

(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2009-268734

(P2009-268734A)

(43) 公開日 平成21年11月19日(2009.11.19)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 9 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-122264 (P2008-122264)
(22) 出願日 平成20年5月8日 (2008.5.8)(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 宮木 浩仲
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD03 DE04 DE05 EE11 EE22
HH36 JB24 JB28 JB43 JB55
JC04 KK02 KK19

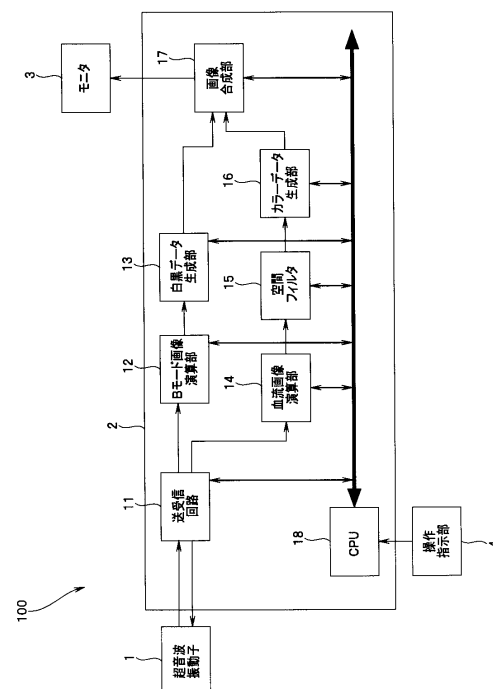
(54) 【発明の名称】 超音波観測装置

(57) 【要約】

【課題】 微小血管の検出能及び描出能を従来に比べて向上させることが可能な超音波観測装置を提供する。

【解決手段】 本発明の超音波観測装置は、被検体へ送信された音響的出力信号の反射信号を電気信号として受信するとともに、該電気信号に対して各種の信号処理を施すことにより、前記被検体の血流画像を生成可能な超音波観測装置において、前記被検体へ送信される前記音響的出力信号の周波数帯域を、操作指示部から出力される指示信号に応じたものに切り替える送信周波数切替部と、前記血流画像が描出される際の色を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更する血流色生成部と、を具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体へ送信された音響的出力信号の反射信号を電気信号として受信するとともに、該電気信号に対して各種の信号処理を施すことにより、前記被検体の血流画像を生成可能な超音波観測装置において、

前記被検体へ送信される前記音響的出力信号の周波数帯域を、操作指示部から出力される指示信号に応じたものに切り替える送信周波数切替部と、

前記血流画像が描出される際の色を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更する血流色生成部と、

を具備することを特徴とする超音波観測装置。

10

【請求項 2】

前記血流色生成部は、前記血流画像が描出される際の色相または色彩のいずれか一方を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

被検体へ送信された音響的出力信号の反射信号を電気信号として受信するとともに、該電気信号に対して各種の信号処理を施すことにより、前記被検体の血流画像を生成可能な超音波観測装置において、

前記被検体へ送信される前記音響的出力信号の周波数帯域を、操作指示部から出力される指示信号に応じたものに切り替える送信周波数切替部と、

前記血流画像の生成に際して空間フィルタ処理を行うとともに、該空間フィルタ処理の処理内容を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更するフィルタ処理部と、

を具備することを特徴とする超音波観測装置。

20

【請求項 4】

前記フィルタ処理部は、前記血流画像の座標形式を極座標から直交座標へ変換する座標変換処理部の前段側に設けられた第 1 の空間フィルタと、該座標変換処理部の後段側に設けられ、該第 1 の空間フィルタとは異なる機能を具備する第 2 の空間フィルタと、を有し、該第 1 の空間フィルタまたは該第 2 の空間フィルタにおける処理内容を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

30

【請求項 5】

前記フィルタ処理部は、前記血流画像の座標形式を極座標から直交座標へ変換する座標変換処理部の前段側に設けられた第 1 の空間フィルタと、該座標変換処理部の後段側に設けられ、該第 1 の空間フィルタとは異なる機能を具備する第 2 の空間フィルタと、を有し、該第 1 の空間フィルタ及び該第 2 の空間フィルタにおける処理内容を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

被検体へ送信された音響的出力信号の反射信号を電気信号として受信するとともに、該電気信号に対して各種の信号処理を施すことにより、前記被検体の血流画像を生成可能な超音波観測装置において、

前記被検体へ送信される前記音響的出力信号の周波数帯域を、操作指示部から出力される指示信号に応じたものに切り替える送信周波数切替部と、

前記血流画像が描出される際の色を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更する血流色生成部と、

前記血流画像の生成に際して空間フィルタ処理を行うとともに、該空間フィルタ処理の処理内容を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更するフィルタ処理部と、

を具備することを特徴とする超音波観測装置。

40

50

【請求項 7】

前記血流色生成部は、前記血流画像が描出される際の色相または色彩のいずれか一方を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波観測装置。

【請求項 8】

前記フィルタ処理部は、前記血流画像の座標形式を極座標から直交座標へ変換する座標変換処理部の前段側に設けられた第 1 の空間フィルタと、該座標変換処理部の後段側に設けられ、該第 1 の空間フィルタとは異なる機能を具備する第 2 の空間フィルタと、を有し、該第 1 の空間フィルタまたは該第 2 の空間フィルタにおける処理内容を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更することを特徴とする請求項 6 または請求項 7 に記載の超音波観測装置。

10

【請求項 9】

前記フィルタ処理部は、前記血流画像の座標形式を極座標から直交座標へ変換する座標変換処理部の前段側に設けられた第 1 の空間フィルタと、該座標変換処理部の後段側に設けられ、該第 1 の空間フィルタとは異なる機能を具備する第 2 の空間フィルタと、を有し、該第 1 の空間フィルタ及び該第 2 の空間フィルタにおける処理内容を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更することを特徴とする請求項 6 または請求項 7 に記載の超音波観測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、超音波観測装置に関し、特に、被検体の血流画像を生成可能な超音波観測装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

被検体としての生体内に超音波を送波し、該生体内の被検部位としての生体組織において超音波が反射した反射波を受波することにより、該生体の断層画像、及び、該断層画像の関心領域内の血流画像を得ることが可能な超音波観測装置が従来広く用いられている。また、前記超音波観測装置により得られた生体の断層画像及び血流画像は、例えば、術者等が病変の深達度の観測または臓器内部の状態の観察等を行う際に用いられている。そして、このような機能を有する装置としては、例えば、特許文献 1 の超音波診断装置が提案されている。

