

(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2017-80130

(P2017-80130A)

(43) 公開日 平成29年5月18日(2017.5.18)

(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 6 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2015-212627(P2015-212627)  
(22) 出願日 平成27年10月29日(2015.10.29)

(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 EE05 EE11 FF05 GB07

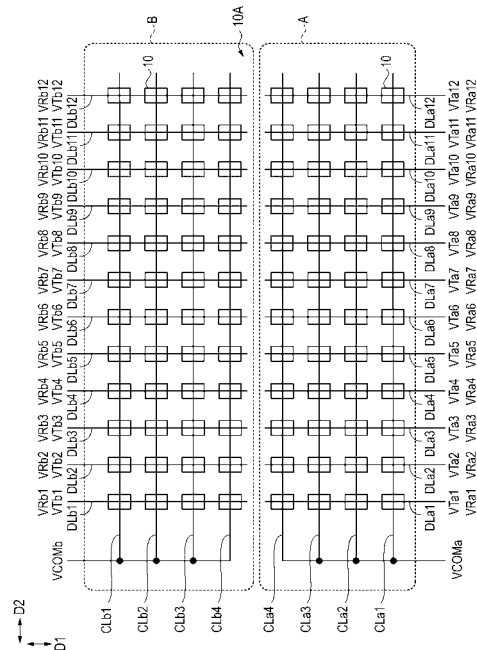
(54) 【発明の名称】 超音波デバイス、超音波プローブ、および超音波画像装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 プローブを移動せずに針先を捉え易くする超音波デバイス、超音波プローブ、および超音波画像装置を提供する。

【解決手段】 超音波デバイスは、超音波素子10を有して超音波の送受信を行い、超音波デバイスは、超音波素子10のうち、一つのチャンネルを構成する超音波素子10が第一方向(スキャン方向D2)に配列された第一の超音波素子アレイ(超音波素子アレイA)と、一つのチャンネルを構成する超音波素子10が第一方向に配列された第二の超音波素子アレイ(超音波素子アレイB)と、を備え、第二の超音波素子アレイは、第一の超音波素子アレイに対して、第一方向と交差する第二方向(スライス方向D1)にシフトして配置されている。

【選択図】 図7



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波素子を有して超音波の送受信を行う超音波デバイスであって、  
前記超音波デバイスは、  
前記超音波素子のうち、一つのチャンネルを構成する超音波素子が第一方向に配列された第一の超音波素子アレイと、一つのチャンネルを構成する超音波素子が第一方向に配列された第二の超音波素子アレイと、  
を備え、  
前記第二の超音波素子アレイは、前記第一の超音波素子アレイに対して、前記第一方向と交差する第二方向にシフトして配置された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であって、  
前記第一の超音波素子アレイおよび前記第二の超音波素子アレイは、超音波素子アレイ毎の駆動に加え、前記第一の超音波素子アレイと前記第二の超音波素子アレイとを組み合わせさせた駆動により前記超音波を送受信することを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 3】**

請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波デバイスであって、  
前記第一の超音波素子アレイおよび前記第二の超音波素子アレイは、前記超音波素子アレイ毎の駆動に加え、前記第一の超音波素子アレイと前記第二の超音波素子アレイを含む、前記超音波素子全体の駆動により前記超音波を送受信することを特徴とする超音波デバイス。

20

**【請求項 4】**

請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか一項に記載の超音波デバイスであって、  
被検体に当接させる音響部を備え、  
前記音響部は、前記被検体に当接させる平坦面部を備えていることを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 5】**

請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか一項に記載の超音波デバイスと、  
前記超音波デバイスの一部を露出させて収容する収容部材と、  
を備えていることを特徴とする超音波プローブ。

30

**【請求項 6】**

請求項 5 に記載の超音波プローブと、  
前記超音波プローブを制御し、前記超音波プローブからの入力信号に基づき前記超音波素子アレイでの画像を生成する処理装置と、  
前記処理装置で生成された画像を表示する表示装置と、  
を備えていることを特徴とする超音波画像装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波デバイス、超音波デバイスを備えた超音波プローブ、および超音波プローブを備えた超音波画像装置に関する。

40

**【背景技術】****【0002】**

従来、超音波デバイスは、圧電部材、パッキング部、音響整合層、および音響レンズ等から構成されている。そして、超音波デバイスは、圧電部材で発生させた超音波を、音響整合層、音響レンズを介して被検体に入射させる。そして、超音波デバイスは、被検体内部で反射した反射波（超音波エコー）を受信し、反射波の強弱に対応した電圧を発生させる。

**【0003】**

なお、このような超音波デバイスを備えたプローブおよび超音波画像装置を用いて、穿

50

刺動作を行う場合には、針先を見失わないように、針先が常に超音波画像の走査線の平面に重なるようにプローブを傾けながら、同時に針を進めることで行われている。また、プローブを被検体の体表面上にスイープさせ、血管と針先とが常に画像に映し出されるようにして、針先を認識しながら穿刺を行う手技も存在する。

【0004】

特許文献1には、穿刺針からの超音波エコー信号の強度を高め、穿刺針の視認性を向上させることができる超音波診断装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

10

【特許文献1】特開2012-192162号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述したように、針先を常に画像に映し出すためにプローブを傾けたりスイープさせたりすることは、移動させたプローブの位置を保持することが難しく、また、プローブを当てる位置が不安定となりやすいため、プローブを操作する技術が必要となる。そのため、プローブを移動させることで針先を常に画像に映し出すことは難しく、針先を見失いやすいという課題があった。

従って、プローブを移動せずに針先を捉え易くする超音波デバイス、超音波プローブ、および超音波画像装置が要望されていた。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、上述した課題の少なくとも一部を解決するためになされたものであり、以下の形態または適用例として実現することが可能である。

【0008】

[適用例1] 本適用例に係る超音波デバイスは、超音波素子を有して超音波の送受信を行う超音波デバイスであって、超音波デバイスは、超音波素子のうち、一つのチャンネルを構成する超音波素子が第一方向に配列された第一の超音波素子アレイと、一つのチャンネルを構成する超音波素子が第一方向に配列された第二の超音波素子アレイと、を備え、第二の超音波素子アレイは、第一の超音波素子アレイに対して、第一方向と交差する第二方向にシフトして配置されたことを特徴とする。

30

【0009】

このような超音波デバイスによれば、第一の超音波素子アレイと第二の超音波素子アレイをそれぞれ駆動することで、超音波素子アレイ毎に超音波を射出することができる。そして、第二方向に沿って、超音波素子アレイに対応した画像を生成するための超音波エコーを受信することができる。これにより、穿刺を行う場合、受信した超音波エコーに基づき、画像を生成し、針先を第二方向に進めて行くことで、針先を画像に映し出すことができる。従って、超音波デバイスを移動せずに針先を捉え易くする超音波デバイスを実現することができる。

40

【0010】

[適用例2] 上記適用例に係る超音波デバイスにおいて、第一の超音波素子アレイおよび第二の超音波素子アレイは、超音波素子アレイ毎の駆動に加え、第一の超音波素子アレイと第二の超音波素子アレイとを組み合わせた駆動により超音波を送受信することが好ましい。

