

(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2005-118600
(P2005-118600A)

(43) 公開日 平成17年5月12日(2005.5.12)

(51) Int.Cl.⁷
A61B 8/00

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 2 O L (全 19 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2005-24543 (P2005-24543)</p> <p>(22) 出願日 平成17年1月31日(2005.1.31)</p> <p>(62) 分割の表示 特願2003-3287 (P2003-3287) の分割</p> <p>原出願日 平成6年7月11日(1994.7.11)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願平5-171333</p> <p>(32) 優先日 平成5年7月12日(1993.7.12)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(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</p> <p>(74) 代理人 100058479 弁理士 鈴江 武彦</p> <p>(74) 代理人 100091351 弁理士 河野 哲</p> <p>(74) 代理人 100088683 弁理士 中村 誠</p> <p>(74) 代理人 100108855 弁理士 蔵田 昌俊</p> <p>(74) 代理人 100075672 弁理士 峰 隆司</p> <p>(74) 代理人 100109830 弁理士 福原 淑弘</p>
---	--

最終頁に続く

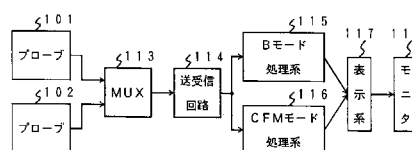
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 造影剤の関心領域への流入出量の経時的变化等の各種情報をリアルタイムで提供できる超音波診断装置を提供することにある。

【解決手段】 超音波プローブ101, 102と、これら超音波プローブ101, 102を送受信駆動し、複数の走査線から構成されたフレーム単位の超音波画像を得る送受信回路114と、超音波プローブ101, 102と送受信回路104との接続の組合せを時分割で切換える切替器113を有し、前記フレーム単位の超音波画像に関心領域を設定し、該設定された前記フレーム単位の超音波画像の関心領域における画像データの時間的な変化曲線をほぼ同時に求め、該求められた前記複数の時間的な変化曲線を同時表示する。

【選択図】 図22



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

造影剤が投与された被検体に対して超音波を送受信し超音波受信信号を得る送受信手段と、

この送受信部により得られる超音波受信信号を信号処理してフレーム単位の超音波画像を得る信号処理手段と、

この信号処理手段により得られるフレーム単位の超音波画像中に関心領域を設定する設定手段と、

この設定手段により設定されたフレーム毎の関心領域間にフィルタリングを施すフィルタリング手段と、

このフィルタリング手段によりフィルタリングされたフレーム毎の関心領域の画像データに基づき、造影剤に起因する前記関心領域における画像データの時間的な変化曲線を求める算出手段と、

この算出手段により求められた前記時間的な変化曲線を表示する表示手段と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記フィルタリング手段は、フレーム毎の前記関心領域間に対して、平均化処理及び減算処理の少なくとも一方を含むフィルタリングを施すことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波造影剤による診断に適用する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波パルスを生体内に放射し、固有音響インピーダンス（両媒質の密度と音速との積）の異なる組織の境界面から反射してくる反射波を受信した後、これを処理して画像を得るものであり、X線診断法のような被曝障害がなく臨床上有益な装置である。しかも、電子走査技術に代表される各種技術の進歩によりリアルタイム性能が向上し、動体計測がより容易になった。

【0003】

ところで、近年、超音波造影剤の開発が進み、X線アンギオに匹敵するような綿密な血流診断への期待が高まっている。この超音波造影剤は生体からの受信信号とその強度において明確に相違する性質を有している。これによりBモード像上で超音波造影剤が流入した部分は他の部分と輝度または階調レベルが相違するので、観察者は超音波造影剤の流入の様子を観察することができる。

【0004】

ところで、このような超音波造影剤の流入の様子を視覚的に観察するだけではその精度は非常に低い。診断精度を向上するには、造影剤の関心領域への流入出量の経時変化やその立ち上がり時間等の各種情報が必要となる。従来の超音波診断装置ではこのような各種情報を提供することはできず、このため観察者は各フレーム毎に関心領域内の濃度合計を計測し、その結果をグラフにまとめて診断に供していた。このように各種情報を入手するために観察者は不快な手間と時間を要求される。また、その情報がリアルタイムで得られないという問題もある。さらに、受信信号には生体成分と造影剤成分とが含まれていて、関心領域への流入出量を正確に測定するためには、受信信号から造影剤成分を抽出する必要があるが、超音波はX線に比べて態動の影響を受け易く同じ生体部分の生体成分であってもその強度は経時的に不安定であり、このため受信信号から造影剤成分を正確に抽出することができないという問題もある。

【0005】

また、一般に超音波診断装置のダイナミックレンジは、コントラストを高めるため生体

10

20

30

40

50

組織からの受信信号の予想される強度幅に設定されている。このため受信信号の造影剤成分は、生体からの受信信号とその強度において明確に相違しているため、このダイナミックレンジから突出し飽和することがあり、そのため画像化できないという問題もある。

【0006】

さらに、造影剤の流入状況は、離れた2つの部分、例えば頸動脈と内脈の2つの部分を同時観察することが有効である。このため従来は、2台の超音波診断装置を使用していた。しかし互いに他方の超音波の影響でビートノイズが画像に発生する問題があった。また、両装置間で各別に画像を生成するため、両装置のプロブの電気/超音波変換特性やプリアンプ等のゲイン特性の相違により両装置の標準信号レベルが相違し、このため画像間比較できないという問題もある。

10

【0007】

また、上述し他に、異なるダイナミックレンジの入出力特性を記憶したROMを有し、いずれかを選択できる超音波診断装置が知られている(特許文献1参照)。

【0008】

さらに、ダイナミックレンジ切り替え機能を有する対数圧縮回路を備える超音波診断装置が知られている(特許文献2参照)。

【0009】

またさらに、関心領域を指定することができ、該関心領域内の統計量を算出する手段を備える超音波診断装置が知られている(特許文献3参照)。

【特許文献1】特開昭62-144642号公報(第2図、第4図及び第3頁)

20

【特許文献2】特開平04-224739号公報(図1)

【特許文献3】特開平04-035653号公報(第1図、第2図)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかし、上述したいずれの先行技術においても、造影剤を用いた超音波診断においては不十分であり、その改善が求められていた。

【0011】

本発明の目的は、造影剤の関心領域への流入出量の経時的変化等の各種情報をリアルタイムで提供できる、又は、離れた2つの部分の画像を互いに他方の超音波の影響でビートノイズの発生を押しさえながらそれぞれリアルタイムで収集できる超音波診断装置を提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的は、次の超音波診断装置により達成される。すなわち、本発明は、造影剤が投与された被検体に対して超音波を送受信し超音波受信信号を得る送受信手段と、この送受信部により得られる超音波受信信号を信号処理してフレーム単位の超音波画像を得る信号処理手段と、この信号処理手段により得られるフレーム単位の超音波画像中に関心領域を設定する設定手段と、この設定手段により設定されたフレーム毎の関心領域間にフィルタリングを施すフィルタリング手段と、このフィルタリング手段によりフィルタリングされたフレーム毎の関心領域の画像データに基づき、造影剤に起因する前記関心領域における画像データの時間的な変化曲線を求める算出手段と、この算出手段により求められた前記時間的な変化曲線を表示する表示手段と、を具備する超音波診断装置である。

40

【発明の効果】

【0013】

以上本発明によれば、造影剤の関心領域への流入出量の経時的変化等の各種情報をリアルタイムで提供できる、又は、離れた2つの部分の画像を互いに他方の超音波の影響でビートノイズの発生を押しさえながらそれぞれリアルタイムで収集できる超音波診断装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 4 】

