

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 345823

(P2002 - 345823A)

(43)公開日 平成14年12月3日(2002.12.3)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト* (参考)
A 6 1 B 8/14		A 6 1 B 8/14	4 C 3 0 1
	8/06	8/06	5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	290 D

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 7 数)

(21)出願番号 特願2001 - 159285(P2001 - 159285)
 (22)出願日 平成13年5月28日(2001.5.28)

(71)出願人 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 (72)発明者 赤松 巖
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式
 会社日立メディコ内
 (74)代理人 100098017
 弁理士 吉岡 宏嗣

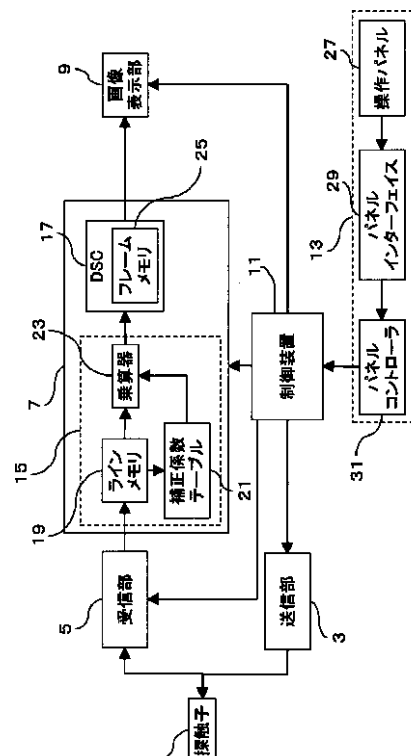
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 送信フォーカス処理をして超音波診断画像を生成するときの超音波造影剤の造影効果を均一化する。

【解決手段】 被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、超音波探触子を駆動する駆動手段と、超音波探触子によって受信された反射エコー信号を信号処理する信号処理手段と、信号処理された反射エコー信号を画像に変換する画像変換手段と、画像を表示する表示手段とを有する超音波診断装置において、表示された画像上の表示深度に対応する反射エコー信号の信号強度パラメータを設定する設定手段と、信号強度パラメータに基づいて画像変換手段に反射エコー信号を画像に変換させるとともに、この変換された画像を表示手段に表示させる手段とを有した構成とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動する駆動手段と、前記超音波探触子によって受信された反射エコー信号を信号処理する信号処理手段と、前記信号処理された反射エコー信号を画像に変換する画像変換手段と、前記画像を表示する表示手段とを有する超音波診断装置であって、表示された前記画像上の表示深度に対応する反射エコー信号の信号強度パラメータを設定する設定手段と、前記信号強度パラメータに基づいて前記画像変換手段に反射エコー信号を画像に変換させるとともに、この変換された画像を前記表示手段に表示させる手段とを有したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 前記超音波探触子は複数種類設けられ、個々に使用されるものであり、前記設定手段は、使用される前記超音波探触子に応じて設定されるもの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。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に係り、特に被検体に超音波造影剤を注入して診断するのに好適な超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置とは、超音波探触子を介して被検体との間で超音波を送受信し、組織からの反射波等を含む受信信号すなわち反射エコー信号に基づいて、超音波診断画像等の診断に有用な情報を得るものである。

【0003】例えば、被検体を走査しながら順次超音波ビームを送信し、その反射波等からなる反射エコー信号に基づいて、断層像等の画像を生成することができる。すなわち、反射エコー信号に対応する画素位置を、送信方向と往復伝播時間とに基づいて求め、伝播距離による減衰を補正した反射エコー信号の強度に基づいて、その画素の輝度等を求めることによって、2次元または3次元の濃淡像を生成できる。このような画像生成法は、一般にBモード(Brightness Modeの略)と称され、広く用いられている。

【0004】ところで、超音波ビームは、被検体に対し並列する複数の振動子からそれぞれ超音波を発生させることによって形成され、各振動子からの波面が一致する方向が超音波ビームの向きとなる。そして、所望の検出深さの分解能を向上するため、各振動子の動作タイミングをずらして駆動することによって設定深さで超音波ビームを絞り込む送信フォーカス処理も知られている。

【0005】また、被検体に超音波造影剤を注入し、画像のコントラストを強調して診断することが提案されている。超音波造影剤は、溶液中に微細な気泡を混入したものであって、コントラスト剤とも称される。この気泡は、超音波を受けると特有の音波を発生し、その結果、被

