

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2004/110280

発行日 平成18年7月27日 (2006.7.27)

(43) 国際公開日 平成16年12月23日 (2004.12.23)

(51) Int.C1.

A61B 8/08 (2006.01)

F 1

A61B 8/08

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

出願番号 特願2005-506986 (P2005-506986)
 (21)国際出願番号 PCT/JP2004/008468
 (22)国際出願日 平成16年6月10日 (2004.6.10)
 (31)優先権主張番号 特願2003-169909 (P2003-169909)
 (32)優先日 平成15年6月13日 (2003.6.13)
 (33)優先権主張国 日本国 (JP)

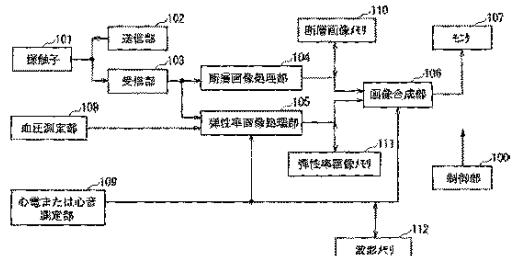
(71)出願人 000005821
 松下電器産業株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (74)代理人 110000040
 特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
 (72)発明者 鈴木 隆夫
 神奈川県横浜市保土ヶ谷区上星川1-10
 -B302
 (72)発明者 萩原 尚
 神奈川県横浜市青葉区あかね台2-29-10
 (72)発明者 反中 由直
 神奈川県愛甲郡愛川町角田395-15

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波診断装置

(57) 【要約】

時相および位置関係の整った断層画像と組織特性画像の重畳表示を可能にすることで、被検体組織の構造と特性の関係を容易かつ詳細に観察可能な優れた超音波診断装置を提供する。制御部(100)が、超音波送受信の動作時(ライブモード時)には、断層画像を連続して更新しモニタ(107)に表示させるとともに断層画像メモリ(110)に格納させ、組織特性画像としての弾性率画像を心拍ごとに更新しモニタに表示させるとともに組織特性画像メモリとしての弾性率画像メモリ(111)に格納させ、超音波送受信の停止時(シネモード時)には、弾性率画像を弾性率画像メモリから読み出し、また弾性率画像に同期した断層画像を断層画像メモリから読み出してモニタに表示させる。



101.. SEARCH UNIT
 102.. TRANSMISSION PART
 103.. RECEPTION PART
 108.. BLOOD PRESSURE MEASURING PART
 109.. ELECTROCARDIOGRAPH OR HEART SOUND MEASURING PART
 104.. TOMOGRAPHIC IMAGE PROCESSING PART
 105.. ELASTIC MODULUS IMAGE PROCESSING PART
 110.. TOMOGRAPHIC IMAGE MEMORY
 111.. ELASTIC MODULUS IMAGE MEMORY
 106.. IMAGE COMBINING PART
 107.. MONITOR
 112.. WAVEFORM MEMORY
 100.. CONTROL PART

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、
受信信号から前記被検体の構造を表す断層画像を作成する断層画像処理部と、
受信信号を解析して前記被検体の組織の物理的特性を表す組織特性画像を作成する組織特性画像処理部と、

前記断層画像および前記組織特性画像を格納する記憶手段と、
少なくとも前記断層画像と前記組織特性画像を合成する画像合成部と、
少なくとも前記断層画像と前記組織特性画像を表示する表示手段と、

超音波送受信の動作時には、前記断層画像を任意の周期で更新し前記表示手段に表示させるとともに前記記憶手段に格納させ、前記組織特性画像を前記断層画像とは異なる周期で更新し前記表示手段に表示させるとともに前記記憶手段に格納させ、超音波送受信の停止時には、過去に取得した任意の組織特性画像と当該組織特性画像に同期した断層画像をそれぞれ前記記憶手段から読み出して前記表示手段に表示させる制御手段とを備えた超音波診断装置。
10

【請求項 2】

前記表示手段は、第1の表示領域と第2の表示領域に分割され、前記第1の表示領域には少なくとも前記断層画像を表示し、前記第2の表示領域には少なくとも前記組織特性画像が重畳された前記断層画像を表示し、

前記制御手段は、超音波送受信の動作時には、前記断層画像を前記表示手段の少なくとも前記第1の表示領域に表示させ、前記組織特性画像を前記表示手段の前記第2の表示領域に表示させ、
20

超音波送受信の停止時には、前記組織特性画像と当該組織特性画像に同期した断層画像をそれぞれ前記記憶手段から読み出して前記表示手段の少なくとも前記第2の表示領域に表示させる請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

超音波送受信の動作時には、前記第2の表示領域に、前記組織特性画像に同期した断層画像を表示させる請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

超音波送受信の停止時には、前記第1の表示領域に、前記組織特性画像に同期した断層画像を表示させる請求項2または3記載の超音波診断装置。
30

【請求項 5】

超音波送受信の停止時には、前記第2の表示領域に、前記第1の表示領域に表示される断層画像を含む期間から求められた組織特性画像と、当該組織特性画像に同期した断層画像とを重畳表示させる請求項2または3記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像合成部は、前記断層画像および前記組織特性画像の少なくとも一方に対応した情報を含む関連波形を、前記断層画像および前記組織特性画像と合成して前記表示手段の表示画面上に表示し、

前記制御手段は、超音波送受信の停止時には、現在表示している組織特性画像を作成した期間の前記関連波形を強調表示させる請求項1記載の超音波診断装置。
40

【請求項 7】

前記組織特性画像は弾性率画像である請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記組織特性画像は歪み量画像または歪み率画像である請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記組織特性画像は粘性率画像である請求項1記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

本発明は、断層画像と組織特性画像を重畳表示する超音波診断装置に関する。
50

【背景技術】

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。また、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。

従来例1として、反射エコー信号を検波した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なトラッキングを行ない、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提案されている（例えば、特開平10-05226号公報参照）。

また、従来例2として、従来例1の方法をさらに発展させ、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トラッキングし、大振幅変位運動に重畠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畠表示する装置が提案されている（例えば、特開2000-229078号公報参照）。

しかしながら、上記従来例2には、弾性率画像と断層画像の表示方法および装置の動作については何ら記載されていない。上記従来例2によれば、弾性率の計測には、1心拍分の血管壁の動きをトラッキングして、微小振動の振幅を求める必要がある。つまり、弾性率画像は1心拍に1回しか更新されない。つまり、1心拍は約1秒であるので、弾性率画像のフレームレートは約1フレーム/秒となる。一方、断層画像は一般的に、1秒間に15～30フレーム表示される。したがって、弾性率画像を単純に断層画像に重畠表示したのでは、フレームレートが大幅に異なるため、弾性率がどの部分のものか分からぬという問題があった。

【発明の開示】

本発明は、上記従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、超音波送受信の停止時、つまりシネモード時に、時相および位置関係の整った断層画像と弾性率画像をはじめとする組織特性画像の重畠表示を可能にすることで、被検体組織の構造と特性の関係を容易かつ詳細に観察可能な優れた超音波診断装置を提供することにある。

前記の目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、受信信号から被検体の構造を表す断層画像を作成する断層画像処理部と、受信信号を解析して被検体の組織の物理的特性を表す組織特性画像を作成する組織特性処理部と、断層画像および組織特性画像を格納する記憶手段（断層画像メモリ、組織特性画像メモリ）と、少なくとも断層画像と組織特性画像を合成する画像合成部と、少なくとも断層画像と組織特性画像を表示する表示手段と、超音波送受信の動作時（ライブモード時）には、断層画像を任意の周期で更新し表示手段に表示させるとともに記憶手段に格納させ、組織特性画像を断層画像とは異なる周期で更新し表示手段に表示させるとともに記憶手段に格納させ、超音波送受信の停止時（シネモード時）には、過去に取得した任意の組織特性画像とその組織特性画像に同期した断層画像をそれぞれ記憶手段から読み出して表示手段に表示させる制御手段とを備えた構成をとる。

この構成によれば、ライブモードでは、リアルタイムで断層画像が得られるため、位置合わせなどのプローブ操作やゲインなどの各種設定操作を容易に行なうことができ、シネモードでは、被検体組織の構造と特性の時相および位置関係が整った断層画像と組織特性画像を得ることができる。

