

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5570877号
(P5570877)

(45) 発行日 平成26年8月13日 (2014. 8. 13)

(24) 登録日 平成26年7月4日 (2014. 7. 4)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 7 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2010-129409 (P2010-129409)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成22年6月4日 (2010. 6. 4)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2011-254862 (P2011-254862A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成23年12月22日 (2011. 12. 22)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成25年5月23日 (2013. 5. 23)		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	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体の内部領域を超音波で繰り返し走査する走査部と、

前記走査により得られた反射信号からドプラ効果による血流信号を抽出し、前記血流信号のパワーに関する空間分布を表す血流画像を繰り返し発生する画像発生部と、
を備え、

前記画像発生部は、

前記血流画像のフレーム全域又は局所領域内の複数の位置に対応するパワー値のパワー
平均値を計算する平均値計算部と、前記パワー平均値が所定の閾値を超える場合、前記パワー平均値と前記所定の閾値との
差異に基づいて前記血流画像の複数の位置に対応するパワー値を減らす処理を行う処理部
と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体の内部領域を超音波で繰り返し走査する走査部と、

前記走査により得られた反射信号からドプラ効果による血流信号を抽出し、前記血流信号の
パワーに関する空間分布を表す血流画像を繰り返し発生する画像発生部と、
を備え、

前記画像発生部は、
前記抽出した血流信号のパワー値をログ圧縮するログ圧縮部と、
前記血流画像のフレーム全域又は局所領域内の複数の位置に対応し、前記ログ圧縮部で
ログ圧縮されたパワー値のパワー平均値を計算する平均値計算部と、
前記パワー平均値が所定の閾値を超える場合、前記パワー平均値と前記所定の閾値の差
異に応じた値を用いて、前記血流画像の複数の位置に対応し、前記ログ圧縮部でログ圧縮
されたパワー値に対して減算処理を行い出力値を得る減算処理部とを備え、
前記減算処理部の出力値に基づいて前記血流画像を発生することを特徴とする超音波診
断装置。

【請求項 3】

10

前記走査部は、前記超音波を 1 回送受信毎に超音波走査線を変更しながら前記内部領域を一通り走査する走査を繰り返すことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記走査部は、前記超音波を 1 回送受信毎に超音波走査線を変更しながら前記内部領域を一通り走査する単位走査を繰り返し、前記単位走査の繰り返しの中で所定回数に 1 度の頻度でドプラモード用の送受信条件から B モード用の送受信条件に切り換えることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記 B モード用の送受信条件への切り換えにより欠落する血流画像を前記ドプラモード用の送受信条件のもとで収集される血流画像から最小 2 乗法により推定し補間する補間処理部をさらに備えることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記走査部は、前記内部領域を 3 次元走査手順により走査することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

超音波プローブと、
前記超音波プローブを介して被検体の内部領域を超音波で繰り返し走査する走査部と、
前記走査により得られた反射信号から画像を繰り返し発生する画像発生部とを具備し、
前記走査部は、前記超音波を 1 回送受信毎に超音波走査線を変更しながら前記内部領域
を走査する単位走査を繰り返し、前記単位走査の繰り返しの中で所定回数に 1 度の頻度で
ドプラモード用の送受信条件から B モード用の送受信条件に切り換え、
前記 B モード用の送受信条件への切り換えにより欠落する血流画像に前後し、前記ドプラ
モード用の送受信条件のもとで収集される複数の血流画像から多項式近似を行い、最小
2 乗法により係数を推定し、前記欠落する血流画像を補間する補間処理部をさらに備える
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

超音波診断におけるカラードプラ法は、生体に超音波を同一方向に複数回照射し、ドプラ効果により血流の速度やパワー、分散といった血流情報を抽出するものである。同一方向に複数回照射したデータの同一地点に関するエコーデータ列をパケットと呼ぶ。パケットサイズは 5 乃至 16 程度、つまり同一方向に 5 乃至 16 回照射することによりパケットを揃える。パケットに対して組織からの信号、つまりクラッタ信号を抑圧するウォールフィルタを掛けて血流信号を抽出して、速度、分散、パワーといった血流情報を表示する。そのために以下のような問題が発生する。

【0003】

50

パケットは超音波スキャンフレーム内に閉じているので、パケットサイズを大きくするとフレームレートが低下する。ウォールフィルタにＩＩＲフィルタを使用するが多いが、少ないパケットサイズではＩＩＲフィルタに過渡応答が発生するので、ＩＩＲフィルタの特性が悪くなってしまう。