検体の超音波造影剤を含む部位からは強い反射エコー信号が検出される。例えば血液に超音波造影剤を注入して診断すると、血流のある部分のコントラストを強調して画像表示することができる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来技術においては、送信フォーカス処理をしたときに超音波造影剤の造影効果が、深度に対して不均一となってしまう。すなわち、超音波ビームの音圧はフォーカス深さ付近において大きくなるから、フォーカス深さ付近では他の部分よりも気泡の破壊や変形が生じやすい。したがって、フォーカス深さ付近では個々の気泡に大きな音圧が作用し、その結果大きなエコー信号が発生するから、気泡が均一に分布していても反射エコー信号は他の部分よりも強くなり、その部位は強いコントラストで画像表示される。画像のコントラストが造影剤の実際の濃度分布と異なると、例えば心筋の血流状態を診断するときに、フォーカス深さから遠い部位は弱いコントラストで画像表示されるため、実際には血流があっても虚血状態と見誤るおそれがある。

【0007】このような問題に鑑み、本発明の目的は、送信フォーカス処理をして超音波診断画像を生成するときの超音波造影剤の造影効果を均一化することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明は、被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、超音波探触子を駆動する駆動手段と、超音波探触子によって受信された反射エコー信号を信号処理する信号処理手段と、信号処理された反射エコー信号を画像に変換する画像変換手段と、画像を表示する表示手段とを有する超音波診断装置を対象とする。そして、表示された画像上の表示深度に対応する反射エコー信号の信号強度パラメータを設定する設定手段と、信号強度パラメータに基づいて画像変換手段に反射エコー信号を画像に変換させるとともに、この変換された画像を前記表示手段に表示させる手段とを有した構成とすることによって上述した目的を達成する。

【0009】本発明によれば、反射エコー信号の強度に対応する検出部位の深さに基づいて補正し、超音波造影剤の造影効果が均一となるように、例えば画素の輝度等の信号強度パラメータを設定することができる。そして、この反射エコー信号の補正または信号強度パラメータの設定は、送信フォーカス処理の設定フォーカス深さに応じて行うようにしてもよい。

【0010】これによって、超音波信号の強度、すなわち音圧が大きい設定フォーカス深さ附近からの反射エコー信号について強度を相対的に下げた信号強度パラメータを設定したり、あるいは他の部分からの反射エコー信号に係る信号強度パラメータを相対的に高く設定することによって、送信フォーカス処理をしても超音波造影剤の造影効果を均一化し、画像の輝度分布を超音波造影剤

の実際の分布量に近づけることができる。

【0011】このような検出部位の深度に応じた反射エコー信号の補正量は、超音波ファントムを用いた実験に基づいて定めてもよい。例えば、送信フォーカス処理をしたときの深度と、被検体内の超音波信号の強度との相関曲線を実験によって求め、これに基づいて補正量を設定してもよい。このような超音波信号の強度を表わすパラメータとして、例えばメカニカルインデックス(MI)等の音圧を用いることが考えられる。また、実験でなく理論式に基づいて補正量を定めてもよい。これらの場合、信号強度パラメータを設定する設定手段は、検出部位の深さに対応する補正量のデータ列を蓄積してなる補正テーブルを含む構成としてもよい。

【0012】また、反射エコー信号の補正量を設定フォーカス深さに応じて可変設定するようにしてもよい。例えば、複数のフォーカス深さにそれぞれ対応する補正量あるいは反射エコー信号と信号強度パラメータとの相関を予め設定してもよく、また、これら予め設定されたフォーカス深さの間隔に設定フォーカス深さが設定されたときは、これを挟むフォーカス深さの補正量を用い、挿入処理によって補正量を求めてもよい。

【0013】ところで、上述した深度と、被検体内の超音波信号の強度との関係は、フォーカス深さだけでなく、被検体にも依存する。例えば、体格、皮下脂肪量、体脂肪率、性別等の違いによって、同じように超音波を送信しても被検体内における超音波信号の強度分布は異なる場合がある。そこで、設定手段は反射エコー信号の補正量または反射エコー信号と信号強度パラメータとの相関を可変設定する手段を有する構成としてもよい。

