

(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 - 17724

(P2002 - 17724A)

(43)公開日 平成14年1月22日(2002.1.22)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコード* (参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 7 数)

(21)出願番号 特願2000 - 203146(P2000 - 203146)

(22)出願日 平成12年7月5日(2000.7.5)

(71)出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)発明者 原田 烈光

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(72)発明者 岡田 孝

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(74)代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 (外 2 名)

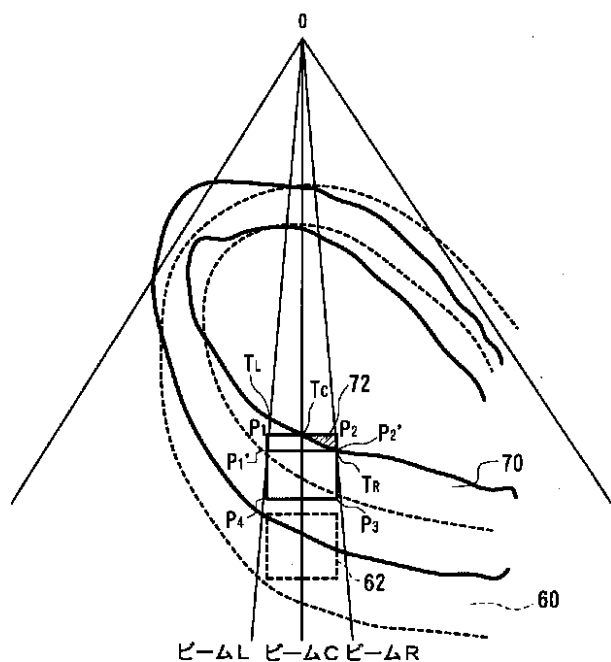
F タ-ム (参考) 4C301 DD01 DD07 JB23 JB27 KK30

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波診断装置において操作者が設定した関心領域 (R O I) が、被検体組織の運動に起因して、実際に関心のある領域からはずれてしまう。

【解決手段】 R O I の中心を通るビー-ム軸線上で検出される心筋内膜位置をエコー信号の強度等の差異に基づいてトラッキングする。このトラッキング位置 T_c を基準として、計測対象である心筋に対する R O I (矩形 $P_1 P_2 P_3 P_4$) を設定することにより R O I が心筋内膜の移動に追従して設定される。この基本的な R O I が心筋からはみ出した領域 7 2 を有する場合には、当該領域 7 2 を除去する処理を行う。領域 7 2 の有無は、R O I の両端を通るビー-ム軸線上での心筋内膜位置 T_R 又は T_L が T_c より深いことから検知される。例えば、 T_c より T_R が深い場合、変形された R O I として、その心筋内膜側の境界を $O T_R - O T_c$ だけ心筋外膜側へ移動させた矩形 $P_1' P_2' P_3 P_4$ が設定される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波ビームの送受波を行って、被検体を走査する送受波手段と、
前記被検体からのエコー信号に基づいて、被検体組織の境界の位置を検出し追跡する境界追跡手段と、
前記境界の位置の移動に応じて、走査範囲上に設定される関心領域の位置又は形状を変更する関心領域変更手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記境界追跡手段は、
前記関心領域に向けた複数の超音波ビームの各軸線上にて前記被検体組織の境界の位置を検出する位置検出手段と、
前記各軸線上の前記境界の位置に基づいて、前記被検体組織の形状を追跡する形状追跡手段と、を有し、
前記関心領域変更手段は、前記被検体組織の形状変化に追従させて、前記関心領域の位置又は形状を変更すること、
を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 超音波ビームの送受波を行って、被検体を走査する送受波手段と、
前記被検体からのエコー信号に基づいて、前記被検体の心筋組織の形状を検出し追跡する心筋形状追跡手段と、
前記心筋組織の形状変化に追従させて、走査範囲上に設定される関心領域の位置又は形状を変更する関心領域変更手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記関心領域変更手段は、前記境界が検出される所定の被検体組織が占める領域内に、前記関心領域を配置することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置において、
前記エコー信号を前記関心領域内にて積分してエコー強度を計測するエコー強度計測手段を有し、
前記関心領域変更手段は、前記エコー強度の計測の目的領域内に前記関心領域を配置すること、
を特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に関し、特に関心領域内における血流動態を定量測定する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置を用いて、被検体内の関心領域（ROI：Region of Interest）における挙動を観察することができる。例えば、設定した ROI 内にお