以下、図面を参照して本発明による超音波診断装置の実施形態を説明する。

【 0 0 1 5 】

図 1 は本発明による超音波診断装置の第 1 実施形態を示すブロック図である。図 1 に示すように、被検体 P に当てられた超音波プローブ 1 は、送信部 2 0 0 及び受信部 2 0 1 により送受信駆動される。受信部 2 0 1 からは超音波受信信号が得られる。この超音波受信信号は信号処理部 2 0 2 に与えられ、ここで B モード像、ドプラ像、CFM (カラーフローマッピング) 像の如き超音波画像が得られる。変換部 2 0 3 は、信号処理部 2 0 2 から出力された超音波画像のダイナミックレンジを変換する。表示部 2 0 4 は、変換されたダイナミックレンジを有する超音波画像を表示する。制御部 2 0 5 は、送信部 2 0 0、受信部 2 0 1、信号処理部 2 0 2、変換部 2 0 3 及び表示部 2 0 4 を制御する。

10

【 0 0 1 6 】

設定部 2 0 6 は、超音波条件の設定を初めとする診断条件を設定する。この他に、設定部 2 0 6 では、造影剤モードである造影剤が注入された被検体からの超音波画像と、通常モードである造影剤が注入されていない被検体からの超音波画像とに応じて変換部 2 0 3 の変換特性を変更するべく制御部 2 0 5 に指令を与える。変換部 2 0 3 は、ダイナミックレンジの異なる 2 つのログ圧縮器を用いて、通常モードと造影剤モードとで適宜選択的に使用して、通常モードでは良好なコントラストを有する超音波画像を得ることができ、造影剤モードでは造影剤の信号を飽和することなく超音波画像をログ圧縮することができる。

20

【 0 0 1 7 】

図 2 は本発明による超音波診断装置の第 2 実施形態を示すブロック図である。図 2 に示すように、第 2 実施形態の超音波診断装置は、第 1 実施形態の超音波診断装置とは異なる変換部 2 0 7 を有する。この変換部 2 0 7 は、一のログ圧縮カーブデータを記憶したメモリ 2 0 7 A と、他のログ圧縮カーブデータを記憶したメモリ 2 0 7 B と、演算部 2 0 7 C とからなる。例えば、一のログ圧縮カーブデータは通常モードに使用するログ圧縮特性であり、他のログ圧縮カーブデータは造影剤モードに使用するログ圧縮特性である。この変換部 2 0 7 は、入力値を、ログ圧縮カーブデータに基づき所定の出力値に変換する。従って、この変換部 2 0 7 は、入力値をログ圧縮し、該ログ圧縮した値を出力するものである。この変換部 2 0 7 にあっても、通常モードと造影剤モードとで適宜選択的に使用して、通常モードでは良好なコントラストを有する超音波画像を得ることができ、造影剤モードでは造影剤の信号を飽和することなく超音波画像をログ圧縮することができる。

30

【 0 0 1 8 】

図 3 は本発明による超音波診断装置の第 3 実施形態を示すブロック図である。セクタ式電子走査型のプローブ 1 は、一次元に配列された複数の振動子からなる。なおプローブ 1 はセクタ式電子走査型に限定されず、リニア式でも、機械走査型でもよい。このプローブ 1 には送信系 2 が接続される。送信系 2 は、プローブ 1 の各振動子に駆動パルスを供給する。送信系 2 は、この駆動パルスの出力タイミングを振動子間で相違させ、これにより任意の方向に超音波ビームを送信させる。

【 0 0 1 9 】

被検体 P からの反射波は送信時と同じ振動子で受信され、その受信信号は受信系 3 に供給される。受信系 3 は各受信信号に送信時とは逆の遅延時間を与えてそれらを加算する。受信系 3 の出力には 2 系統のログ圧縮器 4, 5 が接続される。第 1 のログ圧縮器 4 は通常モード時に起動され、第 2 のログ圧縮器 5 は造影剤モード時に起動される。ログ圧縮器 4, 5 は、受信系 3 の出力を以下の式 (1) にしたがってログ圧縮に供し、この結果を輝度情報として出力する。なお、 O はログ圧縮器出力、 I はログ圧縮器入力、 A は所定の係数、 DR は圧縮率を決定するパラメータである。

40

【 0 0 2 0 】

$$O = A \cdot \log DR \cdot I \dots (1)$$

このパラメータ DR は、第 1 のログ圧縮器 4 と第 2 のログ圧縮器 5 とで相違する。第 1 の

50

ログ圧縮器 4 は、パラメータ DR1 または DR2 ($DR1 < DR2$) を使用する。第 2 のログ圧縮器 5 は、パラメータ DR2 より大きい DR3 を使用する。ログ圧縮器 4, 5 への入力レンジは $I_{min} \sim I_{max}$ であり、その出力レンジは $min \sim max$ で固定されている。したがって、ログ圧縮結果が、出力レンジ $min \sim max$ より小さい場合または大きい場合には、その出力はそれぞれ I_{min} 、 I_{max} に統一される。図 5 はパラメータ DR1、DR2、DR3 のそれぞれに対応する対数曲線 a、b、c 及びそれぞれのダイナミックレンジを示す図である。パラメータ DR1 の場合のダイナミックレンジは $I_0 \sim I_a$ 、パラメータ DR2 の場合のダイナミックレンジは $I_0 \sim I_b$ 、パラメータ DR1 の場合のダイナミックレンジは $I_0 \sim I_{max}$ となる。

【0021】

従って、第 2 のログ圧縮器 5 のダイナミックレンジは、第 1 のログ圧縮器 4 のそれより広く、造影剤の信号を飽和することなくログ圧縮することができる。

【0022】

第 1 のログ圧縮器 4 の出力は、第 1 のフレームメモリ 6 に供給され、2次元マトリクス上に展開され、そこから所定の順序で次元に配列されて出力される。この出力は、ROI マーカー付加器 7 を介して表示器 8 に供給される。

【0023】

第 2 のログ圧縮器 5 の出力は、第 2 のフレームメモリ 9 に供給され、2次元マトリクス上に展開され、そこから所定の順序で次元に配列されて出力される。この出力は、造影剤信号検出部 10 に送られる。造影剤信号検出部 10 は、第 2 のフレームメモリ 9 の出力から造影剤成分（以下これを「造影剤信号」という）を抽出する。この造影剤信号は 2次元の造影剤信号メモリ 11 を介して表示器 8 に供給される。

【0024】

この造影剤信号はグラフ演算部 12 にも供給される。グラフ演算部 12 は、造影剤信号を用いて、造影剤の関心領域 (ROI) への流入出量の経時的变化曲線（以下これを「タイムデンシティカーブ」という）のグラフ情報を作成したり、その流入、流出時間等の各種時間情報を計測する。グラフ演算部 12 の出力は 2次元のグラフ情報メモリ 13 を介して表示器 8 に供給される。

【0025】

制御器 14 は、バスライン 15 を介して、ログ圧縮器 4, 5、フレームメモリ 6, 9、ROI マーカー付加器 7、造影剤信号検出部 10、造影剤信号メモリ 11、グラフ演算部 12、グラフ情報メモリ 13 の各部に制御信号及び必要な情報を供給し、各部を関連させて動作させると共に各部の処理を実行させる。

【0026】

造影剤モード入力部 16 は、通常モードと造影剤モードの切換えの指示を入力するための装置である。この通常モードと造影剤モードの切換えは、キーボードのキー操作に依存して行われるものでもよいし、造影剤注入装置を起動することを検知するスイッチの出力に依存して行われるものでもよい。造影剤注入装置は、図 4 に示すように、一端に突出口をまた他端に挿入口を備えた円筒部 20 とそれに挿入される挿入部 21 とからなるシリンジを主構成要素とする。造影剤注入装置を用いて造影剤を注入するときには、挿入部 21 は円筒部 20 内に深く挿入されるか、またはジョイント 22 を介して突出口にチューブ 23 が接続される。したがって、突出口にチューブ 23 が接続されたことを検知する電極スイッチ 24 をジョイント 22 に設けるか、またはシリンジに電磁スイッチ 25 を設けることにより、造影剤注入装置を起動することを検知することができる。電極スイッチ 24 は突出口にチューブ 23 が接続されたとき ON 信号を出力する。電磁スイッチ 25 は、挿入部 21 の先端付近に設けられた磁石と、挿入部 21 を円筒部 20 に深く挿入したときに磁石と対峙する円筒部 20 に設けられたコイルとからなり、挿入部 21 を円筒部 20 に深く挿入したときのコイルに発生する誘導電流を発生して、造影剤注入装置を起動することを検知し、ON 信号を出力する。制御器 14 は、この ON 信号を受けて、動作モードを通常モードから造影剤モードに切換える。

