

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号
WO2006/054635

発行日 平成20年5月29日 (2008.5.29)

(43) 国際公開日 平成18年5月26日 (2006.5.26)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00	T

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 34 頁)			
出願番号	特願2006-545124 (P2006-545124)	(71) 出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2005/021112	(74) 代理人	100098017 弁理士 吉岡 宏嗣
(22) 国際出願日	平成17年11月17日 (2005.11.17)	(72) 発明者	大坂 卓司 千葉県松戸市新松戸3-309-203
(31) 優先権主張番号	特願2004-333152 (P2004-333152)	(72) 発明者	松村 剛 千葉県我孫子市我孫子580-404
(32) 優先日	平成16年11月17日 (2004.11.17)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像表示方法

(57) 【要約】

侵襲デバイスの生体内への侵入操作を支援するため、被検体に超音波を繰り返し送信して時系列の反射エコー信号を受信する超音波探触子2と、反射エコー信号を処理する受信信号処理部4、6と、反射エコー信号に基づいて時系列の断層画像を生成する断層画像構成部7と、反射エコー信号に基づいて被検体に印加された圧力に起因する被検体の生体組織の変位を求め、求めた変位に基づいて生体組織の各部の弾性を求めて時系列の弾性画像を生成する弾性画像構成部8と、断層画像と弾性画像との重ね合わせ画像を時系列に生成する重ね合わせ画像生成部9と、重ね合わせ画像の生成を制御するための指令が入力される入力部43と、重ね合わせ画像を表示する表示部10とを備え、入力部に入力される断層画像と弾性画像のいずれか一方の時系列表示をフリーズさせるフリーズ指令に基づいて選択された画像をフリーズ画像として前記重ね合わせ画像生成部に出力するフリーズ制御部7、8を有することを特徴とする。

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に時間間隔において超音波を繰り返し送信し、該超音波の繰り返し送信に対応する時系列の反射エコー信号を受信する超音波探触子と、

該超音波探触子で受信された前記反射エコー信号を処理する受信信号処理部と、

前記反射エコー信号に基づいて、時系列の断層画像を生成する断層画像構成部と、

前記反射エコー信号に基づいて、前記被検体に印加された圧力に起因する前記被検体の生体組織の変位を求め、該求めた変位に基づいて前記生体組織の各部の弾性を求めて時系列の弾性画像を生成する弾性画像構成部と、

前記断層画像と前記弾性画像との重ね合わせ画像を時系列に生成する重ね合わせ画像生成部と、

前記重ね合わせ画像の生成を制御するための指令が入力される入力部と、

前記重ね合わせ画像を表示する表示部とを備え、

前記入力部に、前記断層画像と前記弾性画像のいずれか一方の時系列表示をフリーズさせるフリーズ指令が入力され、

前記フリーズ指令に基づいて選択された画像をフリーズ画像として前記重ね合わせ画像生成部に出力するフリーズ制御部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 記載の超音波診断装置において、

前記フリーズ制御部は、前記フリーズ指令に基づいて、時系列表示がフリーズされる方の時系列の画像からフリーズ画像を選択し、選択した前記フリーズ画像を前記重ね合わせ画像生成部に出力し、

前記重ね合わせ画像生成部は、前記フリーズ画像と時系列表示される方の画像との前記重ね合わせ画像を時系列に生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記入力部に、前記弾性画像の時系列表示をフリーズさせる弾性画像フリーズ指令が入力され、

前記フリーズ制御部は、前記弾性画像フリーズ指令に基づいて、前記時系列の弾性画像からフリーズ弾性画像を選択して前記重ね合わせ画像生成部に出力し、

前記重ね合わせ画像生成部は、前記フリーズ弾性画像と前記時系列の断層画像との前記重ね合わせ画像を時系列に生成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 記載の超音波診断装置において、

前記入力部に、前記断層画像の時系列表示をフリーズさせる断層画像フリーズ指令が入力され、

前記フリーズ制御部は、前記断層画像フリーズ指令に基づいて、前記時系列の断層画像からフリーズ断層画像を選択して前記重ね合わせ画像生成部に出力し、

前記重ね合わせ画像生成部は、前記フリーズ断層画像と前記時系列の弾性画像との前記重ね合わせ画像を時系列に生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 3 記載の超音波診断装置において、

前記入力部は、前記弾性画像フリーズ指令が入力される入力手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 3 記載の超音波診断装置において、

前記超音波探触子は、侵襲デバイスが装着される治具を備えて構成され、

前記治具は、前記侵襲デバイスの前記被検体への進退を検知する進退検知センサを有し、

前記入力部には、前記進退検知センサから出力される前記侵襲デバイスの進出信号が前

記弾性画像フリーズ指令として入力されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 3 記載の超音波診断装置において、

前記超音波探触子は、前記被検体の周囲に形成された 3 次元磁場と協働して前記超音波探触子の位置及び姿勢を検出する磁気センサを備えて構成され、

前記磁気センサの検出信号に基づいて前記超音波探触子の移動を検知する超音波探触子移動検出部を備え、

前記入力部には、前記超音波探触子移動検出部から出力される前記超音波探触子の移動が設定された閾値以下となった状態を表す信号が前記弾性画像フリーズ指令として入力されることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 8】

請求項 3 記載の超音波診断装置において、

前記超音波探触子は、前記被検体に印加される圧力を検出する圧力センサを備えて構成され、

前記圧力センサからの圧力信号が入力されて、前記圧力を計測する圧力計測部を備え、

前記入力部には、前記圧力計測部から出力される前記圧力の時間変化が設定された閾値以下となった状態を表す信号が前記弾性画像フリーズ指令として入力されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 7 又は 8 記載の超音波診断装置において、

20

前記表示部には、前記弾性画像が取得される前記被検体の部位を表すボディーマークと、該ボディーマーク上で前記超音波探触子の配置位置を表すプローブマークとが表示され、

前記フリーズ制御部は、前記ボディーマークの種類と前記プローブマークの配置位置に応じて、前記設定された閾値を制御することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 7 又は 8 記載の超音波診断装置において、

前記フリーズ制御部は、前記被検体の情報に応じて、前記設定された閾値を制御することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 11】

請求項 3 記載の超音波診断装置において、

前記フリーズ制御部は、前記時系列の弾性画像の中から前記フリーズ指令が入力された時点の弾性画像を前記フリーズ弾性画像として選択して、前記重ね合わせ画像生成部に出力することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 3 記載の超音波診断装置において、

前記弾性画像生成部は、前記時系列の弾性画像の内の複数の弾性画像を記憶するフレームメモリを有し、

前記表示部は、前記フレームメモリに記憶された複数の弾性画像の内の少なくとも一つを表示し、

40

前記入力部は、前記表示された少なくとも一つの弾性画像から所望の弾性画像を選択するための手段を有し、

前記フリーズ制御部は、選択された前記所望の弾性画像を前記フリーズ弾性画像として前記重ね合わせ画像生成部に出力することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記入力部には、前記時系列表示のフリーズを解除するフリーズ解除指令が入力され、