いて血流を検出したり、血流速度、血流量を計測することが行われている。

【0003】特に、この血流の観察に関しては、血流に比較して反射強度が大きいコントラスト剤を血流中に注入して、心腔内や心筋組織内の血流からの超音波のエコーを増強させるコントラストエコー法が開発され、これにより心筋灌流動態などが研究されている。この研究においては、操作者が動画像を観察しながら ROI を設定し、例えば、その ROI 内でのエコー強度積算値の時間的变化（時間 - 輝度曲線、又は Time-Intensity 曲線）が計測され、画面表示される。また、エコー強度がピークとなるタイミングと、例えば当該ピークの 1 / 2 となるタイミングとの時間間隔をコントラスト剤の洗い出し時間（Wash-out time）と定義し、血流動態を示す指標の一つとして測定されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】従来は、ROI の位置を、操作者が測定開始時に手動で設定していた。例えば、操作者は超音波断層画像の表示に基づいて、心壁に対して所定の位置に ROI を設定する。この ROI は、計測中においては、探触子との位置関係が固定されていた。

【0005】しかし、心筋のように比較的動きの大きい組織は、設定された ROI の範囲を越えて運動することがある。従って、例えば、操作者が ROI を関心のある組織のみを含むように設定しても、その後の計測においては ROI が関心のある組織の周囲の他の組織をも含むことが起こりうる。そのため、ROI 内のエコー強度は、操作者の意図に反して、必ずしも同一組織からの反射信号のみによるものではないということが起こる。このように、従来の計測中において空間的に固定された ROI は、計測される指標に誤差を生じる原因となり、定量的評価の信頼性を損なうおそれがあるという問題があった。

【0006】本発明は上記問題点を解消するためになされたもので、計測中においても、操作者が意図した ROI が設定される超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームの送受波を行って、被検体を走査する送受波手段と、前記被検体からのエコー信号に基づいて、被検体組織の境界の位置を検出し追跡する境界追跡手段と、前記境界の位置の移動に応じて、走査範囲上に設定される関心領域の位置又は形状を変更する関心領域変更手段とを有するものである。

【0008】本発明によれば、境界追跡手段は、例えばエコー信号の振幅や位相の変化に基づいて、互いに隣接する 2 つの被検体組織の間の境界の位置を検出すると共に、移動し得る当該境界をトラッキングする。関心領域

は、当初においては操作者が例えば、超音波画像を見ながらその所望の位置に設定する。関心領域変更手段は、境界が移動すると、それに応じて、操作者が設定した関心領域の位置や形状を変える。これにより、例えば、境界に対する関心領域の位置関係を一定に保つことができる。

【0009】本発明に係る超音波診断装置においては、前記境界追跡手段が、前記関心領域に向けた複数の超音波ビームの各軸線上にて前記被検体組織の境界の位置を検出する位置検出手段と、前記各軸線上の前記境界の位置に基づいて、前記被検体組織の形状を追跡する形状追跡手段とを有し、前記関心領域変更手段が、前記被検体組織の形状変化に追従させて、前記関心領域の位置又は形状を変更することを特徴とする。

【0010】本発明によれば、境界追跡手段の位置検出手段は、各超音波ビームのエコー信号に基づいて、各超音波ビームの軸線それぞれの上での境界の位置を検出する。それら複数の軸線それぞれの上での境界の位置を追跡することにより被検体組織間の境界線又は境界面がトラッキングされ、これにより形状追跡手段は、当該境界線又は境界面により特定される被検体組織の形状をトラッキングする。

【0011】本発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームの送受波を行って、被検体を走査する送受波手段と、前記被検体からのエコー信号に基づいて、前記被検体の心筋組織の形状を検出し追跡する心筋形状追跡手段と、前記心筋組織の形状変化に追従させて、走査範囲上に設定される関心領域の位置又は形状を変更する関心領域変更手段とを有するものである。

【0012】本発明によれば、心筋形状追跡手段が、被検体内において心筋組織により占められる領域の形状の時間的変化をトラッキングする。関心領域変更手段は、心筋組織の形状の変化に追従させて、関心領域の位置又は形状を変更する。これにより、心筋組織が被検体内で動いても、関心領域が例えば、心筋組織を安定に捕捉している状態や、また安定して心腔内を捕捉している状態を得ることができる。

