

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/074271

発行日 平成25年4月25日 (2013. 4. 25)

(43) 国際公開日 平成23年6月23日 (2011. 6. 23)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F I
A 6 1 B 8/00テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

出願番号	特願2011-545994 (P2011-545994)	(71) 出願人	000005821
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/007340		パナソニック株式会社
(22) 国際出願日	平成22年12月17日 (2010. 12. 17)		大阪府門真市大字門真1006番地
(31) 優先権主張番号	特願2009-287126 (P2009-287126)	(74) 代理人	100101683
(32) 優先日	平成21年12月18日 (2009. 12. 18)		弁理士 奥田 誠司
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100155000
			弁理士 喜多 修市
		(74) 代理人	100135703
			弁理士 岡部 英隆
		(74) 代理人	100125922
			弁理士 三宅 章子
		(74) 代理人	100152663
			弁理士 山口 美里

最終頁に続く

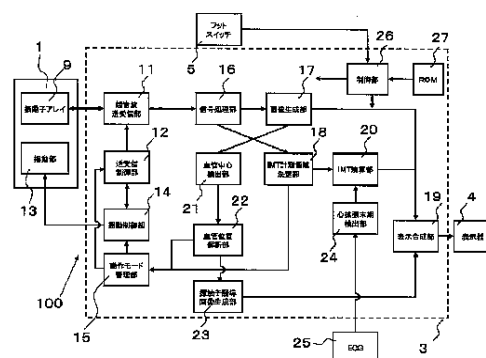
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびそれを用いた検出対象部位の画像表示方法と計測方法

(57) 【要約】

熟練者でなくとも超音波診断装置を用いて正確な検出が行える超音波診断装置等を提供する。

超音波診断装置は、複数の振動子が第1方向に沿って配置された振動子アレイを有する探触子と表示器とが接続される制御器を備え、制御器は、探触子の振動子アレイを用いた超音波ビームの送信、および、検出対象部位における超音波ビームの反射波であるエコー信号の受信を制御し、エコー信号に基づいて画像データを生成し、さらに振動子アレイを第1方向に垂直な第2方向に移動または揺動させて検出対象部位の複数個所からのエコー信号を受信させ、エコー信号から合成した複数個所の各断面層画像中に含まれる、検出対象部位のうち測定値取得可能部位の画像データの範囲の合計値が予め定められた値以上であるときに、検出対象部位の検出値を算出する。

【図1】



- 9... OSCILLATOR ARRAY
- 11... TRANSMISSION/RECEPTION UNIT
- 12... TRANSMISSION/RECEPTION CONTROL UNIT
- 14... OSCILLATION CONTROL UNIT
- 15... OPERATION MODE MANAGEMENT UNIT
- 16... SIGNAL PROCESSING UNIT
- 17... IMAGE GENERATION UNIT
- 18... IMT MEASUREMENT REGION DETERMINATION UNIT
- 19... DISPLAY COMPOSITION UNIT
- 20... IMT CALCULATION UNIT
- 21... BLOOD VESSEL CENTER DETECTION UNIT
- 22... BLOOD VESSEL PORTION ANALYSIS UNIT
- 23... PROBE GUIDANCE IMAGE GENERATION UNIT
- 24... END-DIASTOLIC PERIOD DETECTION UNIT
- 4... DISPLAY

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の振動子が第 1 方向に沿って配置された振動子アレイを有する探触子と表示器とが接続される制御器を備え、

前記制御器は、前記探触子の振動子アレイを用いた超音波ビームの送信、および、検出対象部位における前記超音波ビームの反射波であるエコー信号の受信を制御し、前記エコー信号に基づいて画像データを生成し、さらに前記振動子アレイを前記第 1 方向に垂直な第 2 方向に移動または揺動させて前記検出対象部位の複数個所からのエコー信号を受信させ、前記エコー信号から合成した前記複数個所の各断層画像中に含まれる、前記検出対象部位のうち測定値取得可能部位の画像データの範囲の合計値が予め定められた値以上であるときに、前記検出対象部位の検出値を算出する、超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記制御器に接続される前記探触子を備え、

前記制御器は、前記検出対象部位の状態を検出する検出モードを有しており、前記検出モードにおいて、前記制御器は、前記探触子が前記検出対象部位の複数の断面に関するエコー信号を受信し、前記複数の断面に占める前記検出対象部位のうち前記測定値取得可能部位の画像データの範囲の合計が前記予め定められた値以上であるときに、前記検出対象部位の検出値を算出する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像データに基づいて画像を表示する表示器をさらに備え、前記表示器は前記制御器により生成された前記画像データに基づいて画像を表示する、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記制御器は、前記検出モードに先だって実行される位置合わせモードを有しており、

前記位置合わせモードにおいて、前記制御器は、前記エコー信号に基づいて前記検出対象部位の画像データを生成するとともに、前記検出対象部位に対する前記探触子の傾斜位置の関係を示す傾斜位置関係画像データを生成し、

前記表示器は、前記検出画像データに基づいて前記検出対象部位の画像および前記傾斜位置の関係を示す画像を表示する、請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記傾斜位置の関係を示す画像には、前記探触子によって検出する検出対象部位の中心線と、前記中心線に対する探触子の傾斜状態を示す探触子シンボルとが含まれている、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記探触子には、探触子基点マーカーが設けられており、

前記探触子シンボルには、前記探触子基点マーカーに対応し、前記傾斜位置の関係を示す画像上の位置表示である探触子基点が含まれている、請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記傾斜位置の関係を示す画像において、前記検出対象部位の中心線の両側には、前記検出対象部位を検出可能であることを示す検出可能ラインが含まれている、請求項 5 または請求項 6 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記探触子は、前記第 1 方向に沿って 3 列の平行な振動子アレイを有している、請求項 2 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記探触子は、前記制御器の制御に基づいて前記振動子アレイを揺動させる揺動部を備えている、請求項 2 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

50

前記探触子は、複数の超音波振動子を、少なくとも前記第 1 方向に沿って 3 列以上備え、前記複数の超音波振動子は全体として格子状に配置されている、請求項 2 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記揺動部は、揺動軸の回りに、前記振動子アレイの揺動中心から、前記制御器の指示に基づく所定の揺動角度で揺動させ、

前記制御器は、前記位置合わせモードにおける前記探触子の揺動角度が、前記検出モードにおける前記探触子の揺動角度よりも大きくなるよう制御する、請求項 4 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記探触子の探触子基点マーカは、前記振動子アレイの端部に設けられている、請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記制御器は、前記検出モードに先だって実行される位置合わせモードを有しており、前記位置合わせモードにおいて、前記制御器は、前記振動子アレイの一部の振動子を制御して、前記第 2 方向に超音波ビームを送信して得られるエコー信号に基づいて位置合わせ用画像データを生成し、前記振動子アレイの残りの振動子を制御して、前記第 2 方向に超音波ビームを送信して得られるエコー信号に基づいて検出対象部位の第 1 の検出画像データを生成し、

前記検出モードにおいて、前記制御器は、前記振動子アレイの全ての振動子を制御して、検出対象部位の第 2 の検出画像データを生成し、

前記表示器は、前記第 2 の検出画像データに基づいて検出画像を表示する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記位置合わせ用画像に用いる一部の振動子アレイの超音波ビームの走査は、機械的に走査する方法、および、振動子アレイの被検体側に設ける電圧印加で変形する材料を設けて前記材料の形状を変形させて走査する方法のいずれかである、請求項 1 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記電圧印加で変形する材料は、導電性高分子、イオン導電性高分子、または、誘電エラストマー材である、請求項 1 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

前記表示器は、前記位置合わせ用画像に位置合わせのためのガイドラインをさらに表示する、請求項 1 3 または請求項 1 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】

前記探触子は、前記位置合わせ用画像に用いる一部の振動子アレイを複数備えており、前記制御器は、それぞれの振動子アレイに対応した位置合わせ画像データ、若しくは、選択された振動子アレイに対応した位置合わせ画像データを生成し、

前記表示器は、各位置合わせ画像データに基づいて位置合わせ画像を表示する、請求項 1 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 8】

請求項 1 に記載の探触子を被検体に当接させるステップと、前記探触子により検出対象部位の複数個所からのエコー信号を受信するステップと、前記エコー信号から合成した前記複数個所の各断層画像中に含まれる、前記検出対象部位の状態を検出するステップと、

前記検出対象部位の状態を検出するステップにおいて、前記検出対象部位のうち測定値取得可能部位の画像データの範囲の合計値が予め定められた値以上であるときに、前記検出対象部位の検出値を算出するステップと

を包含する、超音波診断装置を用いた検出対象部位の測定方法。

【請求項 1 9】

10

20

30

40

50

請求項 11 に記載の超音波診断装置の探触子を被検体に当接させるステップと、

前記被検体の検出対象部位に対する前記探触子の傾斜位置の関係を示す傾斜位置関係画像データに基づいて、前記傾斜位置の関係を示す画像を前記表示器に表示させる傾斜位置関係画像の表示ステップと、

前記探触子を移動させながら、または移動後に、前記表示器に表示される、前記傾斜位置の関係を示す画像に基づいて、前記探触子の移動を調整するステップと、

その後、前記検出対象部位の画像データに基づいて前記表示器に画像を表示させる検出対象部位画像の表示ステップと

を包含する、超音波診断装置を用いた検出対象部位の画像表示方法。

【請求項 20】

10

当接させる前記ステップは、前記被検体の首筋に前記探触子を当接させ、

前記検出対象部位画像の表示ステップは、頸動脈の画像を表示する、請求項 19 に記載の検出対象部位の画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置とそれを用いた計測方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波診断装置は、例えば頸動脈の状態を検出する機器として脚光を浴びている。超音波診断装置の構造を概説すると、以下の通りである。

20

【0003】

すなわち超音波診断装置は、探触子と、この探触子に接続された制御器と、この制御器に接続された表示器とを備えている。超音波診断装置は、探触子から送信される超音波ビームを利用して検出対象部位（頸動脈）の画像を生成し、その画像を表示器に表示する（例えば非特許文献 1）。

【0004】

非特許文献 1 では、頸動脈の状態を検査する方法の一つとして、内中膜複合体厚（Intima-Media Thickness；以下「IMT」と略記する。）の計測について記載されている。「IMT」とは頸動脈の血管壁の内膜と中膜の複合体の厚さのことである。IMT の計測においては、頸動脈に沿って IMT 計測範囲を設定し、この間の最大厚（max IMT）や平均厚（mean IMT）を計測することが一般に行われている。例えば、非特許文献 1 では、IMT 計測範囲の長さとして 1 cm が推奨されている。

30

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献 1】Journal of the American Society of Echocardiography February 2008（93 ページ～111 ページ）

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

非特許文献 1 にも明記されている通り、検出対象部位である頸動脈の状態、例えば IMT の検出（計測）は、十分に訓練を積んだ熟練者でなければ、正確に行うことができないという課題があった。

【0007】

つまり、従来例において、頸動脈の状態を測定しようとする場合には、頸動脈の中心線を縦方向または垂直に切断できる位置に、探触子を当て、超音波ビームを送信しなければならない。しかしながら、頸動脈の位置や形は首筋の表面からは見えず、しかも頸動脈の位置や形は個人ごとにまちまちな状態となっている。このため、十分に訓練を積んだ熟練

50

者でなければ、頸動脈の中心線を縦方向に切断できる位置に探触子を当てることができず、その結果として正確な検出が行えなかったのである。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記課題を解決するためになされたものであって、その目的は、熟練者でなくとも正確な検出が行えるようにすることができる超音波診断装置およびそれを用いた検出対象部位の測定方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明による第 1 の超音波診断装置は、複数の振動子が第 1 方向に沿って配置された振動子アレイを有する探触子と表示器とが接続される制御器を備え、前記制御器は、前記探触子の振動子アレイを用いた超音波ビームの送信、および、検出対象部位における前記超音波ビームの反射波であるエコー信号の受信を制御し、前記エコー信号に基づいて画像データを生成し、さらに前記振動子アレイを前記第 1 方向に垂直な第 2 方向に移動または揺動させて前記検出対象部位の複数個所からのエコー信号を受信させ、前記エコー信号から合成した前記複数個所の各断層画像中に含まれる、前記検出対象部位のうち測定値取得可能部位の画像データの範囲の合計値が予め定められた値以上であるときに、前記検出対象部位の検出値を算出する。

10

【 0 0 1 0 】

前記超音波診断装置は、前記制御器に接続される前記探触子を備え、前記制御器は、前記検出対象部位の状態を検出する検出モードを有しており、前記検出モードにおいて、前記制御器は、前記探触子が前記検出対象部位の複数の断面に関するエコー信号を受信し、前記複数の断面に占める前記検出対象部位のうち前記測定値取得可能部位の画像データの範囲の合計が前記予め定められた値以上であるときに、前記検出対象部位の検出値を算出してもよい。

20

【 0 0 1 1 】

前記超音波診断装置は、前記画像データに基づいて画像を表示する表示器をさらに備え、前記表示器は前記制御器により生成された前記画像データに基づいて画像を表示してもよい。

【 0 0 1 2 】

前記制御器は、前記検出モードに先だって実行される位置合わせモードを有しており、前記位置合わせモードにおいて、前記制御器は、前記エコー信号に基づいて前記検出対象部位の画像データを生成するとともに、前記検出対象部位に対する前記探触子の傾斜位置の関係を示す傾斜位置関係画像データを生成し、前記表示器は、前記検出画像データに基づいて前記検出対象部位の画像および前記傾斜位置の関係を示す画像を表示してもよい。

30

【 0 0 1 3 】

前記傾斜位置の関係を示す画像には、前記探触子によって検出する検出対象部位の中心線と、前記中心線に対する探触子の傾斜状態を示す探触子シンボルとが含まれていてもよい。

【 0 0 1 4 】

前記探触子には、探触子基点マーカーが設けられており、前記探触子シンボルには、前記探触子基点マーカーに対応し、前記傾斜位置の関係を示す画像上の位置表示である探触子基点が含まれていてもよい。

