

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4568080号

(P4568080)

(45) 発行日 平成22年10月27日(2010.10.27)

(24) 登録日 平成22年8月13日(2010.8.13)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2004-307035 (P2004-307035)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成16年10月21日(2004.10.21)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2006-116072 (P2006-116072A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成18年5月11日(2006.5.11)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成19年10月2日(2007.10.2)		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	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(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】

互いにレートが異なる複数の高パルス繰り返し周波数モードのパルス信号を順次発生する信号発生手段と、

被検体に対し前記パルス信号に対応する超音波を送出し、当該超音波の反射波を受信する超音波プローブと、

前記複数のパルス信号のうち任意のレートのパルス信号の送信を停止する停止手段と、

前記超音波プローブで得られる受信信号から停止されたレート成分を除いた信号成分を通過させるフィルタ手段と、

前記フィルタ手段の出力を時間軸信号から周波数軸信号に変換する変換手段と、

この変換手段の出力を画像処理して、その処理結果を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

互いにレートが異なる複数の高パルス繰り返し周波数モードのパルス信号を順次発生する信号発生手段と、

被検体に対し前記パルス信号に対応する超音波を送出し、当該超音波の反射波を受信する超音波プローブと、

前記複数のパルス信号のうち任意のレートのパルス信号の送信を停止する停止手段と、

前記超音波プローブで得られる受信信号に対し時間軸上で補間処理を行う補間手段と、

この補間手段の出力を時間軸信号から周波数軸信号に変換する変換手段と、

10

20

この変換手段の出力を画像処理して、その処理結果を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

さらに、前記超音波プローブで得られる受信信号から任意の信号成分を通過させて、前記補間手段に出力するフィルタ手段を備えることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記停止手段による停止時間に応じて送信すべく前記複数のパルス信号それぞれの送信パワーを高くする送信パワー調整手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記停止手段によりパルス信号の送信を停止しているとき、前記被検体の 2 次元画像またはカラー画像をスキャンして得る画像取得手段とをさらに備えることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置に関し、特に High PRF モード（高パルス繰り返し周波数モード）による血流速度の測定を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

20

【0002】

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X 線などの被爆がなく安全性が高い、血流イメージングが可能等の特長を有し、心臓、腹部、泌尿器、及び産婦人科などで広く利用されている。

【0003】

この種の超音波診断装置では、通常のパルス反射法よりパルス繰り返し周波数（PRF）を 2 倍にした High PRF モードを用いて、体深部の速い血流も折り返しなく観測する方法が知られている。ところが、High PRF モードを用いた方法では、血流観測場所であるサンプルゲートと体表との間に擬似サンプルゲートが存在する。そして、この擬似サンプルゲートにも血流が存在すると、観測場所の血流と重なって表示されるため、誤診を招く。

30

【0004】

そこで、設定したい流速レンジが得られるように PRF を調整したとき、擬似サンプルゲートから強受信信号が得られないようにするため、送受信信号の周波数を自動で変更し、擬似サンプルゲートを強信号源に位置しないようにする手法が提案されている（例えば、特許文献 1）。

【特許文献 1】特許番号第 2 7 1 9 7 1 0 号。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0005】

ところが、上記送受信周波数を変えて擬似サンプルゲートの位置を変える手法では、希望とする周波数に設定することができない。また、擬似サンプルゲートが強信号源に位置しないように PRF を制限する手法も考えられるが、設定したい流速レンジを得ることができない。さらに、プリアンプゲインを意図的に下げることも考えられるが、この場合、サンプルゲートからの受信信号を増幅することができない。

【0006】

そこで、この発明の目的は、送受信信号の周波数や PRF を変更することなく、擬似サンプルゲートの位置を強信号源から離し、飽和を回避し得る超音波診断装置を提供することにある。