10

20

30

40

50

【0027】

図6は、ROIマーカ付加器7の構成を示すブロック図である。ROIマーカ発生器41には制御器14からマーカ情報が供給される。マーカ情報は制御器14に接続された図示しないマウスの如き入力装置を観察者が操作することにより入力される。ROIマーカ発生器41はマーカ情報に基づいて関心領域を示す例えば矩形のマーカデータを出力する。このマーカデータは、スイッチ42を介して加算器43に供給され、第1のメモリ6からの画像に合成される。スイッチ42は制御器14からの制御信号にしたがって開閉を行い、マーカ情報に基づくマーカデータがROIマーカ発生器41から出力されるときにROIマーカ発生器41を加算器43に接続する。加算器43の出力は表示器8に供給される。

10

【0028】

図7は造影剤信号検出器10の構成を示すブロック図である。第2のメモリ9から関心領域(ROI)内の画像(以下「ROI画像」という)が出力され、このROI画像は、そのまま減算器57に供給されると共に、平均値演算部51とROIフレーム平均値メモリ56を介してやはり減算器57に供給される。減算器57の減算結果は、フレーム差分値、つまり造影剤信号として累積加算演算部60とフレーム差分値メモリ63に供給される。累積加算演算部60とフレーム差分値メモリ63の出力は、スイッチ64を介し択一的に造影剤信号メモリ11及びグラフ演算部12に供給される。平均値演算部51は所定数フレームの関心領域(ROI)内の各画素の平均値を演算するための手段であり、加算器52、ROIフレームメモリ53、スイッチ54、割り算器55を備える。加算器52では第2のメモリ9から入力したROI画像と、ROIフレームメモリ53からスイッチ54を介して入力した加算画像とを画素毎に加算し、その加算画像をROIフレームメモリ53に供給する。スイッチ54は、所定数フレームのROI画像の加算が終了するまでROIフレームメモリ53を加算器52に接続し、これにより所定数フレームのROI画像が加算される。この加算画像は、加算されたフレーム数で割り算器55により割り算され、平均処理に供される。ここで、平均処理を行うのは、造影剤信号の時間的な変動を低減し、スパイク状のノイズ成分を除去するためである。この平均画像は、ROIフレーム平均値メモリ56を介して減算器57に送られ、その-1乗算器57で極性を反転された後、加算器59で第2のメモリ9からのROI画像と画素毎に加算される。これにより、当該ROI画像に含まれる造影剤信号が画素毎に検出され、造影剤画像が生成される。この造影剤画像は、累積加算演算部60とフレーム差分値メモリ63に供給される。累積加算演算部60は、加算器61にフィードバック接続されたフレーム差分値メモリ63を備え、造影剤画像を画素毎に累積加算する。累積加算演算部60とフレーム差分値メモリ63の出力は、スイッチ64のスイッチングにより択一的に読み出され、造影剤信号メモリ11及びグラフ演算部12に供給される。スイッチ64のスイッチング動作は、観察者により図示しない入力装置から入力された表示切換え指示にしたがって行われる。造影剤信号メモリ11の出力は表示器8に供給される。

20

30

【0029】

図8はグラフ演算部12の構成を示すブロック図である。造影剤信号検出器10の出力は総和値演算部71に供給される。総和値演算部71は、造影剤信号検出器10の出力に接続された加算器72に第1のROIピクセル総和値メモリ73をスイッチ74を介してフィードバック接続してなり、ROI内の全画素の造影剤信号を加算し、総和値Dを得る。

40

【0030】

マックスホールド部75は、総和値演算部71から順次出力される複数の総和値Dの中からその最大値 D_{max} 及びフレーム番号 F_{Nmax} を検出し、それらを一時的に記憶する。総和値演算部71からの最新の総和値Dは、スイッチ76と-1乗算器77を介して極性反転され、加算器78とメモリ79に送られる。加算器78ではこの最新の総和値Dが、メモリ79から-1乗算器80を介して再度極性反転された過去の総和値Dと加算される。ANDゲート81では加算器78の出力の極性、つまり最新の総和値Dと過去の総和値

50

Dとの大小関係を論理判定し、その判定結果をメモリ79の更新制御としてメモリ79に出力する。メモリ79は、この判定結果に応じて、過去の総和値Dより最新の総和値Dが大きいとき、過去の総和値Dに代えて最新の総和値Dを記憶する。したがって、メモリ79には常に現在までに供給された複数の総和値Dの中の最大値D_{max}が記憶されることになる。またANDゲート81の判定結果は他方のメモリ82にも供給され、その判定結果に応じて、メモリ82に記憶するフレーム番号FNを更新することにより、メモリ79に記憶された最大値D_{max}に対応するフレーム番号FN_{max}が記憶されることになる。なおメモリ82には、最新の総和値Dに対応するフレーム番号FNが制御器14から供給される。

【0031】

最大値D_{max}は、しきい値発生部83の乗算器83に供給される。乗算器83は、この最大値D_{max}に、制御器14から供給されるしきい値係数K(通常は1/2)を乗算し、しきい値D_{th}を出力する。このしきい値D_{th}は、時間計測部84に送られる。

【0032】

時間計測部84には、総和値演算部71から出力される連続する複数の総和値Dを記憶する第2ROIピクセル総和値メモリ85が設けられる。第2ROIピクセル総和値メモリ85は、各総和値Dを入力順序にしたがって順番に出力する。第2ROIピクセル総和値メモリ85の出力は、-1乗算器86を介して極性反転されて加算器86に供給され、そこでしきい値D_{th}と加算される。この加算結果はANDゲート89に送られ、その正負が論理判定される。この判定の結果、総和値Dがしきい値D_{th}より大きいとき、カウンタ90が1つずつアップカウントされる。カウンタ90は、制御器14の制御にしたがって、フレーム番号FN_{max}の前後で別々にカウントを実行する。これによってカウンタ90では、最大値D_{max}のフレームに至るまでのしきい値D_{th}以上の総和値Dを有するフレーム数と、最大値D_{max}のフレーム以後のしきい値D_{th}以上の総和値Dを有するフレーム数とが計数される。それぞれのフレーム数は各別に乗算器91で、制御器14から供給された超音波送受信時のフレーム周期時間F_tと乗算され、実時間に換算される。前者のフレーム数に基づく実時間を造影剤がROIへ流入するに要する時間を示す流入時間t_{wi}、後者のフレーム数に基づく実時間を造影剤がROIから流出するに要する時間を示す流出時間t_{w0}、この流入時間t_{wi}と流出時間t_{w0}との合計時間を半値幅時間t_hと称する。これら流入時間t_{wi}、流出時間t_{w0}、半値幅時間t_hは、計測時間メモリ92を介してグラフィック発生器93に出力される。

【0033】

グラフィック発生器77は、総和値演算部71からの総和値Dを順次入力し、この総和値Dに応じて時間軸に沿って点をプロットしながら徐々にタイムデンシティカーブを完成していく。このタイムデンシティカーブは未完成でもプロットする毎に表示器13に出力する。したがって、表示器13にはリアルタイムでタイムデンシティカーブが徐々に成長し、完成に近付いていくことになる。

【0034】

次にこの実施形態の作用について説明する。

【0035】

まず通常モードが起動される。この通常モード下では、第1ログ圧縮器4が作動される。送信器2からの駆動信号によりプローブ1からの超音波ビームにより被検体Pの断面が繰り返し走査される。その反射波はプローブ1で受信され、その受信信号は受信器3を介して第1ログ圧縮器4に順次出力される。第1ログ圧縮器4は上述したようにパラメータDR1またはDR2を用いて受信信号をログ圧縮し、その結果を第1のフレームメモリ6に供給する。したがって、生態組織の受信信号は、出力レンジに対して最適にログ圧縮され、コントラストの良好な画像が得られる。この通常モード下では、ROIマーカ付加器7のスイッチ43はOFF状態に設定されている。したがって、第1のフレームメモリ6の画像は、図9(a)に示すように、そのまま表示器8に表示される。