40

【 0 0 1 5 】

前記傾斜位置の関係を示す画像において、前記検出対象部位の中心線の両側には、前記検出対象部位を検出可能であることを示す検出可能ラインが含まれていてもよい。

【 0 0 1 6 】

前記探触子は、前記第 1 方向に沿って 3 列の平行な振動子アレイを有していてもよい。

【 0 0 1 7 】

前記探触子は、前記制御器の制御に基づいて前記振動子アレイを揺動させる揺動部を備えていてもよい。

50

【 0 0 1 8 】

前記探触子は、複数の超音波振動子を、少なくとも前記第 1 方向に沿って 3 列以上備え、前記複数の超音波振動子は全体として格子状に配置されていてもよい。

【 0 0 1 9 】

第 2 の超音波診断装置において、前記揺動部は、揺動軸の回りに、前記振動子アレイの揺動中心から、前記制御器の指示に基づく所定の揺動角度で揺動させ、前記制御器は、前記位置合わせモードにおける前記探触子の揺動角度が、前記検出モードにおける前記探触子の揺動角度よりも大きくなるよう制御してもよい。

【 0 0 2 0 】

前記探触子の探触子基点マーカは、前記振動子アレイの端部に設けられていてもよい。

10

【 0 0 2 1 】

前記制御器は、前記検出モードに先だって実行される位置合わせモードを有しており、前記位置合わせモードにおいて、前記制御器は、前記振動子アレイの一部の振動子を制御して、前記第 2 方向に超音波ビームを送信して得られるエコー信号に基づいて位置合わせ用画像データを生成し、前記振動子アレイの残りの振動子を制御して、前記第 2 方向に超音波ビームを送信して得られるエコー信号に基づいて検出対象部位の第 1 の検出画像データを生成し、前記検出モードにおいて、前記制御器は、前記振動子アレイの全ての振動子を制御して、検出対象部位の第 2 の検出画像データを生成し、前記表示器は、前記第 2 の検出画像データに基づいて検出画像を表示してもよい。

20

【 0 0 2 2 】

前記位置合わせ用画像に用いる一部の振動子アレイの超音波ビームの走査は、機械的に走査する方法、および、振動子アレイの被検体側に設ける電圧印加で変形する材料を設けて前記材料の形状を変形させて走査する方法のいずれかであってもよい。

【 0 0 2 3 】

前記電圧印加で変形する材料は、導電性高分子、イオン導電性高分子、または、誘電エラストマー材であってもよい。

【 0 0 2 4 】

前記表示器は、前記位置合わせ用画像に位置合わせのためのガイドラインをさらに表示してもよい。

30

【 0 0 2 5 】

前記探触子は、前記位置合わせ用画像に用いる一部の振動子アレイを複数備えており、前記制御器は、それぞれの振動子アレイに対応した位置合わせ画像データ、若しくは、選択された振動子アレイに対応した位置合わせ画像データを生成し、前記表示器は、各位置合わせ画像データに基づいて位置合わせ画像を表示してもよい。

【 0 0 2 6 】

本発明による方法は、上記第 1 の超音波診断装置を用いた検出対象部位の測定方法であって、当該超音波診断装置の探触子を被検体に当接させるステップと、前記探触子により検出対象部位の複数個所からのエコー信号を受信するステップと、前記エコー信号から合成した前記複数個所の各断層画像中に含まれる、前記検出対象部位の状態を検出するステップと、前記検出対象部位の状態を検出するステップにおいて、前記検出対象部位のうち測定値取得可能部位の画像データの範囲の合計値が予め定められた値以上であるときに、前記検出対象部位の検出値を算出するステップとを包含する。

40

【 0 0 2 7 】

本発明による方法は、超音波診断装置を用いた検出対象部位の画像表示方法であって、上記第 2 の超音波診断装置の探触子を被検体に当接させるステップと、前記被検体の検出対象部位に対する前記探触子の傾斜位置の関係を示す傾斜位置関係画像データに基づいて、前記傾斜位置の関係を示す画像を前記表示器に表示させる傾斜位置関係画像の表示ステップと、前記探触子を移動させながら、または移動後に、前記表示器に表示される、前記傾斜位置の関係を示す画像に基づいて、前記探触子の移動を調整するステップと、その後

50

、前記検出対象部位の画像データに基づいて前記表示器に画像を表示させる検出対象部位画像の表示ステップとを包含する。

【 0 0 2 8 】

当接させる前記ステップは、前記被検体の首筋に前記探触子を当接させ、前記検出対象部位画像の表示ステップは、頸動脈の画像を表示してもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 9 】

本発明のある実施形態によれば、探触子と表示器が接続される制御器を備え、制御器は、検出モードを有し、この検出モードでは、前記探触子が検出対象部位に対して可動した複数点の検出画像を前記表示器に表示させるとともに、これら複数点の各検出画像中に存在する測定値取得可能部位の画像（適正画像）データの範囲の合計値が所定値以上存在する時に、前記検出対象部位に対する検出値を算出する。これにより、熟練者でなくとも正確な検出が行えるようになる。

10

【 0 0 3 0 】

また、振動子を複数個整列させた振動子アレイを有する探触子と表示器が接続される制御器を備え、位置合わせモードと検出モードを有し、前期位置合わせモードでは前記振動子アレイの一部を用いて、前記振動子アレイとほぼ直交する方向に超音波ビームで対象を走査して得られる位置合わせ用画像を得て位置合わせを行い、その後検出モードに切り換えたときには、前記位置合わせ用画像に用いた一部の振動子アレイを含めた前記振動子アレイで検出画像に切り換える構成としたので、熟練者でなくとも正確な検出が行えるようになる。

20

【 0 0 3 1 】

すなわち、本発明においては、前記複数点の各検出画像中に存在する測定値取得可能部位の画像（適正画像）データの範囲の合計値が所定値以上存在する時に、前記検出対象部位に対する検出値を算出する構成としたものである。探触子と検出対象部位との位置関係が適切な状態から多少ずれていても、検出対象部位の検出値を得ることが出来、この結果として熟練者でなくとも正確な検出が行えるようになるのである。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 2 】

【 図 1 】 本発明による超音波診断装置 1 0 0 の構成図である。

30

【 図 2 】 探触子 1 の構成を示す概略斜視図である。

【 図 3 】 探触子 1 の構成を示す概略側面図である。

【 図 4 】 実施形態 1 に係る超音波診断装置 1 0 0 の電気的なブロック構成図である。

【 図 5 】 超音波診断装置 1 0 0 の処理手順を示すフローチャートである。

【 図 6 】 探触子 1 の動作を説明するための斜視図である。

【 図 7 】 探触子 1 の動作を説明するための側面図である。

【 図 8 】 表示器 4 の画像表示例を説明する図である。

【 図 9 】 表示器 4 に表示された、上述の探触子 1 と頸動脈 6 の位置関係と、探触子 1 の位置の修正を促す表示 4 Hを示す図である。

【 図 1 0 】 表示器 4 に表示された、上述の探触子 1 と頸動脈 6 の位置関係と、探触子 1 の位置の修正を促す表示 4 Hを示す図である。

40

【 図 1 1 】 振動子アレイ 9 の揺動を説明するため模式的に示した側面図である。

【 図 1 2 】 (a) は頸動脈と探触子の位置関係を示す図、(b) は同じく揺動角 $\theta 1$ での長軸画像 Y 1 を示す図、(c) は同じく揺動角 $\theta 2$ での長軸画像 Y 2 を示す図、(d) は同じく揺動角 $\theta 3$ での長軸画像 Y 3 を示す図である。

【 図 1 3 】 (a) は頸動脈と探触子の位置関係を示す図、(b) は同じく揺動角 $\theta 1$ での長軸画像 Y 1 を示す図、(c) は同じく揺動角 $\theta 2$ での長軸画像 Y 2 を示す図、(d) は同じく揺動角 $\theta 3$ での長軸画像 Y 3 を示す図である。

【 図 1 4 】 (a) は頸動脈と探触子の位置関係を示す図、(b) は同じく揺動角 $\theta 1$ での長軸画像 Y 1 を示す図、(c) は同じく揺動角 $\theta 2$ での長軸画像 Y 2 を示す図、(d) は

50

同じく揺動角 θ_3 での長軸画像 Y_3 を示す図である。

【図 15】(a) は頸動脈と探触子の位置関係を示す図、(b) は同じく揺動角 θ_1 での長軸画像 Y_1 を示す図、(c) は同じく揺動角 θ_2 での長軸画像 Y_2 を示す図、(d) は同じく揺動角 θ_3 での長軸画像 Y_3 を示す図である。

【図 16】頸動脈と探触子の位置関係を説明するための側面図である。

【図 17】(a) は探触子基点側が頸動脈の中心線から外方にわずかにずれた傾斜状態を示す図、(b) は同じく I M T を検出する測定値取得可能部位の画像 (適正画像) データの範囲の所定長さ内であつ検出可能な範囲 (幅) 内での具体的検出位置 C を示す図である。

【図 18】実施形態 2 に係る超音波診断装置 110 の電氣的なブロック構成図である。

【図 19】超音波診断装置 110 の処理手順を示すフローチャートである。

10

【図 20 A】実施形態 3 に係る探触子 1 の概略構成斜視図である。

【図 20 B】実施形態 3 に係る探触子 1 の、位置合わせモードにおける振動子アレイと画像対応図である。

【図 20 C】実施形態 3 に係る探触子 1 の、検出モードにおける振動子アレイと画像対応概略斜視図である。

【図 21】実施形態 3 による、振動子アレイの一部で超音波を送信する一方法の構成概略断面図である。

【図 22】実施形態 4 に係る超音波診断装置 130 の電氣的なブロック構成図である。

【図 23】実施形態 4 で使用する探触子を示す概略斜視図である。

【図 24】実施形態 4 で使用可能な探触子を示す概略斜視図である。

20

【図 25】実施形態 5 で使用する探触子を示す概略斜視図である。

【図 26】実施形態 5 に係る超音波診断装置 140 の電氣的なブロック構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0033】

以下、添付の図面を参照しながら、本発明による超音波診断装置の実施形態を説明する。

【0034】

(実施形態 1)

図 1 は本実施形態に係る超音波診断装置 100 の外観構成を示す。超音波診断装置 100 は、探触子 1 と、この探触子 1 がケーブル線 2 を介して接続された制御器 3 と、制御器 3 に接続された表示器 4 と、フットスイッチ 5 とを備えている。

30

【0035】

探触子 1 は、制御器 3 から出力される超音波ビームを生体内へ送信し、生体内から反射して帰ってきたエコー信号を受信する。探触子 1 は受信したエコー信号をエコーデータとして制御器 3 に出力する。

【0036】

制御器 3 は、探触子 1 から受信したエコーデータから、たとえば頸動脈 6 の画像を生成する。制御器 3 はさらに、頸動脈 6 に対する探触子 1 の傾斜位置関係を示す傾斜位置関係画像を生成する。なお以下では、頸動脈 6 を検出対象部位の一例として説明する。

【0037】

表示器 4 は、制御器 3 によって生成された頸動脈 6 の画像および傾斜位置関係画像を表示する。

40

【0038】

図 2 および図 3 は、探触子 1 の構成を示す。探触子 1 の本体ケース 7 内の先端側には、揺動軸 8 で揺動自在となった振動子アレイ 9 が配置されている。

【0039】

具体的には、本体ケース 7 のケーブル線 2 に近い側は小形状となっている。当該小形状部分は検査者が手で持つ把持部 7 a として機能する。またケーブル線 2 から遠い側の横長の大形状部は、生体に当接される当接部 7 b となっている。

【0040】

50

そして、この図 2、図 3 に示すように、この当接部 7 b 内の先端側の長手方向に、複数の振動子が直線上に配置されている。

【0041】

なお振動子アレイ 9 は平面状以外の凸面、凹面のような曲線状に配列した状態で設けても良く、形状を限定するものではない。

【0042】

振動子アレイ 9 は、P Z T (ジルコン・チタン酸鉛) の圧電セラミックスや P M N - P T (マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛) などの圧電単結晶、P V D F (ポリフルオロビニリデン) などの高分子材料で形成された超音波振動子が複数個配列されている。それぞれの圧電体に印加する電圧は制御器 3 で電氣的に切り換え制御される。

10

【0043】

振動子アレイ 9 は、複数の超音波振動子 10 を直線的に配置して構成されている。回転軸 8 を中心に振動子アレイ 9 を、図 3 の断面図に示される矢印 A に示す方向に揺動させて超音波ビームで対象を走査することで、幅を持った広範囲の検出画像が得られる。

【0044】

振動子アレイ 9 を揺動させ超音波ビームで対象を走査させる方法として一般的には、モータなどの駆動系を用いる方法が考えられる。このほかの方法としては、振動子アレイ 9 の上面側(振動子アレイ 9 の被検体側)若しくは下面側(振動子アレイ 9 の被検体側とは反対の側)に、電場(電圧)を印加したときに変形するような材料の形状変化層を設けて、材料を変形させることで超音波ビームで対象を走査する方法がある。例えば、振動子アレイ 9 の被検体側に形状変化層を設けた場合には、形状変化層からの超音波ビームの音速と被検体からの超音波ビームの音速との差を利用して超音波ビームを屈折させて被検体を走査させる方法である。また、振動子アレイ 9 の表面に相当する被検体側と反対側に形状変化層を設けた場合には形状変化層を電圧により変形させて、振動子アレイ 9 の向きを変化させて超音波ビームで被検体を走査する方法がある。この方法の原理については、後の実施形態 3 で詳細に説明する。この方法によると図 3 の回転軸 8 に相当する部分に振動子アレイ 9 が配置されることになる。

20

【0045】

本実施形態では、超音波診断装置 100 は、探触子 1 を頸動脈 6 に対して適切な状態に位置合わせを行う位置合わせモードと、頸動脈 6 の状態を具体的に検出する検出モードと備えている。

