



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

2次元状に配列された複数の振動子を有する超音波プローブと、  
前記超音波プローブを介して被検体に超音波を送信する送信部と、  
前記超音波プローブを介して前記被検体により反射された超音波をエコー信号として受信する受信部と、  
前記受信されたエコー信号の強度と閾値とを比較し、前記複数の振動子の中から前記閾値よりも高いエコー信号を受信した又は前記閾値よりも低いエコー信号を受信した特定の振動子を検出する検出部と、  
前記検出された特定の振動子のみに超音波を繰り返し送受信させるように前記送信部と前記受信部とを制御し、前記被検体を超音波で3次元スキャンさせるスキャン制御部と、  
を具備する超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記スキャン制御部は、前記複数の振動子の配列と前記特定の振動子の識別情報に基づいて、前記複数の振動子が占める第1範囲上での前記特定の振動子が占める第2範囲を決定し、前記決定された第2範囲に配列された前記特定の振動子のみに超音波を送受信させる、請求項1記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記スキャン制御部は、前記第2範囲の形状が所定の形状である場合、前記特定の振動子から発生される超音波が構成するスキャン面を、前記スキャン面のスキャン軸回りに90度回転させる、請求項2記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記スキャン制御部は、前記複数の振動子に超音波を繰り返し送受信させ、第1の画角内を超音波で3次元スキャンさせるように前記送信部と前記受信部とを制御する第1制御と、前記特定の振動子のみに超音波を繰り返し送受信させ、前記第1の画角よりも広い第2の画角内を超音波で3次元スキャンさせるように前記送信部と前記受信部とを制御する第2制御とを選択的に実行する、請求項2記載の超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、2次元状に配列された複数の振動子を搭載する2次元アレイ型超音波プローブを介して被検体を超音波で3次元スキャンする超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

2次元状に配列された複数の振動子を搭載する2次元アレイ型超音波プローブを介して被検体を超音波で3次元スキャンする超音波診断装置がある。このような超音波診断装置を用いて心臓等の3次元スキャンが行なわれている。心臓スキャンの場合、超音波プローブのフットプリントを強反射体である胸部肋骨の間に当ててスキャンが行われる。しかし、2次元アレイ型超音波プローブのフットプリントは、肋骨間の間隔に比して大きいため、肋骨からのエコー信号がスキャンの邪魔になっている。

**【0003】**

特許文献1に記載の超音波診断装置は、1列に配列された複数の振動子を搭載する1次元アレイ型超音波プローブを有している。特許文献1に記載の超音波診断装置は、頭骨等の高減衰部分(強反射体)に起因するエコー信号強度の減衰を抑えるため、頭骨からのエコー信号を受信していない振動子のみを用いて2次元スキャンしている。

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0004】**

【特許文献1】特開平05 146445号公報

**【発明の概要】**

10

20

30

40

50

**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

しかし、特許文献1に記載の超音波診断装置で頭骨よりもさらに減衰の大きい(反射率の大きい)肋骨が超音波でスキャンされた場合、肋骨での減衰のため、実用可能なスキャンに用いられる振動子の数が大幅に減少してしまう。1次元アレイ型超音波プローブの走査方向は1つしかない。そのため、スキャンに用いられる振動子の数が減少すると、得られる情報量が著しく低減されてしまう。また、肋骨からのエコー信号を受信していない振動子のみを用いてスキャンする場合、肋骨よりも深い部分はスキャン領域に含まれない。そのため、肋骨よりも深い部分を良好な画質でスキャンすることができない。このように、強反射体近傍をスキャンする際、強反射体に邪魔されずに効率よく、広いスキャン領域を3次元スキャンすることができない。

10

**【0006】**

本発明の目的は、強反射体に邪魔されずに効率よく、広いスキャン領域を超音波で3次元スキャンすることが可能な超音波診断装置を提供することにある。

**【課題を解決するための手段】****【0007】**

本発明のある局面に係る超音波診断装置は、2次元状に配列された複数の振動子を有する超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体に超音波を送信する送信部と、前記超音波プローブを介して前記被検体により反射された超音波をエコー信号として受信する受信部と、前記受信されたエコー信号の強度と閾値とを比較し、前記複数の振動子の中から前記閾値よりも高いエコー信号を受信した又は前記閾値よりも低いエコー信号を受信した特定の振動子を検出する検出部と、前記検出された特定の振動子のみに超音波を繰り返し送受信せしめるように前記送信部と前記受信部とを制御し、前記被検体を超音波で3次元スキャンさせるスキャン制御部とを具備する。

20

**【発明の効果】****【0008】**

本発明によれば、強反射体に邪魔されずに効率よく、広いスキャン領域を超音波で3次元スキャンすることが可能となる。

**【図面の簡単な説明】****【0009】**

30

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図2】図1の超音波プローブが搭載する振動子の配列を示す図。

【図3】図1の送受信制御部の制御のもとに行なわれる3次元スキャンを説明するための図。

【図4】図1の有効素子検出部による有効素子の検出処理を説明するための図。

【図5】図1の有効範囲決定部による有効範囲の決定処理を説明するための図であり、肋骨間プレスキャンにおけるスキャン状況を示す図。

【図6】図1の有効範囲決定部による有効範囲の決定処理を説明するための図であり、図5に示す位置関係でスキャンした場合における有効範囲と無効範囲とを示す図。

40

【図7】図1の画角決定部による画角の決定処理を説明するための図。

【図8】図1のスキャン面回転部によるスキャン面の回転処理を説明するための図。

**【発明を実施するための形態】****【0010】**

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態に係る超音波診断装置を説明する。なお以下の説明において、実際に超音波画像を得るために3次元スキャンを「本スキャン」とし、詳細は後述するが本スキャン時に用いる振動子を決定するための3次元スキャンを「プレスキャン」と呼ぶことにする。

