

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-8174

(P2014-8174A)

(43) 公開日 平成26年1月20日 (2014.1.20)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/06テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2012-146212 (P2012-146212)
(22) 出願日 平成24年6月29日 (2012.6.29)(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・53
188・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
(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和
(72) 発明者 小笠原 正文
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
Fターム (参考) 4C601 BB06 DE03 DE04 DE05 EE08
JB24 JB35 JB43 JB49 JB51
KK12 KK17 KK18

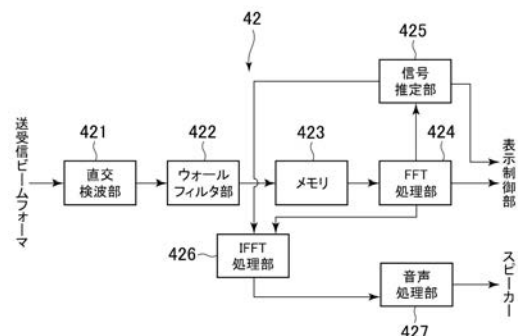
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】ドプラスペクトル信号が非定常信号であっても、欠落部分の信号推定によって得られた信号が十分な品位を有する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】ドプラモード用の超音波送受信と、ドプラモード以外の他のモード用の超音波送受信とを行なう超音波プローブと、前記ドプラモード用の超音波送受信によって得られたエコー信号に対して、直交検波処理を行なった後に、ドプラスペクトル信号を生成するドプラ処理部42と、を備え、前記ドプラ処理部42は、前記他のモード用の超音波送受信によって生じる前記ドプラスペクトル信号の欠落部分を、補外処理によって推定する信号推定部425を有することを特徴とする。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ドブラモード用の超音波送受信と、ドブラモード以外の他のモード用の超音波送受信とを行なう超音波プローブと、

前記ドブラモード用の超音波送受信によって得られたエコー信号に対して、直交検波処理を行なった後に、ドブラスペクトル信号を生成するドブラ処理部と、
を備え、

前記ドブラ処理部は、前記他のモード用の超音波送受信によって生じる前記ドブラスペクトル信号の欠落部分を、補外処理によって推定する信号推定部を有する

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記信号推定部は、前記ドブラスペクトル信号における周波数の時間変化に基づいて補外処理を行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記ドブラスペクトル信号における周波数の時間変化は、該ドブラスペクトル信号の周波数スペクトルにおける平均周波数の時間変化であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ドブラスペクトル信号における周波数の時間変化は、該ドブラスペクトル信号の周波数スペクトルにおいてピークのパワーを有する周波数の時間変化であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記ドブラスペクトル信号における周波数の時間変化は、該ドブラスペクトル信号の周波数スペクトルにおける最大周波数の時間変化であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記信号推定部は、補外処理に用いる補外関数を求めるためのデータ間隔を被検体の部位に応じて設定することを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記ドブラ処理部は、フーリエ変換処理によって前記ドブラスペクトル信号を生成することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

ドブラモード用の超音波送受信と、ドブラモード以外の他のモード用の超音波送受信とを行なう超音波診断装置において、前記ドブラモード用の超音波送受信によって得られたエコー信号に対して、直交検波処理を行なった後に、ドブラスペクトル信号を生成するドブラ処理機能をコンピュータに実行させる制御プログラムであって、

前記ドブラ処理機能の一機能として、前記他のモード用の超音波送受信によって生じる前記ドブラスペクトル信号の欠落部分を、補外処理によって推定する信号推定機能を実行させる

40

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、ドブラモード (doppler mode) 用の超音波送受信と、B モードやカラー (color) ドブラモードなど、ドブラモード以外の他のモード用の超音波送受信とを行なう超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置においては、種々のモードの画像が表示される。例えば、ドブラモード

50

画像は、被検体内の血流などを観察することができる画像である。

【0003】

超音波診断装置において、ドプラモード画像が、Bモード画像やカラードプラ画像などとともに表示される場合がある。この場合、Bモード用の超音波の送受信とカラードプラモード用の超音波の送受信の時には、ドプラモード用の超音波の送受信は行なわれない。このため、ドプラ画像を作成するにあたっては、ドプラモード以外の他のモード用の超音波送受信による信号の欠落を補う必要がある。

【0004】

欠落信号を推定する手法としては、種々のものが考えられる。例えば、特許文献1に記載されているように、欠落期間が始まる前の所定の期間におけるデータ(data)を、欠落期間のデータとしてそのまま用いる手法がある。また、FFT(Fast Fourier Transform)による周波数解析を行なう対象となる位相検波後のデータ群をメモリ(memory)から読み出す際に、スライディング(sliding)量が少なくするようにする手法がある。さらに、MAフィルタ(moving average filter)をホワイトノイズ(white noise)で駆動する手法がある。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平5-344971号公報(第2頁、段落[0006]~[0008]、図5)

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、上記いずれの手法も、定常信号の欠落部分を推定する場合には、十分な品位を有する信号を得ることができる。しかし、時間とともに変化する非定常信号に関しては、信号の欠落部分を、上記手法によって推定しても、十分な追従性をもった信号を推定することは困難である。このため、十分な品位を有する信号を得ることはできない。

【課題を解決するための手段】

【0007】

30

上述の課題を解決するためになされた発明は、ドプラモード用の超音波送受信と、ドプラモード以外の他のモード用の超音波送受信とを行なう超音波プローブと、前記ドプラモード用の超音波送受信によって得られたエコー信号に対して、直交検波処理を行なった後に、ドプラスペクトル信号を生成するドプラ処理部と、を備え、前記ドプラ処理部は、前記他のモード用の超音波送受信によって生じる前記ドプラスペクトル信号の欠落部分を、補外処理によって推定する信号推定部を有することを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0008】