【0011】

このような超音波デバイスによれば、超音波素子アレイ毎の駆動に加え、超音波素子アレイを組み合わせた駆動を行うことにより、超音波素子アレイの数よりも多くの画像を生成するための超音波エコーを受信することができる。従って、超音波デバイスを移動せずに針先を更に捉え易くする超音波デバイスを実現することができる。

50

## 【0012】

[適用例3] 上記適用例に係る超音波デバイスにおいて、第一の超音波素子アレイおよび第二の超音波素子アレイは、超音波素子アレイ毎の駆動に加え、第一の超音波素子アレイと第二の超音波素子アレイを含む、超音波素子全体の駆動により超音波を送受信することが好ましい。

## 【0013】

このような超音波デバイスによれば、超音波素子アレイ毎の駆動に加え、超音波素子全体の駆動を行うことにより、超音波素子アレイの数よりも1つ多く画像を生成するための超音波エコーを受信することができる。従って、超音波デバイスを移動せずに針先を更に捉え易くする超音波デバイスを実現することができる。

10

## 【0014】

[適用例4] 上記適用例に係る超音波デバイスにおいて、被検体に当接させる音響部を備え、音響部は、被検体に当接させる平坦面部を備えていることが好ましい。

## 【0015】

このような超音波デバイスによれば、音響部が被検体に当接させる平坦面部を備えていることにより、超音波素子アレイを駆動した場合、アレイ状に形成される超音波素子から射出された超音波が音響部により集束される。これにより、針先を含めて被検体内部を捉えた超音波エコーを受信することができる。

## 【0016】

[適用例5] 本適用例に係る超音波プローブは、上述したいずれかの超音波デバイスと、超音波デバイスの一部を露出させて収容する収容部材と、を備えていることを特徴とする。

20

## 【0017】

このような超音波プローブによれば、第一の超音波素子アレイおよび第二の超音波素子アレイを備える超音波デバイスを収容部材に収容して超音波プローブを構成することにより、超音波プローブを移動せずに針先を捉え易くする超音波プローブを実現することができる。

## 【0018】

[適用例6] 本適用例に係る超音波画像装置は、上述した超音波プローブと、超音波プローブを制御し、超音波プローブからの入力信号に基づき超音波素子アレイでの画像を生成する処理装置と、処理装置で生成された画像をそれぞれ表示する表示装置と、を備えていることを特徴とする。

30

## 【0019】

このような超音波画像装置によれば、超音波プローブを移動せずに、複数の超音波素子アレイを駆動して第二方向に複数の画像を生成することができることで、針先を捉え易くする超音波画像装置を実現することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0020】

【図1】 第1実施形態に係る超音波画像装置の概略構成を示す斜視図。

【図2】 超音波プローブの概略構成を示す斜視図。

40

【図3】 超音波デバイスの概略構成を示す斜視図。

【図4】 超音波画像装置の回路ブロック図。

【図5】 超音波素子の概略構成を示す平面図。

【図6】 超音波素子の概略構成を示す断面図。

【図7】 超音波素子アレイの概略構成を示す説明図。

【図8A】 超音波素子アレイを駆動した場合に得られる断面画像を示す模式図。

【図8B】 超音波素子アレイを駆動した場合に得られる断面画像を示す模式図。

【図8C】 2つの超音波素子アレイ全体を駆動した場合に得られる断面画像を示す模式図。

。

【図9】 穿刺を行う場合の穿刺針、血管、超音波プローブ、および断面画像の位置関係を

50

示す模式図。

【図10】穿刺動作時の穿刺針の状態を模式的に示す断面画像。

【図11】第2実施形態に係る超音波デバイスの概略構成を示す斜視図。

【発明を実施するための形態】

【0021】

〔第1実施形態〕

本実施形態では、超音波デバイス1、超音波デバイス1を備えた超音波プローブ100、および超音波プローブ100を備えた電子機器としての超音波画像装置120に関し、図面に基づいて説明する。なお、各図面における各部材は、各図面上で認識可能な大きさとするため、各部材毎に縮尺を異ならせて図示している。

10

【0022】

図1は、第1実施形態に係る超音波画像装置120の概略構成を示す斜視図である。図1を参照して、超音波画像装置120の構成を説明する。

本実施形態の超音波画像装置120は、超音波プローブ100を被検体の体表面上などに密着させて保持し、超音波プローブ100から超音波を送信し、被検体内部から反射する反射波（超音波エコー）を受信し、受信した超音波エコーのデータを解析して画像として表示する装置である。術者は、この画像を確認しながら穿刺動作等を行う。

【0023】

超音波画像装置120は、超音波プローブ100と処理装置110とを備えている。また、処理装置110は、操作部117や表示装置118などを含んで構成されている。超音波プローブ100と処理装置110とは、可撓性を有するケーブル140で相互に接続され、電気信号を送受信する。表示装置118は、処理装置110で処理されて生成された画像（超音波プローブ100で検出された超音波エコーに基づいた画像）を表示する。また、操作部117は、キースイッチで構成され、キースイッチの操作に基づく命令を処理装置110（後述する主制御部115）に出力する。

20

【0024】

図2は、超音波プローブ100の概略構成を示す斜視図である。詳細には、図2は、超音波プローブ100を体表面上に密着させる側から見た斜視図である。図3は、超音波デバイス1の概略構成を示す斜視図である。図2、図3を参照して、超音波プローブ100、超音波デバイス1の構成を説明する。

30

【0025】

図2に示すように、本実施形態の超音波プローブ100は、超音波デバイス1、収容部材80などを備えて構成される。超音波デバイス1は、図3に示すように、概ね矩形の平板状に形成されている。収容部材80も超音波デバイス1と同様に、概ね矩形の平板状に形成されている。収容部材80は、収容部81を有して、超音波デバイス1の一部となる音響部40（平坦面部41）を露出させる状態で超音波デバイス1を収容する。なお、収容部81に超音波デバイス1を収容する際に、収容部81の内側面と超音波デバイス1の外側面との隙間に、シリコン系のシール部材85を挟み込むことで、収容部81と超音波デバイス1との隙間が封止される。収容部材80は、本実施形態では、合成樹脂部材を用いて形成されている。しかし、これには限られず、他の部材、例えば金属部材などを用いることができる。

40

【0026】

図3に示すように、本実施形態の超音波デバイス1は、矩形状に形成される超音波素子アレイ10A（超音波素子10）を中心に、音響整合層30、音響部40、およびバッキング部20等を含んで構成される。超音波デバイス1は、超音波素子10で発生させた超音波を、音響整合層30、音響部40を介して被検体に入射させる。そして、超音波デバイス1は、被検体内部で反射した超音波の反射波（超音波エコー）を受信し、エコーの強弱に対応した電圧を発生させる。

【0027】

音響整合層30は、超音波素子アレイ10Aと被検体との音響インピーダンスの差を小

50

さくし、超音波の反射を抑えて効率よく被検体内部に入射させるための音響整合を取っている。

音響部 40 は、図 2、図 3 に示すように、外面となる一方の面が平坦面となる平坦面部 41 を有している。音響部 40 は、この平坦面部 41 により、超音波素子アレイ 10A で射出された超音波の広がりを集束させる。なお、本実施形態の超音波素子 10 は、いわゆる薄膜圧電型超音波素子で構成され、この超音波素子 10 がアレイ状に配置されて超音波素子アレイ 10A が構成されている。このような超音波素子アレイ 10A から超音波が射出された場合、音響部 40 の被検体と当接する部分がレンズで構成されていなく、本実施形態のように平坦面部 41 で構成されている場合にも、平坦面部 41 から射出された超音波はある距離までは集束する特性を有している。