30

【0046】

位置合わせモードでは、矢印 A で示した振動子アレイ 9 の揺動角度は、血管が検出できるかどうか不明な範囲を含む広い範囲から血管を探索するため広い角度としている。一方、その後の検出モードでは、位置合わせモードで血管にほぼ沿った、ある程度絞り込んだ範囲内の狭い範囲を検出対象とすることができるため、一桁以上小さい角度であってもよい。本実施形態では位置合わせモードにおける揺動角度は 30 度、その後の検出モードでは揺動角度は 1 度としている。これらは後に詳細に説明する。

【0047】

また、この探触子 1 には、図 2 に示すように、本体ケース 7 の当接部 7 b で、振動子アレイ 9 の一端側(端部)に、探触子基点マーカー 7 c を設けている。この探触子基点マーカー 7 c の位置を参照しながら、操作者は探触子 1 の位置を調整する。この点も後で詳細に説明する。

40

【0048】

図 4 は超音波診断装置 100 の電氣的なブロック構成図である。探触子 1 の振動子アレイ 9 には超音波送受信部 11 が接続され、この超音波送受信部 11 には送受信制御部 12 が接続されている。

【0049】

また、探触子 1 の振動子アレイ 9 を揺動させる揺動部 13 には揺動制御部 14 が接続されている。

50

【 0 0 5 0 】

さらに、送受信制御部 1 2 と揺動制御部 1 4 には動作モード管理部 1 5 が接続されている。この動作モード管理部 1 5 は、上述した位置合わせモードでは揺動部 1 3 により振動子アレイ 9 を、揺動中心を基準として ± 15 度、つまり 30 度の振り幅（揺動角度）で揺動させ、その後検出モードでは揺動部 1 3 により振動子アレイ 9 を、揺動中心を基準として ± 0.5 度、つまり 1 度の振り幅（揺動角度）で揺動させる。

【 0 0 5 1 】

超音波送受信部 1 1 には信号処理部 1 6 が接続され、この信号処理部 1 6 には画像生成部 1 7 および I M T 計測領域決定部 1 8 が並列的に接続されている。

【 0 0 5 2 】

10

また、画像生成部 1 7 には表示合成部 1 9 を介して表示器 4 が接続されている。

【 0 0 5 3 】

さらに、I M T 計測領域決定部 1 8 には I M T 演算部 2 0 を介して表示合成部 1 9 が接続されている。

【 0 0 5 4 】

また画像生成部 1 7 には血管中心検出部 2 1 が接続され、この血管中心検出部 2 1 には血管位置解析部 2 2 を介して動作モード管理部 1 5 と探触子誘導画像生成部 2 3 が接続され、この内探触子誘導画像生成部 2 3 が表示合成部 1 9 に接続されている。

【 0 0 5 5 】

一方、I M T 演算部 2 0 には、心拡張末期検出部 2 4 を介して心電図検査部（以下 E C G と称す）2 5 が接続されている。

20

【 0 0 5 6 】

なお、以上各部の動作は制御部 2 6 によりコントロールされるようになっている。制御部 2 6 はたとえば主に、超音波送受信部、信号処理部、画像生成部から構成されそのプログラムは R O M 2 7 に記録されている。

【 0 0 5 7 】

また、制御部 2 6 には入力手段として、例えば上述のフットスイッチ 5 が接続されている。なお、フットスイッチは入力手段の一例であり、他の入力機器が接続されていてもよい。

【 0 0 5 8 】

30

図 5 は位置合わせモード（S T - S : 「S T」は「ステップ」の略。以下同様。）から検出モード（S T - I）への移行を示したフローチャートである。先ず、位置合わせモード（S T - S）では、図 1 に示すごとく、直線状の振動子アレイ 9 を、首 2 8 の上下に伸びる頸動脈 6 に対して平行に対向するように配置する。ただし、頸動脈 6 が伸びる方向は視認できないため、振動子アレイ 9 と頸動脈 6 とは厳密に平行に対向する必要はない。下記の位置合わせ動作により、振動子アレイ 9 を正確に頸動脈 6 が伸びる方向と平行に対向させることが可能になる。

【 0 0 5 9 】

その後、図 4 の動作モード管理部 1 5 による位置合わせモード指示で揺動制御部 1 4 が揺動部 1 3 を駆動する。図 6 および 7 は、振動子アレイ 9 が揺動される様子を示している。振動子アレイ 9 は矢印 A のごとく回動軸 8 を中心軸として揺動角度（可動角度）30 度で揺動され、同時に超音波ビームを送信する。これにより幅を持った広範囲の検出画像が得られる。

40

【 0 0 6 0 】

この位置合わせモード（S T - S）時には、振動子アレイ 9 を上述のごとく揺動角度（可動角度）を 30 度と大きくしているので、この時には図 6 に示すような頸動脈 6 の立体画像（3 D 画像）が得られる（図 5 の S T 1）。

【 0 0 6 1 】

また、このような立体画像（3 D 画像）とともに、図 6 に示すごとく首 2 8 の上方から下方にかけて短軸断面 L 1、L 2、L 3 も得られるようになっている。

50

【 0 0 6 2 】

図 8 は表示器 4 の画面表示例である。表示器 4 の画面には、上方に長軸画像表示領域 4 A、および、下方に短軸画像表示領域 4 B が配置されている。

【 0 0 6 3 】

この図 8 において先ずは重要なことは、図 6 の短軸断面 L 1 に対応する短軸画像表示領域 4 B の短軸断面画像 S 1 に、頭頂側に向かって 2 本に分岐した頸動脈 6 の断面が短軸断面画像 S 1 中の大小 2 つの円として現れていることである。これは頸動脈 6 が 2 本に分岐した位置を示している。

【 0 0 6 4 】

つまり、検出位置を安定させるために、頸動脈 6 の分岐点を含む部分から下方部分を検出位置としている。

【 0 0 6 5 】

また、図 8 に示すように、短軸断面画像 S 1 にはプローブ当接角ガイド線 4 L が描かれている。プローブ当接角ガイド線 4 L 及び 4 M は短軸断面画像 S 1 の底辺との成す角が 45 度（短軸断面画像 S 1 を正方形の画像として表示した場合）の直線である。プローブ当接角ガイド線は、プローブ挿入角ガイド線とも呼ばれる。頸動脈の分岐点の上方部では探触子 1 の首に対する当接角によって、短軸断面画像 S 1 において 2 本の頸動脈の並びが変化する。例えば、鼻筋を含む仮想面と垂直に交わるような当接角で探触子 1 を首にあてた場合、図 8 に示すように 2 本の頸動脈が横に並び、前記当接角から後頭部側に 45 度程度回転させた当接角で探触子 1 を首にあてた場合はプローブ当接角ガイド線 4 L とほぼ平行に 2 本の頸動脈が並ぶ。このように、プローブ当接角ガイド線 4 L 及び 4 M により、探触子 1 の首に対する当接角を容易に知ることが可能となる。

【 0 0 6 6 】

また、図 6 の短軸断面 L 2、L 3 に対応する図 8 の短軸画像表示領域 4 B の短軸断面画像 S 2、S 3 の中心部分には、血管中心位置あわせガイド線 4 C が描かれている。この線に対して頸動脈 6 の中心がどちら側にあるか、どの程度位置がずれているかを確認することができる。

【 0 0 6 7 】

振動子アレイ 9 と頸動脈 6 とが平行状態にならないければ、後に I M T を検出することができない。そこで、血管中心位置あわせガイド線 4 C が、振動子アレイ 9 が頸動脈 6 に対して平行状態に対向しているかを確認するために表示されている。ここで、短軸断面画像 S 1 ~ S 3 および血管中心の求め方について説明する。

【 0 0 6 8 】

図 4 の振動子アレイ 9 から得られた情報（エコーデータ）は超音波送受信部 1 1、信号処理部 1 6 を介して画像生成部 1 7 に伝達される。画像生成部 1 7 はその信号に基づいて立体画像データを生成する。その立体画像データに基づき血管中心検出部 2 1 で血管中心位置を算出する。

【 0 0 6 9 】

つまり、頸動脈 6 の断面は円に近いことを利用し、その円の大きさから血管中心位置を算出し、この数値を血管中心位置あわせガイド線 4 C と比較し、ずれ量を算出する。この図 8 に示される状態は短軸断面画像 S 1 に、頸動脈 6 が 2 本現れ、また短軸断面画像 S 2、S 3 の中心の血管中心位置あわせガイド線 4 C に対して頸動脈 6 の中心が通っているので、適切な検出位置であるということになる。なお、図 8 の線 S L 1、S L 2、S L 3 は、図 6 の短軸断面 L 1、L 2、L 3 に対応する頸動脈 6 の断面部分を示す。

【 0 0 7 0 】

図 9、図 10 は、表示器 4 に表示された、上述の探触子 1 と頸動脈 6 の位置関係と、探触子 1 の位置の修正を促す表示 4 H を示す図である。図 9、図 10 には図 8 の短軸断面画像 S 1、S 2、S 3 が示されており、さらに短軸断面画像 S 1 の上方には探触子 1 の傾斜位置関係画像 4 D が表示されている。

【 0 0 7 1 】

この傾斜位置関係画像 4 D は、頸動脈 6 に対する探触子 1 の傾斜状態を示すとともに、探触子 1 が頸動脈 6 に対して平行に対向するように、この探触子 1 の位置調整を促す役割を持っている。

【 0 0 7 2 】

具体的には、傾斜位置関係画像 4 D は、探触子 1 によって検出する頸動脈（検出対象部位）6 の中心線 4 E と、この中心線 4 E に対する探触子の傾斜状態を示す探触子シンボル 4 F と有している。そして探触子シンボル 4 F には、探触子基点 4 G も合わせて表示させている。

【 0 0 7 3 】

探触子基点 4 G は、図 1 に示した振動子アレイ 9 の一端側に設けた探触子基点マーカー 7 c に対応する画像上の記号であり、表示器 4 の画像上に示したものである。

10

【 0 0 7 4 】

したがって、図 9 のごとく傾斜位置関係画像 4 D の探触子シンボル 4 F の矢印 4 H が下向きに表示されている場合は、操作者は探触子 1 の探触子基点マーカー 7 c 側をその矢印 4 H 方向に移動させればよい。

【 0 0 7 5 】

また、図 10 のごとく傾斜位置関係画像 4 D の探触子シンボル 4 F の矢印 4 H が上向きに表示されている場合は、操作者は探触子 1 の探触子基点マーカー 7 c 側をその矢印 4 H 方向に移動させればよい。

【 0 0 7 6 】

20

このように探触子 1 の探触子基点マーカー 7 c 側の移動を促す矢印 4 H は、図 4 の血管中心検出部 2 1 と、血管位置解析部 2 2 と、探触子誘導画像生成部 2 3 により生成される。

【 0 0 7 7 】

つまり、図 8 の短軸断面画像 S 1、S 2、S 3 において、頸動脈 6 が血管中心位置あわせガイド線 4 C のどちらに存在するか（ずれ方向を含めたずれ量）から、探触子 1 の探触子基点マーカー 7 c 側の移動を促す矢印 4 H を作成するのである。

【 0 0 7 8 】

上述の短軸断面画像 S 1、S 2、S 3、長軸画像表示領域 4 A、傾斜位置関係画像 4 D、中心線 4 E、探触子シンボル 4 F、探触子基点 4 G、矢印 4 H の各画像データは、図 4 の探触子誘導画像生成部 2 3 によって生成される。各画像データは表示合成部 1 9 に送られ、ここで画像生成部 1 7 から送られた長軸画像表示領域 4 A の画像データと合成され、その結果として図 9、または図 10 のような表示が行われる（図 5 の S T 2、S T 3）。

30

【 0 0 7 9 】

以上の操作で探触子 1 を頸動脈 6 の適切な検出位置に配置（当接）できたことが確認されると、つまり図 9、図 10 の矢印 4 H が消えると、続いて処理は図 5 の検出モード（S T - I）へと進む。

【 0 0 8 0 】

検出モードに進むためには、操作者は例えば図 1 に示したフットスイッチ 5 を踏めばよい。しかしながら、矢印 4 H が消える状態に至ったことを制御部 2 6 が検出することで、フットスイッチ 5 からの信号の有無にかかわらず動作モードを図 5 の検出モード（S T - I）へと移行させても良い。なお、上記矢印 4 H は、ずれ量に関係なくサイズが一定でも、またずれ量に対応してサイズを変化させ残りのずれ量を認識しやすくしても良い。

40

【 0 0 8 1 】

さらに、探触子 1 を頸動脈 6 の適切な検出位置に配置（当接）できたことが確認された場合、上記のように矢印 4 H が消えるだけでなく、傾斜位置関係画像 4 D の色を例えばグリーンに変化させるなどして、通常の間接として「OK」を表す表示形式にして認識しやすくしても良い。

【 0 0 8 2 】

次のステップである図 5 の検出モード（S T - I）では、図 4 の動作モード管理部 1 5

50

による検出モード指示で揺動制御部 14 が揺動部 13 を駆動する。その結果図 11 のごとく揺動制御部 14 は、振動子アレイ 9 を、回動軸 8 を中心軸として揺動角度（可動角度）1 度という微小な角度範囲で揺動する。これにより頸動脈 6 だけを狙った、幅が狭い範囲の検出動作を実現できる。具体的には、複数点の画像データを取得し、この画像データを基に I M T 値を検出（計測）すればよい。

【0083】

前述したように、I M T の計測範囲として 1 c m が推奨されるなど、I M T 計測は頸動脈の所定の長さを使って行われるのが一般的である。図 12 ~ 図 15 は振動子アレイ 9 と頸動脈 6 との位置関係を示す。たとえば図 12 (a) は、頸動脈の長軸画像の模式図と探触子基点マーカ 4 G を備える探触子を示す模式図とを組み合わせ、これらの位置関係を示す傾斜位置関係画像である。図 12 (b) ~ (d) はそれぞれ、揺動角 $\theta 1$ ~ $\theta 3$ の長軸画像 Y 1 (図 12 (b)) ~ Y 3 (図 12 (d)) を示している。各図の横幅が I M T を計測する頸動脈の所定の長さに対応している。

