

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4960162号
(P4960162)

(45) 発行日 平成24年6月27日(2012.6.27)

(24) 登録日 平成24年3月30日(2012.3.30)

(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 16 頁)

(21) 出願番号 特願2007-185882 (P2007-185882)
(22) 出願日 平成19年7月17日(2007.7.17)
(65) 公開番号 特開2009-22364 (P2009-22364A)
(43) 公開日 平成21年2月5日(2009.2.5)
審査請求日 平成22年7月1日(2010.7.1)

(73) 特許権者 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(73) 特許権者 594164542
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 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(74) 代理人 100081411
弁理士 三澤 正義
(72) 発明者 馬場 達朗
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】

測定可能な速度を表わす速度レンジに対応する繰返し周波数を有する超音波を被検体内の運動流体を含む診断部位に向けて送受信する送受信手段と、

前記超音波の送受信によって得られる信号に基づいて、前記運動流体の速度を示すドプラスペクトラム画像を生成するドブラ信号処理手段と、

弁信号の影響のない理想の血流速度波形とECG波形を関連付けるモデルに基づいた値を予め記憶しておく記憶手段と、

特定の患者における前記スペクトラム画像を基に実測の血流速度波形を求める実測波形算出手段と、

前記実測の血流速度波形に対応するタイミングのECG波形を取得するECG波形取得手段と、

前記実測の血流速度波形、前記ECG波形、及び前記モデルに基づいた値を基に前記患者の弁信号の影響を除いた血流速度波形を推定する波形推定手段と、

前記実測の血流速度波形と前記推定された血流速度波形とを比較し、その差が閾値を超えた部分を除いた前記実測の血流速度波形を基に前記速度レンジを求める速度レンジ算出手段とを備える

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記モデルはARXモデルであり、前記モデルに基づいた値はARXモデルによるシス

10

20

テム同定を行い求められた係数である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】

前記速度レンジ算出手段は、

前記推定した血流速度波形と前記実測の血流速度波形との差が閾値を越えた前記実測の血流速度波形の部分を補間する

ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記速度レンジ算出手段は、

前記推定した血流速度波形と前記実測の血流速度波形との差が閾値を越えた前記実測の血流速度波形の部分を前記推定された血流速度波形で置き換える

ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記速度レンジ算出手段は、

所定観測時間毎に前記閾値を超えた部分を除いた前記実測の血流速度波形の最大流速及び平均流速の少なくとも一方の分布に対する統計値に基づき速度レンジを求める

ことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記閾値を超えた部分を除いた前記実測の血流速度波形の最大流速の正側最大値及び負側最大値を基にドプラスペクトラム画像表示における速度方向の基準位置の移動量を求めて、速度オフセットを調整する速度オフセット調整手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

測定可能な速度を表わす速度レンジに基づく繰返し周波数を有する超音波を被検体内の運動流体を含む診断部位に向けて送受信する送受信手段と、

前記超音波の送受信によって得られる信号に基づいて、前記運動流体の速度を示すドプラスペクトラム画像を生成するドプラ信号処理手段と、

個別の ECG 波形及びその ECG 波形に対応する弁信号の影響のない個別の理想の血流速度波形の統計データを基に、一般的な理想の血流速度波形のモデルにモデル化した値を予め記憶しておく記憶手段と、

前記個別の理想の血流速度波形の統計データを基に正常な状態とみなせる血流速度波形が含まれる領域である状態空間を作成し、該状態空間からの前記実測の血流情報のマハラノビス距離が所定の閾値を超えたときに血流速度が異常と判定する異常判定手段を

備えることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ドプラスペクトラム画像を生成する超音波診断装置に関する。さらに詳しくは、ドプラスペクトラム画像の速度レンジを自動的に調整する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法を併用し、1つの超音波プローブを用いた超音波操作により診断部位の断層像とその血流情報を得るとともに、少なくともその血流情報をリアルタイム表示するドプラ超音波診断装置が知られている。この装置は、体内の血液などの流れのある診断部位に向けて送受波される超音波のドプラ効果により送信周波数に対して受信周波数がわずかに偏移し、その偏移周波数（ドプラ偏移周波数）が血流速度に比例するといった超音波ドプラ法の原理に基づいてドプラ偏移周波数の周波数解析を行い、その結果から血流情報を得るものである。

【0003】

上記の超音波診断装置では、得られたドプラ信号に対する高速フーリエ変換（FFT）

10

20

30

40

50

の周波数分析の結果を、縦軸に周波数 f 、横軸に時間 t 、角周波数成分のパワー（強さ）を輝度（階調）としてスペクトラム表示したドブラ周波数のスペクトラム画像を対象として、診断で用いる項目（パラメータ）の計測処理が行われる。

【 0 0 0 4 】

すなわち、この計測処理によれば、（１）ドブラ周波数のスペクトラム画像上で、その周波数 f 軸方向の周波数分布内での最大周波数に対応する最大流速 V_p （ V_{peak} ）及び平均周波数に対応する平均速度 V_m （ V_{mean} ）の位置を求め、（２）その最大流速 V_p 、平均流速 V_m の 1 の時間変化をその時間軸 t 方向にトレースし、（３）その V_p 、 V_m の時間的な位置変化曲線を示すトレース波形上で、心周期（１心拍）毎に心臓収縮期の波形ピーク PS （ $Peak\ of\ Systolic$ ）及び心臓拡張期の波形ピーク ED （ $End\ of\ Diastolic$ ）の同期検出を行い、（４）その PS/ED の情報を基に、血管内の血流量や拍動流の HR （ $Heart\ Rate$ ：心拍数）、 PI （ $Pulsatility\ Index$ ）、及び RI （ $Resistance\ Index$ ）等の診断に関する各種パラメータ（指標）を計測し、その計測値を表示する処理（パラメータ計測処理）が実行される。

10

【 0 0 0 5 】

上記の V_p 、 V_m のトレース波形検出処理、 PS/ED のピーク検出処理、 PI 、 RI 等のパラメータ計測処理は、フリーズ画像を対象にしてマニュアル操作を基本に行われるものであるが、近年では、リアルタイム画像を対象にして自動操作で行う装置も普及してきている。