10

バッキング部 20 は、超音波素子アレイ 10A から射出される不要となる超音波を減衰させることにより、画像における距離分解能を向上させている。

#### 【0028】

超音波素子アレイ 10A は、本実施形態では、2つの超音波素子アレイで構成されている。具体的には、超音波素子アレイ 10A は、超音波素子アレイ A と超音波素子アレイ B とにより構成されている。超音波素子アレイ A と超音波素子アレイ B に関する詳細は後述する。

#### 【0029】

図 2 に示すように、音響部 40 の長手方向に平行にスキャン方向 D2 が規定され、音響部 40 の長手方向に直交し、収容部 81 が形成される収容部材 80 の面に平行にスライス方向 D1 が規定される。この面内でスキャン方向 D2 およびスライス方向 D1 は互いに直交する。

20

#### 【0030】

図 4 は、超音波画像装置 120 の回路ブロック図である。図 4 を参照して、超音波画像装置 120 の回路構成を説明する。

超音波画像装置 120 は、上述したように超音波プローブ 100 と処理装置 110 とを備えている。超音波プローブ 100 は、超音波デバイス 1 等を備えている。処理装置 110 は、処理回路 130、主制御部 115、画像処理部 116、操作部 117、表示装置 118 等を備えている。

#### 【0031】

処理回路 130 は、制御部 131、送信回路 132、受信回路 133、選択回路 134 等を備えている。処理回路 130 は、超音波デバイス 1 の送信処理および受信処理を行う。送信回路 132 は、送信期間において、選択回路 134 を介して超音波デバイス 1 に対して送信信号 VT を出力する。具体的には、送信回路 132 は、制御部 131 の制御に基づいて送信信号 VT を生成し、選択回路 134 に出力する。選択回路 134 は、制御部 131 の制御に基づいて、送信回路 132 からの送信信号 VT を出力する。送信信号 VT の周波数および振幅電圧は、制御部 131 により設定することができる。

30

#### 【0032】

受信回路 133 は、超音波デバイス 1 からの受信信号 VR の受信処理を行う。具体的には、受信回路 133 は、受信期間において、選択回路 134 を介して超音波デバイス 1 からの受信信号 VR を受け取り、受信信号の増幅、ゲイン設定、周波数設定、A/D変換（アナログ/デジタル変換）などの受信処理を行う。受信処理の結果は、検出データ（検出情報）として最終的に画像処理部 116 に出力される。受信回路 133 は、例えば、低雑音増幅器、電圧制御アッテネーター、プログラマブルゲインアンプ、ローパスフィルター、A/Dコンバーターなどで構成することができる。

40

#### 【0033】

制御部 131 は、送信回路 132 および受信回路 133 を制御する。具体的には、制御部 131 は、送信回路 132 に対して送信信号 VT の生成および出力処理の制御を行い、受信回路 133 に対して受信信号 VR の周波数設定やゲインなどの制御を行う。

#### 【0034】

50

選択回路 134 は、制御部 131 の制御に基づいて、駆動させる超音波素子アレイ A, B を切り替え、送信信号 VT を、対応する超音波素子アレイ A, B に出力する。なお、本実施形態では、超音波デバイス 1 は、いわゆるリニアスキャン方式による駆動が行われるため、選択回路 134 は、駆動するチャンネルを所定のタイミングで順次切り替える機能を有している。

#### 【0035】

主制御部 115 は、超音波プローブ 100 に対して超音波の送受信制御を行い、画像処理部 116 に対して検出データの画像処理等の制御を行う。画像処理部 116 は、受信回路 133 からの検出データを受けて、必要な画像処理や表示用画像データの生成などを行う。操作部 117 は、ユーザーの行う操作に基づいて主制御部 115 に必要な命令（コマンド）を出力する。本実施形態では、操作部 117 は、キースイッチで構成される。表示装置 118 は、画像処理部 116 からの表示用画像データを表示する。本実施形態では、表示装置 118 は、液晶ディスプレイで構成される。なお、主制御部 115 が行う制御の一部を処理回路 130 の制御部 131 が行ってもよいし、制御部 131 が行う制御の一部を主制御部 115 が行ってもよい。

10

#### 【0036】

図 5 は、超音波素子 10 の概略構成を示す平面図である。図 6 は、超音波素子 10 の概略構成を示す断面図である。なお、図 6 は、図 5 の D-D 切断線に沿った断面を示している。図 5、図 6 を参照して、本実施形態の超音波素子 10 の構成を説明する。なお、本実施形態の超音波素子 10 は薄膜圧電型超音波素子で構成される。

20

#### 【0037】

図 5、図 6 に示すように、超音波素子 10 は、ベース基板 11 と、ベース基板 11 に形成された振動膜 13 と、振動膜 13 上に設けられた圧電体部 18 とを有する。そして圧電体部 18 は、第 1 電極 14、圧電体層 15、第 2 電極 16 を有する。

#### 【0038】

超音波素子 10 は、シリコンなどのベース基板 11 に開口部 12 を有し、開口部 12 を覆って閉塞する振動膜 13 を備えている。開口部 12 は、ベース基板 11 の裏面（素子が形成されない面）側から反応性イオンエッチング（RIE）等によりエッチングすることで形成される。振動膜 13 は、例えば、酸化シリコン（ $\text{SiO}_2$ ）層と酸化ジルコニウム（ $\text{ZrO}_2$ ）層との 2 層構造により構成される。ここで、酸化シリコン層は、ベース基板 11 がシリコン基板である場合、基板表面を熱酸化処理することで成膜することができる。また、酸化ジルコニウム層は、酸化シリコン層上に例えばスパッタリングなどの手法により成膜される。ここで、酸化ジルコニウム層は、後述する圧電体層 15 として例えばジルコン酸チタン酸鉛（PZT）を用いる場合に、PZT を構成する鉛が酸化シリコン層に拡散することを防止するための層である。また、酸化ジルコニウム層は、圧電体層 15 の歪みに対する撓み効率を向上させるなどの効果もある。

30

#### 【0039】

振動膜 13 の上面には第 1 電極 14 が形成され、第 1 電極 14 の上面には圧電体層 15 が形成され、更に圧電体層 15 の上面に第 2 電極 16 が形成されている。言い換えると、圧電体部 18 は、第 1 電極 14 と第 2 電極 16 との間に圧電体層 15 が挟まれる構造で構成されている。

40

#### 【0040】

第 1 電極 14 は、金属薄膜で形成され、複数の超音波素子 10（圧電体層 15）を備える場合、図 5 に示すように、素子形成領域の外側へ延長され、隣接する超音波素子 10（圧電体層 15）に接続される配線であってもよい。