上記構成の超音波診断装置において、表示手段は、第1の表示領域と第2の表示領域に分割され、第1の表示領域には少なくとも断層画像を表示し、第2の表示領域には少なくとも組織特性画像が重畠された断層画像を表示し、制御手段は、超音波送受信の動作時には、断層画像を表示手段の少なくとも第1の表示領域に表示させ、組織特性画像を表示手段の第2の表示領域に表示させ、超音波送受信の停止時には、組織特性画像と当該組織特性画像に同期した断層画像をそれぞれ記憶手段から読み出して表示手段の少なくとも第2の表示領域に表示させることが好ましい。

この構成によれば、表示画面を2分割することで、組織特性画像によって隠されてしま

10

20

30

40

50

う部分も同時に見ることができるようになり、ライブモードでは、位置合わせなどのプローブ操作やゲインなどの各種設定操作がさらに容易に行なうことができ、シネモードでは、時相が一致した断層画像と組織特性画像を同時に得ることができるため、両者を比較して、被検体組織の構造と特性の関係を容易に把握することができる。

また、超音波送受信の動作時には、第2の表示領域に、組織特性画像に同期した断層画像を表示させることができが好ましい。これにより、ライブモードでも、第2の表示領域には、被検体組織の構造と特性の位置関係の整った断層画像と組織特性画像が表示されるため、診断結果をすぐに得ることができる。

また、超音波送受信の停止時には、第1の表示領域に、組織特性画像に同期した断層画像を表示させることができが好ましい。これにより、シネモードでは、時相が一致した断層画像と組織特性画像を同時に得ることができため、両者を比較して、被検体組織の構造と特性の関係を容易に把握することができる。10

また、超音波送受信の停止時には、前記第2の表示領域に、前記第1の表示領域に表示される断層画像を含む期間から求められた組織特性画像と、当該組織特性画像に同期した断層画像とを重畠表示させることができが好ましい。これにより、第1の表示領域には、1フレーム単位で断層画像を表示することができため、組織特性計算に用いた期間中に被検体組織の構造の動的な変化を詳細に調べることができる。

また、前記画像合成部は、前記断層画像および前記組織特性画像の少なくとも一方に対応した情報を含む関連波形を、前記断層画像および前記組織特性画像と合成して前記表示手段の表示画面上に表示し、前記制御手段は、超音波送受信の停止時には、現在表示している組織特性画像を作成した期間の前記関連波形を強調表示させることができが好ましい。これにより、組織特性画像とそれが作成された期間の心電波形または心音波形とを視覚的に対応付けることができる。20

また、組織特性は弾性率であることが好ましい。これにより、被検体組織の構造を表す断層画像と位置関係が整った、被検体組織の硬さ柔らかさを表す弾性率画像が得られる。

または、組織特性は歪み量または歪み率であることが好ましい。これにより、被検体組織の構造を表す断層画像と位置関係が整った、被検体組織の変形しやすさの特性を良好に表すことができる。

または、組織特性は粘性率であることが好ましい。これにより、被検体組織の構造を表す断層画像と位置関係が整った、被検体組織の粘り気の特性を良好に表すことができる。30

【図面の簡単な説明】

図1は、本発明の各実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。

図2は、本発明の実施の形態1における心電または心音波形、断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

図3は、図2におけるライブモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

図4は、図2におけるフリーズ直後のモニタ表示画面の一例を示す図である。

図5は、図2におけるシネモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

図6は、本発明の実施の形態1の変形例におけるモニタ表示画面の一例を示す図である40。

図7は、本発明の実施の形態2に係る超音波診断装置におけるライブモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

図8は、本発明の実施の形態2に係る超音波診断装置におけるシネモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

図9は、本発明の実施の形態2における心電または心音波形、左側断層画像表示フレーム、右側断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

図10は、本発明の実施の形態2の変形例における心電または心音波形、左側断層画像表示フレーム、右側断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。50

図11は、本発明の実施の形態2の別の変形例における心電または心音波形、左側断層画像表示フレーム、右側断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

図12は、本発明の実施の形態2の別の変形例における心電または心音波形、左側断層画像表示フレーム、右側断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

図13は、図11または図12におけるシネモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照して説明する。

10

なお、本発明の実施の形態では、組織特性画像を弾性率画像として説明するが、本発明の趣旨はこれに限るものではなく、組織の歪み量画像、歪み率画像、粘性率画像など、断層画像とは異なる周期で取得される、すべての被検体組織の組織特性画像に対して本発明を適用することが可能である。

(実施の形態1)

図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。図1において、制御手段としての制御部100は、超音波診断装置全体の動作を制御するものである。この制御には、信号処理の各種パラメータの設定、送受信のタイミング制御、フリーズキー押下によるライブ／シネモードの切り換え、モード制御、画面表示の制御などすべての制御が含まれる。

20

送信部102は、制御部100からの指示を受けて、探触子101を駆動し、探触子101は送信部102からの送信駆動信号を超音波に変換して被検体に照射するとともに、被検体内部から反射してきた超音波エコーを電気信号に変換する。受信部103は、受信信号を增幅するとともに、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104は、バンドパスフィルタ、対数増幅器、検波器などからなり、被検体の内部構造を画像化する。断層画像は、通常1秒間に15～30フレーム作成される。本実施の形態では、組織の物理的特性を表す組織特性として弾性率を用いることから、組織特性画像処理部である弾性率画像処理部105は、受信信号から血圧変化による被検体組織の歪み量を計測し、血圧測定部108で測定した血圧差と歪み量から組織の局所弾性率を計算し、それを画像化する。ここで、本実施の形態では、弾性率を算出する手段として、例えは従来例2に開示されるアルゴリズムを用いる。つまり、1心拍分の組織の動きを追跡して組織の歪を求める、1心拍中の最高血圧と最低血圧から弾性率が計算される。つまり、弾性率画像は、1心拍に1回作成される。

30

画像合成部106は、断層画像処理部104で作成された断層画像と、弾性率画像処理部105で作成された弾性率画像、さらに心電または心音測定部109で得られた心電波形または心音波形を合成し、表示手段としてのモニタ107上に表示する。また、記憶手段としての断層画像メモリ110および弾性率画像メモリ111は、それぞれ、断層画像および弾性率画像を格納し、波形メモリ112は心音波形または心電波形を格納する。

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について、図2から図5を参照してさらに詳細に説明する。

40

図2は、超音波送受信の動作時にデータを更新している状態（以後、ライブモードと称する）と、超音波送受信の停止時に過去のデータを参照する状態（以後、シネモードと称する）における、モニタ107上に表示する心電波形204、断層画像200の表示フレーム、および弾性率画像201の表示フレームを示すタイミングチャートである。

図3は、図2におけるライブモード時のモニタ107の表示画面を、図4は、図2におけるフリーズキーを押下し、シネモードに移行した直後のモニタ107の表示画面を、図5は、図2におけるシネモードで画像戻し操作を実行した時のモニタ107の表示画面を示している。

図3から図5に示すように、モニタ107の表示画面には、断層画像200上に弾性率画像201が重畳表示されるほか、断層画像200の反射強度と画面上の輝度との対応を

50

示す反射強度スケール 202、弾性率と画面上の色調または輝度との対応を示す弾性率スケール 203、心電または心音波形 204などが表示される。図3から図5の断層画像 200 および弾性率画像 201 は、一例として、粥腫 302 のある血管の長軸断面（血管壁 301）を示している。

以下、図2のタイミングに従って説明する。

まず、ライブモードでは、断層画像 200 は 15～30 フレーム/秒で連続的に更新され、常に最新の画像が表示される。一方、断層画像 200 に重畠表示される弾性率画像 201 は、1 心拍中の組織の歪み量と血圧差から弾性率が計算されて作成されるので、心拍に同期して更新され、1 心拍前の心拍期間から得られた弾性率画像 201 が表示される。弾性率画像 201 と時相と位置関係が対応する（以後、“同期する”という）断層画像 200 は、その心拍期間中のいずれかの画像であるが、ここでは心拍期間の最初の断層画像とする。

つまり、図2を参照すると、弾性率画像表示フレーム C は、心拍期間 c における受信信号に基づいて計算された弾性率から作成されるので、弾性率画像表示フレーム C と同期しているのは、心拍期間 c の最初の断層画像表示フレーム 2 のみである。したがって、ライブモードでは、図3の表示画面に示すように、弾性率画像 201 が表す弾性率と断層画像 200 が表す組織構造は一致しない。

ライブモードにおいて、断層画像 200 と弾性率画像 201 は、それぞれ、断層画像メモリ 110 と弾性率画像メモリ 111 に格納される。また、心電または心音測定部 109 で得られた心音波形または心電波形は、連続的に画面表示されるとともに、波形メモリ 112 に格納される。

