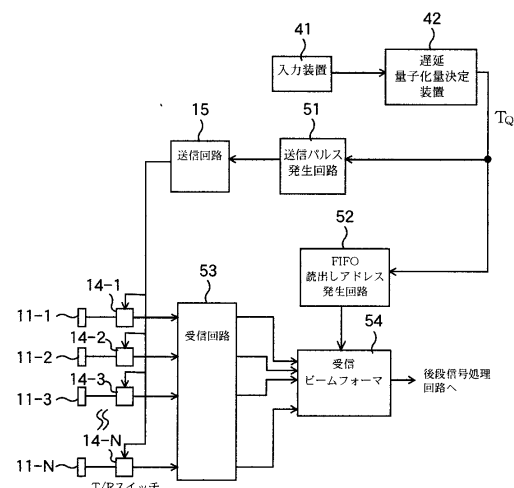




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波信号を発信あるいは受信するように配列された複数の超音波振動子と、これらの超音波振動子に複数の送受信切り替えスイッチを介して駆動信号を供給する送信回路と、この送信回路の前記駆動パルスのタイミングを制御する送信ビームフォーミング制御回路と、前記各超音波振動子により受信された前記超音波信号が前記送受信切り替えスイッチ介してそれぞれ供給される複数の受信回路と、これらの受信回路の出力信号がそれぞれ供給される受信ビームフォーミング制御回路とを備え、固定焦点で血流速度を検出する診断モードを備えた超音波診断装置であって、前記受信ビームフォーミング制御回路は、さらに、量子化精度選択信号入力装置と、この入力装置により供給された量子化精度選択信号に基づいて遅延量子化量を決定する遅延量子化量決定装置と、この遅延量子化量決定装置の出力により前記各受信回路の出力信号に所定の遅延量を付与する信号遅延回路と、この信号遅延回路により遅延された前記各受信回路の出力信号を合成する信号合成装置を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記遅延量子化量決定装置の出力は前記送信ビームフォーミング制御回路にも供給され、送信および受信ビームフォーミングの精度を、それぞれ独立に制御できることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送信および受信ビームフォーミングの精度は前記量子化精度選択信号入力装置により選択されることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

血流速度情報を提供するドブラ・モードを備えた超音波診断装置に係わる。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、プローブ素子に対応した各チャンネルに対してフォーカス位置に応じた遅延制御を適用し、送信および受信ビームフォーミングを行うことによってフォーカスの合ったエコー信号を得、それをもとに画像を構築している。

30

【0003】

ビームフォーミングの精度はいわゆるビーム幅にかかわり、フォーカス位置に対する感度と、それ以外の場所からの信号に対する感度の比が大きいことが要求される。フォーカス位置から反射されてくる信号を映像化することが望ましいため、当然このビーム幅は「細い」あるいは「狭い」ほうが望ましいというのが一般的な考え方である。

【0004】

システムがアナログからデジタルに発展するときに期待された効果のひとつに、このビームフォーミング精度向上があった。すなわち、それまでは例えば受信遅延回路としてアナログ遅延線が使われていたが、この分解能は必ずしも必要十分に小さいものでなく、かつ部品間のばらつきもあるため、受信ビームフォーミングの精度も要求される値にとどまっているわけではなかった。一方デジタルでは一定のクロックレートで処理されるため、そのレートが十分小さければ精度向上が期待でき、装置間のばらつきも無視できる程度のものになる。

40

【0005】

デジタルで信号を処理する装置においては、クロックレートを小さくできる限りにおいて、あるいは処理方式に依存した誤差（例えば制御データの量子化誤差）の範囲において、ビーム幅を細くできる（特許文献 1 参照）。

【特許文献 1】特願平 3 - 336589 号公報**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】**

