

(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2003 - 339709

(P2003 - 339709A)

(43)公開日 平成15年12月2日(2003.12.2)

(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

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 7 数)

(21)出願番号 特願2002 - 147995(P2002 - 147995)

(22)出願日 平成14年5月22日(2002.5.22)

(71)出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
エルシー

アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5318
8・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・
ブルバード・ダブリュー・710・3000

(72)発明者 島崎 正

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジ
ーイー横河メディカルシステム株式会社内

(74)代理人 100085187

弁理士 井島 藤治 (外 1 名)

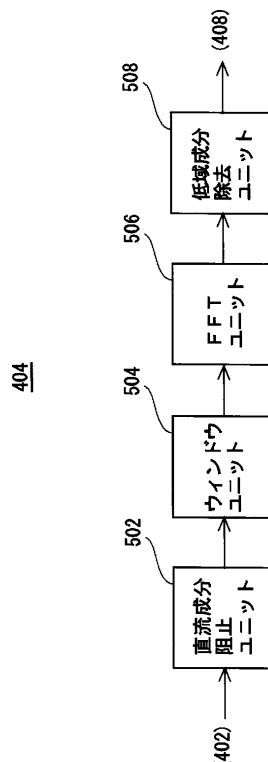
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 ドップラ信号処理装置および超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 間欠的に入力されるドップラ信号を効率良く
利用するドップラ信号処理装置、および、そのようなド
ップラ信号処理装置を用いる超音波診断装置を実現す
る。

【解決手段】 予め定められた時間幅を持つ間欠的なド
ップラ信号から直流成分を除去する第一の除去手段 (5
0 2) と、前記除去後の信号についてウィンドウ処理を
行うウィンドウ手段 (5 0 4) と、前記処理後の信号を
周波数ドメインの信号に変換する変換手段 (5 0 6)
と、前記変換後の信号から低域の周波数成分を除去する
第二の除去手段 (5 0 8) とを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 予め定められた時間幅を持つ間欠的なドップラ信号から直流成分を除去する第一の除去手段と、前記除去後の信号についてウィンドウ処理を行うウィンドウ手段と、前記処理後の信号を周波数ドメインの信号に変換する変換手段と、前記変換後の信号から低域の周波数成分を除去する第二の除去手段と、を具備することを特徴とするドップラ信号処理装置。

【請求項 2】 前記第二の除去手段はウォールフィルタとして機能する、ことを特徴とする請求項 1 に記載のドップラ信号処理装置。

【請求項 3】 前記第一の除去手段は FIR フィルタである、ことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載のドップラ信号処理装置。

【請求項 4】 前記 FIR フィルタのタップ数は 3 以下である、ことを特徴とする請求項 3 に記載のドップラ信号処理装置。

【請求項 5】 ドップラ診断を含む複数のモードでの超音波診断を予め定められた時間幅ずつ逐次行う超音波診断装置であって、前記時間幅を持つドップラ信号から直流成分を除去する第一の除去手段と、前記除去後の信号についてウィンドウ処理を行うウィンドウ手段と、前記処理後の信号を周波数ドメインの信号に変換する変換手段と、前記変換後の信号から低域の周波数成分を除去する第二の除去手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 前記第二の除去手段はウォールフィルタとして機能する、ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】 前記第一の除去手段は FIR フィルタである、ことを特徴とする請求項 5 または請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】 前記 FIR フィルタのタップ数は 3 以下である、ことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明はドップラ信号処理装置および超音波診断装置に関し、特に、予め定められた時間幅を持つ間欠的なドップラ信号を処理する装置、および、そのような装置を備えた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、診断対象の内部を超音波ビーム (beam) で走査してエコー (echo) 50

を受信し、エコーの強度に対応した画像データ (data) を求め、それによっていわゆる B モード (mode) 画像を生成する。これは B モード診断とも呼ばれる。

【0003】また、エコーのドップラシフト (Doppler shift) を求め、それに基づいて血流等の流速分布を表すカラー (color) 画像すなわちいわゆるカラードップラ画像を生成する。あるいは、ドップラ信号のパワー (power) を表すカラー画像すなわちいわゆるパワードップラ画像を生成する。これはカラードップラ診断とも呼ばれる。