**【0011】**

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。図1に示すように超音波診断装置は、超音波プローブ1、送信部3、受信部5、送受信制御部7、信号処理部

50

9、表示処理部11、表示部13、有効素子検出部15、有効範囲決定部17、画角決定部19、及びスキャン面回転部21を備える。

【0012】

まずは、本実施形態の特徴部分である有効素子検出部15、有効範囲決定部17、画角決定部19、及びスキャン面回転部21を除いた従来装置と同様の構成部分及び機能について説明する。

【0013】

超音波プローブ1は、2次元状に配列された複数の振動子を搭載している。図2は、振動子30の配列を示す図である。図2に示すように、振動子30は、縦方向と横方向とによって規定されている配列面に多数配置されている。縦方向に沿ってm個の振動子30が配列され、横方向に沿ってn個の振動子30が配列されている。mの数とnの数とは、2以上であれば幾つでも構わない。各振動子30には、互いを区別するための識別情報が付されている。

10

【0014】

各振動子30は、送信部3からの駆動パルスに基づいて超音波を被検体へ向けて送波する。送波された超音波は、被検体の体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射される。反射された超音波は、エコー信号として各振動子に受信される。反射波(エコー信号)の強度は、体内組織間の音響インピーダンスの不連続性の大きさに応じて異なる。エコー信号は、超音波プローブ1を介して受信部5へ供給される。

20

【0015】

送信部3は、超音波の送信用に図示しないレートパルス発生回路、送信遅延回路、及び駆動パルス発生回路等を有している。レートパルス発生回路は、所定のレート周波数 $f_r$ Hz(周期； $1/f_r$ 秒)で、レートパルスをチャンネル毎に繰り返し発生する。送信遅延回路は、発生されたレートパルスに対し、超音波をビーム状に集束させ、且つ超音波ビームの振れ角を決定するのに必要な遅延時間を与える。この遅延時間は、後述する送受信制御部7により決定される。駆動パルス発生回路は、遅延時間が与えられたレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ1の各振動子に駆動パルスを印加する。

20

【0016】

このような送信部3の動作により各振動子に駆動パルスが印加されると、送受信制御部7により決定された振れ角の超音波ビームが超音波プローブ1から送信される。

30

【0017】

受信部5は、超音波の受信用に図示しないアンプ回路、A/D変換器、受信遅延回路、及び加算器等を有している。アンプ回路は、超音波プローブ1の各振動子からのエコー信号を受信し、受信されたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をチャンネル毎にアナログ信号からデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に対し、送信時に与えられた遅延時間を元に戻すような遅延時間を与える。この遅延時間は、後述する送受信制御部7により決定される。加算器は、遅延時間が与えられた各エコー信号を整相加算する。この整相加算処理により、超音波ビームの振れ角に応じた方向からの反射成分が強調される。1つの超音波ビームは、1つの波走査線に対応する。走査線毎のエコー信号は、信号処理部9と有効検出部15とに供給される。

40

【0018】

送受信制御部7は、複数の振動子に超音波ビームを繰り返し送受信させ、振れ角を順次変更しながら超音波ビームで所定の画角内を3次元スキャンさせるように、送信部3と受信部5とを制御する。

【0019】

ここで3次元スキャンについて詳しく説明する。図3は、3次元スキャンにおけるボリュームVを示す図である。図3に示すように、3次元スキャン対象の領域であるボリュームVは、複数の電子スキャン面SPから構成される。ここで、スキャン面SPの配列方向をエレベーション方向、スキャン面内においてスキャンする方向(超音波ビームを振る方

50

向)をアジマス方向と呼ぶことにする。アジマス方向に沿うボリュームVの広さ、すなわちスキャン面SPの広がりは、画角1(視野角)で表される。画角1は、スキャン面SPの両端にある超音波ビームUS(走査線)が成す角度に規定される。また、エレベーション方向に沿うボリュームVの広さは、画角2で表される。超音波ビームUSのアジマス方向に沿う振れ角3は、スキャン面SPの中心線PCL(スキャン軸)から超音波ビームUSへのアジマス方向に沿う角度に規定される。超音波ビームUSのエレベーション方向に沿う振れ角4は、ボリュームVの中心線VCLから超音波ビームUSへのエレベーション方向に沿う角度に規定される。なお、超音波ビームUSがスキャン面SPの一端にあるとき、その超音波ビームUSのアジマス方向に沿う振れ角は、アジマス方向に沿う最大振れ角にあるとする。また、超音波ビームUSがエレベーション方向の一端の電子スキャン面にあるとき、その超音波ビームのエレベーション方向に沿う振れ角は、エレベーション方向に沿う最大振れ角にあるとする。