40

上記観点の発明によれば、前記ドプラ処理部が、ドプラモード以外の他のモード用の超音波送受信によって生じる前記ドプラスペクトル信号の欠落部分を、補外処理によって推定することにより、ドプラスペクトル信号が非定常信号であっても、欠落部分と補外処理によって推定された部分とが連続的になって品位に優れる信号を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置におけるエコーデータ処理部の構成の一例を示すブロック図である。

【図3】図1に示す超音波診断装置におけるエコーデータ処理部の構成の他例を示すブロック図である。

50

【図 4】図 2 又は図 3 に示すエコーデータ処理部におけるドブラ処理部の構成の一例を示すブロック図である。

【図 5】表示部に表示された超音波画像の一例を示す図である。

【図 6】表示部に表示された超音波画像の他例を示す図である。

【図 7】ドブラ処理部におけるメモリからのデータ群の読み出しを説明するための図である。

【図 8】ドブラスペクトルデータの周波数スペクトルにおける平均周波数を示す図である。

【図 9】補外処理により欠落部分を補うドブラスペクトルデータの概念図である。

【図 10】補外処理により欠落部分が補われたドブラスペクトルデータの概念図である。

【図 11】欠落期間が終了した後のドブラスペクトルデータの概念図である。

【図 12】ドブラスペクトルデータの周波数スペクトルにおいて、ピークのパワーを有する周波数を示す図である。

【図 13】ドブラスペクトルデータの周波数スペクトルにおける最大周波数を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の実施形態について図 1 ~ 図 11 に基づいて説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信ビームフォーマ (beamformer) 3、エコーデータ処理部 4、表示制御部 5、表示部 6、操作部 7、制御部 8、スピーカ (speaker) 9 を備える。

【0011】

前記超音波プローブ 2 は、アレイ (array) 状に配置された複数の超音波振動子 (図示省略) を有して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。

【0012】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記超音波プローブ 2 から所定のパラメータで超音波を送信するための電気信号を、前記制御部 8 からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ 2 に供給する。また、前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記超音波プローブ 2 で得られたエコー信号について、増幅処理、A/D 変換処理、整相加算処理等の信号処理を所定のパラメータで行ない、信号処理後のエコーデータを前記エコーデータ処理部 4 へ出力する。前記送受信ビームフォーマ 3 における送受信パラメータは、B モード、ドブラモード、カラードブラモード等のモードに応じて設定されている。

【0013】

前記エコーデータ処理部 4 は、図 2 に示すように、B モード処理部 41 及びドブラ処理部 42 を有している。また、前記エコーデータ処理部 4 は、図 3 に示すように、B モード処理部 41、ドブラ処理部 42 及びカラードブラ処理部 43 を有している。

【0014】

前記 B モード処理部 4 は、前記送受信ビームフォーマ 3 から出力されたエコーデータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の B モード処理を行って B モードデータを作成する。前記カラードブラ処理部 43 は、直交検波処理、MTI フィルタ (Moving Target Indication filter) 処理、自己相関演算処理等のカラードブラ処理を行なってカラードブラデータを作成する。

【0015】

前記ドブラ処理部 42 は、前記エコーデータに対してドブラ処理を行なって血流等の流速スペクトル (spectrum) を得る (ドブラ処理機能)。前記ドブラ処理部 42 は、図 4 に示すように、直交検波部 421、ウォールフィルタ (wall filter) 部 422、メモリ 423、FFT 処理部 424、信号推定部 425、IFFT (Inverse Fast Fourier Transform) 処理部 426、音声処理部 427 を有している。詳細は後述する。前記ドブラ処理部 42 は、本発明におけるドブラ処

10

20

30

40

50

理部の実施の形態の一例である。また、前記信号推定部 4 2 5 は、本発明における信号推定部の実施の形態の一例である。

【0016】

前記表示制御部 5 は、前記エコーデータ処理部 4 から出力されたデータを、スキャンコンバータ (Scan Converter) によって超音波画像データに走査変換する。そして、前記表示制御部 5 は、この超音波画像データに基づく超音波画像を前記表示部 6 に表示させる。前記エコーデータ処理部 4 から出力されるデータは、前記 B モード処理部 4 1 で得られた B モードデータ、前記ドブラ処理部 4 2 で得られたドブラスペクトルデータ、前記カラードブラ処理部 4 3 で得られたカラードブラデータである。また、前記超音波画像データは、B モード画像データ、ドブラ画像データ、カラードブラ画像データである。前記表示制御部 5 は、B モードデータに基づいて B モード画像を表示させ、ドブラスペクトルデータに基づいてドブラ画像を表示させ、カラードブラデータに基づいてカラードブラ画像を表示させる。

10

【0017】

前記表示部 6 は、LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube) など構成される。前記操作部 7 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス (図示省略) などを含んで構成されている。

【0018】

前記制御部 8 は、CPU (Central Processing Unit) を有して構成される。この制御部 8 は、図示しない記憶部に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。

20

【0019】

前記スピーカ 9 は、前記エコーデータ処理部 4 から出力される信号に基づいて、ドブラ音を出力する。

【0020】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明すると、前記超音波プローブ 2 によって超音波の送受信を行なうと、得られたエコー信号に基づいて前記表示部 6 に超音波画像 G が表示される。この超音波画像 G としては、図 5 に示すように、B モード画像 B G とドブラ画像 D G とが上下に並んで表示されてもよい。また、前記超音波画像 G としては、図 6 に示すように、B モード画像 B G にカラードブラ C D G 画像が重畳された画像とドブラ画像 D G とが上下に並んで表示されてもよい。