50

【 0 0 0 6 】

しかしながら、固定フォーカスで血流速度を検出するドブラ・モードでは、必ずしもビーム幅が細ければ細いほど良いというわけではない。

【 0 0 0 7 】

例えば、局所的に発生している病的 고속流を検出しようとした場合、ビームが細すぎると、設定フォーカス（この場合ユーザが装置制御パネル等から設定）が該局所を少しでも外すと血流を逃してしまうという事態に陥る可能性がある。通常、ユーザはカラー・モードで 고속流の発生箇所を知り、その速度を定量把握するため、CWドブラ・モードに移り、その検出波形から速度を読み取る。ここで、フォーカスはカラー・モード画像の「色」をガイドにトラックボール等で設定するが、病的 고속流発生箇所の体積が小さくかつビームが細いと、より正確なフォーカス設定操作が要求される。図 1 は本発明の課題を説明するための超音波ビームと血流との位置関係を示す模式図である。図 1（a）（b）はそれぞれ超音波振動子 11 から放射されるビーム 12 の形状を示しており、前者のビーム幅の方が後者のそれよりも広い。各ビーム 12 は、ビーム幅が最も小さく絞られた焦点位置が測定すべき病的 고속流発生箇所 13 に合わせられる。しかし、図 1（b）に示すように、焦点位置におけるビームの幅が狭くなり、ビームが病的 고속流発生箇所 13 から外れると、ドブラシフトを受けてそこから反射されてくるエコー信号の強度が弱まる。場合によってはノイズに埋まり、本来あるはずの速度成分が検出できなくなる。

10

【 0 0 0 8 】

したがって本発明の目的は、診断すべき対象箇所に応じてビーム幅を変化させることが可能な超音波診断装置を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の一実施形態にかかる超音波診断装置は、超音波信号を発信あるいは受信するように配列された複数個の超音波振動子と、これらの超音波振動子に複数個の送受信切り替えスイッチを介して駆動信号を供給する送信回路と、この送信回路の前記駆動パルスのタイミングを制御する送信ビームフォーミング制御回路と、前記各超音波振動子により受信された前記超音波信号が前記送受信切り替えスイッチ介してそれぞれ供給される複数個の受信回路と、これらの受信回路の出力信号がそれぞれ供給される受信ビームフォーミング制御回路とを備え、固定焦点で血流速度を検出する診断モードを備えた超音波診断装置であって、前記受信ビームフォーミング制御回路は、さらに、量子化精度選択信号入力装置と、この入力装置により供給された量子化精度選択信号に基づいて遅延量子化量を決定する遅延量子化量決定装置と、この遅延量子化量決定装置の出力により前記各受信回路の出力信号に所定の遅延量を付与する信号遅延回路と、この信号遅延回路により遅延された前記各受信回路の出力信号を合成する信号合成装置を備えることを特徴とするものである。

30

【 0 0 1 0 】

また、本発明の前記超音波診断装置においては、前記遅延量子化量決定装置の精度情報出力は前記送信ビームフォーミング制御回路にも供給され、送信および受信ビームフォーミングの精度を、それぞれ独立に制御できることを特徴とするものである。

【 0 0 1 1 】

40

さらに、本発明の前記超音波診断装置においては、前記送信および受信ビームフォーミングの精度は前記量子化精度選択信号入力装置により選択されることを特徴とするものである。

【 0 0 1 2 】

このように、本発明の実施形態に係る超音波診断装置においては、他のモードで要求されているビームフォーミング精度が確保できているとすると、デジタルシステムにおいてはそこからビーム幅を太くすること、あるいはビームフォーミング精度を変化させることは比較的容易に実施可能である。すなわち、遅延制御パラメータを計算する過程において、ある量子化範囲を定めて、その精度でパラメータを出力することが可能である。

【発明の効果】

50

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、超音波のビーム幅を、ユーザが使用目的に応じて制御することにより、確度の高い診断に寄与することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

図 2 乃至図 4 は本発明の原理を説明するための図である。図 2 は本発明が適用される超音波診断装置の受信回路構成の 1 例を示すブロック図である。N チャンネル (0、1、2、3、...、N - 1) の超音波信号を発信あるいは受信する N 個の超音波振動子 1 1 - 1、1 1 - 2、1 1 - 3、...、1 1 - N には、それぞれ、送受信切り替えスイッチ (T / R スイッチ) 1 4 - 1、1 4 - 2、1 4 - 3、...、1 4 - N を介して送信回路 1 5 から駆動パルス信号が供給される。N 個の超音波振動子 1 1 - 1、1 1 - 2、1 1 - 3、...、1 1 - N から対象物に出射されそこから反射された超音波パルス信号は再び N 個の超音波振動子 1 1 - 1、1 1 - 2、1 1 - 3、...、1 1 - N により受信され、電気信号に変換される。これらの受信信号は T / R スイッチ 1 4 - 1、1 4 - 2、1 4 - 3、...、1 4 - N を介して受信回路 1 6 - 1、1 6 - 2、1 6 - 3、...、1 6 - N により増幅され、A D 変換器 1 7 - 1、1 7 - 2、1 7 - 3、...、1 7 - N によりそれぞれデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された各チャンネルの受信信号は、ファーストイン / ファーストアウトメモリ (F I F O メモリ) 1 8 - 1、1 8 - 2、1 8 - 3、...、1 8 - N に同一のタイミングにより順次記憶される。