10

## 【0020】

3次元スキャンにおいて、送受信制御部7は、アジマス方向に沿う画角の範囲内で超音波ビームの振れ角3を順次変更することで、1つの電子スキャン面SPをスキャンする。1枚の電子スキャン面SPをスキャンし終わると送受信制御部7は、次の電子スキャン面SPを同様にスキャンする。このようにして、ボリュームVを構成する全ての電子スキャン面SPについてスキャンすると、1回の3次元スキャンが終了する。送受信制御部7は、ユーザからの停止指示があるまで、この3次元スキャンを繰り返す。

20

## 【0021】

また、心臓等をスキャンする場合、ボリュームVをエレベーション方向に沿って複数のサブボリュームSVに分割する。そして分割された各サブボリュームSVをECG信号に同期させて順番にスキャンすることで、ボリュームVを繰り返し3次元スキャンする。そしてECG信号に基づいてサブボリュームSVを組み合わせて1つのボリュームが構成される。

20

## 【0022】

プレスキャンにおけるエレベーション方向に沿う画角の広さや、アジマス方向に沿う画角の広さ、スキャン面の向き(スキャン軸回りの角度)、隣合う超音波ビーム間の間隔(走査線密度)、サブボリューム数、エレベーション方向に沿う最大振れ角、アジマス方向に沿う最大振れ角等のスキャン条件は、プレスキャン用の所定値に予め設定されている。本スキャンにおけるエレベーション方向に沿う画角の広さや、アジマス方向に沿う画角の広さ、スキャン面の向き、隣合う超音波ビーム間の間隔、サブボリューム数、エレベーション方向に沿う最大振れ角、アジマス方向に沿う最大振れ角の設定は、後述する。

30

## 【0023】

信号処理部9は、Bモード処理機能とドプラ処理機能とを有する。Bモード処理機能において信号処理部9は、受信部5からのエコー信号を対数増幅し、対数増幅されたエコー信号を包絡線検波することで、エコー信号の強度を輝度で表現するBモード信号のデータを生成する。生成されたBモード信号のデータは、表示処理部11に供給される。ドプラ処理機能において信号処理部9は、受信部5からのエコー信号を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度や分散、パワー等の情報をカラーで表現するドプラ信号のデータを生成する。生成されたドプラ信号のデータは、表示処理部11に供給される。

40

## 【0024】

表示処理部11は、信号処理部9からのBモード信号に基づいてBモードボリュームデータを発生し、発生されたBモードボリュームデータを3次元画像処理してBモード画像のデータを表示する。また、表示処理部11は、信号処理部9からのドプラ信号に基づいてドプラボリュームデータを発生し、発生されたドプラボリュームデータを3次元画像処理してドプラ画像のデータを発生する。以下、Bモード画像とドプラ画像とをまとめて超音波画像と呼ぶことにする。超音波画像のデータは、表示部13に供給される。

50

## 【0025】

表示部 13 は、表示処理部 11 からの超音波画像を表示機器に表示する。表示機器としては、例えば CRT ディスプレイや、液晶ディスプレイ、有機 EL ディスプレイ、プラス マディスプレイ等が適宜利用可能である。

【 0026 】

次に再び図 1 を参照しながら、本実施形態に特有な有効素子検出部 15、有効範囲決定部 17、画角決定部 19、スキャン面回転部 21、及び送受信制御部 7 の機能と構成について説明する。これら有効素子検出部 15、有効範囲決定部 17、画角決定部 19、スキャン面回転部 21、及び送受信制御部 7 は、スキャンを制御するスキャン制御部 23 を構成する。

【 0027 】

有効素子検出部 15 は、受信部 5 から各振動子毎のエコー信号を入力し、各入力されたエコー信号の強度と予め設定された閾値とを比較する。そして有効素子検出部 15 は、超音波プローブ 1 が搭載する全振動子の中から閾値よりも高いエコー信号を受信した振動子、又は閾値よりも低いエコー信号を受信した振動子を特定する。特定された振動子の識別情報は、有効範囲決定部 17 と送受信制御部 7 とに供給される。以下、特定された振動子を有効素子、特定されなかった振動子を無効素子と呼ぶことにする。

【 0028 】

有効範囲決定部 17 は、有効素子検出部 15 からの有効素子の識別情報と、予め用意されている振動子の配列情報とに基づいて、超音波プローブ 1 が搭載する全振動子が占める範囲上での有効素子が占める範囲（以下、有効範囲と呼ぶことにする）を決定する。決定された有効範囲は、画角決定部 19、スキャン面回転部 21、及び送受信制御部 7 に供給される。

【 0029 】

画角決定部 19 は、有効範囲決定部 17 により決定された有効範囲の大きさに応じて、本スキャンにおける画角の大きさを決定する。典型的には、画角決定部 19 は、有効範囲の大きさがプレスキヤンにおける駆動振動子が占める範囲の大きさに比して小さい場合、本スキャンにおける画角をプレスキヤンにおける画角に比して広く設定する。決定された画角に関する情報（画角情報と呼ぶことにする）は、送受信制御部 7 に供給される。有効範囲の大きさがプレスキヤンにおける駆動振動子が占める範囲の大きさに略一致する場合、本スキャンにおける画角をプレスキヤンにおける画角に設定する。プレスキヤン用の画角は、予め画角決定部 19 に登録されているとよい。