30

【0021】

ちなみに、図 5 及び図 6 において、符号 C はドブラカーソルを示している。

【0022】

図 5 に示すように前記 B モード画像 B G 及び前記ドブラ画像 D G が表示される場合、前記制御部 8 は、B モード用の超音波送受信とドブラモード用の超音波送受信とを分けて行なうように、前記送受信ビームフォーマ 3 へ制御信号を出力する。また、図 6 に示すように前記 B モード画像 B G、前記ドブラ画像 D G 及び前記カラードブラ画像 C D G が表示される場合、前記制御部 8 は、B モード用の超音波送受信、ドブラモード用の超音波送受信及びカラードブラモード用の超音波送受信を分けて行なうように、前記送受信ビームフォーマ 3 へ制御信号を出力する。例えば、前記制御部 8 は、各モード用の超音波送受信がフレーム (frame) 毎に切り替わるように、前記送受信ビームフォーマ 3 へ制御信号を出力する。

40

【0023】

ちなみに、ドブラモードには、PW (pulse wave) ドブラと CW (continuous wave) ドブラが含まれる。PW ドブラには、HPRF (High Pulse Repetition Frequency) ドブラが含まれる。

【0024】

B モード用の超音波送受信によって得られたエコー信号に基づいて、前記 B モード処理

50

部 4 1 は B モードデータを作成する。また、ドブラモード用の超音波送受信によって得られたエコー信号に基づいて、前記ドブラ処理部 4 2 はドブラスペクトルデータを作成する。さらに、カラードブラモード用の超音波送受信によって得られたエコー信号に基づいて、前記カラードブラ処理部 4 3 はカラードブラデータを作成する。

【 0 0 2 5 】

前記ドブラ処理部 4 2 による信号処理について、詳細に説明する。前記送受信ビームフォーマ 3 から前記ドブラ処理部 4 2 へ入力されるデータは、図 4 に示すように、先ず前記直交検波部 4 2 1 へ入力される。そして、入力されたデータが前記直交検波部 4 2 1 で直交検波処理され、前記ウォールフィルタ部 4 2 2 でフィルタ処理されてドブラデータが作成される。前記ウォールフィルタ部 4 2 2 から出力されたドブラデータは、前記メモリ 4 2 3 に格納される。

10

【 0 0 2 6 】

前記メモリ 4 2 3 は、例えばスライディングリングバッファ (*sliding ring - buffer*) である。前記メモリ 4 2 3 からは、図 7 に示すように所定のスライディング量 S_d を有するようにして、FFT 処理の対象となるデータ群 $D_1, D_2, D_3, D_4, D_5, \dots$ が読み出され、前記 FFT 処理部 4 2 4 へ入力される。

【 0 0 2 7 】

前記 FFT 処理部 4 2 4 は、前記メモリ 4 2 3 から入力されたデータに対して FFT 処理を行ない、ドブラスペクトルデータを作成する。そして、ドブラスペクトルデータの欠落部分推定処理を行なわない場合、前記 FFT 処理部 4 2 4 は、ドブラスペクトルデータを、前記表示制御部 5 及び前記 IFFT 処理部 4 2 6 へ出力する。一方、ドブラスペクトルデータの欠落部分推定処理を行なう場合、前記 FFT 処理部 4 2 4 は、ドブラスペクトルデータを前記信号推定部 4 2 5 へ出力する。すなわち、前記 FFT 処理部 4 2 4 は、前記表示制御部 5 及び前記 IFFT 処理部 4 2 6 へのドブラスペクトルデータの出力と、前記信号推定部 4 2 5 へのドブラスペクトルデータの出力とを切り替えて行なう。

20

【 0 0 2 8 】

前記信号推定部 4 2 5 は、ドブラスペクトルデータの欠落部分を推定する処理を行なう (信号推定機能)。ドブラスペクトルデータの欠落部分は、B モード用の超音波送受信やカラードブラモード用の超音波送受信が行われ、ドブラモード用の超音波送受信が行われない期間において生じる。

30

【 0 0 2 9 】

前記信号推定部 4 2 5 は、補外処理によって、ドブラスペクトルデータの欠落部分を推定する。本例では、前記信号推定部 4 2 5 は、図 8 に示すように、ドブラスペクトルデータの周波数スペクトル FS における平均周波数 f_{av} の時間変化に基づいて補外処理を行なう。

【 0 0 3 0 】

具体的に説明すると、図 9 に示すように、時刻 t_1 まではドブラスペクトルデータ Dds が取得され、時刻 t_1 以降においてドブラスペクトルデータ Dds の欠落期間が始まったとする。前記信号推定部 4 2 5 は、ドブラスペクトルデータ Dds における平均周波数 f_{av} の時間変化ライン L に基づいて補外処理を行なう。例えば、前記信号推定部 4 2 5 は、平均周波数 f_{av} の変化ライン L のデータ列における二点から求められる一次関数 F を補外関数として用いて補外処理を行なう。前記変化ライン L における二点は、時刻 t_1 における点 p_1 (平均周波数 f_{av1}) と、時刻 t_1 よりも前の時刻 t_0 における点 p_0 (平均周波数 f_{av0}) である。ちなみに、補外処理によって補われる周波数軸 (速度軸) 方向の幅は、欠落期間が始まる直前である時刻 t_1 のドブラスペクトルデータ Dds の周波数軸 (速度軸) 方向の幅とする。

40

【 0 0 3 1 】

ここで、ドブラスペクトルデータ Dds の時間変化度合 (波形) は、被検体の部位に応じて異なる。従って、ドブラスペクトルデータ Dds の時間変化度合に応じて、より信号品位が良好になるような補外処理が行われるように、前記信号推定部 4 2 5 は、補外関数