【0004】さらに、ドップラ信号の周波数を分析してスペクトル (spectra) を表示するとともに音響 (Doppler sound) 信号として出力することが行われる。これはドップラ診断とも呼ばれる。

【0005】これら三種類の診断のうち、カラードップラ診断やドップラ診断は、B モード診断と組み合わせて行うことが多い。B モード診断と組み合わせることにより、体内組織との位置関係が明確なカラードップラ診断またはドップラ診断を行うことが可能となる。

【0006】ドップラ診断を他のモードの組み合わせて行う場合、各モードは時分割で実行される。すなわち、B モード、カラードップラモードおよびドップラモードは、予め定められた順序で所定の時間ずつ実行される。この場合のドップラ信号は所定の時間幅を持つ間欠的な信号となる。

【0007】ドップラ信号の周波数分析は FFT (Fast Fourier Transform) によって行われる。FFT は、予め不要な信号成分を除去した後の信号について行われる。不要信号成分の除去はウォールフィルタ (wall filter) によって行われる。不要信号成分は、血流によらないドップラ信号であり、心臓の弁や心筋等の運動に由来するドップラ信号である。これらは血流のドップラ信号よりも周波数が低いものとなる。

【0008】ウォールフィルタとしては、急峻なカットオフ (cut off) 特性を持つハイパスフィルタ (high-pass filter) が用いられる。そのようなフィルタは、タップ数の多い FIR (Finite Impulse Response) フィルタによって構成される。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】上記のようなウォールフィルタは、応答時間が長いものとなる。応答時間が長いと過渡状態が長くなり、その間に不要信号成分がウォールフィルタを通過するので、それを阻止するための手段が付加される。

【0010】過渡的信号の阻止は、ウォールフィルタの過渡期間中は閉じていて定常状態になると開くゲート (gate) 等によって行われる。このようなゲート等

は、ドップラ信号の時間幅を減少させ入力信号の利用効率を低下させるものとなる。

【0011】そこで、本発明の課題は、間欠的に入力されるドップラ信号を効率良く利用するドップラ信号処理装置、および、そのようなドップラ信号処理装置を用いる超音波診断装置を実現することである。

【0012】

【課題を解決するための手段】(1) 上記の課題を解決するためのひとつの観点での発明は、予め定められた時間幅を持つ間欠的なドップラ信号から直流成分を除去する第一の除去手段と、前記除去後の信号についてウィンドウ処理を行うウィンドウ手段と、前記処理後の信号を周波数ドメインの信号に変換する変換手段と、前記変換後の信号から低域の周波数成分を除去する第二の除去手段と、を具備することを特徴とするドップラ信号処理装置である。

【0013】(2) 上記の課題を解決するための他の観点での発明は、ドップラ診断を含む複数のモードでの超音波診断を予め定められた時間幅ずつ逐次行う超音波診断装置であって、前記時間幅を持つドップラ信号から直流成分を除去する第一の除去手段と、前記除去後の信号についてウィンドウ処理を行うウィンドウ手段と、前記処理後の信号を周波数ドメインの信号に変換する変換手段と、前記変換後の信号から低域の周波数成分を除去する第二の除去手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】上記各観点での発明では、第一の除去手段で、予め定められた時間幅を持つ間欠的なドップラ信号から直流成分を除去し、ウィンドウ手段で、前記除去後の信号についてウィンドウ処理を行い、変換手段で、前記処理後の信号を周波数ドメインの信号に変換し、第二の除去手段で、前記変換後の信号から低域の周波数成分を除去する。

【0015】すなわち、不要信号成分のうち直流成分は時間ドメインにおいて第一の除去手段で除去し、それ以外の低域周波数成分は周波数ドメインにおいて第二の除去手段で除去する。

【0016】第一の除去手段は、直流成分を除去するだけでよいので急峻なカットオフ特性を必要としない。このため、タップ数が少ない FIR フィルタ等、応答が高速なフィルタを用いることができる。また、第二の除去手段による低域周波数成分の除去は周波数データの削除によって行えるのでその応答は高速である。したがって、ドップラ信号の時間幅の減少はなく信号利用率が高い。