10

【0084】

このうち図 14 は振動子アレイ 9 が頸動脈 6 と平行に対向している状態を示している。特に図 14 (a) は頸動脈の長軸画像の模式図のセンター（頸動脈 6 の中心線 4 E ）と探触子基点マーカ 4 G を備える探触子を示す模式図の中央とが重なった理想的な位置状態を示す。つまり I M T の測定値を取得可能な部位に振動子アレイ 9 が適正に位置していることを示している。

【0085】

20

図 14 (a) に示すような理想的な位置状態にある場合は、図 14 (c) および後述するように一枚の画像データに、I M T 計測可能な画像データの表示（中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K の明瞭な表示）が、所定の長さを満たす状態で含まれている。

【0086】

一方、図 12、図 13 は振動子アレイ 9 の探触子基点 4 G 側が頸動脈 6 の中心線 4 E から外方にずれた傾斜状態を示し、図 15 は振動子アレイ 9 の探触子基点 4 G 側が頸動脈 6 の中心線 4 E 側にずれた傾斜状態を示している。このような位置状態である場合は、一枚の画像データに含まれる I M T 計測可能なデータの表示は、所定の長さを満たしていない状態で含まれている。

【0087】

30

従って、図 12、図 13、図 15 のごとく、振動子アレイ 9 の探触子基点 4 G 側が頸動脈 6 の中心線 4 E から外方や内側にずれた傾斜状態になると、本来であればその傾斜状態を修正すべく、探触子 1 の移動調整が必要となる。しかし、頸動脈 6 のように細い対象に探触子 1 を平行な状態で配置することが必要な傾斜調整は非常に微妙な作業で、熟練者でなければなかなか難しい作業となる。

【0088】

そこで本実施形態では、図 14 のごとく振動子アレイ 9 が頸動脈 6 と平行に対向した時はもちろん、図 12 のごとく振動子アレイ 9 の探触子基点 4 G 側が頸動脈 6 の中心線 4 E から外方にわずかにずれた傾斜状態、図 15 の振動子アレイ 9 の探触子基点 4 G 側が頸動脈 6 の中心線 4 E 側にわずかにずれた傾斜状態であれば、I M T 検出（計測）が行えるようにした。

40

【0089】

この点について説明を続けると、図 12 ~ 図 15 の各図 (b) は図 11 における揺動角 $\theta 1$ の状態における長軸画像 (Y 1) を示し、図 12 ~ 図 15 の各図 (c) は図 11 における揺動角 $\theta 2$ の状態における長軸画像 (Y 2) を示し、図 12 ~ 図 15 の各図 (d) は図 11 における揺動角 $\theta 3$ の状態における長軸画像 (Y 3) を示している（図 5 の S T 4 ）。

【0090】

また、これらの図 12 ~ 図 15 の各図 (b) ~ (d) において 4 I は頸動脈 6 の外側を示し、4 J は中膜外膜境界、4 K は内腔内膜境界を示す。また、点線は中膜外膜境界と内

50

腔内膜境界がエコーデータから明瞭に描出できていないことを示し、実線は中膜外膜境界と内腔内膜境界が明瞭に描出できていることを示す。この中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K 間に中膜と内膜が存在し、この中膜と内膜の厚さ（中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K 間の厚さ）が I M T の値となる。したがって、図 1 2 ~ 図 1 5 の各図（b）~（d）から I M T の値を検出するためには、これらの図 1 2 ~ 図 1 5 の各図（b）~（d）中に中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K が明確に存在する（明瞭に描出されている）ことが重要となる。

【 0 0 9 1 】

すなわち、図 1 4 のごとく振動子アレイ 9 が頸動脈 6 と平行に対向した時はもちろん、図 1 2 のごとく振動子アレイ 9 の探触子基点 4 G 側が頸動脈 6 の中心線 4 E から外方にわずかにずれた傾斜状態、図 1 5 の振動子アレイ 9 の探触子基点 4 G 側が頸動脈 6 の中心線 4 E 側にわずかにずれた傾斜状態でも、これらの図 1 2、図 1 4、図 1 5 の各図（b）~（d）中には、総合計として中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K が明確に存在している。

10

【 0 0 9 2 】

さらに具体的には、図 1 2 であれば（b）の右側部分、（c）の中心部分、（d）の左側部分には中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K が明確に存在している。よって、図 1 2 に示される、上記の中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K が明確に存在していることを示す画像（データ）は測定値取得可能な部位を明瞭に描出しているといえる。よって、当該画像は I M T 計測に適した適正画像であるということが出来る。図 1 2（b）、（c）、（d）の 3 枚の画像を組み合わせると、当該 3 枚を重畳することで、図 1 2（b）から（d）の全体として表される所定の長さ（本実施例では各図の横幅長さ）で中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K 間が確認でき、中膜外膜境界と内腔内膜境界とを検出してその間の厚さを計測できる。これにより I M T の値を検出することが出来る。

20

【 0 0 9 3 】

また、図 1 4 であれば図 1 4（c）の一枚で左から右までの全体部分に中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K 間が確認でき、これにより I M T の値を検出することが出来る。さらに、図 1 5 であれば（b）の左側部分、（c）の中心部分、（d）の右側部分には中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K が明確に存在しているので、それらをトータルで考えると（b）から（d）の全体で中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K 間が確認でき、これにより I M T の値を検出することが出来る。これに対して、図 1 3 であれば（b）には中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K が明確に存在せず、（c）の右側部分、（d）の中心部分には中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K が明確に存在しているだけであるので、それらをトータルで考えると（b）から（d）の全体で中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K 間が確認できず、この結果として I M T の値を検出することが出来ない。

30

【 0 0 9 4 】

なお、図 1 1 では頸動脈 6 の中心には中膜外膜境界 4 J ~ 内腔内膜境界 4 K の鮮明部分が出ることを示している。具体的には振動子アレイ 9 が揺動角 $\theta 2$ の位置では、その矢印直下に重ねて表示した四角の中で、中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K とが明確に描出できていることを細い 1 本の直線で画像上に示している。また、図 1 1 は頸動脈 6 の外側には中膜外膜境界 4 J ~ 内腔内膜境界 4 K の不鮮明部分が出ることを、揺動角 $\theta 1$ と $\theta 3$ の位置では中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K とがあるズレ幅を持った領域によって示している。 $\theta 2$ の細い 1 本の線とは異なり、明確では無いことが画像上示されている。

40

【 0 0 9 5 】

図 1 6、図 1 7 は、図 1 2 のごとく振動子アレイ 9 の探触子基点 4 G 側が頸動脈 6 の中心線 4 E から外方にわずかにずれた傾斜状態、図 1 5 の振動子アレイ 9 の探触子基点 4 G 側が頸動脈 6 の中心線 4 E 側にわずかにずれた傾斜状態であれば、I M T 検出が行えるようにできることを説明するための図である。もちろん、図 1 4 のごとく振動子アレイ 9 が頸動脈 6 と平行に対向した時も I M T 検出を行うことができる。この検出モード（S T - I）では、上述のごとく、振動子アレイ 9 は回動軸 8 を中心軸として揺動角度（可動角度

50

）１度で揺動し、これにより頸動脈６だけを狙った、幅が狭い範囲の検出動作を実現できる。

【００９６】

ここで、図１６は、ＩＭＴ検出が可能な範囲Ａと、中膜外膜境界４Ｊと内腔内膜境界４Ｋが明確に検出できる位置Ｂとを示している。図１７（ａ）は、図１２のごとく振動子アレイ９の探触子基点４Ｇ側が頸動脈６の中心線４Ｅから外方にわずかにずれた傾斜状態を示し、図１７（ｂ）はその時にＩＭＴを検出する測定値取得可能部位の画像（適正画像）データの所定長さ内であつ検出可能な範囲（幅）Ａ内での具体的検出位置Ｃを示している。

【００９７】

また、この図１７（ｂ）においても図１６に対応して、図１７の幅ＡはＩＭＴ検出が可能な範囲を示しており、ラインＢは中膜外膜境界４Ｊと内腔内膜境界４Ｋが明確に検出できる位置を示している。

【００９８】

つまり、図１７（ｂ）においては、図１２のごとく振動子アレイ９の探触子基点４Ｇ側が頸動脈６の中心線４Ｅから外方にわずかにずれた傾斜状態の状態で、振動子アレイ９が回転軸８を中心軸として揺動角度（可動角度）１度で揺動（微小揺動）する。よって、ＩＭＴ検出が可能な範囲（この場合はこれも傾斜状態）である幅Ａを通過している時だけが、図１２のごとく、中膜外膜境界４Ｊと内腔内膜境界４Ｋ間を明確に検出できる状態となる（図５のＳＴ５、ＳＴ６）。

【００９９】

なお、本実施形態では、図１７（ｂ）のごとく、ＩＭＴを検出するのに必要な測定値取得可能部位の画像（適正画像）データの範囲の所定長さＤは１ｃｍとしている。

【０１００】

つまり、上述した中膜外膜境界４Ｊと内腔内膜境界４Ｋ間が確認できる長さが１ｃｍ必要となっており、これがあるとき（図１７（ｂ）中の傾斜した３本のＣの図中横方向の長さの合計値が１ｃｍ以上確保できるとき）には、各位置でのＩＭＴ検出値から、この間の最大厚（max I M T）や平均厚（mean I M T）を計測（算出）することで検出対象部位（頸動脈６）に対するＩＭＴ検出を行うことが可能である。

【０１０１】

再び図４を参照する。

【０１０２】

ＩＭＴ計測領域決定部１８は図１２～図１５の（ｂ）～（ｄ）のどの部分を計測領域として決定するかを決める。そしてＩＭＴ計測領域決定部１８は、上述のごとく１ｃｍの範囲で中膜外膜境界４Ｊと内腔内膜境界４Ｋ間が確認できる時には、図１７（ｂ）中の傾斜したＣの位置での検出値であるＩＭＴデータをＩＭＴ演算部２０に送付する。

【０１０３】

ＩＭＴ演算部２０には、心拡張末期検出部２４を介して心電図検査部２５（以下「ＥＣＧ２５」と記述する。）が接続されている。心拡張末期検出部２４により求めた心拡張末期に、ＩＭＴが検出され、これが、表示合成部１９を介して表示器４に表示される（図５のＳＴ７、ＳＴ８）。

【０１０４】

つまり、本実施形態においては、振動子アレイ９が頸動脈６と平行に対向した時はもちろん、図１２のごとく振動子アレイ９の探触子基点４Ｇ側が頸動脈６の中心線４Ｅから外方にわずかにずれた傾斜状態であっても、または、図１５の振動子アレイ９の探触子基点４Ｇ側が頸動脈６の中心線４Ｅ側にわずかにずれた傾斜状態であっても、ＩＭＴ検出（計測）を行うことが可能である。その結果、測定作業が極めて簡単となる。

【０１０５】

以上示したように、本実施形態に係る超音波診断装置１００によれば、熟練者でなくてもこのＩＭＴ検出が簡単・正確に行えるようにすることができる。

【０１０６】

10

20

30

40

50

なお、本実施形態では、検出モードにおいて、図 1 2 ~ 図 1 5 のように複数点の検出画像を表示した場合を示したが、必ずしも図 1 2 ~ 図 1 5 を表示する必要は無く、検出モードに移った後、所定時間内に上述した中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K 間が確認できる部位、つまり測定値取得可能部位の画像データの範囲の長さが 1 c m 以上確保できれば、画像が無くても I M T を算出することができる。この場合、所定時間が経過しても、必要な長さ (I M T 計測領域) が確認できなければ、図 5 のフローチャートに示すように、一旦位置合わせモードに戻り、再度、探触子 1 を頸動脈 6 に対して適切な状態になるよう位置合わせを行うこととなる。

【 0 1 0 7 】

また、熟練者ではないが、頸動脈の描出操作を行うことができるユーザの場合は位置合わせモードを使用せずとも、頸動脈を大まかに描出できたか否かをユーザが判断し、検出モードだけを使用することも可能である。

【 0 1 0 8 】

なお、本実施形態では中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K 間が確認できる長さが 1 c m のときに I M T の計測を実施することとしたが、必ずしも 1 c m とは限られない。たとえば、1 c m の内の所定の割合以上であっても良い。この割合を大きくすれば、より適切な位置で I M T 計測が行えるため、I M T 値の正確性が向上し、割合を小さくすれば、適切な位置からずれていても I M T 計測が可能となるため、操作性が向上する。

【 0 1 0 9 】

さらに、本実施形態では画像を用いて I M T 計測を実施したが、画像を構築する前のエコーデータを用いて I M T 計測を実施することも可能である。

【 0 1 1 0 】

また、本実施形態では直線に配置した振動子アレイを揺動させることで短軸断面像を取得したが、直線に配置した 1 つあるいは複数の振動子アレイに対して直交する振動子アレイを配置することで、同様の処理を実現することも可能である。

【 0 1 1 1 】

さらに、本実施形態は検出対象を頸動脈とし、I M T 計測を行う例について述べたが、これに限らず、例えば、大腿動脈における I M T 計測にも応用可能である。また、腹部大動脈の血管径の計測において、血管の前壁と後壁が明瞭に描出されている画像を適正な画像として本技術を応用可能である。

【 0 1 1 2 】

さらに、胎児計測などの場合も、例えば大腿骨などの計測部位が明瞭に描出されている画像を適正な画像として本技術を応用可能である。

【 0 1 1 3 】

(実施形態 2)

図 1 8 は、本実施形態による超音波診断装置 1 1 0 の電氣的なブロック構成図である。超音波診断装置 1 1 0 は、探触子 1 と、制御器 3 1 0 と、表示器 4 と、フットスイッチ 5 とを備えている。

【 0 1 1 4 】

図 1 8 に示す超音波診断装置 1 1 0 各構成要素のうち、実施形態 1 に係る超音波診断装置 1 0 0 と共通の機能を有するものには同じ参照符号を付し、その説明を省略する。

【 0 1 1 5 】

本実施形態にかかる超音波診断装置には、図 4 に示す、実施形態 1 における心拡張末期検出部 2 4 および E C G 2 5 に代えて、図 1 8 に示すように、心拡張末期検出部 2 4 A が設けられている。

