

(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2006-192031**(P2006-192031A)**(43) 公開日 **平成18年7月27日(2006.7.27)**

(51) Int.Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

F I

A61B 8/06

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2005-5651 (P2005-5651)
 (22) 出願日 平成17年1月12日 (2005.1.12)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100109900
 弁理士 堀口 浩
 (72) 発明者 長野 玄
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社社内
 (72) 発明者 滝本 雅夫
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

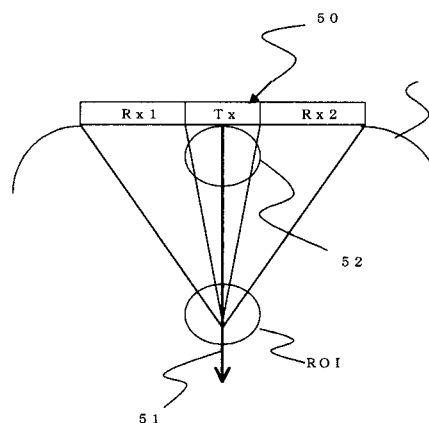
(57) 【要約】

【課題】 連続波ドプラモードにおける弱い血流からの信号を検出できる超音波画像診断装置を提供すること。

【解決手段】 連続波ドップラモードでの動作が可能な超音波画像診断装置1において、超音波プローブ50の電子走査方向に並列に配置された複数の超音波振動素子を、送信用超音波振動素子Txと受信用超音波振動素子Rxとに切替えて動作させるスイッチング部13を備え、スイッチング部を制御する制御部11は、送信用超音波振動素子と受信用超音波振動素子とに割り当てる超音波振動素子の数および/または位置を変更可能としたもの。

これにより、焦点付近以外からの不要な信号による受信回路の飽和を低減し、より弱い血流を検出することができる。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体へ連続的に送波した超音波に基づく反射波を受波して血流情報を得る連続波ドップラモードでの動作が可能な超音波画像診断装置において、

電子走査方向に複数の超音波振動素子が並列に配置されたアレイ振動素子を、送信用超音波振動素子と受信用超音波振動素子とに切替えて動作させる制御手段を備え、この制御手段は、送信用超音波振動素子と受信用超音波振動素子とに割り当てる前記超音波振動素子の数および / または位置を変更可能であることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】

前記制御手段は、前記アレイ振動素子の中央部を送信用超音波振動素子とし、この送信用超音波振動素子の両端部を受信用超音波振動素子として割り当てることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。

10

【請求項 3】

前記送信用超音波振動素子の両端部に割り当てられる前記受信用超音波振動素子の数は、前記送信用超音波振動素子の数よりもそれぞれ多いことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記送信用超音波振動素子および前記受信用超音波振動素子には、それぞれの中央部に対して端部の感度を低下させるような重み付けを施すことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波画像診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内を超音波で走査し、得られるエコー信号に基づいて断層像や血流情報を得て表示する超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像診断装置は、複数の超音波振動素子から成るアレイ振動素子から、被検体に対して超音波を送波しその反射波を受信する。一般に用いられるこのアレイ振動素子は、複数の超音波振動素子が 1 列に配列されており、個々の超音波振動素子に対して送受信制御が電子的に行われる。これによって、超音波ビームが形成され、超音波振動素子の配列方向に超音波ビームが電子走査される。

30

【0003】

なお、超音波画像診断装置には、生体の軟部組織の断層像を観察する B モード、その 1 ラインの組織像を時間軸に沿って平行に配列することにより心臓や血管などの経時的な形態変化を詳細に観察する M モード、ドプラ効果を利用して血流のスペクトラムや空間的な広がりを取得するドップラモードなど種々の動作モードがある。そして、ドプラモードには、連続波 (C W) ドプラモードとパルス (P W) ドプラモードとがある。ドプラモードのうち連続波ドプラモードは、比較的早い血流の速度データを正確に検出するのに有用であり、パルスドプラモードは、2 次元の血流像をカラーで表示するカラーフローイメージを形成するための速度データを得るのに有用であることが知られている。

