

(19)日本国特許庁（ J P ）

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 291743

(P2002 - 291743A)

(43)公開日 平成14年10月8日(2002.10.8)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコード* (参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 6 数)

(21)出願番号 特願2001 - 104441(P2001 - 104441)

(22)出願日 平成13年4月3日(2001.4.3)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 吉田 尚浩

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式
会社日立メディコ内

(74)代理人 100098017

弁理士 吉岡 宏嗣

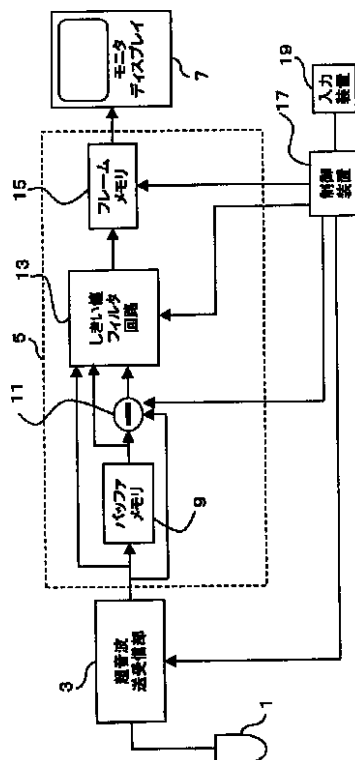
F タ-ム (参考) 4C301 AA01 CC02 DD01 EE06 EE11
EE15 JB27 JB29 JB35

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波診断装置において、血管を明瞭に表示する。

【解決手段】 送信部によって超音波探触子を駆動して超音波ビ-ムを被検体に送信し、被検体から受信された音響情報を整相し、これに基づいて画像を生成して表示する超音波診断装置を対象とし、画像生成部は、時間間隔をおいた2つの画像の同じ画素位置に対応する音響情報の強度の差分を求める差分演算部と、差分を設定されたしきい値と比較し、差分がしきい値を超える画素の表示態様を他の画素の表示態様と異なる画像調整部とを含んでなる構成とする。差分がしきい値を超える画素を血管とみなし、その画素の表示態様を変えることによって血管部分のコントラストを強調し、血管を明瞭に表示することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波を被検体に送信するとともに、該被検体からの音響情報を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して超音波ビームを送信させる送信部と、前記超音波探触子が受信した音響情報を整相する受信部と、前記受信部から出力される音響情報に基づいて画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部から出力される画像を表示する表示部とを有して構成され、前記画像生成部は、時間間隔をおいた 2 つの画像の同じ画素位置に対応する音響情報の強度の差分を求める差分演算部と、前記差分を設定されたしきい値と比較し、差分がしきい値を超える画素の表示態様を他の画素の表示態様と異なる画像調整部とを含んでなる超音波診断装置。

【請求項 2】 超音波を被検体に送信するとともに、該被検体からの音響情報を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動し、同一方向に時間間隔をおいて複数の超音波ビームを送信させる送信部と、前記超音波探触子が受信した音響情報を整相する受信部と、前記受信部から出力される音響情報に基づいて画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部から出力される画像を表示する表示部とを有して構成され、前記画像生成部は、前記画像の同じ画素位置に対応する前記複数の超音波ビームに係る音響情報の強度の差分を求める差分演算部と、前記差分を設定されたしきい値と比較し、差分がしきい値を超える画素の表示態様を他の画素の表示態様と異なる画像調整部とを含んでなる超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に係り、特に超音波造影剤を用いて血管の走行性を観察するのに好適な超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置は、被検体に超音波を送信し、診断部位からの反射波や、被検体に注入された超音波造影剤が発する音波を含む音響情報を受信し、これに基づいて超音波診断画像を生成し、様々な診断に供するものである。例えば、癌や腫瘍の進行度を診断するため、血管の走行性を可視化し、観察することが提案されている。

