(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2013-215524
(P2013-215524A)
(43)公開日　平成25年10月24日(2013.10.24)

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

審査請求 未請求　請求項の数 7　OL　（全 19 頁）

(21)出願番号　特願2012-91024(P2012-91024)
(22)出願日　平成24年4月12日(2012.4.12)

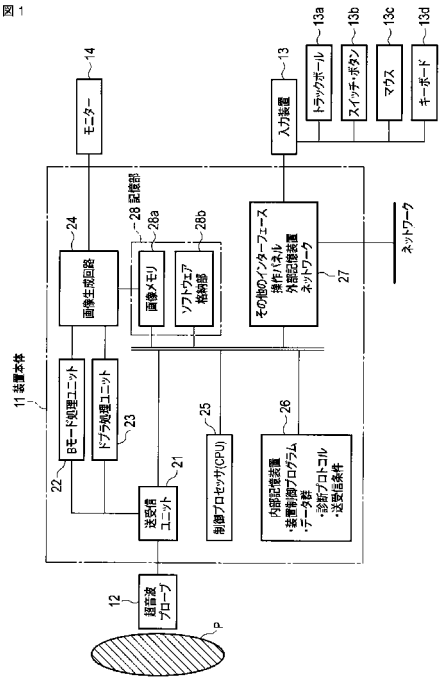
(71)出願人　000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目１番１号
(71)出願人　594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上１３８５番地
(74)代理人　100108855
弁理士　蔵田　昌俊
(74)代理人　100159651
弁理士　高倉　成男
(74)代理人　100091351
弁理士　河野　哲
(74)代理人　100088683
弁理士　中村　誠

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波診断装置及びプログラム

(57)【要約】
【課題】血管血流の微細構造の視認性を向上させる画像を表示することが可能な超音波診断装置及びプログラムを提供することにある。
【解決手段】走査部は、超音波プローブを介して、造影剤を投与された被検体内部を超音波で走査する。信号生成部は、走査部から出力される受信信号に基づいて直交検波信号を生成し、複数の直交検波信号からなるパケット信号を出力する。第１ウォールフィルタは、パケット信号に含まれる血流成分に対応する通過帯域を有する。第２ウォールフィルタは、パケット信号に含まれる組織灌流成分及び血流成分に対応する通過帯域を有する。最大値保持演算処理部は、第１ウォールフィルタの出力に対応する第１画像に対して最大値保持演算処理をかける。表示部は、最大値保持演算処理をかけられた第１画像と第２ウォールフィルタの出力に対応する第２画像とを表示する。
【選択図】図１

図1



【特許請求の範囲】
【請求項１】
超音波プローブと、
前記超音波プローブを介して、造影剤を投与された被検体内部を超音波で走査する走査部と、
前記走査部から出力される受信信号に基づいて直交検波信号を生成し、複数の前記直交検波信号からなるパケット信号を出力する信号生成部と、
前記パケット信号に含まれる血流成分に対応する通過帯域を有する第１ウォールフィルタと、
前記パケット信号に含まれる組織灌流成分及び血流成分に対応する通過帯域を有する第２ウォールフィルタと、
前記第１ウォールフィルタの出力に対応する第１画像に対して最大値保持演算処理をかける最大値保持演算処理部と、
前記最大値保持演算処理をかけられた第１画像と前記第２ウォールフィルタの出力に対応する第２画像とを表示する表示部と
を具備する超音波診断装置。
【請求項２】
少なくとも前記最大値保持演算処理をかけられた第１画像を前記表示部に表示させる第１モードと前記第２画像を前記表示部に表示させる第２モードとを操作者指示に従って切り替える制御部を更に具備す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】
前記表示部は、前記第２モードにおいて、前記第２画像上に前記最大値保持演算処理をかけられた第１画像が重畳された画像を表示することを特徴とする請求項２記載の超音波診断装置。
【請求項４】
前記第１ウォールフィルタの出力に対応する第１画像の中からモーションアーチファクトフレームを検出する検出部を更に具備し、
前記最大値保持演算処理部は、前記検出されたモーションアーチファクトフレームが除去された前記第１画像に対して最大値保持演算処理をかける
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５】
前記検出部は、前記第１ウォールフィルタの出力に対応する第１画像におけるフレーム間の変化に基づいて前記モーションアーチファクトフレームを検出することを特徴とする請求項４記載の超音波診断装置。
【請求項６】
前記最大値保持演算処理部は、前記最大値保持演算処理中に前記第１ウォールフィルタの出力に対応する第１画像におけるフレーム間の動きを補正す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７】
超音波プローブを介して、造影剤を投与された被検体内部を超音波で走査する超音波診断装置のプロセッサによって実行されるプログラムであって、
前記プロセッサに、
前記走査によって得られる受信信号に基づいて直交検波信号を生成し、複数の前記直交検波信号からなるパケット信号を出力するステップと、
前記パケット信号に含まれる血流成分に対応する通過帯域を有する第１ウォールフィルタの出力に対応する第１画像に対して最大値保持演算処理をかけるステップと、
前記最大値保持演算処理をかけられた第１画像と前記パケット信号に含まれる組織灌流成分及び血流成分に対応する通過帯域を有する第２ウォールフィルタの出力に対応する第２画像とを表示するステップと
を実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明の実施形態は、超音波造影剤を用いて行う造影エコー法において、組織灌流及び血管血流の微細構造を表示する超音波診断装置及びプログラムに関する。
【背景技術】
【０００２】
超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、システムの規模がＸ線、ＣＴ、ＭＲＩ等の他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していっての検査も容易に行うことができ、簡便である。
【０００３】
また、このような超音波診断を行うための超音波診断装置は、当該超音波診断装置が具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はＸ線等のように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。
【０００４】
ところで、近年では静脈投与型の超音波造影剤が製品化され、造影エコー法が行われている。この造影エコー法は、例えば心臓及び肝臓等の検査において静脈から超音波造影剤を注入して血流信号を増強し、血流動態の評価を行うことを目的としている。
【０００５】
造影剤の多くは微小気泡（マイクロバブル）が反射源として機能するものであるが、気泡というデリケートな基材の性質上、通常の診断レベルの超音波照射であっても、その機械的作用によって気泡が壊れる場合がある。これにより、結果的にスキャン面からの信号強度が低下してしまう。
【０００６】
従って、組織灌流の動的な様子をリアルタイムで観察するためには、低音圧の超音波送信によって画像化する等、スキャンによる気泡の崩壊を比較的低減させることが必要となる。しかしながら、このような低音圧の超音波送信による画像化は信号／ノイズ比（以下、Ｓ／Ｎ比と表記）も低下してしまうため、このＳ／Ｎ比の低下を補うための種々の信号処理法が考案されている。これにより、高Ｓ／Ｎ比でのリアルタイムの映像化が可能となってきている。
【０００７】
しかしながら、上記したような造影剤を用いることによって、血流のみならず、毛細血管レベルの組織灌流も映像化される。これは診断情報として有用である一方で、組織灌流に埋もれてしまうことによって血流構造（血管構造）の視認性が低下する場合がある。
【０００８】
これに対して、上記した造影剤の気泡が崩壊するという特徴を生かし、以下のような第１の手法が考案されている。この第１の手法は、（ａ）低音圧照射下でスキャン断面に充満していく気泡の動態を観察し、（ｂ）照射音圧を高音圧に切り替えて、断面内（厳密には照射体積内）の気泡を崩壊させ、（ｃ）再び断面内に流入していく気泡の様子を観察する、という手法である。この第１の手法は、ｒｅｐｌｅｎｉｓｈｍｅｎｔ（再灌流）法と呼ばれている。更に、再灌流過程において、流れる気泡数が非常に疎らな微細血管の視認性を向上させるために、再灌流中の画像（の輝度）に対して最大値保持演算を行うことにより、微細な血管を再構成する画像処理法も考案されている。本手法により、組織灌流と血管構造とを診断情報として提供することが可能となる。
【０００９】
また、組織灌流と血流情報を分離するための映像法としてドプラ法を応用した第２の手法が知られている。この第２の手法によれば、造影剤信号のドプラシフトが計算され、流速等の動きが緩慢な組織灌流と当該組織灌流に比べて流速が速い血流信号とが異なる色相