40

【0004】

ところで、例えば 128 個の超音波振動素子が配列されたアレイ振動素子を用いて B モード画像またはパルスドプラモードの血流像を得るためには、或る領域を超音波ビームで走査する送信と受信とを交互に繰り返し、得られるエコー信号を処理することによって断層画像としている。このとき、128 個のほぼ全ての超音波振動素子が、送信用と受信用に交互に駆動されることになる。一方、同じ 128 個の超音波振動素子が配列されたアレイ振動素子を連続波ドプラモード用として使用する場合には、超音波の送受信を連続的に同時に行う必要があるので、アレイ振動素子を左右に 2 等分にして、64 個の超音波振動素子を送信用として用い、他の 64 個の超音波振動素子を受信用として使用することに

50

なる（例えば、特許文献 1 参照。）。

【特許文献 1】特開平 8 - 5 2 1 3 4 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、アレイ振動素子を中央から左右に 2 等分にして固定化した場合、送受信における超音波ビーム形成の自由度が少ないという問題があった。一方、臨床的には、CW ドプラモードで、より弱い血流を検出したいというニーズがある。しかし、CW ドプラモードは、距離に関する情報を持たないため、受信用の超音波振動素子が受信ビーム上にある全ての信号を取り込んでしまうことになる。殊に被検体の体表近くの固定体からの強い不要な反射信号（クラッタ）を受けて受信回路が飽和してしまうので、弱い血流からの信号を検出できないという問題があった。

10

【0006】

本発明はこのような問題を解決するためになされたものである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上述の課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明は、被検体へ連続的に送波した超音波に基づく反射波を受波して血流情報を得る連続波ドプラモードでの動作が可能な超音波画像診断装置において、電子走査方向に複数の超音波振動素子が並列に配置されたアレイ振動素子を、送信用超音波振動素子と受信用超音波振動素子とに切替えて動作させる制御手段を備え、この制御手段は、送信用超音波振動素子と受信用超音波振動素子とに割り当てる前記超音波振動素子の数および / または位置を変更可能であることを特徴とする。

20

【0008】

また、請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波画像診断装置において、前記制御手段は、前記アレイ振動素子の中央部を送信用超音波振動素子とし、この送信用超音波振動素子の両端部を受信用超音波振動素子として割り当てることを特徴とする。

【0009】

また、請求項 3 に記載の発明は、請求項 2 に記載の超音波画像診断装置において、前記送信用超音波振動素子の両端部に割り当てられる前記受信用超音波振動素子の数は、前記送信用超音波振動素子の数よりもそれぞれ多いことを特徴とする。

30

【0010】

また請求項 4 に記載の発明は、請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波画像診断装置において、前記送信用超音波振動素子および前記受信用超音波振動素子には、それぞれの中央部に対して端部の感度を低下させるような重み付けを施すことを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

上記課題を解決するための手段の項にも示したとおり、本発明の特許請求の範囲に記載する各請求項の発明によれば、次のような効果を奏する。

【0012】

請求項 1 に記載の発明によれば、連続波ドプラモードでのビーム形成の自由度を上げることができ、目的に応じ最適化できる。

40

【0013】

請求項 2 に記載の発明によれば、クラッタなど血流以外の不要な強い信号による受信回路の飽和を回避することができ、血流検出感度を向上することができる。

【0014】

請求項 3 に記載の発明によれば、請求項 2 に記載の発明に比べ、さらに焦点よりも近距離の受信ビームを弱くして、被検体の体表付近からの強いクラッタを避けることができ、焦点付近以外からの不要な信号による受信回路の飽和を低減し、より弱い血流を検出することができる。

50

【 0 0 1 5 】

請求項 4 に記載の発明によれば、サイドローブを下げることができ、受信ビームの方向以外からの不要な受信信号による受信回路の飽和を回避し、さらに血流検出感度を向上することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 6 】