【0003】血管の走行性を可視化する方法として、CFAモード(Color Flow Angiographyの略。カラードプラ法とも称する。)が知られている。これは血流に起因する音響情報のドプラ周波数偏移に基づいて、血流の速度、分散、強度等を算出するものである。そして、検出箇所を変えながら血流の速度等を色分けした血流像を生成し、別途生成された画像に重ね合わせて表示するものである。しかし、このようなCFAモードは、ドプラ周波数偏移を算出するため、高速フーリエ変換(FFT)処理が必要のため演算負荷が大きく、フレームレートを

高くすることが難しい。また、回路規模が大きくなるため、装置が大掛かりになり、コストが高くなってしまいうという短所がある。

【0004】一方、このような短所を改善するため、血管に超音波造影剤を注入し、比較的演算負荷が小さいBモードと呼ばれる方法によって血管の走行性を観察することが提案されている。Bモードとは、被検体を走査して得た音響情報の強度を輝度に表わし、座標変換して画像を生成する方法である。Bモードは、フレームレートを高くしやすいためリアルタイム性に優れ、画面上の造影剤の動きによって血管の走行性を診断できる。また、回路規模を小さくできるので、装置を小型かつ低コストとすることができる。なお、超音波造影剤とは、例えば溶液に微細な気泡を混入したものであり、超音波を受けると気泡の変形や破壊等によって特有の音響情報を発生する。

【0005】ところで、Bモードによって血管の走行性を観察する場合、血管を明瞭に表示することは重要である。そこで、時間間隔をおいた複数の画像の同じ画素位置に係る音響情報の差分を画像表示することが提案されている。すなわち、血管内の超音波造影剤は血流によって移動するから、血管部分の音響情報の差分は比較的大きな値となる。一方、動きの少ない組織等の場合には、音響情報の変化は少ないから、音響情報が相殺されて差分は比較的小さくなる。したがって、差分を表示すると、造影剤を注入された血管を強調して表示することができる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかし、従来の技術においては、血管を明瞭に表示できない場合があった。例えば、血管部分とその他の部分にそれぞれ係る差分の差が小さい結果、画像上で血管とその他の部分とのコントラストが十分でなく、血管が判然としない場合があった。

【0007】上述した問題に鑑み、本発明の課題は、血管を明瞭に表示することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明は、送信部によって超音波探触子を駆動して超音波ビームを被検体に送信し、超音波探触子が被検体から検出した音響情報を受信部によって整相し、これに基づいて表示画像を生成する画像生成部を有してなる超音波診断装置を対象とする。本発明の特徴は、画像生成部に、時間間隔をおいた 2 つの画像の同じ画素位置に対応する音響情報の強度の差分を求める差分演算部と、差分を設定されたしきい値と比較し、差分がしきい値を超える画素の表示態様を他の画素の表示態様と異なる画像調整部とを含む構成とすることにある。

【0009】すなわち、血管およびその他の部分に係る差分の値を考慮して適切なしきい値を設定すると、差分

がこのしきい値を超える部分が、超えない部分とは異なった表示態様で表示される。なお、差分は正負いずれの極性もとりに得るから、しきい値も正負それぞれ設定される。

【0010】本発明によれば、血管部分のコントラストが強調され、血管を明瞭に表示することができ、診断が容易になる。また、超音波造影剤の量を減らしても観察できるから、患者への造影剤の投与量を減らすことができる。

【0011】また、表示態様を異ならせる場合、例えばしきい値を超える画素の明るさを増し、またはしきい値を超えない画素の明るさを減じてよい。また、色を変えてもよい。

【0012】本発明は、例えば超音波ビームを1回送信する毎に送信方向を変えて被検体を走査し、フレームレートの2周期においてそれぞれ生成された2つの画像間の差分を求めてもよいが、時間間隔において複数の超音波ビームを同一方向に送信するような周知の方式にも本発明を適用することができる。これによれば、ビームラインごとに繰り返される送信に係る差分を逐次求めることによって、フレームレート周期で差分を求めるよりも短い期間における造影剤の移動を検出することができるから、血流の速い部位を観察するのに適している。