【 0 1 1 6 】

心拡張末期検出部 2 4 A は、日本国特許第 4 1 8 9 4 0 5 号に記載された技術を用いて血管収束末期も検出し、このタイミングで I M T を検出する。なお、日本国特許第 4 1 8 9 4 0 5 号の特許明細書および図面の内容の全てを、本願に援用する。

【 0 1 1 7 】

10

20

30

40

50

具体的には、心拡張末期検出部 2 4 A は信号処理部 2 6 から受信した信号を解析して被検体組織の動きを追跡する組織追跡部と、追跡している被検体組織の動きに関する特徴量を検出して特徴量検出信号を出力する特徴量検出部とを備える。組織追跡部は、頸動脈の血管壁の動きを追跡する。I M T 値は血管壁の厚みが最大になったときに測定するのが理想的である。頸動脈は心臓収縮期には急激に血管が広がり、心臓拡張期にはゆっくりと血管が収縮する。特徴量検出部は、そのような頸動脈の血管壁の動きを追跡し、血管壁の厚みが最大となる心拡張末期を検出する。

【 0 1 1 8 】

そしてこのようにすれば、心電図検査部（以下 E C G と称す）2 5 を検査者に装着する必要がないので、熟練者でなくても I M T 検出（計測）作業がさらに簡単に行えるようになる。

10

【 0 1 1 9 】

なお、本実施形態では、図 1 9 の（S T 4）ごとく頸動脈 6 の中心と、中心線 4 E が一致、もしくは近い部分まで来ると、振動子アレイ 9 の揺動を停止し、その状態で頸動脈 6 の同じ位置にビームを照射し、その部分の画像（例えば図 8）を表示器 4 に表示する。

【 0 1 2 0 】

そして、（S T 5）で心拡張末期を検出し、次に（S T 6）で図 5 の S T 4 と同じ図 1 2 から図 1 5 の画像を作成し、（S T 7）で図 5 の S T 6 と同様、「I M T 計測領域が所定値以上？」であるかどうかを判定し、（S T 8）で I M T の値を表示器 4 に表示する。

【 0 1 2 1 】

20

（実施形態 3）

図 2 0 A は本実施形態に係る探触子 1 を示す。探触子 1 は、実施形態 1 または実施形態 2 に係る超音波診断装置と接続される。そして、超音波診断装置からの超音波ビームの送受信制御を受けて、エコー信号を受信する。得られたエコー信号はエコーデータとして超音波診断装置に送信される。その結果、超音波診断画像を得ることが可能になる。

【 0 1 2 2 】

本実施形態の振動子アレイ 9 A、9 B もまた、P Z T（ジルコン・チタン酸鉛）の圧電セラミックスや P M N - P T（マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛）などの圧電単結晶、P V D F（ポリフルオロビニリデン）などの高分子材料で形成された超音波振動子が複数個配列されている。それぞれの圧電体に印加する電圧を制御器 3 で電氣的に切り換え制御することにより、超音波診断画像を得ることができる。

30

【 0 1 2 3 】

この頸動脈 6 に対する振動子アレイ 9 A は、長手方向に超音波ビームで対象を走査することで長軸方向のエコーデータを取得する。このエコーデータは後工程の回路での長軸画像表示化に用いられる。また振動子アレイ 9 B は、長軸画像表示する方向とほぼ直交する短軸方向に超音波ビームで対象を走査することで短軸方向のエコーデータを取得する。このエコーデータは、後工程の回路での短軸画像表示化に用いられる。

【 0 1 2 4 】

ここで振動子アレイ 9 A によって得られたエコーデータは、既に公知である電子制御方式で超音波画像化される。一方、振動子アレイ 9 B は、短軸方向に超音波ビームで対象を走査して画像化する必要がある。この短軸方向に超音波ビームで対象を走査する走査方式としては、モータなどを使用して機械的に振動子アレイ 9 B を回転若しくは往復運動させるようにする方式がある。また他の方式の一つとして、振動子アレイ 9 B の上面（被検体側）若しくは下面（振動子アレイ 9 B の被検体側とは反対の側）に、電場（電圧）を印加したときに変形するような材料を設け、この材料を変形させて超音波ビームで対象を走査する方式がある。この方式については後で詳細に説明する。

40

【 0 1 2 5 】

操作者は、例えば頸動脈 6 の形態とほぼ並行に探触子 1 を被検体に当接させる。すると、図 2 0 A ~ 2 0 C に示されるように、振動子アレイ 9 A から超音波ビームを送受信すると、得られたエコーデータに基づいて超音波断層画像 4 0 A が表示される。一方、振動子

50

アレイ 9 B は振動子アレイ 9 A のアレイ方向と直交する方向に、物理的に回転、往復若しくは遙動運動され、その間に超音波ビームで対象を走査する。その結果得られたエコーデータに基づいて超音波断層画像 4 0 B が表示される。図 2 0 A ~ 2 0 C では、振動子アレイ 9 B は振動子アレイ 9 A の両端に設けた構成にしている。このような構成にすると、両端の超音波画像 4 0 B を見ながら頸動脈 6 の血管中心に位置合わせし易くなる。図 2 0 A は振動子アレイと超音波画像が模擬的に理解しやすいように概略斜視図で示しているが、図 2 0 B に示すように、探触子 1 の振動子アレイ 9 A、B と画像表示 4 0 A、4 0 B のような対応づけになる。

【 0 1 2 6 】

実際に位置合わせモードで位置合わせした後、検出モードに移行し I M T の計測を行う際の方法について図 2 0 B および図 2 0 C を用いて説明する。

【 0 1 2 7 】

図 2 0 B には位置合わせモードの状態が示されている。操作者は、頸動脈 6 の血管中心位置に探触子 1 の振動子アレイ 9 A、B の中心が来るよう、位置合わせする。

【 0 1 2 8 】

位置合わせは、以下の方法で行うことができる。両端の振動子アレイ 9 B の動作を物理的に短軸方向に制御して超音波ビームで対象を走査して超音波画像 4 B (位置合わせ画像)を得ると同時に、振動子アレイ 9 A で長軸方向の超音波画像 4 A も得る。このことにより頸動脈 6 の断層像が得られるが、この場合必ずしも頸動脈 6 の血管中心に合っているわけではなくずれている場合が多い。ここで、頸動脈 6 の血管中心からのずれを超音波画像 4 B (位置合わせ画像)の血管中心位置合わせガイドライン 4 C に血管中心がくるように、操作者は探触子 1 を移動させて調整する。超音波画像 4 B (位置合わせ画像)の血管中心位置合わせガイドライン 4 C に血管中心がくることにより、長軸方向の血管中心は超音波画像 4 A に表示される。このような状態になれば位置合わせモードは完了し、次の検出モードに切り換える。なお、この位置合わせモードから検出モードへの切り換え方法は任意である。たとえば、超音波画像 4 B の血管中心位置合わせガイドライン 4 C に血管中心にきたということを自動的に認識させる機能をもたせて、自動的に検出モードに切り替えてもよいし、装置の一部に切り換えスイッチなどを設けてスイッチを操作することによって検出モードに切り替えてもよい。

【 0 1 2 9 】

図 2 0 C には検出モード時の画像表示例を示す。検出モードでは、位置合わせモードで使用した振動子アレイ 9 B は、振動子アレイ 9 A とアレイ方向及び短軸方向の傾きを一致させる位置に戻される。そして、振動子アレイ 9 A と 9 B を合わせて動作させてエコーデータを取得し、長軸方向の超音波画像 4 A (検出画像)を生成し表示する。このことにより長軸方向の超音波画像 4 A (検出画像)は、図 2 0 B で示した超音波画像 4 A より広い(長い)領域を表示できるようになる。特に頸動脈 6 の血管の診断の場合は、脳につながっている血管の分岐する部分(例えば図 6 の L 1 の部分に相当)は被検体の顎の付近に位置しているため、特許文献(特許 4 2 3 7 2 5 6 号)に示すように、振動子アレイの両端の位置合わせに使用する部分は長軸方向で画像表示できない。よって、血管の分岐領域を表示できなくなりデッドスペースとなることがある。これは診断するときの課題となることがある。しかしながら、本実施形態の超音波探触子を使用することで解消することが可能である。

【 0 1 3 0 】

以上のように、位置合わせモードから検出モードの一連の操作を行うことにより、広い領域の超音波画像 4 A から I M T の計測は、操作者は熟練者でなくとも再現性が高く、しかも高精度に計測することができる。

【 0 1 3 1 】

なお、位置合わせ画像は両端の振動子アレイ 9 B の 2 つの領域を使用した 2 画面について説明した。このほか、位置合わせ画像用に使用する振動子アレイは 3 つ以上の領域例えば両端部と中心部の 3 つの領域を用いてもよい。この場合には位置合わせ画像表示する振

動子アレイの領域を選択して位置合わせしてもよい。または位置合わせモード時には長軸方向の画像 4 A はなくして位置合わせ画像のみ 3 つ以上表示して位置合わせを行い、検出モードに切り換えたときは長軸方向の画像になるようにしても同様の効果が得られる。

【 0 1 3 2 】

次に、図 2 1 を参照しながら、振動子アレイ 9 B を用いて短軸方向に超音波ビームで対象を走査する他の例を説明する。具体的には、振動子アレイ 9 B の上面(被検体側)若しくは下面(振動子アレイ 9 B の被検体側とは反対の側)に電場を印加したときに変形するような材料を設けて、材料を変形させて超音波ビームで対象を走査する例を説明する。

【 0 1 3 3 】

図 2 1 は、図 2 0 A ~ 2 0 C の振動子アレイ 9 A、9 B のアレイ方向に直交する概略断面図を示す。振動子アレイ 9 A、9 B は、超音波振動子 1 0 と、形状変化層 2 9 と、超音波振動子 1 0 を保持する背面負荷材 3 0 と、超音波ビームで対象を走査する形状変化層 2 9 の両面に配置された電極 3 1、3 2 とを備えている。なお、振動子アレイ 9 A、B を用いて超音波ビームを送信するためには、電極 3 1、3 2 間に電気信号を印加する可変電源も必要であるが、ここではその図示は省略している。

10

【 0 1 3 4 】

なお、形状変化層 2 9 の両面に設けている電極 3 1、3 2 は、図 2 0 A ~ 2 0 C に示す振動子アレイ 9 B の領域である。

【 0 1 3 5 】

超音波振動子 1 0 は、P Z T 系のような圧電セラミックス、P M N - P T 系のような圧電単結晶、又は材料と高分子を複合した複合圧電体などの材料からなる。

20

【 0 1 3 6 】

超音波振動子 1 0 の厚さ方向の前面には、図示しない接地電極が設けられ、背面には信号用電極が設けられている。形状変化層 2 9 は、超音波振動子 1 0 に対応して被検体側となる厚さ方向前面に配置され超音波ビームの方向を可変する機能を有する。

【 0 1 3 7 】

形状変化層 2 9 は、被検体からの超音波ビームの音速と形状変化層 2 9 からの超音波ビームの音速とが違ふことが必要で、この音速差を有効に利用して超音波ビームの方向を変化させる。

【 0 1 3 8 】

さらに、本実施形態の形状変化層 2 9 は、被検体の任意の深さに超音波ビームを収束させる機能をもたせるように被検体側の面を曲面形状にしている。以下、具体的に説明する。

30

【 0 1 3 9 】

図 2 1 (a) に示すように、超音波ビーム 3 3 を直進させ、任意の深さに収束させる場合には、形状変化層 2 9 の被検体側の面は、単一の曲率半径を持たせるような形状にすればよい。形状変化層 2 9 表面の曲面形状は、形状変化層 2 9 の音速と被検体の音速差で凹面形状あるいは凸面形状にすることにより超音波ビームを収束することができる。例えば、形状変化層 2 9 の音速が被検体の音速より遅い値の場合には、超音波ビームを収束させるには形状は凸面になり、逆に形状変化層の音速が速い場合には凹面形状になる。

40

【 0 1 4 0 】

これを図 2 1 (b)、(c) に示すように、超音波ビーム 3 3 の方向を可変させて(ここでは図 2 0 A ~ 2 0 C に示す振動子アレイ 9 B のアレイ方向と直交する方向)、かつ超音波ビーム 3 3 を任意の深さに収束させる場合には、形状変化層 2 9 の被検体側の面の曲面は、曲率半径が位置によって徐々に可変するような形状にする。

【 0 1 4 1 】

このように形状変化層 2 9 の被検体側の表面形状を可変にすることは、形状変化層 2 9 の一方の電極(ここでは電極 3 2)を複数個に分割して、それぞれの電極に印加する電気信号である電圧を制御することにより可能となる。このように形状変化層 2 9 の形状を変化させて超音波ビームの収束と方向を可変にするためには、精度よく変形させることが必

50

要になってくる。そのためには、複数個設けている電極 3 2 の数を増やし、また電極の形状、更にそれぞれの電極に印加する電圧の制御を精度良く行うことも必要である。

【 0 1 4 2 】

この形状変化層 2 9 の材料として、イオン導電性高分子ポリマー、誘電型ポリマー、及び導電性ポリマーなどの高分子に印加する電気信号により高分子が変形する材料を用いる。

【 0 1 4 3 】

イオン導電性高分子ポリマーは、イオン交換樹脂とその両面に電極を設けたポリマーアクチュエータであり、印加する電圧によりイオン交換樹脂内のイオンが移動して、移動したイオン側が膨潤して高分子が変形するという機能を有している。ポリマーアクチュエータには、ポリエチレン、ポリスチレン、フッ素樹脂などにスルホン酸基、カルボキシル基などの官能基が導入されたものや、ポリ塩化ビニル (P V C) やポリメタクリル酸メチル (P M M A) やポリウレタンなどの非導電性高分子とイオン性物質とが含有された高分子の材料などがある。

10

【 0 1 4 4 】

また、誘電型ポリマーは、ポリマーの両面に電極を設け電極間に電圧を印加することにより、その電極間の静電引力でポリマーが厚み方向に圧縮されてポリマーの平面方向に伸長して変形するという機能を有している。この誘電型ポリマーには、シリコーンゴムやポリウレタンやアクリルエラストマーなどの材料がある。