【 0 0 0 4 】

そこでパケットをフレーム内で閉じて扱うのではなく、フレーム間の同一場所の信号をパケットとして扱う方法が考えられている。この方法はパルス繰り返し周波数（ＰＲＦ）がフレームレートと同じになるために、折り返し速度が低くなり、低流速まで観測可能であるという利点がある。しかし、組織からのクラッタ信号がウォールフィルタを通過しやすくなりモーションアーティファクトが発生しやすいという問題がある。特に、操作者が把持したプローブを動かしてしまうときには画面全部がクラッタで表示されてしまう。この問題は、特に上記スキャン方法でのみ発生するわけではなく、通常のカラードブラのスキャンにおいても、折り返し速度を低くした場合には同様に発生する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特開平8-336534号公報

【特許文献 2】特開2001-269344号公報

【特許文献 3】特開平11-318902号公報

【特許文献 4】特開平11-267125号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

目的は、血流のパワー表示からモーションアーティファクトを軽減することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本実施形態による超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体の内部領域を超音波で繰り返し走査する走査部と、前記走査により得られた反射信号からドブラ効果による血流信号を抽出し、前記血流信号のパワーに関する空間分布を表す血流画像を繰り返し発生する画像発生部と、を備え、前記画像発生部は、前記血流画像のフレーム全域又は局所領域内の複数の位置に対応するパワー値のパワー平均値を計算する平均値計算部と、前記パワー平均値が所定の閾値を超える場合、前記パワー平均値と前記所定の閾値との差異に基づいて前記血流画像の複数の位置に対応するパワー値を減らす処理を行う処理部とを備えることを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 8 】

【図 1】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 2】図 2 は図 1 のカラードブラ処理部の構成を示す図である。

【図 3】図 3 は図 2 のパワー補正部による補正係数の説明図である。

【図 4】図 4 は図 2 のウォールフィルタの処理説明図である。

【図 5】図 5 は図 1 の送信回路及び受信回路による他の走査手順を示す図である。

【図 6】図 6 は図 1 の平均パワー計算部による血流画像の補間処理を示す図である。

【図 7】図 7 はモーションアーチファクトがないときの本実施形態のパワー補正による効果を示す図である。

【図 8】図 8 はモーションアーチファクトがあるときの本実施形態のパワー補正による効果を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 9 】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係る超音波診断装置を説明する。本実施形態では、ウォールフィルタ通過後のドブラ信号（血流信号）のパワーをログ圧縮し、得られた

10

20

30

40

50

血流画像のフレーム全域又は局所領域毎にパワー平均値を計算する。このパワー平均値がある閾値を超える値の場合には、各画素のログ圧縮後のパワー値から、パワー平均値と閾値との差異に応じた値を減算する。パワー平均値がある閾値以下の場合には、各画素のログ圧縮後のパワー値に対する上記減算は実施しないで、そのままの値に維持する。この処理をパワー補正と称する。

【 0 0 1 0 】

ウォールフィルタ通過後のドブラ信号（血流信号）に多くの血流成分ではない低周波成分（主にクラッタ成分）が残留しているとき、その残留成分がモーションアーティファクトとして、パワーのグレースケール表示において画像表示画面を最大表示階調の真っ白に埋めてしまう（図 8 の左画像）。本実施形態の上記処理を行うことにより、ログ圧縮後に減算する処理、つまりリニア軸上でゲインを下げる処理と等価な処理により、残留成分は陰影がついて組織像として視認できる（図 8 の右画像）。つまり、図 7 に示すように、モーションアーティファクトがない状態ではパワー補正の有無に関わらず、血流のパワーが表示されているが、モーションアーティファクトが発生すると今度は組織像が見えるようになる。

10

【 0 0 1 1 】

このように本実施形態では、モーションアーティファクトがない状態では血流のパワーが表示されているが、モーションアーティファクトが発生するときには組織像が見えるようになる。これにより、従来はプローブを動かすとモーションアーティファクトによって画面が真っ白になってスキャンを継続することができなかったが、本実施形態では組織像を視認しながらスキャンを継続することが可能になる。