【 0030 】

スキャン面回転部 21 は、有効範囲決定部 17 により決定された有効範囲の形状が予め登録されている所定の形状であるか否かを判定し、判定結果に応じて本スキャンにおける電子スキャン面の向きを決定する。具体的には、スキャン面回転部 21 は、有効範囲の形状が所定の形状であると判定した場合、プレスキヤンにおける電子スキャン面をスキャン軸回りに所定角度（例えば、90 度）回転させ、回転後のスキャン面の向きを本スキャンにおけるスキャン面の向きに決定する。またスキャン面回転部 21 は、有効範囲の形状が所定の形状でないと判定した場合、プレスキヤンにおけるスキャン面の向きを本スキャンにおけるスキャン面の向きに決定する。スキャン面の向きとは、換言すれば、振動子の配列面上の縦方向（又は横方向）に対するアジャマス方向（又はエレベーション方向）の向きである。スキャン面の向きに関する情報（以下、スキャン面向き情報と呼ぶことにする）は、送受信制御部 7 に供給される。

【 0031 】

送受信制御部 7 は、有効範囲決定部 17 からの有効範囲に含まれる有効素子のみに本スキャンを行なわせるように、送信部 3 と受信部 5 とを制御する。また、送受信制御部 7 は、画角決定部 19 からの画角情報に応じて、本スキャンにおける画角を設定する。また、送受信制御部 7 は、スキャン面回転部 21 からのスキャン面向き情報に応じて、本スキャンにおけるスキャン面の向きを設定する。なお、プレスキヤンの場合、送受信制御部 7 は、予め設定されているスキャン条件で、所定の振動子（例えば、全振動子）にスキャンを

行なわせるように送信部3と受信部5とを制御する。なお、プレスキヤンをするか本スキヤンをするかは、ユーザにより図示しない操作部を介して任意に選択可能である。すなわち、送受信制御部7は、プレスキヤンと本スキヤンとをユーザからの指示に応じて選択的に実行可能である。送受信制御部7は、プレスキヤンにおいては有効素子検出部15を動作させ、本スキヤンにおいては有効素子検出部15を停止させる。

#### 【0032】

次に、有効素子検出部15による有効素子の検出処理について詳細に説明する。図4は、有効素子検出部15による有効素子の検出処理を説明するための図である。図4に示すように、振動子30aは、強反射体P1とその奥にある生体組織（例えば、心臓）P2をスキヤンできる位置にある。この振動子30aは、エコー信号A、エコー信号B、そしてエコー信号Cを受信する。エコー信号Aは、強反射体P1の手前側表面で反射された超音波に由来する。エコー信号Bは、強反射体P1の手前側表面を透過して強反射体P1の奥側表面で反射された超音波に由来する。エコー信号Cは、強反射体P1を透過して生体組織P2の手前側表面で反射された超音波に由来する。一方振動子30bは、強反射体P1をスキヤンせず、生体組織P2のみをスキヤンできる位置にある。この振動子30bは、エコー信号Dを受信する。エコー信号Dは、強反射体P1を透過せずに直接に生体組織P2の手前側表面で反射された超音波に由来する。

10

#### 【0033】

図4に示すように、超音波ビームが強反射体P1に当たった場合、超音波は、その強反射体P1でほとんど反射されるため、強反射体P1の奥側へはほとんど透過されない。すなわち、強反射体P1を透過して生体組織P2により反射された超音波に由来するエコー信号Cの強度は、強反射体P1を透過しないで生体組織P2により反射された超音波に由来するエコー信号Dの強度に比して大変低い。そのため、強反射体P1の表面より奥側からの超音波に由来するエコー信号Bやエコー信号Cは、ノイズに近く、強反射体P1より深い部分の映像化において有効に利用できない。

20

#### 【0034】

有効素子検出部15は、強反射体P1をスキヤンしない振動子を検出するため、各振動子からのエコー信号の強度を所定の閾値を比較する。エコー信号の強度と閾値との比較は、例えば、1回の3次元スキヤンが終了した時点で行なわれる。すなわち、有効素子検出部15は、1回の3次元スキヤン（プレスキヤン）中、振動子毎にエコー信号を積算する。そしてプレスキヤン終了後、振動子毎に積算値と閾値I1とを比較する。そして閾値I1よりも小さい積算値に対応する振動子を有効素子と判定する。有効素子と判定された振動子は、本スキヤンにおける超音波の送受信に用いられる。有効素子であると判定された振動子の識別情報は、送受信制御部7と有効範囲決定部17とに供給される。一方、有効素子検出部15は、閾値I1よりも大きい積算値に対応する振動子を無効素子と判定する。無効素子と判定された振動子は、本スキヤンにおける超音波の送受信に用いられない。無効素子であると判定された振動子の識別情報は、送受信制御部7と有効範囲決定部17とに供給される。なお、閾値I1との比較に用いられるエコー信号の強度は、3次元走査中に収集されたエコー信号の強度の積算値のみに限定されない。例えば、1つ又は所定数の電子スキヤン面のスキヤン中に収集されたエコー信号の強度の積算値であっても、1つのエコー信号の強度、又は所定数のエコー信号の強度の積算値であってもよい。

30

#### 【0035】

閾値I1は、例えば、複数の振動子からの複数のエコー信号の強度から最大値を特定し、特定された最大値から所定値だけ低い値に設定されてもよい。あるいは閾値は、実験値に基づいて設定されてもよい。また、閾値は、ユーザにより任意に設定されてもよい。また、観測する部位や強反射体の形状、減衰率に応じて閾値が設定されてもよい。