前記フリーズ制御部は、前記フリーズ解除指令に基づいて、前記時系列表示がフリーズされた方の画像の時系列を前記重ね合わせ画像生成部へ出力することを特徴とする超音波診断装置。

50

【請求項 1 4】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記フリーズ指令の入力時の断層画像からの前記フリーズ指令入力後の断層画像の移動量を算出する移動量演算部を有し、

前記重ね合わせ画像生成部は、前記移動量を用いて、前記フリーズ弾性画像の位置を前記フリーズ指令後の断層画像の位置に一致させるように移動させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記フリーズ指令の入力時の断層画像からの前記フリーズ指令入力後の断層画像の移動量を算出する移動量演算部を有し、

前記重ね合わせ画像生成部は、前記移動量が設定された閾値を越えた旨の警告を出力することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 6】

請求項 3 記載の超音波診断装置において、

前記超音波探触子は、前記被検体の体腔内に挿入可能な円筒状の基体部と、複数の超音波振動子を前記断層面に平行な方向に配列してなる横断面用超音波探触子及び複数の超音波振動子を前記断層面に直交する方向に配列してなる縦断面用超音波探触子を前記基体部の先端に備えた複合型超音波探触子であり、

前記侵襲デバイスが装着される前記治具は、前記侵襲デバイスを前記横断面用超音波探触子の超音波放射面に直交する方向に進退可能に支持するように構成され、

前記断層画像構成部は、前記横断面用超音波探触子に対応する前記反射エコー信号に基づいて横断面画像を生成し、前記縦断面用超音波探触子に対応する前記反射エコー信号に基づいて縦断面画像を生成し、

前記弾性画像構成部は、前記横断面用超音波探触子に対応する前記反射エコー信号に基づいて前記弾性画像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 7】

(a) 被検体に圧力を印加するステップと、

(b) 前記被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信し、該超音波の繰り返し送信に対応する時系列の反射エコー信号を受信するステップと、

(c) 前記反射エコー信号に基づいて、前記被検体の断層画像を生成するステップと、

(d) 前記反射エコー信号に基づいて、前記圧力に起因する前記被検体の生体組織の変位を求め、該求めた変位に基づいて前記生体組織の各部の弾性を表す弾性画像を生成するステップと、

(e) 前記断層画像と前記弾性画像との重ね合わせ画像を生成するステップと、

(f) 前記重ね合わせ画像を表示するステップと、

(g) 前記 (a) ~ (f) を繰り返して、前記重ね合わせ画像を時系列表示するステップと、

(h) 前記断層画像と前記弾性画像のいずれか一方の時系列表示をフリーズするためのフリーズ指令を入力するステップと、

(i) 前記フリーズ指令に基づいてフリーズ画像を選択するステップと、

(j) 前記フリーズ画像と時系列表示される方の画像との前記重ね合わせ画像を時系列に生成して表示するステップと、
を含むことを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項 1 8】

請求項 1 7 記載の超音波画像表示方法において、

前記ステップ (h) では、前記弾性画像の時系列表示をフリーズするための弾性画像フリーズ指令が入力され、

前記ステップ (i) では、前記弾性画像フリーズ指令に基づいて、複数の生成された前記弾性画像の一つをフリーズ弾性画像として選択され、

前記ステップ(j)では、前記フリーズ弾性画像と時系列表示される断層画像の各々の前記重ね合わせ画像が時系列に生成されて表示されることを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項19】

請求項17記載の超音波画像表示方法において、

前記ステップ(h)では、前記断層画像の時系列表示をフリーズするための断層画像フリーズ指令が入力され、

前記ステップ(i)では、前記断層画像フリーズ指令に基づいて、複数の生成された前記断層画像の一つをフリーズ弾性画像として選択され、

前記ステップ(j)では、前記フリーズ断層画像と時系列表示される弾性画像の各々の前記重ね合わせ画像が時系列に生成されて表示されることを特徴とする超音波画像表示方法。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び超音波画像表示方法に係り、具体的には、生体の弾性画像と断層画像を診断操作に適した表示態様で表示可能なものに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子から被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信し、その超音波の繰り返し送信に対応する時系列の反射エコー信号を超音波探触子により受信し、受信された反射エコー信号に基づいて受信信号処理部により被検体の任意の断層面に対応する高周波(RF)フレームデータを時系列に生成し、それらのRFフレームデータに基づいて時系列の断層画像(例えば、Bモード像)を再構成して表示することにより、医療診断に資する装置である。 20

【0003】

このような超音波診断装置において、近年、診断部位の生体組織の弾性率や歪みを計測し、これを弾性画像として表示する技術が提案されている(例えば、特許文献1参照)。このように弾性画像は、被検体に圧力(圧迫及び解放)を繰り返し加え、時間的に前後する2つのRFフレームデータに基づいてその圧力に起因する被検体の生体組織の変位を用いて求めて生体組織の各部の弾性(歪み又は弾性率)を求め、弾性の大きさに応じた表示態様(カラー画像又は2値画像)によって表示される。 30

【0004】

一方、医療診断においては、例えば、癌等の病変組織を診断する場合、一般に採血により病変組織と因果関係がある血液中の特定の物質を検査することが行われている。例えば、前立腺癌の診断で行なわれる検査としては、PSA(Prostate Specific Antigen)検査が知られている。このPSAは、前立腺特異抗原と呼ばれる前立腺内でつくられる物質であり、前立腺癌になるとその血中濃度が増加することから、患者の血液を採取してPSAの血中濃度を検査することにより前立腺癌の診断が行われている。このPSA検査は、血液採取のみで行えることから、前立腺癌を疑う場合はまずPSA検査を行い、PSA値が高値を示すような患者に対して、超音波検査やMRI検査が実施されている。 40

【0005】

しかし、PSAが高値を示しても、超音波像やMR像による検査によって癌などを確定できないことがあることから、穿刺針等の侵襲デバイスにより前立腺の組織を直接採取して診断(細胞診)することが行われる。ところが、病変部の組織を採取する場合、癌の疑いがある病変部を体外から特定することができない。そのため、病変部にランダムに複数回の穿刺が行なわれるのが現状である。この穿刺回数は医療施設によって異なり、また穿刺を行っても癌細胞が発見できないことがあるため、検査に時間がかかるだけでなく、患者に負担がかかるという問題がある。 50

【0006】

ここで、癌等の病変部は、周辺の正常な組織に比べて組織弾性が硬いことから、超音波診断装置によって組織の硬さを表す弾性画像を作成することにより、病変部の位置を特定することが可能である。そこで、穿刺針を生体内に侵入させる際に、病変部のBモード断層画像にカラー弾性画像を参照画像として重ねて表示すれば、穿刺針を病変部に穿刺する操作を支援することが期待できる。

【特許文献1】JP2000-60853

【発明の開示】

【0007】

しかしながら、弾性画像を取得するには、超音波探触子などによって被検体の関心部位に10
圧迫を加える操作と、圧迫を開放する操作を繰り返して行う必要がある。そのため、弾性画像を計測しながら穿刺針を生体内に侵入させる穿刺操作を行うと、穿刺針によって生体組織を徒に損傷させるおそれがあるから、弾性画像を計測しながら、穿刺操作をすることができない。

