

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5161597号

(P5161597)

(45) 発行日 平成25年3月13日 (2013. 3. 13)

(24) 登録日 平成24年12月21日 (2012. 12. 21)

(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 16 頁)

(21) 出願番号	特願2008-18211 (P2008-18211)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成20年1月29日 (2008. 1. 29)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2009-178261 (P2009-178261A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成21年8月13日 (2009. 8. 13)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成23年1月28日 (2011. 1. 28)		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	100149803
			弁理士 藤原 康高
		(72) 発明者	藤原 周太
			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内
		(72) 発明者	平野 亨
			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内

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】

振動素子を有した超音波プローブと、
 前記振動素子を駆動し被検体の所定方向に対して超音波連続波の送受信を行なう送受信手段と、
 前記超音波連続波の超音波周波数を設定する送受信制御手段と、
 前記超音波周波数に対応した周波数の基準信号を発生する基準信号発生手段と、
 前記送受信手段によって得られた受信信号の血流ドプラ成分を検出して周波数スペクトラムデータを生成する超音波データ生成手段と、
 前記超音波データ生成手段から時系列的に供給される前記周波数スペクトラムデータに基づいてスペクトラム画像データを生成する画像データ生成手段と、
 前記基準信号を分周して生成した駆動信号に基づいて直流電力を生成し、前記送受信手段、前記超音波データ生成手段及び前記画像データ生成手段の少なくとも何れかに対して前記直流電力を供給するスイッチング電源とを備え、
 前記スイッチング電源は、前記駆動信号に基づいたスイッチング動作により前記直流電力を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記スイッチング電源は、マルチフェーズのスイッチング電源であ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】

振動素子を有した超音波プローブと、
前記振動素子を駆動し被検体の所定方向に対して超音波連続波の送受信を行なう送受信手段と、
前記超音波連続波の超音波周波数を設定する送受信制御手段と、
前記超音波周波数に対応した周波数の基準信号を発生する基準信号発生手段と、
前記送受信手段によって得られた受信信号の血流ドプラ成分を検出して周波数スペクトラムデータを生成する超音波データ生成手段と、
前記基準信号を分周して生成した駆動信号を用いて前記周波数スペクトラムデータに基づいた音声データを生成する音声データ生成手段と、
前記音声データを出力する音声出力手段とを備え、
前記音声データ生成手段は、前記駆動信号を用いて前記音声データを生成することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 4】

前記駆動信号は、前記超音波周波数の整数分の 1 の繰り返し周波数を有することを特徴とする請求項 1 又は請求項 3 に記載した超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波データ生成手段はフィルタ回路を備え、前記フィルタ回路は、前記受信信号に含まれる生体組織からのクラッタ成分と、このクラッタ成分の中心周波数と略等しい中心周波数を有する前記駆動信号に起因したノイズ成分を除去して前記血流ドプラ成分を検出することを特徴とする請求項 1 又は請求項 3 に記載した超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、超音波連続波を用いることにより高速度の血流情報を正確に計測することが可能な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波パルス（送信超音波）を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波（受信超音波）を上記振動素子により電気信号に変換してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で 2 次元画像データや 3 次元画像データがリアルタイムで観察できるため、各種臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。生体内の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の 2 つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、上記技術を用いて得られる B モード画像とカラードプラ画像は、今日の超音波画像診断において不可欠なものとなっている。

30

【0003】

一方、被検体の関心部位における血流速度を定量的に計測する方法としてドプラスペクトラム法があり、このドプラスペクトラム法は、パルスドプラスペクトラム法と連続波ドプラスペクトラム法に分類される。パルスドプラスペクトラム法では、関心部位の方向に対し超音波パルスの送受信を所定時間間隔で複数回行ない、このとき得られる受信信号に対しサンプルゲートを設定して前記関心部位に存在している生体組織からの反射波に基づく受信信号成分（以下、クラッタ成分と呼ぶ。）及び血球からの反射波に基づく受信信号成分（以下、血流ドプラ成分と呼ぶ。）を抽出する。そして、これらの受信信号成分をフィルタリング処理して検出した血流ドプラ成分を FFT 分析することにより周波数スペクトラムデータを生成し、更に、前記関心部位から所定時間間隔で得られる受信信号成分に対し同様の処理を行なって得られた複数の周波数スペクトラムデータを時系列的に配列することによりスペクトラム画像データを生成する。

40

【0004】

上述のパルスドプラスペクトラム法に対し連続波ドプラスペクトラム法では、関心部位

50

の方向に対して超音波連続波の送受信を行ない、このとき得られる受信信号をフィルタリング処理して検出した血流ドブラ成分をFFT (Fast Fourier Transform) 分析することにより周波数スペクトラムデータを生成する。そして、時系列的に得られる複数の周波数スペクトラムデータを時間方向に配列することによりスペクトラム画像データを生成する。

【0005】

即ち、パルスドプラスペクトラム法では、サンプルゲートの適用により関心部位からの血流情報を選択的に抽出することが可能であるが計測可能な最大血流速度は超音波パルスの繰り返し周波数に依存する。このため、高流速の血流計測に際して周波数スペクトラムデータに折り返り現象が発生し正確な血流計測は困難となる。一方、連続波ドプラスペクトラム法では、関心部位からの血流情報のみを抽出することは不可能であるが、上述の折り返り現象が発生しないため高流速を呈する前記関心部位の血流計測に広く用いられている。

10

【0006】

ところで、上述のような血流計測に使用される超音波診断装置の直流電源部は、高効率化、小型化、低価格化が可能なスイッチング電源が通常用いられ、このスイッチング電源に起因するスイッチングノイズ（即ち、スイッチング駆動信号の高調波成分）が当該被検体から収集される微小な受信信号に混入することにより周波数スペクトラムデータやスペクトラム画像データの観測を困難にする場合がある。このようなスイッチングノイズは、スイッチング電源の出力部や電源ラインに対するフィルタ回路の挿入、スイッチング電源や電源ラインに対するシールド、更には、装置本体及び電源部に対するグラウンド強化等の対策によって低減させることは可能であるが臨床的な許容レベルより低く抑えることは極めて困難である。

20

【0007】

図10は、スイッチング駆動信号の m 番目及び $m+1$ 番目の高調波であるスイッチングノイズの線スペクトラム $N_x(m)$ 及び $N_x(m+1)$ が血流ドブラ成分 $D_v x$ に混入した周波数スペクトラムデータ（図10(a)）とスペクトラム画像データ（図10(b)）の具体例を示したものであり、図10(a)に示した周波数スペクトラムデータにおいてスイッチングノイズの線スペクトラム $N_x(m)$ 及び線スペクトラム $N_x(m+1)$ は血流ドブラ成分のスペクトラム $D_v x$ に隣接して示されている。