【0013】本発明に係る超音波診断装置においては、前記関心領域変更手段は、前記境界が検出される所定の被検体組織が占める領域内に、前記関心領域を配置することを特徴とする。

【0014】本発明によれば、被検体組織が移動したり、形状が変化しても、関心領域は計測対象とする所定の被検体組織のみを含むようにトラッキングされる。

【0015】本発明に係る超音波診断装置は、前記エコー信号を前記関心領域内にて積分してエコー強度を計測するエコー強度計測手段を有し、前記関心領域変更手段が、前記エコー強度の計測の目的領域内に前記関心領域を配置することを特徴とする。

【0016】本発明によれば、関心領域がエコー強度の

計測の目的領域内に常時存在するようにトラッキングが行われる。すなわち、被検体組織が運動しても、関心領域に計測目的領域外の領域が含まれることが回避され、エコー強度の測定精度が向上する。

【0017】

【発明の実施の形態】次に、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

【0018】図1は、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略のブロック図である。図1において、プローブ10は、超音波パルスの送波及びエコーの受波を行う超音波探触子である。このプローブ10は振動子アレイを有しており、その振動子アレイの電子走査によって超音波ビームが電子的に走査される。その電子走査方式としては例えば電子リニア走査や電子セクタ走査などを挙げることができる。

【0019】送信ビームフォーマー12はシステム制御部14による制御に従って、振動子アレイの各チャネルごとに遅延された送信パルスをプローブ10へ出力する。振動子ごとの遅延量は、送波される超音波がビームを形成するように、また、送波ビームの方向に応じて制御される。操作者は、操作パネル16から例えば、超音波ビームの集束点や送信パワー等の各種条件を操作・変更することができる。

【0020】プローブ10は、送信ビームフォーマー12により駆動されて、被検体へ超音波ビームを送波すると共に、被検体からのそのエコーを受波する。プローブ10は、振動子アレイの各チャネルごとに、受信信号を受信ビームフォーマー20へ出力する。受信ビームフォーマー20は、チャネル間の受信信号の位相差を調整して互に加算する整相加算処理を行って受信ビームを形成する。

【0021】この受信ビームフォーマー20の出力は、各種受信信号処理回路にて利用される。エコートラッキング処理部30は、受信信号に基づいて受信ビーム上に現れる特徴点を抽出する。エコートラッキング処理部30は、この特徴点の検出を各ビームごと、またはフレームごとに行って、当該特徴点の移動を追跡する。例えば、心臓の場合、心筋組織と心臓内部の血流部分とではエコー信号の強度（振幅）に大きな差があるので、エコー信号に対する閾値を設定することによって、これら2つの部分の境界である心筋内膜位置を特徴点として検出することができる。フレーム間での特徴点の変位量は限定されるので、例えば、あるフレームでの特徴点の位置を基準とした位置に、適当な幅に限定された探索範囲を設け、この探索範囲内にて次フレームにおける特徴点を探索することにより、同一の特徴点のフレーム間での移動をトラッキングすることができる。エコートラッキング処理部30は、被検体組織の特徴点をトラッキングし、組織変位情報を出力する。

【0022】白黒処理部32は、エコー信号の強度を求

める。このエコー信号強度のデータは、白黒のコントラストで表現される超音波画像、例えばBモード画像等の断層画像の形成に利用される。

【0023】カラードブラ処理部34は、受信信号を直交検波して複素信号を生成し、さらに自己相関処理を行って、カラードブラ画像形成のためのデータを生成し出力する。

【0024】スペクトルドブラ処理部36は、受信信号を直交検波して得られた複素信号に基づいて周波数解析を行い、スペクトラム表示のためのデータを生成し出力する。

【0025】これらエコートラッキング処理部30、白黒処理部32、カラードブラ処理部34、スペクトルドブラ処理部36の出力はスキャンコンバータ40に入力され、超音波ビームに沿った受信信号から、表示器の走査方式に対応した信号への変換が行われる。

【0026】はみ出しROI防止処理部42は、エコートラッキング処理部30の出力と白黒処理部32の出力とを入力され、オフセットトラッキング位置情報を出力する。このオフセットトラッキング位置は、被検体内での被検体組織の運動に追従してROIの位置や形状を変更するための情報であり、関心のない部分にまでROIがはみ出して設定されることを防止するために利用される。そのより詳細な処理及び構成に関しては後述する。

