(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2006-20801
(P2006-20801A)
(43)公開日　平成18年1月26日(2006.1.26)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61B 8/08 (2006.01)	A61B 8/08	4C601

審査請求 未請求　請求項の数 7　ＯＬ　（全 13 頁）

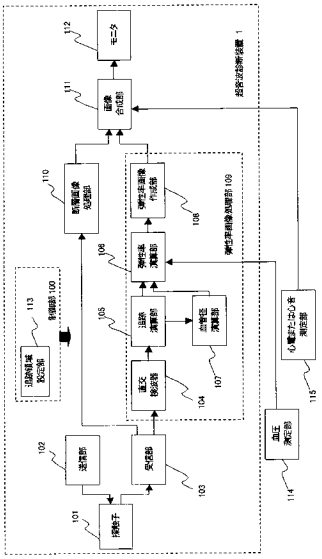
(21)出願番号　特願2004-201055 (P2004-201055)
(22)出願日　平成16年7月7日 (2004.7.7)

(71)出願人　000005821
松下電器産業株式会社
大阪府門真市大字門真１００６番地
(74)代理人　110000040
特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
(72)発明者　関　孝夫
大阪府門真市大字門真１００６番地　松下電器産業株式会社内
(72)発明者　加藤　真
大阪府門真市大字門真１００６番地　松下電器産業株式会社内
(72)発明者　萩原　尚
大阪府門真市大字門真１００６番地　松下電器産業株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波診断装置

(57)【要約】
【課題】　被検体組織の特性値測定が可能な超音波診断装置において、特性値の演算に要する演算量を少なくすることで、高速処理を可能とする。
【解決手段】　被検体組織に超音波を送受信する探触子１０１と、前記探触子１０１で得られた受信信号に基づいて、前記被検体組織の構造を表す断層画像を作成する断層画像処理部１１０と、前記被検体組織の前記断層画像として表される領域内に含まれる複数の部分領域を、追跡領域として設定する追跡領域設定部１１３と、前記探触子１０１で得られた受信信号に基づいて、前記複数の追跡領域における前記被検体組織の動きを追跡する追跡演算部１０５と、前記追跡演算部１０５で得られた追跡結果に基づいて、前記複数の追跡領域の少なくとも１つにおいて、前記被検体組織の弾性率を演算する弾性率演算部１０８と、前記断層画像と前記弾性率演算部１０８で得られた演算結果とを表示するモニタ１１２とを備えることを特徴とする。
【選択図】　図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
被検体組織に超音波を送受信する超音波送受信手段と、
前記超音波送受信手段で得られた受信信号に基づいて前記被検体組織の構造を表す断層画像を作成する断層画像処理手段と、
前記被検体組織の前記断層画像として表される領域内に含まれる複数の部分領域を追跡領域として設定する追跡領域設定手段と、
前記超音波送受信手段で得られた受信信号に基づいて前記複数の追跡領域における前記被検体組織の動きを追跡する追跡演算手段と、
前記追跡演算手段で得られた追跡結果に基づいて前記複数の追跡領域の少なくとも１つにおいて前記被検体組織の特性値を演算する特性演算手段と、
前記断層画像と前記特性演算手段で得られた演算結果とを表示する表示手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。
【請求項２】
前記追跡演算手段で得られた追跡結果に基づいて前記複数の追跡領域のうちの１つの追跡領域内の部位と別の追跡領域内の部位との間の距離を演算する距離演算手段を備え、
前記特性演算手段が前記追跡演算手段で得られた追跡結果と前記距離演算手段で得られた演算結果とに基づいて前記被検体組織の特性値を演算する請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項３】
前記追跡領域設定手段によって設定される複数の追跡領域が互いに異なる面積を有する請求項１または２に記載の超音波診断装置。
【請求項４】
前記追跡領域設定手段が複数の追跡領域を面積の和が一定となるように設定する請求項１～３のいずれかに記載の超音波診断装置。
【請求項５】
前記特性演算手段が前記被検体組織の少なくとも１つの追跡領域における特性値を演算して少なくとも別の１つの追跡領域における特性値は演算しない請求項１～４のいずれかに記載の超音波診断装置。
【請求項６】
前記表示手段において、前記特性演算手段で得られた演算結果が画像として前記断層画像に重畳表示される請求項１～５のいずれかに記載の超音波診断装置。
【請求項７】
前記特性演算手段において演算される前記被検体組織の特性値が弾性率である請求項１～６のいずれかに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、被検体組織の特性を画像化する超音波診断装置に関するものである。
【背景技術】
【０００２】
従来の超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、その反射エコー信号の強度を対応する画素の輝度に変換することで、被検体の構造を断層画像として得るものであった。近年、反射エコー信号の位相を解析することで、被検体の動きを精密に測定し、そこから被検体の弾性率を求めるという試みがある。
【０００３】
特許文献１には、反射エコー信号の検波出力信号の振幅と位相の両者を用いて、被検体の瞬間的な位置を決定することによって、高精度に組織の追跡を行ない、拍動による大振幅変位運動上の微小振動を捕らえる方法が記載されている。また、特許文献２には、特許文献１記載の方法を更に発展させ、心拍による血管壁の内面および外面の各大振幅変位運