30

【0008】

一方、図10(b)は、図10(a)に示した周波数スペクトラムの時間的変化を示すスペクトラム画像データであり、通常、縦軸にドブラ周波数あるいは血流速度、横軸に時間が設定され、スペクトラムの大きさ（パワー）は輝度によって表現される。そして、このスペクトラム画像データにおいて、線スペクトラム $N_x(m)$ の時間的変化 $N_o x(m)$ 及び線スペクトラム $N_x(m+1)$ の時間的変化 $N_o x(m+1)$ はスペクトラム $D_v x$ の時間的変化 $D_o x$ に対しライン状のノイズとして重畳される。

【0009】

このようなドプラスペクトラム法の問題点に対し、パルスドプラスペクトラム法では、超音波送受信の繰り返し周波数（レート周波数）の整数倍の位置にクラッタ成分の線スペクトラムが位置することに着目し、スイッチングノイズの線スペクトラムがレート周波数の整数倍になるようにスイッチング駆動信号の周波数を設定することによりクラッタ成分とスイッチングノイズとを同一のフィルタリング処理で除去する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

40

【特許文献1】特開平05-130992号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

上述の特許文献1に記載された方法によれば、パルスドプラスペクトラム法の受信信号に混入したスイッチングノイズの影響を容易に除去することができる。しかしながら、超

50

音波連続波が使用される連続波ドプラスペクトラム法の受信信号に混入したスイッチングノイズの影響を同様の方法によって除去することは不可能であり、又、このスイッチングノイズの影響を除去することが可能な他の方法についての提案も未だなされていない。

【0011】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、連続波ドプラスペクトラム法において収集された受信信号に混入しているスイッチングノイズ等の周期的なノイズを容易に除去することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、振動素子を有した超音波プローブと、前記振動素子を駆動して被検体の所定方向に対し超音波連続波の送受信を行なう送受信手段と、前記超音波連続波の超音波周波数を設定する送受信制御手段と、前記超音波周波数に対応した周波数の基準信号を発生する基準信号発生手段と、前記送受信手段によって得られた受信信号の血流ドプラ成分を検出して周波数スペクトラムデータを生成する超音波データ生成手段と、前記超音波データ生成手段から時系列的に供給される前記周波数スペクトラムデータに基づいてスペクトラム画像データを生成する画像データ生成手段と、前記基準信号を分周して生成した駆動信号に基づいて直流電力を生成し、前記送受信手段、前記超音波データ生成手段及び前記画像データ生成手段の少なくとも何れかに対して前記直流電力を供給するスイッチング電源とを備え、前記スイッチング電源は、前記駆動信号に基づいたスイッチング動作により前記直流電力を生成することを特徴としている。

【0013】

又、請求項3に係る本発明の超音波診断装置は、振動素子を有した超音波プローブと、前記振動素子を駆動して被検体の所定方向に対し超音波連続波の送受信を行なう送受信手段と、前記超音波連続波の超音波周波数を設定する送受信制御手段と、前記超音波周波数に対応した周波数の基準信号を発生する基準信号発生手段と、前記送受信手段によって得られた受信信号の血流ドプラ成分を検出して周波数スペクトラムデータを生成する超音波データ生成手段と、前記基準信号を分周して生成した駆動信号を用いて前記周波数スペクトラムデータに基づいた音声データを生成する音声データ生成手段と、前記音声データを出力する音声出力手段とを備え、前記音声データ生成手段は、前記駆動信号を用いて前記音声データを生成することを特徴としている。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、連続波ドプラスペクトラム法において収集された受信信号に混入しているスイッチングノイズ等の周期的なノイズを容易に除去することができる。このため、スペクトラム画像データ等の観測や各種血流情報の計測を正確に行なうことが可能となり診断精度を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0017】

以下に述べる本発明の実施例では、連続波ドプラスペクトラム法におけるスペクトラム画像データの生成に際し、前記スペクトラム画像データの生成に関与する超音波診断装置の各ユニットに対し所定の直流電力を供給するスイッチング電源は、基準信号発生部から供給される超音波連続波の周波数と略等しい周波数を有する基準信号を整数分の1に分周することによってスイッチング駆動信号を生成し、このスイッチング駆動信号に基づくスイッチング動作によって所望の直流電力を生成する。この方法によれば、超音波送受信によって得られる受信信号に混入したスイッチング電源に起因するノイズはクラッタ信号除去用のフィルタ回路を用いて容易に除去することが可能となる。

【0018】

尚、以下では、連続波ドプラスペクトラム法の受信信号に混入したスイッチング電源に起因するスイッチングノイズを除去する場合について述べるが、これに限定されるものではなく、超音波診断装置が備える他のユニットに起因した周期的なノイズが受信信号に混入する場合においても、同様の方法によってこれらのノイズを容易に除去することができる。

【0019】

(装置の構成)

本発明の実施例における超音波診断装置の構成と各ユニットの基本動作につき図1乃至図7を用いて説明する。尚、図1は、本実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波診断装置が備える送受信部及び超音波データ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

10

【0020】

図1に示す超音波診断装置100は、被検体の診断対象部位に対し超音波パルスや超音波連続波（これらを纏めて送信超音波と呼ぶ。）を送信し、これらの送信超音波によって得られた超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する複数の振動素子が配列された超音波プローブ20と、前記振動素子を駆動すると共にこれらの振動素子から得られた受信信号に基づいて超音波データを生成し、更に、これらの超音波データを用いて各種画像データや音声データを生成する診断装置本体30と、各種画像データを表示する表示部40と、音声データを出力する音声出力部50と、被検体情報の入力、超音波データ生成条件及び画像データ生成条件の設定、更には、各種コマンド信号の入力等が行なわれる入力部60と、上述の診断装置本体30が備える各ユニットに対し所定の電力（電圧／電流）を供給する電源部70を備えている。

20

【0021】

超音波プローブ20は、配列されたN個の図示しない振動素子とその先端部に有し、前記先端部を被検体の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気信号（駆動信号）を送信超音波（超音波パルスあるいは超音波連続波）に変換し、又、受信時には受信超音波（超音波反射波）を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。そして、これら振動素子の各々は、図示しないNチャンネルの多芯ケーブルを介して診断装置本体30が備える後述の送受信部2に接続されている。尚、本実施例では、N個の振動素子が設けられたセクタ走査用の超音波プローブ20を用いた超音波診断装置100について述べるが、リニア走査やコンベックス走査等に対応した超音波プローブを用いても構わない。

30

【0022】

次に、診断装置本体30は、前記被検体の所定方向に対して超音波パルスあるいは超音波連続波を送信するための駆動信号を前記振動素子に供給し、これらの振動素子から得られた複数チャンネル（Nチャンネル）の受信信号を整相加算する送受信部2と、整相加算後の受信信号を処理してBモードデータ、カラードプラデータ及び周波数スペクトラムデータ等の各種超音波データを生成する超音波データ生成部3と、これらの超音波データに基づいてBモード画像データ、カラードプラ画像データ及びスペクトラム画像データを生成する画像データ生成部4と、これらの画像データや被検体情報等の付帯情報を合成して表示用データを生成する表示データ生成部5と、上述の超音波データ生成部3にて生成される周波数スペクトラムデータに基づいて音声データを生成する音声データ生成部6を備えている。