【0013】また、しきい値を可変設定する入力部を設ければ、実際の画像を見ながら調整できるので使い勝手がよい。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態について説明する。図1は、本実施形態の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、本実施形態の超音波診断装置は、超音波探触子1と、送受信部3と、画像生成部であるスキャンコンバータ5と、モニタディスプレイ7と、制御装置17と、制御装置17につながれた入力装置19を有して構成されている。

【0015】送受信部3は、制御装置17からの指示に基いて、超音波探触子1を介し、図示しない被検体を走査しながら、超音波ビームを同じ方向に2回ずつ送信し、またそれぞれの超音波ビームに係る被検体からの音響情報を受信する。そして、送受信部3は、受信された音響情報を整相した受信データをスキャンコンバータ5に送る。

【0016】スキャンコンバータ5は、バッファメモリ9と、差分器11と、しきい値フィルタ回路13と、フレームメモリ15とを備えて構成されている。バッファメモリ9は、送受信部3から入力された受信データを記憶し、1回目、2回目の送信の時間間隔だけ遅延させて出力する。差分器11は、送受信部3から直接入力される受信データと、バッファメモリ9から遅延して出力される1回前の送信に係る受信データとの差分を演算し、

その差分データをしきい値フィルタ回路13へ送る。しきい値フィルタ回路13は、設定されたしきい値と差分データとを比較し、送受信部3から入力された受信データのうち、差分データがしきい値を超える範囲の信号強度を増幅するとともに、しきい値を超えない範囲の信号強度を低減してフレームメモリ15に送る。モニタディスプレイ7は、フレームメモリ15が記憶する信号強度の増減処理済みの受信データを画像表示する。

【0017】以下、本実施形態の超音波診断装置の詳細な構成を、超音波造影剤が注入された血管の走行性を診断する場合の動作とともに説明する。まず、制御装置17は、被検体を走査するよう予め設定された複数のビームラインに、順次超音波ビームを送信するために、送受信部3に、送信のタイミングおよびビームアドレスを指示する。ビームアドレスとは、個々のビームラインに割り当てられた識別子である。

【0018】送受信部3内の図示しない送信回路系は、制御装置17の指示に基いて超音波探触子1に駆動信号を供給する。超音波探触子1は、列状または面上に並べられた複数の図示しない振動子を有して構成されている。個々の振動子は、それぞれ駆動信号に応じて振動し、超音波を発生する。所定の振動子から発生した超音波は、それぞれ放射状に伝播するが、送信フォーカス処理を施すことによって、見かけ上超音波ビームが形成される。そして、送信回路系は、それぞれのビームラインに2回ずつ、時間間隔において繰り返し超音波ビームを送信しながら、ビームラインを順次変えて被検体を走査する。

【0019】超音波ビームは被検体内を進行し、組織の境目等の音響インピーダンスが異なる部分において一部が反射される。反射波の一部は、超音波探触子1に戻り、振動子によって電気的な信号に変換されて検出される。このとき、超音波ビーム送信から音響情報の受信までの時間は、反射波の音源までの距離に比例するから、被検体内の音速に基いて音源までの深度を検出できる。したがって、複数のビームラインによって被検体を走査すれば断層像等の画像を生成できる。

【0020】ここで、被検体の血管に、超音波造影剤が注入された場合について説明する。超音波造影剤は、溶液中に μm オーダーの微細な気泡を混入したものであり、被検出部の上流側の血管に注射して注入される。超音波造影剤は、超音波を照射されると、気泡の破壊や変形によって、特有の音波を生ずる。また、気泡表面における音響インピーダンスの変化によって、超音波ビームの反射波も発生する。このように、超音波を受けた気泡が音波を発生する現象を、フラッシュ現象という。このようなフラッシュ現象による音波も、超音波探触子1によって検出される。