で表示される。本手法により、通常のグレースケール系の画像に比べ、血流の視認性を向上させることができる。

【００１０】

ところで、近年、腫瘍等に特異的に発現する分子に対する、映像化もしくは治療を目的とした造影剤が研究及び開発されている。例えば、これらの造影剤は、ターゲット（目標物）に特異的に吸着するための特殊な因子（リガンド）が表面に付加されており、当該リガンドの種類によって特定のターゲットに吸着できるようになっている。最も研究が進んでいるものは、ＶＥＧＦＲ２（血管内皮細胞増殖因子受容体）をターゲットにしたリガントをもつ造影剤である。ＶＥＧＦＲ２は、心筋梗塞等でダメージを受けた血管細胞に発現して、血管再生を促進させることができる。これらの造影剤は、静脈から投与された後に、数分から１０分程度でターゲットに凝集していくことが知られている。

【００１１】

なお、造影剤の投与直後から数分の時間帯は、通常の造影検査からも分かるように、当該造影剤が体内を灌流する。一方、造影剤の投与後１０分以降の時間帯においては、体内を灌流する造影剤は消失するが、上記したターゲットに吸着するような造影剤（以下、ターゲッティング造影剤と表記）は腫瘍に吸着し、その吸着量の定量等から更なる診断情報を提供することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【００１２】

【特許文献１】特開２００４－３２１６８８号公報

【特許文献２】特開２００３－１０２７２６号公報

【非特許文献】

【００１３】

【非特許文献１】I. Tardy, et al., “Ultrasound Molecular Imaging of VEGFR2 in a Rat Prostate Tumor Model Using BR55”, Investigative Radiology, Vol. 45, No. 10, October, 2010.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【００１４】

上記したターゲッティング造影剤を用いる場合においても、組織灌流及び血流の情報は診断情報として重要である。

【００１５】

しかしながら、上記した第１の手法による再灌流のための高音圧送信は、ターゲットに吸着したターゲッティング造影剤（ターゲットバブル）を壊すことになるため、ターゲッティング造影剤の吸着過程では使用することはできない。

【００１６】

また、上記した第２の手法を用いたとしても、微細な血流（構造）が組織灌流に埋もれたり、モーションアーチファクトの影響を受けたりするため、血管血流の微細構造の視認性を向上させることは困難である。

【００１７】

目的は、血管血流の微細構造の視認性を向上させる画像を表示することが可能な超音波診断装置及びプログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【００１８】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、走査部と、信号生成部と、第１ウォールフィルタと、第２ウォールフィルタと、最大値保持演算処理部と、表示部とを具備する。

【００１９】

走査部は、前記超音波プローブを介して、造影剤を投与された被検体内部を超音波で走

査する。
【００２０】
信号生成部は、前記走査部から出力される受信信号に基づいて直交検波信号を生成し、複数の直交検波信号からなるパケット信号を出力する。
【００２１】
第１ウォールフィルタは、前記パケット信号に含まれる血流成分に対応する通過帯域を有する。
【００２２】
第２ウォールフィルタは、前記パケット信号に含まれる組織灌流成分及び血流成分に対応する通過帯域を有する。
【００２３】
最大値保持演算処理部は、前記第１ウォールフィルタの出力に対応する第１画像に対して最大値保持演算処理をかける。
【００２４】
表示部は、前記最大値保持演算処理をかけられた第１画像と前記第２ウォールフィルタの出力に対応する第２画像とを表示する。
【図面の簡単な説明】
【００２５】
【図１】第１実施形態に係る超音波診断装置１０のブロック構成を示す図。
【図２】図１に示す画像生成回路２４の詳細を説明するための図。
【図３】本実施形態に係る超音波診断装置１０の処理手順を示すフローチャート。
【図４】本実施形態に係る超音波診断装置１０において造影モードが設定されている場合における信号の流れの一例について説明するための図。
【図５】本実施形態に係る超音波診断装置１０において血流モードが設定されている場合における信号の流れの一例について説明するための図。
【図６】モーションアーチファクトフレームの検出の一例を示す図。
【図７】本実施形態において造影モードから血流モードに切り替えられた場合の表示画像の遷移例を示す図。
【図８】第２実施形態に係る超音波診断装置１０の処理手順を示すフローチャート。
【図９】本実施形態において造影モードから血流モードに切り替えられた場合の表示画像の遷移例を示す図。
【発明を実施するための形態】
【００２６】
以下、図面を参照しながら第１及び第２実施形態に係わる超音波診断装置を説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。
【００２７】
（第１実施形態）
まず、第１実施形態について説明する。図１は、第１実施形態に係る超音波診断装置１０のブロック構成を示す図である。図１に示すように、超音波診断装置１０は、超音波診断装置本体（以下、単に装置本体と表記）１１と、超音波プローブ１２と、入力装置１３と、モニター１４とを備える。また、装置本体１１は、送受信ユニット２１と、Ｂモード処理ユニット２２と、ドプラ処理ユニット２３と、画像生成回路２４と、制御プロセッサ（ＣＰＵ）２５と、内部記憶装置２６と、インタフェース部２７と、画像メモリ２８ａ及びソフトウェア格納部２８ｂを有する記憶部２８とを含む。なお、装置本体１１に内蔵される送受信ユニット２１等は、例えば集積回路等のハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムである場合もある。以下、個々の構成要素の機能について説明する。
【００２８】
超音波プローブ１２は、送受信ユニット２１からの駆動信号に基づき超音波を発生し、