40

【0023】

更に、診断装置本体30は、超音波送受信方向の制御や超音波送受信における収束点の制御、更には、連続波ドプラスペクトラム法における超音波周波数や超音波送受信方向の制御を送受信部2に対して行なう送受信制御部7と、後述のシステム制御部9から供給される高周波のシステムクロックパルスを分周して超音波パルスの中心周波数あるいは超音波連続波の周波数と略等しい周波数を有する基準信号を発生する基準信号発生部8と、診

50

断装置本体 30 が備える上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 9 を備えている。

【0024】

次に、送受信部 2 及び超音波データ生成部 3 の具体的な構成につき図 2 を用いて説明する。図 2 に示す送受信部 2 は、被検体の所定方向に対し送信超音波を放射するための駆動信号を超音波プローブ 20 の振動素子へ供給する送信部 21 と、これらの振動素子から得られた N チャンネルの受信信号に対し整相加算を行なう受信部 22 を備え、送信部 21 は、レートパルス発生器 211 と、送信遅延回路 212 と、駆動回路 213 を備えている。

【0025】

レートパルス発生器 211 は、超音波パルスを用いた B モード法、カラードプラ法及びパルスドプラスペクトラム法において適用され、被検体内に放射する送信超音波（超音波パルス）の繰り返し周期を決定するレートパルスを、基準信号発生部 8 から供給される基準信号を分周することにより生成して送信遅延回路 212 へ供給する。

【0026】

送信遅延回路 212 は、例えば、超音波送信に使用される振動素子と同数（N チャンネル）の独立な遅延回路から構成され、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波（超音波パルスあるいは超音波連続波）を収束するための遅延時間と所定方向に前記送信超音波を放射するための遅延時間を設定する。そして、N チャンネルから構成される駆動回路 213 は、超音波プローブ 20 に内蔵された振動素子を駆動するための駆動信号を生成する。具体的には、B モード法、カラードプラ法及びパルスドプラスペクトラム法における駆動用パルスを前記遅延時間が与えられたレートパルスに基づいて生成し、更に、送受信制御部 7 から供給される制御信号に基づいて所定の超音波周波数と遅延位相を有する連続波ドプラスペクトラム法の駆動用連続波を生成する。

【0027】

一方、受信部 22 は、プリアンプ 221 と、受信遅延回路 222 と、加算器 223 を備えている。プリアンプ 221 は、振動素子により受信超音波から電気信号に変換された微小な受信信号を増幅して十分な S/N を確保する。又、受信遅延回路 222 は、所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と、所定方向からの受信超音波に対して強い受信指向性を設定するための遅延時間をプリアンプ 221 から出力される受信信号に与える。そして、受信遅延回路 222 において所定の遅延時間が与えられた受信信号は加算器 223 へ送られ、この加算器 223 において加算合成（整相加算）される。

【0028】

次に、超音波データ生成部 3 は、受信部 22 の加算器 223 から出力される受信信号に対し所定の信号処理を行なって B モードデータを生成する B モードデータ生成部 31 と、前記受信信号の周波数変換を行なう周波数変換部 32 と、周波数変換後の受信信号から血流ドプラ成分を抽出し、この血流ドプラ成分に基づいてカラードプラデータを生成するカラードプラデータ生成部 33 と、周波数変換後の前記受信信号から血流ドプラ成分を抽出し、この血流ドプラ成分を FFT 分析してパルスドプラスペクトラム法及び連続波ドプラスペクトラム法における周波数スペクトラムデータを生成するスペクトラムデータ生成部 34 を備えている。

【0029】

尚、本発明の効果が直接反映されないカラードプラ法及びパルスドプラスペクトラム法に適用される周波数変換部 32、カラードプラデータ生成部 33 及びスペクトラムデータ生成部 34 については、特開 2005-81081 号公報等に記載されているため詳細な説明は省略し、以下では、B モード法に適用される B モードデータ生成部 31 と、連続波ドプラスペクトラム法に適用される周波数変換部 32 及びスペクトラムデータ生成部 34 について述べる。

【0030】

B モードデータ生成部 31 は、対数変換器 311 と包絡線検波器 312 と A/D 変換器 313 を備えている。対数変換器 311 は、受信部 22 の加算器 223 から供給される受

10

20

30

40

50

信信号の振幅を対数変換して弱い信号を相対的に強調し、包絡線検波器 3 1 2 は、対数変換された受信信号を包絡線検波して振幅情報のみを検出する。そして、A/D変換器 3 1 3 は、包絡線検波された受信信号を A/D 変換して B モードデータを生成する。

【0031】

周波数変換部 3 2 は、 $\pi/2$ 移相器 3 2 1、ミキサ 3 2 2-1 及び 3 2 2-2、LPF (低域通過フィルタ) 3 2 3-1 及び 3 2 3-2 を備え、送受信部 2 の受信部 2 2 から供給される受信信号に対して直交位相検波を行なって受信信号の周波数変換を行なう。一方、スペクトラムデータ生成部 3 4 は、高域通過フィルタ (HPF) 3 4 1、低域通過フィルタ (LPF) 3 4 2、A/D 変換器 3 4 3 及び FFT 分析器 3 4 4 を備え、周波数変換後の受信信号から抽出した血流ドプラ成分を FFT 分析して連続波ドプラスペクトラム法における周波数スペクトラムデータを生成する。

10

【0032】

次に、連続波ドプラスペクトラム法における周波数変換部 3 2 及びスペクトラムデータ生成部 3 4 の基本動作について説明する。連続波ドプラスペクトラム法において受信部 2 2 の加算器 2 2 3 から出力された受信信号は、周波数変換部 3 2 のミキサ 3 2 2-1 及び 3 2 2-2 の第 1 の入力端子に入力される。

【0033】

一方、この受信信号の周波数 (超音波周波数) と等しい周波数を有した基準信号が基準信号発生部 8 からミキサ 3 2 2-1 の第 2 の入力端子に直接供給され、更に、 $\pi/2$ 移相器 3 2 1 を介することにより位相が 90 度だけシフトした基準信号がミキサ 3 2 2-2 の第 2 の入力端子に供給される。そして、ミキサ 3 2 2-1 及び 3 2 2-2 の出力は LPF 3 2 3-1 及び 3 2 3-2 に送られ、加算器 2 2 3 から出力される受信信号の周波数と基準信号発生部 8 から供給される基準信号の周波数との和の成分が除去され、差の成分のみが検出される。