20

【 0 0 1 2 】

図 1 には本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示している。制御部 1 は装置全体の制御中枢として機能するとともに、特に走査制御を担っている。超音波プローブ 3 は、電気 / 機械変換器としての複数の圧電素子を有する。3 次元スキャンが電子的に可能なように例えば複数の圧電素子は 2 次元状に配列される。電子的 3 次元スキャンとは方位方向だけでなく、スキャン面に略垂直な面方向に関しても遅延制御を変化させて超音波ビームの指向性を変動させることで、被検体内部の 3 次元領域を超音波で一通り走査する方式をいう。なお、ここでは被検体の内部領域を一通り走査する操作を走査の一単位とする。走査は、超音波走査線をその配列に従って順番に移動していく順次走査には限定されず、超音波走査線をその配列とは無関係に離散的に移動していく離散走査であってもよい。

30

【 0 0 1 3 】

プローブ 3 には送信回路 2 と受信回路 4 とが接続される。送信回路 2 は、パルス発生器、送信遅延回路、パルサ等を有する。パルス発生器は例えば 6 K H z のレート周波数でレートパルスを発生する。このレートパルスはチャンネル数に分配され、送信遅延回路に送られる。送信遅延回路は、超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。パルサは、送信遅延回路からレートパルスを受けたタイミングでプローブ 3 に電圧パルスを印加する。これによりプローブ 3 から超音波パルスが被検体内に送信される。被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射した反射波はプローブ 3 で受信される。プローブ 3 からの受信信号は、受信回路 4 に取り込まれる。受信回路 4 は、プリアンプ、受信遅延回路、加算器、さらに直交検波回路及びローパスフィルタを有する。受信信号は、チャンネル毎にプリアンプで増幅され、受信遅延回路により受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられ、そして加算器で加算される。これにより受信指向性に応じた方向からの反射波が強調された反射信号が得られる。

40

【 0 0 1 4 】

B モードでは反射信号はそのまま B モード処理部 5 に送られる。B モード処理部 5 は反射信号を対数増幅し、検波することで組織形態を表す組織像（B モード画像）を発生する。B モード画像は、デジタルスキャンコンバータ（D S C）とも呼ばれる座標変換部 7 でモニタ 9 の走査方式に並び替えられてモニタ 9 に表示される。

【 0 0 1 5 】

50

ドブラモードでは、反射信号は直交検波回路及びローパスフィルタを経由してドブラシフト成分に関する実部と虚部とからなる複素信号（I Q 信号）としてカラードブラ処理部 6 に送られる。カラードブラ処理部 6 は、ドブラシフトに関する I Q 信号からハイパス特性のウォールフィルタで低周波のクラッタ成分を除去し、高周波の血流信号を抽出して、平均速度、その分散、パワーを計算する。これら平均速度、その分散、パワーは個々に又は任意に組み合わせられて座標変換部 7 を介してモニター 9 に血流画像として表示される。血流画像は画像合成処理部 8 により B モード画像と任意に合成され得る。

【 0 0 1 6 】

図 2 には図 1 のカラードブラ処理部 6 の構成を示している。入力バッファ 6 1 は、I Q 信号を保持し、超音波走査線及び深度ごとのデータ列に並び替えて、所定長の packets と呼ばれるデータ単位で出力する。ドブラモードでは超音波送受信が各超音波走査線に対して一定の周期（ $1 / PRF$ 、 PRF は繰り返し周波数）で 5 乃至 16 回の所定回数繰り返されながら超音波走査線を順次移動していく。packet 長は、送受信の繰り返し数に応じた 5 乃至 16 のデータ数に設定される。ウォールフィルタ 6 2 は、packet データから心筋などの運動速度の遅い反射体からの低周波のクラッタ成分を除去し、比較的高周波の血流成分を抽出するためのハイパス特性を有する。ウォールフィルタ 6 2 から出力される血流に関する I Q データは自己相関器 6 3 とパワー計算部 6 5 とに送られる。自己相関器 6 3 は、現在のフレームの血流の I Q データと 1 フレーム前の血流の I Q データとの複素共役をとることにより自己相関値を得る。この相関データから実数部と虚数部のなす角度が計算され、平均速度が得られる。