【0014】また、超音波探触子は複数種類分けられ、切替えて使用されるものである場合には、使用される超音波探触子によっても深度と超音波信号の強度との関係が異なる場合があるので、補正部は画素強度の補正量を使用される超音波探触子に応じて可変設定するものであってもよい。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態について説明する。図1は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示す図である。超音波診断装置は、探触子1と、探触子1を駆動して図示しない被検体に超音波ビームを送信させる駆動手段である送信部3と、探触子1によって受信された反射エコー信号すなわち受信信号を信号処理する信号処理手段である受信部5と、信号処理された受信信号を画像に変換して超音波診断画像を生成する画像変換手段である画像生成部7と、画像生成部7から出力された画像を表示する画像表示部9とを有して構成されている。また、超音波診断装置の制御をする制御装置11が設けられ、制御装置11は、送信部3と、受信部5と、画像生成部7と、画像表示部9とにそれぞれ接続されている。また、制御装

置11には入力部13が繋がれている。

【0016】画像生成部7は、受信部5が出力した受信信号の信号強度を補正する補正部15と、補正部15から出力された補正後の受信信号を走査変換するデジタル・スキャン・コンバータ(DSC)17とを含む。補正部15は、受信信号を一時的に記憶するラインメモリ19と、補正係数を蓄積する補正係数テーブル21と、受信信号と補正係数とを乗算する乗算器23とを有する。また、DSC17は、補正後の受信信号を記憶するフレームメモリ25を含む。

【0017】また、入力部13は、操作キーなどの入力装置を有する操作パネル27と、操作パネル27によりなされた操作を認識するパネルインターフェイス29と、パネルインターフェイス29の認識に応じて操作指令等を制御装置11に伝送するパネルコントローラ31とを含む。

【0018】以下、超音波造影剤が注入された被検体の断層像を生成する場合を例にとり、本実施形態の超音波診断装置の動作および詳細構成を説明する。はじめに、送信部3は、制御装置11からの指示に応じ、探触子1を介して図示しない被検体に超音波ビームを送信する。探触子1は、被検体に対向して並列する複数の図示しない振動子を有し、送信部3は個々の振動子に駆動信号を与える。これによって、個々の振動子から超音波信号が発生され、見かけ上各振動子からの超音波の波面が一致する方向に進行する超音波ビームが生成される。また、送信部3は周知の送信フォーカス処理も行なう。送信フォーカス処理とは、個々の振動子の動作タイミングをずらすことによって、設定された深さにおいて超音波ビームが絞られ、音場が小さくなるようにすることである。これは、例えば振動子が一列に配置される場合、両端の動作タイミングを最先とし、中央に近づくにつれて徐々に遅延させることによって実現される。また、この遅延時間を変えることによって、超音波ビームが最も絞られるフォーカス深さを可変設定することができる。本実施形態の超音波診断装置では、操作者が走査パネル27を操作することによってフォーカス深さを可変設定することができるようになっていて、操作パネル27による入力は、パネルインターフェイス29およびパネルコントローラ31を介して制御装置11に伝送され、これを受けた制御装置11は、設定されたフォーカス深度の超音波ビームを送信するよう送信部3に指示する。

【0019】そして、探触子1から送信された超音波ビームは被検体を伝播し、組織の境目等の音響インピーダンスが変化する箇所を通過するときの一部が反射される。また、被検体に注入された超音波造影剤が超音波ビームを受けると、超音波造影剤は特有の音波を発生させる。ちなみに超音波造影剤は、溶液中に微細な気泡を混入したものであり、音波は気泡の破壊や変形によって生じるものである。

【0020】次に、受信部5は、探触子1を介し、組織からの反射波や超音波造影剤が生じた音波を含む受波信号を受信する。超音波信号として受信された受波信号は、個々の振動子によって電気的な信号に変換され、各振動子が出力した受波信号は、受信部5が整相し、加算して出力する。

【0021】このような超音波ビームの送信およびこれに伴う受波信号の受信は、被検体を走査しながら順次行なわれる。そして、画像生成部7は、この走査に係る一連の受波信号に基づいて被検体の断層像を生成する。すなわち、個々の超音波ビームに対応する受波信号は、超音波ビームを送信してから受波信号を受信するまでの往復伝播時間に対する時系列の信号強度すなわち振幅からなるデータ列である。そして、往復伝播時間は探触子から受波信号に係る部位までの深さに比例するから、超音波ビームの送信方向と往復伝播時間に基づいて画素位置を定めることができる。そして、受波信号の振幅に基づいて画素の輝度を定めることによって濃淡像を生成することができる。