動を精密に追跡し、大振幅変位運動に重畳されている微小振動の運動速度を求め、その差から血管壁の局所弾性率を求める方法および弾性率の空間分布を断層画像に重畳表示する装置が記載されている。

【特許文献１】特開平１０－５２２６号

【特許文献２】特開２０００－２２９０７８号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

しかしながら、従来の超音波診断装置においては、被検体組織の動きの追跡および弾性率の演算のための演算範囲は、断層画像全体であるため、演算量が大量となり、高速処理が困難であるという問題があった。このことは、リアルタイムで弾性率の空間分布を表示する場合に、特に問題となる。演算量を減らす方法としては、断層画像として表わされる領域（関心領域）を小さく設定することによって演算範囲を小さくする方法が考えられる。しかしながら、関心領域を小さくすると、被検体組織の複数の箇所について、動きの追跡や特性値演算が必要である場合、それら複数の箇所が関心領域内に収まらなくなるという問題があった。例えば、診断対象が血管である場合、血管の前壁と後壁が関心領域内に収まらなくなり、血管径が求められないという課題がある。更に血管径は、血管の弾性率、特に血管の円周方向の弾性率の演算に必要なファクターであるため、この血管径が求められないと、血管の精密な弾性率が求められない。

【０００５】

本発明は、従来の課題に鑑みてなされたものであり、被検体組織の動きの追跡と特性値の演算とを高速処理することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

上記目的を達成するため、本発明の超音波診断装置は、

被検体組織に超音波を送受信する超音波送受信手段と、

前記超音波送受信手段で得られた受信信号に基づいて前記被検体組織の構造を表す断層画像を作成する断層画像処理手段と、

前記被検体組織の前記断層画像として表される領域内に含まれる複数の部分領域を追跡領域として設定する追跡領域設定手段と、

前記超音波送受信手段で得られた受信信号に基づいて前記複数の追跡領域における前記被検体組織の動きを追跡する追跡演算手段と、

前記追跡演算手段で得られた追跡結果とに基づいて前記複数の追跡領域の少なくとの１つにおいて前記被検体組織の特性値を演算する特性演算手段と、

前記断層画像と前記特性演算手段で得られた演算結果とを表示する表示手段とを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【０００７】

本発明によれば、被検体組織の断層画像として表される領域内に含まれる複数の部分領域を追跡領域として設定することで、被検体組織の動きの追跡処理と、特性値の演算処理とを、設定された追跡領域内という限られた領域内で行なうことができる。そのため、被検体組織の動きの追跡および特性値の演算に必要な演算量を減らし、演算処理の高速化を図ることができる。更に、本発明によれば、追跡領域を複数設定するため、前述のように演算範囲を小さくして高速処理を実現しながら、尚且つ、被検体組織の複数の箇所の動きの追跡や、特性演算が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【０００８】

前述したように、本発明の超音波診断装置は、被検体組織の断層画像として表される領域内に含まれる複数の部分領域を追跡領域として設定し、設定された追跡領域内で、被検体組織の動きの追跡処理と、特性値の演算処理とを行なうものである。