【 0 0 1 7 】

パワー計算部 6 5 は、ウォールフィルタ 6 2 のから出力される血流に関する I Q データの実数部の絶対値を二乗と、虚数部の絶対値の二乗とを加算することにより、超音波の波長より小さい反射体（血球）による散乱の強さを表すパワーを多点にわたって計算する。パワー加算部 6 6 は、各点のパワーを packet 内で加算する。ログ圧縮部 6 7 は、パワー加算値をログ圧縮する。平均パワー計算部 6 8 は、ログ圧縮されたパワー加算値から 1 フレーム、又は局所領域内の平均パワー値を計算する。パワー補正部 6 9 は、平均パワー値が閾値を超える値を示す画素に対しては、当該画素のパワー値に、平均パワー値と閾値との差異に係数を乗じた値を減算する。ウォールフィルタ通過後のドブラ信号（血流信号）に血流成分ではない主にクラッタ等の低周波成分が残留していたとき、クラッタ成分は血流成分よりも高パワーを示すから、平均パワー値は閾値よりも高い値を示す。平均パワー値を計算した画素各々のパワー値から、平均パワー値と閾値との差異に係数を乗じた値を減算することで、クラッタを主とする残留成分がモーションアーティファクトとして、パワーのグレースケール表示において画像表示画面を最大表示階調の真っ白に埋めてしまうという事態を回避して、表示の階調範囲内での変化に抑えることができる。そのためプローブを動かした時に多く発生する残留成分が本質的に備えている組織形態が、濃淡変化として表示されることができる。

【 0 0 1 8 】

このパワー補正について以下詳細に説明する。上述の通り、ここでは血流のパワーを表示してグレースケールで表示する。また、超音波の送信および受信の条件としては、通常のカラードブラの条件ではなく、B モードに近い条件で行うのが望ましい。入力バッファ 6 1 に保持された I Q 信号は、同じ位置からの信号列に並びかえられてウォールフィルタ 6 2 に出力される。ウォールフィルタ 6 2 ではそのハイパス特性により固定信号や動きの遅い主にクラッタ信号が除去される。ウォールフィルタ 6 2 の出力信号はパワー計算部 6 5 にて絶対値の 2 乗を取った後にパワー加算部 6 5 にて packet 内のデータが加算され、ログ圧縮部 6 7 でログ圧縮される。このログ圧縮後のパワー信号は平均パワー計算部 6 8 でフレーム内又は局所領域内でその平均パワーが算出される。パワー補正部 6 9 では以下の補正処理が行われる。

【 0 0 1 9 】

ある画素（場所）のパワー値：Pin

平均パワー値：Pm

閾値：Pth

ゲイン補正係数：a

補正後のパワー値：Pout

とし、

$P_{out} = P_{in}$ (Pm ≤ Pthの場合)

$P_{out} = P_{in} - a \times (P_m - P_{th})$ (Pm > Pthの場合)

で出力する。

【0020】

ここで、表示最大階調に対応するパワー値をDmaxとすると、

$P_{th} = D_{max} / 2$

$a = 0.75 \sim 1.0$

程度の値が好適である。

【0021】

このパワー値は、座標変換部7にて座標変換された後にモニタ9に表示される。表示はグレースケール表示が適している。

【0022】

このようなパワー補正処理は、次に示す効果を奏する。

説明の便宜上、補正式を、 $P_{out} = P_{in} - C$ という形で表現すると、Cはゲイン補正值であり、Cの値は図3に示すグラフで示すことができる。モーションアーティファクトがない場合にはウォールフィルタ62によって組織からのクラッタ信号が十分に抑圧されているので、平均パワーは表示の最大値よりも十分に小さい値となる。そのために、Pm ≤ Pth となり、上述の通り、パワー補正部69からの出力値は入力値と同じになる。例えばプローブ3が動いてモーションアーティファクトが発生した場合には組織からのクラッタ信号が十分に抑圧されないでウォールフィルタ62を通過してしまい、その範囲は画面全体に及ぶ。そのために平均パワー値が Pm > Pth となり、 $P_{out} = P_{in} - a \times (P_m - P_{th})$ という値に補正される。この出力は、ログ圧縮した信号からの減算になるので、元のリニア軸上でのパワー信号に対してゲインを下げた処理と実質的に等価な処理になる。ウォールフィルタ62を通過したモーションアーティファクトは組織からのクラッタ信号であるので、実質的にはBモード信号と等価である。血流を表示する条件ではゲインが高いため、モーションアーティファクトはほぼ最大表示階調となって真っ白に表示される。しかし、本実施形態の補正処理によってゲインが実質的に下げられるので、モーションアーティファクトが発生した場合にはBモードの場合と同様な組織形態像として表示されるようになる。これによって、プローブ3を停止している場合には血流のパワーが表示され、プローブ3を動かしている場合には組織形態像が表示されるようになる。