【0036】

10

20

30

40

50

オペレータに任意のタイミングで、通常モードから造影剤モードに切換えられる。この切換えは、上述したように造影剤モード入力部16でのキーボードのキー操作、または造影剤注入装置を起動することを検知するスイッチの出力に依存して行われる。なお、通常モードから造影剤モードに切換えられても、超音波走査が依然として同じように継続される。この造影剤モードの設定に前後して、ROIマーカ付加器7のスイッチ43はON状態に設定され、ROIマーカ発生器41からのマーカデータにしたがって、図9(b)に示すように、画像にROI(破線)が重畳されて表示される。このROIは、オペレータに任意の位置に設定される。この造影剤モード下では、第1ログ圧縮器4に代って、第2ログ圧縮器5が作動される。上述したように第2ログ圧縮器5は、第1ログ圧縮器4のパラメータDR1またはDR2より大きいDR3を用いて、受信信号をログ圧縮する。したがって、第2のログ圧縮器5のダイナミックレンジは、第1のログ圧縮器4のそれより広く、これにより生体組織より信号レベルの高い造影剤信号を飽和することなくログ圧縮することができる。

10

【0037】

第2のログ圧縮器5の出力は、第2のフレームメモリ5に供給される。第2のフレームメモリ5からは、ROI内の画像だけが選択的に読み出され、造影剤信号検出部10に供給される。このROI画像は、造影剤信号検出部10の減算器57と平均値演算部51に供給される。平均値演算部51のスイッチ52は、所定数フレームのROI画像が入力されるまで加算器52側に接続される。したがって、ROIフレームメモリ53には最新フレームのROI画像を含めた所定数フレーム分のROI画像が画素毎に加算される。この加算処理の概要を図10に示す。この加算が終了すると、スイッチ52が割り算器55側に接続され、加算結果が割り算器55に供給される。割り算器55ではこの加算画像を加算されたフレーム数で割り算し、平均処理に供することにより、造影剤信号の時間的な変動を低減し、スパイク状のノイズ成分を除去して、この平均画像をROIフレーム平均値メモリ56を介して減算器57に供給する。この減算器57は最新フレームのROI画像から平均画像を減算する。減算前のROI画像の各画素には、生体組織成分と造影剤成分が含まれている。この生体組織成分は経時的に変化しないので、最新フレームのROI画像から平均画像を減算することにより、前フレームまでの生体組織成分と造影剤成分が除去され、前フレームに対する造影剤成分の変化量が画素毎に検出され、造影剤画像が生成される。この造影剤画像のある画素に着目すると、その値は図11(a)に示すように経時的に変化する。この造影剤画像は、フレーム差分値メモリ63に供給され、記憶される。また、造影剤画像は、累積加算演算部60にも供給され、順次供給される造影剤画像について画素毎に順次累積加算する。この累積加算した累積加算画像のある画素に着目すると、その値は図11(b)に示すように経時的に変化する。つまり、この累積加算結果は、現在、ROIに存在している造影剤の合計量に相当することになる。フレーム差分値メモリ63と累積加算演算部60は、スイッチ64を介して択一的に造影剤信号メモリ11及びグラフ演算部12に接続される。このスイッチ64のスイッチングは、オペレータの指示に応じて行われる。通常は、スイッチ64は累積加算演算部60に接続されている。造影剤画像の入力毎に累積加算演算部60からは累積加算画像が次々に出力される。この累積加算画像は、造影剤信号メモリ11を介して順次切替えられながら、表示器8に表示される。図12(a)~図12(d)は表示画面を時間経過に沿って示した図である。画像(Bモード画像)は各表示画面の左枠に、累積加算画像は各表示画面の右上枠に、またタイムデンシティカーブは各表示画面の右下枠に表示される。累積加算画像は造影剤画像の入力毎に次々と出力されるので、図12(a)~図12(d)に示すように、造影剤の流入の様子がリアルタイムで表示される。

20

30

40

【0038】

また、この累積加算画像は順次、グラフ演算部12に送られ、総和値演算部71によりその全画素の総和値Dが順次求められる。この各フレームの総和値Dは順次、マックスホールド部75、時間計測部84、グラフィック発生器93に供給される。このときマックスホールド部75のスイッチ76はON状態に設定され、メモリ79には全フレームまで

50

の総和値 D より大きいものが順次更新記憶され、これにより常に現在の最新フレームまでの総和値 D 中の最大値 D_{max} が記憶され、またメモリ 82 には当該最大値 D_{max} のフレーム番号 $F N_{max}$ が記憶される。時間計測部 84 の第 2 ROI ピクセル総和値メモリ 85 には、現在の最新フレームまでのすべての総和値 D が記憶される。グラフィック発生器 93 では次々と供給される総和値 D に基づいてタイムデンシティカーブがリアルタイムで序々に作成される。作成中のタイムデンシティカーブは、各時刻でグラフ情報メモリ 13 を介して表示器 8 に供給され、図 12 (a) ~ 図 12 (d) に示すように、累積加算画像と共に、造影剤の流入にしたがってタイムデンシティカーブがリアルタイムで序々に成長しながら表示される。

【0039】

オペレータは、このタイムデンシティカーブが例えば図 13 (a) に示した状態になり、この状態から造影剤が ROI から十分流出したと判断したときに、図示しない入力装置の例えばフリーズボタンを指示すると、各種時間の計測が開始される。このときマックスホールド部 75 のスイッチ 76 は OFF 状態に設定され、マックスホールド部 75 には新たなフレームの総和値 D が入力しない。したがって、メモリ 79 には時間計測開始以前の全フレームの総和値 D の最大値 D_{max} が記憶され、またメモリ 82 には当該最大値 D_{max} のフレーム番号 $F N_{max}$ が記憶される。

【0040】

そして、この最大値 D_{max} はしきい値発生部 83 で制御器 14 からの係数 $K (1/2)$ と乗算されることにより、しきい値 D_{th} が発生する。このしきい値 D_{th} は、時間計測部 84 の加算器 87 に供給される。時間計測部 84 の第 2 ROI ピクセル総和値メモリ 85 に記憶されている現在の最新フレームまでのすべての総和値 D が、過去のものから順番に -1 乗算器 86 を介して加算器 87 に供給され、しきい値 D_{th} と加算される。この加算結果の正負が、AND ゲート 89 で判定され、負の場合、つまり総和値 D がしきい値 D_{th} より大きい場合、その都度カウンタ 90 の計数値がカウントアップされる。ここでカウンタ 90 には、制御器 14 からメモリ 82 に記憶されているフレーム番号 $F N_{max}$ が供給され、このフレーム番号 $F N_{max}$ の前後で別々にカウントが実行される。これによって最大値 D_{max} のフレームに至るまでのしきい値 D_{th} 以上の総和値 D を有するフレーム数 (以下「流入フレーム数」という) と、最大値 D_{max} のフレーム以後のしきい値 D_{th} 以上の総和値 D を有するフレーム数 (以下「流出フレーム数」という) とが計数される。

【0041】

それぞれのフレーム数は各別に乗算器 91 で、制御器 14 から供給された超音波送受信時のフレーム周期時間 $F t$ と乗算され、実時間に換算される。したがって、図 14 に示すように、流入時間 t_{wi} 、流出時間 t_{w0} 、この流入時間 t_{wi} と流出時間 t_{w0} との合計時間である半値幅時間 t_h が計測される。これら流入時間 t_{wi} 、流出時間 t_{w0} 、半値幅時間 t_h は、計測時間メモリ 92 とグラフィック発生器 93 を介して、図 13 (b) に示すように、表示器 13 に表示される。

【0042】

このように本実施形態によると、造影剤の関心領域 (ROI) への流入出量の経時的変化曲線、つまりタイムデンシティカーブがリアルタイムで作成することができ、また造影剤の関心領域 (ROI) への流入、流出時間、半値幅時間の時間情報を計測することができる。