【０００９】
前記超音波診断装置においては、前記追跡演算手段で得られた追跡結果に基づいて、前記複数の追跡領域のうちの１つの追跡領域内の部位と別の追跡領域内の部位との間の距離を演算する距離演算手段を備え、前記特性演算手段が前記追跡演算手段で得られた追跡結果と、前記距離演算手段で得られた演算結果とに基づいて、前記被検体組織の特性値を演算する構成とすることができる。
【００１０】
前記距離演算手段としては、例えば、血管径を演算する手段が挙げられる。このような例においては、血管壁を診断する場合に、一方の追跡領域を血管の前壁を含む領域に、他方の追跡領域を血管の後壁を含む領域にそれぞれ設定することにより、距離演算手段において、血管の前壁と後壁との間の距離、すなわち血管径を求めることができる。その結果、血管径が必要となる特性値の演算、例えば血管の円周方向の弾性率の演算が可能となる。
【００１１】
また、前記超音波診断装置においては、前記追跡領域設定手段によって設定される複数の追跡領域が、互いに異なる面積を有するものであってもよい。このような構成によれば、被検体組織の関心部位の大きさなどに応じて、追跡領域の面積を設定することが可能である。例えば、追跡領域面積の最適化によって、より効率的な演算処理を実現することが可能となる。
【００１２】
また、前記超音波診断装置においては、前記追跡領域設定手段が、複数の追跡領域を面積の和が一定となるように、設定することが好ましい。この好ましい例によれば、前記追跡手段の演算量および前記特性演算手段の演算量を、それぞれ、一定に維持することができる。よって、追跡領域の面積の和を、演算量が最適となるよう設定することによって、より効率的な演算処理を実現することが可能となる。
【００１３】
また、前記超音波診断装置においては、前記特性演算手段が、前記被検体組織の少なくとも１つの追跡領域における特性値を演算して少なくとも別の1つの追跡領域における特性値は演算しないことが好ましい。この好ましい例によれば、前記特性演算手段の演算量を更に減らすことができるため、演算処理の高速化が更に容易となる。
【００１４】
また、前記超音波診断装置においては、前記表示手段は、前記特性演算手段で得られた演算結果が、画像として、前記断層画像に重畳表示されることが好ましい。この好ましい例によれば、被検体組織の特性値の空間分布を、被検体組織に構造と対応させて把握することができる。
【００１５】
また、前記超音波診断装置において、前記特性演算手段が、前記被検体組織の特性値として弾性率を演算するような構成とすることができる。すなわち、特性演算手段を、弾性率演算手段とすることができる。
【００１６】
以下、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の一例について、図面を用いて説明する。
【００１７】
なお、以下の実施の形態においては、被検体組織として血管を観測し、追跡領域として、血管前壁および後壁をそれぞれ対象とする２つの追跡領域が設定される構成を例示する。また、特性値としては、血管の弾性率を測定するものとする。
【００１８】
しかしながら、本発明はこれに限定されるものではなく、血管以外の組織を被検体組織としたり、３以上の追跡領域を設定することも可能である。このような形態としては、例えば、被検体組織として心臓を観測し、断層画像が心臓の左室長軸断層像を示している時

、追跡領域として、それぞれ、右室前壁、心室中隔および左室後壁を対象とする３つの追跡領域を設定するという形態が挙げられる。

【００１９】

（第1の実施の形態）

図１は、本発明の第１の実施の形態に係る超音波診断装置の一例を示すブロック図である。この超音波診断装置は、被検体組織である血管の構造を示す断層画像を得るとともに血管の弾性率の分布を示す弾性率画像とを表示する、ものである。

【００２０】

図１に示すように、この超音波診断装置１は、制御部１００、探触子１０１、送信部１０２、受信部１０３、断層画像処理部１１０、弾性率画像処理部１０９、画像合成部１１１およびモニタ１１２を備えている。更に、外部測定装置として、血圧測定部１１４、心電または心音測定部１１５が接続されている。

【００２１】

制御部１００は、超音波診断装置１全体を制御するものである。この制御には、信号処理のための各種パラメータの設定、探触子１０１に対する信号送受信のタイミング制御、モード制御、画面表示の制御など、あらゆる制御が含まれる。また、制御部１００は、ユーザインターフェースを備えており、ユーザが、このユーザインターフェースを操作して、追跡領域の設定、各種情報および指示の入力などを実施できるように構成されている。

【００２２】

更に、制御部１００は、弾性率画像処理部１０９での演算対象となる２つの追跡領域（以下、「第１追跡領域」および「第２追跡領域」とする。）を設定するための、追跡領域設定部１１３を備えている。追跡領域設定部１１３は、第１および第２の追跡領域を同時に設定する構成であっても、それぞれ個別に設定する構成であってもよい。後者は、例えば、ユーザによって第１追跡領域設定モードが選択された場合は、第１追跡領域の設定が可能となり、第２追跡領域設定モードが選択された場合は、第２追跡領域の設定が可能となるような構成である。この場合、ユーザによる追跡領域設定モードの切り換えは、ユーザインターフェースによって実施できるように構成される。

【００２３】

送信部１０２は、制御部１００の指示を受けて、探触子１０１に対して駆動信号を送信する。探触子１０１は、送信部１０２からの駆動信号を超音波に変換して、被検体に照射する。更に、探触子１０１は、被検体で反射した超音波エコーを、電気的なエコー信号に変換し、これを受信部１０３に送信する。受信部１０３は、探触子１０１からのエコー信号を増幅するとともに、定められた位置／方向からの超音波のみを検出する。断層画像処理部１１０は、バンドパスフィルタ、対数増幅器、検波器などからなり、エコー信号を包絡線検波することで、被検体の内部構造を画像化する。