【0022】受信部5が出力した受波信号は、画像生成部7に入力され、補正部15のラインメモリ19に記憶される。そして、本実施形態の超音波診断装置は、受波信号に対応する補正係数を補正係数テーブル21から読み出し、乗算器23において受波信号の振幅に補正係数を掛けて得られた補正後の受波信号すなわち信号強度パラメータに基づいて画像を生成することを特徴とする。

【0023】以下、この本実施形態の特徴について詳しく説明する。図2は心臓の心尖部二腔断面の超音波診断画像を示す模式図と、被検体の深さ方向のメカニカルインデックス(MI)の変化を示すグラフとを対比した図である。ちなみにMIとは、音軸上の最大ピーク負音圧を、基準音圧1MPaで正規化した値であり、被検体内の超音波信号の強度を表わすパラメータとして用いられるものである。図2に示すように、超音波診断画像33は、超音波ビームのビームライン34を変えながら被検体を走査することによって形成された扇型の視野35を有し、心臓の心筋の像37はこの視野35内に表示されている。そして、フォーカス深さは、画面に図示されたフォーカス点マーカー39の位置に設定されている。この場合、図2に示すように、被検体内における超音波ビームのMI41は、探触子からフォーカス深さまでは徐々に大きくなってフォーカス深さ付近で最大値をとり、その後減衰する。

【0024】図3は、被検体の深さ方向のMI分布と、超音波造影剤の気泡の濃度分布と、この場合の受波信号の信号強度分布とをそれぞれ示すグラフを対比した図である。上述したようにMIはフォーカス深さ附近にピークを有する分布となるから、図3に示すように、超音波造影剤の気泡の濃度43が略均一であっても、MIが大きいところでは気泡の破壊や変形が生じやすく強い音波

が発生する。その結果、得られる受波信号の強度45も、MI41と同様に探触子からフォーカス深さ付近まで徐々に大きくなり、フォーカス深さ付近で最大値をとった後に減衰する。したがって、このような受波信号の強度45に即して超音波診断画像の画素強度を決定すると、実際には気泡が略均一に分布しているにもかかわらず、画像上ではフォーカス深さ付近が強調して画像表示され、均一な造影効果を得ることができない。

【0025】そこで、本実施形態の超音波診断装置は、得られた受波信号の強度に、深さに基づき、フォーカス深さに応じた補正係数をかけて補正して得られた信号強度パラメータに応じて画素強度を決定している。図4は、被検体の深さ方向のMIと、超音波造影剤の気泡の濃度と、補正係数と、補正後の信号強度をそれぞれ示すグラフを対比した図である。本実施形態の超音波診断装置において、補正係数は深度に対応する一連のデータ列としてメモリに収納された補正係数テーブル21に蓄積されている。ラインメモリ19に受信部5から出力された受波信号が入力されると、往復伝播時間に基づいて受波信号に付された深度アドレスに基づいて、受波信号の深さに応じた補正係数が補正係数テーブル21から読み出される。そして、補正係数は乗算器23に入力され、乗算器23は、当該受波信号の振幅と補正係数とを乗じた値、すなわち補正後の受波信号をDSC17のフレームメモリ25に入力する。フレームメモリ25に蓄積された補正後の受波信号は、走査変換して読み出され、CRTまたはLCD等のディスプレイ装置を有する画像表示部9によって表示される。このとき、画素の輝度は対応する受波信号の振幅に基づいて定められる。

【0026】図4に示すように、補正係数47は、フォーカス深さのようにMIが大きい深さの受波信号を相対的に弱め、またMIが小さい深さの受波信号を相対的に強めるように設定されている。また、補正係数47は、深さの異なる一連の受波信号について補正したときに、補正後の受波信号49の強度分布が、超音波造影剤の濃度分布と略相似の曲線を示す分布となるように設定されている。

【0027】このような補正係数は、本実施形態の場合には、超音波ファントムを用いた実験結果に基づいて設定されている。超音波ファントムは、超音波診断装置や探触子の校正や評価のため広く用いられているものであり、一般に生体の軟組織と略等価な音速特性および減衰係数を有する材料をケースに封入して構成されている。所望のフォーカス深さに対応する補正係数を設定するときは、そのフォーカス深度の超音波ビームを超音波ファントムに送信し、測定深さを変えながらファントム内のMIを複数箇所測定する。これによって、図4に示したような深さ方向のMI分布が得られる。そして、補正係数は、超音波造影剤が均一分布する状態を仮定したときに、測定されたMIの分布に対する各深さからの受波信