被検体Ｐからの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバッキング材等を有している。超音波プローブ１２から被検体Ｐに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ１２で受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【００２９】

入力装置１３は、装置本体１１に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ＲＯＩ）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体１１に取り込むためのトラックボール１３ａ、各種スイッチ・ボタン１３ｂ、マウス１３ｃ及びキーボード１３ｄ等を有している。

【００３０】

モニター１４は、画像生成回路２４からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【００３１】

送受信ユニット２１は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路及びパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数ｆｒ　Ｈｚ（周期；１／ｆｒ秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ１２に駆動パルスを印加する。

【００３２】

なお、送受信ユニット２１は、制御プロセッサ２５の指示に従って、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なリニアアンプ型の発信回路、または複数の電源ユニットを電気的に切り替える機構によって実現される。

【００３３】

また、送受信ユニット２１は、図示していないアンプ回路、Ａ／Ｄ変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、超音波プローブ１２を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。Ａ／Ｄ変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【００３４】

Ｂモード処理ユニット２２は、送受信ユニット２１からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成回路２４に送信され、反射波の強度を輝度にて表したＢモード画像としてモニター１４に表示される。

【００３５】

ドプラ処理ユニット２３は、送受信ユニット２１から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成回路２４に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター１４にカラー表示される。

【００３６】

画像生成回路２４は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。画像生成回路２４は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば

診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。なお、画像生成回路２４に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【００３７】

ここで、画像生成回路２４の詳細を図２に示す。図２に示すように、画像生成回路２４は、信号処理回路２４ａ、スキャンコンバータ２４ｂ及び画像処理回路２４ｃを含む。

【００３８】

まず、信号処理回路２４ａは、超音波スキャンの走査線レベルで画質を決定するようなフィルタリングを行う。信号処理回路２４ａの出力は、スキャンコンバータ２４ｂに送られると同時に、記憶部２８内の画像メモリ２８ａに保存される。

【００３９】

スキャンコンバータ２４ｂは、超音波スキャンの走査線信号列から、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する。スキャンコンバータ２４ｂの出力は、画像処理回路２４ｃに送られる。

【００４０】

画像処理回路２４ｃでは、輝度やコントラストの調整や空間フィルタなどの画像処理、もしくは種々の設定パラメータの文字情報や目盛などと共に合成され、ビデオ信号としてモニター１４に出力する。かくして被検体組織形状を表す断層像が表示される。

【００４１】

制御プロセッサ２５は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、装置本体１１の動作を制御する制御手段である。制御プロセッサ２５は、内部記憶装置２６から後述する超音波送受信・画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して記憶部２８内のソフトウェア格納部２８ｂ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【００４２】

内部記憶装置２６は、例えば上記した制御プログラムや、診断情報（患者ＩＤ、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群を格納している。また、必要に応じて、画像メモリ２８ａ中の画像の保管などにも使用される。内部記憶装置２６のデータは、インタフェース部（インタフェース回路）２７を経由して超音波診断装置１０の外部の周辺装置へ転送することも可能である。

【００４３】

インタフェース部２７は、入力装置１３、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。超音波診断装置１０において得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部２７によってネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【００４４】

なお、上記した画像メモリ２８ａは、信号処理回路２４ａから受信した画像データを格納する記憶メモリから成る。この画像データは、例えば診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動画的に再生することが可能である。また、画像メモリ２８ａは、送受信ユニット２１直後の出力信号（ｒａｄｉｏ ｆｒｅｑｕｅｎｃｙ（ＲＦ）信号と呼ばれる）、Ｂモード処理ユニット２２やドプラ処理ユニット２３通過後の画像輝度信号、その他の生データ、ネットワークを介して取得した画像データ等を必要に応じて記憶する。

【００４５】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置１０の動作について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置１０においては例えば操作者からの指示に従って後述する血流モード（第１モード）及び造影モード（第２モード）のうちのいずれかが設定され、当該超音波診断装置１０は当該設定されたモードに応じて動作することになる。本実施形態に係る超音波診断装置１０の装置本体１１に含まれる制御プロセッサ２５は、血流モードと造影モードとを切り替えるために画像生成回路２４の動作を制御する機能を有する。

【００４６】

なお、本実施形態においては、例えばターゲットバブルのような造影剤が用いられるものとする。つまり、本実施形態に係る超音波診断装置１０においては、超音波プローブ１２を介して、造影剤（例えば、ターゲットバブル等）を投与された被検体Ｐの内部が超音波で走査される。

【００４７】

ここで、図３のフローチャートを参照して、本実施形態に係る超音波診断装置１０の処理手順について説明する。ここでは、超音波診断装置１０において造影モードが設定されているものとする。

【００４８】

この場合、超音波診断装置１０では、低音圧による造影モードに応じた画像が表示される（ステップＳ１）。なお、造影モードは、例えばグレースケール系またはドプラ系処理による血流または組織灌流を映像化するためのモードである。なお、造影モードが設定されている場合における具体的な信号の流れについては後述する。

【００４９】

ここで、操作者は、例えばコマンドスクリーンまたは操作パネル等を介して血流モードへの切り替えを指示する（すなわち、ＭＦＩをＯＮにする）ことができる。このような操作者からの指示がない場合（ステップＳ２のＮＯ）、ステップＳ１の処理、すなわち、造影モードに応じた画像の表示が継続される。

【００５０】

一方、このような操作者からの指示（ＭＦＩ ＯＮの指示）がある場合（ステップＳ２のＹＥＳ）、装置本体１１に含まれる制御プロセッサ２５は、超音波診断装置１０において設定されている造影モードを血流モードに切り替える（ステップＳ３）。なお、血流モードとは、比較的速く流れる造影剤を好適に抽出するために、例えば送受信条件（受信帯域及びＰＲＦ等）及びウォールフィルタが好適に設定されたモードである。

【００５１】

ここで、上述した装置本体１１に含まれる画像生成回路２４は、例えば平均速度、分散またはパワー等の信号に含まれる血流成分に対応する通過帯域を有する第１ウォールフィルタ及び当該信号に含まれる組織灌流成分及び血流成分に対応する通過帯域を有する第２ウォールフィルタを含む。血管血流は組織灌流に比べて流速が速いため、第１ウォールフィルタは、例えば関心領域において比較的速く流れる（関心領域に対して相対的に移動している）造影剤からの信号を抽出する機能を有する。一方、第２ウォールフィルタは、関心領域において比較的緩慢に流れる（関心領域に対して相対的に静止している）造影剤からの信号及び関心領域において比較的速く流れる造影剤からの信号を抽出する機能を有する。