30

【0003】

特許文献 1 によれば、超音波診断装置において、広帯域な周波数特性を有する超音波パルスが被検体へ送信し、該超音波パルスが該被検体において反射したエコー信号に対して所定の信号処理を行うことにより、該被検体内に存在する微小血管の血流画像を取得可能とするための構成が開示されている。

【特許文献 1】US Patent No. 6, 419, 632

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0004】

しかし、特許文献 1 の超音波診断装置においては、取得した微小血管の血流画像を可視化する際に（エコー信号に対して）行われる信号処理により、実際に可視化された血流画像において滲みが生じてしまう場合がある。その結果、特許文献 1 の超音波診断装置によれば、可視化された血流画像における微小血管の分岐状態が判別し辛い、という課題が生じている。

【0005】

一方、微小血管における血流の速度、及び、微小血管の構造に応じて血流画像の描出能を向上させるための方法としては、例えば、該血流画像の表示色を最適な色に調整する方法が考えられる。しかし、このような表示色の調整を手動により行う場合においては、被

50

検体へ送信される超音波パルスの周波数特性に対して該表示色が適合するように調整を行う必要が生じるため、結果的に、操作者に対して過度な負担を課してしまう。

【0006】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、微小血管の検出能及び描出能を従来に比べて向上させることが可能な超音波観測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】

【0007】

本発明における超音波観測装置は、被検体へ送信された音響的出力信号の反射信号を電気信号として受信するとともに、該電気信号に対して各種の信号処理を施すことにより、前記被検体の血流画像を生成可能な超音波観測装置において、前記被検体へ送信される前記音響的出力信号の周波数帯域を、操作指示部から出力される指示信号に応じたものに切り替える送信周波数切替部と、前記血流画像が描出される際の色を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更する血流色生成部と、を具備することを特徴とする。

【0008】

本発明における超音波観測装置は、被検体へ送信された音響的出力信号の反射信号を電気信号として受信するとともに、該電気信号に対して各種の信号処理を施すことにより、前記被検体の血流画像を生成可能な超音波観測装置において、前記被検体へ送信される前記音響的出力信号の周波数帯域を、操作指示部から出力される指示信号に応じたものに切り替える送信周波数切替部と、前記血流画像の生成に際して空間フィルタ処理を行うとともに、該空間フィルタ処理の処理内容を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更するフィルタ処理部と、を具備することを特徴とする。

【0009】

本発明における超音波観測装置は、被検体へ送信された音響的出力信号の反射信号を電気信号として受信するとともに、該電気信号に対して各種の信号処理を施すことにより、前記被検体の血流画像を生成可能な超音波観測装置において、前記被検体へ送信される前記音響的出力信号の周波数帯域を、操作指示部から出力される指示信号に応じたものに切り替える送信周波数切替部と、前記血流画像が描出される際の色を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更する血流色生成部と、前記血流画像の生成に際して空間フィルタ処理を行うとともに、該空間フィルタ処理の処理内容を、前記送信周波数切替部による周波数帯域の切り替えに連動して変更するフィルタ処理部と、を具備することを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

本発明における超音波観測装置によると、微小血管の検出能及び描出能を従来に比べて向上させることが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

【0012】

図1から図11は、本発明の実施形態に係るものである。図1は、本発明の実施形態に係る超音波観測装置を具備する超音波観測システムの要部の構成の一例を示す図である。図2は、図1の超音波観測装置が具備するBモード画像演算部の詳細な構成の一例を示すブロック図である。図3は、図1の超音波観測装置が具備する血流画像演算部の詳細な構成の一例を示すブロック図である。図4は、図3の血流画像演算部が具備する空間フィルタにおいて設定されるフィルタ係数の一例を示す図である。図5は、図3の血流画像演算部が具備する空間フィルタにおいて設定されるフィルタ係数の、図4とは異なる例を示す図である。図6は、図1の血流画像演算部の後段に設けられた空間フィルタにおいて設定されるフィルタ係数の一例を示す図である。図7は、図1の血流画像演算部の後段に設けられた空間フィルタにおいて設定されるフィルタ係数の、図6とは異なる例を示す図であ

る。

【0013】

図8Aは、図1のカラーデータ生成部が具備するカラーパレットの一例を示す図である。図8Bは、図1のカラーデータ生成部が具備するカラーパレットの、図8Aとは異なる例を示す図である。図9Aは、図1のカラーデータ生成部が具備するカラーパレットの、図8A及び図8Bとは異なる例を示す図である。図9Bは、図1のカラーデータ生成部が具備するカラーパレットの、図8A、図8B及び図9Aとは異なる例を示す図である。図10は、図1の超音波観測装置からモニタへ出力される画像の一例を示す図である。図11は、血流画像の表示モード間における遷移を説明するための図である。

【0014】

超音波観測システム100は、図1に示すように、超音波振動子1と、超音波振動子1からの電気的パルス信号に対して処理を施し、該処理後の電気的パルス信号を映像信号として出力する超音波観測装置2と、超音波観測装置2から出力される映像信号に基づいて画像表示を行うモニタ3と、超音波観測システム100の各部に対する指示を行うための指示信号を出力可能な操作指示部4と、を有して要部が構成されている。

【0015】

複数のアレイ振動子により構成される超音波振動子1は、超音波観測装置2から出力される電気的パルス信号を音響的パルス信号に変換し、該音響的パルス信号を被検体（図示せず）に対して送信する。また、超音波振動子1は、被検体に対して送信された音響的パルス信号が該被検体において反射することにより生じた音響的反射信号を受信し、該音響的反射信号に基づく各音線の走査情報を電気的パルス信号に変換して超音波観測装置2へ出力する。

【0016】

なお、本実施形態の超音波振動子1は、複数のアレイ振動子以外の他の要素により構成されるものであってもよい。（この場合、後述する送受信回路11は、ビームフォーミング回路を具備しない構成となる。）