【0017】前記第二の除去手段はウォールフィルタとして機能することが、不要周波数成分を適切に除去する端で好ましい。前記第一の除去手段は FIR フィルタであることが、直流成分を適切に除去する点で好ましい。

【0018】前記 FIR フィルタのタップ数は 3 以下で

あることが、応答が高速な点で好ましい。タップ数は、さらに好ましくは 2 である。タップ数は可変であってよい。

【0019】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。図 1 に超音波診断装置のブロック (block) 図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。

【0020】同図に示すように、本装置は、超音波プローブ (probe) 100 を有する。超音波プローブ 100 は、診断の対象に当接して使用される。超音波プローブ 100 は、例えば、図 2 に示すような超音波トランスデューサアレイ (transducer array) 300 を有する。超音波トランスデューサアレイ 300 は 1 次元アレイであり、例えば、128 個の超音波振動子 302 からなる。超音波振動子 302 は例えば PZT (チタン (Ti) 酸ジルコン (Zr) 酸鉛) セラミックス (ceramics) 等の圧電材料によって構成される。

【0021】超音波プローブ 100 は送受信部 110 に接続されている。送受信部 110 は、超音波プローブ 100 に駆動信号を与えて超音波を送波させる。送受信部 110 は、また、超音波プローブ 100 が受波したエコー信号を受信する。

【0022】送受信部 110 は、例えば図 3 に示すような走査を行う。すなわち、放射点 200 から z 方向に延びる音線 202 で扇状の 2 次元領域 206 を θ 方向に走査し、いわゆるセクタスキャン (sector scan) を行う。

【0023】送波および受波のアパーチャ (aperture) を超音波トランスデューサアレイの一部を用いて形成するときは、このアパーチャをアレイに沿って順次移動させることにより、例えば図 4 に示すような走査を行うことができる。すなわち、放射点 200 から z 方向に発する音線 202 を直線状の軌跡 204 に沿って平行移動させることにより、矩形状の 2 次元領域 206 を x 方向に走査し、いわゆるリニアスキャン (linear scan) を行う。

【0024】なお、超音波トランスデューサアレイが、超音波送波方向に張り出した円弧に沿って形成されたいわゆるコンベックスアレイ (convex array) である場合は、リニアスキャンと同様な音線走査により、例えば図 5 に示すように、音線 202 の放射点 200 を円弧状の軌跡 204 に沿って移動させ、扇面状の 2 次元領域 206 を θ 方向に走査して、いわゆるコンベックススキャンが行える。

【0025】送受信部 110 は、B モード処理部 120、カラードップラ処理部 130 およびドップラ処理部

140に接続されている。送受信部110から出力される音線ごとのエコー受信信号は、Bモード処理部120、カラードップラ処理部130およびドップラ処理部140に入力される。

【0026】Bモード処理部120はBモード画像データを生成する。すなわち、エコー受信信号を対数増幅した後、包絡線検波して音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号を得て、この信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、Bモード画像データを生成する。

【0027】カラードップラ処理部130は、カラードップラ画像データを生成する。すなわち、エコー受信信号をMTI(Moving Target Indication)処理し、MTI信号についての自己相関演算によってカラードップラ画像データを生成する。

【0028】ドップラ処理部140は、ドップラスペクトルデータを生成する。すなわち、エコー受信信号を直交検波してサンプルホールド(sample hold)することにより、所定のサンプルボリューム(sample volume)におけるドップラ信号を抽出し、周波数分析によってそのスペクトルを求める。ドップラ処理部140は、また、ドップラ音響信号を生成する。ドップラ音響信号は、スペクトルデータに基づいて生成される。

【0029】Bモード処理部120、カラードップラ処理部130およびドップラ処理部140は画像処理部150に接続されている。画像処理部150には、Bモード処理部120、カラードップラ処理部130およびドップラ処理部140から、それぞれ、Bモード画像データ、カラードップラ画像データおよびドップラスペクトルデータが入力される。画像処理部150は、それら入力データに基づいて、それぞれ、Bモード画像、カラードップラ画像およびドップラスペクトル画像を生成する。