号が均一化されるように設定される。

【0028】本実施形態の超音波診断装置は、複数のフォーカス深さに対応する補正係数を補正係数テーブル21に蓄積し、診断時のフォーカス深さに応じて切換えている。また、補正係数が予め設定されていないフォーカス深さの場合は、予め設定された補正係数の中からフォーカス深さが近いものに基づき、挿間によって補正係数を求めている。

【0029】また、深さ方向のMI分布は、被検体にも依存する。すなわち、被検体の体格、皮下脂肪量、対脂肪率、性別などによって、探触子1から同じように超音波ビームを送信しても、被検体内のMI分布は異なる場合がある。そこで、補正係数テーブル21は被検体の特徴に対応する各種の補正係数を有し、操作パネル10からの入力に応じて切換えられるようになっている。また、深さ方向のMI分布は探触子1の種類にも依存するから、補正係数テーブル21には各種の探触子1に対応する補正係数も蓄積され、これも操作パネル10からの入力に応じて、または探触子1の種類を自動的に検出して切換えられる。

【0030】以下、本実施形態の超音波診断装置によって得られる効果について説明する。本実施形態の超音波診断装置によれば、超音波ビームの信号強度が大きい設定フォーカス深さ附近の受波信号の強度を相対的に下げるとともに、他の部分の受波信号の強度を相対的に上げる補正をしているから、送信フォーカス処理をしても超音波造影剤の造影効果を均一化し、画像の輝度分布を超音波造影剤の実際の分布量に近づけることができる。

【0031】図5は、本実施形態の超音波診断装置によって得られる心尖部二腔断面像を示す模式図と、その画素の輝度分布を示す図である。また、図6は、補正を行なわなかった場合の心尖部二腔断面像を示す模式図と、その画素の輝度分布を示す図である。送信フォーカス処理をし、補正を行なわなかった場合には、深さ方向のMI分布が不均一となるから、心筋に略均一に超音波造影剤が分布していても、画像上では図6に示すようにフォーカス深さ附近が強調表示されてしまう。このため、フォーカス深さから離れた超音波造影剤は比較的弱い造影効果しか発揮せず、その結果弱いコントラストで画像表示されるから虚血状態と見誤るおそれがある。これに対し、本実施形態の特徴に係る補正を行なうと、超音波造影剤の造影効果が均一化される結果、図5に示すような一様なコントラストの画像を得ることができ、心筋の虚血状態等を適切に診断できる効果がある。

【0032】また、補正係数は、フォーカス深さ、被検体の特徴、探触子の種類に応じて適切なものに切換えられるので、様々な診断状況において好適な診断画像を得

ることができる。

【0033】なお、本実施例は2次元のBモード断層像を生成する場合を例にとって説明したが、本発明は3次元の画像を生成する場合にも適用することができる。

【0034】また、本実施形態の場合には、補正係数は超音波ファントムを用いた実験に基づいて設定しているが、理論式に基づいて補正係数を設定してもよい。

【0035】また、対数増幅器等によって超音波の伝播距離に対する減衰量を補正する周知の減衰補正部を、本実施形態のような補正部とともに用いてもよい。この場合には、両方の補正を経てフレームメモリに入力される受波信号において、超音波造影剤の造影効果が均一化されるように補正係数等のパラメータを設定するとよい。

【0036】また、本実施形態では補正係数を受波信号の強度と乗算して補正をしているが、加減算によって補正するようにしてもよい。

【0037】

【発明の効果】本発明によれば、送信フォーカス処理をして超音波診断画像を生成するときの超音波造影剤の造影効果を均一化することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態の構成を示す図である。