50

【課題を解決するための手段】**【0007】**

この発明は、上記目的を達成するために、以下のように構成される。

互いにレートが異なる複数の高パルス繰り返し周波数モードのパルス信号を順次発生する信号発生手段と、被検体に対しパルス信号に対応する超音波を送出し、当該超音波の反射波を受信する超音波プローブと、複数のパルス信号のうち任意のレートのパルス信号の送信を停止する停止手段と、超音波プローブで得られる受信信号から停止されたレート成分を除いた信号成分を通過させるフィルタ手段と、フィルタ手段の出力を時間軸信号から周波数軸信号に変換する変換手段と、この変換手段の出力を画像処理して、その処理結果を表示する表示手段とを備えるようにしたものである。

10

【0008】

この構成によれば、高パルス繰り返し周波数モードの複数のパルス信号により同一のサンプルゲートが得られる場合に、一方のパルス信号の送信を停止することにより、同一のサンプルゲートを表す信号を同時刻に受信することを防ぐことができる。従って、送受信信号の周波数やPRFを変更することなく、擬似サンプルゲートによる飽和を回避でき、これにより目的とするサンプルゲートを確実に得ることができる。

【0009】

また、受信時において、受信信号から必要とする周波数成分のみを抽出し、FFT処理して画像処理することにより、受信感度を悪化させることなしに、目的とするサンプルゲートの情報を取得することができる。

20

【0010】

互いにレートが異なる複数の高パルス繰り返し周波数モードのパルス信号を順次発生する信号発生手段と、被検体に対しパルス信号に対応する超音波を送出し、当該超音波の反射波を受信する超音波プローブと、複数のパルス信号のうち任意のレートのパルス信号の送信を停止する停止手段と、超音波プローブで得られる受信信号に対し時間軸上で補間処理を行う補間手段と、この補間手段の出力を時間軸信号から周波数軸信号に変換する変換手段と、この変換手段の出力を画像処理して、その処理結果を表示する表示手段とを備えるようにしたものである。

【0011】

この構成によれば、受信時において、受信信号に対し時間軸上で補間処理を行い、この補間処理後の信号をFFT処理して画像処理することにより、全周波数成分についてのサンプルゲートの情報を取得することができる。

30

【0012】

停止手段による停止時間に応じて送信すべく前記複数のパルス信号それぞれの送信パワーを高くする送信パワー調整手段をさらに備えることを特徴とする。

この構成によれば、停止時間に応じて送信すべくパルス信号の送信感度を上げることができるので、通常見えない所も高確率で観測できる。

【0013】

停止手段によりパルス信号の送信を停止しているとき、被検体の2次元画像またはカラー画像をスキャンして得る画像取得手段とをさらに備えることを特徴とする。

40

この構成によれば、例えばBモードと同時に運用しているときに、被検体の2次元画像またはカラー画像の表示速度を上げることができ、ユーザは被検体の2次元画像またはカラー画像を見たいときに、待つことなしに見ることができる。

【発明の効果】**【0014】**

以上詳述したようにこの発明によれば、送受信信号の周波数やPRFを変更することなく、擬似サンプルゲートの位置を強信号源から離し、飽和を回避し得る超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】**【0015】**

50

以下、この発明の実施形態について図面を参照して詳細に説明する。

(第1の実施形態)

図1は、この発明に係る超音波診断装置の第1の実施形態の構成を示すブロック図である。

【0016】

図1に示す装置は、送信系と、受信系とに大別される。送信系のうち高パルス発生タイミング設定部11は、モード選択部12によりHighPRFモードが選択されるとき、PRFコントロール部13からのタイミング信号に基づき、図2に示すように、レートが異なる複数のパルス信号をパルス発生器14から順次発生させる。また、PRFコントロール部13は、3つのパルス信号をパルス発生器14から発生させた後、後の3つのパルス信号の送信を停止する。

10

【0017】

パルス発生器14で発生されるパルス信号は、基準信号発生器15で生成される基準信号に基づいて変調される。パルス発生器14の出力は、送信回路16にて超音波プローブ17に与えるべく駆動信号に変換された後に、超音波プローブ17に供給される。