【００２４】

弾性率画像処理部１０９は、直交検波器１０４、追跡演算部１０５、血管径演算部１０７、弾性率演算部１０６および弾性率画像作成部１０８を含み、第１および第２追跡領域における弾性率分布を画像化する。直交検波部１０４は、エコー信号を直交検波する。追跡演算部１０５は、エコー信号を解析して追跡演算を行い、被検体組織の動きを追跡する。血管径演算部１０７は、追跡演算部１０５で得られた追跡結果から、第１追跡領域内の部位（血管前壁）と、第２追跡領域内の部位（血管後壁）との間の距離、すなわち血管径を求める。弾性率演算部１０６は、被検体組織の動きの追跡結果と、血圧測定部１１１で測定された血圧差とから、第１および第２追跡領域における組織の局所弾性率を計算する。弾性率画像作成部１０８は、弾性率演算部１０６で得られた結果に基づいて、第１および第２追跡領域における弾性率分布を画像化する。

【００２５】

画像合成部１１１は、断層画像処理部１１０で得られた断層画像と、弾性率画像処理部１０９で得られた弾性率画像を合成し、モニタ１１２に表示する。更に、画像合成部１１１は、心電または心音測定部１１５で得られた心電波形、心音波形または血管径波形を加

えて合成し、モニタ１１２に表示してもよい。

【００２６】

図２は、被検体組織として血管を観測した場合の、モニタ１１２に出力される出力画像の一例を示す模式図である。この例においては、断層画像２００は、血管の血管前壁２０９、血液２１１、粥腫２１２を含む血管後壁２１０を示している。断層画像２００は、画面上に示された断層画像用反射強度スケール２０２に従って描画されている。弾性率画像は、血管前壁を含む第１追跡領域２０５と、血管後壁を含む第２追跡領域２０６において、表示されている。この弾性率画像は、画面上に示された弾性率画像用弾性率スケール２０３に従って描画されている。また、画面上には、診断中の被検者の心電、心音または血管径波形２０４が描画されてもよい。

【００２７】

次に、上記超音波診断装置の動作の一例について説明する。

【００２８】

まず、探触子１０１が、被検者の体表に配置される。そして、制御部１００の指示により、送信部１０２から駆動信号を探触子１０１に送信される。駆動信号は、探触子１０１において超音波に変換されて、被検体に送波される。この超音波は被検体組織（例えば、血管壁）で反射され、その反射波の一部が探触子１０１で受波されて、電気信号（受信信号）に変換され、受信部１０３に送信される。受信信号は、受信部１０３から断層画像処理部１１０に出力される。断層画像処理部１１０では、受信信号に基づいて被検体組織の構造を示す断層画像が作成されて、これが画像合成部１１１に出力され、モニタ１１２に表示される。

【００２９】

ユーザは、モニタ１１２に表示された断層画像を参照しながら、制御部１００のユーザインターフェースを用いて、被検体組織の動きを追跡する第１追跡領域および第２追跡領域を設定する。本実施形態においては、第１追跡領域を血管前壁に、第２追跡領域を血管後壁に、それぞれ設定する（以下、本実施形態において、第１追跡領域を「前壁用追跡領域」とし、第２追跡領域を「後壁用追跡領域」とする。）。

【００３０】

まず、ユーザによって、追跡領域設定モードとして、第１追跡領域設定モードが選択されると、超音波診断装置１は、モニタ１１２に表示されている断層画像２００上に、前壁用追跡領域２０５を重ねて表示する。ユーザは、断層画像２００を見ながら、血管前壁２０９が含まれるように、表示された前壁用追跡領域２０５の位置とサイズとを、制御部１００のユーザインターフェースに設けられたトラックボールなどを操作して、設定する。この設定は、制御部１００の追跡領域設定部１１３によって監視される。例えば、前壁用追跡領域２０５のサイズに関しては、弾性率画像処理部１０９で演算可能な大きさである場合にのみ設定できるように、追跡領域設定部１１３がサイズ変更を監視する。