次に、フリーズキーを押下し、超音波送受信を停止し、シネモードに移行した直後は、図4に示すように、最新の弾性率画像 201 と、それに同期した断層画像 200 がモニタ 107 上に表示される。図2を参照すると、フリーズキーを押下した時点での最新の弾性率画像 201 の表示フレーム D（以下、201 (D) のように示す）は、心拍期間 d の歪み量に基づいて作成された弾性率画像であるので、それに同期した断層画像 200 の心拍期間 d の最初の断層画像である表示フレーム 7（200 (7)）が断層画像メモリ 110 から読み出されてモニタ 107 上に表示される。また、図4に示すように、心電波形または心音波形 204 において、弾性率画像表示フレーム 201 (D) を作成した心拍期間 C C (= d) を示す心電波形または心音波形が、輝度または色調変化により強調表示される（図中、太線で示す）。

シネモードでは、画像を戻す／送る操作により過去の画像を参照することができる。本実施の形態では、弾性率画像表示フレームとそれに同期した断層画像表示フレームのみがそれぞれ弾性率画像メモリ 111 と断層画像メモリ 110 から読み出されて表示される。図2を参照すると、画像戻し操作を実行すると、1つ前の弾性率画像 201 の表示フレーム C (201 (C)) が弾性率画像メモリ 111 から読み出され、またこの弾性率画像表示フレーム 201 (C) に同期した断層画像 200 の表示フレーム 2 (200 (2)) が断層画像メモリ 110 から読み出されて表示される。

図5に示すように、弾性率画像表示フレーム 201 (C) と断層画像表示フレーム 200 (2) が重畠表示され、表示されている弾性率画像を作成した心拍期間 C C (= c) を示す、心電波形または心音波形 204 の部分が、輝度または色調変化により強調表示される（図中、太線で示す）。

図2において、その後、画像送り操作を実行すると、弾性率画像表示フレーム C の1つ後の弾性率画像表示フレーム D が弾性率画像メモリ 111 から読み出され、また、弾性率画像表示フレーム D に同期した断層画像表示フレーム 7 が断層画像メモリ 110 から読み出されて、モニタ 107 上に表示される。

以上のように、本実施の形態によれば、ライブモードでは、リアルタイムで断層画像が得られるため、位置合わせなどのプローブ操作やゲインなどの各種設定操作を容易に行なうことができ、シネモードでは、被検体組織の構造と弾性率の時相および位置関係が整った断層画像と弾性率画像を得ることができる。

なお、弾性率画像 201 の断層画像 200 への重畠のオン／オフを行なえるようにすることで、弾性率と構造の関係の把握をより容易なものとすることが可能である。

さらに、図 6 に示すように、断層画像 200 上に破線で示す検査対象領域 (R O I : R e g i o n O f I n t e r e s t) 208 のみを表示し、R O I 208 に対応する弾性率画像 201 を別の領域に表示することによっても、同様の効果を得ることができる。

(実施の形態 2)

次に、本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置について説明する。なお、本実施の形態による超音波診断装置は、実施の形態 1 の説明で参照した図 1 に示す構成と同じ構成を有し、実施の形態 1 と異なるのは、モニタ 107 の表示画面を 2 分割し、一方の表示領域（左側表示領域）には断層画像のみを、他方の表示領域（右側表示領域）には弾性率画像 201 を重畠した断層画像を表示する点にある。

図 7 は、ライブモード時のモニタ 107 の表示画面を、図 8 は、シネモードで画像戻し操作を実行した時のモニタ 107 の表示画面を示している。図 9 は、ライブモードとシネモードにおける、モニタ 107 上に表示する心電または心音波形 204、弾性率画像 201 が重畠されない左側断層画像 205 の表示フレーム、弾性率画像 201 が重畠される右側断層画像 206 の表示フレーム、および弾性率画像 201 の表示フレームを示すタイミングチャートである。

図 9において、弾性率画像 201 が重畠された右側断層画像 206 については実施の形態 1 と同様である。一方、左側断層画像 205 の表示フレームは、シネモードにおいて、弾性率画像 201 の表示フレームと同期している。

このように、表示画面を 2 分割したことにより、弾性率画像 201 によって隠されてしまう部分も同時に見ることができるようになり、ライブモードでは、位置合わせなどのプローブ操作やゲインなどの各種設定操作がさらに容易に行なうことができ、シネモードでは、時相が一致した断層画像と弾性率画像を同時に得ることができるために、両者を比較して、被検体組織の構造と弾性率の関係を容易に把握することができる。

図 10 は、本実施の形態の変形例による、ライブモードとシネモードにおける、モニタ 107 上に表示する心電または心音波形 204、弾性率画像 201 が重畠されない左側断層画像 205 の表示フレーム、弾性率画像 201 が重畠される右側断層画像 206 の表示フレーム、および弾性率画像 201 の表示フレームを示すタイミングチャートである。

図 10 を参照すると、ライブモードでも、右側断層画像 206 の表示フレーム 2 は、弾性率画像 201 の表示フレーム C に同期している。シネモードにおける動作は、図 9 の場合と同様である。

以上のように、本実施の形態の変形例によれば、ライブモードでも、右側断層画像 206 の右側表示領域には、被検体組織の構造と弾性率の位置関係の整った断層画像と弾性率画像 201 が表示されるため、診断結果をすぐに得ることができる。

図 11 および図 12 は、本実施の形態の別の変形例による、ライブモードとシネモードにおける、モニタ 107 上に表示する心電または心音波形 204、弾性率画像 201 が重畠されない左側断層画像 205 の表示フレーム、弾性率画像 201 が重畠される右側断層画像 206 の表示フレーム、および弾性率画像 201 の表示フレームを示すタイミングチャートである。図 11 および図 12 のライブモードにおける動作はそれぞれ図 9 および図 10 の場合と同様である。以下、主に相違点について説明する。

まず、フリーズキーを押下し、シネモードに移行した直後は、図 11 または図 12 を参照すると、右側断層画像 206 の右側表示領域には、最新の弾性率画像の表示フレーム D とそれに対応する断層画像の表示フレーム 7 が表示されるが、左側断層画像 205 の左側表示領域には、最新の断層画像の表示フレーム 13 が表示される。

次に、シネモードにおいて画像戻し操作を行なうと、左側断層画像 205 の左側表示領域には、1 フレーム前の断層画像が順に断層画像メモリ 110 から読み出されて表示される（表示フレーム 12、11、10、…）。一方、右側断層画像 206 の右側表示領域には、左側断層画像 205 に現在表示しているフレームを含む心拍期間より得られた弾性率画像表示フレーム 201 (D) が弾性率画像メモリ 111 から読み出され、また、その弾性

10

20

30

40

50

率画像表示フレーム 201 (D) に同期した断層画像表示フレーム 206 (7) が断層画像メモリ 110 から読み出されて表示される。

ただし、フリーズキーを押下したタイミングの画像を含む心拍期間は完結していないので、そのときは直前に得られた弹性率画像表示フレームとそれに対応する断層画像表示フレームが表示される。

したがって、図 11 または図 12 に示す動作によれば、画像戻し操作を行なう度に、左側断層画像 205 の左側表示領域には、1 フレーム前の断層画像が順に断層画像メモリ 110 から読み出されて表示されるが、右側断層画像 206 の右側表示領域には、左側断層画像 205 の含まれる心拍期間が d から c へ変わるとき、つまり左側断層画像 205 が表示フレーム 7 から 6 へと更新され表示される時にはじめて、弹性率画像表示フレーム 201 (D) およびそれに対応する断層画像表示フレーム 206 (7) から、弹性率画像表示フレーム 201 (C) およびそれに対応する断層画像 206 (2) へと更新され表示される。

図 13 は、図 11 または図 12 における画像戻し操作を実行した結果、弹性率画像表示フレーム 201 (C) およびそれに対応する断層画像表示フレーム 206 (2) へと更新された時の表示画面を示している。左側断層画像 205 の左側表示領域には断層画像表示フレーム 205 (5) が表示され、右側断層画像 206 の右側表示領域には、弹性率画像表示フレーム 201 (C) と断層画像表示フレーム 206 (2) が重畠表示されている。また、表示されている弹性率画像を作成した心拍期間を示す心電波形または心音波形 204 の部分が、輝度または色調変化により強調表示され（図中、太線で示す）、左側断層画像 205 の表示フレーム 205 (5) の時相を示すマーカ 207 が波形の下に表示される。

以上のように、本実施の形態の別の変形例によれば、左側断層画像 205 の左側表示領域には、1 フレーム単位で断層画像を表示することができるため、弹性率計算に用いた心拍期間中に被検体組織の構造の動的な変化を詳細に調べることができる。