【００５２】

上記したように造影モードが血流モードに切り替えられた（すなわち、超音波診断装置１０において血流モードが設定された）場合、画像生成回路２４では、第１ウォールフィルタの出力に対応する血流画像（第１画像）が生成され、第２ウォールフィルタの出力に対応する組織灌流画像（第２画像）が生成される。なお、血流画像は、関心領域における血管血流を表示するための画像であり、組織灌流画像は、関心領域における組織灌流及び血管血流を表示するための画像である。

【００５３】

ここで、例えばドプラ系処理で低流速の微細血流を捉えようとすると、モーションアーチファクトの影響を受けやすく、後述する最大輝度保持画像の血流像を劣化させる場合がある。このため、画像生成回路２４では、第１ウォールフィルタの出力に対応する血流画像の中からモーションアーチファクトフレームが検出され、当該モーションアーチファクトフレームが除去される（ステップＳ４）。モーションアーチファクトフレームの検出は、例えば血流画像における毎フレームの速度情報または組織像に基づく当該フレーム間の変位に基づいて行われる。

【００５４】

次に、画像生成回路２４では、上記したモーションアーチファクトフレームの検出及び除去処理がされた血流画像に対して最大輝度保持演算処理（最大値保持演算処理）をかける（ステップＳ５）。この最大輝度保持演算処理は、例えば複数のフレームの空間的に対応する輝度値のうちの最大値を選択して新たな画像を生成する処理である。

【００５５】

なお、上記したステップＳ４及びＳ５においては、適宜、例えばフレーム間の位置ずれを補正する動き補正等の処理が組み合わされても構わない。このような処理が組み合わされることにより、より血流構造の視認性が高い画像（最大輝度保持画像）を生成することが可能となる。

【００５６】

ステップＳ５の処理が実行されると、画像生成回路２４では、上記した第２ウォールフィルタの出力に対応するリアルタイムの組織灌流画像上に、最大輝度保持画像（最大輝度保持演算処理がかけられた血流画像）が重畳された表示画像が生成される。ここで生成された表示画像は、例えばモニター１４に表示される（ステップＳ６）。なお、表示画像が生成される際には、例えば最大輝度保持演算処理がかけられた血流画像のダイナミックレンジ、ゲイン、マップ等を血流視認に好適に調整することも可能である。これにより、本実施形態においては、微細血管構造及び組織灌流を同時に診断画像として表示（提供）することが可能となる。

【００５７】

次に、図４を参照して、本実施形態に係る超音波診断装置１０において造影モードが設定されている場合における信号の流れの一例について説明する。ここでは、主にドプラ処理ユニット２３及び画像生成回路２４における信号の流れについて説明する。

【００５８】

ここで、まず、ドプラ処理ユニット２３に入力される信号（つまり、送受信部２１からドプラ処理ユニット２３に渡される信号）について説明する。ドプラ処理ユニット２３に入力される信号には、基本波成分が抑制され、非線形信号であるセカンドハーモニック（２次高調波）成分が強調された信号が含まれる。なお、この信号は、１回目の送信波形に対して位相を１８０度ずらした波形（振幅が反転された波形）を２回目に送信し、これにより得られたエコー信号（反射波データ）を加算することによって送受信部２１で取得される。

【００５９】

このような信号がドプラ処理ユニット２３に入力された場合、図４に示す当該ドプラ処理ユニット２３に含まれる直交検波回路は、当該信号を直交検波して、実部（Ｒ）と虚部（Ｉ）とからなる複素型の信号（直交検波信号）を検出する。なお、直交検波は、ドプラ処理ユニット２３に入力された信号と同相の信号、また９０度だけ位相が異なる信号をそれぞれミキシングすることによって行われる。このように直交検波回路によって抽出された直交検波信号の集合は、パケット信号として画像生成回路２４に送られる。なお、パケット信号は、ＩＱ信号を複数纏めたものである。

【００６０】

上記したように造影モードが設定されている場合、画像生成回路２４においては、上記直交検波信号からなるパケット信号から、当該画像生成回路２４（信号処理回路２４ａ）が有する第１ウォールフィルタ（Ｂａｎｄｐａｓｓフィルタ）によって関心領域において比較的速く流れる造影剤の信号が抽出され、当該画像生成回路２４（信号処理回路２４ａ）が有する第２ウォールフィルタ（Ｌｏｗｐａｓｓフィルタ）によって関心領域において比較的緩慢に流れる造影剤の信号及び当該関心領域において比較的速く流れる造影剤の信号が抽出される。

【００６１】

なお、第１ウォールフィルタによって抽出される信号（関心領域において比較的速く流れる造影剤の信号）は、例えばパケット信号に含まれる血流成分の信号である。一方、第２ウォールフィルタによって抽出される信号（関心領域において比較的緩慢に流れる造影

剤の信号及び当該関心領域において比較的速く流れる造影剤の信号）は、例えばパケット信号に含まれる組織灌流成分及び血流成分の信号である。以下の説明においては、便宜的に、第１ウォールフィルタによって抽出される信号（パケット信号を第１ウォールフィルタに通したもの）を血流信号、第２ウォールフィルタによって抽出される信号（パケット信号を第２ウォールフィルタに通したもの）を組織灌流信号と称する。つまり、血流信号はパケット信号を第１ウォールフィルタに通したものであり、組織灌流信号はパケット信号を第２ウォールフィルタに通したものである。

【００６２】

次に、信号処理回路２４ａでは、パワー計算部によって血流信号のパワーが計算される。なお、血流信号のパワーは、信号の実部をＲ、虚部をＩとすると、R^2+I^2により計算される。

【００６３】

その後、信号処理回路２４ａのＧａｉｎ調整部では、パワーが計算された血流信号に対応する血流画像及び組織灌流信号に対応する組織灌流画像に対して例えばゲイン（Ｇａｉｎ）調整等が行われ、当該ゲイン調整が行われた血流画像及び組織灌流画像に基づいて表示画像が生成される。

【００６４】

なお、ゲイン調整では表示画像を生成するための血流画像及び組織灌流画像に対する重み付け等の処理が行われる。すなわち、表示画像は、ゲイン調整処理結果に依存する。造影モードの場合のゲイン調整処理においては、例えば血流画像の重み（ｗ１）及び組織灌流画像の重み（ｗ２）を等しくする（ｗ１　ｗ２）。これにより、造影モードにおいては、血流画像及び組織灌流画像の比率が同じ表示画像が生成される。

【００６５】

上記したように造影モードが設定されている場合には、血流信号に対応する血流画像及び組織灌流信号に対応する組織灌流画像に基づいて表示画像が生成されることによって血流及び組織灌流の両方が映像化されるが、この場合、血流構造が組織灌流に埋もれてしまい、当該血流構造の視認性が低い場合がある。