50

を求めるためのデータの間隔（点 p_0 と点 p_1 の間隔）を、被検体の部位に応じて設定してもよい。

【0032】

上述の補外処理により、図10に示すように、ドブラスペクトルデータ Dds の欠落部分の推定データ Dds' が補われる。図11に示すように、欠落期間が始まる前のドブラスペクトルデータ Dds を Dds_1 、欠落期間が終了した後のドブラスペクトルデータ Dds を Dds_2 とすると、前記推定データ Dds' は、前記ドブラスペクトルデータ Dds_1 及び前記ドブラスペクトルデータ Dds_2 と連続性を有する。従って、ドブラスペクトルデータ Dds が、図9～図11に示すように、時間と共に変化していても、品位に優れたデータを得ることができる。また、補外処理であれば、欠落期間が始まるとすぐにデータを補うことができるので、例えば補間処理のように欠落期間が終わるまで処理を待つ必要がない。従って、遅滞なく欠落部分を補うことができる。

10

【0033】

前記信号推定部425によって欠落部分が補われたドブラスペクトルデータ Dds は、前記表示制御部5及び前記IFFT処理部426へ出力される。

【0034】

前記表示制御部5は、前記信号推定部425又は前記FFT処理部424から直接入力されたドブラスペクトルデータに基づいて作成されたドブラ画像を前記表示部6に表示させる。

【0035】

前記IFFT処理部426は、前記信号推定部425又は前記FFT処理部424から入力されたドブラスペクトルデータに対してIFFT処理を行なう。IFFT処理後のデータは前記音声処理部427へ出力される。

20

【0036】

前記音声処理部427は、前記IFFT処理部426から入力されたデータに対して音声処理を行ない前記スピーカ9へ信号を出力する。このスピーカ9からはドブラ音出力される。前記信号推定部425から出力されたドブラスペクトルデータに基づいてドブラ音出力される場合であっても、上述のように前記信号推定部425において、補外処理によって遅滞なく欠落部分が補われるので、遅れの少ないドブラ音出力することができる。

30

【0037】

なお、前記信号推定部425による処理を行なわない場合、前記ウォールフィルタ部422から前記音声処理部427へデータを入力してドブラ音出力するようにしてもよい。

【0038】

次に、実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について説明する。前記信号推定部425は、前記ドブラスペクトルデータにおける周波数の時間変化に基づいて補外処理を行なうものであればよく、上述のように、前記ドブラスペクトルデータにおける平均周波数の時間変化に基づいて補外処理を行なう場合に限られるものではない。例えば、前記信号推定部425は、図12に示すように、前記ドブラスペクトルデータの周波数スペクトル FS において、ピーク (peak) のパワー (power) を有する周波数 f_{pmax} の時間変化に基づいて補外処理を行なってもよい。この場合においても、前記信号推定部425は、例えば前記周波数 f_{pmax} の時間変化ライン（図示省略）のデータ列における二点から求められる一次関数 F を補外関数として用いる。

40

【0039】

次に、第二変形例について説明する。前記信号推定部425は、図13に示すように、前記ドブラスペクトルデータの周波数スペクトル FS における最大周波数 f_{max} の時間変化に基づいて補外処理を行なってもよい。この場合においても、前記信号推定部425は、例えば前記最大周波数 f_{max} の時間変化ライン（図示省略）のデータ列における二点から求められる一次関数を補外関数として用いる。