なお、実施の形態 1 と同様に、弹性率画像 201 の右側断層画像 206 への重畠のオン／オフを行なえるようにすることで、弹性率と構造の関係の把握をより容易なものとすることが可能である。

なお、本発明の実施の形態では、1 心拍の血圧変化に応じた被検体組織の歪み量を計算し、弹性率を求める超音波診断装置について説明したが、本発明は、外部からの圧迫弛緩または加振によって生じた受信信号の変化から計算した、組織の歪み量、歪み率、弹性率、粘性率などの被検体の組織特性を求める超音波診断装置に対しても適用することができる。この場合、組織特性画像の生成周期は、外部からの圧迫弛緩または加振による周期とすることが好ましい。

また、モニタ 107 の表示画面に表示される 1 次元波形は、心電や心音に限られるものではなく、リアルタイム血圧波形や血管内径変化波形などの被検体情報を示す波形や、組織追跡波形や組織厚み変化波形、歪み量波形などの弹性率を求めるための途中経過を示す波形など、あらゆる種類の関連波形を表示可能である。これにより、被検体情報を示す波形を表示させた場合には、別途表示装置を参照することなく、1 つの画面から必要な被検体情報を得ることができ、途中経過を示す波形を表示させた場合には、最終的な組織特性を求めるために用いた情報を詳細に観察することができる。すなわち、断層画像および組織特性画像の少なくとも一方に対応した情報を含む波形を表示することにより、表示される画像に関連した情報を効果的に参照することができる。さらに、弹性率画像を作成した期間を強調表示させる方法としては、輝度または色調の変化に限らず、太線、細線、点線といった線種の変化や、四角、丸、括弧などで囲むなど、あらゆる強調方法を使用可能である。これにより、弹性率画像を作成した期間の波形情報を、一目で認識することができる。