【0043】

また、本実施形態では、ダイナミックレンジの異なる 2 つのログ圧縮器を用いて、通常モードと造影剤モードとで適宜選択的に使用していることにより、通常モードでは良好なコントラストを得ることができ、造影剤モードでは造影剤の信号を飽和することなくログ圧縮することができる。

【0044】

なお上述した実施形態ではダイナミックレンジの異なる 2 つのログ圧縮器を用いていたが、1 つのログ圧縮器を用いて、通常モードと造影剤モードとでそのダイナミックレンジ

10

20

30

40

50

を切換えるようにしてもよい。この場合の構成は、図 15 に示すように、少なくとも 2 種のダイナミックレンジで動作可能なログ圧縮器 17 の出力をスイッチ 18 を介して第 1 のフレームメモリ 6 と第 2 のフレームメモリ 9 とに択一的に供給できるようにして、制御器 14 の制御を受けてログ圧縮器 17 のダイナミックレンジおよびスイッチ 18 のスイッチングを通常モードと造影剤モードで切換え制御を行う切換え信号発生器 19 を設けることにより実現できる。

【0045】

図 16 は、本発明の第 3 実施形態の構成を示している。この実施形態で、造影剤モードが設定されると、受信信号は、スイッチ 5A によって、第 2 ログ圧縮器 5 を通らないで、第 2 フレームメモリ 9，造影剤信号検出部 10，造影剤信号メモリ 11，グラフ演算部 12 及びグラフ情報メモリ 13 に供給される場合と、第 2 ログ圧縮器 5 を通り、第 2 フレームメモリ 9，造影剤信号検出部 10，造影剤信号メモリ 11，グラフ演算部 12 及びグラフ情報メモリ 13 に供給される場合とが実現される。この構成は、ダイナミックレンジが調整されない超音波画像中の関心領域における画像データの時間的変化曲線と、ダイナミックレンジが調整された超音波画像中の関心領域における画像データの時間的変化曲線とを適宜得ることができる。

【0046】

図 17 ~ 図 20 を参照して本発明の第 4 実施形態を説明する。第 4 実施形態は、一つの超音波画像中に複数の関心領域 ROI を設定し、各 ROI 内の散乱強度から各 ROI 毎にタイムデンシティカーブを作成し、例えば ROI 間に存在する診断対象の特徴量（臨床データを）を演算により抽出し、該臨床データを表示しようとするものである。この例においては、各 ROI 毎のタイムデンシティカーブの相関関係を調べる必要がある。そして、腫瘍等の診断対象が血流に対して、どのような応答を示すかを定量化する必要がある。図 17 に示すように、画面 8A に超音波画像 400 が表示されている。該画像 400 中には、血管の流入路 401、流出路 402、及び診断対象 403 が存在する。流入路 401 に相当する領域を ROI 1 とし、流出路 402 に相当する領域を ROI 2 として規定する。右グラフに示すように各 ROI 1，ROI 2 の散乱強度曲線は、上述した実施形態により容易に得られる。

【0047】

ここで、図 18 に示すシステムモデルが想定される。ここで、ステップ関数 $s(t)$ のフーリエ変換は $S(\)$ であり、 $S(\)$ の逆フーリエ変換は $s(t)$ である。入力関数 $i(t)$ のフーリエ変換は $I(\)$ であり、 $I(\)$ の逆フーリエ変換は $i(t)$ である。出力関数 $o(t)$ のフーリエ変換は $O(\)$ であり、 $O(\)$ の逆フーリエ変換は $o(t)$ である。応答関数 $h(t)$ のフーリエ変換は $H(\)$ であり、 $H(\)$ の逆フーリエ変換は $h(t)$ である。

【0048】

求める応答関数 $h(t)$ をフーリエ変換した $H(\)$ は、次の式の通りである。

【0049】

$$H(\) = S(\) \cdot (O(\) / I(\))$$

特徴量の例としては、 $h(t)$ が最大となる時間 t_p や $h(t)$ の半値幅時間 $t_{1/2}$ である。

【0050】

上述したシステムモデルの具体的な演算ブロックは図 19 に示される。図 19 に示されるシステムは、フーリエ変換部 301 と、 $S(\)$ メモリ 302 と、レジスタ 303 ~ 305，307 ~ 309 と、 $h(t)$ 演算部 306 と、スイッチ 310 ~ 312 と、加算部 313 と、上述した制御器 14 を兼用する制御器 14' とを具備する。このシステムは、ハードウェアによる構成及びソフトウェアよる構成のいずれであってもよい。

【0051】

また、 $h(t)$ 演算部 306 は、上式を参照するに、 $I(\)$ に対して zero divide 処理を施すと共に $H(\)$ を求め、この $H(\)$ を逆フーリエ変換することによ

10

20

30

40

50

り $h(t)$ を求めるものである。

【0052】

$i(t)$ 、 $o(t)$ は、各々タイムデンシティカーブを作成終了後に、各々フーリエ変換部に入力される。図20は $h(t)$ の表示例である。次に第4、第5の実施形態について説明する。

【0053】

本実施形態は、離れた2つの部分、例えば頸動脈と内脈の2つの部分の同時観察を、互いの超音波の影響でビートノイズが各画像に発生する問題を解決するものである。

【0054】

第4、第5の実施形態は、図21または図22のいずれの構成でもかまわない。いずれの構成でも、少なくとも2つの同じ構成のプロープ101、102を有する。各プロープ101、102は、複数の振動子を次元に配列してなる。

【0055】

図21の場合、各プロープ101、102に対応して、送受信回路103、104、Bモード処理系105、106、カラーフローマッピング(CFM)処理系107、108、表示系109、110をそれぞれ2系統ずつ設け、両表示系109、110にモニタ111を接続する。また、各送受信回路103、104によるプロープ101、102それぞれの送受信駆動を、互いの超音波の影響でビートノイズが各画像に発生しないように同時に、またはフレーム毎あるいはラスタ(走査線)毎に時分割で行うように制御する制御回路112を設ける。Bモード処理系105、106は、図3と同様の構成を有し、Bモード画像を生成すると共に、タイムデンシティカーブを作成し、また各種時間を計測することができる。

【0056】

Bモード処理系105、106は、図3に示したと同じ構成を有し、つまり、送受信回路の出力には異なるダイナミックレンジを有する2系統のログ圧縮器が接続され、送受信回路103、104の出力をそれぞれログ圧縮に供し、この結果を輝度情報としてROIマーカ付加器を介して表示系109、110に出力する。

【0057】

そして、第1のログ圧縮器の出力には第1のフレームメモリが接続される。また第2のログ圧縮器の出力は、第2のフレームメモリを介して造影剤成分を抽出する造影剤信号検出部に送られる。この造影剤信号は2次元の造影剤信号メモリを介して表示系109、110に供給される。この造影剤信号はグラフ演算部にも供給される。グラフ演算部は、造影剤信号を用いて、タイムデンシティカーブを作成したり、その流入、流出時間等の各種時間情報を計測する。グラフ演算部の出力は、2次元のグラフ情報メモリを介して表示系109、110に供給される。

【0058】

また、カラーフローマッピング処理系107、108は、図示しないが位相検波回路、A/D変換器、MTI(Moving-Target-Indicator)フィルタ、自己相関器、演算部を備えている。位相検波回路は、受信系5から受信信号を受けて、この受信信号について直交位相検波し、図示しないローパスフィルタにより高周波成分を除去してドップラ偏移信号、即ち、血流像のためのドップラ検波出力を得る。このドップラ検波出力には血流情報以外に心臓の壁等のように動きの遅い物体からの不要な反射信号(クラッタ成分)も含まれている。そこで、ドップラ検波出力をA/D変換器によりデジタル信号に変換し、MTIフィルタを通す。