超音波観測装置2は、図1に示すように、送信周波数切替部としての機能を具備する送受信回路11と、Bモード画像演算部12と、白黒データ生成部13と、血流画像演算部14と、フィルタ処理部の一部を構成する空間フィルタ15と、血流色生成部としての機能を具備するカラーデータ生成部16と、モニタ3に接続される画像合成部17と、操作指示部4に接続されるCPU18と、を有している。

【0017】

送受信回路11は、プリアンプ、A/D変換回路、及び、ビームフォーミング回路を具備して構成されている。送受信回路11は、CPU18の制御に応じた中心周波数及びパルス波数の電気的パルスを生成して超音波振動子1へ出力する。また、送受信回路11は、超音波振動子1からの電気的パルス信号に対して増幅及びA/D変換処理を施すことにより、デジタルRFデータを生成する。そして、送受信回路11は、生成したデジタルRFデータのうち、Bモード画像生成用のものをBモード画像演算部12へ出力し、血流画像生成用のものを血流画像演算部14へ出力する。

【0018】

Bモード画像演算部12は、例えば図2に示すように、公知の技術を用いて夫々構築された、バンドパスフィルタ121と、Log圧縮処理部122と、ゲイン/STC処理部123と、コントラスト処理部124と、ローパスフィルタ125と、Bモード座標変換処理部126と、を有している。そして、Bモード画像演算部12へ出力されたデジタルRFデータは、前述した各部による処理が順次施されることにより、Bモード画像データに変換された状態として白黒データ生成部13へ出力される。なお、Bモード画像演算部12により算出されるBモード画像データは、2次元のものであってもよく、また、3次元のものであってもよい。

【0019】

白黒データ生成部13は、Bモード画像データの値と、Red、Green及びBlu

10

20

30

40

50

eからなる3つの色データとの対応を示すためのルックアップテーブル（以降、LUTと称する）がRAMまたはROMに格納されたものとして構成されている。そして、Bモード画像演算部12からのBモード画像データは、前述した構成の白黒データ生成部13を経ることにより、所定の階調の白黒データに変換された状態として画像合成部17へ出力される。

【0020】

血流画像演算部14は、血流の速度値またはパワー値に基づいて画像データを生成することが可能な機能を有している。（なお、本実施形態の説明における血流とは、例えば超音波造影剤のように、血管に注入された人工的な反射体の流れも含む広義のものとして用いている。）具体的には、血流画像演算部14は、図3に示すように、複素信号化処理部141と、MTIフィルタ142と、自己相関演算部143と、フィルタ処理部の一部を構成する空間フィルタ144と、速度／パワー演算部145と、しきい値処理部146と、血流画像座標変換処理部147と、を有している。

10

【0021】

すなわち、本実施形態におけるフィルタ処理部は、空間フィルタ144と、空間フィルタ15と、を具備して構成されている。

【0022】

複素信号化処理部141は、送受信回路11から出力されるデジタルRFデータを複素信号に変換して出力することが可能な構成を有している。具体的には、複素信号化処理部141は、互いに位相が90度異なる正弦波信号を乗算してローパスフィルタを通す処理をデジタルRFデータに対して順次施すことにより複素信号を得ることが可能な、いわゆる直交検波器を具備して構成されている。

20

【0023】

なお、複素信号化処理部141は、直交検波器を具備して構成されるものに限らず、例えば、デジタルRFデータの中心周波数において、互いに位相が90度異なる関係にある時刻のデータを夫々実数信号及び虚数信号としてサンプリングする処理を行うことにより複素信号を得ることが可能な、いわゆる直交サンプリング器を具備して構成されるものであってもよい。また、複素信号化処理部141は、直交検波器を具備して構成されるものに限らず、例えば、ヒルベルト変換フィルタを用いた信号処理を行うことにより、デジタルRFデータから複素信号を得ることが可能な構成を具備するものであってもよい。さらに、複素信号化処理部141において複素信号を得るための処理は、FPGA等のハードウェアを用いて実現されるものであってもよく、また、DSPあるいはCPUに書き込まれたソフトウェア（プログラム）を用いて実現されるものであってもよい。

30

【0024】

ところで、超音波観測装置2が血流の速度値またはパワー値を表示するモードとして動作している場合、所定の周波数の音響的パルス信号が血流の検出対象となる一の音線方向に沿って所定の回数（例えば8回）送信された後、該一の音線方向において反射された該所定の回数分の音響的反射信号が受信される。このとき、前記一の音線方向においては、同一の深さの点において、前記所定の回数と等しい数（例えば8個）の複素信号群が得られる。そして、血流の検出対象となる音線方向を順次変更しつつ同様の処理を行うことにより、2次元の局所平面上、または、3次元の局所空間内の各点において、前記所定の回数と等しい数の複素信号群を夫々得ることができる。このようにして得られた複素信号群は、超音波観測装置2に設けられた図示しないメモリに一時的に格納される。

40

【0025】

MTIフィルタ142は、DSP、CPUまたはFPGAのいずれかを用いて構築された、デジタルFIRフィルタまたはIIRフィルタを具備している。なお、DSPによりMTIフィルタ142が構築される場合においては、浮動小数点演算処理を行うものとしてもよい。

【0026】

MTIフィルタ142は、一の音線上における所定の空間位置において取得された、1

50

または複数の複素信号群を前記図示しないメモリから読み出した後、該 1 または複数の複素信号群を構成する実数信号群及び虚数信号群の夫々に対し、低周波成分（変動の少ない成分）を除去するためのフィルタ処理を行う。（このようなフィルタ処理は、運動速度の遅い成分を音響的反射信号から除去するための処理に相当する。）

そして、MTI フィルタ 142 は、前記フィルタ処理を施した後の実数信号群及び虚数信号群を組み合わせて生成した、入力時の信号個数からフィルタの過渡応答に相当する部分を除いた数の複素信号群を自己相関演算部 143 へ出力する。

【0027】

自己相関演算部 143 は、MTI フィルタ 142 から出力される複素信号群に基づき、該複素信号群の複素自己相関値を算出する。なお、自己相関演算部 143 は、FPGA 等のハードウェアにより前記複素自己相関値の算出を行うものであってもよく、また、DSP あるいは CPU に書き込まれたソフトウェア（プログラム）を用いて前記複素自己相関値の算出を行うものであってもよい。