【 0 0 1 5 】

F I F O メモリ 1 8 - 1、1 8 - 2、1 8 - 3、...、1 8 - N にデジタル情報として記憶された各チャンネルの受信信号は、書き込み / 読み出し制御回路 1 9 からの書き込み / 読み出し制御信号により、各チャンネルが受け持つべき遅延量に対応して決定されるタイミングで読み出され、各 F I F O メモリ 1 8 - 1、1 8 - 2、1 8 - 3、...、1 8 - N から読み出された受信信号は加算回路 2 0 により加算される。

【 0 0 1 6 】

これらの F I F O メモリ 1 8 - 1、1 8 - 2、1 8 - 3、...、1 8 - N、書き込み / 読み出し制御回路 1 9 および加算回路 2 0 により、いわゆる、受信ビームフォーミング処理が行われる。

【 0 0 1 7 】

ここで、F I F O メモリ 1 8 - 1、1 8 - 2、1 8 - 3、...、1 8 - N による読み出し制御が受信遅延処理に対応し、具体的には読み出しアドレスを計算し各メモリに供給するということになる。B モード等、フォーカスを時々刻々更新する受信ダイナミック・フォーカスを適用するモードに関しては、アドレスは次の式で表わされる遅延量 $d_n(t)$ から求める。

【数 1】

$$d_n(t) = \frac{\sqrt{(x_{ini} - x_n + x_f)^2 + (y_{ini} - y_n + y_f)^2} + v \cdot t}{v}$$

$$= \frac{\sqrt{(x_{ini} - x_n + v \cdot t \cdot \cos \theta)^2 + (y_{ini} - y_n + v \cdot t \cdot \sin \theta)^2} + v \cdot t}{v} \quad (1)$$

【 0 0 1 8 】

図 3 は上記の式 (1) で表される遅延量 $d_n(t)$ の求め方を説明するための図である。

同図において、X - Y 座標は超音波ビームによりスキャンが行われる 2 次元平面を表し、超音波フロー部を形成する複数個の超音波振動子 1 1 は Y 軸上に、フォーカス開始座標 (初期フォーカス位置) (x_{ini} 、 y_{ini}) を中心として対称に配列されている。こ

これらの超音波振動子 1 1 のうちの任意の振動子の一座標を (x_n, y_n) とし、ある時刻 t でのフォーカス座標を (x_f, y_f) とする。ここで、 v は音速であり、 θ は X 軸と超音波ビームの進行方向との角度、すなわち、時刻 t におけるスキャン角度である。

【 0 0 1 9 】

このようにして得られた遅延量 $d_n(t)$ を、システムクロックレートで割ったものがアドレスとなる。

【 数 2 】

$$A_n[k] = \left[\frac{d_n(t)}{T} \right] \quad (2)$$

10

ここで、 T がクロックレートで、 $[]$ は整数化処理を表わす。

【 0 0 2 0 】

以上はダイナミック・フォーカス適用時の例であるが、本発明が適用される CW ドブラ等固定焦点モードでは、遅延量 $d_n(t)$ およびアドレスは次の式 (3) (4) で与えられる。すなわち、この場合においては、時々刻々更新されるフォーカス (x_f, y_f) は存在しなくなり、初期フォーカス位置 (x_{ini}, y_{ini}) で固定焦点位置を表わす。