20

【 0 1 4 5 】

また、導電性ポリマーは、導電性を有したポリマーから電気端子を取り出し、その電気端子に電圧を印加すると電気端子間の導電性ポリマーが収縮し、印加電圧をオフにすると元に戻るといった機能を有している。この導電性ポリマーには、ポリピロール樹脂などがある。

【 0 1 4 6 】

また、上記材料以外にも電気信号によりポリマー材が変形する他の材料であれば良く、上記材料に限定するものではない。

【 0 1 4 7 】

例えば、形状変化層 2 9 にイオン導電性高分子ポリマーを用いた場合には、電極 3 1、3 2 間に印加する電圧によりイオンが移動して、移動したイオン側が膨潤して高分子が変形する大きさが変わる。このため、この電圧をそれぞれの電極 3 1、3 2 に印加する電圧を可変することによりそれぞれの電極 3 2 に位置する領域の形状変化層 2 9 の部分の変形量を変えることが可能である。このことにより形状変化層 2 9 の被検体側の面を任意に変換できることになり、この結果、振動子アレイ 9 A、B と直交する方向に超音波ビームで対象を走査することができ、短軸方向の超音波画像を得ることができる。

30

【 0 1 4 8 】

また、本実施形態では、形状変化層を超音波振動子 1 0 の被検体側に設けた構成について説明したが、このほか、超音波振動子 1 0 と背面負荷材の間若しくは背面負荷材の背面側に形状変化層を設けて、超音波振動子 1 0 の振動子アレイ 9 B を形状変化層に印加する電圧を調整することで変形させて物理的に変化させて超音波ビームで対象を走査しても同様の効果が得られる。

40

【 0 1 4 9 】

(実施形態 4)

以上の実施形態 1、実施形態 2 においては、図 2 及び図 3 に示すように 1 つの振動子アレイ 9 を中心から左右に可動 (揺動) させ、検出対象の複数断面を取得したが、本実施形態では、1 つの振動子アレイ 9 D を中心に、両側の並行位置にさらに 1 つずつ振動子アレイ 9 C、9 E を配置した探触子を用いて、I M T 計測を実施する方法について説明する。

【 0 1 5 0 】

図 2 2 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 3 0 の電氣的なブロック構成図である。超音波診断装置 1 3 0 は、探触子 1 A と、制御器 3 3 0 と、表示器 4 と、フットスイッチ

50

5 とを備えている。図 2 2 に示すように、探触子 1 A の振動子アレイ 9 C、9 D、9 E には超音波送受信部 1 1 が接続されている。

【0151】

なお、図 2 2 に示す超音波診断装置 1 3 0 各構成要素のうち、実施形態 1 に係る超音波診断装置 1 0 0、または、実施形態 2 に係る超音波診断装置 1 1 0 と共通の機能を有するものには同じ参照符号を付し、その説明を省略する。

【0152】

次に、本実施形態で使用する探触子 1 A を図 2 3 に示す。図 2 3 に示すように本体ケース 7 内に 1 つ目の振動子アレイ 9 D、2 つ目の振動子アレイ 9 C、3 つ目の振動子アレイ 9 E が平行に並んでいる。振動子アレイを 3 つ保持することで、3 つの断層像を構築可能である。

10

【0153】

本実施形態では、熟練者ではないが、頸動脈の描出が可能な位置に探触子を位置させることができるユーザを想定し、位置あわせモードを実施せずに検出モードのみを実施する処理を説明する。

【0154】

振動子アレイ 9 C、9 D、9 E が受信したエコー信号から構築される 3 つの断層像と血管に対する探触子の位置は実施形態 1 に示す図 1 1 と同様となる。例えば、本実施形態に係る探触子 1 A を用いることにより、図 1 2 から図 1 5 に示すような断層像が得られる。そこで、IMT 計測領域決定部 1 8 は、中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K の滑らかさや、境界付近の信号の強度を評価し、IMT の値を検出する領域を決定する。

20

【0155】

図 1 2 であれば (b) の右側部分、(c) の中心部分、(d) の左側部分には中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K が明確に存在しているため、IMT 計測に適した適正画像とすることができる。これら 3 つの画像を組み合わせると所定の長さ (b) から (d) の全体で中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K 間が確認でき、これにより IMT の値を検出することが出来る。

【0156】

また、図 1 4 であれば (c) において左から右までの全体部分に中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K 間が確認でき、これにより IMT の値を検出することが出来る。

30

【0157】

さらに、図 1 5 であれば (b) の左側部分、(c) の中心部分、(d) の右側部分には中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K が明確に存在している。それらをトータルで考えると (b) から (d) の全体で中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K 間が確認でき、これにより IMT の値を検出することが出来る。

【0158】

これに対して、図 1 3 であれば (b) には中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K が明確に存在せず、(c) の右側部分、(d) の中心部分には中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K が明確に存在しているだけであるので、それらをトータルで考えると (b) から (d) の全体で中膜外膜境界 4 J と内腔内膜境界 4 K 間が確認できず、この結果として IMT の値を検出することが出来ない。

40

【0159】

IMT 演算部 2 0 は上述の動作原理によって IMT の値を算出する。その結果得られた画像は、表示器 4 に表示される。

【0160】

本実施形態に示す探触子を用いることで、振動子アレイを可動 (揺動) させる必要がなくなり、探触子にかかるコストを削減できる。また、プローブの短軸方向の厚みを軽減できる。

【0161】

なお、本実施形態では、図 2 4 に示すように、振動子アレイを 3 つ平行位置に並べた探

50

触子を使用した、さらに多くの振動子を２次元的に並べた探触子１Ｂを用いて、３つ以上の断層像を取得してＩＭＴ計測を実施しても良い。

【０１６２】

また、本実施形態においても、画像を構築する前のエコーデータを用いてＩＭＴ計測を実施することも可能である。

【０１６３】

（実施形態５）

以上の実施形態１、実施形態２においては、探触子１を頸動脈６に対して適切な状態に位置あわせを行う位置あわせモードにて、図２及び図３に示すように１つの振動子アレイ９を中心から左右に可動（揺動）させ、血管の短軸断面のエコーデータを取得したが、図２５に示すように、１つの振動子アレイ９Ｆに直交するように複数の振動子を配列することで、同様に短軸断面のエコーデータを取得することが可能である。

10

【０１６４】

図２６は本実施形態に係る超音波診断装置１４０の電氣的なブロック構成図である。超音波診断装置１４０は、探触子１Ｃと、制御器３４０と、表示器４と、フットスイッチ５とを備えている。図２６に示すように、探触子１Ｃの振動子アレイ９Ｆには超音波送受信部１１が接続されている。

【０１６５】

なお、図２６に示す超音波診断装置１４０各構成要素のうち、実施形態１に係る超音波診断装置１００、または、実施形態２に係る超音波診断装置１１０と共通の機能を有するものには同じ参照符号を付し、その説明を省略する。

20

【０１６６】

本実施形態では、探触子１Ｃの振動子アレイ９Ｆに直交する振動子が図６に示す短軸断面Ｌ１、Ｌ２、Ｌ３からの信号を取得する。そして、受信した信号を超音波送受信部１１、信号処理部１６、画像生成部１７を介して画像化し、表示合成部１９を介して、図８に示す短軸画像表示領域４Ｂに短軸断面像を表示する。図８の長軸画像表示領域４Ａに表示する長軸画像は振動子アレイ９Ｆが受信した信号から超音波送受信部１１、信号処理部１６、画像生成部１７を介して作成し、表示合成部１９を介して表示する。

【０１６７】

次に、血管中心検出部２１は、頸動脈６の断面は円に近いことを利用し、画像生成部１７で生成した短軸断面像から血管中心を求める。そして、血管中心と図８に示す、血管中心位置あわせガイド線４Ｃと比較し、ずれ量を算出する。図８に示す状態は短軸断面画像Ｓ１に頸動脈６が２本現れ、また短軸断面画像Ｓ２、Ｓ３の中心の血管中心位置あわせガイド線４Ｃに対して頸動脈６の中心が通っているので、適切な検出位置であるということになる。

30

【０１６８】

しかし、血管中心検出部２１で検出した血管中心と、血管中心位置あわせガイド線４Ｃとのずれが存在する場合は、血管位置解析部２２で、短軸断面画像Ｓ１における２本の頸動脈の並び、短軸断面画像Ｓ２、Ｓ３において血管中心が血管中心位置あわせガイド線４Ｃのどちら側にずれているかことから、探触子１Ｃと頸動脈６の位置関係を確認する。そして、探触子誘導画像生成部２３にて、図９および図１０に示す、傾斜位置関係画像４Ｄを生成する。傾斜位置関係画像４Ｄは頸動脈６に対する探触子１Ｃの傾斜状態を示すとともに、探触子１Ｃが頸動脈６に対して平行に対向するように、この探触子１Ｃの位置調整を促す役割を持っている。ユーザは傾斜位置関係画像４Ｄを見ながら探触子１Ｃを用いて対象を走査する。

40

【０１６９】

血管中心位置あわせガイド線４Ｃに対して頸動脈６の中心が通る適切な検出位置に当接できた場合は、制御部２６にて適切な検出位置であることを認識するか、入力手段によるユーザの通知をトリガとし、心拡張末期検出部２４Ａにより心拡張末期を検出し、ＩＭＴ演算部２０にて、振動子アレイ９Ｆで取得した信号から生成された長軸断面画像より、Ｉ

50

M T 測定を実施する。

【 0 1 7 0 】

本実施形態に示す探触子を用いることで、振動子アレイを可動（揺動）させる必要がなくなり、さらに、使用する振動子の数も少なくすむため、探触子にかかるコストを削減できる。また、プローブの短軸方向の厚みを軽減できる。

【 0 1 7 1 】

なお、上述の実施形態の探触子として、複数の超音波振動子を少なくとも同じ方向に沿って3列以上設け、その複数の超音波振動子が全体として格子状に配置されている、いわゆるマトリクスプローブを用いてもよい。

【 産業上の利用可能性 】

10

【 0 1 7 2 】

本発明においては、探触子と検出対象部とが適切な状態から多少ずれていても、検出対象部の検出値を得ることが出来、この結果として、熟練者でなくても正確な検出を行うことができる。よって本発明が実施されて得られた超音波診断装置は、ユーザ習熟度の許容範囲が広く、操作性に優れた装置として有効である。