20

【 0 0 0 6 】

ところで、パルスドブラ（ PW ）法では、周波数解析のためのサンプリング周波数 f_s がドブラ偏移周波数よりも低い場合には、エイリアシング現象（折り返し）が起きてしまう。そこで、これを防ぐために、パルスの繰返し周波数（ PRF ： $Pulse\ Repetition\ Frequency$ ）を上げ、毎回の観測時間間隔を短くする必要がある。この場合、測定したい位置を指定すると、必然的に最大の PRF が決定され、 PRF が決まると計測できる最高血流速度も決定されてしまう。この計測できる最高血流速度を速度レンジという。

【 0 0 0 7 】

例えば、 30 cm 程度の血流の速度を測りたい時に、 10 cm 程度の速度レンジにすると折り返ってしまって、血流を測ることができない。そこで、この場合には速度レンジは 50 cm 程度に設定する必要がある。

30

【 0 0 0 8 】

ドブラスペクトラム表示を行ったところ、速度レンジが小さ過ぎると折り返し部分が発生する。このような場合、操作者が手動でドブラ速度レンジを大きく設定することで、折り返し部分がナイキスト周波数（ PRF の半分）内に収まり、表示上繋がりの良いドブラスペクトラム画像が得られる。

【 0 0 0 9 】

逆に速度レンジが大きすぎると、スペクトラムの波形が小さくなって観測しにくくなる。このような場合、操作者は速度レンジ速度レンジを小さく設定することで、表示画面の上下を有効に使用した観測し易いドブラスペクトラム画像を得ることができる。

40

【 0 0 1 0 】

また、超音波ドブラ法においては、血流の方向が超音波プローブに向かってくる血流に正、遠ざかって行く血流に負という符号が付けられる。ある血管に超音波プローブを当てると、その血管が動脈の場合には血流の速度は拍動により変動するが、正負にまたがって変化することは少なく、通常正負どちらかに偏っている。

【 0 0 1 1 】

例えば、ドブラスペクトラム表示を行ったときに、折り返し部分が発生した場合、操作者はベースラインシフトスイッチを操作して、ドブラスペクトラム画像のベースライン BL （ $BL = 0$ ）をシフトさせることもある。これを速度オフセットの調整という。このべ

50

ースラインBLを-0.25だけシフトさせることで(ベースラインシフト量=-0.25)、折り返し部分がナイキスト周波数を超えて移動し、表示上繋がりのよいドブラスペクトラムが得られる。

【0012】

ここで、超音波診断装置によって取得されるドブラスペクトラム画像について図4を参照して説明する。図4は、超音波診断装置によって取得された断層像とドブラスペクトラム画像を示す図である。ここでは、頸動脈を診断部位として断層像とドブラスペクトラム画像とを取得して表示する場合について説明する。

【0013】

例えば、ドブラスペクトラム画像を取得する位置を指定するためのレンジゲート102によって、Bモード断層像100とカラードブラ画像101とが重畳した画像に表されている血管を指定すると、その位置における血流速度分布の時間変化を表すドブラスペクトラム画像が得られて画面に表示される。図4中、(a)には、速度レンジ(測定できる最高血流速度)を決定付けるPRFが7.1(kHz)、速度オフセット(BLS: Baseline Shift)が0(Hz)のときのドブラスペクトラム画像103が示されている。

【0014】

操作者は、ドブラスペクトラム画像103のオートトレース波形104(スペクトラムのピークを検波した波形)を基に血流状態の計測を行うため、速度レンジ(縦軸)の中心に一定の比率で表示されるように、パルス繰返し周波数(PRF)と速度オフセット(BLS)を調整する。例えば、PRFを5(kHz)に変更し、BLSを負側にシフトすることで、図4中、(b)に示すようにドブラスペクトラム画像103を拡大して表示している(図4の点線で示された部分)。

【0015】

ドブラ超音波診断装置で血流速度などを測定する際に、被検者の疾患や体調、プローブの当て方(角度)、PWドブラでは血管内のレンジゲート位置や幅、診断部位によって測定する血流速度は大きく変化する。そのため、操作者は従来そのたび毎に装置の速度レンジを調整したり、ベースラインをシフトしたりという最適化を行い、拡大された波形から、HR、PI、RIの計測を行っていた。しかし、このように診断する血流の状態が変化する都度、速度レンジに対応するPRFや速度オフセット(BLS)を調整するのは煩雑である。

【0016】

そこで、ドブラスペクトラム画像の速度レンジ及び速度オフセットの調整の操作を自動化し、血流計測の操作性を向上させ、操作者が装置設定を気にせず診断できるドブラ超音波診断装置(例えば、特許文献1参照。)が提案されている。従来技術に係る手法によると、所定時間(例えば1心拍)で取得されたドブラ波形に基づいて角速度(周波数)の頻度を算出することで速度の頻度分布を表わすヒストグラムを作成し、そのヒストグラムに基づいて、表示領域の縦方向の $\alpha\%$ (例えば70%)以内にドブラ波形が表示されるように速度レンジを決定してフィードバックしている。

【0017】

【特許文献1】特開2005-185731号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

ここで、ドブラスペクトラム画像の速度レンジを自動的に調整するには、ドブラスペクトラムの計測の安定性や信頼性が重要な課題である。この点、従来のドブラ超音波診断装置では、特に循環器(心臓)のドブラ血流診断において、血流信号の他に高いパワーの弁信号が混入してしまい、血流成分のみを対象とした自動的な速度レンジの調整を行うことが困難であった。