【００３１】

次に、ユーザは第２追跡領域設定モードを選択する。第２追跡領域設定モードが選択されると、超音波診断装置１は、モニタ１１２の断層画像２００上に、後壁用追跡領域２０６を表示する。このとき、後壁用追跡領域２０６は、先に設定した前壁用追跡領域２０５から音線方向に下へ平行移動した位置に表示されることが好ましい。また、表示される後壁用追跡領域２０６は、前壁用追跡領域２０５と同じ幅（血管軸方向の寸法）を持つことが好ましい。ユーザは、断層画像２００を見ながら、血管後壁２１０が含まれるように、表示された後壁用追跡領域２０６の位置およびサイズを、制御部１００のユーザインターフェースに設けられたトラックボールなどを操作して、設定する。この設定は、制御部１００の追跡領域設定部１１３によって監視される。例えば、後壁用追跡領域２０６のサイズに関しては、前壁用追跡領域２０５と同様に、弾性率画像処理部１０９で演算可能な大きさの場合にのみ設定できるように、追跡領域設定部１１３がサイズ変更を監視する。

【００３２】

追跡領域のサイズに関しては、２つの追跡領域の面積の和が一定となるように、追跡領

域設定部１１３が追跡領域のサイズ変更を監視することが好ましい。追跡領域の面積の和を、弾性率画像処理部１０９における追跡演算および弾性率演算が可能な最大の面積に設定することにより、弾性率画像処理部１０９のパフォーマンスを常に最大限生かした追跡領域設定が可能となる。

【００３３】

なお、上記説明においては、前壁用追跡領域２０５を設定した後に、後壁用追跡領域２０６を設定したが、逆順で設定してもよい。

【００３４】

また、２つの追跡領域の設定モードをそれぞれ別個に設けることなく、両追跡領域を断層画像上に同時に表示し、同画面上で、両追跡領域を設定するような構成とすることも可能である。

【００３５】

追跡領域設定後、制御部１００は、断層像作成のための超音波送受信に加えて、設定した追跡領域内の被検体組織を追跡するように、超音波送受信の制御を行なう。直交検波部１０４では、被検体組織を追跡するためのエコー信号を直交検波し、検波信号を得る。追跡演算部１０５は、前壁用追跡領域２０５内と後壁用追跡領域２０６内の被検体組織についてのみ、検波信号を使用して、動き追跡を行う。前記追跡演算部１０５における被検体組織の追跡演算には、例えば、特許文献２に記載されている位相情報を用いるトラッキング法などを用いることができる。

【００３６】

血管径演算部１０７は、追跡演算部１０５で得られた追跡結果から、前壁用追跡領域２０５内の血管前壁２０９と、後壁用追跡領域２０６内の血管後壁２１０の内壁位置を検出し、両内壁間の距離、すなわち血管径を求める。なお、ここでは血管径を血管の内径としたが、血管中膜の内径、血管外膜の内径、血管外膜の外径を使用してもよい。

【００３７】

２つの追跡領域が、同一の幅を有し、かつ、血管軸の同一周上に位置している場合は、２つの追跡領域内において、血管軸方向の全ての部位において血管径を算出することができる。しかしながら、本発明はこのような形態に限定されず、２つの追跡領域の幅が異なっていたり、血管軸の同一周上に位置していなくてもよい。

【００３８】

弾性率演算部１０６は、追跡演算部１０５で得られた追跡結果、血管径演算部１０７で得られた血管径、および、血圧測定部１１４で得られた血圧値から、被検体組織の弾性率を演算する。ここで、動脈血管壁の弾性率の演算方法の一例を、図３を用いて説明する。まず、追跡領域内にあらかじめ設定された追跡点における追跡波形と、この追跡点と上下方向に隣接する追跡点における追跡波形との差分から、厚み波形を求める。この厚みの最大値をh_{max}、最小値をh_{min}とし、血圧測定部で得られた最高血圧をP_h、最低血圧をP_lとし、血管径演算部で得られた血管径をＲとしたとき、血管の円周方向の弾性率Ｅθは、（数１）で求めらる。

【００３９】

【数１】

$$E_\theta = \frac{1}{2}\left[\left(\frac{r}{h_{\max}}\right)+1\right]\cdot(P_h - P_l)/\left[\frac{h_{\max}-h_{\min}}{h_{\max}}\right]$$

【００４０】

なお、２つの追跡領域の幅が異なっていたり、血管軸の同一周上に位置していない場合は、追跡領域内の演算可能な部位で求められた1つまたは複数の血管径を代表値として、追跡領域内の全ての部位において、この代表値を用いて弾性率を求めればよい。

【００４１】

弾性率画像作成部１０８においては、弾性率演算部１０６で得られた弾性率に基づき、弾性率の分布を、弾性率画像用スケール２０３に従って表した弾性率画像を作成する。弾

性率の演算は、被検体組織の動きの追跡結果を使用して求めるので、弾性率を表示する領域は、ほぼ、動きを追跡する領域に一致する。しかしながら、厳密には、弾性率を求めるには厚み波形が必要であるが、隣あう追跡点が存在しない上下端では、厚み波形が求められないため、追跡領域の上下の辺より僅か内側の領域が、弾性率を表示する領域となる。