40

#### 【0036】

送受信制御部7は、有効素子検出部15から有効素子の識別情報と無効素子の識別情報とを入力し、有効素子のみに本スキヤンを行なわせる。有効素子の数がプレスキヤンにおける駆動素子数の数に比して少ない場合、送受信制御部7は、本スキヤンにおける走査線

50

密度をプレスキャンにおける走査線密度に比して大きくすることも可能である。この場合、本スキャンにおいて得られる超音波画像の解像度は、プレスキャンにおいて得られる超音波画像の解像度に比して向上する。なお、各スキャンにおける走査線密度は、予め設定されているものとする。

【0037】

また、有効素子の数がプレスキャンにおける駆動素子数の数に比して少ない場合、送受信制御部7は、有効素子へ印加する駆動パルスの電圧を大きくすることも可能である。超音波診断装置の音響出力は、国際規格等で制限されている。本実施形態によれば、限られた音響出力を有効素子のみに集中して割当てることで、有効素子への印加電圧を上昇させることができる。このように効率的に印加電圧を割当てることで、有効素子が受信するエコー信号の強度が増加する。従って、ノイズとみなされる強度を有するエコー信号の数が減少し、S/N比が向上する。なお、プレスキャン及び本スキャンのそれぞれにおける印加電圧は、予め設定されているものとする。

10

【0038】

次に、有効範囲決定部17による有効範囲の決定処理を詳細に説明する。図5は、肋骨P1間プレスキャンにおけるスキャン状況を示す図である。図5の(a)と(b)とに示すように、エレベーション方向は、肋骨P1の配列方向、アジマス方向は、肋骨P1の走行方向に一致しているとする。肋骨P1より深いスキャン領域S1からのエコー信号は、肋骨P1により高度に減衰している。また、肋骨P1間の領域S2からのエコー信号は、肋骨P1の影響を受けない。図6は、図5に示す位置関係でスキャンした場合における、有効範囲R1と無効範囲R2とを示す図である。図6に示すように、プレスキャンにおいては、振動子30の配列面の縦方向がエレベーション方向に一致し、横方向がアジマス方向に一致しているものとする。

20

【0039】

有効範囲決定部17は、有効素子検出部15からの有効素子の識別情報と無効素子の識別情報とを入力する。有効範囲決定部17は、入力された有効素子や無効素子の識別情報と振動子の配列情報とに基づいて、全振動子が占める範囲上での有効範囲の位置や、形状、大きさを決定する。振動子の配列情報とは、振動子の配列面上における各振動子の位置を示す表である。有効範囲の形状とは、具体的には、長方形や正方形等の幾何学的形状である。形状は、その向きも考慮される。例えば、図5に示すように肋間をスキャンした場合、無効範囲の形状は、図6に示すように、アジマス方向沿って長い長方形である。従って、この場合、有効範囲の形状は、アジマス方向に沿って長い長方形であると決定される。有効範囲の大きさは、有効範囲のエレベーション方向に沿う長さとアジマス方向に沿う長さとに基づいて算出される。有効範囲の長さは、各方向に沿う1つの振動子の長さと有効素子の個数とに基づいて算出される。有効範囲の位置、大きさ、及び形状は、画角決定部19とスキャン面回転部21とに供給される。

30

【0040】

次に有効範囲に関する情報に基づいて行なわれる、画角決定部19による画角の決定処理について詳細に説明する。有効範囲決定部17により決定された有効範囲内の有効素子のみに超音波を送受信させる場合、所望する画角を確保できない場合がある。画角を確保できない場合とは、すなわち、全振動子範囲に占める有効範囲の大きさがとても小さい場合である。このような場合、画角決定部19は、通常のスキャン(プレスキャン)の画角に比して大きくなるように本スキャンにおける画角を決定する。決定された画角情報は、送受信制御部7に供給される。

40

【0041】

以下、画角決定処理による画角の決定処理について、上記のサブボリュームを用いるスキャンを例に挙げて具体的に説明する。図7は、画角の決定処理を説明するための図である。図7の(a)は、プレスキャンにおける超音波ビームの最大振れ角と同様の最大振れ角でスキャンする場合のスキャン状況を示す図である。図7の(a)に示すように、アジマス方向は、肋骨P1の走行方向に設定され、エレベーション方向は、肋骨P1の配列方

50

向に設定されているものとする。複数のサブボリューム  $S_V$  ( 例えは、  $S_V 1$  、  $S_V 2$  、  $S_V 3$  ) がエレベーション方向に沿って配列されている。肋骨  $P_1$  間の幅がとても小さい場合、それに伴い有効範囲のエレベーション方向に沿う幅が小さくなる。図 7 の ( b ) は、 ( a ) の場合における有効範囲  $R_1$  と無効範囲  $R_2$  とを示す。この場合、エレベーション方向に沿う有効範囲  $R_1$  の長さは、全振動子範囲 ( $R_2 + R_1 + R_2$ ) の長さに比して短い。また、エレベーション方向に沿う有効範囲  $R_1$  の長さは、アジマス方向に沿う有効範囲  $R_1$  の長さに比して短い。有効範囲の形状は、エレベーション方向に縦長な長方形となる。この場合、肋骨  $P_1$  に邪魔されてエレベーション方向に沿う画角が小さくなっている。