【0019】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、心時相中の弁信号混入領域を自動的に除き、所望の心時相に相当する波形でかつ弁信号の波形の影響を受けない波形を推定し、その推定した波形を基に、自動的な速度レンジの調整を行うドブラ超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0020】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の超音波診断装置は、測定可能な速度を表わす速度レンジに対応する繰返し周波数を有する超音波を被検体内の運動流体を含む診断部位に向けて送受信する送受信手段と、前記超音波の送受信によって得られる信号に基づいて、前記運動流体の速度を示すドブラスペクトラム画像を生成するドブラ信号処理手段と、弁信号の影響のない理想の血流速度波形とECG波形を関連付けるモデルに基づいた値を予め記憶しておく記憶手段と、特定の患者における前記スペクトラム画像を基に実測の血流速度波形を求める実測波形算出手段と、前記実測の血流速度波形に対応するタイミングのECG波形を取得するECG波形取得手段と、前記実測の血流速度波形、前記ECG波形、及び前記モデルに基づいた値を基に前記患者の弁信号の影響を除いた血流速度波形を推定する波形推定手段と、前記実測の血流速度波形と前記推定された血流速度波形とを比較し、その差が閾値を超えた部分を除いた前記実測の血流速度波形を基に前記速度レンジを求める速度レンジ算出手段とを備えることを特徴とするものである。

10

【0021】

請求項7に記載の超音波診断装置は、測定可能な速度を表わす速度レンジに基づく繰返し周波数を有する超音波を被検体内の運動流体を含む診断部位に向けて送受信する送受信手段と、前記超音波の送受信によって得られる信号に基づいて、前記運動流体の速度を示すドブラスペクトラム画像を生成するドブラ信号処理手段と、個別のECG波形及びそのECG波形に対応する弁信号の影響のない個別の理想の血流速度波形の統計データを基に、一般的な理想の血流速度波形のモデルにモデル化した値を予め記憶しておく記憶手段と、前記個別の理想の血流速度波形の統計データを基に正常な状態とみなせる血流速度波形が含まれる領域である状態空間を作成し、該状態空間からの前記実測の血流情報のマハラノビス距離が所定の閾値を超えたときに血流速度が異常と判定する異常判定手段を備えることを特徴とするものである。

20

【発明の効果】

30

【0022】

請求項1に記載の超音波診断装置によると、弁信号の影響を取り除いた血流速度波形に対応する最適な速度レンジを自動的に求めることができる。これにより、操作者にとって見やすいドブラスペクトラム画像を生成することが可能となる。

【0023】

請求項7に記載の超音波診断装置によると、血流速度の異常を自動的に判定することができる。これにより、血流速度の異常の見落としを削減でき、また、早期に異常を発見することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

40

〔第1の実施形態〕

以下、この発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。図1は、本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【0025】

この実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波断層像（Bモード断層像）を表示するBモード、血流情報を表示するドブラモード（パルスドブラ（PW）又は連続波ドブラ（CW））、血流情報を2次元的に表示するCFM（カラーフローマッピング）モードなどの既知のモードに応じて動作可能となっている。

【0026】

超音波プローブ2には、複数の超音波振動子が所定方向（走査方向）に1例に配列され

50

た１次元超音波プローブや、超音波振動子がマトリックス（格子）状に配置された２次元超音波プローブが用いられる。

【００２７】

送受信部３は、超音波プローブ２に電気信号を供給して超音波を発生させる送信部（図示しない）と、超音波プローブ２からの信号を受信する受信部（図示しない）とを備えて構成されている。

【００２８】

送受信部３の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路（チャンネル）の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ２の各超音波振動子に供給するようになっている。

10

【００２９】

また、送受信部３の受信部は、図示しないプリアンプ回路、Ａ／Ｄ変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ２の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。Ａ／Ｄ変換回路は、増幅されたエコー信号をＡ／Ｄ変換する。受信遅延・加算回路は、Ａ／Ｄ変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部３によって加算処理された信号を「ＲＦ信号」と称する。送受信部３から出力されたＲＦ信号は、Ｂモード処理手段４又はドブラ処理部５に出力される。

20

【００３０】

さらに、送受信部３は速度レンジ算出部９４から繰返し周波数（ＰＲＦ）を受けると、繰返し周波数に従って超音波プローブ２に超音波を送受信させる。

【００３１】

Ｂモード処理手段４は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からＢモード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、Ｂモード処理回路は、ＲＦ信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。Ｂモード処理手段４により生成されたＢモード超音波ラスタデータはＤＳＣ６に出力される。

30

【００３２】

ドブラ処理部５は、直交位相検波部５１、レンジゲート（ＲＧ）処理部５２、ウォール・フィルタ５３、及びＦＦＴ演算部５４を備えて構成されている。

【００３３】

直交位相検波部５１は、基準発信器からの基準信号及びその９０度の位相差をもつ基準信号と、送受信部３から出力されたＲＦ信号とを混合する。レンジゲート（ＲＧ）処理部５２は、混合信号のうちの高周波成分を除去してドブラ偏移周波数成分のみからなるドブラ信号を得て、そのうち、被検体内の所望の深さのドブラ信号を抽出する。ウォール・フィルタ５３は、レンジゲート処理部５２からのレンジゲートで指定された被検体内の所定位置のドブラ信号から、比較的動きの遅い血管壁、心臓壁などの不要低周波ドブラ信号を除去して、検出すべき血流のドブラ信号を抽出する。ＦＦＴ演算部５４は、ウォール・フィルタ５３で抽出されたドブラ信号に対して周波数解析を行なってその解析結果であるドブラスペクトラム信号を得て、ＤＳＣ６に出力する。これにより、表示手段８には、例えばＢモード断層像とともにドブラスペクトラム画像が表示される。

40

【００３４】

また、ＦＦＴ演算部５４は速度レンジ算出手段９４から速度オフセット（ＢＬＳ）を受けると、その移動量だけＦＦＴ処理の読み出しアドレスを変化させて速度のオフセットを調整する。

【００３５】

50

D S C (D i g i t a l S c a n C o n v e r t e r : デジタルスキャンコンバータ) 6 は、直交座標系で表される画像を得るために、超音波ラスタデータを直交座標で表される画像データに変換する(スキャンコンバージョン処理)。D S C 6 から表示手段 8 に画像データが出力され、表示手段 8 にその画像データに基づく画像が表示される。例えば、D S C 6 は、B モード超音波ラスタデータに基づいて 2 次元情報としての断層像データを生成し、その断層像データを表示手段 8 に出力する。表示手段 8 はその断層像データに基づく断層像を表示する。