【0028】

ここで、MTI フィルタ 142 から出力される複素信号群 Z_i を下記数式（1）のように定義する（但し、 $i = 1 \sim N$ であるとする）。

【0029】

$$z_i = x_i + jy_i \quad \cdots (1)$$

この場合、複素自己相関値 R は、下記数式（2）のように表される。

【0030】

$$R = \sum_{i=1}^{N-1} z_i \times z_{i+1}^* \quad \cdots (2)$$

なお、上記数式（2）において、 $*$ は複素共役を表すものとする。

【0031】

すなわち、自己相関演算部 143 は、MTI フィルタ 142 から出力される複素信号群に基づき、上記数式（2）として示される複素自己相関値 R を算出及び出力する。

【0032】

空間フィルタ 144 は、CPU 18 により指定されたフィルタ形式、フィルタタップ数及びフィルタ係数を用いつつ、複素自己相関値 R に対する空間フィルタ処理を行う。また、空間フィルタ 144 は、CPU 18 からの指示により、前記空間フィルタ処理を施すことなく、入力された複素自己相関値 R をそのまま出力するという処理を行うこともできる。

【0033】

なお、空間フィルタ 144 は、FPGA 等のハードウェアにより前記空間フィルタ処理を行うものであってもよく、また、DSP あるいは CPU に書き込まれたソフトウェア（プログラム）を用いて前記空間フィルタ処理を行うものであってもよい。

【0034】

空間フィルタ 144 による前記空間フィルタ処理には、例えば、図 4 及び図 5 のような空間フィルタが用いられる。具体的には、図 4 は、線形平滑化フィルタかつフィルタタップ数が 2×3 である場合のフィルタ係数の一例を示すものである。また、図 5 は、線形平滑化フィルタかつフィルタタップ数が 2×2 の場合のフィルタ係数の一例を示すものである。なお、空間フィルタ 144 による前記空間フィルタ処理の際には、図 4 及び図 5 に一例として示したもの以外のフィルタ形式、フィルタタップ数及びフィルタ係数を具備する

ものが選択されてもよい。

【0035】

以上に述べたような空間フィルタ処理が空間フィルタ144において行われることにより、複素自己相関値Rにおける空間的にランダムな値として出現する、電氣的なノイズ成分を抑制することができる。

【0036】

速度／パワー演算部145は、FPGA、DSPまたはCPU等により構成され、空間フィルタ144から出力される複素自己相関値Rに基づき、血流の速度値またはパワー値を算出する。具体的には、速度／パワー演算部145は、空間フィルタ144から出力される複素自己相関値Rと、下記数式(3)とに基づき、血流の速度値vを算出する。

10

【0037】

$$v = \frac{c}{4\pi f_0 T} \tan^{-1} \left(\frac{Ry}{Rx} \right) \quad \dots (3)$$

なお、上記数式(3)において、cは音速を示し、 f_0 は送受信した電氣的パルスを中心周波数を示し、Tは同一の音線方向に送受信の繰り返しを行う際の時間周期を示し、 R_x は複素自己相関値Rの実数成分を示し、 R_y は複素自己相関値Rの虚数成分を示すものであるとする。

20

【0038】

一方、速度／パワー演算部145は、空間フィルタ144から出力される複素自己相関値Rと、下記数式(4)とに基づき、血流のパワー値Iを複素自己相関値Rの絶対値として算出する。

【0039】

$$I = |R| \quad \dots (4)$$

30

しきい値処理部146は、FPGA、DSPまたはCPU等により構成され、一の空間位置における血流の速度値またはパワー値をモニタ3にカラー表示するか否かを弁別する。具体的には、しきい値処理部146は、例えば、一の空間位置における速度値v及びパワー値Iが、下記数式(5)、(6)及び(7)の全ての条件を満たすか否かを検出する。

【0040】

$$|v| > V_{TH} \quad \dots (5)$$

40

$$I > I_{TH1} \quad \dots (6)$$

$$I < I_{TH2} \quad \dots (7)$$

なお、上記数式(5)における V_{TH} は速度値に関するしきい値を示し、上記数式(6)における I_{TH1} は受信した電氣的パルスに含まれるノイズのパワーに相当するしきい値を示し、上記数式(7)における I_{TH2} は受信した電氣的パルスに含まれる生体組織のパワーに相当するしきい値を示すものであるとする。また、各しきい値における最適な値は、超音波振動子1の送受信感度、及び、超音波観測装置2の内部回路のノイズレベル等に応じて適宜定めることが可能である。

10

【0041】

そして、しきい値処理部146は、一の空間位置における速度値 v 及びパワー値 I が、上記数式(5)、(6)及び(7)の全ての条件を満たす場合、該一の空間位置の速度値 v またはパワー値 I をカラー表示させる。また、しきい値処理部146は、一の空間位置における速度値 v 及びパワー値 I が、上記数式(5)、(6)及び(7)のうちの少なくともいずれか1つの条件を満たさない場合、該一の空間位置の速度値 v 又はパワー値 I がカラー表示されないように、値を0に置換する処理を行う。

【0042】

血流画像座標変換処理部147は、しきい値処理146から出力される速度値 v またはパワー値 I に対して座標変換処理を施すことにより、2次元または3次元の画像を生成する。

20

【0043】

一般的に、しきい値処理146から出力される速度値 v またはパワー値 I は、極座標形式の画像データになっている。すなわち、血流画像座標変換処理部147は、前記座標変換処理を行うことにより、しきい値処理146から出力される極座標形式の画像データを、モニタ3における表示に適した直交座標形式の画像データに変換する。

【0044】

空間フィルタ15は、CPU18により指定されたフィルタ形式、フィルタタップ数及びフィルタ係数を用いつつ、血流画像座標変換処理部147から出力される血流画像の画像データに対する空間フィルタ処理を行う。

30

【0045】

空間フィルタ15において扱われるデータは、空間フィルタ144において扱われるデータとは異なり、スカラー量である。また、空間フィルタ15は、血流画像座標変換処理部147の前段に配置されている空間フィルタ144とは異なり、血流画像座標変換処理部147の後段に配置されている。

【0046】

空間フィルタ15による前記空間フィルタ処理には、例えば、図6及び図7のような空間フィルタが用いられる。具体的には、図6は、線形平滑化フィルタかつフィルタタップ数が 5×5 である場合のフィルタ係数の一例を示すものである。また、図7は、線形平滑化フィルタかつフィルタタップ数が 3×3 の場合のフィルタ係数の一例を示すものである。なお、空間フィルタ15による前記空間フィルタ処理の際には、メディアンフィルタ等の他の形式の平滑化フィルタが用いられてもよく、図6及び図7に一例として示したものの以外のフィルタタップ数及びフィルタ係数を具備するものが選択されてもよい。