【 0 1 7 3 】

本発明は、例えば頸動脈の検査などに広く活用することが可能である。

【 符号の説明 】

【 0 1 7 4 】

1 探触子

20

1 A、1 B、1 C 探触子

2 ケーブル線

3 制御器

4 表示器

5 フットスイッチ

6 頸動脈

7 本体ケース

7 a 把持部

7 b 当接部

7 c 探触子基点マーカー

30

8 揺動軸

9、9 A、9 B、9 C、9 D、9 E、9 F 振動子アレイ

1 0 超音波振動子

1 1 超音波送受信部

1 2 送受信制御部

1 3 揺動部

1 4 揺動制御部

1 5 動作モード管理部

1 6 信号処理部

1 7 画像生成部

40

1 8 I M T 計測領域決定部

1 9 表示合成部

2 0 I M T 演算部

2 1 血管中心検出部

2 2 血管位置解析部

2 3 探触子誘導画像生成部

2 4 心拡張末期検出部

2 5 心電図検査部

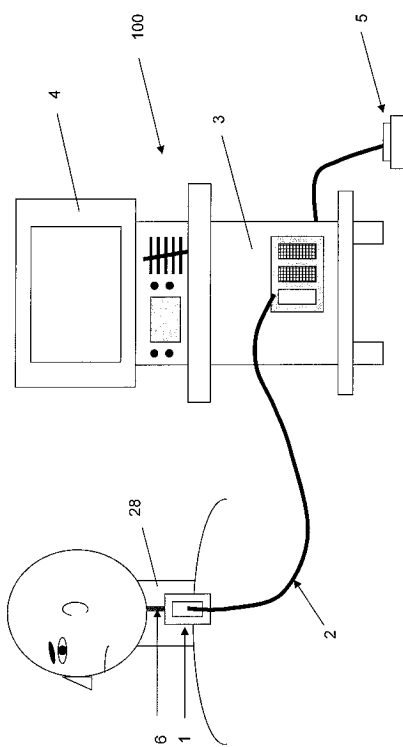
2 6 制御部

2 7 R O M

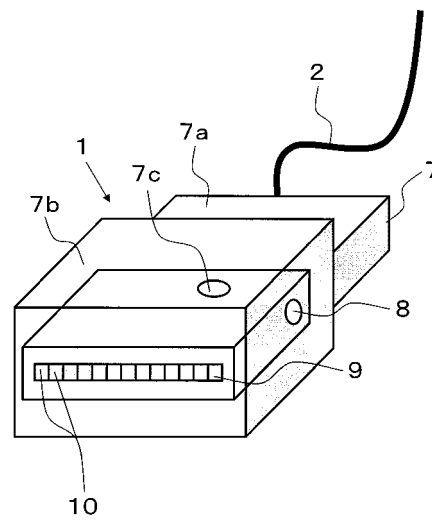
50

1 0 0、1 1 0、1 3 0、1 4 0 超 音 波 診 断 装 置

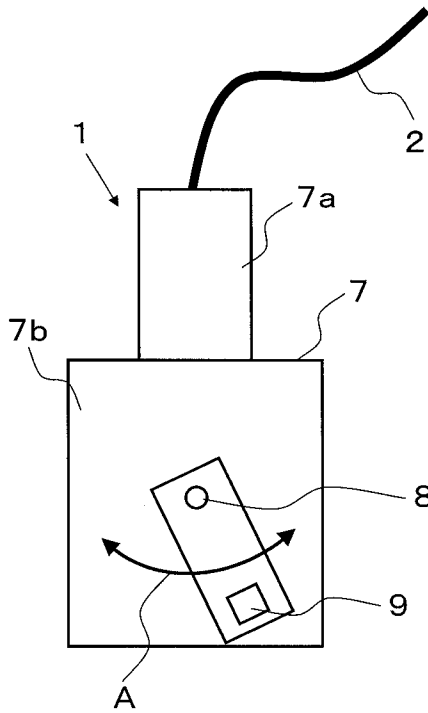
【 図 1 】



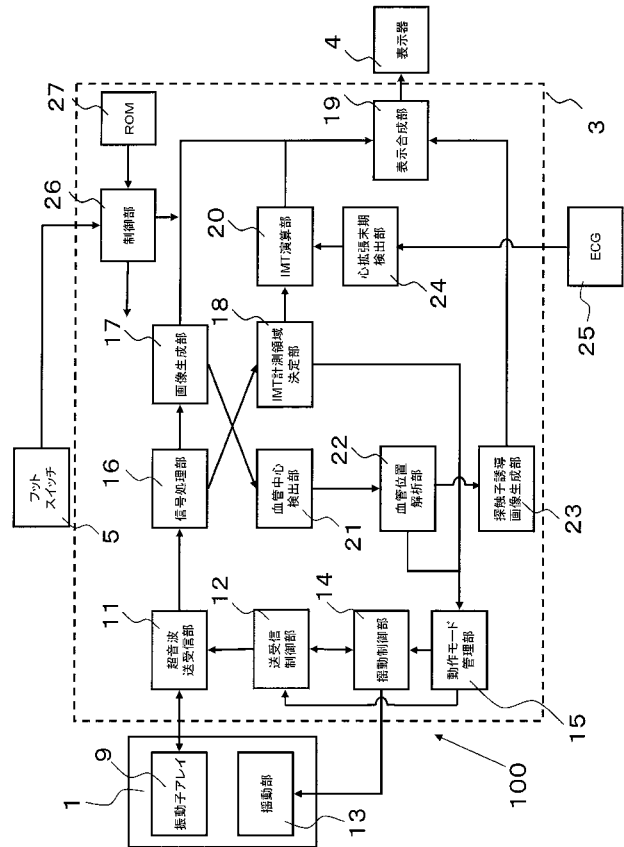
【 図 2 】



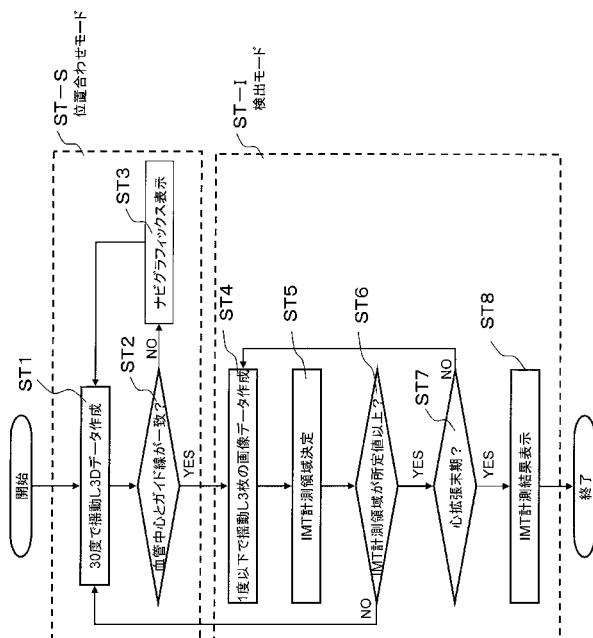
【 図 3 】



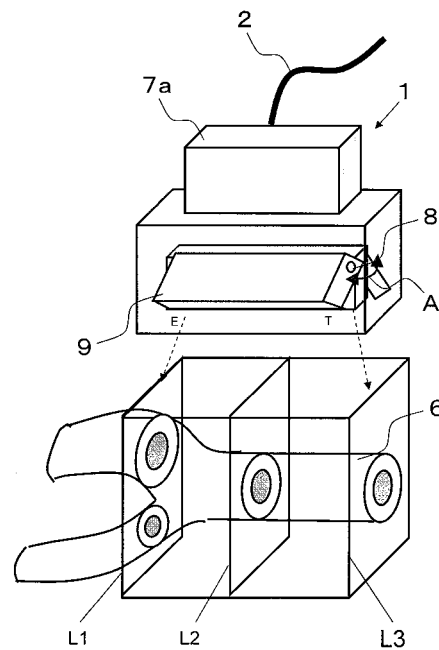
【 図 4 】



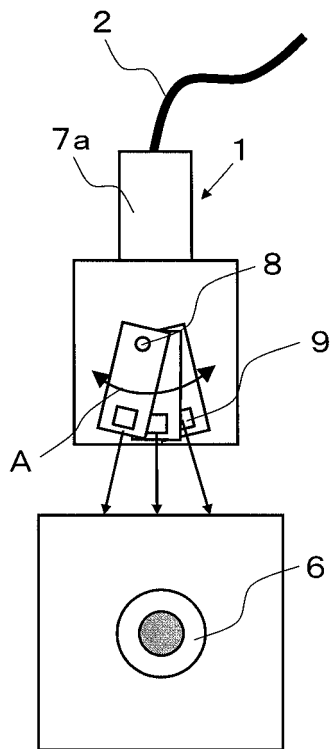
【 図 5 】



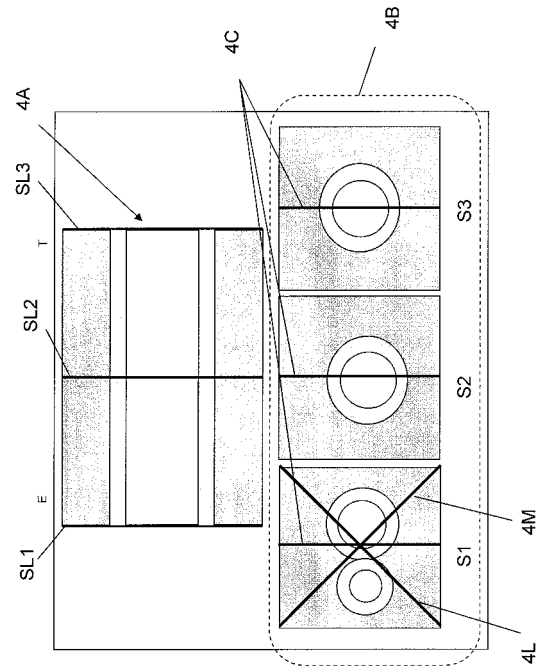
【 図 6 】



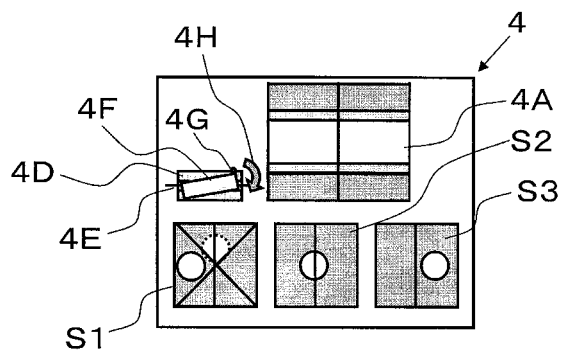
【図 7】



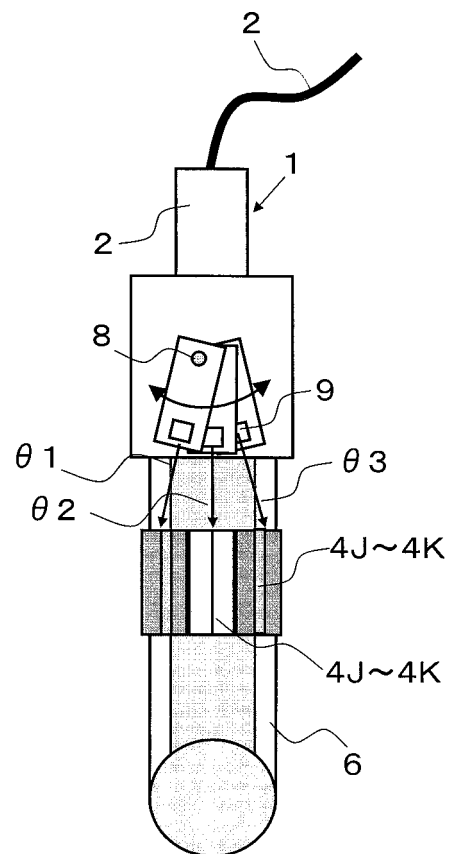
【図 8】



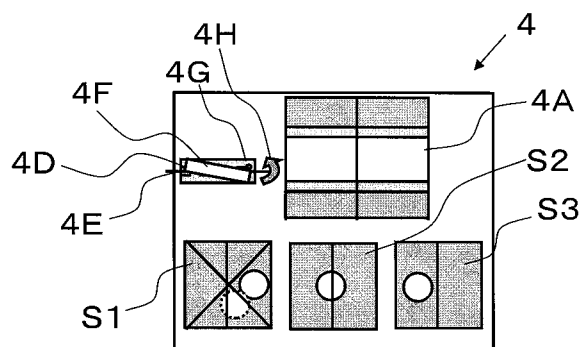
【図 9】



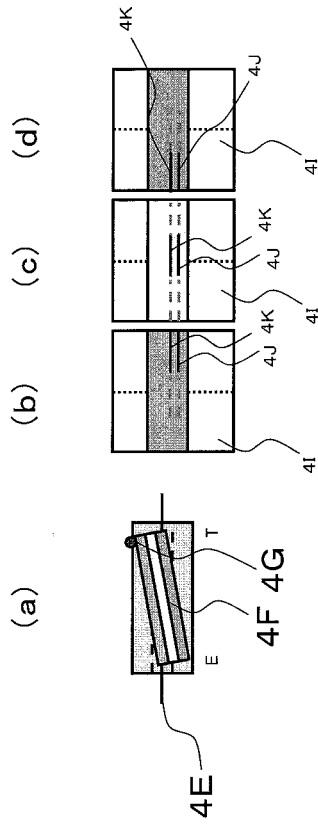
【図 11】



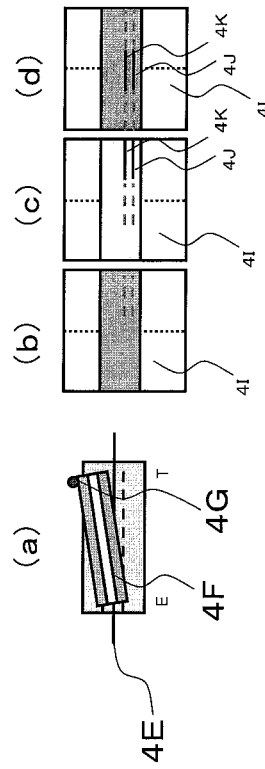
【図 10】



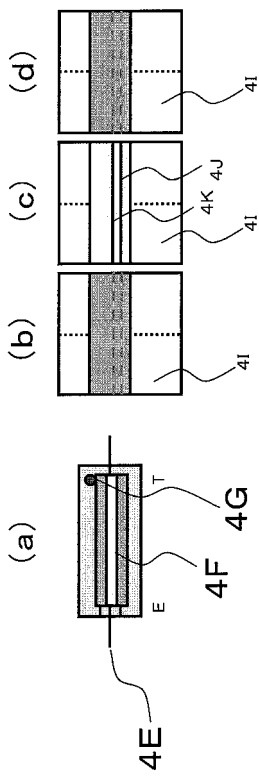
【図 1 2】



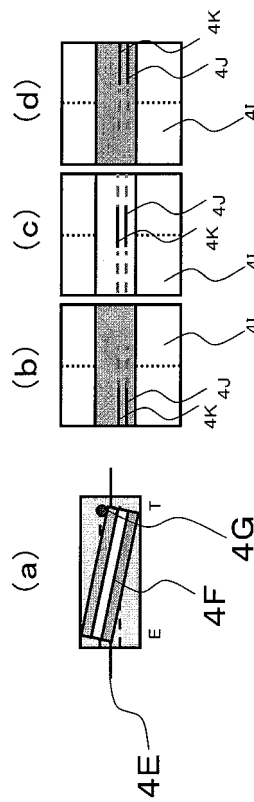
【図 1 3】



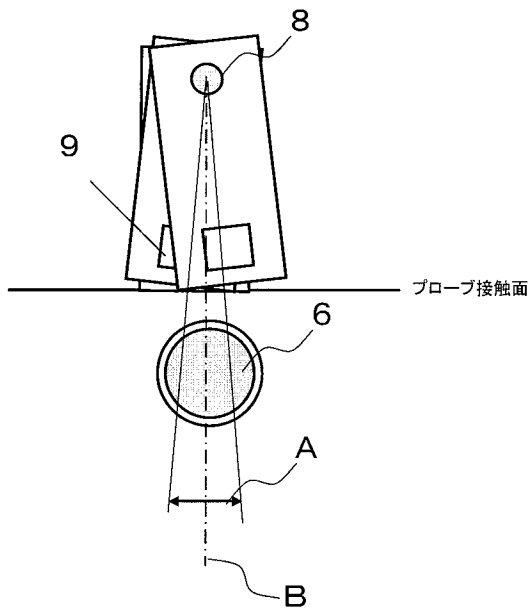
【図 1 4】



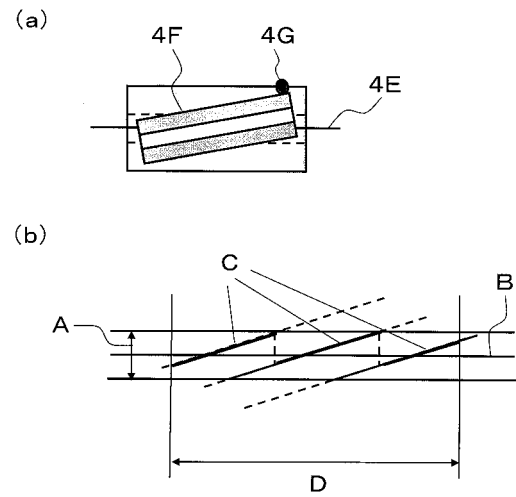
【図 1 5】



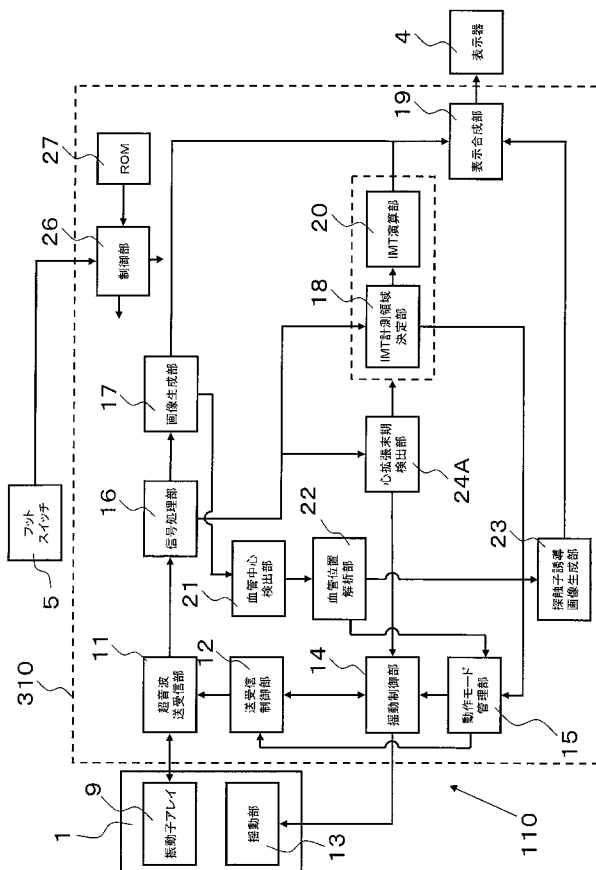
【図 16】



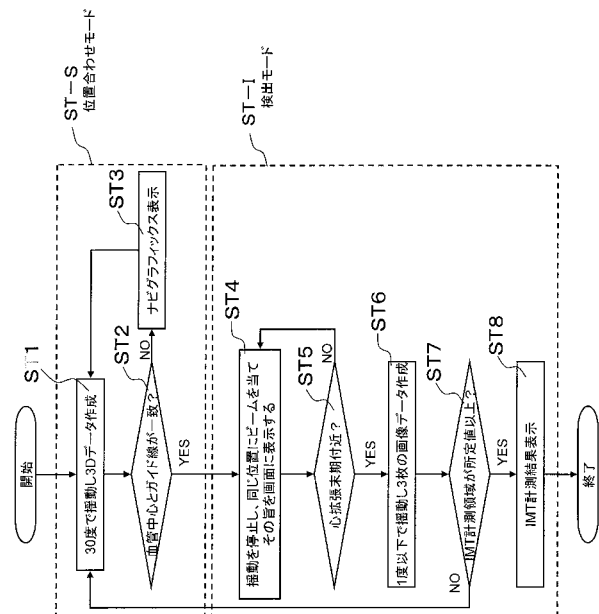
【図 17】



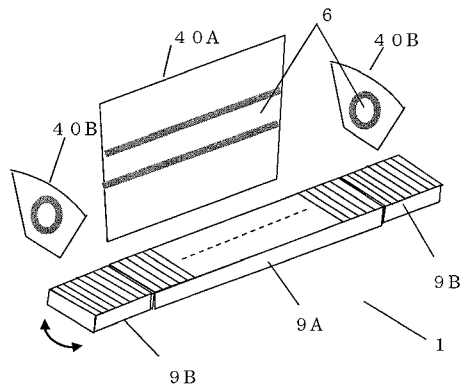
【図 18】



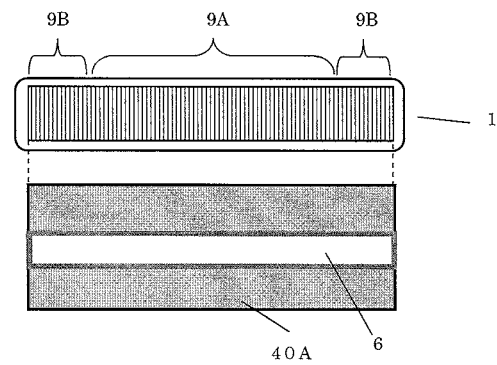
【図 19】



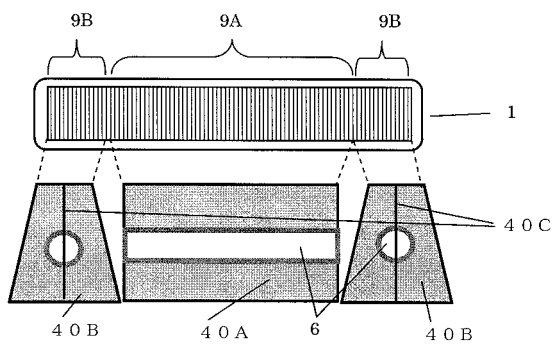
【図 20 A】



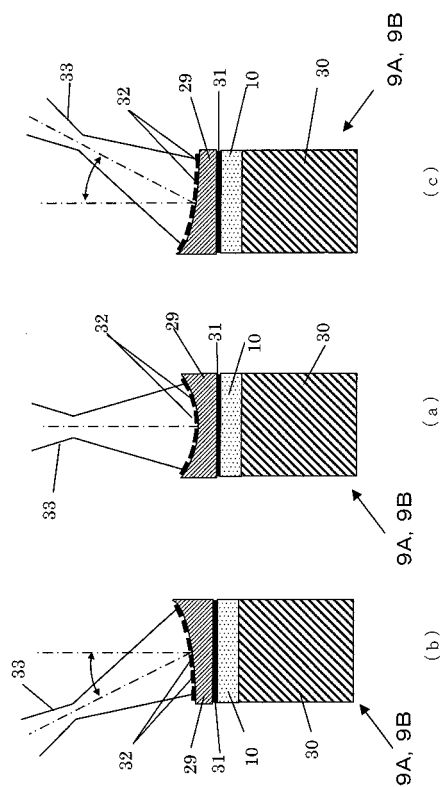
【図 20 C】



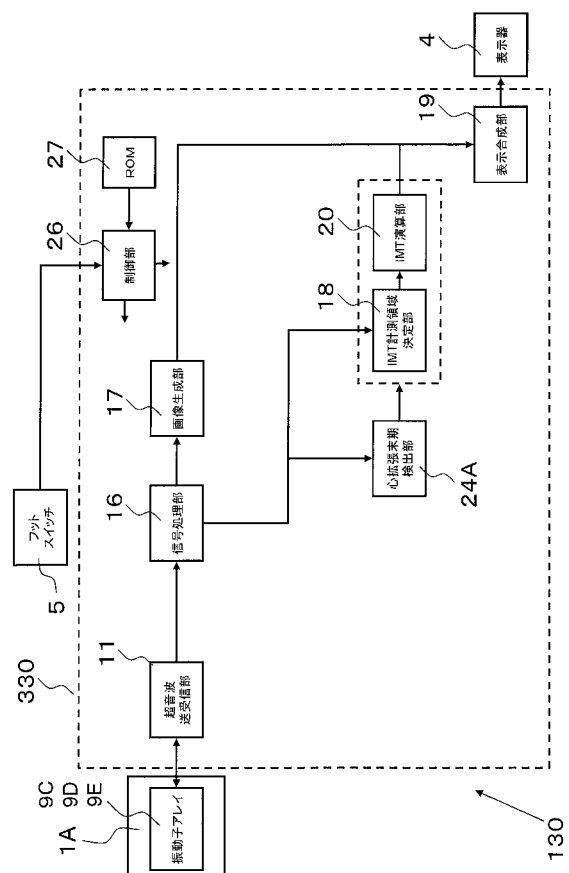
【図 20 B】



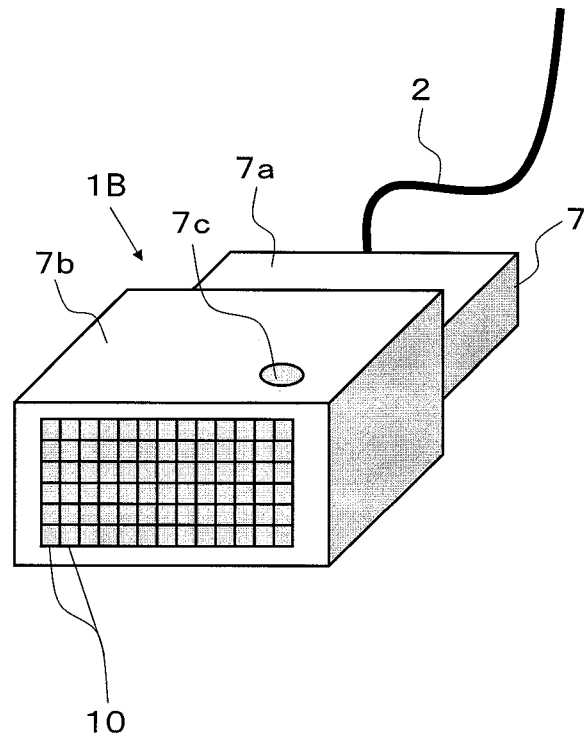
【図 21】



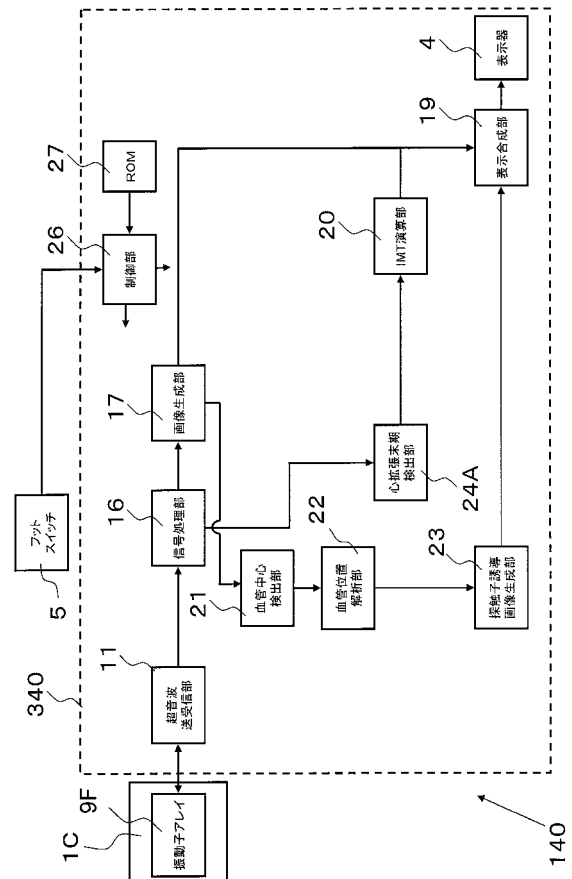
【図 22】



【 図 2 4 】



【 図 2 6 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/007340

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-272338 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 13 November 2008 (13.11.2008), paragraphs [0023], [0029], [0032] to [0035]; fig. 1 to 4 (Family: none)	1-20
A	JP 2009-291269 A (Panasonic Corp.), 17 December 2009 (17.12.2009), paragraphs [0030], [0035], [0057]; fig. 2, 5 (Family: none)	1-20

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
28 February, 2011 (28.02.11)Date of mailing of the international search report
08 March, 2011 (08.03.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/007340