産業上の利用の可能性

本発明によれば、時相および位置関係の整った断層画像と組織特性画像を重畠表示することができるため、被検体組織の構造と特性の関係を容易かつ詳細に観察可能な優れた超

10

20

30

40

50

音波診断装置を提供できる。

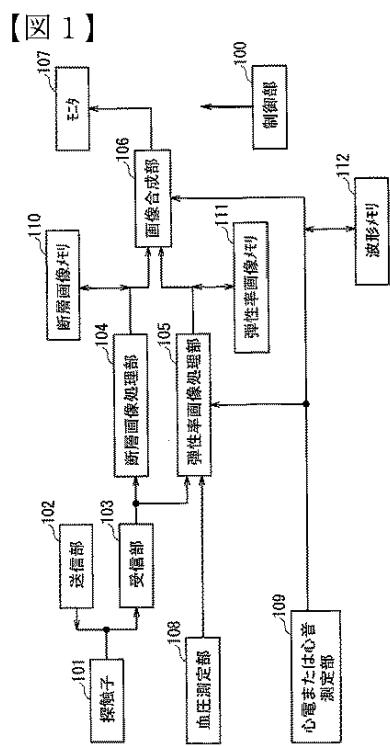


FIG. 1

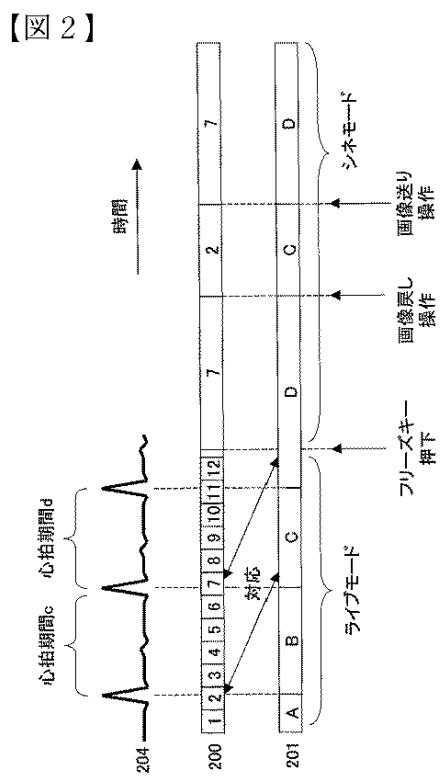


FIG. 2

【図3】

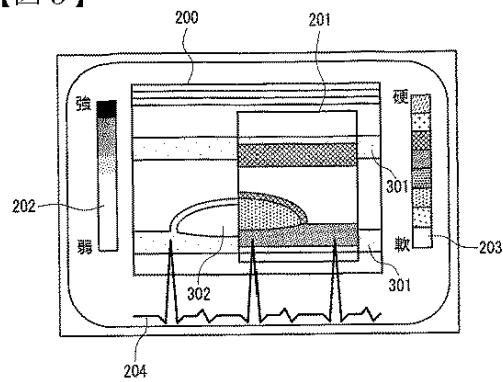


FIG. 3

【図5】

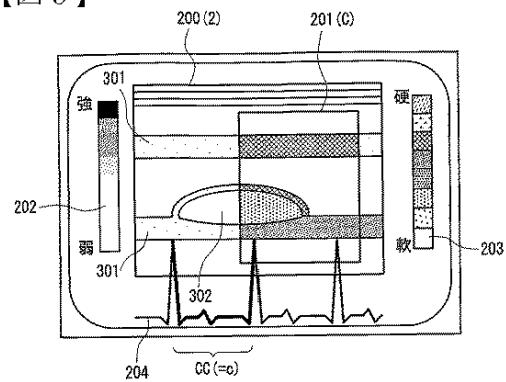


FIG. 5

【図4】

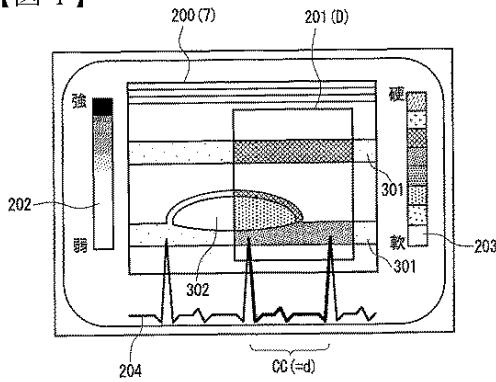


FIG. 4

【図6】

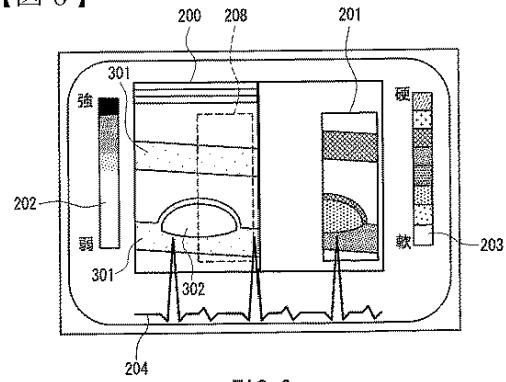


FIG. 6

【図7】

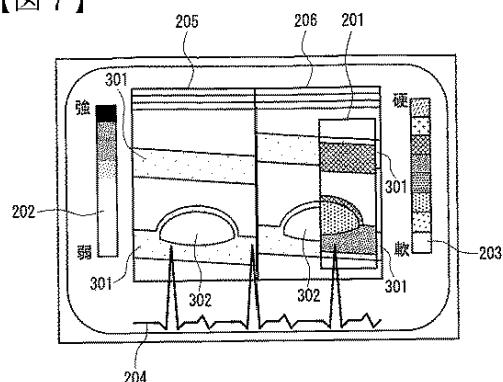


FIG. 7

【図9】

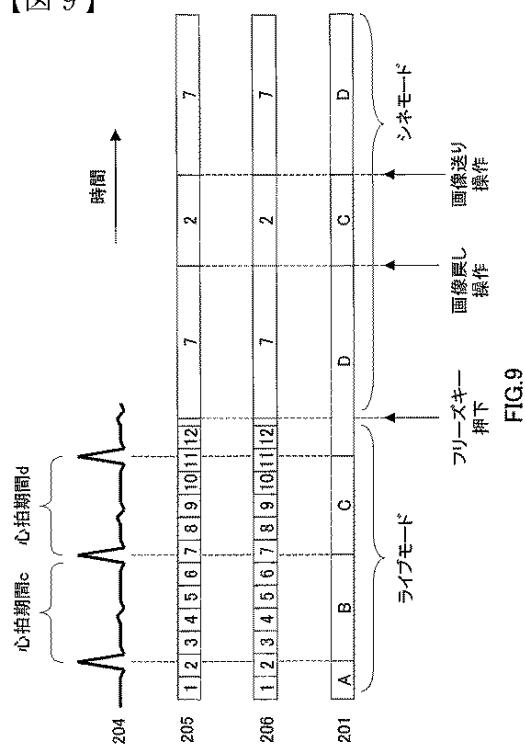


FIG. 9

【図8】

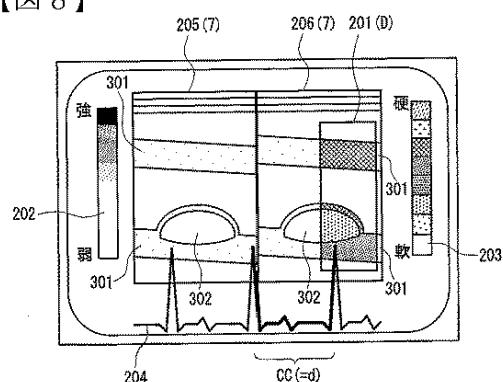
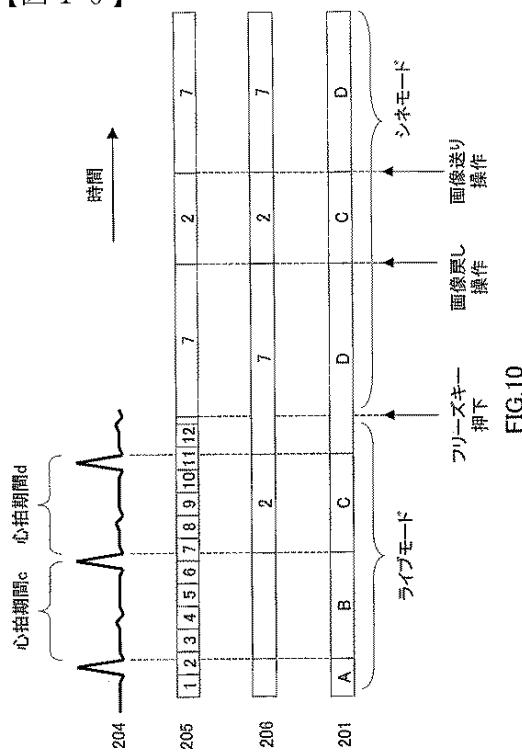


FIG. 8

【図 10】



【図11】

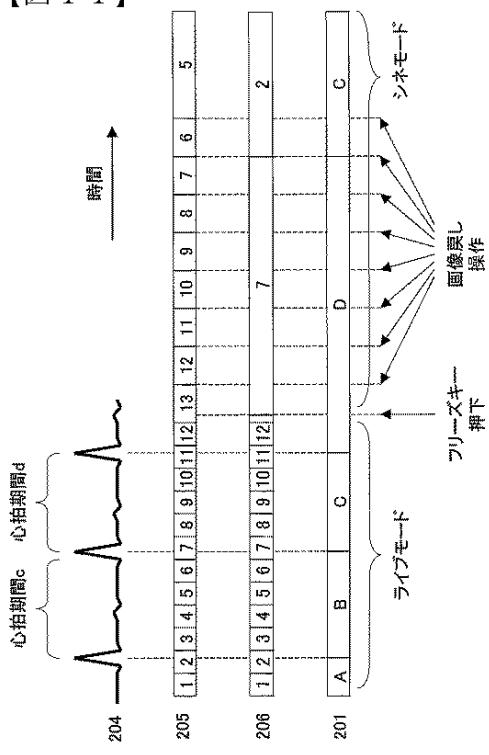


FIG. 10

FIG. 11

【図12】

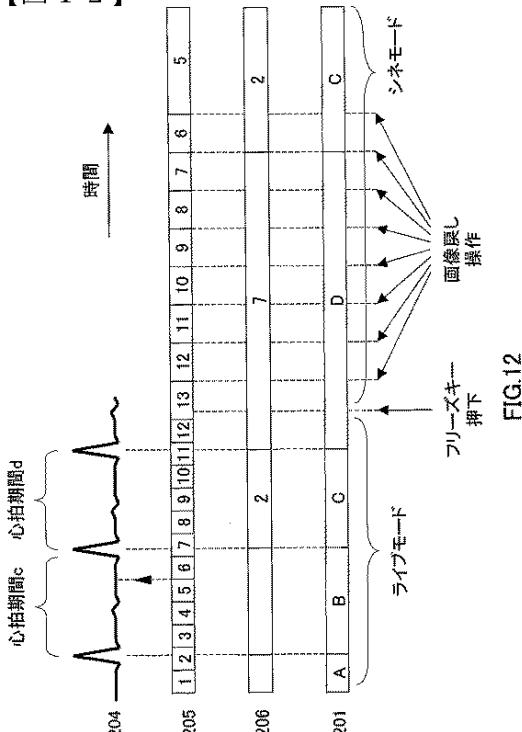


FIG. 12

【図13】

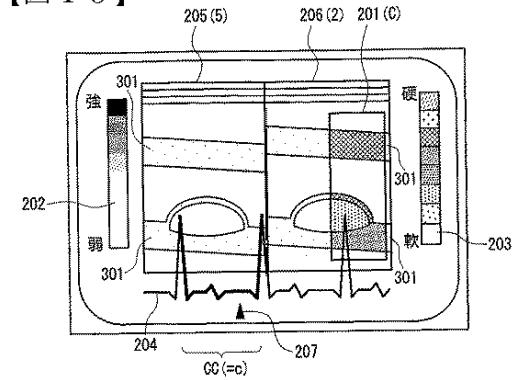


FIG. 13

【手続補正書】

【提出日】平成17年4月27日(2005.4.27)

【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】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、受信信号から前記被検体の構造を表す断層画像を作成する断層画像処理部と、受信信号を解析して前記被検体の組織の物理的特性を表す組織特性画像を作成する組織特性画像処理部と、

前記断層画像および前記組織特性画像を格納する記憶手段と、少なくとも前記断層画像と前記組織特性画像を合成する画像合成部と、少なくとも前記断層画像と前記組織特性画像を表示する表示手段と、超音波送受信の動作時には、前記断層画像を任意の周期で更新し前記表示手段に表示させるとともに前記記憶手段に格納させ、前記組織特性画像を前記断層画像とは異なる周期で更新し前記表示手段に表示させるとともに前記記憶手段に格納させ、超音波送受信の停止時には、過去に取得した任意の組織特性画像と当該組織特性画像に同期した断層画像をそれぞれ前記記憶手段から読み出して前記表示手段に表示させる制御手段とを備えた超音波診断装置。

【請求項2】

前記表示手段は、第1の表示領域と第2の表示領域に分割され、前記第1の表示領域には少なくとも前記断層画像を表示し、前記第2の表示領域には少なくとも前記組織特性画像が重畠された前記断層画像を表示し、

前記制御手段は、超音波送受信の動作時には、前記断層画像を前記表示手段の少なくとも前記第1の表示領域に表示させ、前記組織特性画像を前記表示手段の前記第2の表示領域に表示させ、

超音波送受信の停止時には、前記組織特性画像と当該組織特性画像に同期した断層画像をそれぞれ前記記憶手段から読み出して前記表示手段の少なくとも前記第2の表示領域に表示させる請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

超音波送受信の動作時には、前記第2の表示領域に、前記組織特性画像に同期した断層画像を表示させる請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

超音波送受信の停止時には、前記第1の表示領域に、前記組織特性画像に同期した断層画像を表示させる請求項2または3記載の超音波診断装置。

【請求項5】

超音波送受信の停止時には、前記第2の表示領域に、前記第1の表示領域に表示される断層画像を含む期間から求められた組織特性画像と、当該組織特性画像に同期した断層画像とを重畠表示させる請求項2または3記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記画像合成部は、前記断層画像および前記組織特性画像の少なくとも一方に対応した情報を含む関連波形を、前記断層画像および前記組織特性画像と合成して前記表示手段の表示画面上に表示し、

前記制御手段は、超音波送受信の停止時には、現在表示している組織特性画像を作成した期間の前記関連波形を強調表示させる請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記組織特性画像は弾性率画像である請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記組織特性画像は歪み量画像または歪み率画像である請求項 1 記載の超音波診断装置。

。

【請求項 9】

前記組織特性画像は粘性率画像である請求項 1 記載の超音波診断装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】**【0 0 0 1】**

本発明は、断層画像と組織特性画像を重畠表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0 0 0 2】**

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。また、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。

【0 0 0 3】

従来例 1 として、反射エコー信号を検波した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なトラッキングを行ない、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提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0 0 0 4】