20

【0034】

次に、LPF 3 2 3-1 及び 3 2 3-2 から出力された周波数変換後の受信信号は、スペクトラムデータ生成部 3 4 の HPF 3 4 1 及び LPF 3 4 2 に供給され、HPF 3 4 1 及び LPF 3 4 2 は、前記受信信号に含まれた生体組織からの反射波に基づくクラッタ成分やこの受信信号に混入した電源部 7 0 に起因するスイッチングノイズを除去して血球からの反射波に基づく血流ドプラ成分のみを抽出する。但し、上述の HPF 3 4 1 及び LPF 3 4 2 は順序を入れ替えて構成してもよく、又、HPF 3 4 1 及び LPF 3 4 2 の代わりに BPF (帯域通過フィルタ) を用いても構わない。

30

【0035】

HPF 3 4 1 及び LPF 3 4 2 にて上述の不要成分を除去することにより抽出された血流ドプラ成分は、A/D 変換器 3 4 3 においてデジタル信号に変換されて FFT 分析器 3 4 4 に供給され、FFT 分析器 3 4 4 は、A/D 変換後の血流ドプラ成分を FFT 分析して周波数スペクトラムデータを生成する。尚、上述の血流ドプラ成分及びクラッタ成分を含む受信信号に重畳されたスイッチングノイズとその除去方法の詳細については後述する。

【0036】

図 1 へ戻って、画像データ生成部 4 は、図示しない B モードデータ記憶部、カラードプラデータ記憶部及びスペクトラムデータ記憶部を備えている。そして、当該被検体に対する超音波送受信に伴って B モードデータ生成部 3 1 から順次供給される B モードデータを超音波送受信方向に対応させて前記 B モードデータ記憶部に保存することにより B モード画像データを生成し、同様に、カラードプラデータ生成部 3 2 から供給されるカラードプラデータを前記カラードプラデータ記憶部に保存してカラードプラ画像データを生成する。更に、画像データ生成部 4 は、パルスドプラスペクトラム法あるいは連続波ドプラスペクトラム法においてスペクトラムデータ生成部 3 4 から時系列的に供給される周波数スペクトラムデータを前記スペクトラムデータ記憶部に順次保存してスペクトラム画像データを生成する。

40

50

【0037】

次に、表示データ生成部5は、上述のBモード画像データ、カラードプラ画像データ、パルスドプラスペクトラム法や連続波ドプラスペクトラム法におけるスペクトラム画像データ、更には、被検体情報等の付帯情報を必要に応じて合成し、所定の変換処理を行なって表示用データを生成する。そして、生成された表示用データは、表示部40に備えられたCRTモニタや液晶モニタ等に表示される。特に、パルスドプラスペクトラム法や連続波ドプラスペクトラム法において生成されたスペクトラム画像データを表示する際には、このときの超音波送受信の方向やサンプルゲートの位置を示すマークが重畳されたBモード画像データがスペクトラム画像データと共に表示される。

【0038】

10

一方、音声データ生成部6は、パルスドプラスペクトラム法あるいは連続波ドプラスペクトラム法において超音波データ生成部3から供給される時系列的な周波数スペクトラムデータを受信し、例えば、この周波数スペクトラムデータにおける最大周波数成分（最大流速値）の時間的变化に対応した音声データを生成する。そして、生成された音声データは、音声出力部50に備えられたスピーカに供給されて音声に変換される。即ち、操作者は、スピーカから出力される音声によって周波数スペクトラムデータの時間的变化を把握することが可能となる。

【0039】

次に、図1に示した電源部70は、スイッチング電源71とフィルタ回路72を備えている。スイッチング電源71は、スイッチング駆動信号生成部とスイッチング素子やコンデンサ、コイル、ダイオード等の素子を備えたスイッチング部（何れも図示せず）を備え、自己の入力端子から供給される直流電力や商用の交流電力を所望の直流電力に変換する機能を有している。

20

【0040】

前記スイッチング駆動信号生成部は、診断装置本体30の基準信号発生部8から供給される超音波パルスの中心周波数あるいは超音波連続波の周波数と略等しい周波数を有する基準信号を整数分の1に分周することによってスイッチング駆動信号を生成し、このスイッチング駆動信号を前記スイッチング部のスイッチング素子に供給して所望の直流電力を生成する。この場合、スイッチング電源71から出力される直流電圧の大きさは入力電圧と前記スイッチング部におけるON/OFF時間の割合（デューティ比）によって決定される。

30

【0041】

図3は、スイッチング電源71のスイッチング駆動信号生成部において生成される周期 T_s のスイッチング駆動信号（図3（a））と、このスイッチング駆動信号が供給されたスイッチング部において発生するスイッチングノイズ（スイッチング駆動信号の高調波成分）の周波数スペクトラム（図3（b））を示したものである。

【0042】

例えば、基準信号発生部8から供給される周波数 f_0 の基準信号を $1/m$ （ m は整数）に分周することによってスイッチング周波数 f_s （ $f_s = 1/T_s = f_0/m$ ）を有するスイッチング駆動信号が生成される場合、図3（b）に示したスイッチングノイズの周波数スペクトラムはスイッチング周波数 f_s の整数倍の位置に線スペクトラムとして分布し、その大きさは上述のデューティ比に依存する。このとき、スイッチング周波数 f_s の m 倍の高調波成分 $f_s(m) = m f_s$ と基準信号周波数（即ち、連続波ドプラスペクトラム法における超音波周波数） f_0 は周波数軸上で一致する。そして、このような周波数特性を有するスイッチングノイズが重畳されたスイッチング電源71の直流電力はフィルタ回路72へ供給される。

40

【0043】

フィルタ回路72は、スイッチング電源71の出力端子に接続され、スイッチング電源71から直流電源ラインを介して診断装置本体30に侵入するスイッチングノイズを低減する。そして、フィルタ回路72によってスイッチングノイズが除去された直流電力は診

50

断装置本体 30 の各ユニットに供給される。尚、スイッチング周波数 f_s が高いほどスイッチング電源 71 の小型化が容易となるが、スイッチング電源 71 から空中あるいは電源ラインを介して診断装置本体 30 に侵入するスイッチングノイズはスイッチング周波数の増大に伴って増大し、従って、受信信号に混入するスイッチングノイズも増大する。このようなスイッチングノイズの混入を低減するために、スイッチング電源 71 の出力端子に対するフィルタ回路 72 の挿入や図示しないシールド材の装着等の対策が従来より行なわれてきたが、既に述べたようにこのような方法により受信信号に混入するスイッチングノイズを許容レベル以下に低減することは極めて困難とされている。

【0044】

次に、本実施例において上述の血流ドプラ成分及びクラッタ成分を有する受信信号に重畳されるスイッチングノイズとその除去につき図 4 乃至図 7 を用いて説明する。

【0045】

図 4 は、周波数変換部 32 によって行なわれる受信信号の周波数変換を説明するための図であり、図 4 (a) は、受信部 22 の加算器 223 から周波数変換部 32 のミキサ 322 に供給される周波数変換前の受信信号の周波数スペクトラムとこの受信信号に混入したスイッチング電源 71 に起因するスイッチングノイズの周波数スペクトラムを示している。この場合の受信信号は、連続波ドプラスペクトラム法における超音波周波数 f_0 を中心として分布するクラッタ成分 D_t と周波数 $f_0 + f_d$ を中心として分布する血流ドプラ成分 D_v を有している。但し、 f_d は血流によるドプラシフト周波数である。