【0021】超音波探触子1の個々の振動子が受信した音響情報は、送受信部3の図示しない受信回路系に送ら

れ、位相を合わせる周知の整相処理を施される。整相処理を受けた個々の音響情報は加算され、受信データとしてスキャンコンバータ5に送られる。1回の超音波ビーム送信に係る受信データは、その超音波ビームに係る一連の音響情報の振幅に相関する信号強度と、その音源から超音波探触子1までの距離からなる2次元の情報となっている。

【0022】スキャンコンバータ5において、送受信部3から入力された受信データは、バッファメモリ9、差分器11およびしきい値フィルタ回路13にそれぞれ入力される。そして、差分器11は、個々のビームラインについて、超音波ビームの1回目の送信に係る受信データと、2回目の送信に係る受信データとの差分を求めている。このことについて、図2を参照して説明する。

【0023】図2は、本実施形態の超音波診断装置の、差分器11の動作を示すタイミングチャートである。図2の最上段は、個々の超音波ビームに係る受信データの切り替わりに連動して制御装置17が発する超音波ビーム区切りパルスの波形を示す。2段目は、超音波ビーム区切りパルスの間隔に、どのビームアドレスまたはビームラインに係る受信データを処理しているかを示すビームアドレス(1, 2...n)である。3段目は、送受信部3から差分器11に送られる個々の受信データに割り当てられた受信データ識別子(B11, B21, B12, B22...B1n, B2n)であって、例えばビームアドレスiにおける1, 2回目の超音波ビームに係る受信データは、それぞれB1i, B2iで表わされる。4段目は、差分器11からの出力を示し、ビームアドレス(1, 2...n)に係る差分データ(B1, B2...Bn)を示している。5段目は、制御装置17が発するデータ無効信号である。以下、詳しく説明する。

【0024】差分器11は、図2の3段目に示される連続する2つの受信データの差分を算出している。すなわち、図2の左から2列目の状態においては、送受信部3から受信データB21が入力され、バッファメモリ9から超音波ビーム区切りパルスの1間隔ぶん遅延して出力された受信データB11が入力され、これらの差分データ $B1 = B11 - B21$ を算出する。同様に、差分器は、4列目において差分データ $B2 = B12 - B22$ 、6列目において差分データ $B3 = B13 - B23$ を算出する。上述したように受信データは信号強度と距離からなる2次元の情報であるが、差分は信号強度について求められ、その結果、差分データも信号強度と距離からなる2次元の情報となる。

【0025】ところで、差分データB1, B2...Bnの間隔、例えば、図2の1, 3, 5列目の状態では、差分器11は、異なるビームラインに係る受信データの差分、つまり、 $B12 - B21$ や、 $B13 - B22$ を算出していることになる。しかし、このようなデータは不要であるから、図2に示すように制御装置17が発生する

無効信号に従って無効とされ、差分器11から出力されないようになっている。

【0026】差分器11において算出された差分データ $B_i (= B1_i - B2_i, \text{但し } i = 1, 2 \dots n)$ は、しきい値フィルタ回路13に入力される。しきい値フィルタ回路13において、差分データ B_i の信号強度は、予め設定されたしきい値と比較される。そして、差分データ B_i は、信号強度の差分がしきい値を超える範囲と、しきい値を超えない範囲とに区分される。

【0027】図3は、1回目および2回目の超音波ビームに係る受信データの信号強度と、しきい値との関係を示すグラフである。グラフの横軸は1回目の超音波ビームに係る受信データの信号強度であり、縦軸は2回目の超音波ビームに係る受信データの信号強度である。