また、従来例 2 として、従来例 1 の方法をさらに発展させ、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トラッキングし、大振幅変位運動に重畠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畠表示する装置が提案されている（例えば、特許文献 2）。

【特許文献 1】特開平 10-005226 号公報

【特許文献 2】特開 2000-229078 号公報参照

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

しかしながら、上記従来例 2 には、弾性率画像と断層画像の表示方法および装置の動作については何ら記載されていない。上記従来例 2 によれば、弾性率の計測には、1 心拍分の血管壁の動きをトラッキングして、微小振動の振幅を求める必要がある。つまり、弾性率画像は 1 心拍に 1 回しか更新されない。つまり、1 心拍は約 1 秒であるので、弾性率画像のフレームレートは約 1 フレーム/秒となる。一方、断層画像は一般的に、1 秒間に 15 ~ 30 フレーム表示される。したがって、弾性率画像を単純に断層画像に重畠表示したのでは、フレームレートが大幅に異なるため、弾性率がどの部分のものか分からぬという問題があった。

【0 0 0 6】

本発明は、上記従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、超音波送受信の停止時、つまりシネモード時に、時相および位置関係の整った断層画像と弾性率画像をはじめとする組織特性画像の重畠表示を可能にすることで、被検体組織の構造と特性の関係を容易かつ詳細に観察可能な優れた超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 7】

前記の目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、受信信号から被検体の構造を表す断層画像を作成する断層画像処理部と、受信信号を解析して被検体の組織の物理的特性を表す組織特性画像を作成する組織特性処理部と、断層画像および組織特性画像を格納する記憶手段（断層画像メモリ、組織特性画像メモリ）と、少なくとも断層画像と組織特性画像を合成する画像合成部と、少なくとも断層画像と組織特性画像を表示する表示手段と、超音波送受信の動作時（ライブモード時）には、断層画像を任意の周期で更新し表示手段に表示させるとともに記憶手段に格納させ、組織特性画像を断層画像とは異なる周期で更新し表示手段に表示させるとともに記憶手段に格納させ、超音波送受信の停止時（シネモード時）には、過去に取得した任意の組織特性画像とその組織特性画像に同期した断層画像をそれぞれ記憶手段から読み出して表示手段に表示させる制御手段とを備えた構成をとる。

【0008】

この構成によれば、ライブモードでは、リアルタイムで断層画像が得られるため、位置合わせなどのプローブ操作やゲインなどの各種設定操作を容易に行なうことができ、シネモードでは、被検体組織の構造と特性の時相および位置関係が整った断層画像と組織特性画像を得ることができる。

【0009】

上記構成の超音波診断装置において、表示手段は、第1の表示領域と第2の表示領域に分割され、第1の表示領域には少なくとも断層画像を表示し、第2の表示領域には少なくとも組織特性画像が重畳された断層画像を表示し、制御手段は、超音波送受信の動作時には、断層画像を表示手段の少なくとも第1の表示領域に表示させ、組織特性画像を表示手段の第2の表示領域に表示させ、超音波送受信の停止時には、組織特性画像と当該組織特性画像に同期した断層画像をそれぞれ記憶手段から読み出して表示手段の少なくとも第2の表示領域に表示させることが好ましい。

【0010】

この構成によれば、表示画面を2分割することで、組織特性画像によって隠されてしまう部分も同時に見ることができるようになり、ライブモードでは、位置合わせなどのプローブ操作やゲインなどの各種設定操作がさらに容易に行なうことができ、シネモードでは、時相が一致した断層画像と組織特性画像を同時に得ることができるため、両者を比較して、被検体組織の構造と特性の関係を容易に把握することができる。

【0011】

また、超音波送受信の動作時には、第2の表示領域に、組織特性画像に同期した断層画像を表示させることができが好ましい。これにより、ライブモードでも、第2の表示領域には、被検体組織の構造と特性の位置関係の整った断層画像と組織特性画像が表示されるため、診断結果をすぐに得ることができる。

【0012】

また、超音波送受信の停止時には、第1の表示領域に、組織特性画像に同期した断層画像を表示させることができが好ましい。これにより、シネモードでは、時相が一致した断層画像と組織特性画像を同時に得ることができるため、両者を比較して、被検体組織の構造と特性の関係を容易に把握することができる。

【0013】

また、超音波送受信の停止時には、前記第2の表示領域に、前記第1の表示領域に表示される断層画像を含む期間から求められた組織特性画像と、当該組織特性画像に同期した断層画像とを重畳表示させることができが好ましい。これにより、第1の表示領域には、1フレーム単位で断層画像を表示することができるため、組織特性計算に用いた期間中に被検体組織の構造の動的な変化を詳細に調べることができる。

【0014】

また、前記画像合成部は、前記断層画像および前記組織特性画像の少なくとも一方に対応した情報を含む関連波形を、前記断層画像および前記組織特性画像と合成して前記表示手段の表示画面上に表示し、前記制御手段は、超音波送受信の停止時には、現在表示して

いる組織特性画像を作成した期間の前記関連波形を強調表示させることが好ましい。これにより、組織特性画像とそれが作成された期間の心電波形または心音波形とを視覚的に対応付けることができる。

【0015】

また、組織特性は弾性率であることが好ましい。これにより、被検体組織の構造を表す断層画像と位置関係が整った、被検体組織の硬さ柔らかさを表す弾性率画像が得られる。

【0016】

また、組織特性は歪み量または歪み率であることが好ましい。これにより、被検体組織の構造を表す断層画像と位置関係が整った、被検体組織の変形しやすさの特性を良好に表すことができる。

【0017】

また、組織特性は粘性率であることが好ましい。これにより、被検体組織の構造を表す断層画像と位置関係が整った、被検体組織の粘り気の特性を良好に表すことができる。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、時相および位置関係の整った断層画像と組織特性画像を重畠表示することができるため、被検体組織の構造と特性の関係を容易かつ詳細に観察可能な優れた超音波診断装置を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照して説明する。

【0020】

なお、本発明の実施の形態では、組織特性画像を弾性率画像として説明するが、本発明の趣旨はこれに限るものではなく、組織の歪み量画像、歪み率画像、粘性率画像など、断層画像とは異なる周期で取得される、すべての被検体組織の組織特性画像に対して本発明を適用することが可能である。

【0021】

(実施の形態1)

図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。図1において、制御手段としての制御部100は、超音波診断装置全体の動作を制御するものである。この制御には、信号処理の各種パラメータの設定、送受信のタイミング制御、フリーズキー押下によるライブ／シネモードの切り換え、モード制御、画面表示の制御などすべての制御が含まれる。

【0022】

送信部102は、制御部100からの指示を受けて、探触子101を駆動し、探触子101は送信部102からの送信駆動信号を超音波に変換して被検体に照射するとともに、被検体内部から反射してきた超音波エコーを電気信号に変換する。受信部103は、受信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。

【0023】

断層画像処理部104は、バンドパスフィルタ、対数増幅器、検波器などからなり、被検体の内部構造を画像化する。断層画像は、通常1秒間に15～30フレーム作成される。本実施の形態では、組織の物理的特性を表す組織特性として弾性率を用いることから、組織特性画像処理部である弾性率画像処理部105は、受信信号から血圧変化による被検体組織の歪み量を計測し、血圧測定部108で測定した血圧差と歪み量から組織の局所弾性率を計算し、それを画像化する。ここで、本実施の形態では、弾性率を算出する手段として、例えは従来例2に開示されるアルゴリズムを用いる。つまり、1心拍分の組織の動きを追跡して組織の歪を求める、1心拍中の最高血圧と最低血圧から弾性率が計算される。つまり、弾性率画像は、1心拍に1回作成される。

【0024】

画像合成部106は、断層画像処理部104で作成された断層画像と、弾性率画像処理

部105で作成された弾性率画像、さらに心電または心音測定部109で得られた心電波形または心音波形を合成し、表示手段としてのモニタ107上に表示する。また、記憶手段としての断層画像メモリ110および弾性率画像メモリ111は、それぞれ、断層画像および弾性率画像を格納し、波形メモリ112は心音波形または心電波形を格納する。

【0025】

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について、図2から図5を参照してさらに詳細に説明する。

【0026】

図2は、超音波送受信の動作時にデータを更新している状態（以後、ライブモードと称する）と、超音波送受信の停止時に過去のデータを参照する状態（以後、シネモードと称する）における、モニタ107上に表示する心電波形204、断層画像200の表示フレーム、および弾性率画像201の表示フレームを示すタイミングチャートである。