【 数 3 】

$$d_n(t) = \frac{\sqrt{(x_{ini} - x_n)^2 + (y_{ini} - y_n)^2} + v \cdot t}{v} \quad 20$$

$$= \frac{\sqrt{(x_{ini} - x_n)^2 + (y_{ini} - y_n)^2}}{v} + t \quad (3)$$

$$A_n[k] = \left[\frac{d_n(t)}{T} \right] \quad 30$$

$$= \left[\frac{\sqrt{(x_{ini} - x_n)^2 + (y_{ini} - y_n)^2}}{v \cdot T} + \frac{t}{T} \right] \quad (4)$$

整数化処理について第 1 項と 2 項を分けると、

【 数 4 】

$$A_n[k] = \left[\frac{\sqrt{(x_{ini} - x_n)^2 + (y_{ini} - y_n)^2}}{v \cdot T} \right] + \left[\frac{t}{T} \right] \quad (5)$$

40

【 0 0 2 1 】

第 2 項は時間をクロックレート、すなわち量子化時間で割ったものなので、アドレスの単調増加 'k' に相当する。これも含めて、上式を次のように書きなおす。

【数 5】

$$A_n[k] = \left\lfloor \frac{D_n}{T} \right\rfloor + k \quad (6)$$

$$\text{ただし、 } D_n = \frac{\sqrt{(x_{ini} - x_n)^2 + (y_{ini} - y_n)^2}}{v} \quad (7)$$

で、焦点位置から決まる各チャンネルに固有の定数である。

10

【0022】

上式は、次のことを示している。すなわち、固定焦点時の読み出しアドレスは、チャンネルに固有のオフセット $[D_n/T]$ を持つ単調増加となる。

【0023】

ここでビーム幅を決めるのは、 $[D_n/T]$ の精度である。従来は、システムクロックレート「 T 」で量子化し、この場合そのシステムが持つ最高精度でビームフォーミングすることになる。別のいい方をすると、ビーム幅を最小に絞ることになる。ここで、前述したように、ビーム幅が細いことはいつでもいいとは限らず、特に微小血流を検出するような場合に、細すぎるビーム幅はそれらを「とりづらく」する可能性がある。

【0024】

20

そこで、本発明においては前述したように、量子化精度を可変にする。ビームフォーミングの精度を議論するときは、送受信中心周波数の波長を基準にしてなされるが、例えば波長の $1/32$ 、 $1/16$ 、 $1/8$ および $1/4$ の量子化精度を想定し、切りかえられるようにする。送受信中心周波数 2MHz を例にとると、1 波長に相当する周期は 500ns なので、上の量子化精度は、 15.625ns 、 31.25ns 、 62.5ns および 125ns となる。これを「 T_Q 」として上式「 T 」の代わりに適用する。

【数 6】

$$A_n[k] = \left\lfloor \frac{D_n}{T_Q} \right\rfloor + k \quad (8)$$

30

【0025】

図 4 (A) はビームフォーミング制御回路へ入力される「 T_Q 」とその決定処理過程を示すブロック図である。同図において、量子化精度選択信号入力装置 41 は量子化精度をどの段階の精度にするかを選択する装置であり、ユーザにより選定される。この入力装置 41 により選定された量子化精度値を表す情報は遅延量子化量決定装置 42 により、上記 (8) 式中の量子化精度 T_Q が決定され、送信ビームフォーミング制御回路 43 あるいは受信ビームフォーミング制御回路 44 に供給される。遅延量子化量決定装置 42 により決定された量子化精度 T_Q に基づいて送信ビームフォーミング制御回路 43 あるいは受信ビームフォーミング制御回路 44 において、上記 (8) 式により、アドレス $A_n[k]$ が出力されることになる。

40

【0026】

図 4 (B) は遅延量子化量決定装置 42 のより具体的な構成例を示すブロック図である。この装置 42 は、例えば 4 種の量子化パラメータ T_{Q0} 、 T_{Q1} 、 T_{Q2} 、 T_{Q3} の任意の 1 種を量子化精度選択信号入力装置 41 からの選択信号により選択して出力信号 T_Q として出力する。

【0027】

図 5 は本発明の実施形態を示す超音波診断装置のブロック図である。同図においては、図 2 乃至図 4 に示す超音波診断装置の構成要素と同じかあるいはこれに相当する構成要素には同一番号を付し、特に必要な場合を除き詳細な説明は省略する。