【0059】

ここで、MTIとは、レーダで使用されている技術で、前述したようにMoving-Target-Indicatorの略であり、移動目標だけをドップラ効果を利用して検出する方法である。従って、MTIフィルタは、所定回数繰り返し送波したレートパルスにおける同一ピクセル間の位相変化により血流の動きを検出し、クラッタ成分を除去することになる。自己相関器は、このクラッタ成分を除去した信号を2次元の多点数毎にリアルタイムで周波数分析

する。自己相関器による周波数分析の演算数は、FFT（高速フーリエ変換）法における演算数より非常に少ないものであり、そのためリアルタイム処理が可能となった。演算部はこの自己相関器の出力を受けのものであり、平均速度演算部、分散演算部、パワー演算部を有している。この演算部において、平均速度演算部は平均ドップラシフト周波数 f_d を求め、分散演算部は分散 σ^2 を求め、パワー演算部はパワー P を求める。

【0060】

また、図22の場合、少なくとも2つのプローブ101, 102に切換器(MUX)113を介して1つの送受信回路114を接続することで、プローブ101と102とを送受信回路114に選択的に接続できるようにする。送受信回路114の出力にはBモード処理系115とカラーフローマッピング(CFM)処理系116とを並列に接続する。これらBモード処理系115とカラーフローマッピング処理系116の出力は、1つの表示系117を介してモニタ118に表示される。切換器113の切換動作により、プローブ101と102は送受信回路114によりフレーム毎またはラスタ毎に時分割で交互に駆動される。同時このような装置を実際に用いるときには、図23に示すように、一方のプローブ101を例えば頸動脈に設置し、また他方のプローブ102をプローブ101から離間した例えば門脈に設置する。

10

【0061】

造影剤注入装置120から造影剤を被検体Pに注入した後、2つのプローブ101, 102を同期して、またはフレーム毎あるいはラスタ毎に時分割で送受信駆動することにより、互いに他方のプローブから発せられる超音波の影響を受けることなく、したがってビートノイズが各画像に発生することなく、図24に示すように両画像を同時表示することができる。

20

【0062】

また、図22に示した構成の場合、2つのプローブ101, 102を同じ送受信回路114で駆動し、また、同じ処理系でBモード画像やカラーフローマッピング画像を得るので、プリアンプ等のゲイン特性の相違等による標準信号レベルの相違が解消され、したがって両画像間の比較を同一条件のもとで実施できる。

【産業上の利用可能性】

【0063】

以上本発明によれば、造影剤の関心領域への流入出量の経時的変化等の各種情報をリアルタイムで提供できる、又は、離れた2つの部分の画像を互いに他方の超音波の影響でビートノイズの発生を押さえながらそれぞれリアルタイムで収集できる超音波診断装置を実現することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0064】

【図1】本発明による超音波診断装置の第1実施形態の構成を示すブロック図。

【図2】本発明による超音波診断装置の第2実施形態の構成を示すブロック図。

【図3】本発明による超音波診断装置の第3実施形態の構成を示すブロック図。

【図4】図3の造影剤モード入力部の一例を示す図。

【図5】図3のログ圧縮器のダイナミックレンジを示す図。

40

【図6】図3のROIマーカ付加器の構成を示すブロック図。

【図7】図3の造影剤信号検出部の構成を示すブロック図。

【図8】図3のグラフ演算部の構成を示すブロック図。

【図9】ROIマーカを画像に付加する前後の画面を示す図。

【図10】図7の平均値演算部による平均値演算処理を説明する図。

【図11】図3の造影剤信号検出部から出力されるフレーム間の造影剤信号の変化量とその累積値との2種の信号を示す図。

【図12】時間計測開始までの表示画面の変化を示す図。

【図13】完成したタイムデンシティカーブおよび計測時間の表示位置を示す図。

【図14】図8の時間計測部により計測される各種時間を示す図。

50

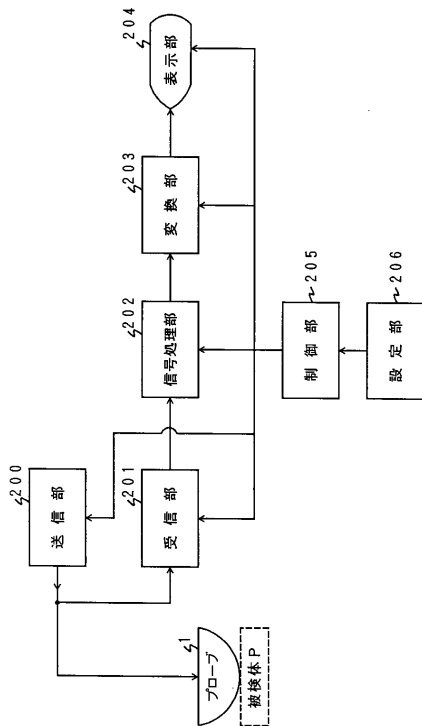
- 【図15】第3実施形態の変形例の構成を示すブロック図。
- 【図16】第3実施形態の別の変形例の構成を示すブロック図。
- 【図17】第4実施形態における原理を示す図。
- 【図18】第4実施形態のシステムモデルを示す図。
- 【図19】第4実施形態の構成を示すブロック図。
- 【図20】第4実施形態における表示例を示す図。
- 【図21】第5実施形態の構成を示すブロック図。
- 【図22】第5実施形態の他の構成を示すブロック図。
- 【図23】2つのプローブの被検体への設置の様子を示す図。
- 【図24】表示画面を示す図。

【符号の説明】

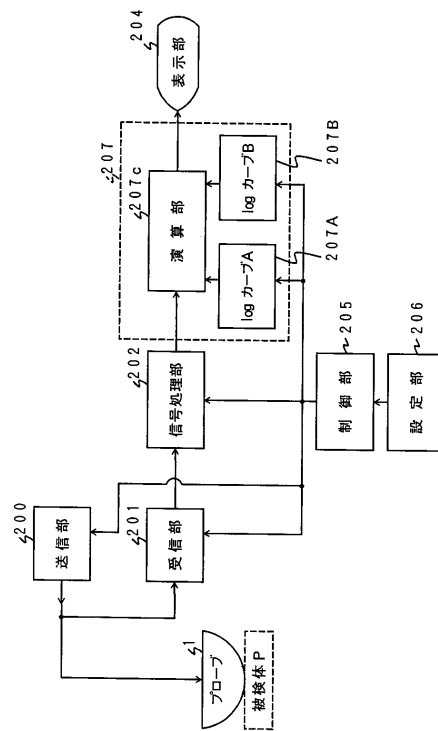
【0065】

1 ... 超音波プローブ、2 ... 送信系、3 ... 受信系、4 ... 第1ログ圧縮器、5 ... 第2ログ圧縮器、6 ... 第1フレームメモリ、7 ... ROIマー付加器、8 ... 表示器、9 ... 第2フレームメモリ、10 ... 造影剤信号検出部、11 ... 造影剤信号メモリ、12 ... グラフ演算部、13 ... グラフ情報メモリ、14 ... 制御器、15 ... バスライン、16 ... 造影剤モード入力部、200 ... 送信部、201 ... 受信部、202 ... 信号処理部、203, 207 ... 変換部、204 ... 表示部、205 ... 制御部、206 ... 設定部。