40

【0047】

以上に述べたような空間フィルタ処理が空間フィルタ15において行われることにより、直交座標形式に変換された後の血流画像のエッジが丸められ、該血流画像における画素が滑らかに接続される。

【0048】

カラーデータ生成部16は、Red、Green及びBlueの中から少なくとも1つ

50

の色を用いて表現可能な色の組み合わせからなる複数のカラーパレットに相当する、複数の LUT が RAM または ROM に格納されたものとして構成されている。そして、カラーデータ生成部 16 は、CPU 18 の指示に基づき、前記複数のカラーパレットのうちから一のカラーパレットを選択した後、該一のカラーパレットを参照しつつ、空間フィルタ 15 から出力される血流画像の画像データを表示用のカラーデータに変換して出力する。

【0049】

具体例としては、カラーデータ生成部 16 は、CPU 18 の指示に基づき、血流の速度値を主に色相の変化に割り当てる場合には図 8 A に示すカラーパレットを用い、また、血流の速度値を主に彩度（色彩）の変化に割り当てる場合には図 8 B に示すカラーパレットを用いてカラーデータを生成する。また、カラーデータ生成部 16 は、CPU 18 の指示に基づき、血流のパワー値を主に色相の変化に割り当てる場合には図 9 A に示すカラーパレットを用い、血流のパワー値を主に彩度（色彩）の変化に割り当てる場合には図 9 B に示すカラーパレットを用いてカラーデータを生成する。

10

【0050】

画像合成部 17 は、白黒データ生成部 13 から出力される白黒データと、カラーデータ生成部 16 から出力されるカラーデータとを合成することにより、表示用画像データを生成する。

【0051】

具体的には、画像合成部 17 は、カラーデータ生成部 16 から出力されるカラーデータのうち、速度値またはパワー値のいずれかが 0 に相当するデータ値以外の他のデータ値を具備する各位置において、白黒データに該カラーデータを上書きすることにより、表示用画像データを生成する。

20

【0052】

なお、画像合成部 17 は、カラーデータと白黒データとの大小関係を比較した比較結果、または、カラーデータ及び白黒データを夫々個別のしきい値と比較した比較結果に基づき、所定の条件を満たす場合において、カラーデータの白黒データへの上書きを禁止するものであってもよい。また、画像合成部 17 は、超音波観測装置 2 の表示モードが血流の速度値またはパワー値のいずれのモードにも設定されていない場合においては、白黒データとカラーデータとの合成を行わず、白黒データを表示用画像データとして生成する。

【0053】

30

モニタ 3 は、画像合成部 17 から出力される表示用画像データに応じた、例えば図 10 に示す画像を画面上に表示する。

【0054】

モニタ 3 に表示される表示用画像 50 は、図 10 に示すように、超音波画像表示部 51 と、グレースケール表示部 52 と、カラースケール表示部 53 と、を少なくとも具備して構成されている。

【0055】

超音波画像表示部 51 には、画像合成部 17 から出力される表示用画像データと、図示しない文字情報等とが併せて表示される。

【0056】

40

グレースケール表示部 52 には、白黒データ生成部 13 により B モード画像データがモニタ表示用の白黒データに変換される際に用いられたグレースケールが表示される。

【0057】

カラースケール表示部 53 には、カラーデータ生成部 16 により血流の速度値またはパワー値がモニタ表示用のカラーデータに変換される際に用いられた一のカラーパレットが表示される。

【0058】

操作指示部 4 は、超音波観測システム 100 の各部に対する指示を行うための指示信号を CPU 18 へ出力可能な、キーボード、押しボタンスイッチ、トラックボール及びタッチパネル等を具備している。

50

【0059】

次に、本実施形態の超音波観測装置2を具備する超音波観測システム100の作用について説明を行う。

【0060】

まず、操作者は、操作指示部4の操作により、血流情報の表示モードをカラーフローモード及びパワーフローモードのいずれか一方を選択し、かつ、血流画像の分解能を選択する。

【0061】

以降においては、血流画像の分解能として、深達度優先モード及び高分解能モードの2つのモードを切り替え可能な例について主に説明を行う。換言すると、本実施形態においては、血流情報の表示モードと分解能との組み合わせを、図11に示す4つの組み合わせの中から選択及び切替可能な例について主に説明を行う。

10

【0062】

なお、本実施形態においては、血流画像の分解能として、深達度優先モード及び高分解能モードの2つのモードに加え、例えば、該2つのモードの中間的なモードであるノーマルモードがさらに設けられてもよい。

【0063】

CPU18は、血流情報の表示モード及び血流画像の分解能の選択に応じて操作指示部4から出力される指示信号に基づき、血流画像取得用として超音波振動子1へ出力される電气的パルスの中心周波数及びパルス波数の設定に係る制御を送受信回路11に対して行う。

20

【0064】

具体的には、CPU18は、例えば、カラーフローモードと深達度優先モードとの組み合わせが選択された場合においては、中心周波数5MHz及びパルス波数3波の送信を行うように設定し、また、カラーフローモードと高分解能モードとの組み合わせが選択された場合においては、中心周波数7.5MHz及びパルス波数2波の送信を行うように設定する。

【0065】

そして、以上に述べたような中心周波数及びパルス波数の切り替えが行われることにより、高分解能モードの場合においては、超音波振動子1から被検体へ送信される音響的パルス信号の周波数帯域が広くなり、かつ、高周波側にシフトするため、該音響的パルスの伝搬方向に対する分解能が向上する。すなわち、超音波観測装置2が高分解能モードに切り替えられた場合においては、被検体に存在する微小血管の検出能が向上する。また、中心周波数及びパルス波数の設定をカラーフローモードとパワーフローモードとにおいて夫々異なるものとするにより、両モード間の微小血管の検出能を変えることも可能である。

30

【0066】

なお、本実施形態の超音波観測装置2においては、Bモード画像の分解能を、血流画像の分解能と別個に切り替えることが可能である。具体的には、CPU18は、Bモード画像の分解能の選択に応じて操作指示部4から出力される指示信号に基づき、Bモード画像取得用として、例えば、中心周波数7.5MHz及びパルス波数1波の電气的パルスが超音波振動子1へ出力されるように送受信回路11に対する設定を行う。