【0023】

なお、上記の説明ではフレーム全体の平均パワー値を求めたが、フレームを複数の局所領域（ブロック）に分割して各ブロック毎の平均パワーを求め、各ブロック毎に上記補正処理を行っても良い。ブロックはオーバーラップさせ、オーバーラップした部分では両者の重みを連続的に変化させることでブロック間の不連続性を低減することができる。

【0024】

上述の説明では、ドプラモードにおいて超音波送受信を各超音波走査線に対して一定の周期（1 / PRF）で5乃至16回の所定回数繰り返し超音波走査線を順次移動していくとの走査手順を例示した。しかし、図4に示すような走査手順を採用しても良い。この走査手順では、走査対象の被検体内部領域（フレーム）を構成する複数の超音波走査線各々について超音波を1回ずつ送受信しながら、超音波走査線を順次移動する。このフレームを一通り走査する単位走査を、連続的に繰り返していく。この走査手順は、Bモードスキャンと同等である。そして、フレーム間の同じ位置からのデータ列をパケットとして使用する。この走査手順では、各超音波走査線に対して一定のフレーム走査周期で繰り返し継続的に送受信が行われる。ウォールフィルタ62に4次IIRフィルタを採用することが

10

20

30

40

50

できる。入力バッファ 6 1 には現在から最低 4 フレーム前までのデータが記憶される。同じ位置からの信号に対して、次式で表される I I R フィルタを掛ける。

【 0 0 2 5 】

$$y(n) = b0 \cdot x(n) + b1 \cdot x(n-1) + b2 \cdot x(n-2) + b3 \cdot x(n-3) + b4 \cdot x(n-4) \\ + a1 \cdot y(n-1) + a2 \cdot y(n-2) + a3 \cdot y(n-3) + a4 \cdot y(n-4)$$

ここで、 $x(n)$ とは現在のフレームの I Q 信号、 $x(n-1)$ は 1 フレーム前の I Q 信号である。 $y(n)$ はウォールフィルタ 6 2 の出力で、 $y(n-1)$ は 1 フレーム前、・・・、のウォールフィルタ出力である。前述の通常の操作手順では、パケット長が送受信繰り返し回数である 5 乃至 16 に制限されていたために、I I R フィルタを採用したとき過渡応答が発生し、そのために、最初の 2 ~ 4 データは使用することができない。それに対して、この走査手順ではデータは無限長で連続して入って来るので過渡応答の問題が発生しない。また、I I R フィルタの次数を任意に増やすことが可能である。そのために、従来に比べてウォールフィルタ 6 2 の性能が改善する。

【 0 0 2 6 】

次に、パワー計算部 6 5 でパワーを計算し、パワー加算部 6 6 で連続した任意の枚数のフレーム間で移動平均を取る。パワー加算の回数を任意に設定できるのも本走査手順の利点の 1 つある。以降は前述と同様の処理を行う。

【 0 0 2 7 】

このような走査手順では、パルス繰り返し周波数 (P R F) はフレームレートと同じになり、前述した各超音波走査線ごとに送受信を繰り返す通常の走査手順に比べてかなり低く抑えることができる。そのために、低流速の血流まで観察可能である。一方、組織の動きによるモーションアーティファクトも発生しやすい。そのままモーションアーティファクトが表示されると、パワー値が大きいために、画面全体が真っ白に表示されてしまう。本走査手順のもとでは、モーションアーティファクトが発生すると、平均パワー値 P_m が P_{th} よりも大きくなるので、元のパワー値から平均パワー値 P_m に依存した値だけ減算される。ログ圧縮後の減算なのでリニア軸では実質的に除算処理と等価となり、自動的にゲインが下げられた効果が得られる。モーションアーティファクトは組織からのエコー信号なので、ゲインを下げられた画像は組織の画像つまり B モードと同等の画像となり、違和感なくスキャンを続けることができる。

【 0 0 2 8 】

また次のようなドブラ走査と B モード走査とを併用することも可能である。上述の 2 種の走査手順では、血流のパワー表示のみを行うことを前提としてドブラ走査がそれ単独で行われた。図 5 に示す走査手順では、超音波を 1 回送受信毎に超音波走査線を変更しながら内部領域を一通り走査するドブラモード用の送受信条件のもとで単位走査を繰り返し、この単位走査の繰り返しの中で所定回数に 1 度の頻度、図 5 の例では 5 回の 1 度の頻度で、ドブラモード用の送受信条件から B モード用の送受信条件に切り換えて、B モード用の送受信条件のもとで単位走査を 1 乃至 2 回だけ挿入する。B モード用の送受信条件は、ドブラモード用の送受信条件と比べて、送信の中心周波数が低く、かつ超音波走査線本数が多く、視野角が広く、そして視野深度が深い。