【００６６】

なお、図４に示す例では、造影モードが設定されている場合に血流信号及び組織灌流信号の両方に対して処理が行われるものとして説明したが、造影モードが設定されている場合には、例えば組織灌流信号のみに対して処理が行われてもよい（すなわち、組織灌流画像のみが表示されてもよい）し、または、例えば各フィルタによって血流信号及び組織灌流信号に分離される前の信号に対して同様の処理が行われる構成でも構わない。

【００６７】

次に、図５を参照して、本実施形態に係る超音波診断装置１０において血流モードが設定されている場合における信号の流れの一例について説明する。前述した図４と同様に、ここでは、主にドプラ処理ユニット２３及び画像生成回路２４における信号の流れについて説明する。なお、ドプラ処理ユニット２３における信号の流れについては、上述した造影モードが設定されている場合と同様であるため、その詳しい説明を省略する。

【００６８】

血流モードが設定されている場合、画像生成回路２４においては、上記したパケット信号から、当該画像生成回路２４（信号処理回路２４ａ）が有する第１ウォールフィルタ（Ｂａｎｄｐａｓｓフィルタ）によって関心領域において比較的速く流れる造影剤の信号（血流信号）が抽出され、当該画像生成回路２４（信号処理回路２４ａ）が有する第２ウォールフィルタ（Ｌｏｗｐａｓｓフィルタ）によって関心領域において比較的緩慢に流れる造影剤の信号及び当該関心領域において比較的速く流れる造影剤の信号（組織灌流信号）が抽出される。

【００６９】

以下、血流モードが設定されている場合における、血流信号に対して行われる処理（以下、血流信号側の処理と表記）及び組織灌流信号に対して行われる処理（以下、組織灌流

信号側の処理と表記）の各々について説明する。

【００７０】

まず、血流信号側の処理について説明する。この場合、信号処理回路２４ａでは、パワー計算部によって血流信号のパワーが計算される。この血流信号のパワーの計算処理については、上述した造影モードが設定されている場合において説明した通りであるので、その詳しい説明を省略する。

【００７１】

次に、信号処理回路２４ａのモーションアーチファクトフレームの検出・除去部は、パワーが計算された血流信号に対応する血流画像の中からモーションアーチファクトフレームを検出し、当該検出されたモーションアーチファクトフレームを除去する。

【００７２】

ここで、図６は、モーションアーチファクトフレームの検出の一例を示す。図６に示す例では、連続する各フレーム（血流画像）において、画像全体または関心領域内の速度情報を監視し、当該フレーム間の変化がある閾値よりも大きいフレームをモーションアーチファクトフレームとみなして検出する。なお、上述したように例えば組織像に基づくフレーム間の変位を利用してモーションアーチファクトが検出されても構わない。

【００７３】

次に、信号処理回路２４ａのＭａｘｈｏｌｄ部（最大値保持演算処理部）は、モーションアーチファクトフレームが除去された血流画像に対して最大輝度保持演算処理（Ｍａｘｈｏｌｄ処理）をかける。

【００７４】

その後、画像生成回路２４（信号処理回路２４ａ）では、ＤＲ、ＭＡＰ調整部によって例えばダイナミックレンジ（ＤＲ）及びマップ（ＭＡＰ）調整等が行われ、更にＧａｉｎ調整部によって上述したゲイン調整等の処理が行われる。なお、ダイナミックレンジ（ＤＲ）及びマップ（ＭＡＰ）調整やゲイン調整等の処理は、最大輝度保持画像（最大輝度保持演算処理がかけられた血流画像）に対して行われる。

【００７５】

次に、組織灌流信号側の処理について説明する。この組織灌流信号側の処理においては、上述した造影モードが設定されている場合と同様の処理が実行される。具体的には、組織灌流信号に対応する組織灌流画像に対して例えばゲイン調整等が行われる。

【００７６】

上記したように血流信号側の処理及び組織灌流信号側の処理が実行されると、最大輝度保持画像（最大輝度保持演算処理がかけられた血流画像）及び組織灌流信号に対応する組織灌流画像に基づいて表示画像が生成される。

【００７７】

なお、血流モードの場合のゲイン調整処理においては、例えば最大輝度保持画像の重み（ｗ１）を組織灌流画像の重み（ｗ２）より大きくする（ｗ１＞ｗ２）。これにより、血流モードにおいては、最大輝度保持画像（つまり、血流画像）の比率が大きい表示画像が生成される。

【００７８】

上記したように血流モードが設定されている場合には、血流信号側の処理により血流画像のみに対して最大輝度保持演算処理がかけられているため、上述した造影モードが設定されている場合の表示画像と比較して、血流構造が組織灌流に埋もれることによる当該血流構造の視認性の低下を回避するとともに、微細血流構造と組織灌流とを同時に診断画像として提示することが可能となる。

【００７９】

なお、図７は、本実施形態において造影モードから血流モードに切り替えられた場合の表示画像の遷移例を示す。

【００８０】

図７に示す例において、表示画像１００ａは、造影モードが設定されている場合の表示

画像を示す。一方、表示画像１００ｂは、血流モードが設定されている場合の表示画像を示す。

【００８１】

前述したように血流モードが設定されている場合には、血流画像のみに対して最大輝度保持演算処理がかけられているため、図７に示すように、表示画像１００ａと比較して、表示画像１００ｂにおいては血管構造１０１をより明確に観察することができる。なお、図７に示す表示画像１００ａ及び１００ｂにおいては、血管構造１０１の周辺には組織灌流１０２が表示されている。

【００８２】

上記したように本実施形態においては、第１ウォールフィルタの出力（つまり、血流信号）に対応する血流画像（第１画像）に対して最大値保持演算処理をかけ、当該最大値保持演算処理をかけられた血流画像と第２ウォールフィルタの出力（つまり、組織灌流信号）に対応する組織灌流画像（第２画像）とを表示する構成により、血管血流の微細構造の視認性を向上させる画像を表示することが可能となる。

【００８３】

すなわち、本実施形態においては、血流画像のみに対して最大輝度保持演算処理がかけられるため、血流構造が組織灌流に埋もれることによる当該血流構造の視認性の低下を回避することができる。

【００８４】

また、本実施形態においては、少なくとも最大値保持画像（最大値保持演算処理がかけられた血流画像を表示させる血流モード（第１モード）と組織灌流画像を表示させる血流モード（第２モード）とを操作者指示に従って切り替えるために画像生成回路２４を制御する構成により、当該操作者にとって所望のモードに応じた画像を生成して表示することが可能となる。

【００８５】

また、本実施形態においては、血流モードにおいて、組織灌流画像上に最大輝度保持画像が重畳された表示画像を表示する構成により、血流構造が組織灌流に埋もれることなく当該血流構造及び組織灌流を同時に観察することが可能となる。