【0046】

一方、スイッチング電源 71 に起因するスイッチングノイズは、図 3 (b) で既に示したように、スイッチング周波数 f_s の整数倍の位置に線スペクトラムとして分布し、更に、本実施例におけるスイッチング周波数 f_s は超音波周波数 f_0 の $1/m$ 倍に設定しているため、周波数 $f_s (m)$ を中心に分布するスイッチングノイズの m 番目の線スペクトラム $N(m)$ と周波数 f_0 を中心に分布する受信信号のクラッタ成分 D_t は重畳して存在する。

【0047】

このような周波数スペクトラムを有する受信信号及びスイッチングノイズは周波数変換部 32 により図 4 (b) に示すような周波数スペクトラムに変換される。即ち、図 4 (a) において超音波周波数 f_0 を中心に分布していた受信信号のクラッタ成分及びスイッチングノイズの m 番目の線スペクトラム $N(m)$ は周波数 f_0 だけ負方向にシフトして周波数零の近傍に位置し、周波数 $f_0 + f_d$ を中心に分布していた血流ドプラ成分やスイッチングノイズの他の線スペクトラムも同様にして負方向に周波数 f_0 だけシフトする。

【0048】

次に、図 5 は、周波数変換部 32 において周波数変換された受信信号に対して連続波ドプラスペクトラム法におけるスペクトラムデータ生成部 34 が行なうフィルタリング処理を示したものであり、このフィルタリング処理はスペクトラムデータ生成部 34 が備える H P F 341 及び L P F 342 によって行なわれる。

【0049】

即ち、図 5 (a) において周波数零の近傍に分布するクラッタ成分 D_t 及びスイッチングノイズの線スペクトラム $N(m)$ は所定の遮断周波数 $\pm f_a$ を有する H P F 341 によって除去され、更に、スイッチングノイズの線スペクトラム $N(1)$ 乃至 $N(m-1)$ 及び線スペクトラム $N(m+1)$ 、 $N(m+2)$ 、 $\dots$ は遮断周波数 $\pm f_b$ を有する L P F 342 によって除去されて図 5 (b) に示す血流ドプラ成分 D_v が抽出される。

【0050】

ここで、スイッチング電源 71 のスイッチング周波数 f_s を超音波周波数 f_0 に対して独立に設定する従来の方法にて得られる周波数変換後の受信信号及びスイッチングノイズの周波数スペクトラムとこれらの受信信号及びスイッチングノイズに対してスペクトラムデータ生成部 34 が行なうフィルタリング処理につき図 6 を用いて説明する。

【0051】

この場合、スイッチングノイズは上述と同様にしてスイッチング周波数 f_s の整数倍の位置に線スペクトラムとして存在するが、これらの線スペクトラムは連続波ドプラスペクトラム法における超音波周波数 f_0 と一致するとは限らず、図 6 (a) に示したスイッチングノイズの線スペクトラム $N(m)$ あるいは線スペクトラム $N(m+1)$ のように H P F 3 4 1 や L P F 3 4 2 によって形成される遮断帯域の外部に存在する場合がある。従って、このような線スペクトラム $N(m)$ や線スペクトラム $N(m+1)$ は H P F 3 4 1 及び L P F 3 4 2 を用いたフィルタリング処理によって除去することは不可能となり、図 6 (b) に示すように血流ドプラ成分 D_v に混入した状態で L P F 3 4 2 から出力される。

【0052】

即ち、スイッチング電源 7 1 のスイッチング周波数 f_s を連続波ドプラスペクトラム法における超音波周波数 f_0 に対して独立に設定する従来の方法では受信信号に混入したスイッチングノイズを許容レベル以下に低減させることは極めて困難であるが、本実施例で示したようにスイッチング周波数 f_s を超音波周波数 f_0 の整数分の 1 になるように設定することにより受信信号に混入したスイッチングノイズを大幅に低減することが可能となる。

【0053】

次に、本実施例及び従来の連続波ドプラスペクトラム法におけるスペクトラム画像データの具体例につき図 7 を用いて説明する。

【0054】

図 7 は、スペクトラムデータ生成部 3 4 において生成された周波数スペクトラムデータを時系列的に配列して生成した本実施例及び従来のスペクトラム画像データであり、図 7 (a) は、本実施例の方法によって得られた血流ドプラ成分 D_v のみを有するスペクトラム画像データを、図 7 (b) は、従来の方法（即ち、スイッチング電源 7 1 のスイッチング周波数 f_s を連続波ドプラスペクトラム法の超音波周波数 f_0 に対して独立に設定する方法）により線スペクトラム $N_x(m)$ 及び $N_x(m+1)$ を有するスイッチングノイズが血流ドプラ成分 D_v に混入したスペクトラム画像データを夫々示している。

【0055】

これらのスペクトラム画像データの比較から明らかなように、従来のスペクトラム画像データにおいて時系列的な血流情報 D_o に重畳した線状のノイズ成分 $N_L(m)$ 及び $N_L(m+1)$ は、本実施例のようにスイッチング電源 7 1 のスイッチング周波数 f_s を超音波周波数 f_0 の整数分の 1 に設定することにより許容可能なレベルまで低減することが可能となる。

【0056】

以上述べた本実施例によれば、連続波ドプラスペクトラム法の受信信号に混入したスイッチング電源に起因するスイッチングノイズを容易かつ確実に除去することができる。このため、スペクトラム画像データの観測や各種血流情報の計測を正確に行なうことが可能となり診断精度を向上させることができる。

【0057】

特に、本実施例では、クラッタ成分の除去を目的として超音波データ生成部のスペクトラムデータ生成部に備えられたフィルタ回路を用いて前記クラッタ成分に重畳したスイッチングノイズを除去することができる。このため、前記スイッチングノイズの除去を目的としたフィルタ回路を新たに設ける必要がなく、装置の構成が簡単となる。

【0058】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、シングルフェーズのスイッチング電源 7 1 を使用した場合のスイッチングノイズについて述べたが、マルチフェーズのスイッチング電源を使用してもよい。

【0059】

図 8 は、マルチフェーズのスイッチング電源 7 1 a を説明するための図であり、このスイッチング電源 7 1 a は、図 8 (a) に示すように、例えば、3 チャンネルのスイッチン