【0008】

他方、例えば、動きを伴う生体組織を関心部位として診断する場合は、組織形状を表す断層画像を参照画像としてそれに弾性画像を重ねて表示することが行われる。しかし、両画像を対比観察する場合、両画像共に組織の動きに応じて変化することから、適切な診断等の妨げになる場合がある。

【0009】

20

そこで、本発明は、弾性画像と断層画像を診断等に適した表示態様で表示可能な超音波診断装置を提供することを課題とする。

【0010】

この課題を解決するため、本発明は、被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信し、該超音波の繰り返し送信に対応する時系列の反射エコー信号を受信する超音波探触子と、該超音波探触子で受信された前記反射エコー信号を処理する受信信号処理部と、前記反射エコー信号に基づいて、時系列の断層画像を生成する断層画像構成部と、前記反射エコー信号に基づいて、前記被検体に印加された圧力に起因する前記被検体の生体組織の変位を求め、該求めた変位に基づいて前記生体組織の各部の弾性を求めて時系列の弾性画像を生成する弾性画像構成部と、前記断層画像と前記弾性画像との重ね合わせ画像を時系列30
に生成する重ね合わせ画像生成部と、前記重ね合わせ画像の生成を制御するための指令が入力される入力部と、前記重ね合わせ画像を表示する表示部とを備え、前記入力部に、前記断層画像と前記弾性画像のいずれか一方の時系列表示をフリーズさせるフリーズ指令が入力され、前記フリーズ指令に基づいて選択された画像をフリーズ画像として前記重ね合わせ画像生成部に出力するフリーズ制御部を有することを特徴とする。

【0011】

すなわち、断層画像と弾性画像のいずれか一方の時系列表示をフリーズさせることにより、診断等に適した表示態様の画像を提供できる。例えば、穿刺操作を行うときに、被検体への圧迫操作を停止して弾性画像のフリーズ指令を入力し、断層画像に重ねて表示された40
フリーズ弾性画像によって関心部位を確認しながら、的確に穿刺操作を行うことができる。つまり、一般に、超音波探触子と該超音波探触子に装着された侵襲デバイスが進退する位置の相対的な位置関係が固定されているから、侵襲デバイスの操作者である医師は、自己が操作している超音波探触子により撮像された断層画像に重ねて表示されているフリーズ弾性画像に基づいて、穿刺対象の病変部を容易に特定できる。その結果、被検体への圧迫操作を停止して穿刺操作できるから、侵襲デバイスによって生体組織を損傷させるおそれを回避でき、穿刺回数を低減して、患者の負担を軽減できる。なお、侵襲デバイスの進退する断層画像上の位置を演算により求めることができるから、必要に応じて、重ね合わせ画像上に侵襲デバイスの進退位置を表すガイド表示することができる。

【0012】

一方、動きを伴う生体組織（例えば、血管等）及びその周辺組織を関心部位として診断50

する場合は、断層画像のフリーズ指令を入力することにより、フリーズされた断層画像によって関心部位の構造及び位置を参照しながら、時系列で変化する弾性画像を観察できるから、適切な診断に寄与することができる。

【0013】

ここで、フリーズ指令は、侵襲デバイスの操作開始時に操作者が入力部から入力することができる。また、フリーズ制御部は、入力されるフリーズ解除指令に応答して、フリーズ弾性画像の出力を停止して時系列の弾性画像を重ね画像生成部に出力するように構成することができる。これによれば、操作者がフリーズ解除指令を入力することにより、直ちに弾性画像が時系列のリアルタイム画像として表示されるから、穿刺部位を変更する操作に対応させることができる。

10

【0014】

また、本発明の超音波診断装置において、前記フリーズ制御部は、前記フリーズ指令に基づいて、時系列表示がフリーズされる方の時系列の画像からフリーズ画像を選択し、選択した前記フリーズ画像を前記重ね合わせ画像生成部に出力し、前記重ね合わせ画像生成部は、前記フリーズ画像と時系列表示される方の画像との前記重ね合わせ画像を時系列に生成するようにできる。

【0015】

また、前記入力部に、前記弾性画像の時系列表示をフリーズさせる弾性画像フリーズ指令が入力され、前記フリーズ制御部は、前記弾性画像フリーズ指令に基づいて、前記時系列の弾性画像からフリーズ弾性画像を選択して前記重ね合わせ画像生成部に出力し、前記重ね合わせ画像生成部は、前記フリーズ弾性画像と前記時系列の断層画像との前記重ね合わせ画像を時系列に生成するようにできる。

20

【0016】

あるいは、前記入力部に、前記断層画像の時系列表示をフリーズさせる断層画像フリーズ指令が入力され、前記フリーズ制御部は、前記断層画像フリーズ指令に基づいて、前記時系列の断層画像からフリーズ断層画像を選択して前記重ね合わせ画像生成部に出力し、前記重ね合わせ画像生成部は、前記フリーズ断層画像と前記時系列の弾性画像との前記重ね合わせ画像を時系列に生成するようにできる。

【0017】

また、前記入力部は、前記弾性画像フリーズ指令が入力される入力手段（例えば、キーボード、トラックボール等）を備えて構成できる。

30

【0018】

さらに、前記超音波探触子は、侵襲デバイスが装着される治具を備えて構成され、前記治具は、前記侵襲デバイスの前記被検体への進退を検知する進退検知センサを有し、前記入力部に、前記進退検知センサから出力される前記侵襲デバイスの進出信号を前記弾性画像フリーズ指令として入力するように構成できる。

【0019】

さらに、前記超音波探触子は、前記被検体の周囲に形成された3次元磁場と協働して前記超音波探触子の位置及び姿勢を検出する磁気センサを備えて構成され、前記磁気センサの検出信号に基づいて前記超音波探触子の移動を検知する超音波探触子移動検出部を備え、前記入力部には、前記超音波探触子移動検出部から出力される前記超音波探触子の移動が設定された閾値以下となった状態を表す信号が前記弾性画像フリーズ指令として入力される構成とすることができる。

40

【0020】

さらに、前記超音波探触子は、前記被検体に印加される圧力を検出する圧力センサを備えて構成され、前記圧力センサからの圧力信号が入力されて、前記圧力を計測する圧力計測部を備え、前記入力部には、前記圧力計測部から出力される前記圧力の時間変化が設定された閾値以下となった状態を表す信号が前記弾性画像フリーズ指令として入力される構成とすることができる。

【0021】

50

前記弾性画像フリーズ指令として、前記超音波探触子の移動量又は前記被検体に印加される圧力が前記閾値以下となった状態を表す信号を用いる場合、前記表示部には、前記弾性画像が取得される前記被検体の部位を表すボディーマークと、該ボディーマーク上で前記超音波探触子の配置位置を表すプローブマークとが表示される構成とし、前記フリーズ制御部は、前記ボディーマークの種類と前記プローブマークの配置位置に応じて、前記設定された閾値を制御する構成とすることができる。また、これに代えて、又はこれと共に、前記フリーズ制御部は、前記被検体の情報に応じて、前記設定された閾値を制御する構成とすることができる。