【図2】心臓の心尖部二腔断面の超音波診断画像を示す模式図と、被検体の深さ方向のMIの変化を示すグラフとを対比した図である。

【図3】被検体の深さ方向のMIと、超音波造影剤の気泡の濃度と、受波信号の信号強度とをそれぞれ示すグラフを対比した図である。

【図4】被検体の深さ方向のMIと、超音波造影剤の気泡の濃度と、補正係数と、補正後の信号強度とをそれぞれ示すグラフを対比した図である。

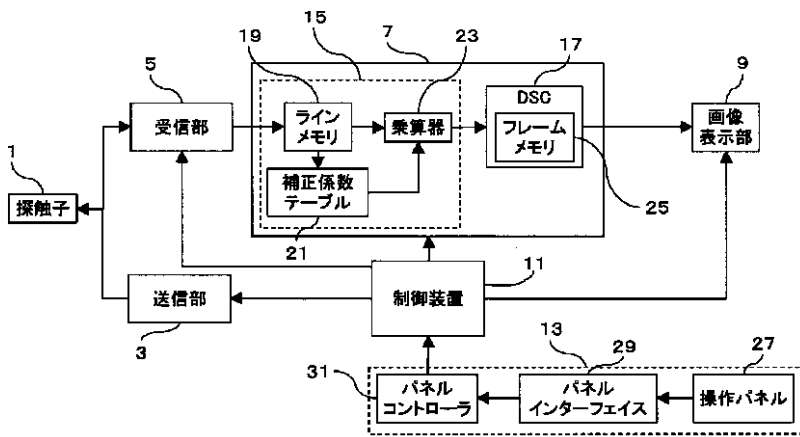
【図5】図1の超音波診断装置によって得られる心尖部二腔断面像を示す模式図と、その画素輝度分布を示す図である。