50

【 0 0 2 8 】

同図における入力装置 4 1 および遅延量子化量決定装置 4 2 は、図 4 において説明した各装置に対応するものである。ここで送信パルス発生回路 5 1 は図 4 の送信ビームフォーミング制御回路 4 3 に対応し、遅延量子化量決定装置 4 2 により決定された量子化精度 T_Q が入力信号として供給され、これにより決定される遅延量を持った送信タイミングパルスを生成し送信回路 1 5 に供給する。送信回路 1 5 は送信パルス発生回路 5 1 出力の送信タイミング信号を受け、各超音波振動子 1 1 - 1、1 1 - 2、1 1 - 3、...、1 1 - N を駆動するための高圧パルスを発生する回路である。T/R スイッチ 1 4 - 1、1 4 - 2、1 4 - 3、...、1 4 - N は、送信時は高圧パルスを振動子に伝達しつつ受信回路が高圧で壊れないように保護し、受信時は振動子からのエコー信号を後段に伝達するものである。受信回路 5 3 は、図 2 の受信回路 1 6 - 1、1 6 - 2、1 6 - 3、...、1 6 - N および A/D 変換器 1 7 - 1、1 7 - 2、1 7 - 3、...、1 7 - N に相当し、微弱なエコー信号を増幅し、後段で信号処理可能なものにする。デジタルシステムでは A/D 変換器がここに含まれる。受信ビームフォーマ 5 4 は、図 4 の受信ビームフォーミング制御回路 4 4 および図 2 の FIFO メモリ 1 8 - 1、1 8 - 2、1 8 - 3、...、1 8 - N、書き込み / 読み出し制御回路 1 9 および加算回路 2 0 に相当し、各チャンネルエコー信号に適切な遅延を付与し加算する。また、FIFO 読み出しアドレス発生回路 5 2 は図 2 の書き込み / 読み出し制御回路 1 9 に対応している。

10

【 0 0 2 9 】

このような本発明の実施形態に抛れば、ユーザの指示により遅延量子化量を遅延量子化決定プロセスによって決め、その情報をビームフォーミング制御回路に出力することにより、ビーム幅の制御が可能になり、診断状況によって適応的にビームを形成できるようになる。

20

【 0 0 3 0 】

図 6 は本発明の他の実施形態を示す超音波診断装置のブロック図である。同図においては、図 5 に示す超音波診断装置の構成要素と同じかあるいはこれに相当する構成要素には同一番号を付し、特に必要な場合を除き詳細な説明は省略する。

【 0 0 3 1 】

図 5 の実施形態では送信および受信ビームフォーミングに同じ遅延量子化量を適用しているが、本実施形態においては、たとえば、「送信は太く、受信は細く」あるいはその逆の要求のように、送信ビームと受信ビームの太さを自由に選択できる超音波診断装置を提供するものである。

30

【 0 0 3 2 】

この装置においては、入力装置 4 1 および遅延量子化量決定装置 4 2 により、送信ビームフォーミング用の量子化精度を「 T_{QT} 」とし、受信ビームフォーミング用の量子化精度を「 T_{QR} 」とは異なる値の「 T_{QR} 」をそれぞれ出力し、それぞれ送信パルス発生回路 5 1 および FIFO 読み出しアドレス発生回路 5 2 に供給する。すなわち、送信ビームフォーミングには「 T_{QT} 」、受信ビームフォーミングには「 T_{QR} 」という異なる量子化精度を適用できるようにしている。

【 0 0 3 3 】

本実施形態のその他の構成部分は図 5 の構成と同じであるため、それらの部分についての詳細な説明は省略する。

40

【 0 0 3 4 】

図 7 は本発明のさらに他の実施形態を示す超音波診断装置の構成を示すブロック図である。これまでの例では、受信ビームフォーマを FIFO メモリと加算器として説明してきたが、本実施形態においては、それとは異なる形態の受信ビームフォーマが用いられる。すなわち、この形態の受信ビームフォーマは、まず入力信号である受信信号に第 1 の混合器 7 1 - 1、7 1 - 2 を用いて直行検波を適用し、同相成分 I と直交成分 Q のベースバンド信号をそれぞれバンドパスフィルタ 7 2 - 1、7 2 - 2 を介して得る。図中 $\cos(\omega_c \cdot D_n)$ と $-\sin(\omega_c \cdot D_n)$ による掛け算が直交検波を表わす。次に同相成分 I と直交成分 Q のベース