#### 【0041】

圧電体層 15 は、例えば PZT（ジルコン酸チタン酸鉛）薄膜により形成され、第 1 電極 14 の少なくとも一部を覆うように設けられる。なお、圧電体層 15 の材料は、PZT に限定されるものではなく、例えばチタン酸鉛（ $\text{PbTiO}_3$ ）、ジルコン酸鉛（ $\text{PbZrO}_3$ ）、チタン酸鉛ランタン（ $(\text{Pb}, \text{La})\text{TiO}_3$ ）などを用いてもよい。

50

## 【0042】

第2電極16は、金属薄膜で形成され、圧電体層15の少なくとも一部を覆うように設けられる。この第2電極16は、複数の超音波素子10（圧電体層15）を備える場合、図5に示すように、素子形成領域の外側へ延長され、隣接する超音波素子10（圧電体層15）に接続される配線であってもよい。

## 【0043】

また、図6に示すように、超音波素子10を覆い、外部からの透湿を防止する防湿層19が備えられている。この防湿層19はアルミナなどの材料で形成され、超音波素子10の全面あるいは一部に設けられている。なお、防湿層19は、使用する状態や環境により適宜設ければよく、防湿層19を設けない構造であってもよい。

10

## 【0044】

圧電体層15は、第1電極14と第2電極16との間に電圧が印加されることで、面内方向に伸縮する。従って、圧電体層15に電圧を印加すると、例えば開口部12側に凸となる撓みが生じ、振動膜13を撓ませる。圧電体層15に交流電圧を印加することで、振動膜13が膜厚方向に対して振動し、この振動膜13の振動により超音波が開口部12から射出される。併せて、開口部12とは反対側（素子形成側）に超音波が射出される。なお、本実施形態の超音波デバイス1は、開口部12とは反対側（素子形成側）に射出される超音波を被検体に射出する。

## 【0045】

超音波素子10は、射出された超音波が対象物で反射されて戻ってくる超音波エコーを受信する受信素子としても動作する。超音波エコーにより振動膜13が振動し、この振動によって圧電体層15に応力が加わり、第1電極14と第2電極16との間に電圧が発生する。この電圧を受信信号として取り出すことができる。

20

## 【0046】

図7は超音波素子アレイ10Aの概略構成を示す説明図である。図7を参照して、上記の超音波素子10をアレイ状に配置した超音波素子アレイ10Aについて説明する。

## 【0047】

超音波素子アレイ10Aは、複数の超音波素子10がアレイ状に配置されて構成されている。複数の超音波素子10は、m行n列のマトリクス状に配置される。図7では、一例として、超音波素子アレイ10Aが、スライス方向D1に沿って8行、スキャン方向D2に沿って12列に配置される構成としている。図7に示す超音波素子アレイ10Aを基にして本実施形態を説明する。

30

## 【0048】

本実施形態の超音波素子アレイ10Aは、第一の超音波素子アレイに対応する超音波素子アレイAと、第二の超音波素子アレイに対応する超音波素子アレイBとで構成される。従って、超音波素子アレイ10Aは、本実施形態では、2つの超音波素子アレイA、Bで構成されている。超音波素子アレイAおよび超音波素子アレイBは、共に、一つのチャンネル（後述する駆動電極線DLで繋がる超音波素子10）を構成する超音波素子10が第1方向（本実施形態ではスキャン方向D2に対応）に配列されている。そして、超音波素子アレイBは超音波素子アレイAに対して、第1方向と交差（本実施形態では略直交）する第二方向（本実施形態スライス方向D1に対応）にシフトして配置されている。

40

## 【0049】

具体的には、8行12列に構成される超音波素子アレイ10Aに対して、超音波素子アレイAと超音波素子アレイBとは、共に4行12列の領域で構成される。言い換えると、本実施形態の超音波素子アレイAと超音波素子アレイBとは、超音波素子アレイ10Aをスライス方向D1で2分割した状態で構成されている。

なお、超音波素子10の配置は、8行12列のマトリクス配置に限定されない。また、超音波素子アレイAと超音波素子アレイBとは、4行12列の構成には限定されない。

## 【0050】

超音波素子アレイ10Aは、超音波素子10の他、駆動電極線DLa、DLb、コモン

50

電極線 C L a , C L b を含んで構成されている。そして、超音波素子アレイ A は、超音波素子 1 0、駆動電極線 D L a、コモン電極線 C L a を含んで構成されている。超音波素子アレイ B は、超音波素子 1 0、駆動電極線 D L b、コモン電極線 C L b を含んで構成されている。

【 0 0 5 1 】

超音波素子アレイ A , B は、超音波素子アレイ A , B 毎に駆動することでそれぞれ超音波を送受信すると共に、超音波素子アレイ A , B の全体を駆動することで超音波を送受信することができる。なお、本実施形態では、2つの超音波素子アレイ A , B で構成されるため、超音波素子アレイ A , B の全体を駆動することは、超音波素子アレイ A , B を組み合わせて駆動するとも言える。

10

【 0 0 5 2 】

超音波素子アレイ A において、駆動電極線 D L a は、それぞれスライス方向 D 1 に沿って配線されている。それぞれの駆動電極線 D L a を、駆動電極線 D L a 1 ~ D L a 1 2 とする。なお、各チャンネルは、各駆動電極線 D L a で繋がる一連の超音波素子 1 0 で構成されている。超音波を射出する送信期間には、処理装置 1 1 0 を構成する処理回路 1 3 0 が出力する送信信号 V T a 1 ~ V T a 1 2 が駆動電極線 D L a 1 ~ D L a 1 2 を介して各超音波素子 1 0 に供給される。また、超音波のエコー信号を受信する受信期間には、超音波素子 1 0 からの受信信号 V R a 1 ~ V R a 1 2 が駆動電極線 D L a 1 ~ D L a 1 2 を介して処理回路 1 3 0 に出力される。

【 0 0 5 3 】

超音波素子アレイ A において、コモン電極線 C L a は、それぞれスキャン方向 D 2 に沿って配線されている。それぞれのコモン電極線 C L a を、コモン電極線 C L a 1 ~ C L a 4 とする。コモン電極線 C L a 1 ~ C L a 4 には、コモン電圧 V C O M a が供給される。このコモン電圧 V C O M a は一定の直流電圧であればよく、0 V すなわちグランド電位（接地電位）でなくてもよい。

20

【 0 0 5 4 】

また、超音波素子アレイ B においても、超音波素子アレイ A と略同様に略対称に配線されている。詳細には、超音波素子アレイ B において、駆動電極線 D L b は、それぞれスライス方向 D 1 に沿って配線されている。それぞれの駆動電極線 D L b を、駆動電極線 D L b 1 ~ D L b 1 2 とする。なお、各チャンネルは、超音波素子アレイ A と同様に、各駆動電極線 D L b で繋がる一連の超音波素子 1 0 で構成されている。超音波を射出する送信期間には、処理装置 1 1 0 を構成する処理回路 1 3 0 が出力する送信信号 V T b 1 ~ V T b 1 2 が駆動電極線 D L b 1 ~ D L b 1 2 を介して各超音波素子 1 0 に供給される。また、超音波のエコー信号を受信する受信期間には、超音波素子 1 0 からの受信信号 V R b 1 ~ V R b 1 2 が駆動電極線 D L b 1 ~ D L b 1 2 を介して処理回路 1 3 0 に出力される。