【 0 0 3 6 】

オートレンジ/オート B L S 処理手段 9 は、F F T 演算手段 5 4 から出力されたドブラスペクトラム信号を受けて、該ドブラスペクトラム信号に最適な速度レンジを算出する。オートレンジ/オート B L S 処理手段 9 は、実測波形算出手段 9 1、E C G 波形取得手段 9 2、波形推定手段 9 3、及び速度レンジ算出手段 9 5 で構成されている。以下では、オートレンジ/オート B L S 処理手段 9 について詳細に説明する。

【 0 0 3 7 】

実測波形算出手段 9 1 は、F F T 演算部 5 4 から出力されたドブラスペクトラム信号の最大速度 V_p を検出して時間方向に結線する(例えば、検波でも良いし、擬似フィルタリングでも良い。)ことによって(以下、「トレース」という。)、 V_p の実測の血流速度波形を検出する。これにより最大速度 V_p の実測の血流速度波形は、ドブラスペクトラム画像の最大速度 V_p をトレースした波形となる。そして、実測波形算出手段 9 1 は検出した実測の血流速度波形から実測の血流速度波形を表わす関数 $V_p(t)$ (以下では、単に「実測の血流速度波形 $V_p(t)$ 」という。)を算出する。さらに、実測波形算出手段 9 1 は実測の血流速度波形 $V_p(t)$ を波形推定手段 9 3 及び速度レンジ算出手段 9 4 に送信する。

【 0 0 3 8 】

E C G 波形取得手段 9 1 は、心電計 1 0 から信号を受けて実測波形算出手段 9 1 が求めた実測の血流速度波形に同期させ、さらに最大振幅を時間方向にトレースして E C G 波形を作成する。さらに、E C G 波形取得手段 9 1 は作成した E C G 波形から該 E C G 波形を表わす関数 $u(t)$ (以下では、単に「E C G 波形 $u(t)$ 」という。)を作成する。そして、E C G 波形取得手段 9 1 は、作成した E C G 波形 $u(t)$ を波形推定手段 9 3 に送信する。

【 0 0 3 9 】

記憶手段 7 は、事前に年齢及び疾患毎に収集されている個別の患者の E C G 波形及びその E C G 波形に対応する弁信号の影響のない個別の患者の理想の血流速度波形の統計データを基に、A R X (A u t o - R e g r e s s i v e e X o g e n o u s) モデルを使用してシステム同定を行い、一般的な理想の血流速度波形のモデルにモデル化し、そのモデルの係数列を予め記憶している。ここで、A R X モデルとはシステム同定に用いられる線形時普遍的パラメトリックモデルであり、現在の出力 $y(t)$ を有限個の過去の出力データ $y(t-k)$ と入力データ $u(t-k)$ に関連づけるものである(例えば、「M A T L A B によるシステム同定」足立修一著 東京電機大学出版局 参照)。

【 0 0 4 0 】

ここで、上述の係数列の求め方を説明する。まず年齢及び有する疾患にグループを分類し、グループ毎に E C G (E l e c t r o c a r d i o g r a m) 波形及び弁信号の影響のない理想的な血流速度波形を数百の症例分収集する。ここで、理想的な血流速度波形の求め方としては、循環器における相互弁の存在しない部分で血流速度の測定を行うことで弁信号の影響のない血流速度波形を求めたり、実測の血流速度波形からベテランの医師が経験を基に手で弁信号の影響を取り除くことで、弁信号の影響のない血流速度波形を求めたりする方法がある。

【 0 0 4 1 】

次に、収集した E C G (波形及び理想の血流速度波形を基に A R X モデルによるシステム同定を行う。これは、E C G 波形を表わす関数を $u(t)$ 、一般的な理想の血流速度波

10

20

30

40

50

形を表わす関数を $y_i(t)$ として、

$$A(q) * y_i(t) = B(q) * u(t - nk) + e(t)$$

$e(t)$: 残差、すなわち期待値と実測値の差

nk : ECG 波形と対応する一般的な理想の血流速度波形との時間の遅れ

$$A(q) = 1 + a_1 q^{-1} + \dots + a_{n_a} q^{-n_a}$$

$$B(q) = b_1 + b_2 q^{-1} + \dots + b_{n_b} q^{-n_b + 1}$$

($A(q)$ 、 $B(q)$ は既約なシフトオペレータ q の多項式)

n_a 、 n_b 、 nk : 整数の引数

と表わされる。

【0042】

したがって、記憶手段 7 には、分類されたグループ毎に、一般的な理想の血流速度波形のモデルにおける係数である、

$$a_i = (a_1, a_2, \dots, a_{n_a}), b_j = (b_1, b_2, \dots, b_{n_b})$$

が予め記憶される。

【0043】

波形推定手段 9 3 は、実測波形算出手段 9 1 から受信した実測の血流速度波形 $V_p(t)$ 、ECG 波形取得手段 9 2 から受信した ECG 波形 $u(t)$ 、及び記憶手段 7 に記憶されている係数 $a_i = (a_1, a_2, \dots, a_{n_a})$ 、 $b_j = (b_1, b_2, \dots, b_{n_b})$ を基に、現在血流速度を計測している患者の理想の血流波形を推定する。以下では、この推定された波形を推定波形 $y_e(t)$ という。

【0044】

この推定波形 $y_e(t)$ は、

$$y_e(t) = - \sum \{ a_i * V_p(t - i) \} + \sum \{ b_j * u(t - j) \}$$

と表わすことができる。

【0045】

波形推定手段 9 5 は、推定波形 $y_e(t)$ を速度レンジ算出手段 9 4 に送信する。

【0046】

速度レンジ算出手段 9 4 は、実測の血流速度波形 $V_p(t)$ と推定波形 $y_e(t)$ との差の閾値を記憶している。ここで、この閾値とは実測の血流速度波形 $V_p(t)$ と推定波形 $y_e(t)$ との差がその値を超えた場合に、その時間において実測の血流速度波形 $V_p(t)$ が弁信号の影響を受けていると判断するための値である。このように、この閾値は非常に高速な弁信号の影響を除去することが目的であり、反対に推定波形との近似を強く要求するとほとんどの値を除くことになってしまう。そこで、この閾値は影響を除去したい弁信号の影響の範囲及び弁信号の影響を除いた後に実測の血流速度波形 $V_p(t)$ の範囲としてどのくらいの範囲を残さねばならないかといった要求に応じて設定することが好ましい。そして、速度レンジ算出手段 9 4 は、受信した現在血流速度を計測している患者の実測の血流速度波形 $V_p(t)$ と推定波形 $y_e(t)$ の差を求め、閾値を超えている部分を判定する。