【0022】

また、前記フリーズ制御部は、前記時系列の弾性画像の内から前記フリーズ指令が入力された時点の弾性画像を前記フリーズ弾性画像として選択して、前記重ね合わせ画像生成部に出力する構成とすることができる。

【0023】

さらに、前記弾性画像生成部は、前記時系列の弾性画像の内の複数の弾性画像を記憶するフレームメモリを有して構成され、前記表示部は、前記フレームメモリに記憶された複数の弾性画像の内の少なくとも一つを表示し、前記入力部は、前記表示された少なくとも一つの弾性画像から所望の弾性画像を選択するための手段を有し、前記フリーズ制御部は、選択された前記所望の弾性画像を前記フリーズ弾性画像として前記重ね合わせ画像生成部に出力する構成とすることができる。

【0024】

また、前記入力部には、前記時系列表示のフリーズを解除するフリーズ解除指令が入力される構成とすることができる。この場合、前記フリーズ制御部は、前記フリーズ解除指令に基づいて、前記時系列表示がフリーズされた方の画像の時系列を前記重ね合わせ画像生成部へ出力する構成とすることができる。

【0025】

また、本発明のいずれの超音波診断装置においても、前記フリーズ指令の入力時の断層画像からの前記フリーズ指令入力後の断層画像の移動量を算出する移動量演算部を有し、前記重ね合わせ画像生成部は、前記移動量を用いて、前記フリーズ弾性画像の位置を前記フリーズ指令後の断層画像の位置に一致させるように移動させる構成とすることができる。これに代えて、又はこれと共に、前記重ね合わせ画像生成部は、前記移動量が設定された閾値を越えた旨の警告（例えば、警告表示、警告音、等）を出力する構成とすることができる。

【0026】

また、前記超音波探触子は、前記被検体の体腔内に挿入可能な円筒状の基体部と、複数の超音波振動子を前記断層面に平行な方向に配列してなる横断面用超音波探触子及び複数の超音波振動子を前記断層面に直交する方向に配列してなる縦断面用超音波探触子を前記基体部の先端に備えた複合型超音波探触子を用いることができる。この場合、前記侵襲デバイスが装着される前記治具は、前記侵襲デバイスを前記横断面用超音波探触子の超音波放射面に直交する方向に進退可能に支持するように構成する。そして、前記断層画像構成部は、前記横断面用超音波探触子に対応する前記反射エコー信号に基づいて横断面画像を生成し、前記縦断面用超音波探触子に対応する前記反射エコー信号に基づいて縦断面画像を生成し、前記弾性画像構成部は、前記横断面用超音波探触子に対応する前記反射エコー信号に基づいて前記弾性画像を生成する構成とすることができる。これによれば、縦断面用超音波探触子により侵襲デバイスを撮像して、縦断面画像上に侵襲デバイスを表示できる。その結果、操作者は侵襲デバイスの進入位置を画像で直接観察しながら、侵襲デバイスを操作して、所望の病変部の組織細胞を採取することができる。

【0027】

また、侵襲デバイス位置演算部により、縦断面画像上で侵襲デバイスが進退する位置を検出し、侵襲デバイスが横断面画像上で進退する位置を示すガイド表示を生成して横断面画像上に表示させることにより、操作者は、弾性画像が重ねて表示された横断面画像を観

察するだけで、侵襲デバイスの進入位置を画像で直接観察することができ、侵襲デバイスの操作が一層容易になり、所望の病変部の組織細胞を確実に採取することができる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】 本発明の超音波診断装置の実施例1のブロック構成図である。

【図2】 探触子の一例の構成を説明する図である。

【図3】 変位量算出部における変位の算出例を説明するための図である。

【図4】 歪み／弾性率解析部のブロック構成図である。

【図5】 カラースキヤンコンバータのブロック構成図である。

【図6】 実施例1の画像表示例を示す図である。

10

【図7】 実施例2に係る図1の座標演算部のブロック構成図である。

【図8A】 実施例2に係る座標演算部における断層画像の移動量の算出法を説明する図である。

【図8B】 実施例2に係る座標演算部におけるROIの移動操作を説明する図である。

【図9】 本発明の実施例3に係る超音波診断装置のブロック構成図である。

【図10】 前立腺癌の穿刺に複合型の探触子を用いる様子を示す図である。

【図11】 実施例3の表示画像の一例を示す図である。

【図12】 実施例3に係る複合型の探触子を用いた場合の変位量算出部における変位の算出例を説明するための図である。

【図13】 実施例3の表示画像の他の一例を示す図である。

20

【図14】 実施例3の表示画像の他の一例を示す図である。

【図15】 実施例3の表示画像の他の一例を示す図である。

【図16】 実施例3の表示画像の他の一例を示す図である。

【図17】 実施例3の表示画像の他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】

【0029】

以下、本発明に係る超音波診断装置の実施例を図面に基づいて説明する。

(実施例1)

図1に、本発明に係る超音波診断装置1の一実施例のブロック図を示す。図において、超音波探触子（以下、探触子という。）2は、被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信し、その超音波の繰り返し送信に対応する時系列の反射エコー信号を受信するように構成されている。探触子2は、図示していないが、複数の振動子を配列して形成され、複数の振動子を電子的に駆動走査して、被検体の所望の断層面に超音波ビーム走査を行うと共に、その超音波ビーム走査に応じて被検体からの反射エコー信号を受信する機能を有している。なお、探触子2には、例えば、被検体の体表面に当接して用いる体表面型の探触子、又は体腔内に挿入して用いる経直腸型の探触子のいずれであっても適用できる。また、探触子2には、被検体の周囲に形成された3次元磁場と協働して探触子2の位置及び姿勢を計測するための磁気センサ11が設けられている。

30

【0030】

図2に、本実施例1に用いる探触子2の一例を示す。図に示すように、本実施例の探触子2は、体表120に当接させて用いるタイプであり、例えば、乳腺や甲状腺や腹部など、体表から断層画像と弾性画像を取得して、病変部の組織を採取するのに用いられる。探触子2には、穿刺針105を支持する治具であるアダプタ121が装着されている。アダプタ121は、穿刺針105を図示矢印122方向に進退可能に支持している。また、アダプタ121は、穿刺針105の進退位置を探触子2の超音波走査面を含む位置に合わせて、かつ穿刺針105の進退方向を探触子2の超音波走査面の中心軸に対して角度 θ 傾けて装着されている。この場合、穿刺針105が進退する面が超音波走査面に含まれているから、断層画像に穿刺針105の画像が描画される。そして、穿刺針105の後端部に設けられたディスペンサ107を操作して、穿刺針105を被検体内に侵入させることができるようになっている。また、アダプタ121は、穿刺針105の進退方向の角度 θ を設