以下、本発明に係る超音波画像診断装置の一実施の形態について、図 1 ないし図 4 を参照して詳細に説明する。

【 0 0 1 7 】

図 1 は、本発明に係る超音波画像診断装置の一実施の形態を示した系統図である。

10

【 0 0 1 8 】

図 1 に示すように、超音波画像診断装置 1 は、超音波画像診断装置本体 1 0 と、通常この超音波画像診断装置本体 1 0 上に載置され、超音波画像などを表示するモニタ 3 0 と、ユーザが超音波画像診断装置本体 1 0 に対して必要なデータを入力したり各種機能の選択をしたりするための操作部 4 0 と、被検体に超音波を送波しかつその反射波を受波するための、複数の超音波振動素子を並列に配置したアレイ振動素子から成る超音波プローブ 5 0 とで構成され、超音波プローブ 5 0 は通常、超音波画像診断装置本体 1 0 に対して着脱自在となっている。

【 0 0 1 9 】

超音波画像診断装置本体 1 0 は、制御部 1 1、送受信部 1 2、スイッチング部 1 3、信号処理部 1 4、表示処理部 1 5 を有しており、制御部 1 1 は操作部 4 0 からの指示あるいは予めプログラムされた手順に応じて、送受信部 1 2、スイッチング部 1 3、信号処理部 1 4、表示処理部 1 5 などの各構成機器を有機的に制御する。例えば、送受信部 1 2 は制御部 1 1 からの基本クロックに基づいて動作が制御される。また、送受信部 1 2 は送信回路 1 6 と受信回路 1 7 とを備え、信号処理部 1 4 は例えばドプラ信号処理回路 1 8 と B モード信号処理回路 1 9 を備えている。さらに、受信回路 1 7 は図 2 に示すように、前置増幅器 2 1、直交検波器 2 2、参照信号発生器 2 3 を備えている。

20

【 0 0 2 0 】

なお操作部 4 0 は制御部 1 1 に接続され、ユーザが必要なデータを入力したり各種機能の選択をしたりするために、キーボード、トラックボール、スイッチなどを備えている。

30

【 0 0 2 1 】

さて、超音波プローブ 5 0 は被検体に接触させて使用するものであって、例えば 1 2 8 個の超音波振動素子を横 1 列に配置したアレイ振動素子から成り、電子リニア走査方式或いは電子セクタ走査方式などの走査方式によって形成した超音波ビームを、被検体の所望診断部位へ走査させる。

【 0 0 2 2 】

この超音波プローブ 5 0 は、超音波画像診断装置本体 1 0 に図示しないコネクタによって結合されており、その送受信部 1 2 にスイッチング部 1 3 を介して電氣的に接続される。スイッチング部 1 3 は、制御部 1 1 の制御下で、超音波プローブ 5 0 の各超音波振動素子と、送受信部 1 2 の送信回路 1 6 または受信回路 1 7 との接続関係を動作モードに応じて切替えるものであり、この接続関係の切替えは、例えば B モードと C W ドプラモードとの切替えに応じて行われる。すなわち、操作部 4 0 によって B モードまたは C W ドプラモードのどちらかが選択された場合、選択されたモードに応じてスイッチング部 1 3 による超音波プローブ 5 0 の送受の切替えや、超音波プローブ 5 0 の各超音波振動素子と、送信回路 1 6 および受信回路 1 7 との接続関係の切替えなどを制御する。

40

【 0 0 2 3 】

次に、上記のように構成された超音波画像診断装置 1 を、C W ドプラモードで動作させる場合について説明する。

【 0 0 2 4 】

図 3 は、C W ドプラモードの場合における超音波プローブ 5 0 の各超音波振動素子と、

50

送信回路 16 および受信回路 17 との接続関係を示したものである。なお超音波プローブ 50 は、本発明のために特別に設計されたものではなく、一般の超音波画像診断装置において通常使用されるものであってよい。