【0030】画像処理部150には表示部160が接続されている。表示部160は、画像処理部150から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。表示部160は、カラー(color)画像が表示可能なCRT(cathode-ray tube)を用いたグラフィックディスプレイ(graphic display)等で構成される。

【0031】ドップラ処理部140にはスピーカ(speaker)170が接続されている。スピーカ170は、ドップラ処理部140から入力されるドップラ音響信号に基づく音響を発生する。

【0032】以上の送受信部110、Bモード処理部120、カラードップラ処理部130、ドップラ処理部140および画像処理部150には、制御部180が接続されている。制御部180は、例えばコンピュータ(computer)等によって構成される。

【0033】制御部180には操作部190が接続され

ている。操作部190は使用者によって操作され、制御部180に適宜の指令や情報を入力するようになっている。操作部190は、例えばキーボード(keyboard)やポインティングデバイス(pointing device)およびその他の操作具を備えている。

【0034】制御部180は、各部に制御信号を与えてその動作を制御する。制御部180には、また、被制御の各部から各種の報知信号が入力される。制御部180の制御の下で、Bモード診断、カラードップラ診断およびドップラ診断がそれぞれ実行される。

【0035】これら診断は、単独のBモード診断、Bモード診断とカラードップラ診断の組み合わせ、Bモード診断とドップラ診断の組み合わせ、または、Bモード診断とカラードップラ診断とドップラ診断の組み合わせのいずれかによって行われる。

【0036】複数モードの組み合わせによる診断は、各モードの時分割動作によって行われる。すなわち、例えば、Bモード診断とドップラ診断の組み合わせを実行する場合は、図6に示すように、Bモード診断用のスキャンとドップラ診断用の超音波送受信が、それぞれ予め定めた時間幅ずつ交互に行われる。他のモードの組み合わせもこれに準じる。以下、Bモードの時間幅をBモードセグメント(B mode segment)ともいい、ドップラモードの時間幅をドップラセグメントともいう。

【0037】図7に、ドップラ処理部140のさらに詳細なブロック図を示す。同図に示すように、ドップラ処理部140は信号抽出部402を有する。信号抽出部402は入力信号からドップラ信号を抽出する。ドップラ信号の抽出は、入力信号を直交検波し、ローパスフィルタリング(low-pass filtering)し、サンプルホールドし、波形成形することにより行われる。

【0038】抽出されたドップラ信号はスペクトル分析部404に入力される。スペクトル分析部404は、ドップラ信号のスペクトルを分析する。スペクトルの分析はFFTによって行われる。スペクトル分析部404については、後にあらためて説明する。

【0039】スペクトル分析によって得られたスペクトルデータは、切換部408を通じてパワー計算部410および信号復元部414に入力される。パワー計算部410は、スペクトルデータの実数部と虚数部を用いてスペクトルのパワーを計算する。スペクトルのパワーは、対数圧縮部412で対数圧縮されて画像処理部150に出力される。

【0040】スペクトルデータは、また、信号復元部414でドップラ信号に復元される。信号復元はiFFT(Inversion Fast Fourier Transform)によって行われる。復元されたドップラ信号はスピーカ170に出力される。

【0041】切換部408の切り換えにより、パワー計算部410および信号復元部414には、スペクトル生成部406のスペクトルデータが入力できるようになっている。切換部408の切り換えは、制御部180による制御の下で、前述のセグメントに合わせて行われる。これにより、切換部408は、ドップラセグメントに合わせてスペクトル分析部404側に切り換えられ、他のセグメントに合わせてスペクトル生成部406側に切り換えられる。

【0042】すなわち、例えば、ドップラセグメントと Bモードセグメントが交互に行われるときは、ドップラセグメントに合わせてスペクトル分析部404側に切り換えられ、Bモードセグメントに合わせてスペクトル生成部406側に切り換えられる。

【0043】このような切り換えにより、パワー計算部410および信号復元部414には、ドップラセグメントではスペクトル分析部404の出力データが入力され、Bモードセグメントではスペクトル生成部406の出力データが入力される。