50

【 0 0 4 0 】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。

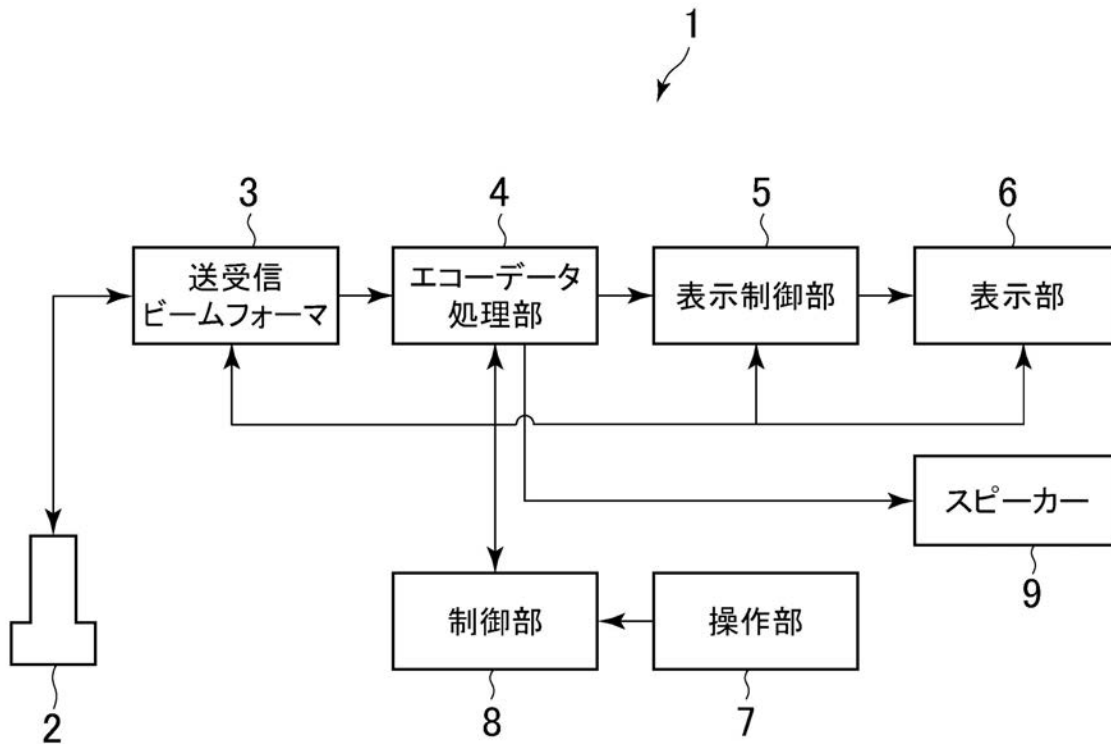
【 符号の説明 】

【 0 0 4 1 】

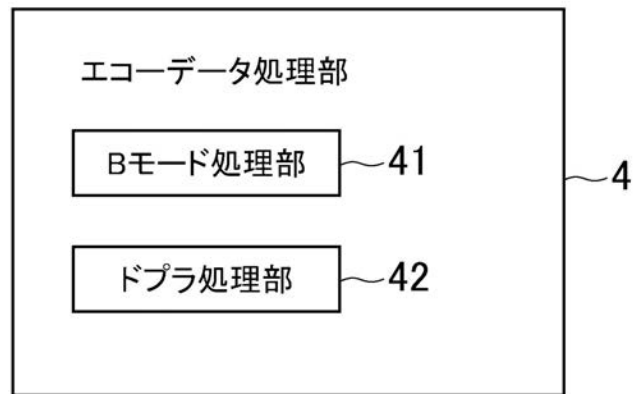
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 4 2 ドブラ処理部
- 4 2 5 信号推定部