【0047】

速度レンジ算出手段 9 4 は、現在血流速度を計測している患者の実測の血流速度波形 $V_p(t)$ から、閾値を超えた部分を取り除く。

【0048】

さらに、速度レンジ算出手段 9 4 は、実測の血流速度波形 $V_p(t)$ の取り除いた部分に推定波形 $y_e(t)$ を当てはめ、その推定波形 $y_e(t)$ と実測の血流速度波形 $V_p(t)$ のズレを補間する。この補間方法は特に限定はなく、例えば直線補間や、スプライン補間などでよい。また、本実施形態では、取り除いた部分に推定波形 $y_e(t)$ を当てはめてから補間を行っているが、これは、推定波形 $y_e(t)$ を当てはめずに直接実測の血流速度波形 $V_p(t)$ の取り除いた部分を補完しても良い。この補間方法にも特に限定はなく、例えば直線補間や、スプライン補間などでよい。以下では、この速度レンジ算出手段 9 4 が作成した血流速度波形を「レンジ算出用波形」という。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

速度レンジ算出手段 9 4 は、統計的計算処理を行い速度レンジの上限及び下限を算出する。ここで、統計的計算処理にはレンジ算出用波形からヒストグラムを作成し速度分布を求め、その速度分布に基づく重み付けが行われたレンジ算出用波形の分布から平均と分散を計算し、平均±係数×σを速度レンジの上限及び下限の推定値とする正規分布モデルや、重み付けしたレンジ算出用波形の分布からピーク値の係数%に相当する値を速度レンジの上限及び下限とする平滑化後閾値処理モデルなどがある。この速度レンジの算出方法は特許文献 1 に詳細に記載されている。

【 0 0 5 0 】

そして、速度レンジ算出手段 9 4 は、算出した速度レンジに対応する繰返し周波数 (P R F) を求める。

10

【 0 0 5 1 】

また、速度レンジ算出手段 9 4 は、レンジ算出用波形を用いて、現行の基準位置 (ベースライン) より上側 (正側) の最大値から最大速度レンジを、下側 (負側) の最大値から最小速度レンジを求め、最大速度レンジと最小速度レンジとの比較を行い、ベースライン (基準位置) の移動量を求める。例えば、最大速度レンジと最小速度レンジとの平均値を画面中央に据えらるゝとして、その平均値とベースライン = 0 との距離を求めることでシフト量を求める。基準位置 (ベースライン) の移動量である速度オフセット (B L S) の算出を行う。この速度オフセット (B L S) の算出方法は特許文献 1 に詳細に記載されている。

20

【 0 0 5 2 】

以上のように繰返し周波数 (P R F) 及び速度オフセット (B L S) が決定されると、速度レンジ算出手段 9 4 は繰返し周波数 (P R F) を送受信手段 3 に出力し、速度オフセット (B L S) ドブラ信号処理手段 5 の F F T 演算部 5 4 に出力する。

【 0 0 5 3 】

なお、実施形態において、オートレンジ / オート B L S 処理手段 9 はハードウェアで構成されていてもよく、ソフトウェアとして構成されていても良い。例えば、オートレンジ / オート B L S 処理手段 9 を C P U で構成し、記憶領域 (図示しない) からプログラムを読み込んでそのプログラムを実行することで、実測波形算出手段 9 1、E C G 波形取得手段 9 2、波形推定手段 9 3、及び速度レンジ算出手段 9 4 の機能を実行するようにしても

30

【 0 0 5 4 】

ここで、本実施形態では速度オフセットの調整及び速度レンジの調整のいずれも行っているが、これは速度レンジの調整だけでも本発明の超音波診断装置は動作可能である。その場合には、オフセットは移動されず常に 0 H z を基準とするが、速度レンジの調整が行われ折り返しの軽減されたドブラスペクトラム画像が得られる。

【 0 0 5 5 】

(動作)

次に、この発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作について図 2 を参照して説明する。図 2 は、この発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

40

【 0 0 5 6 】

(ステップ S 0 0 1)

まず、被検体に対して超音波を送信し、被検体からの反射波に基づいて B モード断層像とドブラスペクトラム画像とを生成する。F F T 演算部 5 4 にて生成されたドブラ波形データは、F F T 演算部 5 4 から D S C 6 を経て表示手段 8 に出力され、B モード断層像とともに表示手段 8 に表示される。さらに、ドブラ波形データは、F F T 演算部 5 4 からオートトレース部 7 に出力される。

【 0 0 5 7 】

(ステップ S 0 0 2)

50

ステップS001にてドブラ波形が取得されると、実測波形算出手段91は、ドブラスペクトラム画像の辺縁部(最大速度 V_p)を時間方向にトレースし、最大速度 V_p の血流速度波形を検出する。さらに、実測波形算出手段91は最大速度 V_p の血流速度波形を表わす関数である実測の血流速度波形 $V_p(t)$ を求める。そして、実測波形算出手段91は、その実測の血流速度波形 $V_p(t)$ を波形推定手段93及び速度レンジ算出手段94に出力する。

【0058】

(ステップS003)

ステップS003では、ECG波形取得手段92が、心電計10から受けた信号の最大振幅をトレースし、そのトレースした波形を表わす関数であるECG波形 $u(t)$ を求める。そして、ECG波形取得手段92は、そのECG波形 $u(t)$ を波形推定手段93に出力する。

10

【0059】

(ステップS004)

ステップS004では、波形推定手段93が実測の血流速度波形 $V_p(t)$ 、ECG波形 $u(t)$ 、及び記憶手段7に予め記憶されている一般的な理想の血流速度波形のモデルの係数に基づいて現在血流速度の測定を行っている患者の理想の血流速度波形(推定波形 $y_e(t)$)を推定する。そして、波形推定手段93は推定波形 $y_e(t)$ を速度レンジ算出手段94に出力する。

