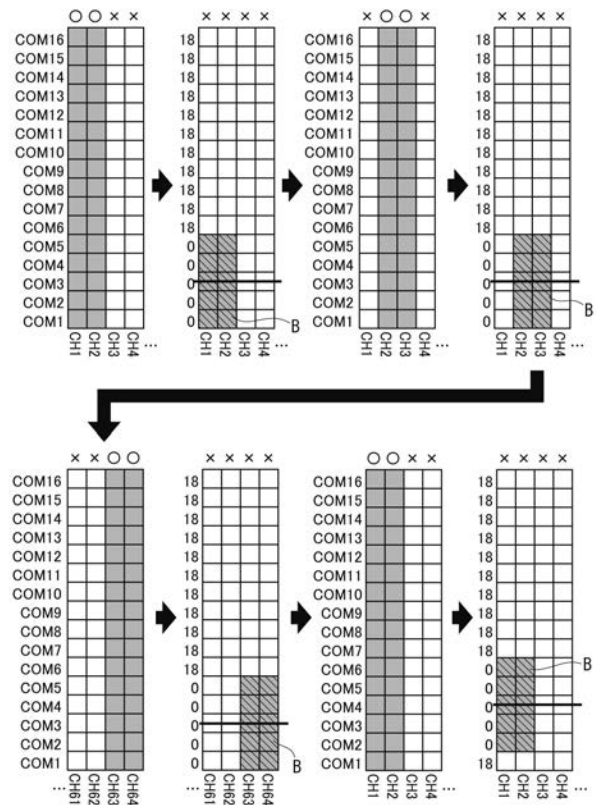
【 図 10 】



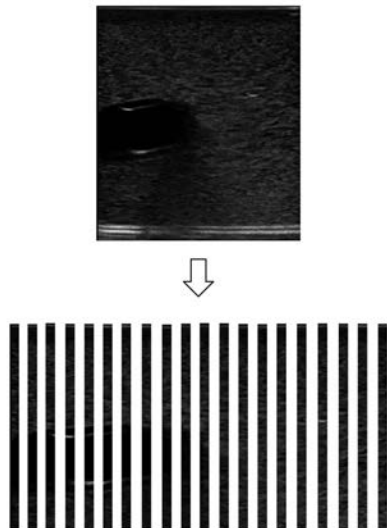
【 図 1 1 】



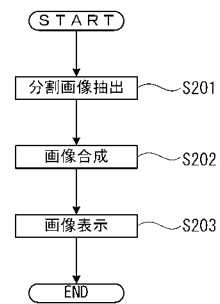
【 図 1 2 】



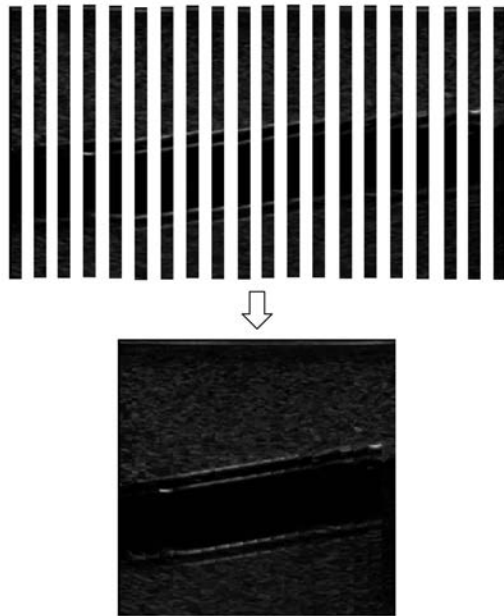
【 図 1 3 】



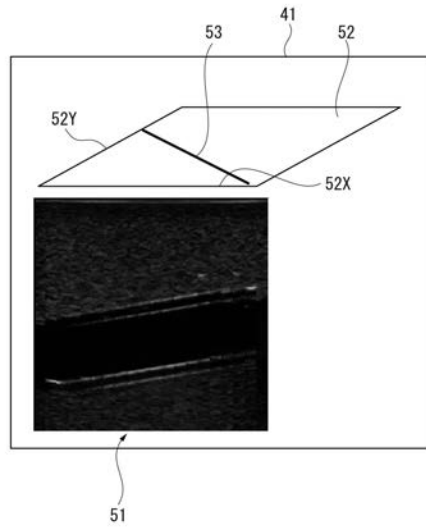
【 図 1 4 】



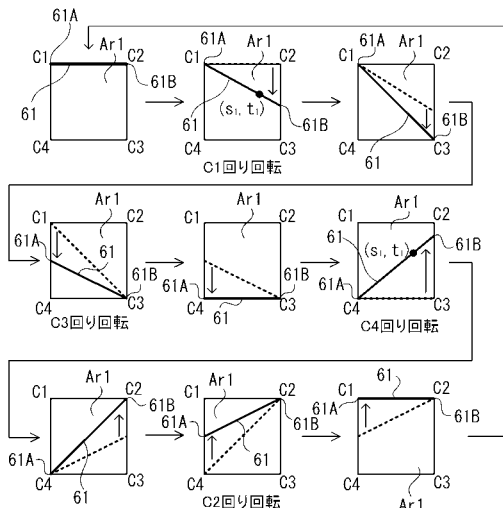
【 図 1 5 】



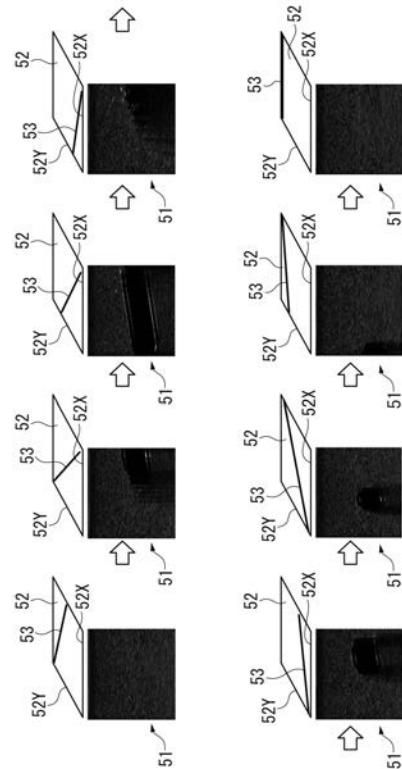
【 図 1 6 】



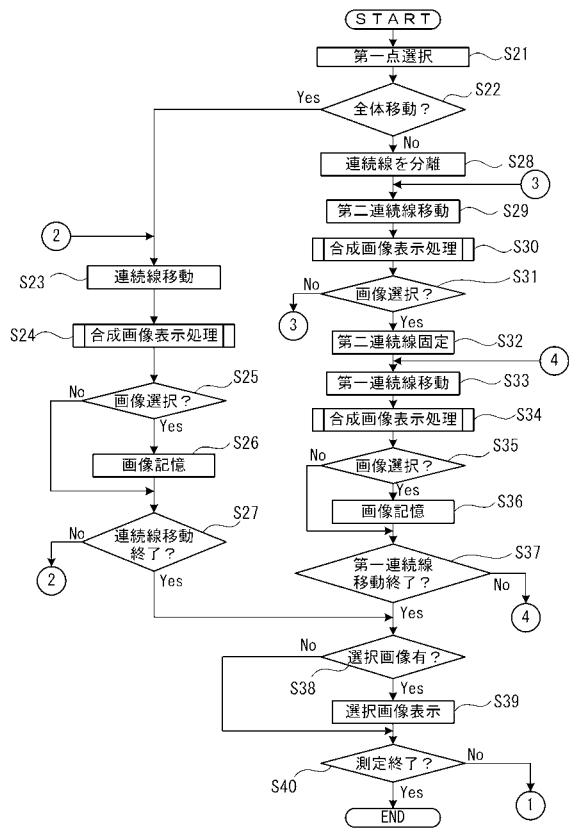
【 図 1 7 】



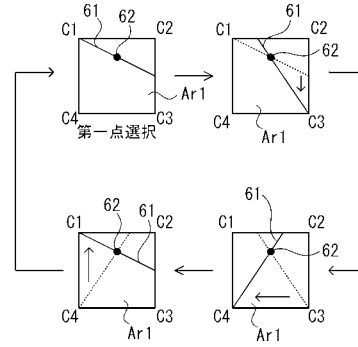
【 図 1 8 】



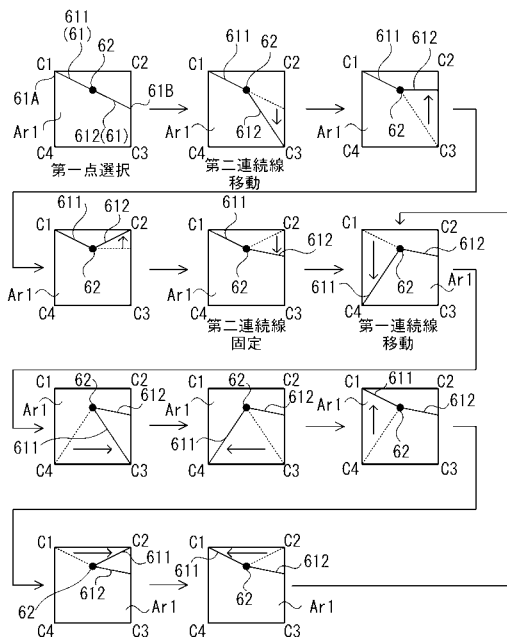