## 【 0 0 4 2 】

10

画角決定部 19 は、全振動子範囲のエレベーション方向に沿う長さに対する有効範囲のエレベーション方向に沿う長さに応じて、エレベーション方向に沿う画角を決定する。すなわち、全振動子範囲のエレベーション方向に沿う長さに対する有効範囲のエレベーション方向に沿う長さが短いほど、プレスキャンにおける超音波ビームのエレベーション方向の最大振れ角に比して、本スキャンにおける超音波ビームのエレベーション方向の最大振れ角を大きくする。具体的には、図 7 の ( c ) に示すように、サブボリュームのエレベーション方向に沿う厚さを変化させずに、サブボリューム数を多くすることにより最大振れ角を大きくする。これにより、エレベーション方向に沿うスキャン領域の幅が広がり、強反射体  $P_1$  よりも深い部分までスキャンできるようになる。また、サブボリューム数が増加することにより、超音波画像の解像度が向上する。エレベーション方向に沿う最大振れ角を大きくさせる他の方法としては、サブボリューム数を変化させずに、サブボリューム内におけるエレベーション方向に沿う最大振れ角を大きくすることによって画角を大きくしてもよい。ボリューム数を増やさないことにより、ボリュームレートを向上させることができるとなる。

20

## 【 0 0 4 3 】

なおサブボリュームの数は、有効範囲の長さに応じて予め設定されているとよい。有効範囲の長さに応じたサブボリュームの数を設定しておくことで、有効範囲が変更された場合でも、変更後の有効範囲に応じたサブボリュームの数で画角を変更することが可能となる。他の画角の変更手段としては、プレスキャンにおいて得られた超音波画像を確認しながら、ユーザにより操作部 ( 図示せず ) を介して任意に画角範囲を変更可能としてもよい。

30

## 【 0 0 4 4 】

送受信制御部 7 は、画角決定部 19 からの画角情報を入力し、入力された画角情報に従って本スキャンの画角を設定する。送受信制御部 7 は、設定された画角内を有効素子のみがスキャンするように送信部 3 と受信部 5 とを制御する。

## 【 0 0 4 5 】

次に、スキャン面回転部 21 によるスキャン面の回転処理について、サブボリュームを用いるスキャンを例に挙げて具体的に説明する。図 8 は、スキャン面の回転について説明するための図である。図 8 の ( a ) は、画角決定部 19 により決定された画角でスキャンする場合のスキャン状況を示す図である。図 8 の ( a ) に示すように、アジマス方向は、肋骨  $P_1$  の配列方向に設定され、エレベーション方向は、肋骨  $P_1$  の走行方向に設定されているものとする。  $N$  個のサブボリューム  $S_V$  ( 例えは、  $S_V 1$  、 . . . 、  $S_V N$  ) がエレベーション方向に沿って配列されているものとする。アジマス方向に沿う画角は、肋骨  $P_1$  の影響を避けるため狭くなっている。図 8 の ( b ) は、図 8 の ( a ) の場合における有効範囲  $R_1$  と無効範囲  $R_2$  とを示す。この場合、アジマス方向に沿う有効範囲  $R_1$  の長さは、全振動子範囲 ( $R_2 + R_1 + R_2$ ) の長さに比して小さい。有効範囲  $R_1$  の形状は、エレベーション方向に長い長方形となる。

40

## 【 0 0 4 6 】

そこでスキャン面回転部 21 は、アジマス方向に沿う画角を十分大きくするため、スキャン面をスキャン軸回りに所定角度 ( 90 度 ) 回転する。これにより、エレベーション方

50

向とアジマス方向とを切り替えることができる。この切り替えにより、アジマス方向が肋骨の走行方向に略平行するので、アジマス方向に画角を装置的な限界にまで大きくすることができる。

#### 【0047】

切り替えの具体的な方法は以下の通りである。スキャン面回転部21は、有効範囲の形状がエレベーション方向に縦長な長方形の場合、本スキャンにおけるスキャン面の向きをプレスキャンにおけるスキャン面の向きとは異ならせる。すなわち、プレスキャンにおけるスキャン面をスキャン軸回りに所定角度（例えば、90度）回転させ、回転後のスキャン面の向きを本スキャンにおけるスキャン面の向きに設定する。これにより、プレスキャンと本スキャンとで、エレベーション方向とアジマス方向とが切り替わる。本スキャンにおけるスキャン面向き情報は、送受信制御部7に供給される。

10

#### 【0048】

なお、スキャン面を回転させる要因は、有効範囲の形状のみに限定されない。例えば、有効範囲の長径と短径との差を算出し、算出された差と閾値との大小関係に応じてスキャン面を回転させてもよい。また、ユーザにより操作部（図示せず）を介して任意に回転可能としてもよい。また、回転角度は、90度に留まらない。振動子の配列面上での有効範囲の位置や形状に応じて、回転角度を90度以外の角度に変更してもよい。例えば、配列面の縦又は横方向に対して有効範囲が傾斜していた場合、その傾斜角度分だけスキャン面を回転させてもよい。他の変更手段としては、プレスキャンにおいて得られた超音波画像を確認しながら、ユーザにより操作部（図示せず）を介して任意にスキャン面の向きを変更可能としてもよい。