40

50

定された複数段階で可変する機構を有して形成されている。また、図2において、符号115は病変部を例示したものである。

【0031】

送信部3は、探触子2を駆動して超音波を送信するための送波パルス信号を生成するように構成されている。また、送信部3は、探触子2から送信される超音波の収束点を被検体の任意の深さに設定する機能を有している。受信部4は、探触子2によって受信された被検体からの反射エコー信号を受信して、所定のゲインで増幅する等の信号処理を行うように構成されている。また、送受分離部5は、送信部3からの送波パルス信号を探触子2に送るとともに、信号線を切り替えて探触子2からの反射エコー信号を受信部4へ送る10ように構成されている。整相加算部6は、受信部4により受信処理されたエコー信号を入力し、位相制御して整相加算することにより、複数の収束点に対して収束した超音波ビームを形成してRF信号フレームデータを時系列に生成するようになっている。これらの受信部4と整相加算部6により、被検体の断層面に対応するRFフレームデータを時系列に生成する受信信号処理部が構成されている。

【0032】

断層画像構成部7は、整相加算部6から出力されるRF信号フレームデータに基づいて、被検体の濃淡断層画像（例えば、白黒断層画像）を再構成するようになっている。また、弾性画像構成部8は、整相加算部6から出力されるRF信号フレームデータに基づいて、被検体に加えられた圧力の加減に起因する被検体の生体組織の変位を求め、求めた変位20に基づいて生体組織の各部の弾性を求めてカラー弾性画像を時系列に生成するようになっている。断層画像構成部7と弾性画像構成部8で再構成された濃淡断層画像とカラー弾性画像はそれぞれ切換え加算部9に入力される。また、断層画像構成部7と弾性画像構成部8は、入力部を構成する操作卓43から入力されるフリーズ指令に基づいて選択された画像をフリーズ画像として、切換え加算部9に出力するフリーズ制御部を有して構成されている。操作卓43は、ユーザーが各種設定及び操作を行うため入力部である。

【0033】

切換え加算部9は、表示部10に表示する画像を生成する重ね合わせ画像生成部を有して構成される。すなわち、切換え加算部9は、入力される指令に応じて、濃淡断層画像とカラー弾性画像の何れか一方を表示部10に表示させる機能と、濃淡断層画像とカラー弾性画像を並べて表示部10に表示させる機能と、濃淡断層画像とカラー弾性画像を加算した30重ね合わせ画像を表示部10に表示させる機能を備えて構成されている。表示部10は、切換え加算部9から出力される表示画像データを画像として表示するように構成されている。また、図1には示していないが、超音波診断装置1のシステム全体を制御するシステム制御部が備えられている。

【0034】

ここで、断層画像構成部7と、弾性画像構成部8の詳細構成について説明する。断層画像構成部7は、白黒信号処理部12と白黒スキャンコンバータ部13とを含んで構成されている。白黒信号処理部12は、整相加算部6からのRF信号フレームデータを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行い、断層画像データを得るように構成されている。また、白黒スキャンコンバータ部13は、図示してい40ないが、白黒信号処理部12からの断層画像データをディジタル信号に変換するA/D変換器と、変換された複数の断層画像データを時系列に記憶するフレームメモリと、制御コントローラを含んで構成されている。そして、白黒スキャンコンバータ部13は、フレームメモリに格納された断層画像フレームデータを1画像として制御コントローラによりテレビ同期で読み出して、切換え加算部9に出力するように構成されている。また、白黒スキャンコンバータ部13は、操作卓43から入力されるフリーズ指令に基づいて選択された画像をフリーズ画像として、切換え加算部9に出力するフリーズ制御部を有して構成されている。

【0035】

弾性画像構成部8は、変位量算出部14、歪み／弾性率算出部15、歪み／弾性率解析50

部16、カラスキャンコンバータ部17、座標演算部18を含んで構成されている。また、弾性画像構成部8は、探触子2によって被検体に加えられる圧力を計測する圧力計測部を備えて構成されている。

【0036】

変位置算出部14は、RF信号フレームデータ選択部と算出部を含んで構成され、整相加算部6から出力されるRF信号フレームデータに基づいて、計測時間が異なる1組のRF信号フレームデータを選択して、生体組織の変位を求めるようになっている。すなわち、RF信号フレームデータ選択部は、フレームメモリと選択部とを含んで構成され、整相加算部6からの複数のRF信号フレームデータをフレームメモリに格納し、格納されたRF信号フレームデータ群から選択部によって1組、すなわち2つのRF信号フレームデータを選び出すように構成されている。例えば、RF信号フレームデータ選択部は、整相加算部6によって画像のフレームレートに基づいて時系列に生成されるRF信号フレームデータを取り込んで、フレームメモリに順次格納する。そして、選択部により、システム制御部からの指令に応じて、今回取り込んだRF信号フレームデータ(n)を第1のデータとして選択すると共に、時間的に未来に取り込まれるRF信号フレームデータ群(n+1、n+2、n+3、・・・、n+m)の中から1つのRF信号フレームデータ(x)を選択する。すなわち、図3に示すように、例えば、今回取り込んだn+1番目のRF信号フレームデータと、次の時相で取り込んだn+2番目のRF信号フレームデータを選択する。なお、n、m、xは、RF信号フレームデータに付されたインデックス番号であり、自然数とする。

【0037】

そして、算出部は、選択された1組のRF信号フレームデータ(n、x)に基づいて、生体組織の変位を算出する。例えば、算出部は、図3に示すように、1組のRF信号フレームデータ(n、n+1)が転送されると、これらのRF信号フレームデータ(n、n+1)をそれぞれBモード像フレーム(n、n+1)とし、これら2つのフレームから1次元あるいは2次元相関処理を行って、断層画像の各点に対応する生体組織における変位の1次元又は2次元変位分布を求めて、歪みフレームデータnを生成する。なお、変位に代えて、生体組織の移動ベクトル(変位の方向及び大きさ)を求めるようにすることができる。移動ベクトルの検出は、周知のブロックマッチング法を用いることができる。ブロックマッチング法とは、画像を例えばN×N画素からなるブロックに分け、関心領域内のブロックに着目し、着目しているブロックに最も近似しているブロックを前のフレームから探し、ブロックの移動方向及び大きさを求めて、例えば関心領域の中心の移動ベクトルとする。

【0038】

歪み/弾性率算出部15は、変位置算出部14で算出された変位(例えば移動ベクトル)に基づき、生体組織の歪みを演算し、その歪みに基づいて弾性画像の弾性画像フレームデータを生成する。歪みは、生体組織の変位を空間微分することによって算出される。一方、弾性率は、対象組織の各部に作用する圧力の変化を変位の変化で除することによって計算される。例えば、変位置算出部14で算出された変位を ΔL 、対象組織の各部に作用する圧力を ΔP とすると、歪みSは、 ΔL を空間微分することによって算出することができるから、 $S = \Delta L / X$ という式を用いて求められる。なお、Xは微分の方向の距離である。また、最も基本的な(1次元)モデルの弾性率であるヤング率Ymは、 $Ym = \Delta P / S = (\Delta P) / (\Delta L / X)$ という式によって算出される。このヤング率Ymから断層画像の各点に対応する生体組織の弾性率が求められるので、2次元の弾性画像データを連続的に得ることができる。

【0039】

ここで、弾性率を求めるには、上述したように、生体組織の各部に加わる圧力を求める必要がある。この圧力の計測方法は種々提案されている周知の方法が適用できる。本実施例では、図示していないが、被検体の体表面に接触させて用いる探触子2に圧力センサを取り付け、探触子2により被検体の体表面に加えられる加圧を検出し、検出した圧力に基づ