【００８６】

また、本実施形態においては、血流画像の中からモーションアーチファクトフレームを検出し、当該検出されたモーションアーチファクトフレームを除去して最大輝度保持演算処理をかける構成により、より血流構造の視認性を向上させる画像（最大輝度保持画像）を表示することが可能となる。

【００８７】

なお、本実施形態においては、最大輝度保持演算処理が行われるものとして説明したが、当該最大輝度保持演算処理の代わりに、例えば複数のフレームの空間的に対応する位置の信号を重み付け加算することによって新たな画像を生成するような処理（例えば、時間的残像処理）が行われても構わない。

【００８８】

また、本実施形態に係る超音波診断装置１０を用いた検査中または画像のフリーズ後等に、適宜、血流または組織灌流を単独表示することが可能な構成としても構わない。

【００８９】

また、本実施形態においては、便宜的に血流モード及び造影モードのうちのいずれかが設定されるものとして説明したが、これら以外の他のモードが併用されるような構成であっても構わない。

【００９０】

（第２実施形態）

次に、第２実施形態について説明する。なお、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成は、前述した第１実施形態と同様であるため、適宜、図１及び図２を用いて説明する。

【００９１】
本実施形態に係る超音波診断装置１０においては、血流モードが設定されている場合に前述した最大輝度保持画像のみが表示される点が、前述した第１実施形態と異なる。
【００９２】
以下、図８のフローチャートを参照して、本実施形態に係る超音波診断装置１０の処理手順について説明する。ここでは、超音波診断装置１０において造影モードが設定されているものとする。
【００９３】
この場合、超音波診断装置１０では、前述した図３に示すステップＳ１～Ｓ５の処理に相当するステップＳ１１～Ｓ１５の処理が実行される。
【００９４】
次に、画像生成回路２４では、ステップＳ１５によって最大輝度保持演算処理がかけられた血流画像（最大輝度保持画像）に基づいて表示画像が生成される。ここで生成された表示画像は、例えばモニター１４に表示される（ステップＳ１６）。すなわち、ステップＳ１６においては、前述した第１実施形態において血流モードが設定されている際に表示される画像（表示画像）から組織灌流画像が除かれた画像（すなわち、最大輝度保持画像によって表される血流のみ）が表示されることになる。
【００９５】
ここで、図９は、本実施形態において造影モードから血流モードに切り替えられた場合の表示画像の遷移例を示す。
【００９６】
図９に示す例において、表示画像２００ａは、造影モードが設定されている場合の表示画像を示す。また、表示画像２００ｂは、造影モードから血流モードに切り替えられた直後の表示画像を示す。また、表示画像２００ｃは、血流モードに切り替えられた後に最大輝度保持演算処理が行われた後の表示画像を示す。
【００９７】
すなわち、本実施形態において造影モードが設定されている場合には、表示画像２００ａが表示されている。その後、血流モードに切り替えられた直後には、表示画像２００ａから表示画像２００ｂに遷移する。この場合、表示画像２００ｂでは、表示画像２００ａにおいて表示されていた組織灌流２０２が除かれている。更に、血流モードにおいて最大輝度保持演算処理が行われた後には表示画像２００ｃに遷移するが、当該表示画像２００ｃでは、表示画像２００ｂと比較して、例えば血流の疎らな末梢や微細血管についてもより明確に表示される。
【００９８】
上記したように本実施形態においては、血流モードが設定されている場合に最大輝度保持画像のみに基づいて表示画像が生成されるため、血流構造の視認性をより向上させることができる。
【００９９】
また、本実施形態においては、例えばｒｅｐｌｅｎｉｓｈｍｅｎｔ（再灌流）法により断面内のバブル（気泡）を破壊する代わりに、組織灌流画像を表示画像から除くことで血流構造のみを表示できるため、ターゲットバブルを用いている場合や造影剤の灌流が少ないために必要以上に造影剤（バブル）を破壊したくないような場合にも有用である。
【０１００】
なお、本実施形態においては、血流モードに切り替えられた場合、前述した第１実施形態と同様に、組織灌流信号に基づいて組織灌流画像が生成されるものとして説明したが、上述したように本実施形態においては最大輝度保持画像のみに基づいて表示画像が生成されるため、当該組織灌流画像の生成処理については省略されても構わない。一方、前述した第１実施形態と同様に組織灌流画像が生成された場合には、例えば診断の後に操作者が呼び出すために、当該組織灌流画像が画像メモリ２８ａ等に格納されてもよい。
【０１０１】

これらの実施形態によれば、血管血流の微細構造の視認性を向上させる画像を表示することが可能な超音波診断装置及びプログラムを提供することができる。

【０１０２】

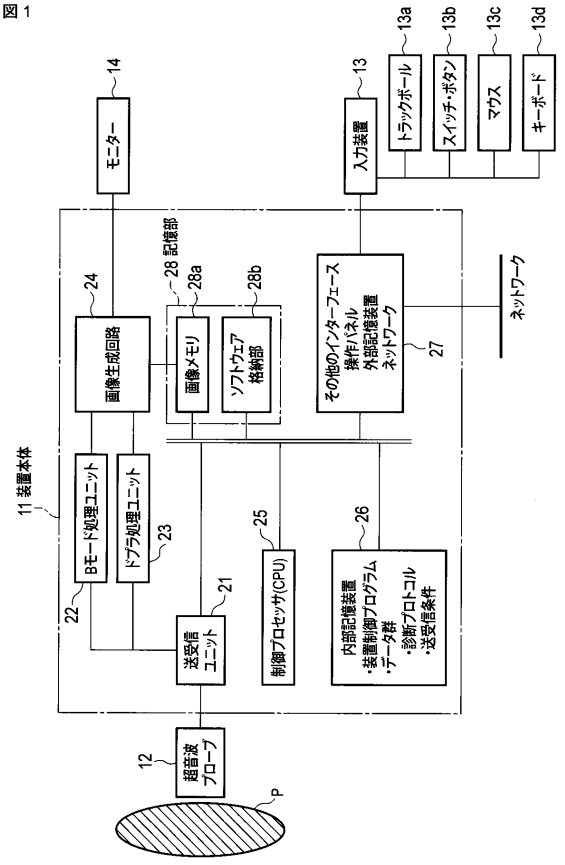
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