10

20

30

40

50

グ駆動信号を生成するスイッチング駆動信号生成部 711 と自己の入力端子から供給される直流電力や商用の交流電力を前記スイッチング駆動信号に基づいて所望の直流電力に変換するスイッチング部 712 を備え、このスイッチング部 712 は、3 チャンネルのスイッチング素子 713 乃至 715 と平滑用のコイル 716 及びコンデンサ 717 を有している。そして、スイッチング駆動信号生成部 711 は、図 8 (b) 乃至図 8 (d) に示すように位相が $2\pi/3$ ずつシフトした 3 チャンネルのスイッチング駆動信号をスイッチング素子 713 乃至 715 の各々に供給することによって所望の直流電力への変換を行なっている。

【0060】

この場合、スイッチング素子 713 乃至 715 の各々に供給されるスイッチング駆動信号のスイッチング周波数は上述の実施例の場合と同様に f_s であっても、スイッチング電源 71a のスイッチング周波数 f_{sa} は $3f_s$ となる。このため、スイッチング周波数 f_{sa} を超音波周波数 f_0 の整数分の 1 に設定することによりスイッチング電源 71a から発生するスイッチングノイズを容易に除去することが可能となり、更に、スイッチングノイズにおける隣接した線スペクトラムの間隔が図 5 (a) の場合と比較して 3 倍になるため LPF 342 の遮断周波数 f_b を高く設定することができ、従って、高い流速値を有する血流ドプラ成分 D_v の計測が可能となる。

【0061】

尚、複数種類のスイッチング電源が用いられる超音波診断装置では、上述のようなスイッチング周波数の設定は、全てのスイッチング電源に対して行なうことが望ましいが、スペクトラム画像データの生成に直接関与しているユニットのスイッチング電源に対して優先的に行ない、表示部 40 や入力部 60 等のスイッチング電源のスイッチング周波数は超音波周波数 f_0 に対して独立に設定しても構わない。

【0062】

一方、上述の実施例では、連続波ドプラスペクトラム法の受信信号に混入したスイッチング電源 71 に起因するスイッチングノイズを除去する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、スペクトラムデータ生成部 34 の A/D 変換器 343 や音声データ出力部 6 等において発生する周期的なノイズが受信信号に混入する場合においても、これらのユニットにおける変換周波数や駆動周波数を超音波周波数 f_0 の整数分の 1 に設定することにより上述のノイズを除去することが可能となる。

【0063】

例えば、周波数スペクトラムデータにおける最大周波数成分を検出する最大周波数検出部と、この最大周波数の時間的変化をパルス幅に変換する PW 変換部（何れも図示せず）を備えた音声データ出力部 6 において、前記最大周波数検出部は、超音波データ生成部 3 のスペクトラムデータ生成部 34 から供給される時系列的な周波数スペクトラムデータにおける最大周波数を検出し、前記 PW 変換部は、図 9 (a) に示した前記最大周波数の変化量 D_m に対応したパルス幅 W と所定の変換周波数 f_c ($f_c = 1/T_c$ 、 T_c は変換周期) を有した音声データ（図 9 (b)）を生成する。このとき、上述の変換周波数 f_c を超音波周波数 f_0 の整数分の 1 に設定することにより、受信信号に混入した音声データに起因するノイズを容易に除去することが可能となる。

【0064】

尚、複数のユニットから発生する周期的なノイズが受信信号に混入する場合、これらのユニットにおける変換周波数や駆動周波数の全てを超音波周波数 f_0 の整数分の 1 に設定することが望ましいが、混入の度合いが最も大きい変換周波数や駆動周波数を上記方法により優先的に設定しても構わない。

【図面の簡単な説明】

【0065】

【図 1】 本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】 同実施例の超音波診断装置が備える送受信部及び超音波データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