づいて被検体の生体組織の各部に加わる圧力（応力）を推定する圧力計測部が、歪み／弾性率算出部１５に設けられている。

【００４０】

歪み／弾性率解析部１６は、図４に示すようにフレームメモリ制御部２１、複数のフレームデータを格納できるフレームメモリ２２、画像処理部２３を含んで構成されている。画像処理部２３は、フレームメモリ２２に格納された弾性画像フレームデータに対して所定の画像処理を行うものである。この画像処理としては、例えばフレームデータ選択処理、安定化表示を行うための安定化加算処理、閾値処理、階調化処理、階調化後比較処理などを適宜採用できる。フレームメモリ制御部２１は、歪み／弾性率算出部１５から出力される弾性画像フレームデータをフレームメモリ２２に書き込む処理、及びフレームメモリ 10 22から弾性画像フレームデータを読み出してカラスキャンコンバータ１７に出力する処理を行うようになっている。また、フレームメモリ制御部２１は、画像処理部２３とフレームメモリ２２との間で各種の信号処理が行われる際にフレームメモリ２２を制御する。

【００４１】

カラスキャンコンバータ部１７は、歪み／弾性率解析部１６から出力される解析済の弾性画像フレームデータを変換して色相情報を付与するものである。つまり、カラスキャンコンバータ部１７は、図５に示すように、フレームメモリ２９と、色相情報データが格納されるRGBデータメモリ３０と、メモリ制御部３１を含んで構成される。つまり、解析済の弾性画像フレームデータに光の３原色である赤（R）、緑（G）、青（B）を付与する。例えば、歪みが大きい弾性データを赤色コードに変換し、歪みが小さい弾性データを青色コードに変換する。 20

【００４２】

切換え加算部９は、本実施例の重ね合わせ画像生成部を構成する。つまり、切換え加算部９は、白黒スキャンコンバータ部１３からの白黒断層画像データとカラスキャンコンバータ部１７からの弾性画像データとをメモリに格納し、例えば、システム制御部の指令に応じて断層画像データと弾性画像データとを設定割合で加算して合成して表示画像を形成するようになっている。合成された表示画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層画像とカラー弾性像の各情報を設定割合で加算したものとなる。また、切換え加算部 30 9は、システム制御部の指令に応じて、断層画像データ、弾性画像データ及び合成された表示画像データのうちから表示部１０に表示する画像を選択するようになっている。

【００４３】

このように構成される超音波診断装置１の動作について説明する。超音波診断装置１は、被検体に当接された探触子２を介して、被検体に時間間隔をおいて送信部３により超音波を繰り返し送信し、被検体から発生する時系列の反射エコー信号を受信部４により受信し、整相加算部６にて整相加算してRF信号フレームデータを生成する。そして、このRF信号フレームデータは、断層画像構成部７で白黒断層画像に変換されフレームメモリに格納される。フレームメモリに格納された白黒断層画像は、テレビ同期で読み出すことによって切換え加算部９を介して表示部１０に表示される。一方、整相加算部６から出力されるRF信号フレームデータに基づいて、弾性画像構成部８においてカラー弾性画像が生成される。このようにして得られた白黒断層画像とカラー弾性画像は、切換え加算部９により加算されて合成された表示画像が作成され、表示部１０に表示される。ここで、切換え加算部９は、システム制御部の指令に応じて、断層画像データと弾性画像データを合成しないで、別々に表示部１０に表示させることができる。 40

【００４４】

次に、歪み／弾性率解析部１６と、カラスキャンコンバータ部１７における処理の一例について説明する。なお、本実施形態では、システム制御部を介して操作卓４３などの入力手段により、弾性データを求める関心領域ROIを断層画像に設定し、関心領域ROIについてのみ弾性画像データを求めるものとする。

【００４５】

まず、図4に示したように、歪み／弾性率解析部16のフレームメモリ制御部21は、歪み／弾性率算出部15によって算出された歪みデータを、弾性画像フレームデータとしてフレーム単位で時系列順 ($S-1$, S , $S+1 \dots$) に取り込み、解析部フレームメモリ22に格納する。そして、フレームメモリ22に格納された弾性画像フレームデータは、画像処理部23によってフレームデータ選択処理、安定化表示を行うための安定化加算処理、閾値処理、階調化処理、階調化後比較処理などの画像処理が施される。フレームデータ選択処理は、連続圧迫の過程で得られる弾性画像フレームデータのうち、設定値に満たない歪フレームデータを廃棄して、適切な圧迫量が印加されたときのフレームだけ残して画像化するためである。また、安定化加算処理は、リアルタイムで演算及び表示される弾性画像フレームデータに対して、時間方向にスムージング処理を行って急激な変化を抑える処理である。階調化処理は、歪み／弾性率算出部15で算出された歪みデータを基に、弾性画像を表示するROI内の歪みの統計処理を行って、例えば、ROI内の生体組織の歪の平均値 S_{ave} を算出する。そして、平均値に基づいて歪の最小値 S_{min} (硬) と最大値 S_{max} (軟) を任意に設定して、最小値と最大値との間を例えば256階調に分割して、ROI内の各画素に対応する生体組織の歪の値を対応する階調に割り付ける。このようにして色相階調が割り付けられた弾性画像フレームデータは、フレームメモリ22に格納される。また、閾値処理は、表示部10に、所定の硬さ以上の領域のみカラー弾性画像を、いわゆる2値表示により表示させるためのものである。例えば、階調化処理において、最小値 S_{min} = 平均値 S_{ave} \times (A)、最大値 S_{max} = 平均値 S_{ave} \times (B) とする。そして、閾値 S_{th} のとりうる範囲を $S_{min} < S_{th} < S_{ave}$ 、或いは、 $S_{ave} < S_{th} < S_{max}$ とすることにより、平均値よりもX倍“硬い”、或いは、Y倍“軟らかい”という定量的な値を持つ“閾値”を設定できる。この閾値は、システム制御部の操作卓43から入力設定できる。そして、“閾値”と、弾性画像フレームデータの個々の画素の歪みデータとの大小比較を行い、“閾値”以上、或いは、“閾値”以下の画素データを抽出して、例えば、閾値よりも硬い領域の画素に青色又は赤色を割り付けることができる。このように閾値により処理された弾性画像フレームデータは、フレームメモリ22に格納される。なお、操作卓からの操作で閾値処理を行わないようにすることができる。このようにして階調処理された弾性画像フレームデータは、又は閾値処理された弾性画像フレームデータは、時系列順 ($(S-1)'$, S' , $(S+1)'$, \dots) に解析済の弾性フレームデータとしてカラースキャンコンバータ部17に出力される。なお、上述では、閾値処理により生体組織が所定の硬さ以上となっている領域のみカラー弾性画像を表示させる場合について説明したが、これとは逆に所定の硬さ以下の領域のみカラー弾性画像を表示させるようにしてもよい。この場合は、上記式の不等号の向きを逆にする。