【0018】

超音波プローブ17は、送信回路16からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体(図示せず)からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧縮振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有している。

20

【0019】

超音波プローブ17から被検体に送信された超音波パルスは、体内組織や血流等の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ17に受信される。

【0020】

超音波プローブ17で受信されたエコー信号は、受信回路18に供給される。受信回路18は、エコー信号に対して所定の受信処理を施すもので、その出力は位相検波回路19、20及び包絡線検波回路21に供給される。

【0021】

位相検波回路19は、基準信号発生器22で生成される基準信号に基づいて、パルス信号に与えた変調成分を抽出し、この変調成分に含まれる周波数偏位からドプラー周波数を検出するもので、その検出出力はローパスフィルタ(LPF)23に供給される。ローパスフィルタ23は、位相検波回路19の出力のうちHighPRFモードの信号成分のみを通してレンジゲート回路24に出力する。

30

【0022】

レンジゲート回路24は、ローパスフィルタ23の出力をサンプリングするもので、そのサンプリング結果は積分回路25に供給される。積分回路25は、レンジゲート回路24からの出力信号を積分してノイズ等の影響を除去するもので、その出力はサンプルホールド(S/H)回路26に供給される。サンプルホールド回路26は、積分回路25の出力から任意の深さにおけるサンプルゲートの信号を抽出する。

40

【0023】

このサンプルホールド回路26の出力は、ハイパスフィルタ(HPF)27及びローパスフィルタ(LPF)28を通過することにより、任意の周波数帯域の信号が抽出されて演算回路29に供給される。

【0024】

一方、位相検波回路20は、基準信号発生器22で生成され移相器30により90°移相された基準信号に基づいて、パルス信号に与えた変調成分を抽出し、この変調成分に含まれる周波数偏位からドプラー周波数を検出するもので、その検出出力はローパスフィルタ(LPF)31に供給される。このローパスフィルタ31の出力は、レンジゲート回路32、積分回路33、サンプルホールド回路34、ハイパスフィルタ35及びローパスフ

50

フィルタ 36 の処理を経た後、演算回路 29 に供給される。

【0025】

演算回路 29 は、演算周波数指定コントロール部 37 による制御の下、ローパスフィルタ 28, 36 の出力を FFT 処理して、時間軸信号から周波数軸信号に変換し、この周波数軸信号を画像信号として画像メモリ 38 に格納する。

【0026】

演算周波数指定コントロール部 37 は、指定された周波数、つまり停止されないレート
の信号成分のみを抽出するように、ハイパスフィルタ 27, 35 及びローパスフィルタ 28, 36 の帯域幅及び中心周波数を制御する。

【0027】

画像メモリ 38 に格納された画像信号は、アドレス発生部 39 によって発生されるアドレスに基づいて、読み出されて TV モニタ 40 に供給され、TV モニタ 40 により画像表示されることになる。

【0028】

さらに、包絡線検波回路 21 は、受信回路 18 の出力のうち B / カラーの受信信号帯域成分を検出するものであって、その検出出力は対数増幅器 41 に供給される。対数増幅器 41 は、包絡線検波回路 21 の出力を増幅した後、画像メモリ 38 に格納する。以後、B / カラーの画像信号は、アドレス発生部 39 によって画像メモリ 38 から選択的に読み出されて、TV モニタ 40 に供給され、TV モニタ 40 により画像表示されることになる。

【0029】

次に、上記構成における処理動作を説明する。

演算回路 29 においては、図 3 に示すように、1 つのパルス信号により得られるサンプルゲートが 4 つある。この場合、複数のパルス信号から同一のサンプルゲートを表す信号が同時刻に受信されることになり、受信信号の飽和により血流情報が得られなくなる。