【００４２】

弾性率画像は、画像合成部１１１に出力される。画像合成部１１１では、弾性率画像と、断像画像処理部１１０で作成された断層画像と、心電、心音または血管径波形とが合成され、出力画像として出力される。この出力画像は、モニタ１１２に表示される。

【００４３】

断層画像および弾性率画像の表示方法については、特に限定するものではなく、例えば、図２に示すように、両者を重畳表示することができる。その他の例としては、断層画像の一部を弾性率画像で置換する方法、断層画像上には追跡領域の位置およびサイズのみを表示し、前記追跡領域に対応する弾性率画像を別の領域に表示する方法などが挙げられる。

【００４４】

本発明の第１の実施の形態の超音波診断装置によれば、観測したい血管の前壁と後壁に設定された２つの追跡領域内においてのみ、組織の追跡を行い、得られた追跡結果から血管径と弾性率とを求め表示するため、追跡処理と弾性率演算に必要な演算量が比較的少ない。そのため、処理速度の高速化、ハードウェア規模の縮小などを図ることができる。

【００４５】

また、第１追跡領域と第２追跡領域を、領域のサイズが互いに異なるように設定可能であるため、血管の前壁または後壁のうち、注目したい（例えば、粥腫が存在するなど）どちらか一方のみを大きな追跡領域で観測できるなど、診断時の利便性が高いという利点がある。

【００４６】

（第２の実施の形態）

第１の実施の形態においては、第１追跡領域および第２追跡領域の両方について、弾性率の演算を行い、弾性率画像を作成・表示したが、本発明は、これに限定されるものではなく、複数の追跡領域のうちの少なくとも１つにおいて、弾性率の演算、弾性率画像の作成・表示が実施されればよい。

【００４７】

本実施の形態においては、このような形態の一例として、弾性率の演算、弾性率画像の作成・表示を、第１追跡領域についてのみ実施し、第２追跡領域については実施しない形態について説明する。

【００４８】

この超音波診断装置は、弾性率演算部での弾性率の演算、および、弾性率画像作成部での弾性率画像の作成を、第１追跡領域については実施するが、第２追跡領域については実施しないこと以外は、前記第1の実施形態と実質的に同様の構成を有しているため、ここでは、構成についての詳細な説明は省略する。

【００４９】

図４は、本実施形態に係る超音波診断装置の出力画像の一例を示す。なお、図４においては、図２と同一部分に同一の符号を付している。この例においては、図２と同様に、断層画像２００は、血管の血管前壁２０９、血液２１１、粥腫２１２を含む血管後壁２１０を示している。断層画像２００は、画面上に示された断層画像用反射強度スケール２０２に従って描画されている。弾性率画像は、血管後壁および粥腫を含む第１追跡領域２０８において表示されている。この弾性率画像は、画面上に示された弾性率画像用弾性率スケール２０３に従って描画されている。一方、血管後壁を含む第２追跡領域２０７においては、この追跡領域の位置およびサイズを示す表示のみが示されている。また、画面上には、診断中の被検者の心電、心音または血管径波形２０４が描画されてもよい。

【００５０】

次に、上記超音波診断装置の動作の一例について説明する。

【００５１】

まず、第1の実施の形態と同様に、制御部１００の指示により、被検体に対して超音波の送受信が実施され、被検体組織の構造を示す断層画像が作成され、モニタ１１２に表示される。

【００５２】

ユーザは、モニ１１２タに表示された断層画像を参照しながら、制御部１００のユーザインターフェースを用いて、被検体組織の動きを追跡する第１追跡領域および第２追跡領域を設定する。本実施形態においては、第１追跡領域を、弾性率を測定したい関心部位を追跡できるように、第２追跡領域を、血管径測定のための血管壁を追跡できるように、それぞれ、設定される（以下、本実施形態において、第１追跡領域を「弾性率測定用追跡領域」とし、第２追跡領域を「血管径測定用追跡領域」とする。）。

【００５３】

まず、ユーザによって、追跡領域設定モードとして、第１追跡領域設定モードが選択されると、超音波診断装置１においては、モニタ１１２に表示されている断層画像２００上に、弾性率測定用追跡領域２０８が重ねて表示される。ユーザは、第1の実施形態と同様の操作により、断層画像２００を見ながら、弾性率を測定したい関心部位（図４の例では、血管後壁の粥腫を含む部位）が含まれるように、表示された弾性率測定用追跡領域２０８の位置とサイズとを設定する。この設定は、制御部１００の追跡領域設定部１１３によって監視され、例えば、弾性率測定用追跡領域２０５のサイズに関しては、弾性率画像処理部１０９で演算可能な大きさである場合にのみ設定できるように、サイズ変更が監視される。また、本実施形態においては、弾性率測定用追跡領域２０８のサイズは、演算可能な最大の面積に固定してもよい。