50

バンド信号をA/D変換器73-1、73-2によりデジタル変換する。そして第2の混合器74-1、74-2を用いて、それらI/Q信号に係数を乗じたものどうしを第1の加算器75-1、75-2を用いて加算演算により位相を制御し、そのチャンネルに必要な遅延を付与する。そのようにして位相が揃えられた各チャンネルI/Q信号は、第2の加算器76-1、76-2により足し合わされ、受信ビームフォーミングが完遂される。

【0035】

ここで、ビームフォーミングの精度は、係数 $\text{coef}_A/\text{coef}_B$ によって決まる。これら遅延係数は一般には次のように表わせる。

【数7】

$$\text{coef}_{A,n} = \cos(\omega_c \cdot D_n) \quad (9)$$

10

$$\text{coef}_{B,n} = -\sin(\omega_c \cdot D_n) \quad (10)$$

【0036】

ここで、 ω_c はエコー信号の中心周波数で、 D_n は(7)式で表わせるそのチャンネル固有の遅延時間である。上式で求まる係数を適用すると、各素子とフォーカス設定位置の関係において決まる受信遅延が正確に適用される。別の言い方をすると、受信ビームは最も細くなる。

20

【0037】

ここで、本発明の趣旨にそってビーム幅を制御するため、前出の量子化パラメータ「 T_{QR} 」を用いて次のように遅延係数を計算する。

【数8】

$$\text{coef}_{A,n} = \cos\left(\omega_c \cdot \left[\frac{D_n}{T_{QR}}\right] \cdot T_{QR}\right) \quad (11)$$

$$\text{coef}_{B,n} = -\sin\left(\omega_c \cdot \left[\frac{D_n}{T_{QR}}\right] \cdot T_{QR}\right) \quad (12)$$

30

【0038】

ここで[]は前出同様、整数化処理である。遅延時間を量子化するので、結果として制御されるI/Q信号の位相もある変化幅で段階的に変化することになる。形成される受信ビームは、正確なものでなくなり、そこからある変位を持ったものになる。つまり、ビーム幅が太くなる。

【0039】

図8は本発明のさらに他の実施形態を示す超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この実施形態においては、図7に示したようなI/Q信号を用いる受信ビームフォーマ（仮にI/Q受信ビームフォーマと呼ぶ）が適用されている。同図においては、図5に示す超音波診断装置の構成要素と同じかあるいはこれに相当する構成要素には同一番号を付し、特に必要な場合を除き詳細な説明は省略する。

40

【0040】

この実施形態では、図5のFIFO読出しアドレス発生回路52の代わりに遅延係数計算装置81が用いられ、図5の受信ビームフォーミング制御回路54の代わりにI/Q受信ビームフォーマ82が用いられる。I/Q受信ビームフォーマ82は図7に示すような動作を行う回路であり、量子化精度パラメータ「 T_{QR} 」を受け、上記の式(11)(12)に示すような遅延係数を出力する。

【0041】

50

以上説明した本発明の実施形態によれば、従来一律に決まっていた超音波のビーム幅を、ユーザが使用目的に応じて制御できるようになる。特に微小血流を検出するような場合において、細く絞ったビームによってそれらを検出しにくくなる可能性のある場合に有効である。例えば、スキャン開始時は血流の有無をまず確認するため比較的太いビームを形成する。そのために、これまでの例でいうと例えば用いている周波数の波長の1/8の量子化精度で遅延を量子化する。この結果より広い範囲に対する感度を設定できるので、「カラーモードで見えたと思った血流がとれない」、というような事態をより少なくすることができる。血流の有無が確認できたら、次はより正確に位置を特定し、速度を確定する必要がある。そのためにビーム幅を絞り、システムが持っている最高の精度でより細かいスキャンをすることも可能である。

10

このように、特に微小血流検出能を上げることができ、確度の高い診断に寄与することができる。

【0042】

以上、本発明をいくつかの実施形態により詳細に説明したが、本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく、本発明の技術思想の範囲内で種々の変形が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図1】本発明の課題を説明するための超音波ビームと血流との位置関係を示す模式図である。