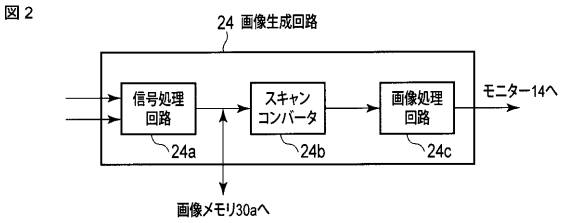
【０１０３】

１０…超音波診断装置、１１…装置本体、１２…超音波プローブ、１３…入力装置、１３ａ…トラックボール、１３ｂ…スイッチ・ボタン、１３ｃ…マウス、１３ｄ…キーボード、１４…モニター、２１…送受信ユニット、２２…Ｂモード処理ユニット、２３…ドプラ処理ユニット、２４…画像生成回路、２４ａ…信号処理回路、２４ｂ…スキャンコンバータ、２４ｃ…画像処理回路、２５…制御プロセッサ、２６…内部記憶装置、２７…インタフェース部、２８…記憶部、２８ａ…画像メモリ、２８ｂ…ソフトウェア格納部。

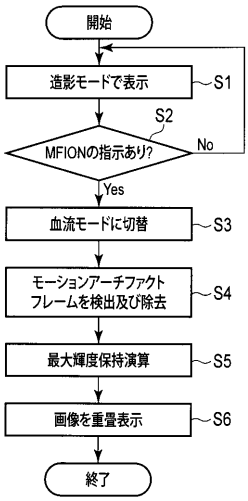
【図１】



【図２】

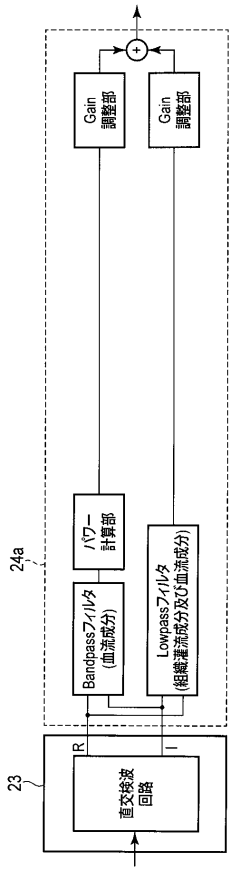


【図３】



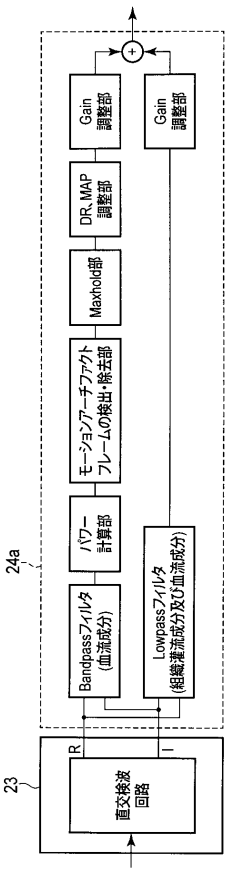
【図４】

図４



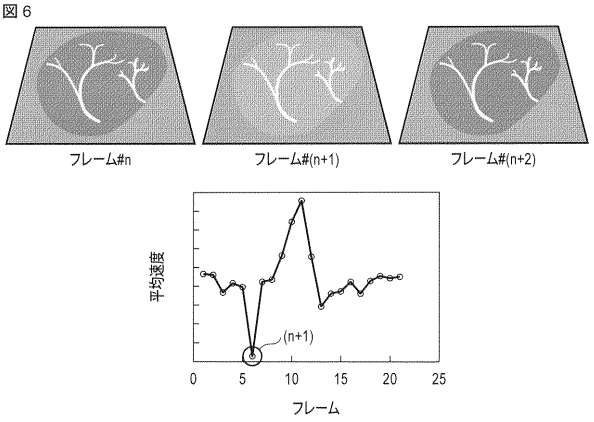
【図５】

図５



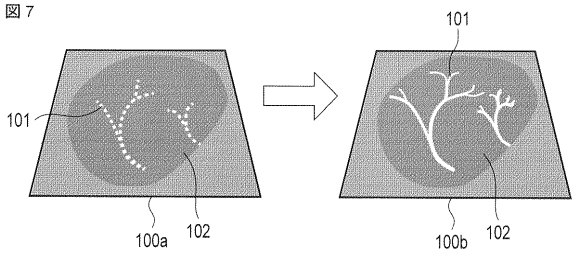
【図６】

図６



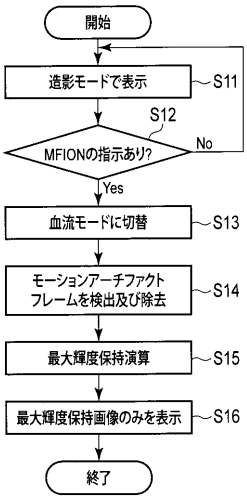
【図７】

図７



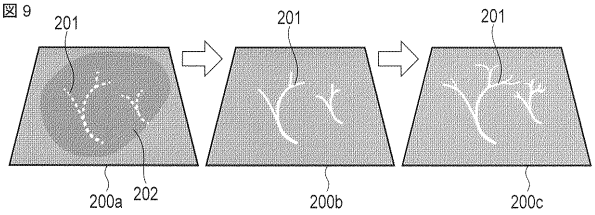
【図８】

図８



【図９】

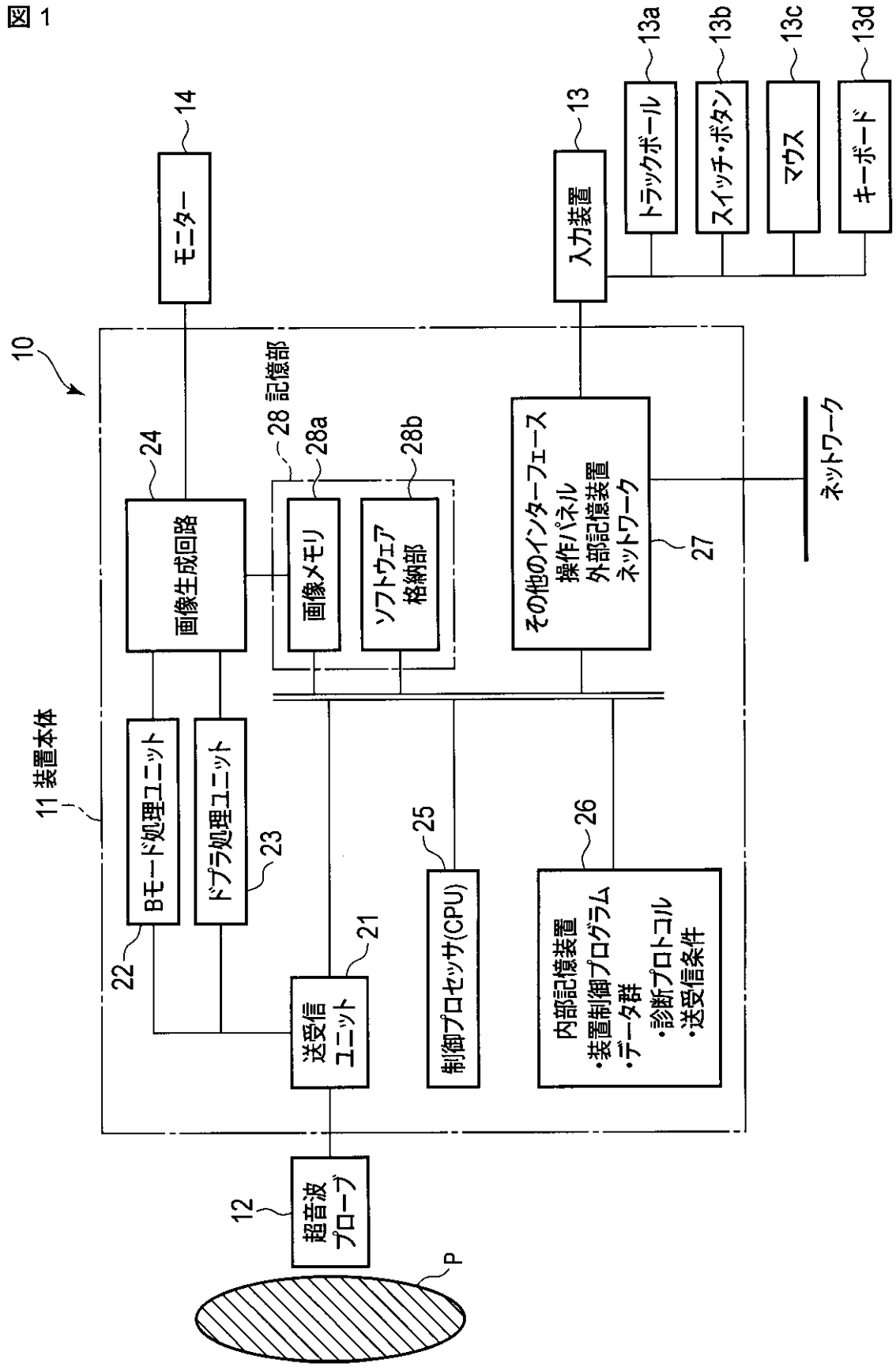
図９



【手続補正書】
【提出日】平成25年3月18日(2013.3.18)
【手続補正１】
【補正対象書類名】特許請求の範囲
【補正対象項目名】請求項３
【補正方法】変更
【補正の内容】
【請求項３】
前記表示部は、前記第１モードにおいて、前記第２画像上に前記最大値保持演算処理をかけられた第１画像が重畳された画像を表示することを特徴とする請求項２記載の超音波診断装置。
【手続補正２】
【補正対象書類名】図面
【補正対象項目名】図１
【補正方法】変更
【補正の内容】

【図１】

図１

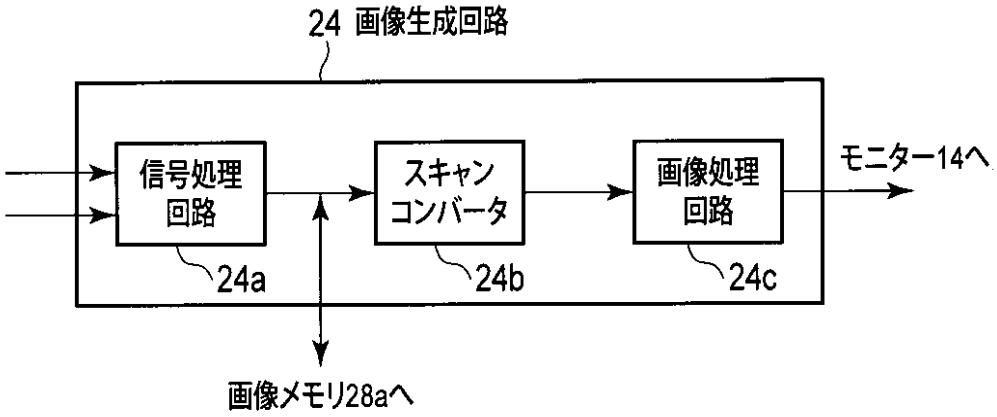


【手続補正３】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図２
【補正方法】変更
【補正の内容】
【図２】

図２

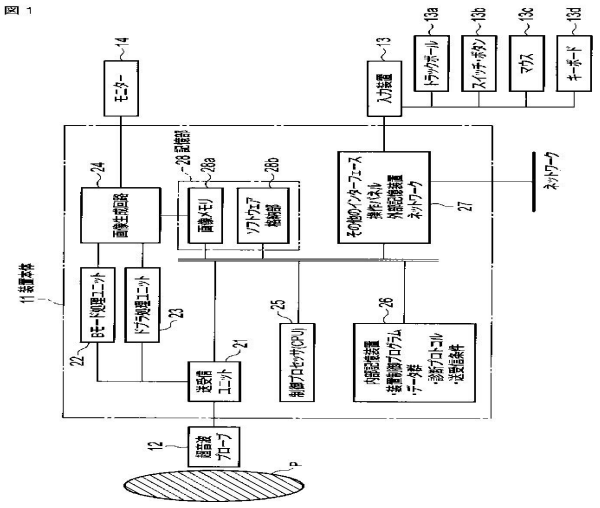


フロントページの続き

(74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
(74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
(74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
(74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