【００５４】

次に、ユーザは第２追跡領域設定モードを選択する。第２追跡領域設定モードが選択されると、超音波診断装置１においては、モニタ１１２の断層画像２００上に、血管径測定用追跡領域２０７が表示される。このとき、血管径測定用追跡領域２０７は、先に設定した弾性率測定用追跡領域２０８から音線方向に平行移動した位置に表示されることが好ましい。また、表示される血管径測定用追跡領域２０７は、弾性率測定用追跡領域２０８と同じ幅（血管軸方向の寸法）を持つことが好ましい。また、その高さ（血管径方向の寸法）は、血管壁を検出・追跡可能な最小の寸法であることが好ましい。ユーザは、断層画像２００を見ながら、もう一方の血管壁（図４の例では、血管前壁）が含まれるように、表示された血管径測定用追跡領域２０７の位置を、制御部１００のユーザインターフェースに設けられたトラックボールなどを操作して、設定する。この設定は、制御部１００の追跡領域設定部１１３によって監視される。

【００５５】

なお、２つの追跡領域は、設定モードをそれぞれ別個に設けることなく、両追跡領域を断層画像上に同時に表示し、同画面上で、両追跡領域を設定するような構成とすることも可能である。

【００５６】

追跡領域設定後、制御部１００は、断層像作成のための超音波送受信に加えて、設定した追跡領域内の被検体組織を追跡するように、超音波送受信の制御を行なう。そして、第1の実施の形態と同様にして、弾性率測定用追跡領域２０８内と血管径測定用追跡領域２０７内の被検体組織についてのみ動き追跡を行う。また、第1の実施の形態と同様に、血管径演算部１０７は、追跡演算部１０５で得られた追跡結果から、血管径を求める。

【００５７】

弾性率演算部１０６は、追跡演算部１０５で得られた追跡結果、血管径演算部１０７で得られた血管径、および、血圧測定部１１４で得られた血圧値から、被検体組織の弾性率を演算する。そして、弾性率画像作成部１０８において弾性率画像を作成し、弾性率画像と、断像画像処理部１１０で作成された断層画像とを画像合成部１１１で合成して、出力

画像を作成し、これをモニタ１１２に表示する。なお、これらの動作については、第1の実施の形態と同様である。

【００５８】

本発明の第２の実施の形態の超音波診断装置によれば、第1の実施の形態によって達成される効果に加えて、更に、弾性率画像処理部が、注目しているどちらか一方の血管壁に置かれた弾性率測定用追跡領域内の弾性率のみを求めるため、弾性率画像処理部が行なう演算量を減らすことができる。

【産業上の利用可能性】

【００５９】

以上のように、本発明に係る超音波診断装置は、複数の追跡領域を設定しこの追跡領域内という限られた範囲内で組織の追跡演算と特性値演算とを行なうため、演算量を比較的小さくすることができ、高速処理およびハードウェア規模の縮小が可能である。また、複数の追跡領域を設定するため、演算量を小さくしながらも、複数の箇所の特性を求めることができる。よって、本発明の超音波診断装置は、血管などの被検体組織の特性を測定するための超音波診断装置として、各種医療分野での活用に好適である。