【0046】

次に、画像処理部23における階調化後比較処理の一例について説明する。階調化処理を施された時系列の弾性画像フレームデータについて、今回と前回計測された弾性画像フレームデータの画素データを比較し、差が設定値よりも小さな画素データは、探触子2により加えられている圧迫量が同じと判断して、差が設定値よりも大きな画素データは圧迫量が変化したと判断する。この判断に基づいて、カラースキャンコンバータ部17に転送する弾性画像フレームデータのうち、値が変化した画素部分だけ更新させるようにすることができる。但し、この階調化後比較処理は、操作卓43からの操作により、省略させることができる。

【0047】

次に、カラースキャンコンバータ部17における処理の一例について、図5に基づいて説明する。歪み／弾性率解析部16から出力される解析済の弾性画像フレームデータは、メモリ制御部31からの書き込み信号により、フレームメモリ29に格納される。RGBデータメモリ30内には、予め色相情報データ (RGB値) が格納されている。メモリ制御部31は、RGBデータメモリ30の色相情報と、フレームメモリ29の解析済の弾性画像フレームデータを読み出し、カラー弾性画像を構成する。すなわち、カラースキャン

コンバータ部 17 は、フレームメモリ 29 内の弾性画像フレームデータの値に対応した RGB データメモリ 30 内の色相情報を読み出して、弾性画像フレームデータに色相情報が付与される。メモリ制御部 31 は、カラー弾性画像を切換え加算部 9 に出力する。

【0048】

ここで、本発明の特徴に係る侵襲デバイスの操作時における弾性画像のフリーズ動作について説明する。操作者が侵襲デバイスの操作を開始する場合、システム制御部に備えられている操作卓 43 から、図 5 に示すように、カラースキャンコンバータ部 17 のメモリ制御部 31 に弾性画像のフリーズ指令を入力する。このメモリ制御部 31 は、本発明に係るフリーズ制御部の機能を備えている。フリーズ指令が、例えば (S)' フレーム目の弾性画像フレームデータの時に入力されると、メモリ制御部 31 は歪み／弾性率解析部 16 から出力される次フレームの弾性画像フレームデータのフレームメモリ 29 への書き込みを停止する。これにより、歪み／弾性率解析部 16 から解析済の弾性画像フレームデータが入力されても、フレームメモリ 29 には (S+1)' フレーム目以降の解析済弾性画像フレームデータの書き込みは行われない。そして、メモリ制御部 31 は、歪み／弾性率解析部 16 から、(S)' フレーム目よりも後である (S+1)' フレーム目以降の解析済弾性画像フレームデータが入力される毎に、フレームメモリ 29 内の (S)' フレーム目の弾性画像フレームデータを読み出して色相情報を付与し、(S)' フレーム用カラー弾性画像として切換え加算部 9 に出力する。なお、フレームメモリ 29 に複数フレームの弾性画像フレームデータの書き込みを可能にし、操作卓 43 から入力されるフリーズ指令に基づいて、そのうちの一つを選択して、フリーズ画像として切換え加算部 9 に出力するようにすることができる。

【0049】

このようにして白黒スキャンコンバータ部 13 から出力される断層画像とカラースキャンコンバータ部 17 から出力されるカラー弾性画像は、切換え加算部 9 において重ね合わされて、生成された重ね合わせ画像が表示部 10 に表示される。この重ね合わせ画像の一例を図 6 に示す。本実施形態によれば、図 6 に示すように、穿刺針 105 が断層画像上に表れるから、断層画像上に重ねて表示されたフリーズ弾性画像の病変部 115 との相対位置関係を一目で確認することができる。なお、図 6 を確認して、穿刺針 105 の進入方向が病変部 115 とずれている場合は、穿刺針 105 の角度を変えて調整する。また、弾性画像のフリーズを解除して探触子 2 の位置を変えて、穿刺針 105 が病変部 115 に進入可能な角度及び位置に調整する。その結果、穿刺針 105 の穿刺操作を的確に支援することができる。なお、図 6 において、符号 114 は、弾性の大きさと画像の色相との関係を表すカラーバーである。

【0050】

本実施例 1 によれば、操作者が侵襲デバイスの操作を行うに際して、操作卓 43 から弾性画像構成部 8 のカラースキャンコンバータ部 17 にフリーズ指令を入力した後に、穿刺針の生体への進入操作を開始することにより、穿刺針などの侵襲デバイスによって生体組織を損傷させるおそれを回避できる。

【0051】

また、被検体への圧迫操作を停止しても、リアルタイムで表示される白黒断層画像に、最新又は所望の弾性画像が重ねて表示されることから、侵襲デバイスの操作者である医者は、自己が操作している超音波探触子により撮像された断層画像に重ねて表示されている弾性画像に基づいて、穿刺対象の病変部を容易に特定できる。その結果、侵襲デバイスと超音波探触子との相対的な位置関係に基づいて、穿刺針などの侵襲デバイスを特定された病変部に穿刺することができる。

【0052】

また、メモリ制御部 31 は、操作卓から入力されるフリーズ指令が解除されたとき、これに応答してフリーズ弾性画像の出力を停止し、シネメモリ 30 に記憶される時系列の弾性画像を表示画像生成部であるカラースキャンコンバータ部 17 に出力するように構成することができる。これによれば、操作者がフリーズ指令を解除することにより、直ちに時

系列の弾性画像がリアルタイム画像として表示されるから、穿刺部位を変更する操作に対応させることができる。

【0053】

また、所定の硬さ以上の部位のカラー弾性画像を表示部10に表示することにより、例えば癌化していると思われる組織硬化部を一日で把握することができ、穿刺箇所を容易に特定することが可能となる。

【0054】

また、図2には示していないが、穿刺針105を支持する治具106に穿刺針105の進退位置を検知する進退検知センサを設けることができる。そして、進退検知センサにより穿刺針105の進出開始を検出した進出信号を、フリーズ指令として操作卓43に入力することにより、操作者が操作卓43を操作してフリーズ指令を入力することなく、自動的に弾性画像をフリーズさせることができる。また、フリーズ解除指令として、進退検知センサから出力される穿刺針105の退避が完了した退出信号を用いることができる。

10

(実施例2)

実施例1において説明したように、被検体への圧迫操作を停止しても、最新又は所望の弾性画像のフリーズ画像がリアルタイムで表示される白黒断層画像に重ねて表示されるから、侵襲デバイスの操作者である医者は、フリーズ弾性画像を見て穿刺対象の病変部を容易に特定できる。しかし、侵襲デバイスを操作する時間が長くなると、探触子2と被検体の相対的な位置関係がずれる場合がある。この場合、リアルタイムで更新される断層画像とフリーズ弾性画像の位置がずれるため、誤った部位に穿刺操作するおそれがある。