(74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
(74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
(74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
(72)発明者 吉新 寛樹
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本社内
(72)発明者 神山 直久
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本社内
(72)発明者 吉田 哲也
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本社内
(72)発明者 佐藤 武史
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本社内

Ｆターム(参考) 4C601 DE03 DE05 DE06 DE14 EE04 EE30 JB31 JC16 KK24 KK27
LL38

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP2013215524A	公开(公告)日	2013-10-24
申请号	JP2012091024	申请日	2012-04-12
[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		
[标]发明人	吉新寛樹 神山直久 吉田哲也 佐藤武史		
发明人	吉新 寛樹 神山 直久 吉田 哲也 佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/4444 A61B8/481 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/DE14 4C601/EE04 4C601/EE30 4C601/JB31 4C601/JC16 4C601/KK24 4C601/KK27 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 井上 正 冈田隆		
其他公开文献	JP6150985B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声诊断设备和程序，能够显示图像以改善血管中血流的精细结构的可见性。 扫描单元通过超声探头扫描已经对其施加造影剂的对象的内部。信号产生单元基于从扫描单元输出的接收信号产生正交检测信号，并输出由多个正交检测信号组成的分组信号。第一壁滤波器具有与包信号中包含的血流分量对应的通带。第二壁滤波器具有对应于组织灌注分量的通带和包括在分组信号中的血流分量。最大值保持计算处理单元对与第一壁滤波器的输出相对应的第一图像执行最大值保持计算处理。显示单元显示经历最大值保持计算处理的第一图像和与第二壁滤波器的输出对应的第二图像。 [选图]图1