【図6】補正を行わない場合の心尖部二腔断面像を示す模式図と、その画素輝度分布を示す図である。

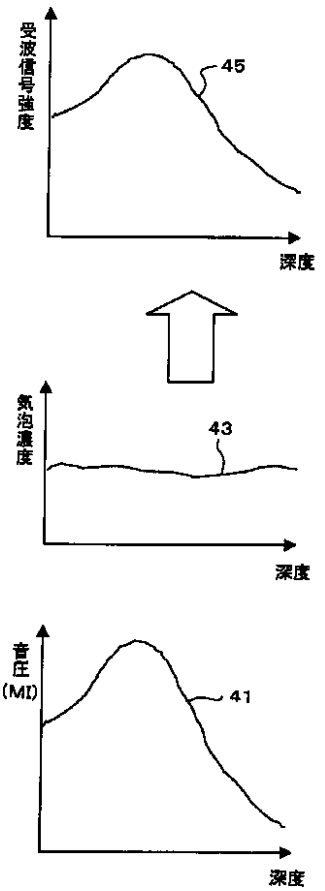
【符号の説明】

- 1 探触子
- 3 送信部
- 5 受信部
- 7 画像生成部
- 9 画像表示部
- 11 制御装置
- 13 入力部
- 15 補正部
- 17 DSC

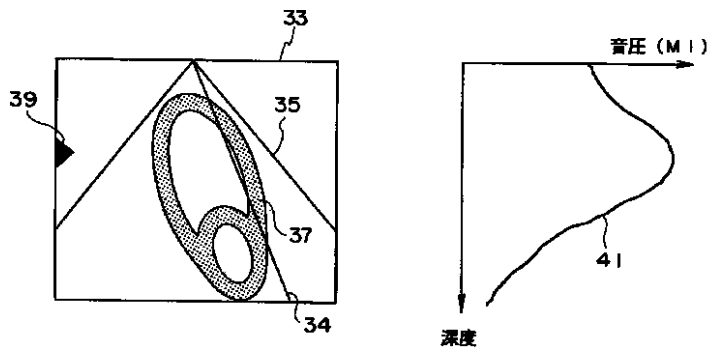
【図1】



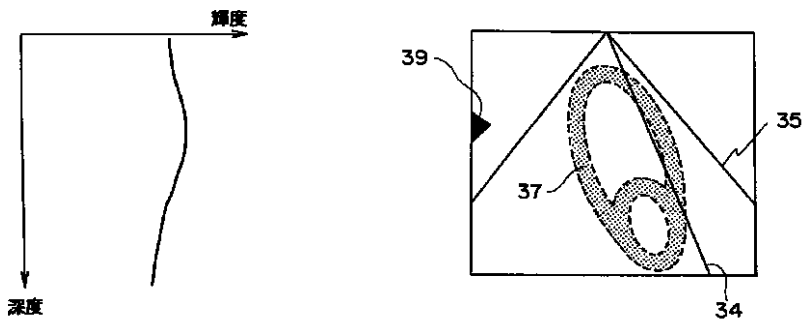
【図3】



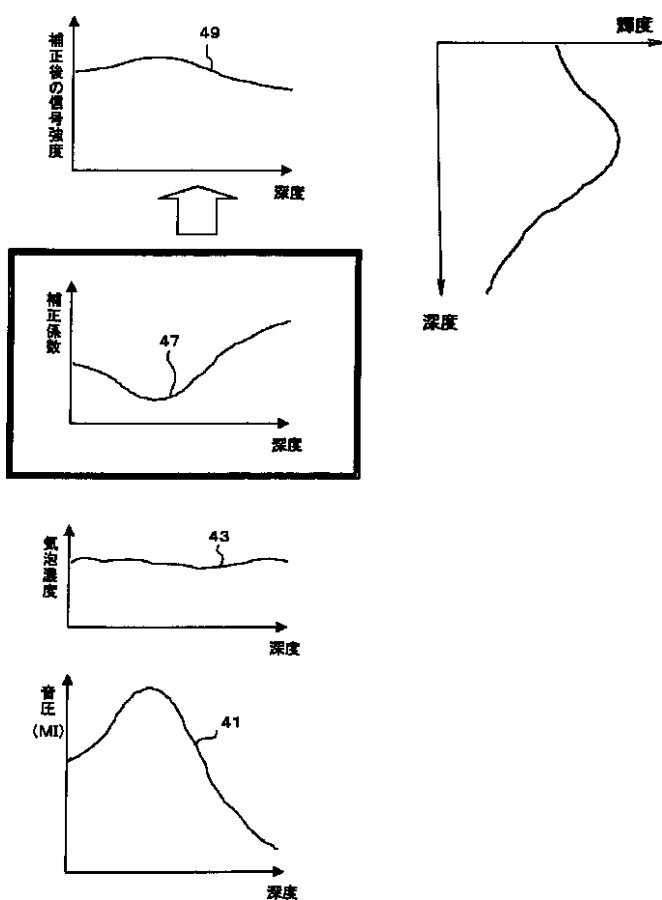
【図2】



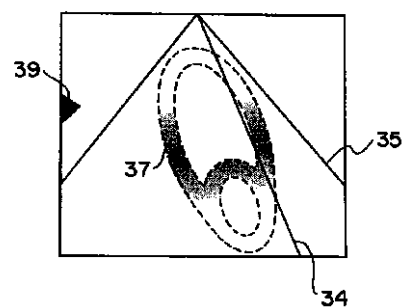
【図5】



【図4】



【図6】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA01 AA04 CC02 DD01 EE07
GB04 HH24 HH26 HH37 JB17
JB29 JB32 KK17 KK27 LL02
LL04 LL05 LL06 LL20
5B057 AA07 BA05 CA08 CA16 CB08
CB16 CE11 CH01 CH11

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2002345823A5	公开(公告)日	2008-07-10
申请号	JP2001159285	申请日	2001-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	AKAMATSU IWAO 赤松 巖		
发明人	赤松 巖		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06 G06T1/00.290.D		
F-TERM分类号	5B057/CB16 4C301/JB29 4C301/HH24 4C301/KK17 4C301/HH26 4C301/AA01 4C301/DD01 5B057/CB08 4C301/EE07 5B057/CH01 4C301/LL04 4C301/LL02 4C301/JB17 4C301/GB04 4C301/LL05 5B057/BA05 5B057/CH11 4C301/KK27 5B057/CA16 4C301/AA04 4C301/LL06 5B057/AA07 4C301/CC02 4C301/LL20 5B057/CE11 4C301/JB32 5B057/CA08 4C301/HH37 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/JB01 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB51 4C601/JB55 4C601/JB56 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL05 4C601/LL06 4C601/LL40 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA12 5L096/CA18 5L096/CA22 5L096/DA04 5L096/EA01 5L096/EA18 5L096/EA21		
其他公开文献	JP2002345823A JP4820494B2		

摘要(译)

要解决的问题：在执行超声处理以生成超声诊断图像时，要使超声造影剂的对比度效果均匀化。超声波探头，其与被检体之间收发超声波，驱动超声波探头的驱动单元，以及对由超声波探头接收到的反射回波信号进行信号处理的信号处理单元。在超声诊断设备中，与显示图像上的显示深度相对应的反射回波信号的信号，该超声波诊断设备具有用于将经过信号处理的反射回波信号转换为图像的图像转换单元和用于显示图像的显示单元。该配置包括用于设置强度参数的设置装置，以及用于使图像转换装置基于信号强度参数将反射的回波信号转换为图像并且使显示装置显示转换后的图像的装置。