【0060】

20

(ステップS005)

速度レンジ算出手段94は、実測の血流速度波形 $V_p(t)$ 及び推定波形 $y_e(t)$ の差をもとめ、その差が記憶している閾値を超える部分を実測の血流速度波形 $V_p(t)$ から除き、さらにその除いた部分の補間を行うことで、レンジ算出用波形を求める。

【0061】

(ステップS006)

速度レンジ算出手段94は、レンジ算出用波形を基に統計値計算処理を行い繰返し周波数(PRF)及び速度オフセット(BLS)を求める。

【0062】

(ステップS007)

30

以上のように繰返し周波数(PRF)と速度オフセット(BLS)が決定されると、速度レンジ算出手段94は、その繰返し周波数(PRF)を送受信手段3に出力し、速度オフセット(BLS)をドブラ信号処理手段5内のFFT演算手段54に出力する。送受信手段3は、速度レンジ算出手段94によって求められた繰返し周波数(PRF)に従って超音波プローブ2に超音波を送受信させる。また、FFT演算手段54は、速度レンジ算出手段94によって求められた速度オフセット(BLS)に従い、そのシフト量だけFFT処理の読み出しアドレスを変化させて速度のオフセットを調整する。これにより、速度レンジと速度オフセット(BLS)が更新されることになる。

【0063】

以上のように、この実施形態に係る超音波診断装置1によると、スキャンによって取得されたドブラスペクトラム画像に基づいて弁信号の影響を取り除いた血流速度波形の速度レンジ及び速度オフセットが自動的に求められる。そして、その速度レンジと速度オフセットを使用することで、血流の状態偏移に追従してドブラ速度レンジなどを変えることが可能となる。

40

【0064】

(実施例)

以下に、図5(A)~(D)を参照して、本実施形態に係る超音波診断装置を用いることにより弁信号の影響を取り除いた血流速度波形の実施例と、本実施形態に係る超音波診断装置を用いずに従来の方法による血流速度波形の比較例とを用いて、血流速度波形の表示について説明する。図5(A)は本発明に係る超音波診断装置を用いて血流速度波形を

50

求めるためのグラフの図である。図 5 (B) は従来の超音波診断装置において手動操作で血流波形の速度レンジを設定したときのグラフである。図 5 (C) は本実施例における血流波形の理想の速度レンジを表わすグラフである。図 5 (D) は本実施形態における超音波診断装置を用いて血流波形の速度レンジを設定したときのグラフである。図 5 の各グラフは縦軸に速度レンジ (k H z)、横軸に時間 (s e c) を表わしたグラフである。

【 0 0 6 5 】

図 5 (A) に示すグラフ 5 0 1 は弁の影響の除去を行う前の実測の血流速度波形 $V_p(t)$ を表わすグラフであり、グラフ 5 0 2 は推定波形 $y_e(t)$ を表わすグラフであり、グラフ 5 0 3 はグラフ 5 0 1 の血流速度波形に対応した E C G 波形 $E C G(t)$ を表わすグラフであり、グラフ 5 0 4 は本実施形態に係る超音波診断装置を用いて弁の影響を除去した血流速度波形のグラフである。

10

【 0 0 6 6 】

実施例では、まず、実測したドプラ信号に対しドプラ自動トレースを行うことでグラフ 5 0 1 で表わされる実測の血流速度波形 $V_p(t)$ を作成する。そして、グラフ 5 0 3 で表わされる E C G 波形 $E C G(t)$ と統計的に求めた理想の血流速度波形とから、グラフ 5 0 2 で表わされる推定波形 $y_e(t)$ を作成する。そして、実測の血流速度波形 $V_p(t)$ から、この推定波形 $y_e(t)$ との差が閾値を超えた部分を除きその部分を補間することで、グラフ 5 0 4 で表わされる弁の影響を除去した血流速度波形を作成する。

【 0 0 6 7 】

ここで、実測波形 $V_p(t)$ から弁の影響を取り除かずに血流速度波形を表示する場合、速度レンジは 5 . 6 (k H z) 必要になってしまう。これに対し、従来の技術により、実測波形 $V_p(t)$ から手動操作によって弁の影響を除去した場合には、図 5 (B) に示すように 3 . 9 (k H z) の速度レンジで押さえることが可能である。しかし、極力弁の影響を抑えることを考えた場合を考えて統計学的に算出した理想の波形を基に速度レンジを求めると、本実施例における血流速度波形では 3 . 2 (k H z) に速度レンジを押さえることが理想である。そこで、本実施形態に係る超音波診断装置を用いて、グラフ 5 0 4 で表わされる弁の影響を除去した血流速度波形を用いた場合、図 5 (D) に示すように速度レンジは 3 . 2 (k H z) に押さえることが可能である。

20

【 0 0 6 8 】

以上のように、手動操作では理想の速度レンジに近づけることが困難であったものが、本実施形態に係る超音波診断装置により弁の影響を除去することで、その速度レンジをほぼ理想の速度レンジに近似させることが可能となっている。

30

【 0 0 6 9 】

〔 第 2 の実施形態 〕

以下、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。第 2 の実施形態における超音波診断装置 1 A は第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 において、異常判定手段 1 1 をさらに備えた構成である。図 3 は第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の機能を表すブロック図である。以下超音波診断装置 1 A における異常の判定について説明する。

【 0 0 7 0 】

異常判定手段 1 1 は、統計データとして記憶手段 7 に記憶されている年齢及び疾患毎の、弁信号の影響がない個別の理想の血流速度波形を基に状態空間を作成する。ここで、状態空間とは正常な状態とみなせる血流速度波形がその中に含まれることになる空間である。

40

【 0 0 7 1 】

異常判定手段 1 1 は、実測波形算出手段 9 1 から実測の血流速度波形 $V_p(t)$ を取得する。

【 0 0 7 2 】

異常判定手段 1 1 は、その血流速度波形 $V_p(t)$ を有する患者の年齢及び疾患を基に対応する状態空間を選択し、その状態空間と血流速度波形 $V_p(t)$ とのマハラノビス距離を求める。ここで、マハラノビス距離とは変数間の相関を用いた指標であり、対象とす