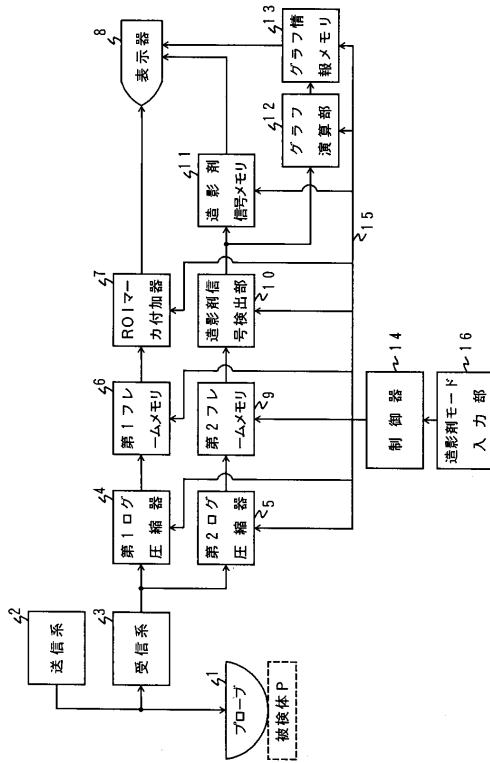
【図1】



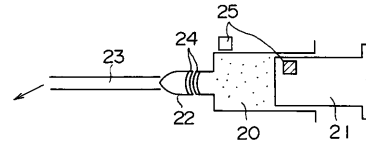
【図2】



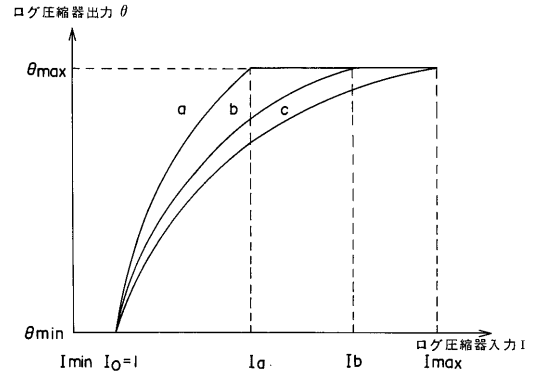
【 図 3 】



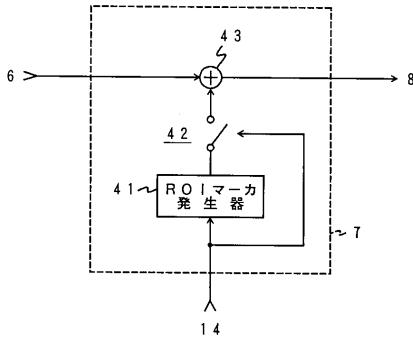
【 図 4 】



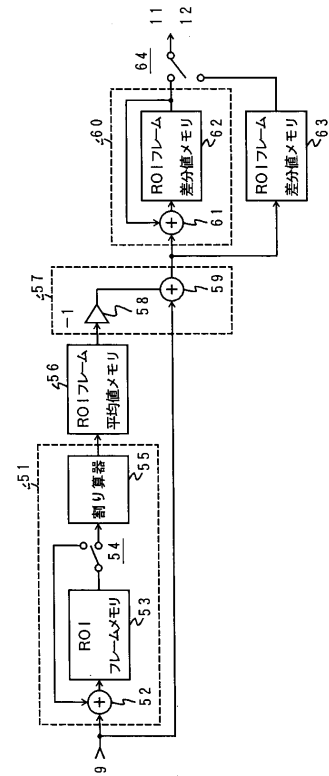
【 図 5 】



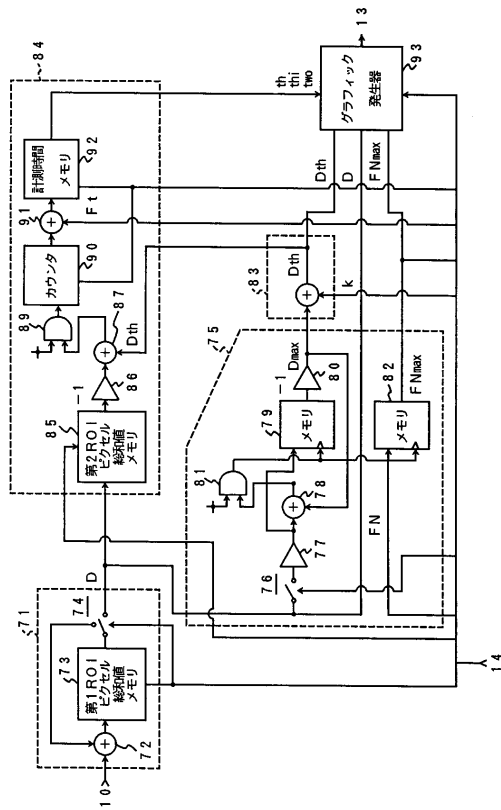
【 図 6 】



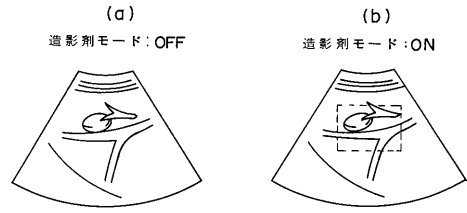
【 図 7 】



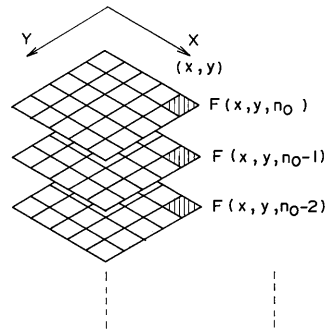
【 図 8 】



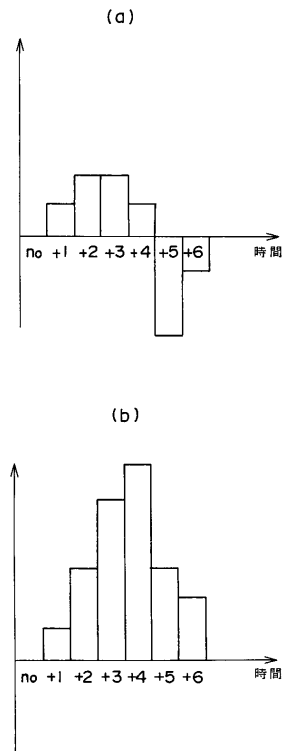
【 図 9 】



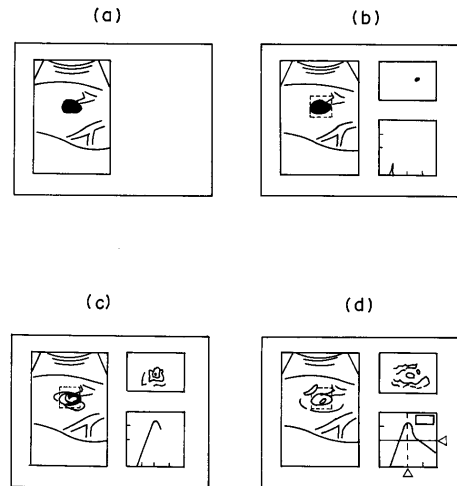
【 図 10 】



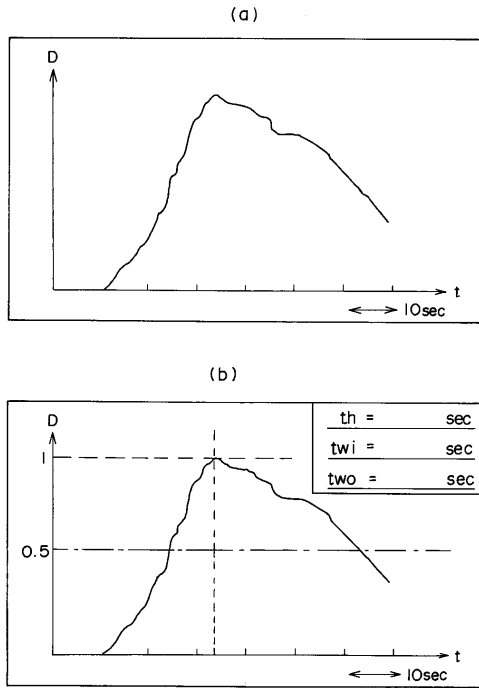
【 図 11 】



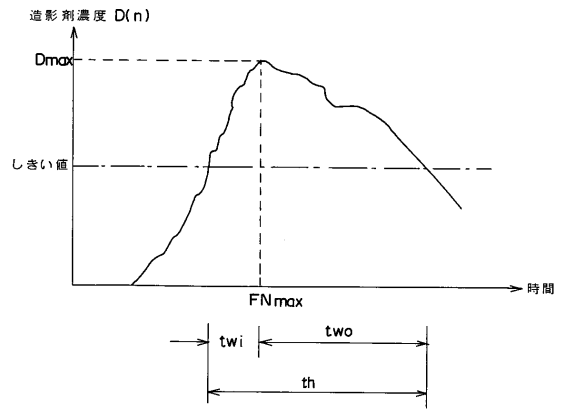
【 図 12 】



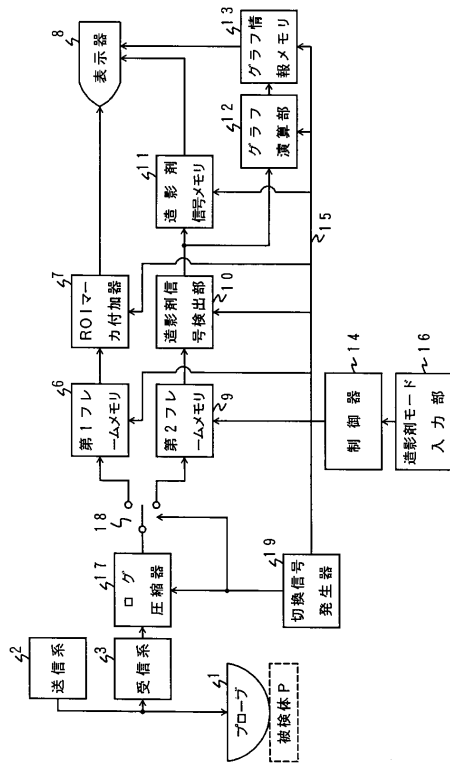
【 図 1 3 】



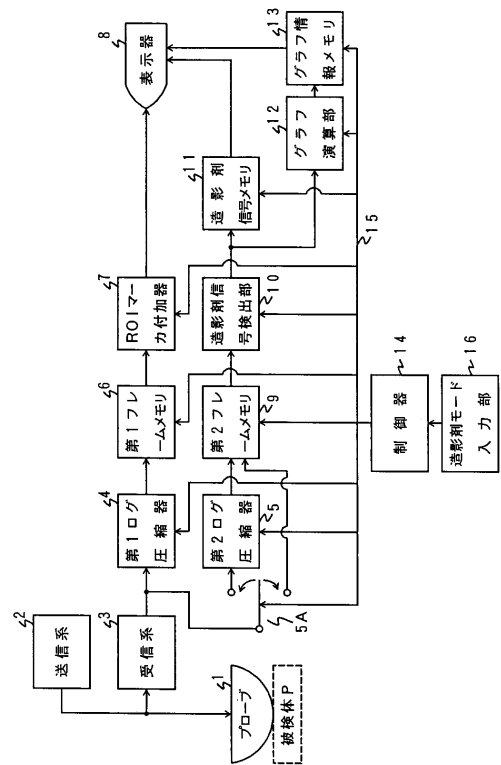
【 図 1 4 】



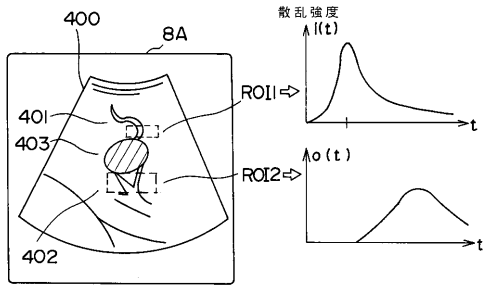
【 図 1 5 】



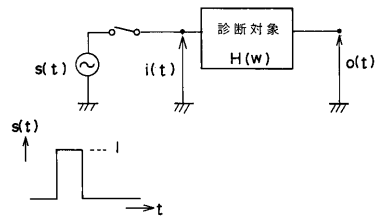
【 図 1 6 】



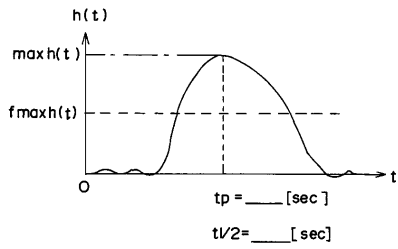
【 図 1 7 】



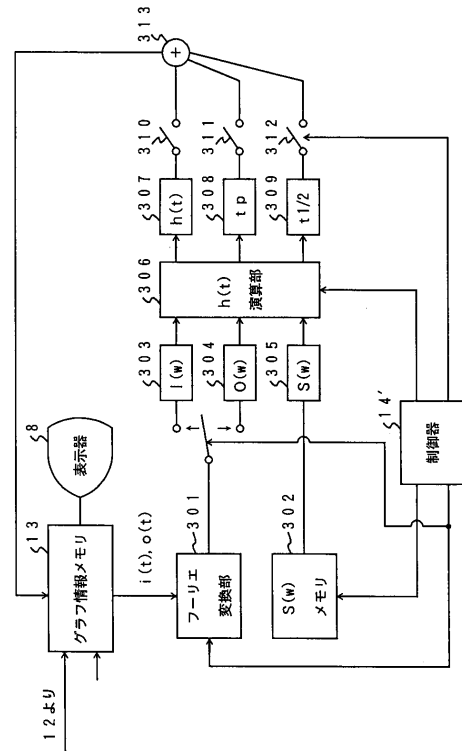
【 図 1 8 】



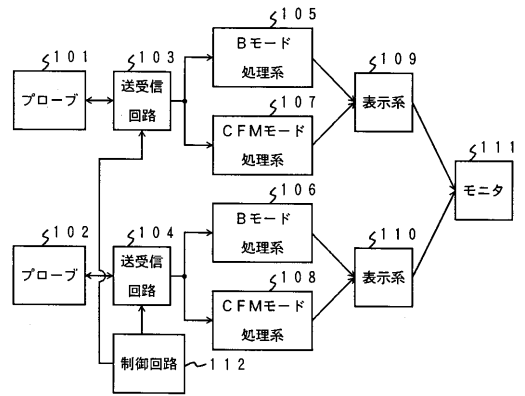
【 図 2 0 】



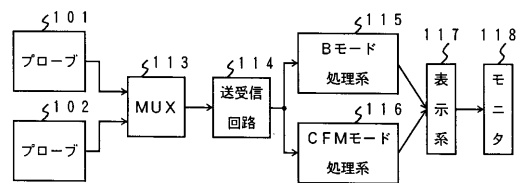
【 図 1 9 】



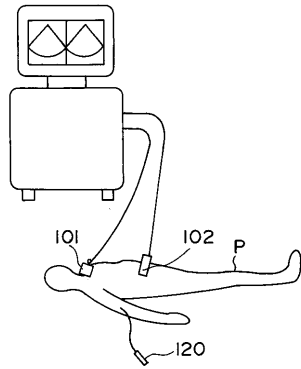