40

【0067】

次に、CPU18は、血流画像演算部14内の速度／パワー演算部145に対し、上記数式(3)の演算の際に用いる f_0 の値の設定を行う。

【0068】

具体的には、CPU18は、深達度優先モードが選択された場合においては $f_0 = 5 \text{ MHz}$ として設定し、また、高分解能モードが選択された場合においては $f_0 = 7.5 \text{ MHz}$ として設定する。

【0069】

50

その後、CPU 18は、血流画像の分解能に応じたフィルタ形式、フィルタタップ数及びフィルタ係数の設定に係る指示を空間フィルタ144に対して行う。

【0070】

具体的には、CPU 18は、カラーフローモードと深達度優先モードとの組み合わせが選択された場合においては、図4に示した係数を具備する 2×3 の線形平滑化フィルタを用いるように指示を行い、また、カラーフローモードと高分解能モードとの組み合わせが選択された場合においては、空間フィルタ処理を行うことなく、入力されたデータをそのまま出力させるように指示を行う。

【0071】

さらに、CPU 18は、パワーフローモードと深達度優先モードとの組み合わせが選択された場合においては、図5に示した係数を具備する 2×2 の線形平滑化フィルタを用いるように指示を行い、また、パワーフローモードと高分解能モードとの組み合わせが選択された場合においては、空間フィルタ処理を行うことなく、入力されたデータをそのまま出力させるように指示を行う。

【0072】

そして、空間フィルタ144において、前述したようなフィルタの切り替えが行われることにより、深達度優先モードの場合においては、受信した電氣的パルスに含まれるノイズを低減させることができる。また、空間フィルタ144において、前述したような空間フィルタの切り替えが行われることにより、高分解能モードの場合においては、空間的な分解能の劣化が生じず、その結果、被検体に存在する微小血管の検出能を向上させることができる。

【0073】

一方、CPU 18は、血流画像の分解能に応じたフィルタ形式、フィルタタップ数及びフィルタ係数の設定に係る指示を空間フィルタ15に対して行う。

【0074】

具体的には、CPU 18は、カラーフローモードと深達度優先モードとの組み合わせが選択された場合においては、図6に示した係数を具備する 5×5 の線形平滑化フィルタを用いるように指示を行い、また、カラーフローモードと高分解能モードとの組み合わせが選択された場合においては、 3×3 のメディアンフィルタを用いるように指示を行う。

【0075】

さらに、CPU 18は、パワーフローモードと深達度優先モードとの組み合わせが選択された場合においては、図7に示した係数を具備する 3×3 の線形平滑化フィルタを用いるように指示を行い、また、パワーフローモードと高分解能モードとの組み合わせが選択された場合においては、 3×3 のメディアンフィルタを用いるように指示を行う。

【0076】

そして、空間フィルタ15において、前述したようなフィルタの切り替えが行われることにより、高分解能モードの場合においては、モニタ3の画面上に表示される血流画像のエッジが滲みにくくなり、微小血管の描出能が向上するため、微小血管の分岐状態を忠実に表現することができる。

【0077】

CPU 18は、血流画像の分解能に応じたカラーパレットの切り替えに係る指示をカラーデータ生成部16に対して行う。

【0078】

具体的には、CPU 18は、カラーフローモードと深達度優先モードとの組み合わせが選択された場合においては、図8Aのカラーパレットを用いるように指示を行い、また、カラーフローモードと高分解能モードとの組み合わせが選択された場合においては、図8Bのカラーパレットを用いるように指示を行う。

【0079】

さらに、CPU 18は、パワーフローモードと深達度優先モードとの組み合わせが選択された場合においては、図9Aのカラーパレットを用いるように指示を行い、また、パワ

10

20

30

40

50

ーフローモードと高分解能モードとの組み合わせが選択された場合においては、図 9 B のカラーパレットを用いるように指示を行う。なお、本実施形態においては、CPU 18 によるカラーパレットの切替の指示に伴い、カラースケール表示部 53 の表示状態が連動して変更される。

【0080】

そして、カラーデータ生成部 16 において、前述したようなカラーパレットの切り替えが行われることにより、高分解能モードの場合における微小血管の描出能を向上させることができる。また、本実施形態においては、分解能の選択に連動してカラースケール表示部 53 の表示状態が切り替わるため、現在選択されている分解能の設定を操作者が容易に認識することができる。

10

【0081】

以上に述べたように、本実施形態に係る超音波観測装置 2 によれば、送信パルスの周波数帯域、2つの空間フィルタ夫々における処理内容、及び、カラーデータの着色状態の各要素が、血流画像の分解能の切替操作に連動して各々切り替わる。その結果、本実施形態に係る超音波観測装置 2 によれば、簡易な操作により、微小血管の検出能及び描出能を従来に比べて向上させることができる。