【0027】グラフィック処理部44は、スキャンコンバータ40に格納された各種受信信号処理回路からの出力データ及び、はみ出しROI防止処理部42からのオフセットトラッキング位置情報が入力され、表示器46上に表示するための画像を合成し、当該画像のビデオ信号を表示器46へ出力する。

【0028】図2は、はみ出し防止ROI処理部の概略のブロック図であり、図3は、エコートラッキング、はみ出し防止処理及びROIの設定を説明する模式図である。本装置におけるROIは操作者により初期設定され、以降、関心のある被検体組織の運動に追従して自動設定される。ROIの初期設定は、操作者が表示器46に表示されるBモード画像を見ながら、操作パネルを介して画面上にて設定することにより行われる。ここでは、心筋にROIを設定する場合を例に説明する。図3においては、点線で示す心筋60の領域内に矩形のROI62が初期設定される。矩形は、その一対の辺が超音波ビームに直交するように配置される。

【0029】エコートラッキング処理部30は、ROIの中心を通る超音波ビームC上で、例えば心筋内膜位置 T_c をフレームごとに検出し、その深さ、すなわちプローブ10からの距離 OT_c をトラッキング位置の座標 L_{tr} として出力する。

【0030】心筋組織は被検体内にて運動しており、図3にはある時刻における心筋70が示されている。この心筋70の配置に対して、エコートラッキング処理部3

0は心筋内膜位置 T_c を検出し、 L_{tr} を出力する。単純にこの L_{tr} を基準としてROIを超音波ビームCの軸線に沿って移動させると、矩形の超音波ビームCに直交する一辺が点 T_c を通る矩形領域 $P_1P_2P_3P_4$ がROIとして設定されることになる。しかし、この矩形領域 $P_1P_2P_3P_4$ は、図3に示すように心筋70だけでなく心腔内部へはみ出した領域72をも含む場合がある。本装置はROI内での被検体組織のエコー強度を積算し計測することができる。よって、ROIが関心のある被検体組織以外の部分を含むことは好ましくない。はみ出しROI防止処理部42は、このようなはみ出し領域72を生じないようにROIを設定するための情報として、オフセットトラッキング位置 L_o を生成する。

【0031】はみ出しROI防止処理部42には、エコートラッキング処理部30から超音波ビームCの軸線上での心筋内側境界のトラッキング位置 L_{tr} が入力されると共に、超音波ビームR、L上での検波信号を白黒処理部32から取得する。この超音波ビームR、LはそれぞれROIの両端部を通るものである。

【0032】図2に示すように、超音波ビームR、Lの検波信号はそれぞれ閾値処理部80、82に入力される。閾値処理部80、82は、心筋組織と血流部分とのエコー信号の中間レベルを閾値に設定され、検波信号を2値化処理して心筋内膜位置 T_R 、 T_L を検知し、それぞれのプローブ10からの距離 L_R 、 L_L を出力する。位置比較器84は、閾値処理部80から L_R 、また閾値処理部82から L_L を入力され、それらを比較して、いずれか大きい値を出力値Lとする。

【0033】位置オフセット計算部86は、位置比較器84の出力値Lとトラッキング位置 L_{tr} とを比較する。 $L > L_{tr}$ の場合には、矩形領域 $P_1P_2P_3P_4$ の前端の境界線 P_1P_2 より $(L - L_{tr})$ だけ深い位置まで、はみ出し領域72が達していることになる。そこで、本装置では、この場合にはROIの前端境界を P_1P_2 より $(L - L_{tr})$ だけ深い位置の境界線 $P_1'P_2'$ まで後退させる。一方、 $L < L_{tr}$ の場合には、矩形領域 $P_1P_2P_3P_4$ には、はみ出し領域が生じていないと判断し、ROIの前端境界の後退は行わない。位置オフセット計算部86は、この後退量を表すオフセットトラッキング位置 L_o を出力する。すなわち、位置オフセット計算部86は $L > L_{tr}$ の場合には、 $L_o = L - L_{tr}$ を計算して出力し、また $L < L_{tr}$ の場合には、 $L_o = 0$ を出力する。この L_o がはみ出しROI防止処理部42からグラフィック処理部44へ渡される。