【0030】

そこで、本実施形態では、近距離に位置する 1 つの擬似サンプルゲートからの受信信号を回避するために、例えば 3 レート分のパルス信号の送受信を行い、次の 3 レート分のパルス信号については送信を止めるようにしている。つまり、期待する PRF に設定したときのサンプルゲートの数を N とし、近距離の回避したい擬似サンプルゲートの数を m とすると、 $(N - m)$ 回の送信と、 $(N - 1)$ 回の送信停止を繰り返す。これは PRF コントロール部 13 の制御プログラムで実現できる。

【0031】

そして、受信処理時に、演算回路 29 では、図 4 に示すように、4 つのサンプルゲートのデータが得られるものとする。ここでは、説明を簡単にするために、4 データ ($y(0) \sim y(3)$) のうち 1 つ ($y(2)$) が欠落しているものとする。

【0032】

ここで、 W_2, W_3, W_4 はそれぞれ基本周波数の 2, 3, 4 倍の周波数成分の連立方程式を解けばよい。しかし、「2」のデータがないので、 $y(2)$ の式を得ることができない。また、未知数が $C_1 \sim C_4$ までの 4 つで式が 3 つなので解くことができない。そこで、低い周波数成分である C_1 の係数は求めなくてもよいこととする。これは演算周波数指定コントロール部 37 の制御プログラムで実現できる。

【0033】

以上のように上記第 1 の実施形態では、High PRF モードの複数の超音波パルスにより同一のサンプルゲートが得られる場合に、近距離からの強受信信号を回避するために、PRF コントロール部 13 により高パルス発生タイミング設定部 11 を制御してパルス発生器 14 から発生される一方の超音波パルスの送信を停止して、同一のサンプルゲートを表す信号を同時刻に受信することを防ぐようにしている。従って、送受信信号の周波数や PRF を変更することなく、擬似サンプルゲートによる飽和を回避でき、これにより目的とするサンプルゲートを確実に得ることができる。

【0034】

10

20

30

40

50

また、受信時において、ハイパスフィルタ 27, 35 及びローパスフィルタ 28, 36 により受信信号から必要とする周波数成分のみを抽出し、演算回路 29 により抽出された周波数成分の信号を F F T 処理し画像処理して T V モニタ 40 に表示するようにしているので、受信感度を悪化させることなしに、目的とするサンプルゲートの情報を得ることができる。

【 0 0 3 5 】

また、上記第 1 の実施形態では、止めたレート数に応じて送信すべく超音波パルスの送信パワーを上げることできる。この場合、6 レートに対して 3 レート送信を止めるという比率であるので、超音波プローブ 17 から送信する超音波パルスの送信パワーを 2 倍に上げることができる。つまり、期待する P R F に設定したときのサンプルゲートの数を N とし、近距離の回避したい擬似サンプルゲートの数を m とすると、 $((N - m) + (N - 1)) / (N - m)$ 倍に相当するパワーを通常より上げることができる。

10

【 0 0 3 6 】

これにより、送信すべく超音波パルスの送信感度を上げることができるので、通常見えない所も高確率で観測できる。

【 0 0 3 7 】

さらに、上記第 1 の実施形態では、超音波パルスの送信を止めている時間を利用して、他のモードによる 2 次元画像やカラー画像などをスキャンして T V モニタ 40 に表示することもできる。この場合、飽和を避けるため、他のモードは低パワーで送信を行う。

【 0 0 3 8 】

20

これにより、例えば B モードと同時に運用しているときに、被検体の 2 次元画像またはカラー画像の表示速度を上げることができ、ユーザは被検体の 2 次元画像またはカラー画像を見たいときに、待つことなしに見ることができる。

【 0 0 3 9 】

(第 2 の実施形態)

図 5 は、この発明に係わる超音波診断装置の第 2 の実施形態の概略構成を示すブロック図である。図 5 において、上記図 1 と同一部分には同一符号を付して詳細な説明を省略する。

【 0 0 4 0 】

この第 2 の実施形態では、ローパスフィルタ 28, 36 と演算回路 29 との間に、補間回路 42 を介挿接続している。補間回路 42 は、ローパスフィルタ 28, 36 の出力を時間軸上で補間処理している。この補間の手法としては、線形、スプライン、キュービック、最小 2 乗法による多項式近似などが用いられる。