【0044】これによって、パワー計算部410および信号復元部414には、ドップラセグメントはもとより、Bモードセグメントにおいてもスペクトルデータの入力が維持される。ドップラモードと他のモードを組み合わせた場合も同様である。すなわち、パワー計算部410および信号復元部414へのスペクトルデータの入力は、セグメントの交代にかかわらず継続される。

【0045】スペクトル分析部404の出力データは、信号抽出部402が抽出した実際のドップラ信号のスペクトルデータである。これに対して、スペクトル生成部406の出力データはドップラ信号が得られない間の代替データとなっている。代替データは、スペクトル分析部404の出力データを利用した外挿補間等、適宜の方法で生成される。

【0046】図8に、スペクトル分析部404のさらに詳細なブロック図を示す。同図に示すように、スペクトル分析部404は、直流成分阻止ユニット502、ウィンドウユニット504、FFTユニット506および低域成分除去ユニット508を有する。スペクトル分析部404は、本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。

【0047】直流成分阻止ユニット502には、信号抽出部402からドップラ信号が入力される。直流成分阻止ユニット502は、ドップラ信号に含まれる直流成分を阻止する。直流成分阻止ユニット502は、本発明における第一の除去手段の実施の形態の一例である。

【0048】直流成分阻止ユニット502は、例えば、FIRフィルタ等で構成される。FIRフィルタとしては、タップ(tap)数が3以下のものが用いられる。このようFIRフィルタでも直流成分を阻止するには十

分である。そのようなFIRフィルタは応答が高速なものとなる。タップ数が2のものを使用すれば、応答をさらに高速化することができる。FIRフィルタのタップ数を可変とし、使用者が適宜に調節するようにしても良い。

【0049】直流成分阻止ユニット502の出力信号は、ウィンドウユニット504に入力される。ウィンドウユニット504は、入力信号について、適宜の信号長ごとにウィンドウ処理を施す。これによって、入力信号に所定のウィンドウがかけられる。ウィンドウとしては、例えば、ハニングウィンドウ(Hanning window)等が用いられる。ウィンドウユニット504は、本発明におけるウィンドウ手段の実施の形態の一例である。

【0050】ウィンドウユニット504の出力信号は、FFTユニット506に入力される。FFTユニット506は入力信号のFFTを行う。FFTによって、入力信号すなわち時間ドメイン(domain)の信号は周波数ドメインのデータに変換される。周波数ドメインのデータは入力信号のスペクトルを表す。これによって、入力信号のスペクトルデータが得られる。FFTユニット506は、本発明における変換手段の実施の形態の一例である。

【0051】ウィンドウユニット504の前段で、直流成分阻止ユニット502で直流成分を阻止したので、ウィンドウ処理の対象に直流成分は含まれない。このため、スペクトルデータは、直流成分の拡散によるノイズ(noise)を含まないSNR(signal-to-noise ratio)の良いものとなる。

【0052】FFTユニット506の出力データは、低域成分除去ユニット508に入力される。低域成分除去ユニット508は、出力データに含まれる低域スペクトル成分を除去する。低域スペクトル成分は、血流以外の、体内組織の運動等に由来するドップラ信号のスペクトルであり、不要なスペクトル成分である。そのような不要成分が低域成分除去ユニット508によって除去される。すなわち、低域成分除去ユニット508は、ウォールフィルタとして機能する。低域成分除去ユニット508は、本発明における第二の除去手段の実施の形態の一例である。

【0053】不要成分の除去は、該当するスペクトルデータを単に削除することによって行われる。このようなデータ削除は高速に行うことが可能である。すなわち、低域成分除去ユニット508は、応答がきわめて高速なウォールフィルタとなる。

【0054】このように、ウォールフィルタの応答が高速であり、また、直流成分阻止ユニット502の応答も高速なので、従来のように、ウォールフィルタの応答時間に由来する有効信号長の減少はなく、ドップラセグメントにおける入力信号の全長を有効に利用することがで

きる。

【0055】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、間欠的に入力されるドップラ信号を効率良く利用するドップラ信号処理装置、および、そのようなドップラ信号処理装置を用いる超音波診断装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図2】超音波トランスデューサアレイの模式図である。