【0082】

なお、本発明は、上述した各実施形態に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

【図面の簡単な説明】

20

【0083】

【図 1】本発明の実施形態に係る超音波観測装置を具備する超音波観測システムの要部の構成の一例を示す図。

【図 2】図 1 の B モード画像演算部の詳細な構成の一例を示すブロック図。

【図 3】図 1 の血流画像演算部の詳細な構成の一例を示すブロック図。

【図 4】図 3 の血流画像演算部が具備する空間フィルタにおいて設定されるフィルタ係数の一例を示す図。

【図 5】図 3 の血流画像演算部が具備する空間フィルタにおいて設定されるフィルタ係数の、図 4 とは異なる例を示す図。

【図 6】図 1 の血流画像演算部の後段に設けられた空間フィルタにおいて設定されるフィルタ係数の一例を示す図。

30

【図 7】図 1 の血流画像演算部の後段に設けられた空間フィルタにおいて設定されるフィルタ係数の、図 6 とは異なる例を示す図。

【図 8 A】図 1 のカラーデータ生成部が具備するカラーパレットの一例を示す図。

【図 8 B】図 1 のカラーデータ生成部が具備するカラーパレットの、図 8 A とは異なる例を示す図。

【図 9 A】図 1 のカラーデータ生成部が具備するカラーパレットの、図 8 A 及び図 8 B とは異なる例を示す図。

【図 9 B】図 1 のカラーデータ生成部が具備するカラーパレットの、図 8 A、図 8 B 及び図 9 A とは異なる例を示す図。

40

【図 10】図 1 の超音波観測装置からモニタへ出力される画像の一例を示す図。

【図 11】血流画像の表示モード間における遷移を説明するための図。

【符号の説明】

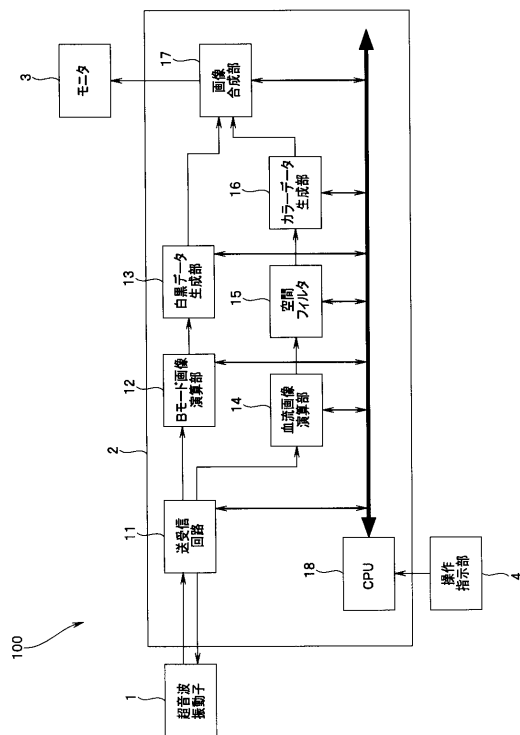
【0084】

- 1 超音波振動子
- 2 超音波観測装置
- 3 モニタ
- 4 操作指示部
- 11 送受信回路
- 12 B モード画像演算部

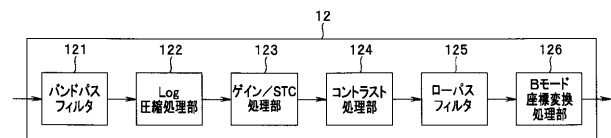
50

- 1 3 白黒データ生成部
- 1 4 血流画像演算部
- 1 5 空間フィルタ
- 1 6 カラーデータ生成部
- 1 7 画像合成部
- 5 0 表示用画像
- 5 1 超音波画像表示部
- 5 2 グレースケール表示部
- 5 3 カラースケール表示部
- 1 0 0 超音波観測システム

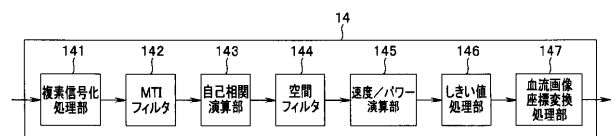
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 4】

1/6	1/6
1/6	1/6
1/6	1/6

【図 5】

$1/4$	$1/4$
$1/4$	$1/4$

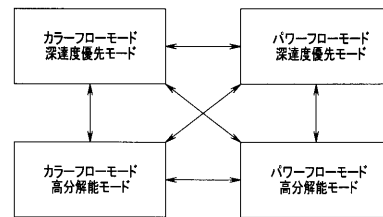
【図 6】

0	0	$1/13$	0	0
0	$1/13$	$1/13$	$1/13$	0
$1/13$	$1/13$	$1/13$	$1/13$	$1/13$
0	$1/13$	$1/13$	$1/13$	0
0	0	$1/13$	0	0