【0025】

すなわち、超音波画像診断装置 1 を CW ドプラモードで動作させる場合には、本発明では例えば 128 個の超音波振動素子から成る超音波プローブ 50 を、見かけ上 3 つに区分し、中央部の超音波振動素子群を送信用振動素子 T_x し、その両側の超音波振動素子群を受信用振動素子 $R_x 1$ 、 $R_x 2$ とする。ここで、受信用振動素子 $R_x 1$ 、 $R_x 2$ を構成する超音波振動素子の数は同じ ($R_x 1 = R_x 2$) とし、受信用振動素子 $R_x 1$ 、 $R_x 2$ を構成する超音波振動素子の数は、送信用振動素子 T_x を構成する超音波振動素子の数よりも多くしてある ($T_x < R_x 1 = R_x 2$)。 10

【0026】

そして、送信用振動素子 T_x は送信回路 16 に、受信用振動素子 $R_x 1$ 、 $R_x 2$ は受信回路 17 に接続されるように、スイッチング部 13 によって切替えられる。この切替えを行うスイッチング部 13 は、図が煩雑になるのを避けるために図 3 には省略してある。なお、送信用振動素子 T_x とその両側の受信用振動素子 $R_x 1$ 、 $R_x 2$ との境界部には、送信にも受信にも使われない数個のダミー振動素子が介在していることもある。

【0027】

さて、ユーザが操作部 40 から超音波画像診断装置 1 を CW ドプラモードで動作させる旨の指示を入力すると、制御部 11 はその指示を受けて各構成機器を CW ドプラモードでの動作体制となるように設定する。すなわち、送信回路 16 は、制御部 11 の制御下でスイッチング部 13 により送信用として割り当てられた送信用振動素子 T_x に対し、送信用振動素子 T_x を構成する超音波振動素子ごとに所定の遅延が施された送信信号を供給し、送信用振動素子 T_x から被検体へ向けて収束された超音波ビームが送波される。同時に、送波された超音波ビームによる反射波が、同じくスイッチング部 13 により受信用として割り当てられた受信用振動素子 $R_x 1$ 、 $R_x 2$ を構成する超音波振動素子で受波され、受信エコー信号として受信回路 17 に供給される。 20

【0028】

受信回路 17 は図 2 に示したように構成されており、よって、受信エコー信号は前置増幅器 21 で増幅され、直交検波器 22 において参照信号発生器 23 からの参照信号を用いて、受信用振動素子 $R_x 1$ 、 $R_x 2$ を構成する各超音波振動素子間の信号の位相差を調整する処理を行った後、受信信号として信号処理部 14 のドプラ信号処理回路 18 へ出力される。 30

【0029】

ドプラ信号処理回路 18 は、A/D 変換器や高速フーリエ変換器などで構成されており、ドプラ計測用の超音波ビームの受信信号に含まれているドプラ情報の周波数スペクトラムを解析し、その結果を表示処理部 15 へ出力する。さらに、表示処理部 15 はドプラ信号処理回路 18 から供給された信号に対して必要な処理を施してドプラ波形画像や信号音を生成し、ドプラ波形画像をモニタ 30 へ供給して表示させる。また、信号音は図示しないオーディオスピーカへ供給される。 40

【0030】

ここで本発明の効果を、図 4 を参照して説明する。なお図 4 は、超音波プローブ 50 による被検体への超音波ビームの送波と受波の様態を模式的に示したものである。

【0031】

図 4 に示すように、超音波プローブ 50 は被検体 P の体表に接触させて診断に供せられる。その超音波プローブ 50 の送信用振動素子 T_x から、送信遅延制御によって被検体 P の関心領域 ROI へ焦点を結ぶように収束された超音波ビームが送波されている。そして、関心領域 ROI からの反射波を主として受波するように受信遅延制御のされた受信用振動素子 $R_x 1$ 、 $R_x 2$ によって、エコー信号が受波される。

【0032】

ところで、エコー信号は、関心領域ROIのみから生ずるものではなく、送信用振動素子Txから送波された超音波ビームの全ての経路から生ずるものである。特に送信用振動素子Txの接している被検体Pの体表近くからは強いクラッタが生じる。従来の技術であれば、この強いクラッタが受信用振動素子Rxで受信され、受信回路へ供給されると、信号レベルが大きいために前置増幅器が飽和してしまい、弱い信号を抽出することができなくなってしまう。