【 0 0 2 9 】

この走査手順では、血流のパワー表示を行うのと同時に通常の B モード像を表示することができる。その具体的な方法としては 2 通りある。

【 0 0 3 0 】

1 つ目の方法としては、同じ反射信号を、B モード像処理と血流のパワー表示処理とで共用する。表示は重畳表示しても良いし、別々の 2 画面で表示しても良い。この方法は、ドブラモード用の送受信条件を B モード用の送受信条件に切り換えることなく、ドブラモード用の送受信条件に固定した状態で単位走査を繰り返すので、B モード像の S / N、視野角、視野深度の点で振りである。

【 0 0 3 1 】

2 つ目の方法としては、上述したとおり、B モード像と血流像を同じ反射信号で共用す

10

20

30

40

50

るのではなく、別々の送受信条件のもとで送受信を行って、それぞれに最適化された信号を使用する。走査手順については、図5に示したように、ドプラモードの単位走査の5回に1回の頻度で、Bモード用の送受信条件のもとでBモード走査を行う。このBモード走査期間の血流用のデータは当然にして欠落するが、この期間の血流データは、図6に示すように、Bモード走査期間に前後にわたって隣接するドプラ走査により収集した血流データから推定し補間する。推定の方法としては、最小2乗法で行う。両側のそれぞれ4データ、合計8データから多項式近似（例えば4次多項式近似）を行い、最小2乗法によって係数を推定して中央のデータを推定する。このように欠落したデータを推定により埋めることで、連続したデータとして扱うことが可能になる。尚、この方法を使用するためには、Bモード用のフレームの走査時間と血流用のフレームの走査時間が同じか整数倍である必要がある。

10

【0032】

なお、走査時間が整数倍でないときは、無限長のデータを簡単な構成で活用できるIIR型のウォールフィルタを使用することができないが、最小二乗法を用いたウォールフィルタなら使用することができる。

【0033】

このようにして、Bモード用の信号と血流用の信号を別々に得て処理を行い、1つ目の方法と同様な方法で2画面表示あるいは重畳表示を行う。

【0034】

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画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画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画素から幾つかの構成画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画素を適宜組み合わせてもよい。

20

【符号の説明】

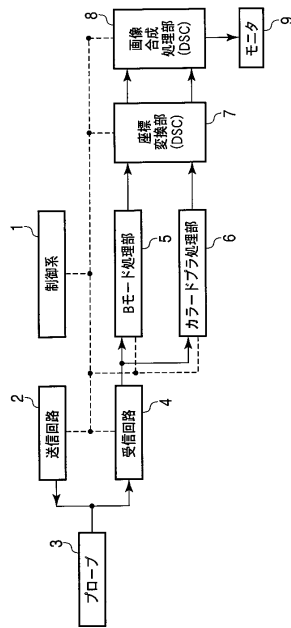
【0035】

1...制御部、2...送信回路、3...超音波プローブ、4...受信回路、5...Bモード処理部、6...カラードプラ処理部、7...座標変換部、8...画像合成処理部、9...モニタ、61...入力バッファ、62...ウォールフィルタ、63...自己相関部、64...平均速度/分散計算部、65...パワー計算部、66...パワー加算部、67...ログ圧縮部、68...平均パワー計算部、69...パワー補正部。