【0027】

図3は、図2におけるライブモード時のモニタ107の表示画面を、図4は、図2におけるフリーズキーを押下し、シネモードに移行した直後のモニタ107の表示画面を、図5は、図2におけるシネモードで画像戻し操作を実行した時のモニタ107の表示画面を示している。

【0028】

図3から図5に示すように、モニタ107の表示画面には、断層画像200上に弾性率画像201が重畠表示されるほか、断層画像200の反射強度と画面上の輝度との対応を示す反射強度スケール202、弾性率と画面上の色調または輝度との対応を示す弾性率スケール203、心電または心音波形204などが表示される。図3から図5の断層画像200および弾性率画像201は、一例として、粥腫302のある血管の長軸断面（血管壁301）を示している。

【0029】

以下、図2のタイミングに従って説明する。

【0030】

まず、ライブモードでは、断層画像200は15～30フレーム／秒で連続的に更新され、常に最新の画像が表示される。一方、断層画像200に重畠表示される弾性率画像201は、1心拍中の組織の歪み量と血圧差から弾性率が計算されて作成されるので、心拍に同期して更新され、1心拍前の心拍期間から得られた弾性率画像201が表示される。弾性率画像201と時相と位置関係が対応する（以後、“同期する”という）断層画像200は、その心拍期間中のいずれかの画像であるが、ここでは心拍期間の最初の断層画像とする。

【0031】

つまり、図2を参照すると、弾性率画像表示フレームCは、心拍期間cにおける受信信号に基づいて計算された弾性率から作成されるので、弾性率画像表示フレームCと同期しているのは、心拍期間cの最初の断層画像表示フレーム2のみである。したがって、ライブモードでは、図3の表示画面に示すように、弾性率画像201が表す弾性率と断層画像200が表す組織構造は一致しない。

【0032】

ライブモードにおいて、断層画像200と弾性率画像201は、それぞれ、断層画像メモリ110と弾性率画像メモリ111に格納される。また、心電または心音測定部109で得られた心音波形または心電波形は、連続的に画面表示されるとともに、波形メモリ112に格納される。

【0033】

次に、フリーズキーを押下し、超音波送受信を停止し、シネモードに移行した直後は、図4に示すように、最新の弾性率画像201と、それに同期した断層画像200がモニタ107上に表示される。図2を参照すると、フリーズキーを押下した時点での最新の弾性率画像201の表示フレームD（以下、201（D）のように示す）は、心拍期間dの歪

み量に基づいて作成された弾性率画像であるので、それに同期した断層画像 200 の心拍期間 d の最初の断層画像である表示フレーム 7 (200 (7)) が断層画像メモリ 110 から読み出されてモニタ 107 上に表示される。また、図 4 に示すように、心電波形または心音波形 204 において、弾性率画像表示フレーム 201 (D) を作成した心拍期間 C C (= d) を示す心電波形または心音波形が、輝度または色調変化により強調表示される (図中、太線で示す)。

【0034】

シネモードでは、画像を戻す／送る操作により過去の画像を参照することができる。本実施の形態では、弾性率画像表示フレームとそれに同期した断層画像表示フレームのみがそれぞれ弾性率画像メモリ 111 と断層画像メモリ 110 から読み出されて表示される。図 2 を参照すると、画像戻し操作を実行すると、1 つ前の弾性率画像 201 の表示フレーム C (201 (C)) が弾性率画像メモリ 111 から読み出され、またこの弾性率画像表示フレーム 201 (C) に同期した断層画像 200 の表示フレーム 2 (200 (2)) が断層画像メモリ 110 から読み出されて表示される。

【0035】

図 5 に示すように、弾性率画像表示フレーム 201 (C) と断層画像表示フレーム 200 (2) が重畳表示され、表示されている弾性率画像を作成した心拍期間 C C (= c) を示す、心電波形または心音波形 204 の部分が、輝度または色調変化により強調表示される (図中、太線で示す)。

【0036】

図 2 において、その後、画像送り操作を実行すると、弾性率画像表示フレーム C の 1 つ後の弾性率画像表示フレーム D が弾性率画像メモリ 111 から読み出され、また、弾性率画像表示フレーム D に同期した断層画像表示フレーム 7 が断層画像メモリ 110 から読み出されて、モニタ 107 上に表示される。

【0037】

以上のように、本実施の形態によれば、ライブモードでは、リアルタイムで断層画像が得られるため、位置合わせなどのプローブ操作やゲインなどの各種設定操作を容易に行なうことができ、シネモードでは、被検体組織の構造と弾性率の時相および位置関係が整った断層画像と弾性率画像を得ることができる。

【0038】

なお、弾性率画像 201 の断層画像 200 への重畳のオン／オフを行なえるようにすることで、弾性率と構造の関係の把握をより容易なものとすることができる。

【0039】

さらに、図 6 に示すように、断層画像 200 上に破線で示す検査対象領域 (R O I : Region Of Interest) 208 のみを表示し、R O I 208 に対応する弾性率画像 201 を別の領域に表示することによっても、同様の効果を得ることができる。

【0040】

(実施の形態 2)

次に、本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置について説明する。なお、本実施の形態による超音波診断装置は、実施の形態 1 の説明で参照した図 1 に示す構成と同じ構成を有し、実施の形態 1 と異なるのは、モニタ 107 の表示画面を 2 分割し、一方の表示領域 (左側表示領域) には断層画像のみを、他方の表示領域 (右側表示領域) には弾性率画像 201 を重畳した断層画像を表示する点にある。

【0041】

図 7 は、ライブモード時のモニタ 107 の表示画面を、図 8 は、シネモードで画像戻し操作を実行した時のモニタ 107 の表示画面を示している。図 9 は、ライブモードとシネモードにおける、モニタ 107 上に表示する心電または心音波形 204、弾性率画像 201 が重畳されない左側断層画像 205 の表示フレーム、弾性率画像 201 が重畳される右側断層画像 206 の表示フレーム、および弾性率画像 201 の表示フレームを示すタイミングチャートである。

【0042】

図9において、弾性率画像201が重畠された右側断層画像206については実施の形態1と同様である。一方、左側断層画像205の表示フレームは、シネモードにおいて、弾性率画像201の表示フレームと同期している。

【0043】

このように、表示画面を2分割したことにより、弾性率画像201によって隠されてしまう部分も同時に見ることができるようになり、ライブモードでは、位置合わせなどのプローブ操作やゲインなどの各種設定操作がさらに容易に行なうことができ、シネモードでは、時相が一致した断層画像と弾性率画像を同時に得ることができるため、両者を比較して、被検体組織の構造と弾性率の関係を容易に把握することができる。

【0044】

図10は、本実施の形態の変形例による、ライブモードとシネモードにおける、モニタ107上に表示する心電または心音波形204、弾性率画像201が重畠されない左側断層画像205の表示フレーム、弾性率画像201が重畠される右側断層画像206の表示フレーム、および弾性率画像201の表示フレームを示すタイミングチャートである。

【0045】

図10を参照すると、ライブモードでも、右側断層画像206の表示フレーム2は、弾性率画像201の表示フレームCに同期している。シネモードにおける動作は、図9の場合と同様である。

【0046】

以上のように、本実施の形態の変形例によれば、ライブモードでも、右側断層画像206の右側表示領域には、被検体組織の構造と弾性率の位置関係の整った断層画像と弾性率画像201が表示されるため、診断結果をすぐに得ることができる。

【0047】

図11および図12は、本実施の形態の別の変形例による、ライブモードとシネモードにおける、モニタ107上に表示する心電または心音波形204、弾性率画像201が重畠されない左側断層画像205の表示フレーム、弾性率画像201が重畠される右側断層画像206の表示フレーム、および弾性率画像201の表示フレームを示すタイミングチャートである。図11および図12のライブモードにおける動作はそれぞれ図9および図10の場合と同様である。以下、主に相違点について説明する。

【0048】

まず、フリーズキーを押下し、シネモードに移行した直後は、図11または図12を参照すると、右側断層画像206の右側表示領域には、最新の弾性率画像の表示フレームDとそれに対応する断層画像の表示フレーム7が表示されるが、左側断層画像205の左側表示領域には、最新の断層画像の表示フレーム13が表示される。

【0049】

次に、シネモードにおいて画像戻し操作を行なうと、左側断層画像205の左側表示領域には、1フレーム前の断層画像が順に断層画像メモリ110から読み出されて表示される（表示フレーム12、11、10、…）。一方、右側断層画像206の右側表示領域には、左側断層画像205に現在表示しているフレームを含む心拍期間より得られた弾性率画像表示フレーム201（D）が弾性率画像メモリ111から読み出され、また、その弾性率画像表示フレーム201（D）に同期した断層画像表示フレーム206（7）が断層画像メモリ110から読み出されて表示される。