【0033】

しかし、本発明のように、超音波プローブ50の中心部に送信用振動素子Txを設け、その両側に受信用振動素子Rx1、Rx2を設けたことによって、中心部の送信用振動素子Txから関心領域ROIへ収束した超音波ビームを送波し、送信用振動素子Txの両側に配置されている受信用振動素子Rx1、Rx2で、関心領域ROIに指向性をもたせてエコー信号を受波するようにすることができる。そのため、関心領域ROIすなわち焦点よりも近い距離から、換言すれば被検体の体表近くからのエコー信号の、受信用振動素子Rx1、Rx2における受信強度を弱くすることができる。よって、関心領域ROIすなわち焦点付近以外からの不要な信号を受信することによる前置増幅器21の飽和を低減できるので、より弱い血流を検出することができる。

【0034】

なお、図4において符号51は超音波ビームの送出方向を示し、符号52は特にクラッタの強い領域を示したものであり、本発明では、この領域52からのクラッタの受信を低減することができる。

【0035】

次に、超音波画像診断装置1を、Bモードで動作させる場合について説明する。なお、Bモードでの動作は、一般的な超音波画像診断装置の動作と同じなので簡単に説明する。

【0036】

ユーザが操作部40によってBモードでの動作に切替える操作を行うと、制御部11の制御下によるスイッチング部13の動作によって、超音波プローブ50の全ての超音波振動素子（例えば128個）が、送信時には送信回路16に、受信時には受信回路17に接続される。すなわち、超音波プローブ50の超音波振動素子として、送信用振動素子Txや受信用振動素子Rx1、Rx2の区分はなくなる。

【0037】

そして、送受信部12は、送信遅延制御、受信遅延制御を行って断層画像用の超音波ビームを形成し、受信信号は信号処理部14のBモード信号処理回路19へ出力される。Bモード信号処理回路19は、入力された受信信号の包絡線検波、対数圧縮などの処理を行い、その出力は表示処理部15において座標変換やデータ補間などの処理を受けることによりBモードの断層画像として形成され、その断層画像はモニタ30に表示される。

【0038】

本発明は、上述の実施例に限らず要旨を逸脱しない範囲において種々の態様での実施が可能である。例えば、CWドプラモードにおける送信用振動素子Txを構成する超音波振動素子の数と受信用振動素子Rx1、Rx2を構成する超音波振動素子の数について、受信用振動素子Rx1、Rx2を構成する超音波振動素子の数は、送信用振動素子Txを構成する超音波振動素子の数よりも多くしてある（ $Tx < Rx1 = Rx2$ ）と説明した。しかしこれは、焦点付近以外からのクラッタの受信をより低減できるという実施上有利な条件ではあるものの、必ずしもこの通りでなくても良く、送信用振動素子Txと受信用振動素子Rx1、Rx2を構成する超音波振動素子の数がほぼ同じであっても良い。

【0039】

さらに、超音波ビームの方向や焦点の位置に応じて、送信用振動素子と受信用振動素子とを構成する超音波振動素子の数の割合や送受信に割り当てる超音波振動素子の位置を適宜変えられるようにしても良い。

【0040】

また、CWドプラモードでの動作時に、超音波プローブ50を形成する超音波振動素子

10

20

30

40

50

に割り当てられ、送信用振動素子 T_x を構成する超音波振動素子の両端部、および受信用振動素子 $R \times 1$ 、 $R \times 2$ を構成する超音波振動素子の両端部の感度をそれぞれの中央部の感度よりも低下させるように重み付けを施すようにしても良い。このようにするとサイドローブを低減することができ、送受信方向以外からの不要な信号を受信することによって受信回路が飽和してしまうことを回避して、関心領域からの微弱なドプラ信号をよりよく収集するための血流検出感度を向上することができる。

【0041】

以上詳述したように本発明によれば、クラッタなど血流以外の不要な強い信号による受信回路の飽和を回避することができ、CWドプラモードでの血流検出感度を向上することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図1】本発明に係る超音波画像診断装置の一実施の形態を示した系統図である。