【図2】本発明が適用される超音波診断装置の受信回路構成の1例を示すブロック図である。

20

【図3】図3は遅延量 $d_n(t)$ の求め方を説明するための図である。

【図4】図4(A)はビームフォーミング制御回路へ入力される「 T_Q 」とその決定処理過程を示すブロック図であり、(B)は遅延量子化量決定装置のより具体的な構成例を示すブロック図である。

【図5】本発明の実施形態を示す超音波診断装置のブロック図である。

【図6】本発明の他の実施形態を示す超音波診断装置のブロック図である。

【図7】本発明のさらに他の実施形態を示す超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図8】本発明のさらに他の実施形態を示す超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

30

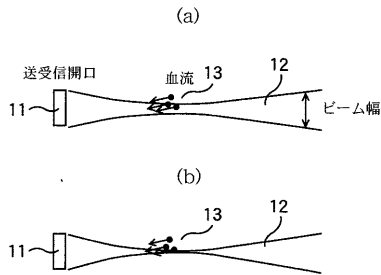
【符号の説明】

【0044】

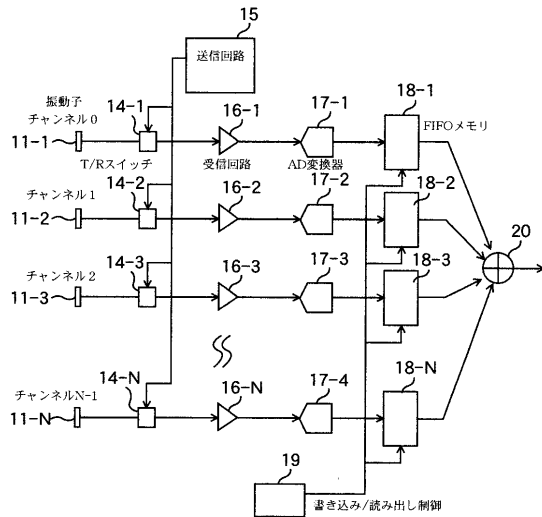
- 11 - 1、11 - 2、11 - 3、...、11 - N1 超音波振動子
- 12 ビーム
- 13 血流
- 14 - 1、14 - 2、14 - 3、...、14 - N T/Rスイッチ
- 15 送信回路
- 16 - 1、16 - 2、16 - 3、...、16 - N 受信回路
- 17 - 1、17 - 2、17 - 3、...、17 - N AD変換器
- 18 - 1、18 - 2、18 - 3、...、18 - N FIFOメモリ
- 19 書き込み/読み出し制御回路
- 20 加算回路
- 41 量子化精度選択信号入力装置
- 42 遅延量子化量決定装置
- 43 送信ビームフォーミング制御回路
- 44 受信ビームフォーミング制御回路