30

【 0 0 5 5 】

超音波素子アレイ B において、コモン電極線 C L b は、それぞれスキャン方向 D 2 に沿って配線されている。それぞれのコモン電極線 C L b を、コモン電極線 C L b 1 ~ C L b 4 とする。コモン電極線 C L b 1 ~ C L b 4 には、コモン電圧 V C O M b が供給される。このコモン電圧 V C O M b は一定の直流電圧であればよく、グランド電位（接地電位）でなくてもよい。

40

【 0 0 5 6 】

送信期間では、送信信号電圧とコモン電圧との差の電圧が各超音波素子 1 0 に印加され、所定の周波数の超音波が射出される。本実施形態では、超音波素子 1 0 に印加される電圧（駆動電圧）は、例えばピークツーピーク値で 1 0 ~ 3 0 V であり、周波数は例えば 1 ~ 1 0 M H z である。

【 0 0 5 7 】

図 8 A は、超音波素子アレイ A を駆動した場合に得られる断面画像 S A を示す模式図である。図 8 B は、超音波素子アレイ B を駆動した場合に得られる断面画像 S B を示す模式図である。図 8 C は、2つの超音波素子アレイ A , B 全体を駆動した場合に得られる断面

50

画像 S C を示す模式図である。図 8 A ~ 図 8 C を参照して、超音波素子アレイと断面画像との関係を説明する。なお、断面画像 S A , S B , S C は、イメージ図として図示している。

【 0 0 5 8 】

上述したように、本実施形態の超音波画像装置 1 2 0 は、超音波デバイス 1 ( 超音波素子アレイ 1 0 A ) に対して、超音波素子アレイ A , B 毎の駆動と、超音波素子アレイ A , B 全体の駆動との 3 通りの駆動を行わせることが可能である。そして、超音波画像装置 1 2 0 は、超音波素子アレイ A , B を駆動することにより、3 つの断面画像 S A , S B , S C を生成することができる。そして、本実施形態の超音波画像装置 1 2 0 は、二次元画像となる B モード表示用の画像としてスライス方向 D 1 ( 第二方向 ) に断面画像 S A , S B , S C を生成して表示する。なお、二次元画像が生成される場合、画像の奥行方向に対応するのがスライス方向 D 1 ( 第二方向 ) であり、画像の左右方向に対応するのがスキャン方向 D 2 ( 第一方向 ) となる。

10

【 0 0 5 9 】

図 8 A に示すように、超音波素子アレイ A の超音波素子 1 0 を駆動した場合、送信期間において、超音波素子アレイ A から超音波が射出され、当接する被検体内部に入射する。そして、受信期間において、被検体内部で反射した超音波がエコー信号として超音波素子アレイ A に入射する。その入射したエコー信号を処理装置 1 1 0 により断面画像 S A として生成する。これにより、超音波素子アレイ A を駆動した際の断面画像 S A として、超音波素子アレイ A のスライス方向 D 1 での中心線に対して直下方向の断面画像を得ることができる。

20

【 0 0 6 0 】

図 8 B に示すように、超音波素子アレイ B の超音波素子 1 0 を駆動した場合にも、超音波素子アレイ A を駆動する場合と同様に、送信期間において、超音波素子アレイ B から超音波が射出され、当接する被検体内部に入射する。そして、受信期間において、被検体内部で反射した超音波がエコー信号として超音波素子アレイ B に入射し、その入射したエコー信号を処理装置 1 1 0 により断面画像 S B として生成する。これにより、超音波素子アレイ B を駆動した際の断面画像 S B として、超音波素子アレイ B のスライス方向 D 1 での中心線に対して直下方向の断面画像を得ることができる。

30

【 0 0 6 1 】

図 8 C に示すように、超音波素子アレイ A , B の超音波素子 1 0 を駆動した場合、送信期間において、超音波素子アレイ A , B から超音波が射出され、当接する被検体内部に入射する。そして、受信期間において、被検体内部で反射した超音波がエコー信号として超音波素子アレイ A , B に入射する。その入射したエコー信号を処理装置 1 1 0 により断面画像 S C として生成する。これにより、超音波素子アレイ A , B 全体を駆動した際の断面画像 S C として、超音波素子アレイ A , B を合わせたスライス方向 D 1 での中心線に対して直下方向の断面画像を得ることができる。

40

【 0 0 6 2 】

図 9 は、穿刺を行う場合の穿刺針 6 0、血管 5 5、超音波プローブ 1 0 0、および断面画像 S A , S B , S C の位置関係を示す模式図である。図 1 0 は、穿刺動作時の穿刺針 6 0 の状態を模式的に示す断面画像 S A , S B , S C である。なお、図 1 0 に示す断面画像 S A , S B , S C は、イメージ図として図示している。また、図 1 0 は、断面画像 S A , S B , S C が、一例として、超音波画像装置 1 2 0 の表示装置 1 1 8 に表示された状態を示している。図 9、図 1 0 を参照して、超音波画像装置 1 2 0 ( 超音波プローブ 1 0 0 ) を使用して術者が穿刺を行う場合の手順を概略説明する。

【 0 0 6 3 】

以降では、一例として、本実施形態の超音波画像装置 1 2 0 を用いて、被検体である腕 5 0 の血管 5 5 に穿刺を行う場合を説明する。

図 9 に示すように、最初に、超音波プローブ 1 0 0 を、穿刺する血管 5 5 の断面が画像として得られるように腕 5 0 の皮膚面 5 1 に設置する。詳細には、穿刺する血管 5 5 の断

50

面が画像として得られるように、血管 5 5 が延びる方向に対してスキャン方向 D 2 が略垂直方向となるように超音波プローブ 1 0 0 を設置する。言い換えると、血管 5 5 の延びる方向にスライス方向 D 1 が略平行となるように設置する。また、超音波プローブ 1 0 0 を、穿刺しようとする血管 5 5 の位置（穿刺位置とする）の上部となる皮膚面 5 1 の概略の位置に、超音波用のジェルを塗布して設置する。

【 0 0 6 4 】

設置後、超音波画像装置 1 2 0 を動作させる。本実施形態では、超音波画像装置 1 2 0 は、超音波素子アレイ A、超音波素子アレイ B、および超音波素子アレイ A、B を順次駆動させる。これにより、スライス方向 D 1（第二方向）に断面画像 S A、S B、S C が得られる。

【 0 0 6 5 】

超音波画像装置 1 2 0 の動作により得られる断面画像は、図 9 に示すように、穿刺を開始する位置（超音波プローブ 1 0 0 の先端側）から、スライス方向 D 1 に沿って、最初に超音波素子アレイ A を駆動して得られる断面画像 S A、次に超音波素子アレイ A、B 全体を駆動して得られる断面画像 S C、次に超音波素子アレイ B を駆動して得られる断面画像 S B という位置関係となる。

【 0 0 6 6 】

なお、上述したように、図 1 0 は、得られた断面画像 S A、S C、S B が超音波画像装置 1 2 0 の表示装置 1 1 8 に表示された状態を示している。本実施形態では、得られた断面画像は、表示装置 1 1 8 の下側から上側に、断面画像 S A、断面画像 S C、断面画像 S B の順番で表示される。なお、表示する順番はユーザーにより設定できる。