【図面の簡単な説明】

【００６０】

【図１】本発明の第１の実施の形態に係る超音波診断装置の一例を示すブロック図である。

【図２】上記超音波診断装置の出力画像の一例を示す図である。

【図３】被検体組織の追跡結果から厚み波形を求める過程を説明する図である。

【図４】本発明の第２の実施の形態に係る超音波診断装置の出力画像の一例を示す図である。

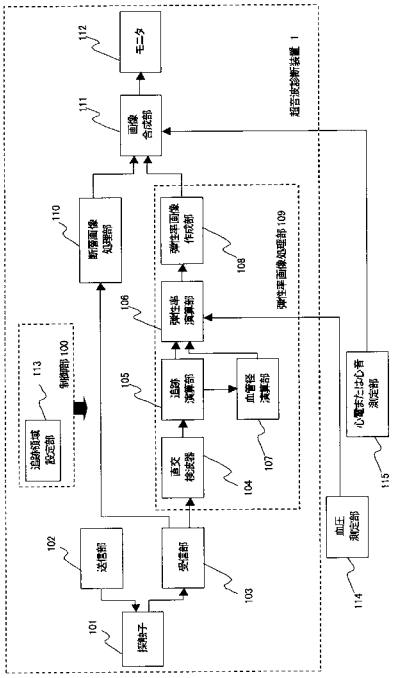
【符号の説明】

【００６１】

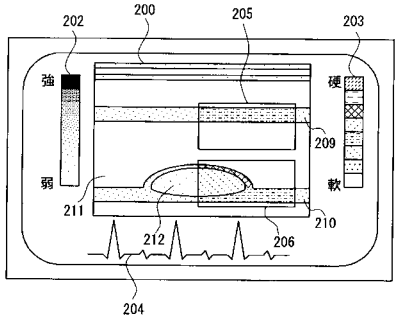
１００　制御部
１０１　探触子
１０２　送信部
１０３　受信部
１０４　直交検波部
１０５　追跡演算部
１０６　弾性率演算部
１０７　距離演算部
１０８　弾性率画像作成部
１０９　弾性率画像処理部
１１０　断層画像処理部
１１１　画像合成部
１１２　モニタ
１１３　追跡領域設定部
１１４　血圧測定部
１１５　心電または心音測定部
２００　断層画像
２０２　断層画像用反射強度スケール
２０３　弾性率画像用弾性率スケール
２０４　心電または心音または血管径波形
２０５　第１追跡領域（前壁用追跡領域）
２０６　第２追跡領域（後壁用追跡領域）
２０７　第１追跡領域（血管径測定用追跡領域）
２０８　第２追跡領域（弾性率測定用追跡領域）
２０９　血管前壁

２１０　血管後壁
２１１　血液
２１２　粥腫

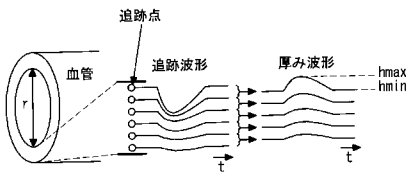
【図１】



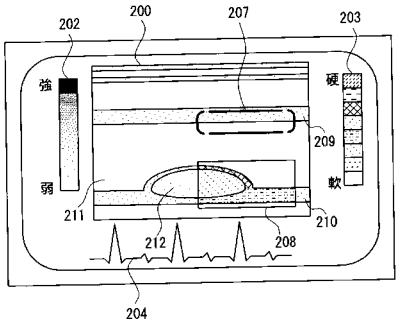
【図２】



【図３】



【図４】

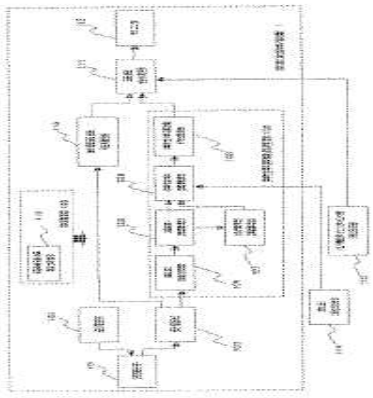


フロントページの続き

(72)発明者　反中　由直
大阪府門真市大字門真１００６番地　松下電器産業株式会社内
(72)発明者　渡辺　良信
大阪府門真市大字門真１００６番地　松下電器産業株式会社内
(72)発明者　鈴木　隆夫
大阪府門真市大字門真１００６番地　松下電器産業株式会社内

Ｆターム(参考) 4C601 BB02 BB06 DD14 DD15 DD19 EE07 FF08 JB24 JB45 JC37
KK30 KK44

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006020801A	公开(公告)日	2006-01-26
申请号	JP2004201055	申请日	2004-07-07
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	関孝夫 加藤真 萩原尚 反中由直 渡辺良信 鈴木隆夫		
发明人	関 孝夫 加藤 真 萩原 尚 反中 由直 渡辺 良信 鈴木 隆夫		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/EE07 4C601/FF08 4C601/JB24 4C601/JB45 4C601/JC37 4C601/KK30 4C601/KK44		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过减少能够测量对象组织的特征值的超声诊断设备中计算特征值所需的计算量来实现高速处理。 解决方案：探头101，用于向和从对象组织发送和接收超声波，以及断层图像处理，用于基于由探头101获得的接收信号来创建表示对象组织结构的断层图像。 单元110，包括在被检体的断层图像所表示的区域中的多个局部区域，将由探头101获得的接收信号设定为跟踪区域的跟踪区域设定单元113 基于跟踪计算单元105，该跟踪计算单元105基于由跟踪计算单元105获得的跟踪结果，在多个跟踪区域中的至少一个中跟踪多个跟踪区域中的对象组织的运动。 提供用于计算对象组织的弹性模量的弹性模量计算器108，以及用于显示断层图像和由弹性模量计算器108获得的计算结果的监视器112。 [选型图]图1