10

20

30

40

50

【図 3】同実施例のスイッチング電源にて発生するスイッチングノイズの線スペクトラムを示す図。

【図 4】同実施例の周波数変換部にて行なわれる受信信号の周波数変換を説明するための図。

【図 5】同実施例のスペクトラムデータ生成部にて行なわれる周波数変換後の受信信号に対するフィルタリング処理を説明するための図。

【図 6】従来のスペクトラムデータ生成部にて行なわれる周波数変換後の受信信号に対するフィルタリング処理を説明するための図。

【図 7】本発明の実施例における連続波ドプラスペクトラム法及び従来の連続波ドプラスペクトラム法にて生成されるスペクトラム画像データを示す図。

10

【図 8】同実施例の変形例におけるマルチフェーズスイッチング電源を説明するための図。

【図 9】同実施例の音声データ生成部にて生成される音声データの具体例を示す図。

【図 10】スイッチングノイズが混入した従来の周波数スペクトラムデータ及びスペクトラム画像データを示す図。

【符号の説明】

【0066】

20…超音波プローブ

30…診断装置本体

2…送受信部

20

21…送信部

211…レートパルス発生器

212…送信遅延回路

213…駆動回路

22…受信部

221…プリアンプ

222…受信遅延回路

223…加算器

3…超音波データ生成部

31…Bモードデータ生成部

30

311…対数変換器

312…包絡線検波器

313…A/D変換器

32…周波数変換部

321… $\pi/2$ 移相器

322…ミキサ

323…LPF（低域通過フィルタ）

33…カラードプラデータ生成部

34…スペクトラムデータ生成部

341…HPF（高域通過フィルタ）

40

342…LPF（低域通過フィルタ）

343…A/D変換器

344…FFT分析器

4…画像データ生成部

5…表示データ生成部

6…音声データ生成部

7…送受信制御部

8…基準信号発生部

9…システム制御部

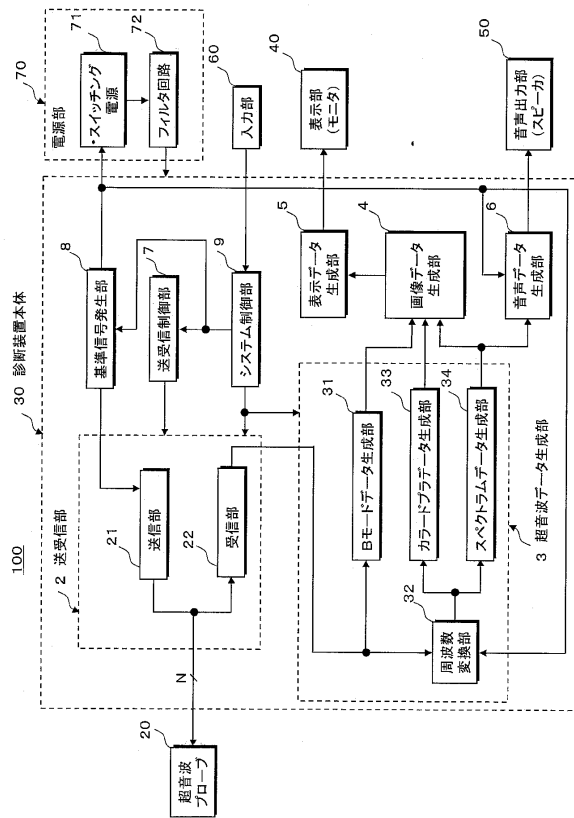
40…表示部

50

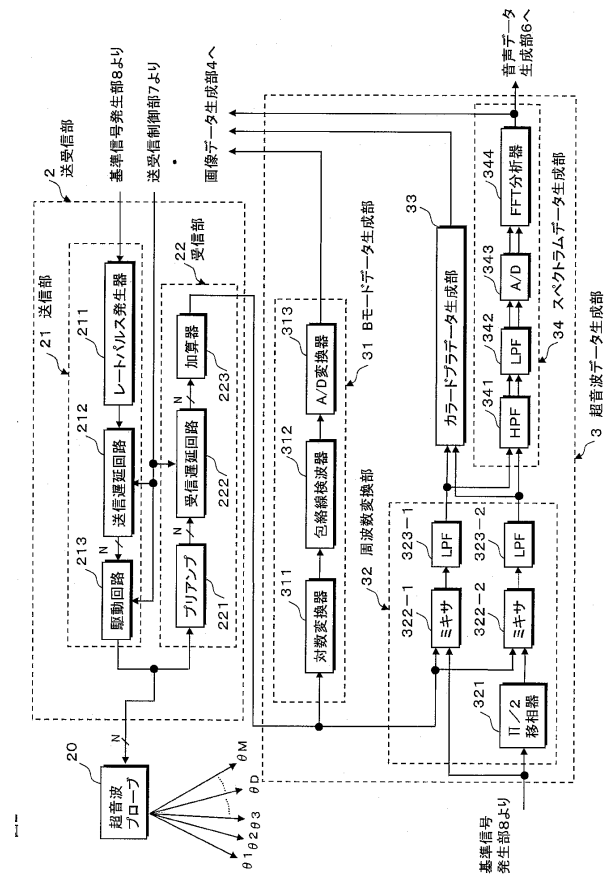
- 50…音声出力部
 60…入力部
 70…電源部
 71、71a…スイッチング電源
 711…スイッチング駆動信号生成部
 712…スイッチング部
 713～715…スイッチング素子
 716…コイル
 717…コンデンサ
 72…フィルタ部
 100…超音波診断装置