【図 19】



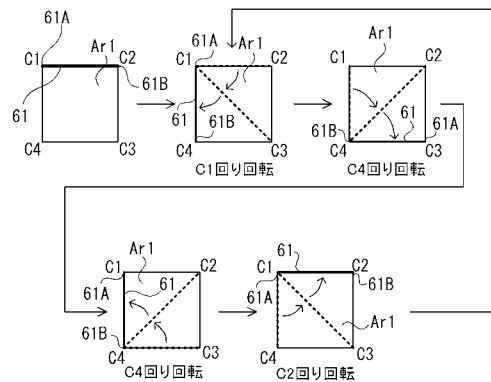
【図 20】



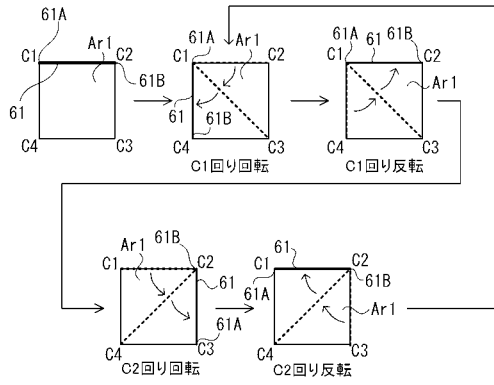
【図 21】



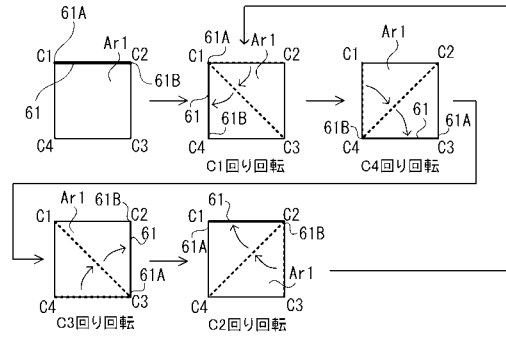
【図 22】



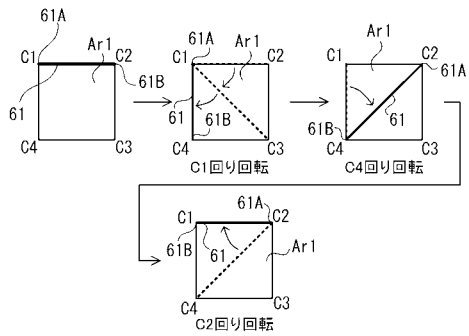
【 図 2 3 】



【 図 2 4 】



【 図 2 5 】



专利名称(译)	超声波图像处理装置，超声波测量装置和超声波图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017158830A</a>	公开(公告)日	2017-09-14
申请号	JP2016046653	申请日	2016-03-10
[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	鹤野次郎		
发明人	鹤野 次郎		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/523 A61B8/5246 A61B6/03 A61B6/461		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/EE11 4C601/FF05 4C601/GB06 4C601/JC20 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK23		
代理人(译)	渡边和明 西田圭介 仲井 智至		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了一种能够减少穿刺操作的时间和精力的超声图像处理设备，超声测量设备和超声图像处理方法。一种超声波图像处理装置，包括：图像获取单元，被配置为沿着与第一方向交叉的第二方向在包括第一方向的平面中获取物体的多个内部断层图像；每个都被第一方向的法线分割，并且图像分割装置用于获取多个分割图像，并且在包括第一方向和第二方向的平面中连续的连接线上的坐标来自多个分割图像和图像组合装置，用于提取对应于并产生组合断层图像的分割图像，该组合断层图像按照沿着实线的坐标顺序排列并合成。[选图]图1