20

#### 【0049】

送受信制御部7は、スキャン面回転部21からのスキャン面向き情報を入力する。送受信制御部7は、本スキャンにおけるスキャン面の向きを入力されたスキャン面の向きに設定する。そして設定されたスキャン面を有効素子がスキャンするよう送信部3と受信部5とを制御する。この際、プレスキャンにおけるサブボリューム数に比して本スキャンにおけるサブボリューム数を減少させても良い。具体的には、肋骨を含むサブボリュームを削除し、肋骨を含まないサブボリュームを残すことにより、サブボリューム数を減少させるとよい。これにより、低強度のエコー信号を受信することがなくなり、S/N比が向上する。

30

#### 【0050】

かくして本実施形態によれば、強反射体に邪魔されずに効率よく、広いスキャン領域を超音波で3次元スキャンすることが可能な超音波診断装置の提供が実現する。

#### 【0051】

なお、有効素子検出部は、閾値よりも小さい強度を有するエコー信号を受信した振動子を有効素子であるとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。例えば、有効素子検出部は、強反射体の内部を超音波画像で確認したい場合は、閾値よりも大きい強度のエコー信号を有するエコー信号を受信した振動子を有効素子としてもよい。

#### 【0052】

また本実施形態を具体的に説明するため、肋骨を強反射体の例に挙げた。しかし本実施形態はこれに限定されない。本実施形態は、空気等の肋骨以外の強反射体にも適用可能である。

40

#### 【0053】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0054】

50

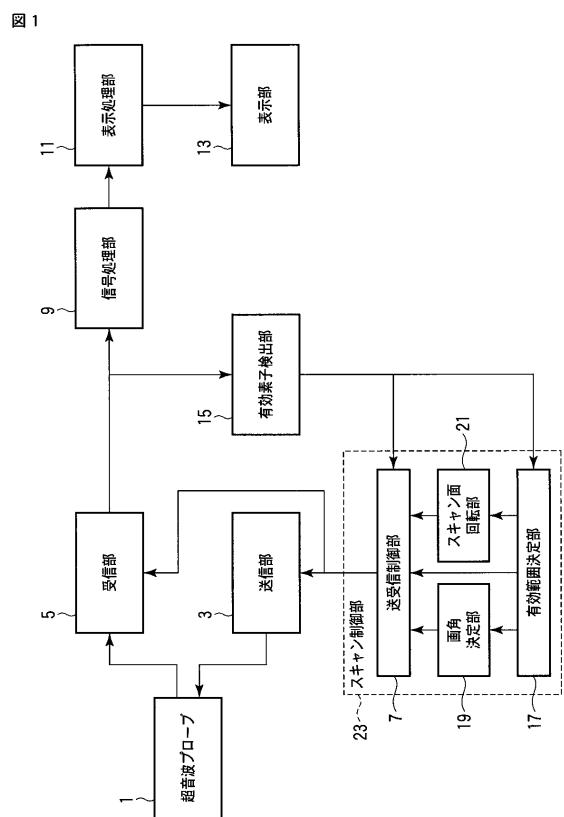
以上本発明によれば、強反射体に邪魔されずに効率よく、広いスキャン領域を超音波で3次元スキャンすることが可能な超音波診断装置の提供が実現することができる。

【符号の説明】

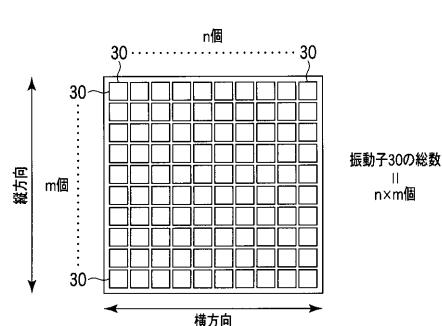
【0055】

1...超音波プローブ、3...送信部、5...受信部、7...送受信制御部、9...信号処理部、11...表示処理部、13...表示部、15...有効素子検出部、17...有効範囲決定部、19...画角決定部、21...スキャン面回転部、23...スキャン制御部