50

る基準空間からの距離を表わす距離尺度である。

【 0 0 7 3 】

異常判定手段 1 1 は、予め記憶しているマハラノビス距離に対する閾値を算出したマハラノビス距離が超える場合には血流速度が異常と判断する。そして、異常判定手段 1 1 は血流速度が異常であるという情報を、例えば表示手段 8 など使用して、操作者に通知する。

【 0 0 7 4 】

これにより、閾値を越えるような血流速度の異常が発生している場合には自動的に操作者に通知されるため、血流速度の異常の見落としを軽減することができ、より迅速で正確な診断を患者に提供することが可能となる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 5 】

【図 1】第 1 の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図

【図 2】第 1 の実施形態に係る超音波師団装置の一連の動作を説明するためのフローチャートの図

【図 3】第 2 の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図

【図 4】超音波診断装置によって取得された断層像とドプラスペクトラム画像を示す図

【図 5】(A) は本発明に係る超音波診断装置を用いて血流速度波形を求めるためのグラフ、(B) は従来の超音波診断装置において手動操作で決集波形の速度レンジを設定したときのグラフ、(C) は本実施例における血流波形の理想の速度レンジを表わすグラフ、(D) は本実施形態における超音波診断装置を用いて血流波形の速度レンジを設定したときのグラフである。

20

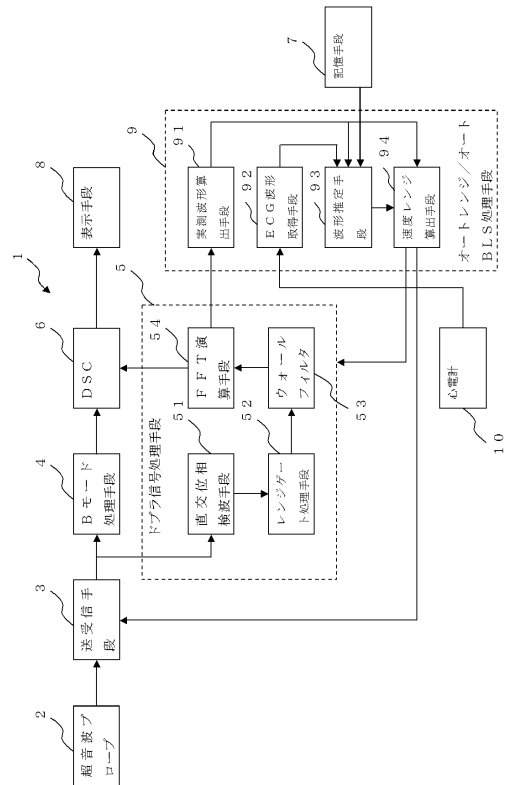
【符号の説明】

【 0 0 7 6 】

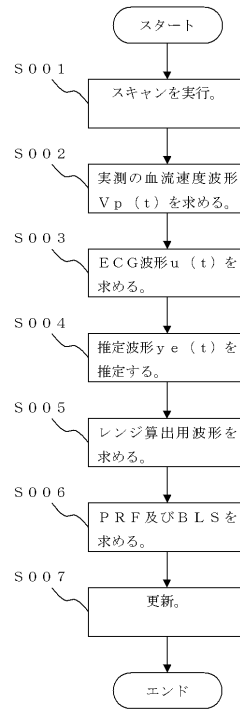
- 1、1 A 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信手段
- 4 B モード処理手段
- 5 ドブラ信号処理手段
- 6 D S C
- 7 記憶手段
- 8 表示手段
- 9 オートレンジ / オート B L S 処理手段
- 1 0 心電計
- 1 1 異常判定手段