30

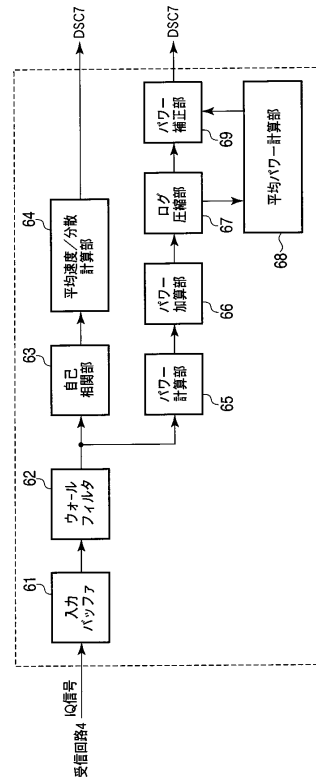
【図 1】

図 1



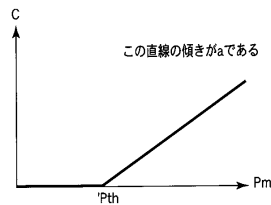
【図 2】

図 2



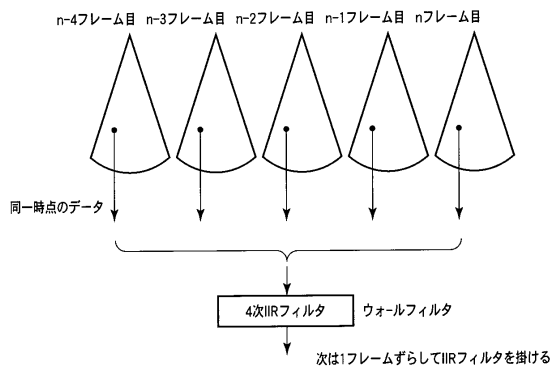
【図 3】

図 3



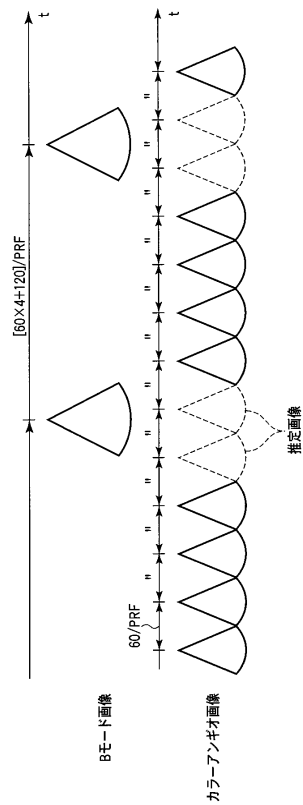
【図 4】

図 4



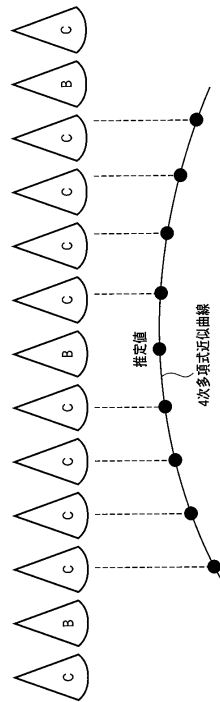
【図 5】

図 5



【図 6】

図 6



【図 7】

図 7



モーションアーチファクトなし
パワー補正なし



モーションアーチファクトなし
パワー補正あり

【図 8】

図 8



モーションアーチファクトあり
パワー補正なし



モーションアーチファクトあり
パワー補正あり

フロントページの続き

- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (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 100101812
弁理士 勝村 紘
- (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 100127144
弁理士 市原 卓三
- (72)発明者 佐藤 武史
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 柴田 千尋
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開平 0 8 - 3 3 6 5 3 4 (J P , A)
特開平 1 0 - 0 9 9 3 3 3 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 1 4 9 3 7 0 (J P , A)
特開平 0 7 - 0 7 9 9 7 6 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 6 7 1 2 5 (J P , A)
特開昭 6 1 - 0 3 3 6 4 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5570877B2	公开(公告)日	2014-08-13
申请号	JP2010129409	申请日	2010-06-04
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	佐藤武史 柴田千尋		
发明人	佐藤 武史 柴田 千尋		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8981 A61B8/06 A61B8/13 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/HH14 4C601/JB11 4C601/JB30 4C601/JB31 4C601/JB35 4C601/JC01 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK24 4C601/KK25		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
其他公开文献	JP2011254862A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少来自血流功率显示器的运动伪影。解决方案：超声诊断设备包括超声探头3.扫描单元2,4通过超声探头用超声波重复扫描物体的内部区域。基于通过扫描获得的反射信号的多普勒效应提取血流信号，并且重复产生表示与血流信号的功率相关联的空间分布的血流图像。平均功率计算单元68基于血流图像计算帧或局部区域中的功率平均值;平均功率超过阈值的帧或局部区域中的像素的功率值的增益通过功率校正单元69根据功率平均值和阈值而显著减小。像素的功率值。保持平均功率等于或小于阈值。