【 図 2 1 】



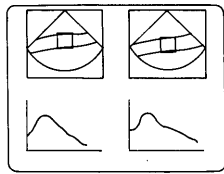
【 図 2 2 】



【 図 2 3 】



【 図 2 4 】



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 阿部 康彦

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 平間 信

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 佐藤 武史

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DE06 DE11 EE04 EE07 HH16 JB28 JB45 JB48 JC37

KK25

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005118600A	公开(公告)日	2005-05-12
申请号	JP2005024543	申请日	2005-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	阿部康彦 平間信 佐藤武史		
发明人	阿部 康彦 平間 信 佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/HH16 4C601/JB28 4C601/ JB45 4C601/JB48 4C601/JC37 4C601/KK25		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
优先权	1993171333 1993-07-12 JP		
其他公开文献	JP3677281B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够提供各种信息的超声波检查仪，例如随着造影剂的流入量流入实时的时间流逝的变化。ZSOLUTION：该超声波探头具有超声波探头101和102，发射接收电路114，用于通过驱动这些超声波探头101和102进行发射 - 接收，提供由多条扫描线构成的框架单元的超声波图像，以及开关113。用于通过分时切换超声波探头101和102与发送 - 接收电路104的连接组合。感兴趣区域设置在框架单元的超声图像中。基本上同时确定设定帧单元的超声图像的感兴趣区域中的图像数据的时间变化曲线，并且同时显示多个确定的时间变化曲线。Z