【 0 0 6 7 】

術者は、図 9 に示すように、超音波プローブ 1 0 0 の先端側（超音波素子アレイ A 側）の皮膚面 5 1 から、腕 5 0 内部の血管 5 5 に向けてスライス方向 D 1 に穿刺針 6 0 の穿刺を開始する。この時、術者は、超音波プローブ 1 0 0 の下方の想定する穿刺位置に向けて穿刺を開始する。

【 0 0 6 8 】

ここで、術者が穿刺針 6 0 の穿刺を開始して進行させた場合、断面画像 S A が形成される断面位置に穿刺針 6 0 が位置すると、図 1 0 に示すように、穿刺針 6 0 からの超音波エコーにより、断面画像 S A に穿刺針 6 0 が映し出される。術者が穿刺を更に進めて、断面画像 S C が形成される断面位置に穿刺針 6 0 が位置すると、同様に、断面画像 S C に穿刺針 6 0 が映し出される。術者が更に穿刺を進めて、断面画像 S B が形成される断面位置に穿刺針 6 0 が位置すると、同様に、断面画像 S B に穿刺針 6 0 が映し出される。

【 0 0 6 9 】

ここで、図 1 0 に示す断面画像 S B が、穿刺針 6 0 の針先が映り出した瞬間の画像であるとした場合、血管 5 5 に穿刺針 6 0 の針先が当接して、血管 5 5 を押圧している状態を示していることになる。この場合、この状態からわずかに穿刺を進めることにより、血管 5 5 内部へ穿刺針 6 0 の針先が挿入され、穿刺針 6 0 の穿刺が完了する状態となる。

【 0 0 7 0 】

上述したように超音波画像装置 1 2 0 を皮膚面 5 1 に設置した後、術者は、針先が映る何れかの断面画像を確認しながらスライス方向 D 1 に穿刺を行うことで、針先を見失わずに、確実に安全に穿刺を行うことができる。

【 0 0 7 1 】

上述した実施形態によれば、以下の効果が得られる。

本実施形態の超音波デバイス 1 において、超音波素子アレイ 1 0 A は、2 つの超音波素子アレイ A、B により構成されている。なお、超音波素子アレイ A は、一つのチャンネルを構成する超音波素子 1 0 が第一方向（本実施形態ではスキャン方向 D 2 に対応）に配列された第一の超音波素子アレイに対応している。また、超音波素子アレイ B は、一つのチャンネルを構成する超音波素子 1 0 が第一方向に配列された第二の超音波素子アレイに対応している。なお、第二の超音波素子アレイは、第一の超音波素子アレイに対して、第一

10

20

30

40

50

方向と交差する第二方向（本実施形態ではスライス方向 D 1 に対応）にシフトして配置されている。そして、超音波素子アレイ A , B 毎の駆動に加え、超音波素子アレイ A , B 全体を駆動することで、超音波を送受信することができる。これにより、第二方向（スライス方向 D 1）に、3つの断面画像 S A , S B , S C を生成するための超音波エコーを受信することができる。これにより、最もシンプルな構成で、穿刺針 6 0 の針先を捉え易くする超音波デバイス 1 を実現することができる。

【 0 0 7 2 】

本実施形態の超音波プローブ 1 0 0 によれば、2つの超音波素子アレイ A , B を備える超音波デバイス 1 を収容部材 8 0 に収容して超音波プローブ 1 0 0 を構成することにより、超音波プローブ 1 0 0 を移動せずに針先を捉え易くする超音波プローブ 1 0 0 を実現することができる。

10

【 0 0 7 3 】

本実施形態の超音波画像装置 1 2 0 によれば、2つの超音波素子アレイ A , B を駆動して第二方向（スライス方向 D 1）に3つの断面画像 S A , S B , S C を生成する。これにより、超音波プローブ 1 0 0 を移動せずに、針先を捉え易くする超音波画像装置 1 2 0 を実現することができる。なお、術者は、このように構成される超音波画像装置 1 2 0 を用いることにより、針先を見失わずに、確実に安全に穿刺を行うことができる。

【 0 0 7 4 】

本実施形態の超音波デバイス 1、超音波プローブ 1 0 0、および超音波画像装置 1 2 0 は、神経ブロック療法、生体検査（バイオプシー）、RFA（ラジオ波焼灼治療）、採血、頸動脈エコー検査等に、好適に用いることができる。

20

【 0 0 7 5 】

〔第2実施形態〕

図 1 1 は、第2実施形態に係る超音波デバイス 1 A の概略構成を示す斜視図である。図 1 1 を参照して、本実施形態の超音波デバイス 1 A の構成および動作について説明する。

本実施形態の超音波デバイス 1 A は、第1実施形態の超音波デバイス 1 と比べて、音響部 7 0 の構成が異なっている。それ以外の構成は、第1実施形態の超音波デバイス 1 と同様に構成されている。第1実施形態と同様の構成部には同様の符号を付記している。

【 0 0 7 6 】

本実施形態の音響部 7 0 は、第1実施形態の音響部 4 0 の平坦面部 4 1 を、2つの凸状のレンズに置き換えた構成となっている。この2つのレンズをレンズ 7 1 , 7 2 とする。従って、音響部 7 0 は、レンズ 7 1 , 7 2 を備えて構成されている。なお、レンズ 7 1 は、超音波素子アレイ A に対応して形成され、レンズ 7 2 は、超音波素子アレイ B に対応して形成されている。レンズ 7 1 , 7 2 は、凸状の部分的な円柱面形状に形成され、スキャン方向 D 2 に延びて形成されている。また、レンズ 7 1 , 7 2 の曲率は、超音波の焦点位置に応じて設定されている。

30

【 0 0 7 7 】

第1実施形態の超音波デバイス 1 に換えて、本実施形態の超音波デバイス 1 A を備えて構成される超音波画像装置 1 2 0 は、超音波素子アレイ A , B 毎の駆動のみを行う。従って、本実施形態の超音波画像装置 1 2 0 においては、超音波素子アレイ A , B 全体の駆動は行わない仕様となっている。

40

【 0 0 7 8 】

本実施形態の超音波画像装置 1 2 0 を用いて超音波デバイス 1 A を駆動することにより、超音波素子アレイ A に対応した断面画像（第1実施形態では断面画像 S A に対応する）と、超音波素子アレイ B に対応した断面画像（第1実施形態では断面画像 S B に対応する）との2つの断面画像を得ることができる。

【 0 0 7 9 】

上述した実施形態によれば、第1実施形態での超音波素子アレイ A , B 全体を駆動させることを除いた場合の効果を同様に奏することができる他、以下の効果を奏する。

【 0 0 8 0 】

50

本実施形態の超音波デバイス 1 A によれば、超音波素子アレイ A , B に対応して、音響部 7 0 にレンズ 7 1 , 7 2 が構成されている。これにより、超音波素子アレイ A で射出された超音波の広がりを、第 1 実施形態に比べて更に集束させることができ、超音波素子アレイ A での分解能を向上させることができる。超音波素子アレイ B においても同様となる。従って、超音波画像装置 1 2 0 の表示装置 1 1 8 に表示される断面画像の解像度を第 1 実施形態に比べて向上させることができる。