【0034】図4は、グラフィック処理部44の概略のブロック図である。グラフィック処理部44は、フレームメモリ90、波形メモリ92を備える。フレームメモリ90は、白黒処理部32が出力するエコー信号、カラードブラ処理部34が生成したカラードブラ情報、及びスペクトルドブラ処理部36が生成したスペクトルドブ

ラ情報をそれぞれスキャンコンバータ 40 から読み出して格納する。一方、波形メモリ 92 は、エコートラッキング処理部 30 が生成した被検体組織の変位データをスキャンコンバータ 40 から読み出して格納する。

【0035】ROI 発生部 94 は、はみ出し ROI 防止処理部 42 からオフセットトラッキング位置 L_o を入力され、その L_o の値に応じた前端境界を有する ROI を設定する。具体的には、図 3 に示すような $L_o > 0$ である場合には、トラッキング位置 T_{tr} に基づいて設定される基本の ROI 形状 $P_1 P_2 P_3 P_4$ よりも前端境界が後退 10 され面積が縮小された矩形領域 $P_1' P_2' P_3' P_4'$ を ROI として設定する。これにより、ROI の全体が心筋組織内に内包される。一方、 $L_o = 0$ の場合には、基本の ROI 形状 $P_1 P_2 P_3 P_4$ が ROI として設定される。

【0036】エコー強度積算処理部 96 は、設定された ROI の内部の各点におけるエコー強度をフレームメモリ 90 から読み出して、それらを積算する。ビデオ信号処理部 98 は、フレームメモリ 90 に格納されたエコー信号情報、カラードブラ情報、スペクトルドブラ情報それぞれに基づく画像や波形メモリ 92 から読み出した被 20 検体組織の変位情報、及びエコー強度積算処理部 96 から得られる ROI 内でのエコー強度の積算値の時間変化のグラフのうち、操作者により指定されたものを合成して、その合成画像データを表示器 46 に表示可能なビデオ信号として出力する。

【0037】図 5 は表示器 46 における表示例を示す模式図である。この表示例では、画面の左側にセクタフォーマットの B モード断層画像 100 が表示され、右上部分には ROI におけるエコー強度の積算値の時間変化の 30 グラフ（時間 - 輝度曲線 102）が表示される。ここでは、血液にコントラスト剤を注入して、ROI が設定された被検体組織におけるエコー強度が観察される。そのエコー強度の時間変化の最大値、平均値等の数値データの一覧 104 が画面の右下部分に表示される。その数値データのの一つとして、コントラスト剤の洗い出し時間（Wash-out time）が表示される。ここで、はみ出し処理に応じて ROI の面積は異なる。そのため、エコー強度に関するデータに対しては、この ROI の面積の違いを規格化する処理を施すのが好適である。

【0038】B モード断層画像 100 には、ROI 10 40 の形状、配置を併せて表示させることができる。また B モード断層画像 100 にカラードブラ画像をマッピングするように構成してもよい。

*【0039】ROI は図 5 に示すように超音波ビームの同一軸線が心筋組織と 2 箇所で交差する場合には両方に設定して、例えばそれぞれの ROI に対して時間 - 輝度曲線を計測してもよい。

【0040】また上述の構成では、ROI の設定の基準点となるエコートラッキング位置 T_{tr} として心筋内膜位置を選択した。しかしエコートラッキング位置として、心筋外膜位置を採用することもでき、ROI が心筋外膜より外側にはみ出す場合には、オフセットトラッキング位置を調節して、はみ出し防止処理を行うことができる。

【0041】なお、上述のはみ出し防止処理では、オフセットトラッキング位置に応じて ROI のビーム方向の幅を縮小する処理を行ったが、ROI の大きさは一定のまま単にオフセットトラッキング位置までシフトさせる処理とすることもできる。

【0042】

【発明の効果】本発明の超音波診断装置によれば、操作者が計測を行おうとする被検体組織に設定した ROI が、その後の被検体組織の運動に自動的に追従する。そのため、操作者が設定を行った当初のみならず、その後の計測においても ROI が好適に設定され、目的とする計測が実現される。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略のブロック図である。