【0028】ところで、差分データは、正負いずれの極性をも取り得るから、本実施形態では、正負のしきい値をそれぞれ設定し、差分データと、同じ極性のしきい値との絶対値を比較することによって、しきい値を超えたか否かを決定している。具体的には、例えば図3に示すように、切片が負、傾きが1の直線21によって表わされる正のしきい値と、切片が正、傾きが1の直線23によって表わされる負のしきい値とが設定されている。図3の場合には、正負のしきい値の絶対値は等しい。図3において、直線21よりも右側の領域25は、差分データが正の場合にしきい値を超える領域である。反対に、直線23よりも左側の領域27は、差分が負の場合にしきい値を超える領域である。なお、正負のしきい値は、入力装置19によってそれぞれ可変設定できるようになっている。

【0029】しきい値フィルタ回路13は、さらに差分データ B_i がしきい値を超えた範囲の受信データ $B2_i$ の信号強度に、係数 $k (k > 1)$ を乗じて増幅し、また超えない範囲については、係数 $k' (k' < 1)$ を乗じて低減して出力する。なお、この係数 k, k' は、入力装置19によってそれぞれ可変設定できるようになっている。

【0030】そして、受信データは、フレームメモリ15に書きこまれた後に画像表示に対応する座標系に変換されて読み出され、その信号強度を輝度に表示したいわゆるBモード断層像の画像データとしてモニタディスプレイ7に送られ、表示される。

【0031】次に、このような超音波診断装置の効果について、血管に超音波造影剤を投入された被検体を観察する場合を例にとって説明する。図4および図5は、それぞれ1回目および2回目の超音波ビームを送信したときの被検体内の状態を示す模式図である。図4および図5に示す扇型の部分は、生成される画像の形状を示しており、超音波ビームはこの扇型の半径方向に送信され、画像は放射状に設定された図示しない複数のビームラインを順次走査することによって生成される。走査に係る

ビームラインは、1フレームあたり例えば100ないし300本程度設定され、200 μ secないし300 μ secでビームラインが更新され、超音波診断装置はこれを例えば30 μ secないし100 μ sec程度のフレームレートにおいて繰り返し走査して画像を生成している。

【0032】被検体は、組織29の内部に、図中に矢印で示す方向の血流を有する血管31を含んでなる。血管中には気泡33を含む超音波造影剤が注入されている。そして、超音波ビームは、図4と図5とに共通するビームライン35に送信される。ここで、図4と図5とを比較すると、組織29はほとんど動いていないが、血流の動きによって気泡33が血流方向に移動していることがわかる。

【0033】図6は、このような図4および図5に基いて、上述した差分しきい値処理を行なった結果、血管部分が強調表示される状態を示す模式図である。図4に係る受信データと、図5に係る受信データとの差分を求めると、血流で気泡33が移動した結果、図4には存在した気泡が図5では存在しなくなった部分と、反対に図4には存在しなかった気泡が図5では存在している部分とにおいて、絶対値が大きな差分が発生する。このような差分は、例えば1回目の送信時には未だ気泡が到達していないが、2回目の送信時には気泡が到達しているような状態、つまり造影剤の流れの先端部において発生する。また、造影剤の先端部以外であっても、気泡がビームラインを横切る頻度が変動する場合に発生する場合がある。

【0034】一方、組織29については、体動の影響等によって多少は差分が発生する場合もあるが、上述した気泡部の差分よりは比較的小さくなる。そこで、しきい値を、気泡に係る差分と組織に係る差分との間となるように設定し、しきい値を超える部分に係る画素37の輝度を高めるようにすると、図6に示すように、気泡部分の輝度が高められて強調表示される。また、気泡部分以外の輝度を下げることによっても気泡部分が強調される。そして、画像は扇型の全範囲にわたってこのような処理をしながら生成されるので、気泡33が流れる血管31の像は強調され、組織29の像に対してコントラストを有して表示されることになる。