【0050】

ただし、フリーズキーを押下したタイミングの画像を含む心拍期間は完結していないので、そのときは直前に得られた弾性率画像表示フレームとそれに対応する断層画像表示フレームが表示される。

【0051】

したがって、図11または図12に示す動作によれば、画像戻し操作を行なう度に、左側断層画像205の左側表示領域には、1フレーム前の断層画像が順に断層画像メモリ1

10から読み出されて表示されるが、右側断層画像206の右側表示領域には、左側断層画像205の含まれる心拍期間がdからcへ変わるととき、つまり左側断層画像205が表示フレーム7から6へと更新され表示される時にはじめて、弾性率画像表示フレーム201(D)およびそれに対応する断層画像表示フレーム206(7)から、弾性率画像表示フレーム201(C)およびそれに対応する断層画像206(2)へと更新され表示される。

【0052】

図13は、図11または図12における画像戻し操作を実行した結果、弾性率画像表示フレーム201(C)およびそれに対応する断層画像表示フレーム206(2)へと更新された時の表示画面を示している。左側断層画像205の左側表示領域には断層画像表示フレーム205(5)が表示され、右側断層画像206の右側表示領域には、弾性率画像表示フレーム201(C)と断層画像表示フレーム206(2)が重畳表示されている。また、表示されている弾性率画像を作成した心拍期間を示す心電波形または心音波形204の部分が、輝度または色調変化により強調表示され(図中、太線で示す)、左側断層画像205の表示フレーム205(5)の時相を示すマーカ207が波形の下に表示される。

【0053】

以上のように、本実施の形態の別の変形例によれば、左側断層画像205の左側表示領域には、1フレーム単位で断層画像を表示することができるため、弾性率計算に用いた心拍期間中に被検体組織の構造の動的な変化を詳細に調べることができる。

【0054】

なお、実施の形態1と同様に、弾性率画像201の右側断層画像206への重畳のオン/オフを行なえるようにすることで、弾性率と構造の関係の把握をより容易なものとすることが可能である。

【0055】

なお、本発明の実施の形態では、1心拍の血圧変化に応じた被検体組織の歪み量を計算し、弾性率を求める超音波診断装置について説明したが、本発明は、外部からの圧迫弛緩または加振によって生じた受信信号の変化から計算した、組織の歪み量、歪み率、弾性率、粘性率などの被検体の組織特性を求める超音波診断装置に対しても適用することができる。この場合、組織特性画像の生成周期は、外部からの圧迫弛緩または加振による周期とすることが好みしい。

【0056】

また、モニタ107の表示画面に表示される1次元波形は、心電や心音に限られるものではなく、リアルタイム血圧波形や血管内径変化波形などの被検体情報を示す波形や、組織追跡波形や組織厚み変化波形、歪み量波形などの弾性率を求めるための途中経過を示す波形など、あらゆる種類の関連波形を表示可能である。これにより、被検体情報を示す波形を表示させた場合には、別途表示装置を参照することなく、1つの画面から必要な被検体情報を得ることができ、途中経過を示す波形を表示させた場合には、最終的な組織特性を求めるために用いた情報を詳細に観察することができる。すなわち、断層画像および組織特性画像の少なくとも一方に対応した情報を含む波形を表示することにより、表示される画像に関連した情報を効果的に参照することができる。さらに、弾性率画像を作成した期間を強調表示させる方法としては、輝度または色調の変化に限らず、太線、細線、点線といった線種の変化や、四角、丸、括弧などで囲むなど、あらゆる強調方法を使用可能である。これにより、弾性率画像を作成した期間の波形情報を、一目で認識することができる。

【産業上の利用可能性】

【0057】

本発明によれば、時相および位置関係の整った断層画像と組織特性画像を重畳表示することができるため、被検体組織の構造と特性の関係を容易かつ詳細に観察可能な優れた超音波診断装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】**【0058】**

【図1】本発明の各実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態1における心電または心音波形、断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

【図3】図2におけるライブモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

【図4】図2におけるフリーズ直後のモニタ表示画面の一例を示す図である。

【図5】図2におけるシネモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

【図6】本発明の実施の形態1の変形例におけるモニタ表示画面の一例を示す図である。

【図7】本発明の実施の形態2に係る超音波診断装置におけるライブモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

【図8】本発明の実施の形態2に係る超音波診断装置におけるシネモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

【図9】本発明の実施の形態2における心電または心音波形、左側断層画像表示フレーム、右側断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

【図10】本発明の実施の形態2の変形例における心電または心音波形、左側断層画像表示フレーム、右側断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

【図11】本発明の実施の形態2の別の変形例における心電または心音波形、左側断層画像表示フレーム、右側断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

【図12】本発明の実施の形態2の別の変形例における心電または心音波形、左側断層画像表示フレーム、右側断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

【図13】図11または図12におけるシネモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2004/008468
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl ⁷ A61B8/08		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl ⁷ A61B8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2000-60853 A (Hitachi Medical Corp.), 29 February, 2000 (29.02.00), Column 4, line 4 to column 5, line 29; Figs. 2, 3 (Family: none)	1-9
P, A	JP 2004-141505 A (Hitachi Medical Corp.), 20 May, 2004 (20.05.04), Page 3, lines 23 to 29; Figs. 4, 6 (Family: none)	1-9
P, A	JP 2004-215968 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 05 August, 2004 (05.08.04), Page 13, lines 21 to 30 (Family: none)	1-9
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input type="checkbox"/> See patent family annex.
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"B" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"Q" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 14 October, 2004 (14.10.04)	Date of mailing of the international search report 02 November, 2004 (02.11.04)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2004/008468

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 7-75636 A (Fujitsu Ltd.), 20 March, 1995 (20.03.95), Column 9, line 41 to column 10, line 8 (Family: none)	1-9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2004/008468	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))			
Int. C17 A61B8/08			
B. 調査を行った分野			
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))			
Int. C17 A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの			
日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2004年 日本国登録実用新案公報 1994-2004年 日本国実用新案登録公報 1996-2004年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
A	JP 2000-60853 A (株式会社日立メディコ) 2000. 02. 29 第4欄第4行目-第5欄第29行目、図2, 3 (ファミリーなし)	1-9	
P, A	JP 2004-141505 A (株式会社日立メディコ) 2004. 05. 20 第3頁第23-29行目、図4, 6 (ファミリーなし)	1-9	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。	
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 14. 10. 2004	国際調査報告の発送日 02.11.2004		
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 右高 孝幸	2W	9808
電話番号 03-3581-1101 内線 3290			

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2004/008468
関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ～*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
P, A	JP 2004-215968 A (松下電器産業株式会社) 2004. 08. 05 第13頁第21-30行目 (ファミリーなし)	1-9
A	JP 7-75636 A (富士通株式会社) 1995. 03. 20 第9欄第41行目-第10欄第8行目 (ファミリーなし)	1-9

様式PCT/ISA/21.0 (第2ページの続き) (2004年1月)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, M, A, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 渡辺 良信

神奈川県横浜市鶴見区馬場4-25-39

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD19 EE30 JC21 KK12 KK24 LL03 LL11

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2004110280A1	公开(公告)日	2006-07-27
申请号	JP2005506986	申请日	2004-06-10
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	鈴木 隆夫 萩原 尚 反中 由直 渡辺 良信		
发明人	鈴木 隆夫 萩原 尚 反中 由直 渡辺 良信		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/021 A61B5/0456 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/485 A61B5/021 A61B5/0456 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/5238 G01S7/52042 G01S7/52074 G01S7/52087		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/EE30 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/LL03 4C601/LL11		
优先权	2003169909 2003-06-13 JP		
其他公开文献	JP4509027B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种优异的超声波诊断装置，其能够通过叠加显示具有适当的时间和位置关系的断层图像和组织特征图像，能够容易且密切地观察结构与被检体组织的特征之间的关系。控制单元(100)连续更新断层图像并将其显示在监视器(107)上，并且当超声波发送/接收操作处于操作(实时模式)时将断层图像存储在断层图像存储器(110)中。并将其存储在弹性模量图像存储器(111)中作为组织特征图像存储器，并且当超声波发送/接收停止时(在电影模式下)，弹性模量图像显示为从弹性模量图像存储器读出，从断层图像存储器读取与弹性模量图像同步的断层图像，并将其显示在监视器上。