40

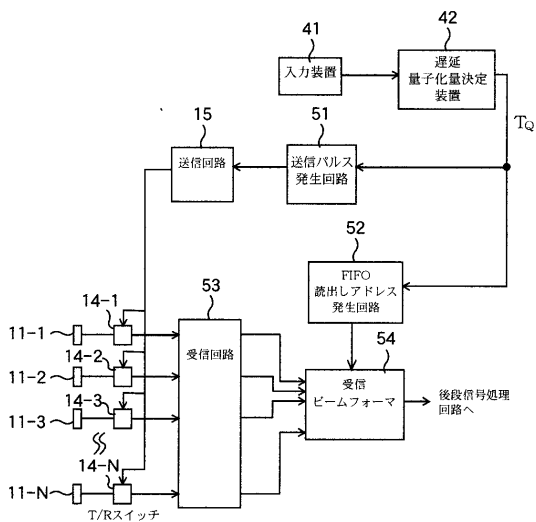
【図 1】



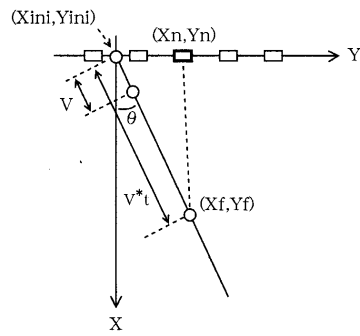
【図 2】



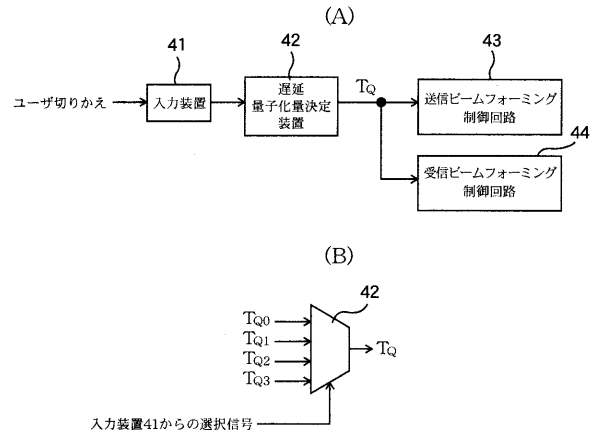
【図 5】



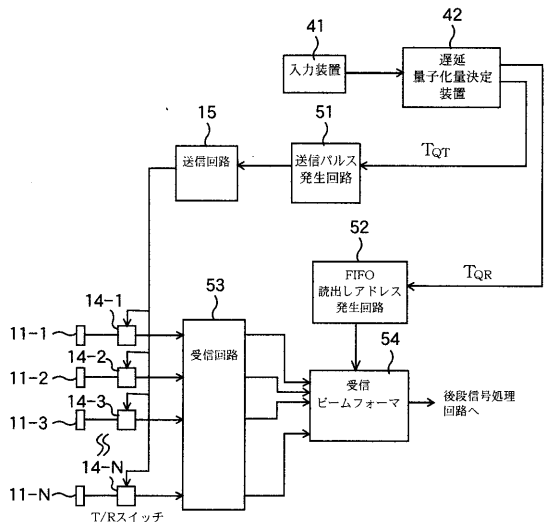
【図 3】



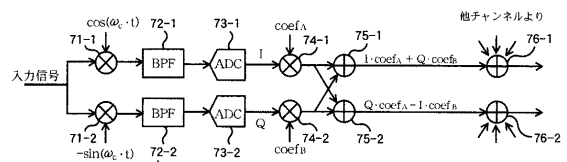
【図 4】



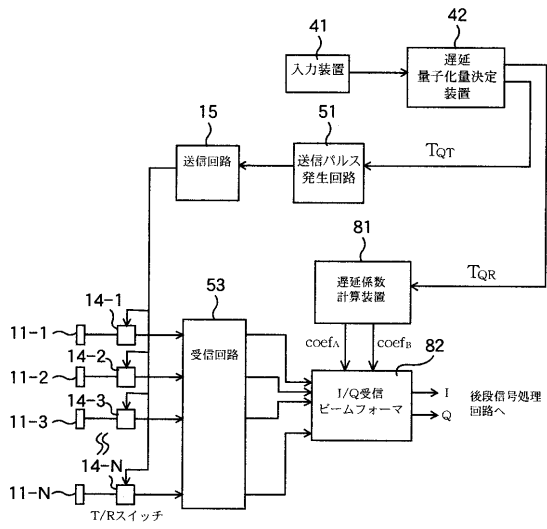
【図 6】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010115418A	公开(公告)日	2010-05-27
申请号	JP2008292168	申请日	2008-11-14
[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	石塚正明		
发明人	石塚 正明		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE01 4C601/EE22 4C601/GB03 4C601/HH29 4C601/JB03 4C601/JB05		
其他公开文献	JP5416947B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够根据要诊断的目标部分改变束宽度。一种具有用于以固定焦点检测血流速度的诊断模式的超声诊断设备，其中提供了接收波束形成控制电路44，由多个超声换能器11接收的信号被提供给该接收波束形成控制电路44。量化精度选择信号输入装置41，用于基于由该输入装置41提供的量化精度选择信号来确定延迟量化量的延迟量化量确定装置42以及该延迟量化量确定装置。设置有信号延迟电路18和信号合成器20，该信号延迟电路18用于通过42的输出给接收信号提供预定的延迟量，该信号合成器20用于合成由信号延迟电路18延迟的接收信号，并且可以任意设置接收波束形成的精度。一种超声波诊断设备，其特征在于可更换。[选择图]图5