【0035】以下、本実施形態によって得られる効果について説明する。本実施形態によれば、超音波ビームを2回送信して各回に係る受信データの差分、つまり音響情報の振幅に相関する信号強度の差分がしきい値を超える部分の画素の輝度を高め、あるいは他の部分の輝度を下げることによって、血管部分と他の部分とのコントラストを強調し、血管を明瞭に表示することができる。これによれば、Bモードを用いて血管の走行性を容易に観察することができ、例えば癌や腫瘍の進行度を診断することができる。Bモードは従来よく使用されているCFAモードよりもフレームレートを高くしやすいから、リ*50

*アルタイム性に優れ、画像の変化に基いて血管の走行性を把握しやすい。また、Bモードは本来CFAモードよりも演算負荷が低いことに加え、本実施形態のような差分器およびしきい値フィルタ回路は比較的簡単な回路によって実現できるから、回路規模を小さくでき、小型かつ低コストの装置を提供することができる。

【0036】さらに、超音波造影剤の量を減らしても、フラッシュ現象が強調されて血管部分は明瞭に表示されるから、患者への投与量を減らすことができる。

【0037】また、同じビームラインに時間間隔をおいて超音波ビームを2回送信し、逐次差分を求めているので、例えば画像のフレーム単位で差分を求める場合に比べて、短期間における気泡の移動を検出することができ、血流の速い部位を観察するのに適している。

【0038】また、入力装置によってしきい値を可変設定できるから、画像を確認しながらしきい値を適切に調節して血管部分を明瞭に表示することができる。

【0039】また、本実施形態では2次元のいわゆるBモード断層像を生成する場合について説明したが、本発明は被検体の走査を3次元的に行ない、立体的な像を生成する場合にも適用することができる。

【0040】また、本実施形態では、差分データがしきい値を超える画素の輝度を高め、または超えない画素輝度を下げているが、しきい値を超える画素または超えない画素の少なくとも一方に色をつけて、色分け表示をするようにしてもよい。

【0041】また、本実施形態では、一つのビームラインに超音波ビームを繰り返し送信した後、逐次差分を求めているが、その代わりに、各ビームラインに1回ずつ超音波ビームを送信し、フレームレートの2周期において生成された2つの画像間で差分を求めてもよい。

【0042】また、本実施形態では、正負のしきい値の絶対値を同じに設定しているが、それぞれ独立した値に設定してもよい。

【0043】また、本実施形態のように、被検体内に超音波造影剤を注入することが好ましいが、超音波造影剤を注入しなくても、被検体内を移動する音響情報の発生源がある場合には本発明を適用できる。

【0044】

【発明の効果】本発明によれば、血管を明瞭に表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本実施形態の超音波診断装置の一実施形態の構成を示す図である。

【図2】図1の超音波診断装置の動作を示すタイミングチャートである。

【図3】図1の超音波診断装置における1回目および2回目の超音波ビームに係る受信データの振幅としきい値との関係を示すグラフである。

【図4】あるビームラインに係る1回目の超音波ビーム

が被検体に送信されたときの状態を示す模式図である。

【図5】図4と同じビームラインに係る2回目の超音波ビームが被検体に送信されたときの状態を示す模式図である。

【図6】図4および図5の超音波ビームに係る受信データの差分に基づいて血管部分が強調表示される状態を示す模式図である。

【符号の説明】

1 超音波探触子

* 3 送受信部

5 スキャンコンバータ(画像生成部)

7 モニタディスプレイ(表示部)

9 バッファメモリ

11 差分器

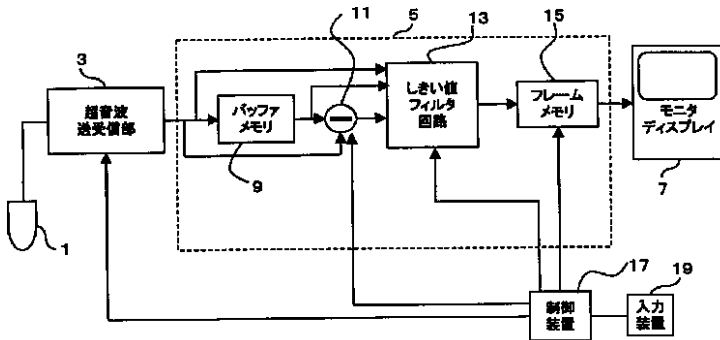
13 しきい値フィルタ回路(画像調整部)