【図1】

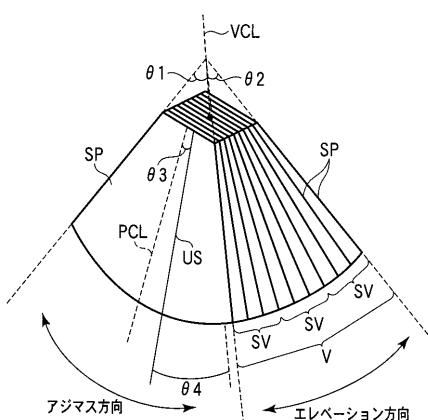


【図2】



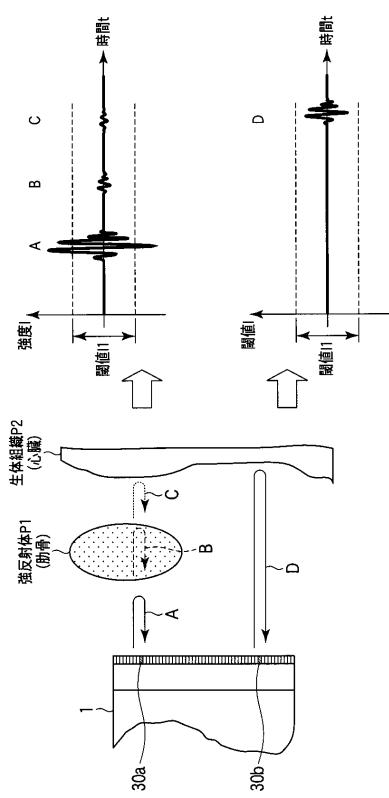
【図3】

図3



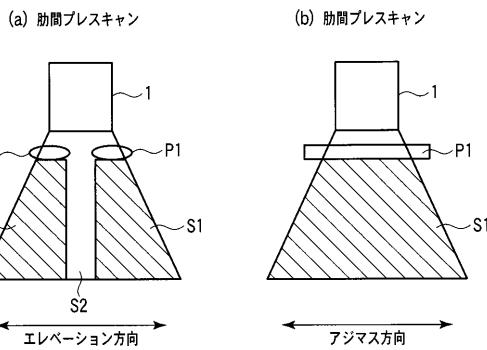
【図4】

図4



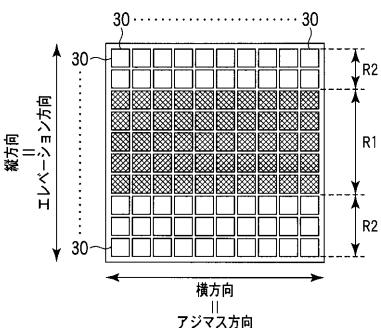
【図5】

図5



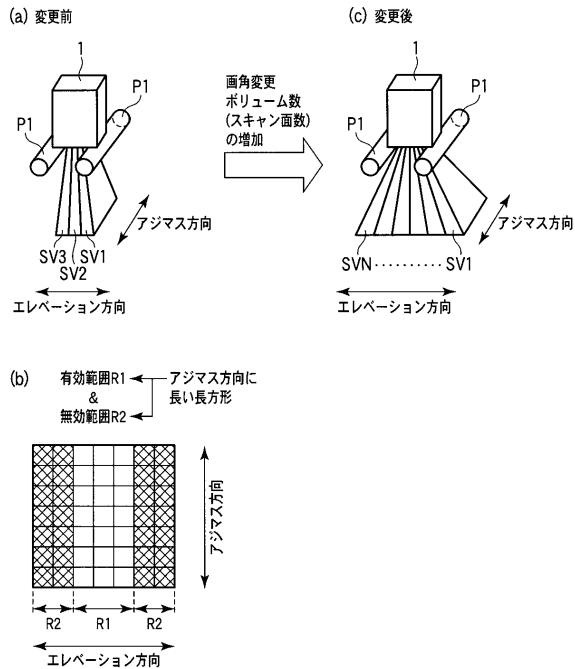
【図6】

図6



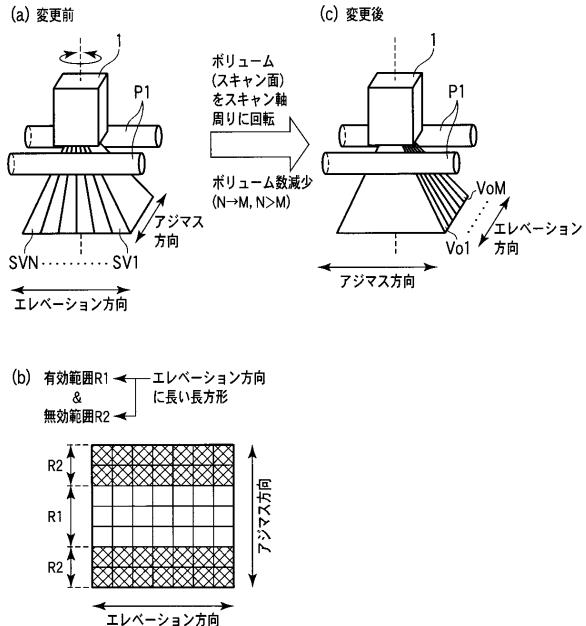
【図7】

図7



【図8】

図8



---

フロントページの続き

(74)代理人 100088683  
弁理士 中村 誠  
(74)代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘  
(74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司  
(74)代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎  
(74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男  
(74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久  
(74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎  
(74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹  
(74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克  
(74)代理人 100100952  
弁理士 風間 鉄也  
(74)代理人 100101812  
弁理士 勝村 紘  
(74)代理人 100070437  
弁理士 河井 将次  
(74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志  
(74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志  
(74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子  
(74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓  
(74)代理人 100127144  
弁理士 市原 卓三  
(74)代理人 100141933  
弁理士 山下 元  
(72)発明者 渡辺 欣孝

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内  
F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 DD15 GB07 HH15 JC11

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010214004A</a>	公开(公告)日	2010-09-30
申请号	JP2009066738	申请日	2009-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	渡辺欣孝		
发明人	渡辺 欣孝		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD15 4C601/GB07 4C601/HH15 4C601/JC11		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

**摘要(译)**

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，其能够有效地三维扫描宽扫描区域而不受强反射器的干扰。超声探头1具有二维布置的多个换能器。发送器3经由超声波探头1将超声波发送到被检体。接收部5经由超声波探头1接收被检体反射的超声波作为回波信号。有效元件检测单元15将接收到的回波信号的强度与阈值进行比较，并且从多个换能器接收高于阈值或低于阈值的特定回波信号。检测振荡器。扫描控制单元23控制发送单元3和接收单元5，使得仅检测到的特定换能器重复地发送和接收超声波，并且使被检体利用超声波进行三维扫描。[选型图]图1