10

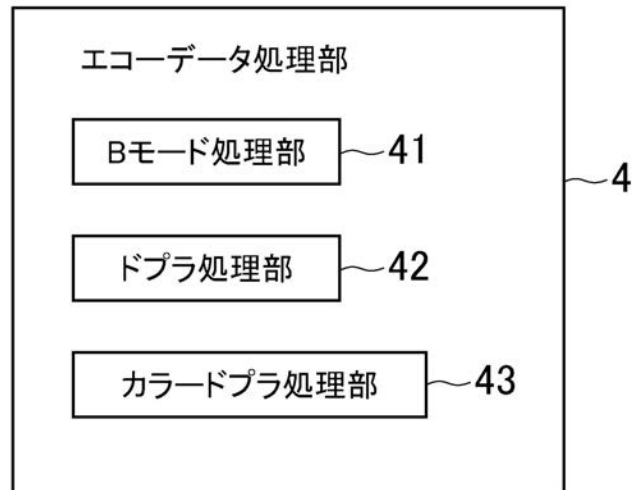
【 図 1 】



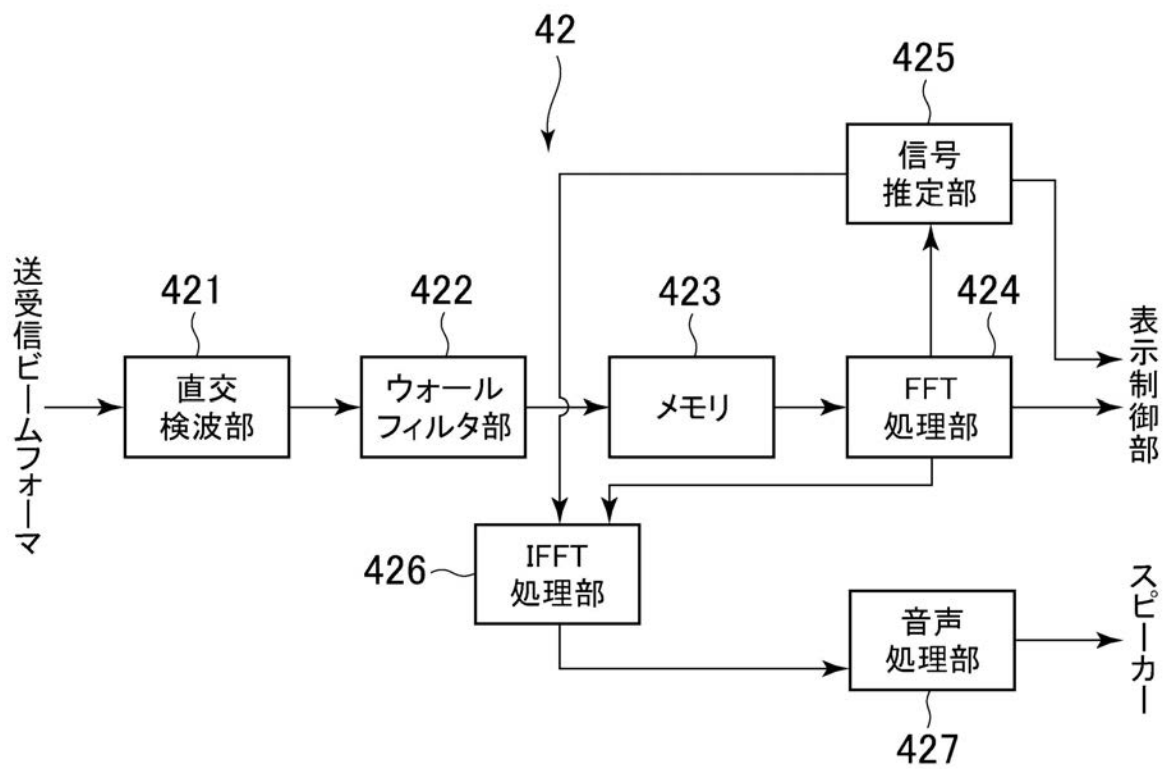
【図 2】



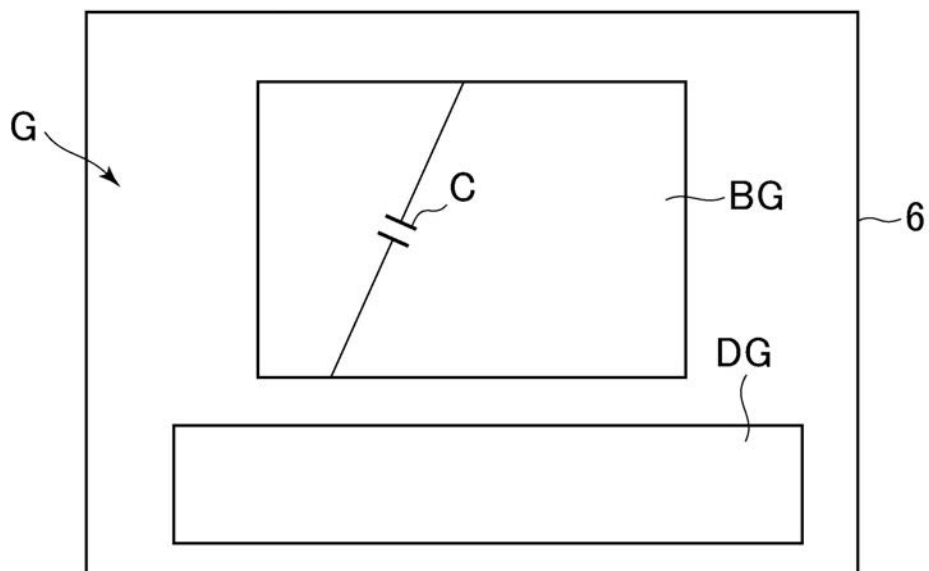
【図 3】



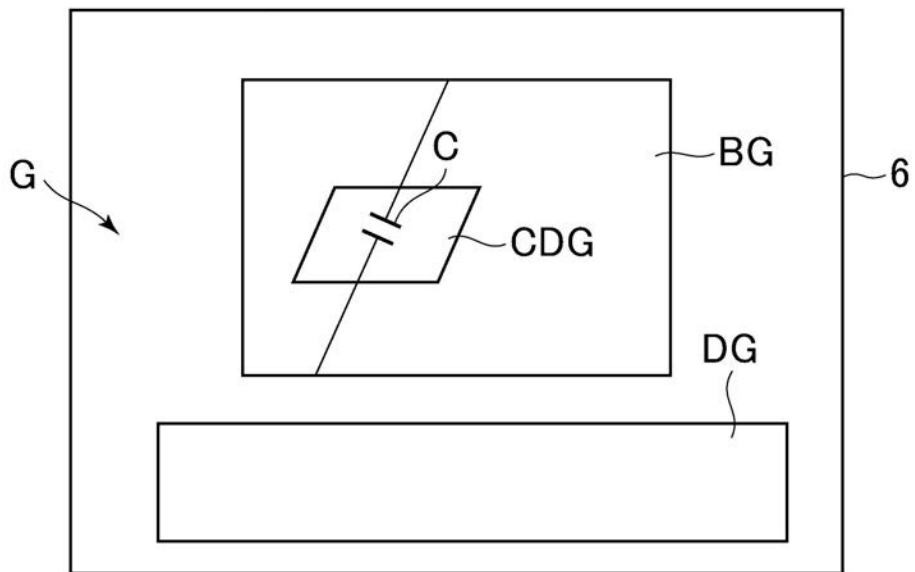
【図 4】



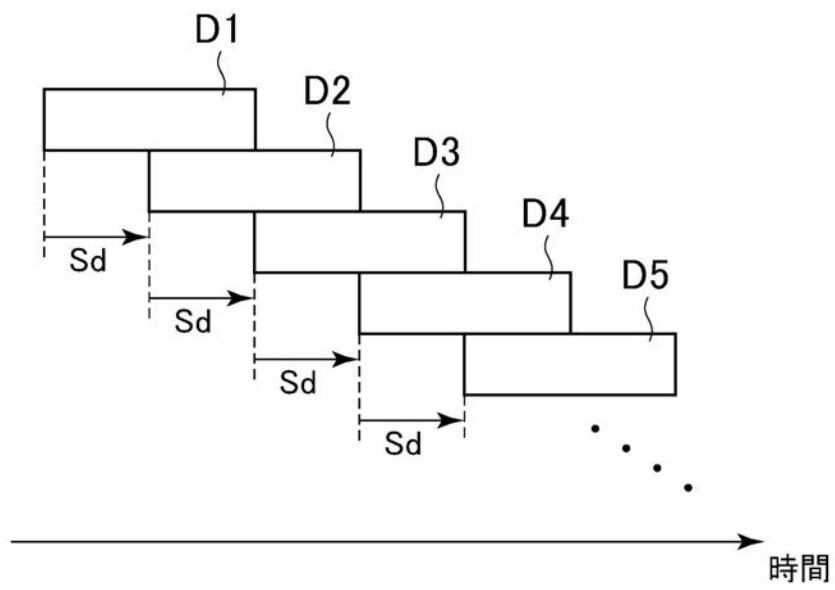
【図 5】



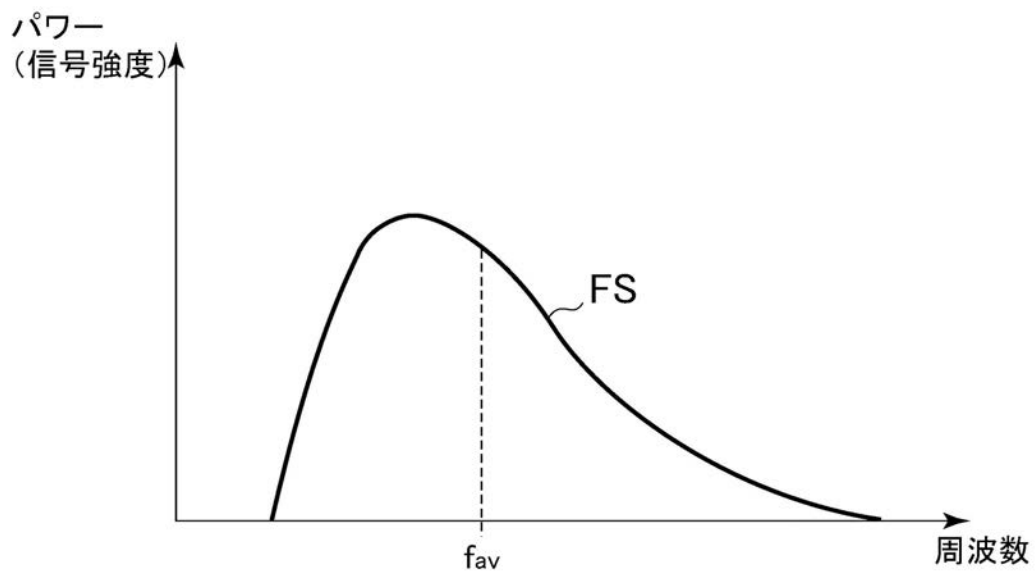
【図 6】



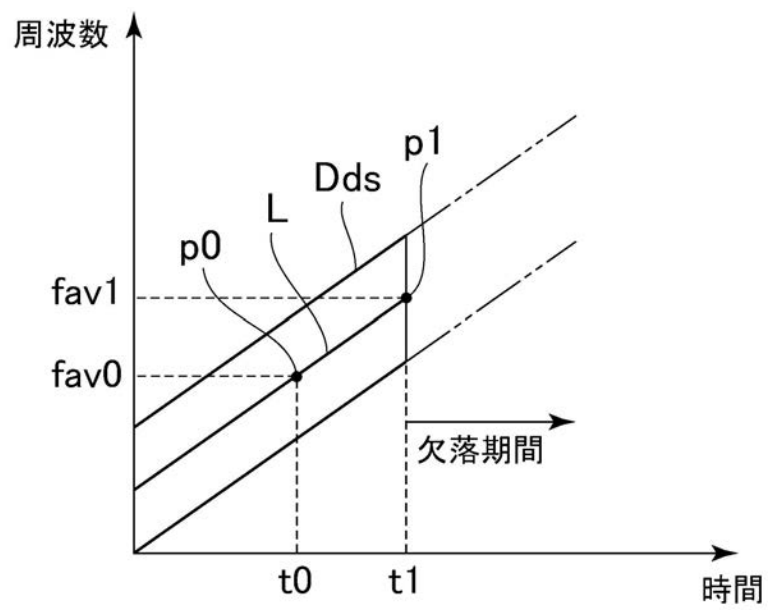
【図 7】



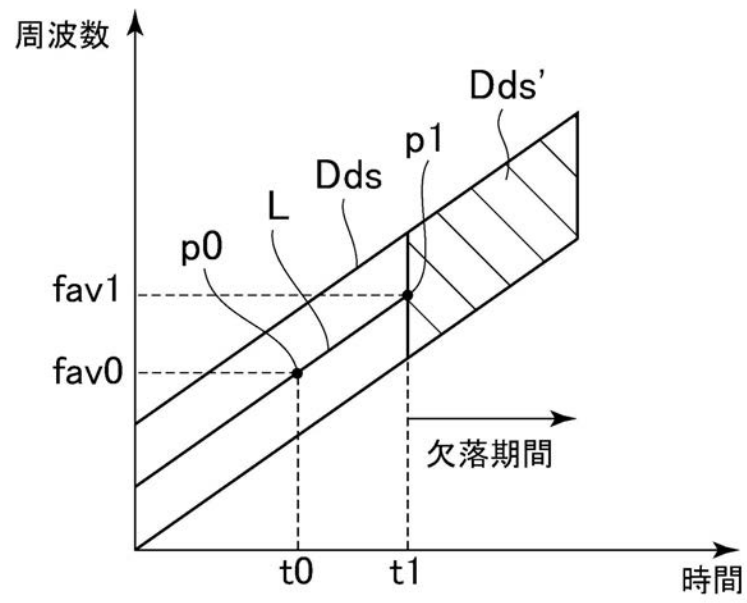
【図 8】



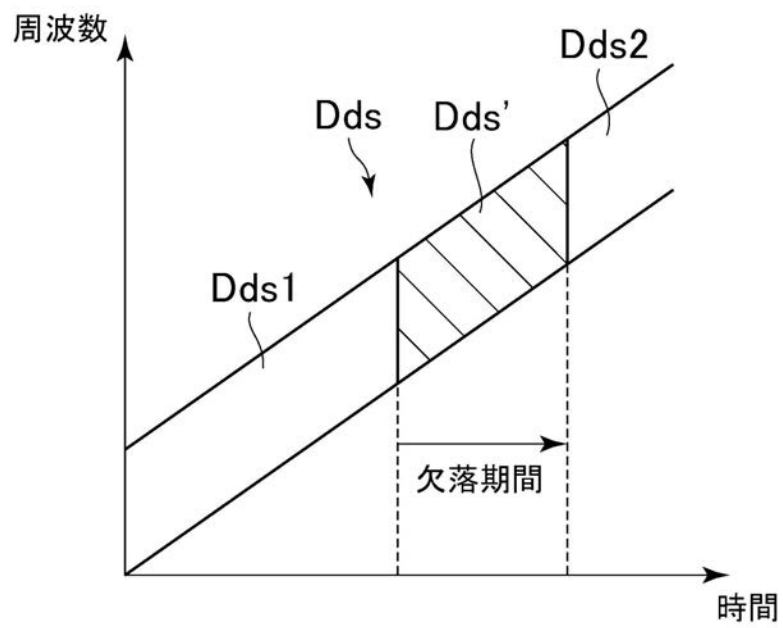