【図3】音線走査の概念図である。

【図4】音線走査の概念図である。

【図5】音線走査の概念図である。

【図6】セグメントの概念図である。

【図7】ドップラ処理部のブロック図である。

【図8】スペクトル分析部のブロック図である。

【符号の説明】

100 超音波プローブ

*110 送受信部

120 Bモード処理部

130 カラードップラ処理部

140 ドップラ処理部

150 画像処理部

160 表示部

170 スピーカ

180 制御部

190 操作部

10 402 信号抽出部

404 スペクトル分析部

406 スペクトル生成部

408 切換部

410 パワー計算部

412 対数圧縮部

414 信号復元部

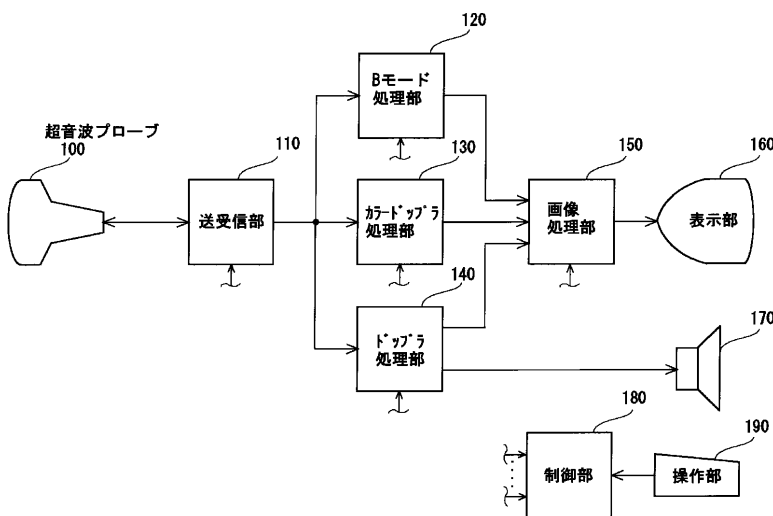
502 直流成分阻止ユニット

504 ウィンドウユニット

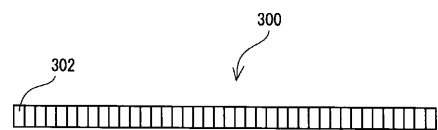
506 FFTユニット

*20 508 低域成分除去ユニット

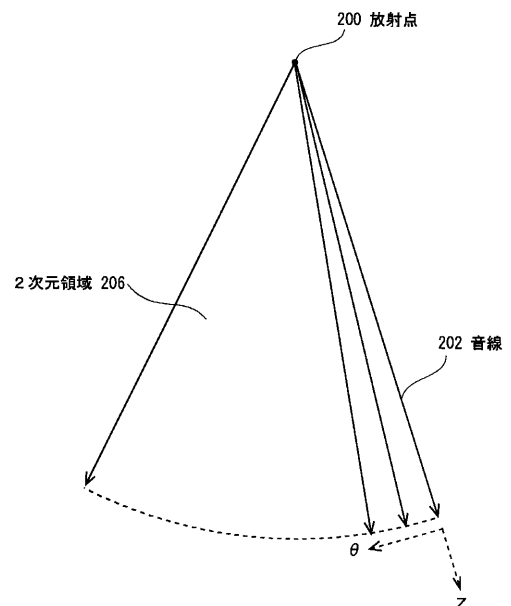
【図1】



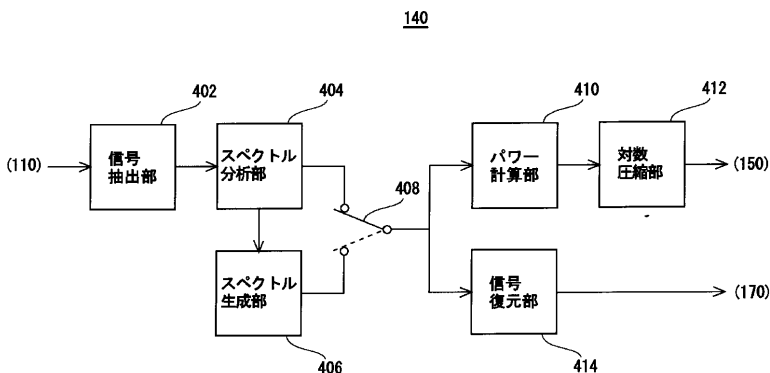
【図2】



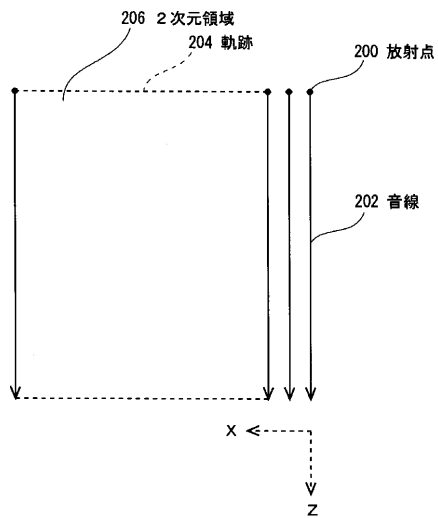
【図3】



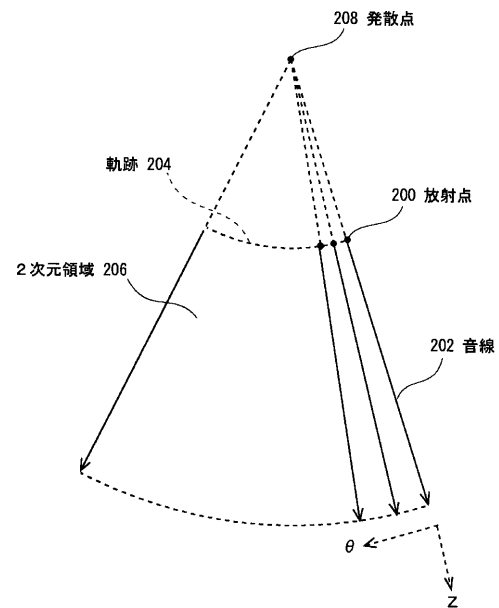
【図7】



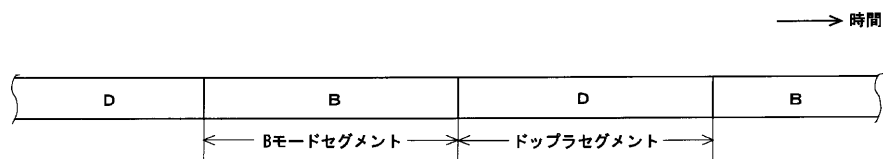
【図 4】



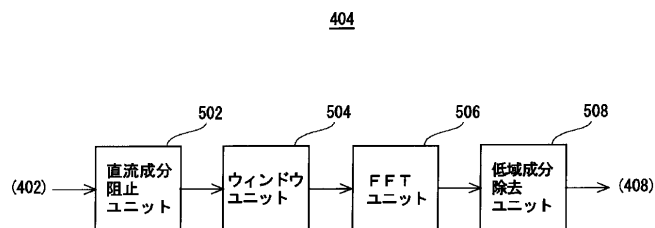
【図 5】



【図 6】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 島崎 正
東京都日野市旭が丘四丁目 7 番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

F ターム(参考) 4C301 DD04 EE07 JB36 JB38 JB50
4C601 DE01 DE03 EE04 JB28 JB30
JB31 JB34 JB60

专利名称(译)	多普勒信号处理装置和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2003339709A	公开(公告)日	2003-12-02
申请号	JP2002147995	申请日	2002-05-22
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	島崎正		
发明人	島崎 正		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/DD04 4C301/EE07 4C301/JB36 4C301/JB38 4C301/JB50 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/JB28 4C601/JB30 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB60 4C601/JB32		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现有效地使用间歇输入的多普勒信号的多普勒信号处理设备以及使用这种多普勒信号处理设备的超声诊断设备。 解决方案：第一去除装置（502），用于从具有预定时间宽度的间歇多普勒信号中去除DC分量；窗口装置（504），用于对去除的信号进行窗口处理，提供了用于将处理后的信号转换为频域信号的转换装置（506）和用于从转换后的信号中去除低频分量的第二去除装置（508）。