30

【 0 0 4 1 】

このように上記第 2 の実施形態であれば、受信時において、補間回路 42 にてローパスフィルタ 28, 36 に対し時間軸上で補間処理を行い、この補間処理後の信号を演算回路 29 により F F T 処理して画像処理し T V モニタ 40 にて表示するようにしているので、全周波数成分についてのサンプルゲートの情報を取得することができる。

【 0 0 4 2 】

従って、上記第 1 の実施形態と同様に、送受信信号の周波数や P R F を変更することなく、擬似サンプルゲートによる飽和を回避でき、これにより目的とするサンプルゲートを確実に得ることができる。

40

【 0 0 4 3 】

(その他の実施形態)

この発明は上記各実施形態に限定されるものではない。例えば、上記第 2 の実施形態では、受信信号に対しハイパスフィルタ及びローパスフィルタを通過させた後に時間軸上での補間処理を行うようにしているが、ハイパスフィルタ及びローパスフィルタを介さずにサンプルホールド回路の出力をそのまま時間軸上で補間処理するようにしてもよい。

【 0 0 4 4 】

以上、本発明を実施形態に基づき説明したが、本発明は上記実施形態そのままに限定さ

50

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要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要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要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】この発明に係る超音波診断装置の第1の実施形態の構成を示すブロック図。

【図2】同第1の実施形態において、送信される複数の超音波パルスを送示するために示す図。

【図3】同第1の実施形態において、1本の超音波パルスにより得られる複数のサンプルゲートを説明するために示す図。

10

【図4】同第1の実施形態において、受信時に得られる複数のサンプルゲートの周波数分析処理の様子を説明するために示す図。

【図5】この発明に係る超音波診断装置の第2の実施形態の構成を示すブロック図。

【符号の説明】

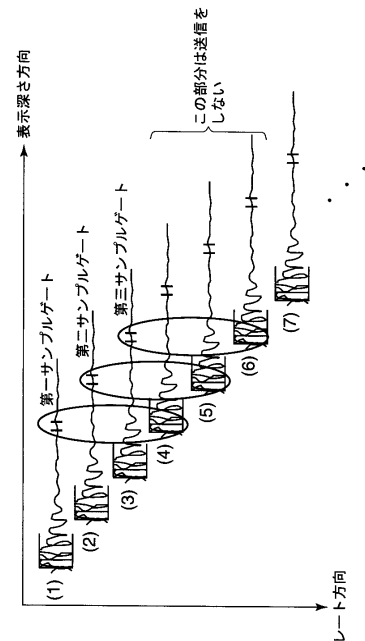
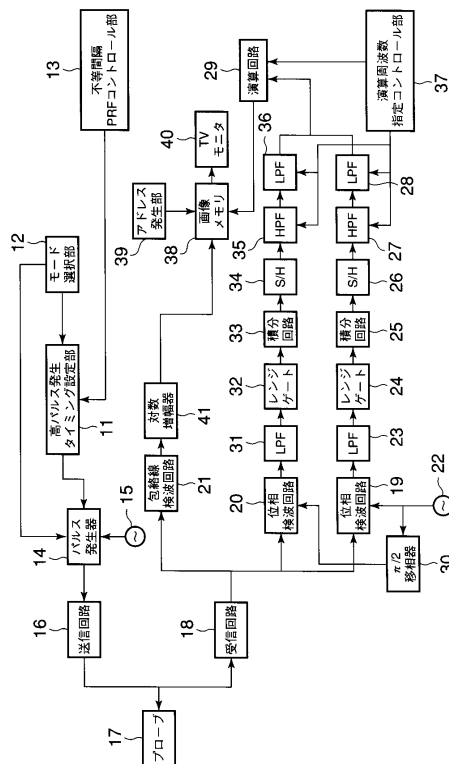
【0046】