【図 2】 はみ出し防止 ROI 処理部の概略のブロック図である。

【図 3】 エコートラッキング、はみ出し防止処理及び ROI の設定を説明する模式図である。

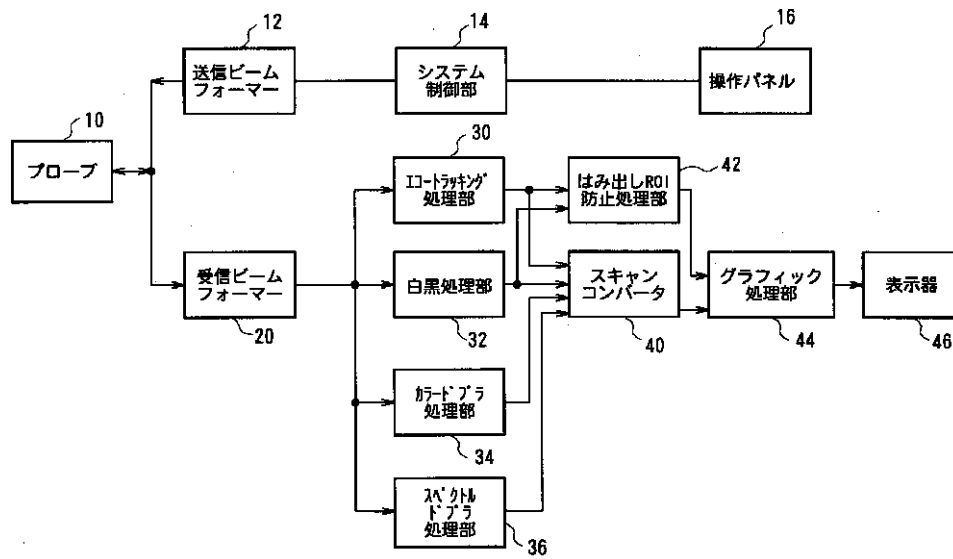
【図 4】 グラフィック処理部の概略のブロック図である。

【図 5】 表示器における表示例を示す模式図である。

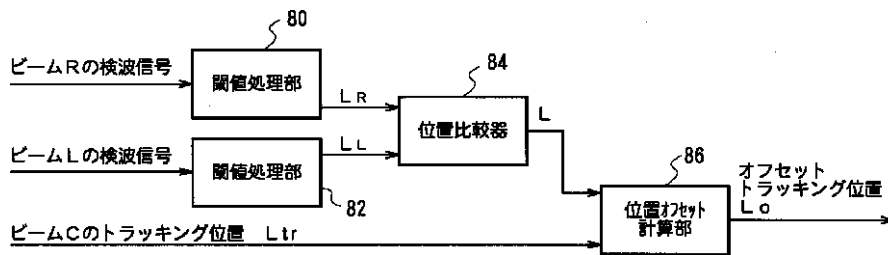
【符号の説明】

12 送信ビームフォーマー、14 システム制御部、16 操作パネル、20 受信ビームフォーマー、30 エコートラッキング処理部、32 白黒処理部、34 カラードブラ処理部、36 スペクトルドブラ処理部、40 スキャンコンバータ、42 はみ出し ROI 防止処理部、44 グラフィック処理部、46 表示器、80、82 閾値処理部、84 位置比較器、86 位置オフセット計算部、94 ROI 発生部、96 エコー強度積算処理部、98 ビデオ信号処理部。