【 0 0 8 1 】

なお、上述した実施形態に限定されず、その要旨を逸脱しない範囲において種々の変更や改良等を加えて実施することが可能である。変形例を以下に述べる。

【 0 0 8 2 】

第 1 実施形態の超音波素子アレイ 1 0 A は、第一の超音波素子アレイとしての超音波素子アレイ A と、第二の超音波素子アレイとしての超音波素子アレイ B とで構成されている。具体的には、超音波素子アレイ 1 0 A は 2 つの超音波素子アレイ A , B で構成されている。しかし、これに限られず、超音波素子アレイ 1 0 A は、第一の超音波素子アレイと第二の超音波素子アレイとの関係を保持して構成される 3 つ以上の超音波素子アレイで構成されることでもよい。これにより、超音波デバイス 1 および超音波プローブ 1 0 0 は、3 つ以上で構成された超音波素子アレイに対して、超音波素子アレイ毎の駆動に加え、超音波素子アレイを組み合わせた駆動により超音波を送受信することができる。これにより、超音波画像装置 1 2 0 は、第 1 実施形態での断面画像の数より多くの断面画像を第 2 方向に生成することができるため、超音波デバイス 1 を移動せずに針先を更に捉え易くすることができる。これは、第 2 実施形態においても同様となる。

【 0 0 8 3 】

なお、超音波素子アレイを組み合わせた駆動とは、複数の超音波素子アレイに対して隣り合う 2 つの超音波素子アレイを合せて駆動することや、隣り合う 3 つ以上の超音波素子アレイを合せて駆動することや、隣り合わない超音波素子アレイを合せて駆動すること等を含めている。いずれにしても、針先を捉え易くするために必要となる断面画像を得るために、有効となる超音波素子アレイを組み合わせることでよい。

【 0 0 8 4 】

第 1 実施形態の超音波画像装置 1 2 0 は、3 つの断面画像 S A , S B , S C を生成している。しかし、3 つの断面画像が必要ない場合には、操作部 1 1 7 の操作により、必要な超音波素子アレイ A , B を駆動して意図する断面画像を得ることもできる。

【 0 0 8 5 】

第 2 実施形態の超音波画像装置 1 2 0 は、2 つの超音波素子アレイ A , B に対応して音響部 7 0 に 2 つのレンズ 7 1 , 7 2 を備えている。しかし、超音波素子アレイが 3 つ以上で構成される場合にも、超音波素子アレイの数に対応させてレンズを構成することでもよい。この場合には、超音波素子アレイ毎の駆動のみ行い、超音波素子アレイを組み合わせた駆動は行わないことでもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 6 】

1 , 1 A ... 超音波デバイス、1 0 ... 超音波素子、1 0 A ... 超音波素子アレイ、4 0 ... 音響部、4 1 ... 平坦面部、5 0 ... 腕、5 1 ... 皮膚面、5 5 ... 血管、6 0 ... 穿刺針、7 0 ... 音響部、7 1 , 7 2 ... レンズ、8 0 ... 収容部材、1 0 0 ... 超音波プローブ、1 1 0 ... 処理装置、1 1 8 ... 表示装置、1 2 0 ... 超音波画像装置、A ... 第一の超音波素子アレイに対応する超音波素子アレイ、B ... 第二の超音波素子アレイに対応する超音波素子アレイ、D 1 ... 第二方向に対応するスライス方向、D 2 ... 第一方向に対応するスキャン方向、C L a , C L b ... コモン電極線、D L a , D L b ... 駆動電極線、S A , S B , S C ... 断面画像、V C O M a , V C O M b ... コモン電圧、V R a 1 ~ V R a 1 2 , V R b 1 ~ V R b 1 2 ... 受信信号、V T a 1 ~ V T a 1 2 , V T b 1 ~ V T b 1 2 ... 送信信号。