15 フレームメモリ

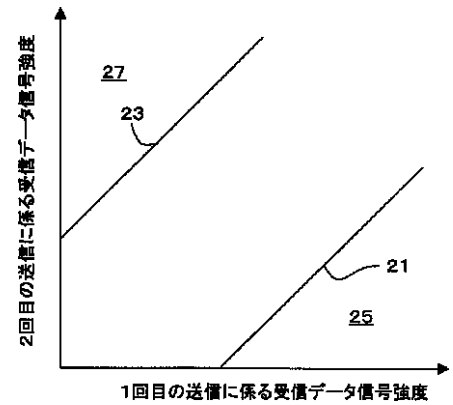
17 制御装置

* 19 入力装置

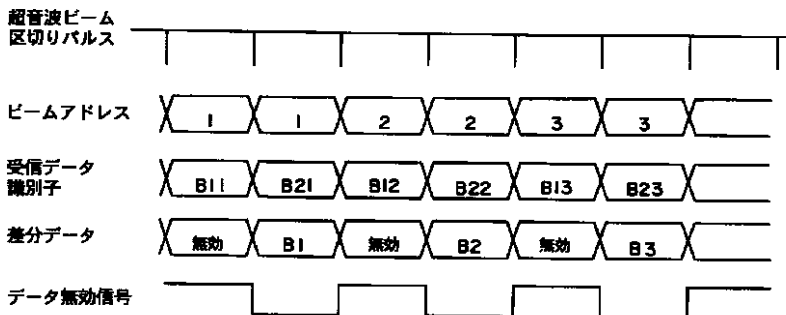
【図1】



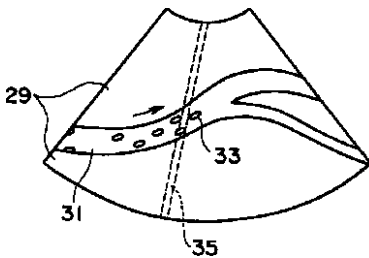
【図3】



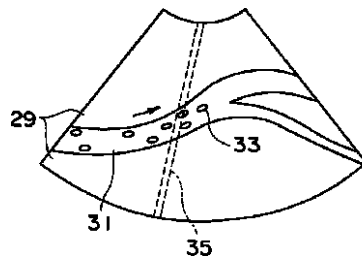
【図2】



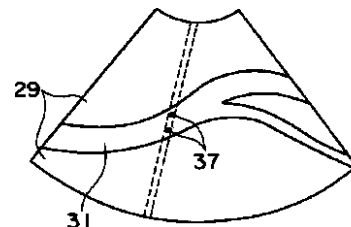
【図4】



【図5】



【図6】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002291743A	公开(公告)日	2002-10-08
申请号	JP2001104441	申请日	2001-04-03
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	吉田尚浩		
发明人	吉田 尚浩		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA01 4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/EE06 4C301/EE11 4C301/EE15 4C301/JB27 4C301/JB29 4C301/JB35 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/EE03 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/KK12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在超声诊断仪中清晰显示血管。 解决方案：超声波探头由发射器驱动，以将超声波束发射到对象，从对象接收的声学信息被定相，并基于此生成并显示图像。 针对超声诊断设备，图像生成单元，差计算单元和阈值设置差，所述差计算单元用于获得与两个图像的相同像素位置在时间间隔上对应的声学信息的强度的差。 相比之下，图像调整单元被配置为包括其差超过阈值的像素的显示模式和另一像素的显示模式。 将其差超过阈值的像素视为血管，并且通过改变像素的显示模式来强调血管部分的对比度，从而可以清楚地显示血管。