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-89911 A (UNEX Corp.), 30 April 2009 (30.04.2009), fig. 19 to 22 & US 2010/0210946 A & EP 2198784 A1 & WO 2009/047966 A1 & CN 101820820 A & KR 10-2010-0080533 A	1-20
A	WO 2009/013871 A1 (Panasonic Corp.), 29 January 2009 (29.01.2009), fig. 27 to 29 & US 2010/0185090 A	1-20

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/007340	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2008-272338 A（松下電器産業株式会社）2008.11.13, 段落 23, 29, 32-35、図 1-4（ファミリーなし）	1-20	
A	JP 2009-291269 A（パナソニック株式会社）2009.12.17, 段落 30, 35, 57、図 2, 5（ファミリーなし）	1-20	
A	JP 2009-89911 A（株式会社ユネクス）2009.04.30、図 19-22 & US 2010/0210946 A & EP 2198784 A1 & WO 2009/047966 A1 & CN 101820820 A & KR 10-2010-0080533 A	1-20	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 28.02.2011		国際調査報告の発送日 08.03.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 富永 昌彦	2Q 4461 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 0 7 3 4 0
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2009/013871 A1 (パナソニック株式会社) 2009.01.29, 図 27-29 & US 2010/0185090 A	1-20

フロンtpページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 占部 真樹子

愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内

(72)発明者 斉藤 孝悦

愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内

(72)発明者 川端 章裕

愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内

(72)発明者 右田 学

愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内

(72)発明者 西垣 森緒

愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内

(72)発明者 加藤 隆一

愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB15 BB16 BB21 BB23 DD01 DD14 EE09 EE10

FF08 GB04 GB06 GB44 GB45 GB48 GB50 KK02 KK12 KK25

KK31

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置和使用其的检测目标部分的图像显示方法和测量方法		
公开(公告)号	JPWO2011074271A1	公开(公告)日	2013-04-25
申请号	JP2011545994	申请日	2010-12-17
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	占部真樹子 斉藤孝悦 川端章裕 右田学 西垣森緒 加藤隆一		
发明人	占部 真樹子 斉藤 孝悦 川端 章裕 右田 学 西垣 森緒 加藤 隆一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/0858 A61B8/0891 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/463 G01S7/5205 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8915 G01S15/894		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/GB48 4C601/GB50 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	奥田诚治 三宅明子		
优先权	2009287126 2009-12-18 JP		
其他公开文献	JP5672241B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(EN) 提供了一种超声诊断设备等，其甚至使非技术人员也能够使用超声诊断设备进行准确的检测。超声波诊断装置包括：控制器，其具有连接有沿第一方向排列有多个换能器的换能器阵列的探头和显示器，该控制器是探头的振动。使用子阵列控制超声波束的发射以及作为在检测目标部位的超声波束的反射波的回波信号的接收，并且基于回波信号来生成图像数据。通过在垂直于一个方向的第二方向上移动或摆动来接收或接收来自多个检测目标部位的回波信号而从回波信号合成的多个位置的每个断层图像中包括的检测目标部位 当测量值可获取部分的图像数据的范围的总值等于或大于预定值时，计算检测目标部分的检测值。