11...高パルス発生タイミング設定部、12...モード選択部、13...PRFコントロール部、14...パルス発生器、15, 22...基準信号発生器、16...送信回路、17...超音波プローブ、18...受信回路、19, 20...位相検波回路、21...包絡線検波回路、23, 28, 31, 36ローパスフィルタ、24, 32...レンジゲート回路、25, 33...積分回路、26, 34...サンプルホールド回路、27, 35...ハイパスフィルタ、29...演算回路、37...演算周波数指定コントロール部、38...画像メモリ、39...アドレス発生部、40...TVモニタ、42...補間回路。

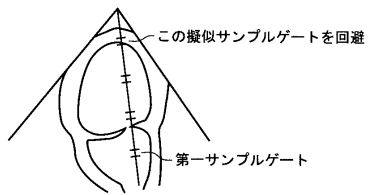
20

【図1】

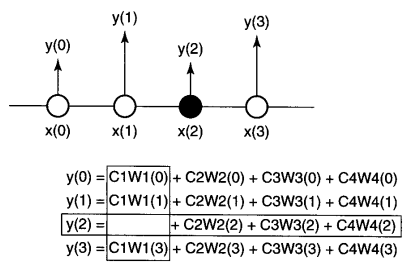
【図2】



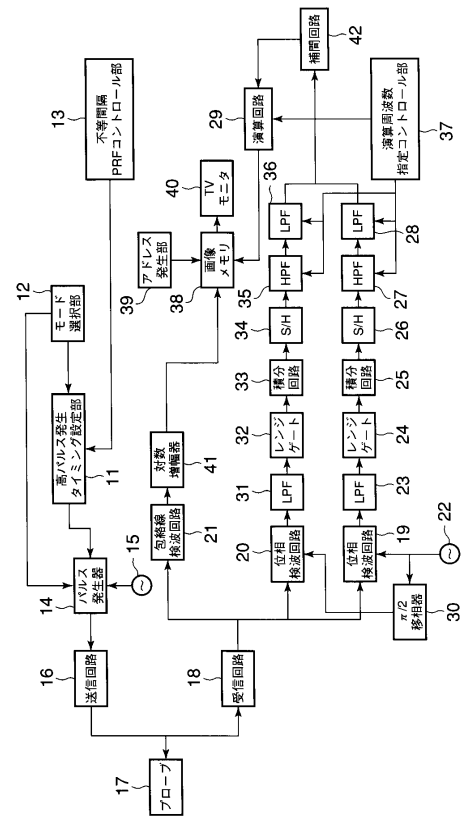
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 今村 智久

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社内

(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社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 1 8 1 2 0 9 (J P , A)

特開 2 0 0 2 - 3 0 1 0 7 7 (J P , A)

特開平 1 0 - 1 6 5 4 0 0 (J P , A)

特開平 2 - 4 9 6 4 3 (J P , A)

特許第 2 7 1 9 7 1 0 (J P , B 2)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 6

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4568080B2	公开(公告)日	2010-10-27
申请号	JP2004307035	申请日	2004-10-21
[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	今村智久 佐藤武史		
发明人	今村 智久 佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB01 4C601/BB02 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE06 4C601/EE11 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH12 4C601/HH13 4C601/JB16 4C601/JB18 4C601/JB31 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JC01 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP2006116072A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，通过保持伪采样门的位置远离强信号源而不改变发送或接收信号的频率或PRF（脉冲重复频率），可以避免饱和。ZSOLUTION：当在高PRF模式下通过多个超声脉冲可以获得相同的样本门时，通过PRF控制来控制高脉冲发生定时设置部分11来停止由脉冲发生器14产生的一个超声脉冲的发送。第13节是为了避免来自近距离的强接收信号。以这种方式，防止了同时接收表示相同采样门的信号。此外，在接收时，通过高通滤波器27和35以及低通滤波器28和36仅从接收信号中提取必要的频率分量。通过FFT（快速傅里叶变换）处理所提取的频率分量的信号。通过运算电路29和用于在TV监视器40上指示的图像处理