30

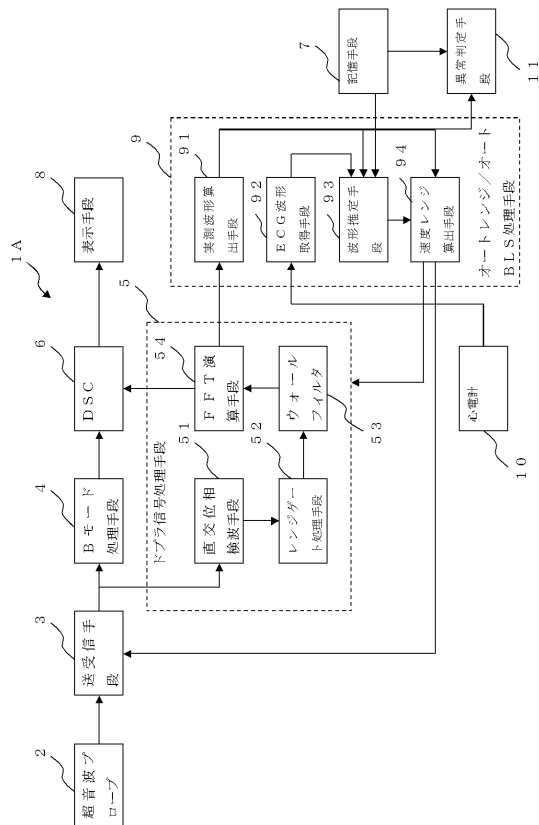
【 図 1 】



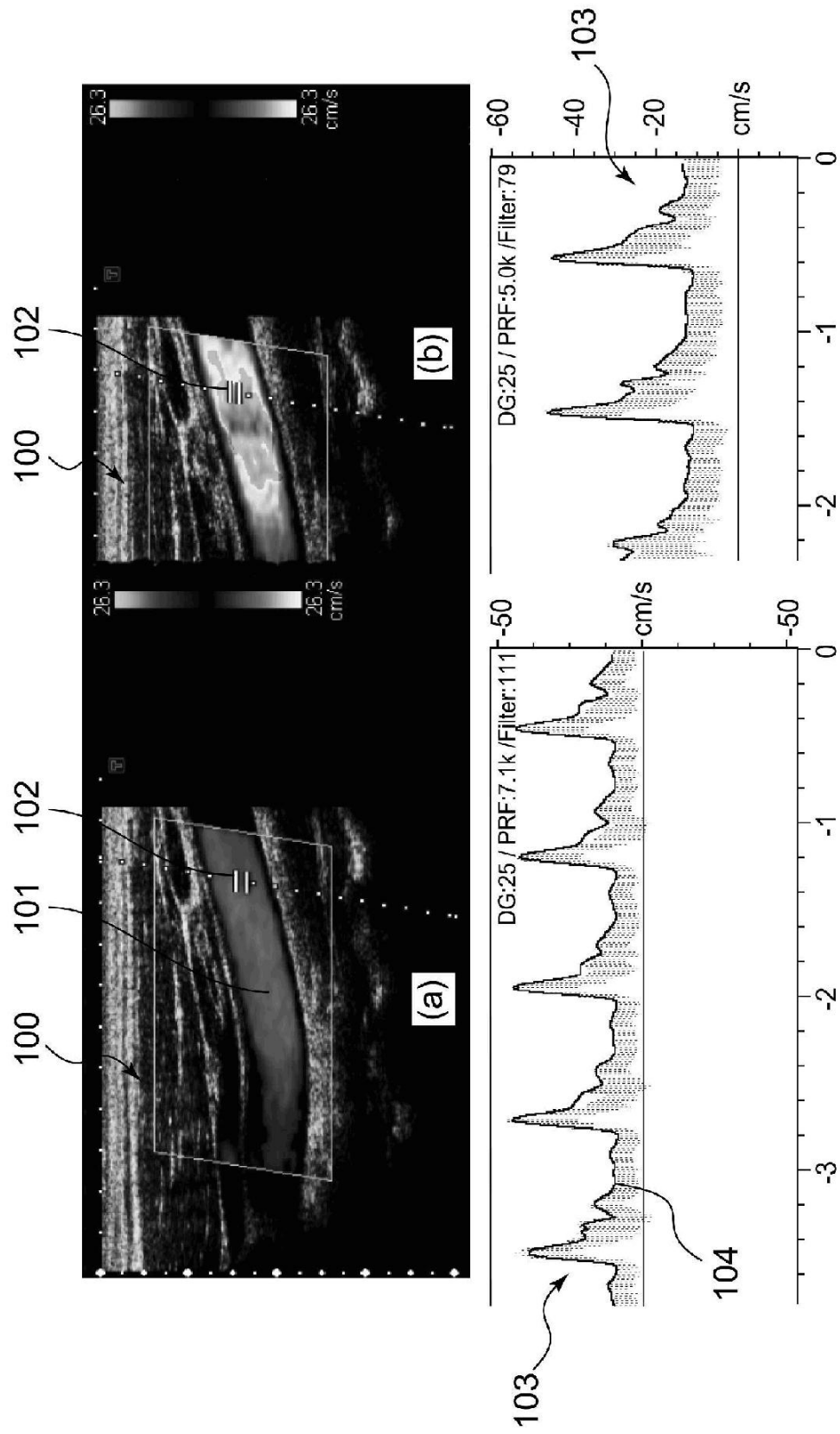
【 図 2 】



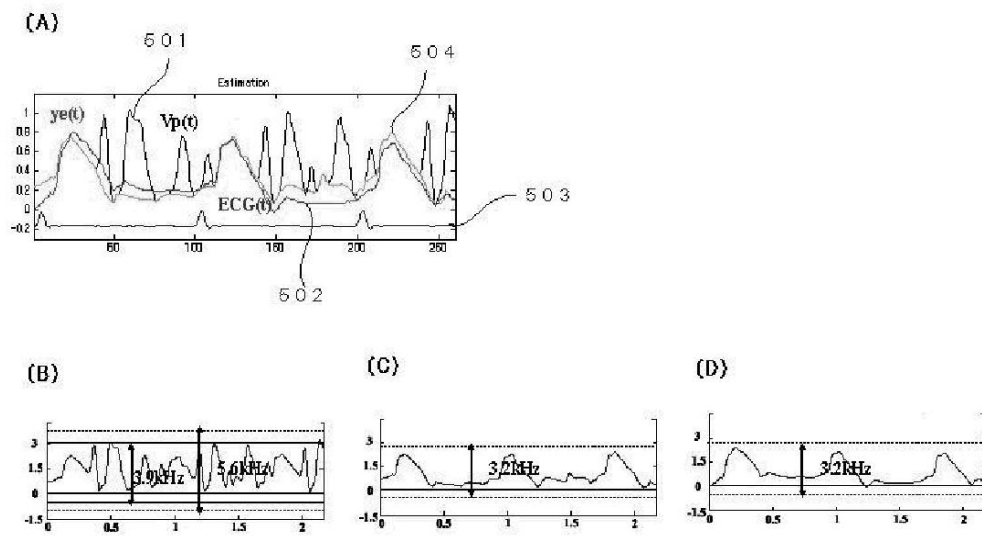
【 図 3 】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

- (72)発明者 潟口 宗基
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内
- (72)発明者 赤木 和哉
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内
- (72)発明者 河崎 修一
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内

審査官 樋口 宗彦

- (56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 2 3 7 6 4 7 (J P , A)
再公表特許第 2 0 0 4 / 1 1 2 5 6 8 (J P , A 1)
特開平 3 - 2 0 5 0 4 2 (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

【 図 3 】

The diagram illustrates the architecture of a digital still camera system (1A). The process begins with an **光学系** (Optical System) (2) and a **撮像レンズ** (Imaging Lens) (3) that capture light. This light passes through a **撮像素子** (Image Sensor) (4) and a **Bモード制御回路** (B-mode Control Circuit) (5). The output of the image sensor is then processed by a **DSC回路** (DSC Circuit) (6). The processed data is then sent to a **データ処理回路** (Data Processing Circuit) (7), which is part of a larger **デジタル処理回路** (Digital Processing Circuit) (8). This circuit includes a **圧縮回路** (Compression Circuit) (9), a **変換回路** (Conversion Circuit) (10), and a **変調回路** (Modulation Circuit) (11). The final output is a **デジタル画像データ** (Digital Image Data) (12). The system also includes a **電源回路** (Power Supply Circuit) (13) and a **制御回路** (Control Circuit) (14).