【図 9】



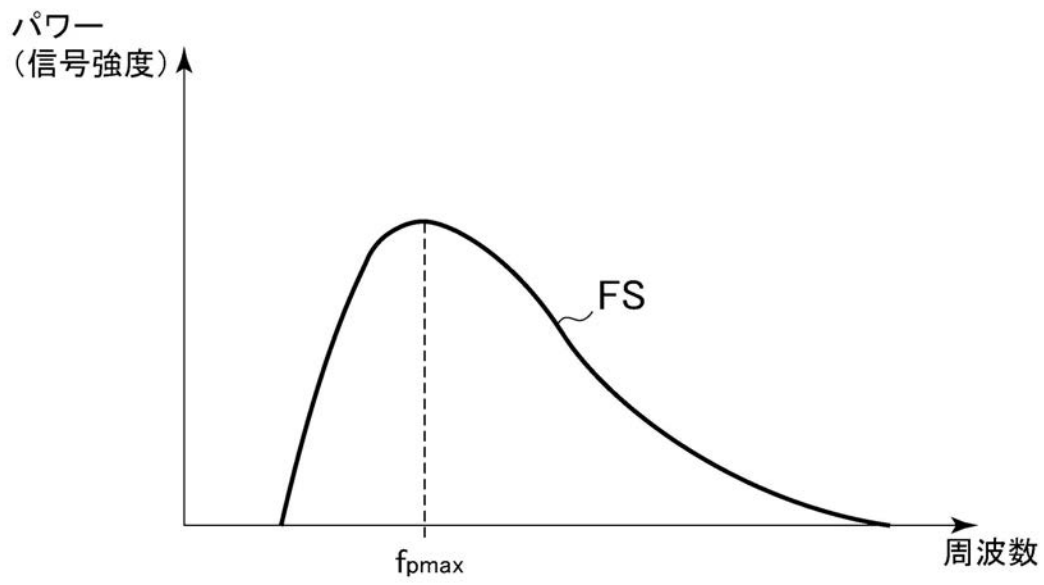
【図 10】



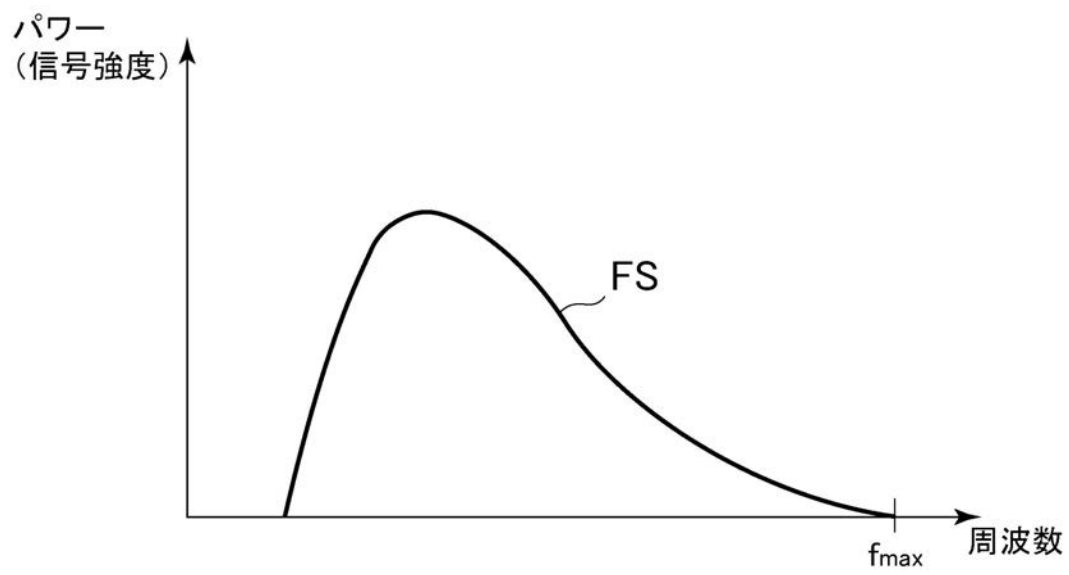
【図 11】



【図 1 2】



【図 1 3】



专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2014008174A	公开(公告)日	2014-01-20
申请号	JP2012146212	申请日	2012-06-29
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	小笠原正文		
发明人	小笠原 正文		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/06 A61B8/5207 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE08 4C601/JB24 4C601/JB35 4C601/JB43 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK18		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5838383B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其中即使在多普勒频谱信号是非平稳信号时，通过缺失部分的信号估计获得的信号也具有足够的质量。解决方案：超声波诊断装置包括：超声波探头，用于多普勒模式的超声波发送/接收；以及超声波发送/接收，用于除多普勒模式之外的其他模式；多普勒处理部分42执行正交检测处理以回波通过多普勒模式的超声波发送/接收获得的信号，然后产生多普勒频谱信号。多普勒处理部分42包括信号估计部分425，其通过外推处理估计由超声波发送/接收产生的多普勒频谱信号的缺失部分用于其他模式。