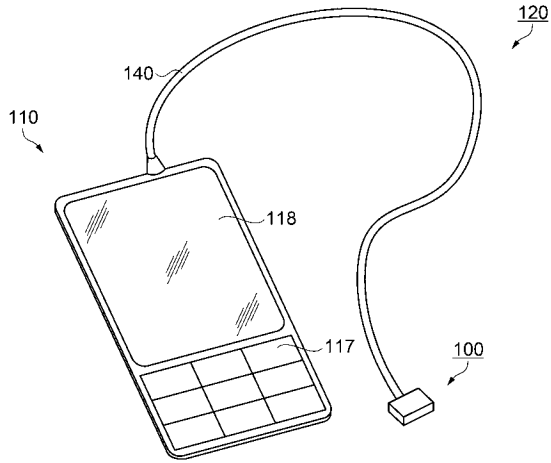
10

20

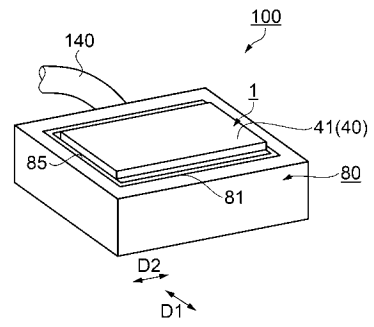
30

40

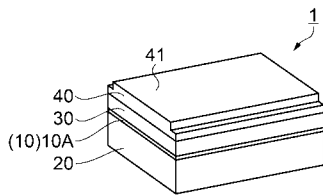
【 図 1 】



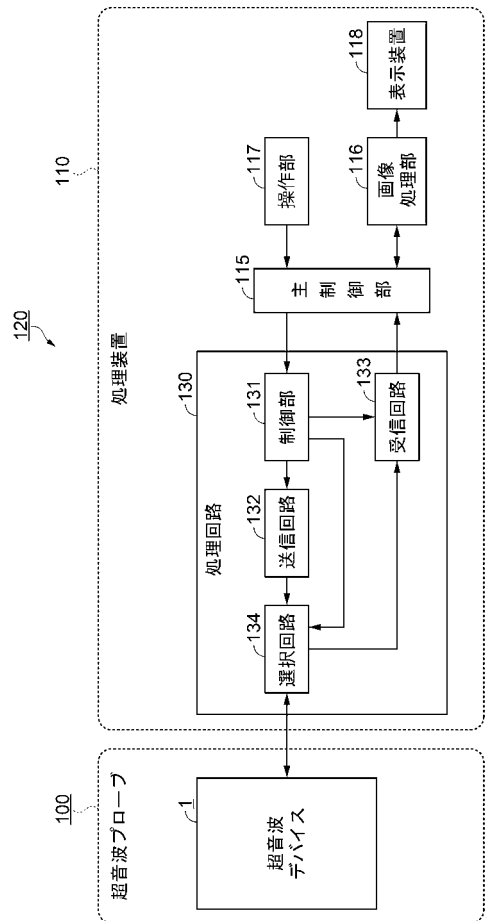
【 図 2 】



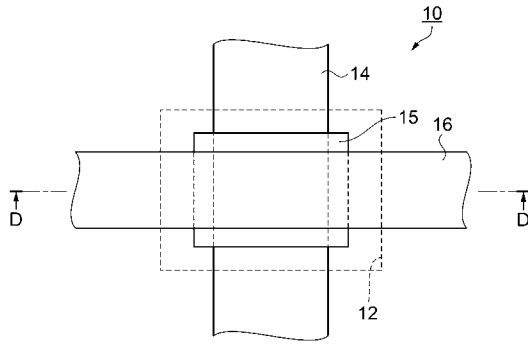
【 図 3 】



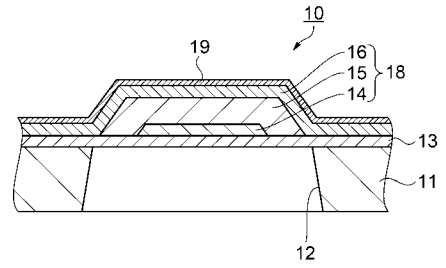
【 図 4 】



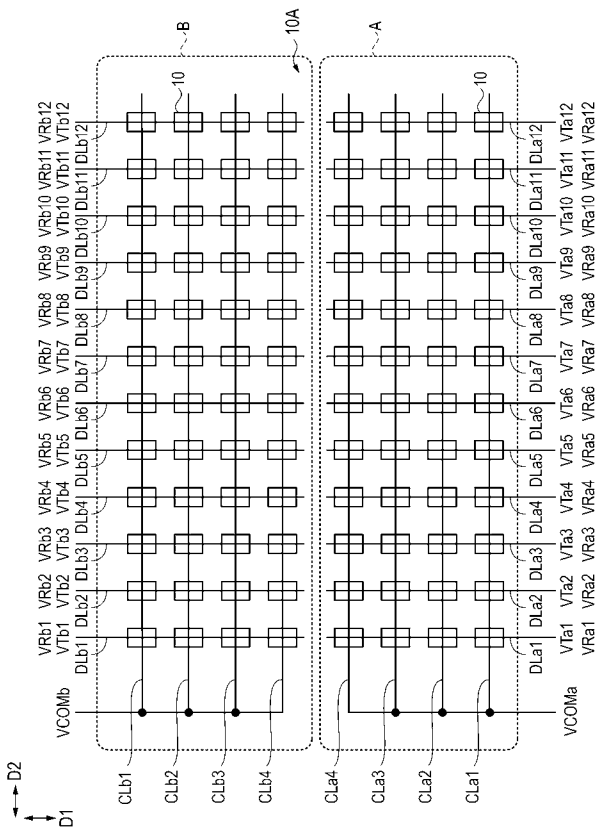
【 図 5 】



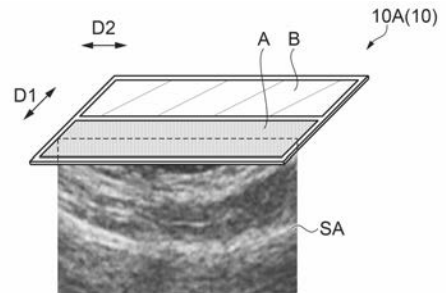
【 図 6 】



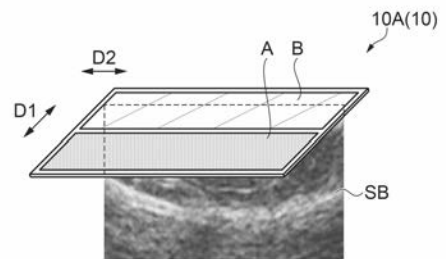
【 図 7 】



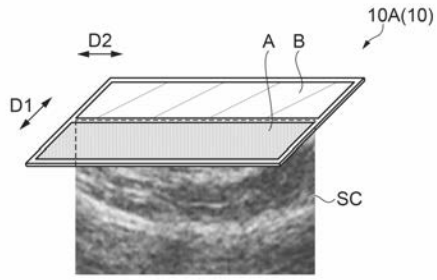
【 図 8 A 】



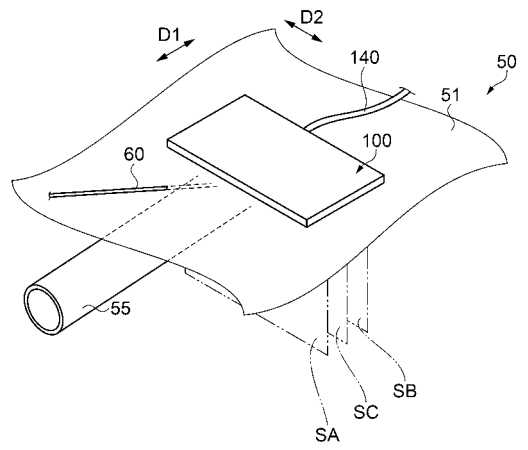
【 図 8 B 】



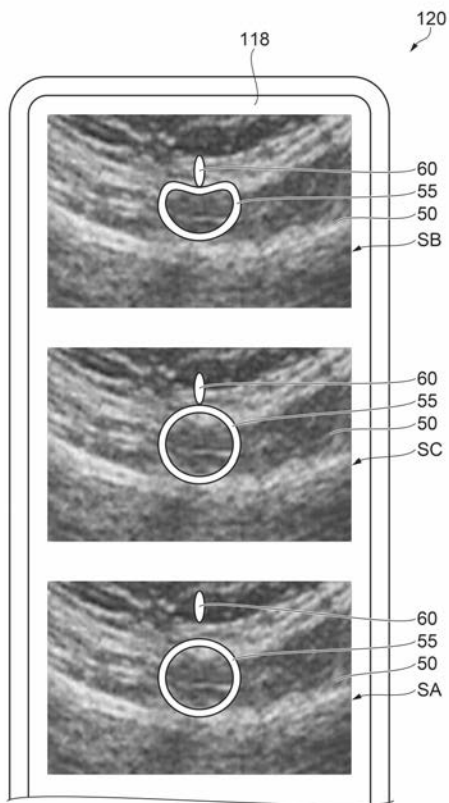
【 図 8 C 】



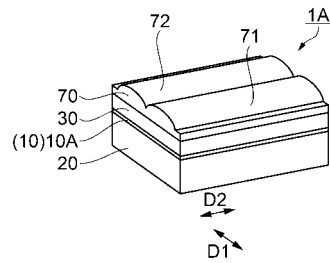
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



专利名称(译)	超声波装置，超声波探头和超声波成像装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017080130A</a>	公开(公告)日	2017-05-18
申请号	JP2015212627	申请日	2015-10-29
[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 A61B8/4427 A61B8/4494 A61B8/463 A61B8/5246 G01S15/8915		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE05 4C601/EE11 4C601/FF05 4C601/GB07		
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)

要解决的问题：提供超声波装置，超声波探头和超声波成像装置，无需移动探头即可轻松抓住探头尖端。 解决方案：超声波装置具有用于发送和接收超声波的超声波元件10，并且超声波装置是超声波装置，其中构成超声波元件10的一个通道的超声波元件10沿第一方向移动沿第一方向（扫描方向D2）布置的第一超声元件阵列（超声元件阵列A），第二超声元件阵列（超声元件阵列A），其中构成一个通道的超声元件10沿第一方向布置（超声元件阵列B），第二超声波元件阵列相对于第一超声波元件阵列在与第一方向交叉的第二方向（切片方向D1）上移位它位于。 点域7