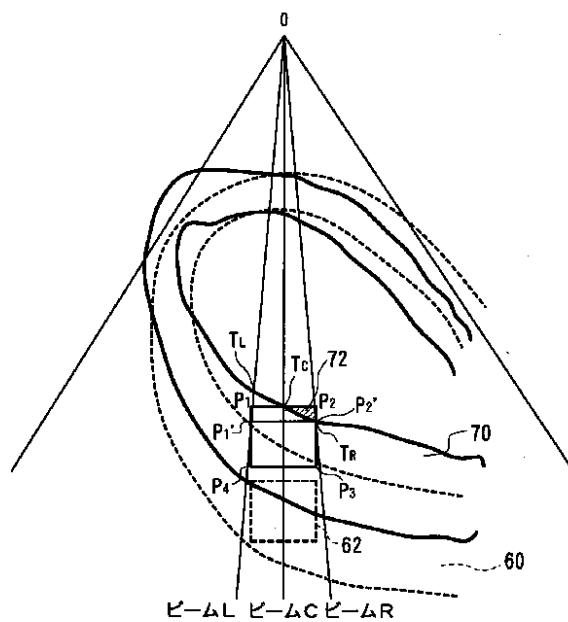
【図1】



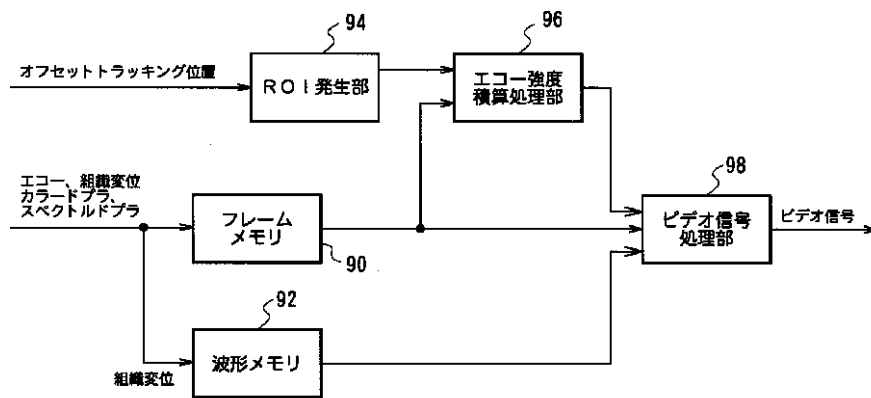
【図2】



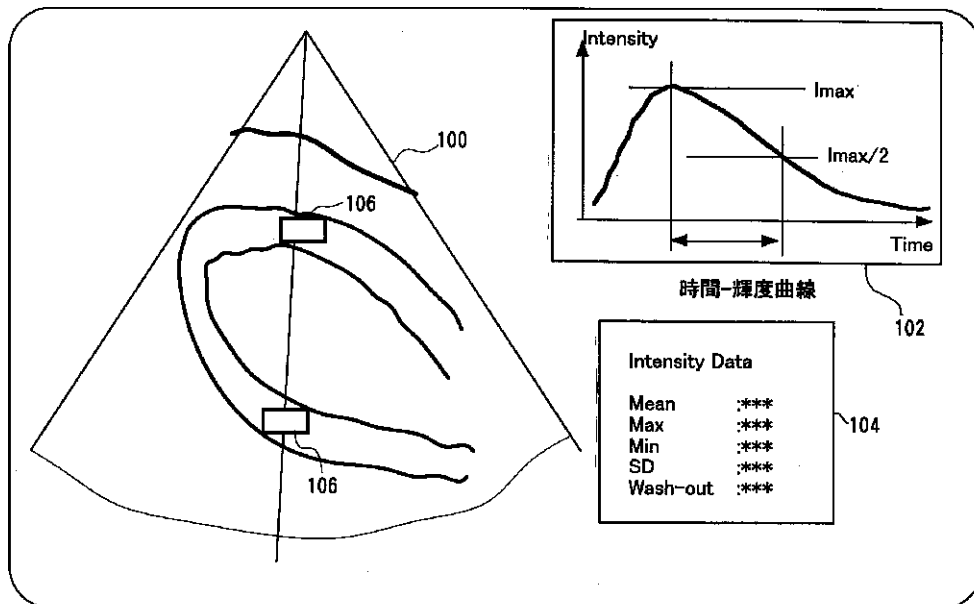
【図3】



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002017724A	公开(公告)日	2002-01-22
申请号	JP2000203146	申请日	2000-07-05
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	原田烈光 岡田孝		
发明人	原田 烈光 岡田 孝		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD07 4C301/JB23 4C301/JB27 4C301/KK30 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JC37 4C601/KK31		
其他公开文献	JP3688562B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

由于受检者的组织运动，操作者在超声诊断设备中设置的关注区域（ROI）偏离实际关注区域。 解决方案：根据回声信号强度的差异跟踪在通过ROI中心的光束轴上检测到的心肌内膜位置。 通过以该跟踪位置 T_c 为基准，将要测量的心肌的ROI（矩形 $P_1P_2P_3P_4$ ）设置为ROI 它是根据运动而设置的。 当该基本ROI具有从心肌突出的区域72时，执行去除区域72的处理。 检测区域72的存在与否，是因为穿过ROI的两端的光束轴上的心内膜位置 T_R 或 T_L 比 T_c 深。 例如，当 T_R 比 T_c 深时，作为变形的ROI，心肌内膜侧的边界通过 OT [$R-OT$ c] 移动到心外膜侧，矩形 P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_4 被设置。