10

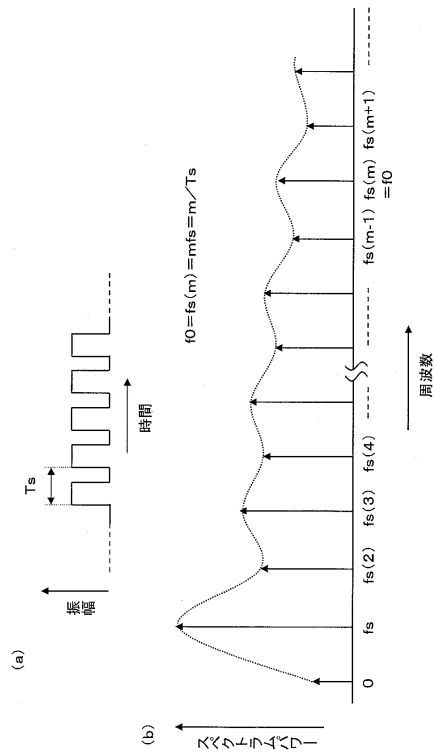
【図1】



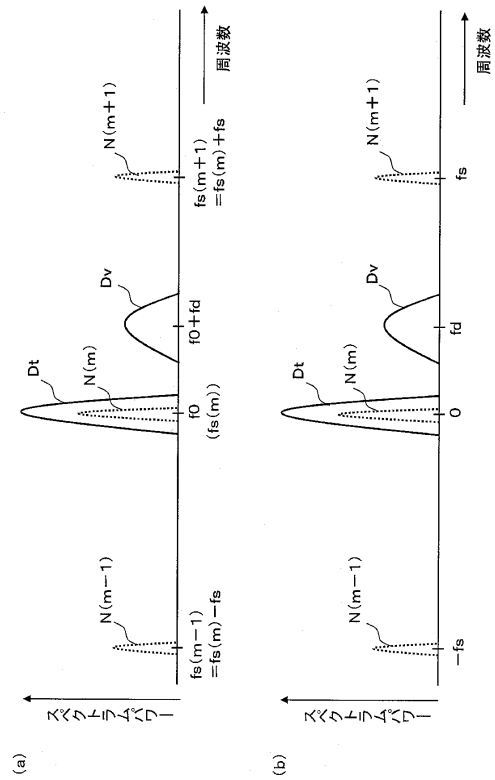
【図2】



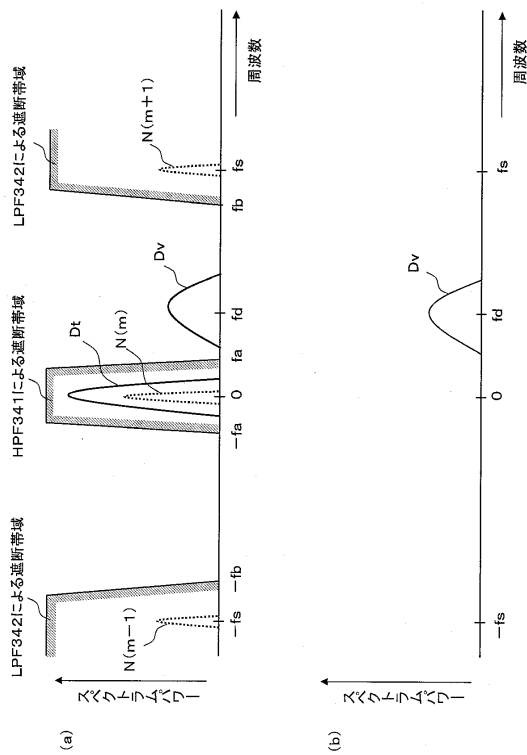
【図 3】



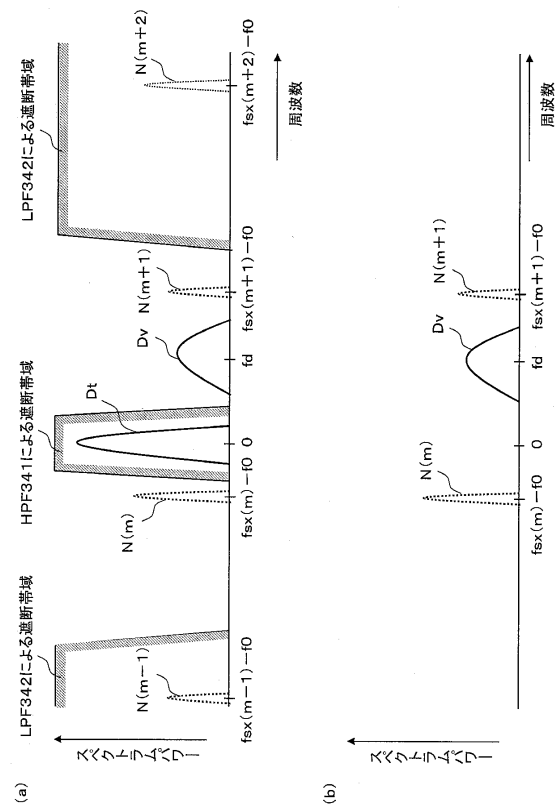
【図 4】



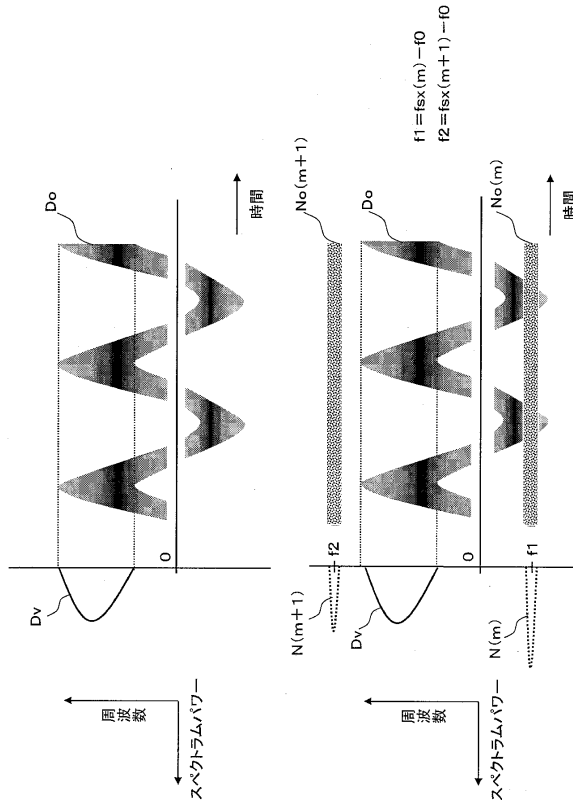
【図 5】



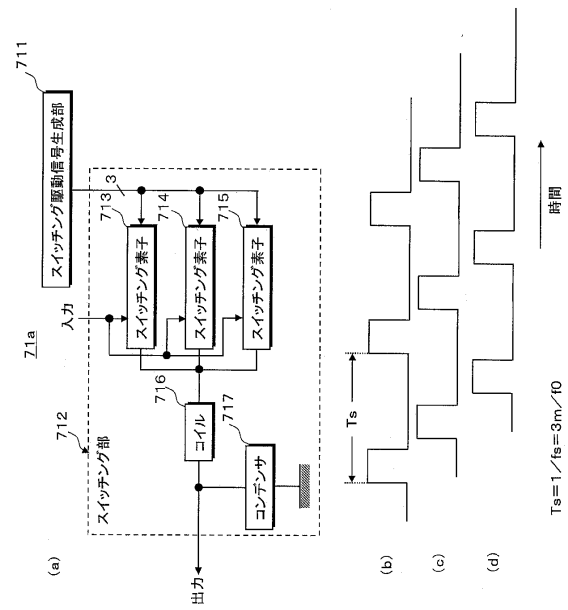
【図 6】



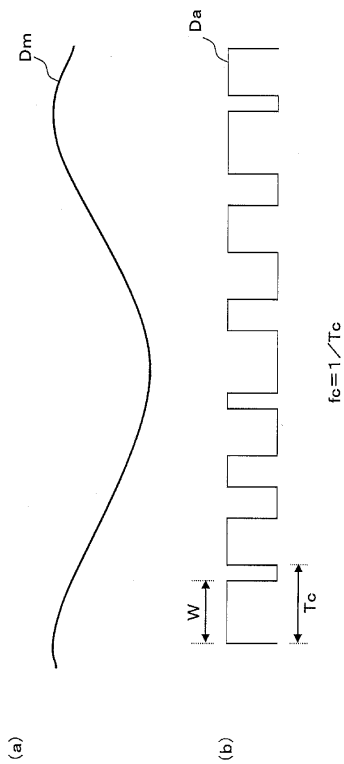
【図 7】



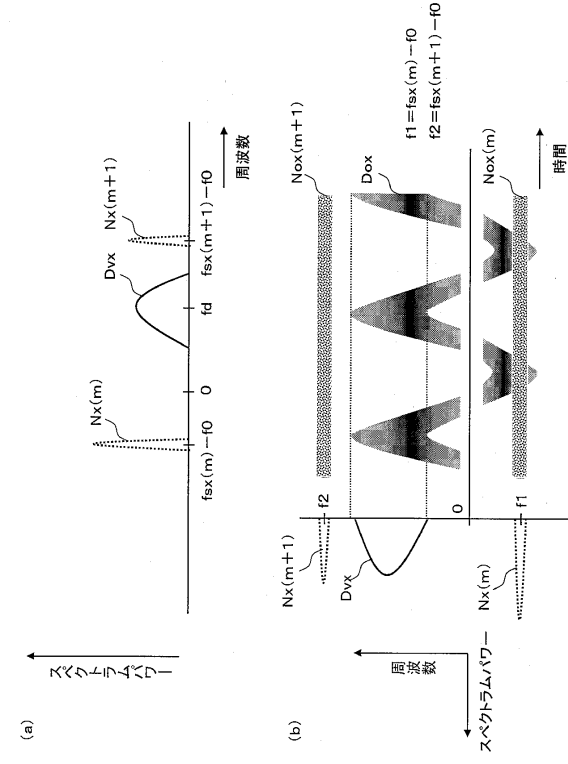
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 内海 勲
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内
- (72)発明者 芝沼 浩幸
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内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特表2005-511220 (JP, A)
特開平05-130992 (JP, A)
特開2005-261145 (JP, A)
特開平05-329148 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5161597B2	公开(公告)日	2013-03-13
申请号	JP2008018211	申请日	2008-01-29
[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	藤原周太 平野亨 内海勲 芝沼浩幸		
发明人	藤原 周太 平野 亨 内海 勲 芝沼 浩幸		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB01 4C601/DE02 4C601/EE04 4C601/HH03 4C601/JB19 4C601/JB31 4C601/JB49 4C601/KK16 4C601/KK17		
代理人(译)	藤原 康高		
其他公开文献	JP2009178261A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：消除连续波多普勒频谱法接收信号中混合的周期性噪声。解决方案：当在连续波多普勒频谱方法中产生频谱图像数据时，用于向参与产生频谱图像数据的超声诊断设备100的各个单元提供规定的DC功率的开关电源71通过分频参考产生开关驱动信号。具有几乎等于从参考信号生成部分8提供的超声波连续波的频率的频率的信号到整数的一部分，并且通过基于切换驱动信号的切换操作产生规定的DC功率。通过该方法，可以使用提供给频谱数据生成部分34的用于消除杂波分量的滤波器电路，容易地消除由于从接收部分22获得的接收信号中混合的开关电源71引起的噪声。

【图2】