【図2】図1に示した受信回路の構成を説明した系統図である。

【図3】CWドプラモードの場合における超音波プローブの各超音波振動素子と、送信回路および受信回路との接続関係を示した説明図である。

【図4】CWドプラモードの場合における超音波ビームの送波と受波の模様を模式的に示した説明図である。

【符号の説明】

【0043】

20

1 超音波画像診断装置

10 超音波画像診断装置本体

11 制御部

12 送受信部

13 スイッチング部

14 信号処理部

15 表示処理部

16 送信回路

17 受信回路

18 ドプラ信号処理回路

19 Bモード信号処理回路

30 モニタ

40 操作部

50 超音波プローブ

P 被検体

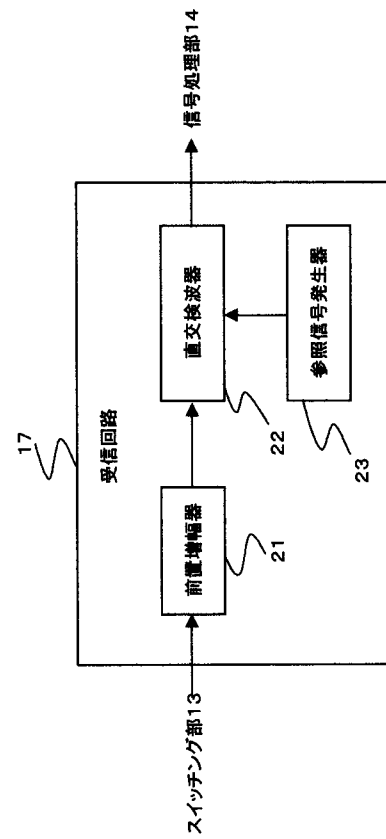
$R \times 1$ 、 $R \times 2$ 受信用振動素子

ROI 関心領域（焦点）

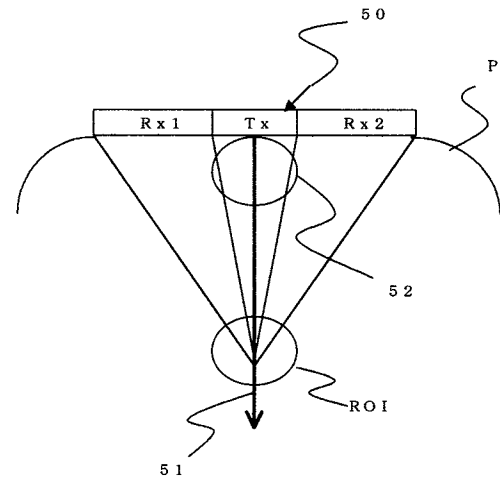
T_x 送信用振動素子

30

【 図 2 】



【 図 4 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB06 BB21 BB23 DD03 DE02 EE01 EE03 EE04 EE22 GB04
GB12 GB21 HH03 HH25 JC37

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP2006192031A	公开(公告)日	2006-07-27
申请号	JP2005005651	申请日	2005-01-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	長野玄 滝本雅夫		
发明人	長野 玄 滝本 雅夫		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/DD03 4C601/DE02 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/GB04 4C601/GB12 4C601/GB21 4C601/HH03 4C601/HH25 4C601/JC37		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断成像设备，该超声诊断成像设备能够以连续波多普勒模式检测来自弱血流的信号。 解决方案：在能够以连续波多普勒模式工作的超声诊断成像设备1中，在超声探头50的电子扫描方向上平行排列的多个超声振动元件被用作透射超声振动元件。 控制单元11包括切换单元13，该切换单元13通过在Tx和接收超声波振动元件Rx之间进行切换而进行操作，并且控制该切换单元是分配给发送超声波振动元件和接收超声波振动元件的超声波振动。 元素的数量和/或位置可以更改。 结果，可以降低由于来自焦点附近以外的不必要信号的接收电路的饱和，并且可以检测到较弱的血流。 [选择图]图4