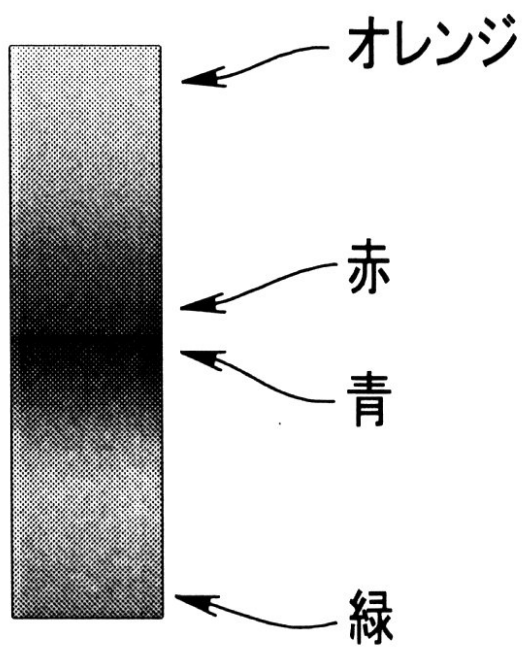
【図 7】

0	$1/5$	0
$1/5$	$1/5$	$1/5$
0	$1/5$	0

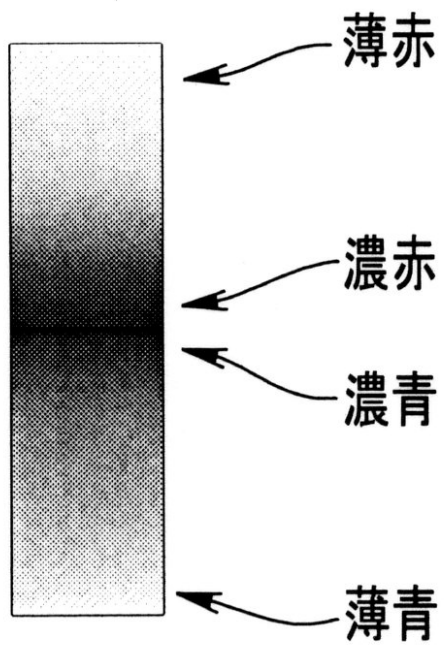
【図 11】



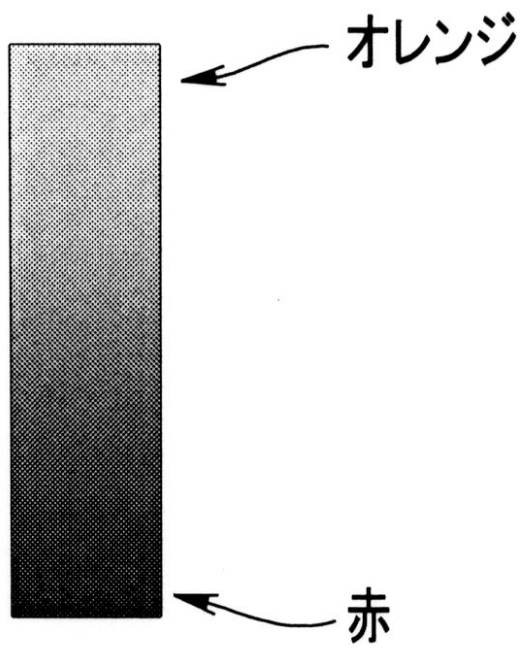
【図 8 A】



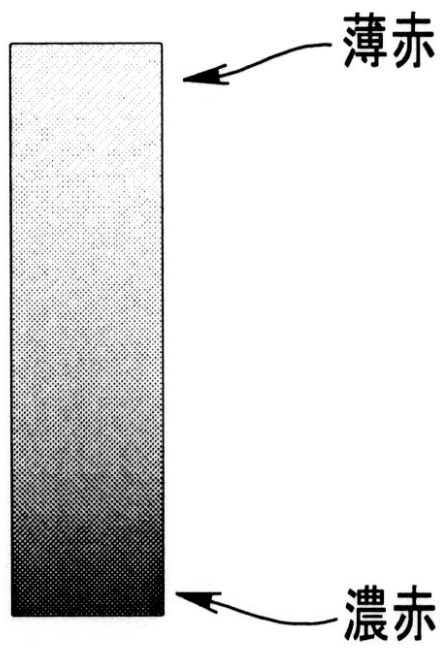
【図 8 B】



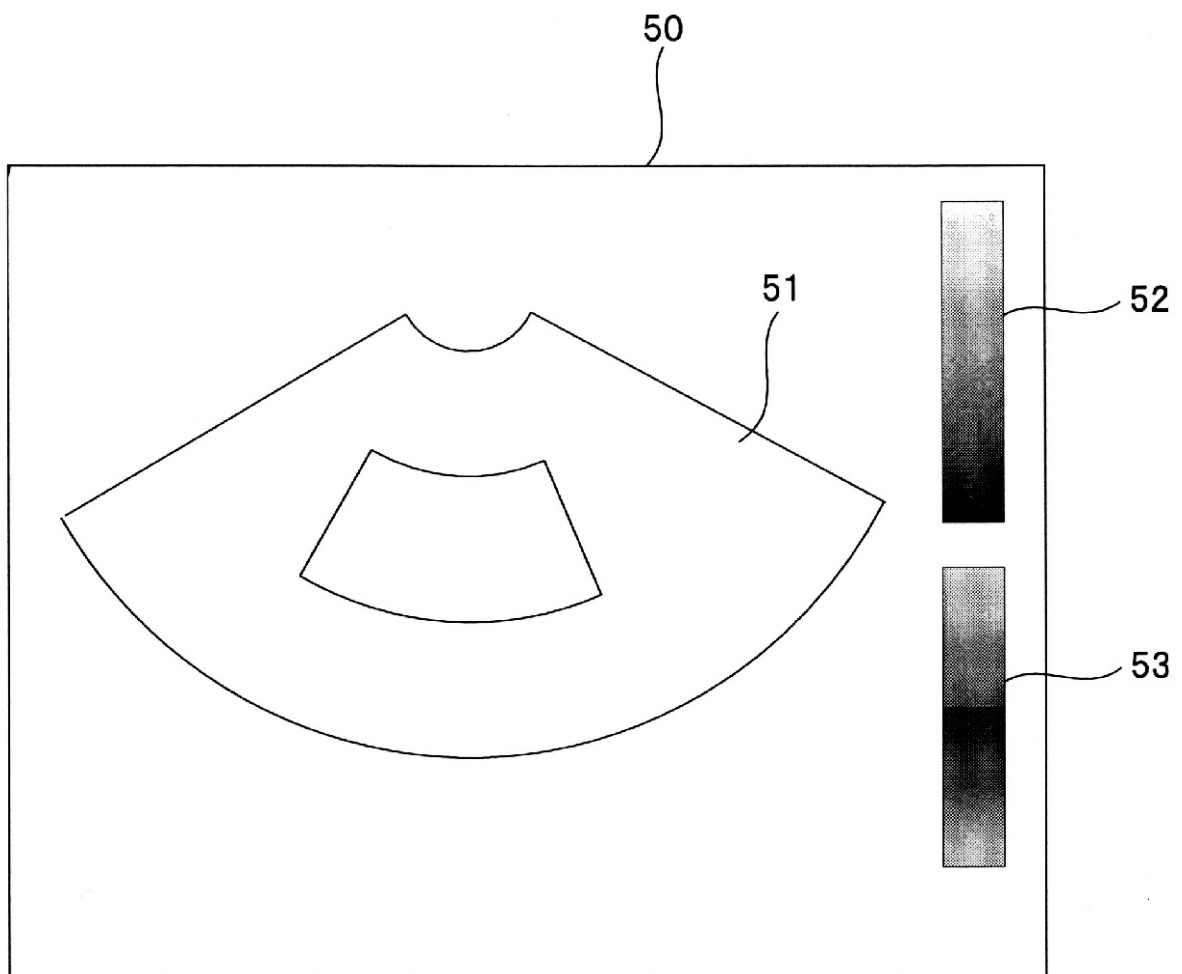
【図 9 A】



【図 9 B】



【図 10】



专利名称(译)	超声波观察装置		
公开(公告)号	JP2009268734A	公开(公告)日	2009-11-19
申请号	JP2008122264	申请日	2008-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	宮木 浩仲		
发明人	宮木 浩仲		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8979 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/461 A61B8/463 G01S7/52071 G01S15/895		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/HH36 4C601/JB24 4C601/JB28 4C601/JB43 4C601/JB55 4C601/JC04 4C601/KK02 4C601/KK19		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波观察装置，能够提高比以往更精细的血管的可检测性和可表现性。ZSOLUTION：超声波观测设备能够通过接收作为电信号发送到对象的声音输出信号的反射信号并且对电信号执行各种信号处理来创建对象的血流图像，并且包括传输频率切换部分将发送到对象的声音输出信号的频带切换到与从操作指示部分输出的指令信号对应的频带，以及改变颜色的血流颜色创建部分。通过传输频率切换部分与频带的切换相关联来可视化血流图像。Z