20

【0055】

そこで、本実施例2では、図1の座標演算部18により、リアルタイムで更新される断層画像の移動に追従させて、フリーズ弾性画像の位置を補正するようにしている。すなわち、座標演算部18は、図7に示すように、Pre__フレームメモリ32とPost__フレームメモリ33と、制御するフレームメモリ制御部34と、移動量演算部35を備えて構成されている。フレームメモリ制御部34は、フリーズ弾性画像に対応するフリーズ指令入力時の断層画像データを白黒信号処理部12から取り込んで、Pre__フレームメモリ32に格納する。また、フリーズ指令入力後の断層画像データを白黒信号処理部12から取り込んで、Post__フレームメモリ33に格納するようになっている。移動量演算部35は、Pre__フレームメモリ32とPost__フレームメモリ33に保持された2フレーム分の断層画像データを用いて、1次元或いは2次元相関処理を行って断層画像の各点に対応する生体組織における変位を求めるようになっている。或いは、移動量演算部35は、例えば、ブロックマッチング法によって、ある特定のブロック内の断層画像データにおける輝度値や輝度値を微分した値等に基づき、探索範囲内で最も値が近似しているブロックを探し、移動量を推定するように構成できる。

30

【0056】

このように構成される座標演算部18の処理の一例について、図8A、図8Bを用いて説明する。フレームメモリ制御部34は、操作卓43からのフリーズ指令が入力される前においては、Pre__フレームメモリ32に白黒信号処理部12からの最新の断層画像データを随時格納する。このとき、Post__フレームメモリ33へは、何も格納しない。そして、フレームメモリ制御部34は、操作卓43からのフリーズ指令が入力されたときのPre__フレームメモリ32内の断層画像データ（例えば、(n)フレーム目）を保持するとともに、Post__フレームメモリ33に、(n)フレーム目よりも後の断層画像データ（例えば、(n+1)フレーム目、(n+2)フレーム目、・・・）を随時格納する。

40

【0057】

移動量演算部35は、断層画像データの書き込みが停止されてフリーズされた直後のPre__フレームメモリ32内の断層画像データと、リアルタイムで更新されるPost__フレームメモリ33内の断層画像データとからフリーズ指令入力時からの探触子2の移動量を演算する。この移動量の演算手法について、断層画像データの輝度情報を基にしたブ

50

ロックマッチング法による移動量算出法を例にして、図8A、図8Bにより説明する。この算出法では、探触子2の移動量は、図8BのROI37における座標の移動量として算出する。まず、移動量演算部35は、Pre__フレームメモリ32に格納された断層画像データにおいて、例えば、ROI37の始点を基に、輝度値の2ライン分の図8Aに示す相関窓45を設ける。なお、相関窓45のサイズは任意に決めることができる。各ラインの輝度値に対して深度方向に微分処理を施し、輝度値の変化の割合を算出する。そして、算出された微分値の和(D1、D2)を各々2ライン分について算出する。そして、移動量演算部35は、Post__フレームメモリ33に格納される常に更新される断層画像データにおける任意の探索範囲内において複数回探索を行う。そして、1回の探索毎に微分値の和(D1'、D2')を算出し、先に算出したD1及びD2との比 $K1 = D1' / D1$ 、 $K2 = D2' / D2$ を演算する。これによって得られた結果K1、K2が最も1に近い個所を移動先と考え、移動量(移動後のアドレス)を推定する。この場合、 $K1 > 1$ 、 $K2 > 1$ となる結果は考慮しない。

【0058】

以上のようにして移動量演算部35で演算された移動量は、フレームメモリ制御部34を介して表示部10に出力する。表示部10は、入力される移動量に基づき、重ねて表示されている白黒断層画像とカラー弾性画像のうちのカラー弾性画像を移動させる。

【0059】

例えば、図8Bに示すように、ROI37の始点(0, 0)が(-1, 3)へ移動した場合、ROI37の表示開始位置や演算開始位置を示すROI37の始点(0, 0)は、制御用ソフト側、及び実際に信号処理を行うハード側に共通のパラメータとして演算に使用され、表示部10に表示を行う際にも始点(0, 0)を基準にしてROI37が表示される。すなわち、図8Aに示すように、ROI37の始点が(0, 0)から(-1, 3)へ移動したことが算出された場合、図8Bに示すように、ROI37の始点を(-1, 3)へ移動させて表示する。

【0060】

以上の説明では、相関窓45を1個設定した場合について説明したが、相関窓45の個数を増やすことによって追従の精度を上げることが可能となる。例えば、相関窓45を2個とした場合、それぞれの相関窓45について微分値の和の比を算出し、互いの相関窓で微分値の和の比が最も1に近い個所を移動先として移動量を算出することにより、追従の精度を上げることが可能となる。

【0061】

また、例えば、探触子2に取り付けられた磁気センサ11により探触子2の移動量を直接計測し、これによって得られた移動量を座標演算部18の移動量演算部35に入力して、この移動量演算部35においてROI37の移動量を算出してもよい。また、移動量演算部35は、移動量が設定された閾値を越えた旨を表す情報を、切換え加算部9を介して表示部10に出力して、図8Bの画像上に表示する構成とすることができる。また、図8Bにおいて、符号37は画像表示領域を表し、符号38はカラーバーを表している。

【0062】

以上説明した本実施例2の超音波診断装置1によれば、実施例1の効果に加えて、フリーズ指令の入力後に探触子2が移動したことによって断層画像が移動しても、断層画像に追従してカラー弾性画像の位置を補正して表示することができるので、生体組織への加圧及び減圧を止めて穿刺を行う際に、穿刺箇所の特定制を確実に行うことが可能となる。

(実施例3)

ここで、前立腺癌の組織を採取する穿刺針操作の支援に好適な本発明の実施形態について図を用いて説明する。上記の実施例1、2では、操作者が弾性画像に基づいて穿刺対象の病変部115を特定し、これに基づいて穿刺針105の進入方向及び位置を調整する例について説明した。本実施例3では、さらに穿刺針105の進入操作を支援するため、穿刺針105を治具等に沿ってそのまま進出させたとき、穿刺針105が病変部115のどの位置に達するかを示すガイド表示を生成して、断層画像又は弾性画像上に表示すること

を特徴とする。すなわち、本実施例は、図9に示すように、図1の座標演算部18と並列に侵襲デバイス位置演算部19を設けたこと、及び探触子2に経直腸型の複合探触子を用いたことを特徴とする。その他は、実施例1と同一であることから、説明を省略する。

【0063】

図10に、本実施例を適用して行う前立腺112の超音波診断の様子を示す。図示のように、探触子2は、体腔内に挿入して用いる経直腸型の探触子であり、被検体の体腔内に挿入可能な円筒状の基体部101と、複数の超音波振動子を基体部101の先端の周方向に配列してなる横断面用探触子102と、複数の超音波振動子を基体部101に軸方向に配列してなる縦断面用探触子103と備えた複合型探触子である。本実施形態では、横断面用探触子102は複数の超音波振動子が超音波走査面（断層面）の方向に沿って配列され、縦断面用探触子103は複数の超音波振動子が横断面用探触子102の断層面に直交する方向に配列されている。

10

【0064】

また、本実施例の複合型の探触子2には、図10に示すように、穿刺針105が装着される治具106が取り付けられている。治具106は、穿刺針105を横断面用探触子102の超音波射出面に対して直交する方向に進退可能に支持している。そして、穿刺針105の後端部に設けられたディスペンサ107を操作して、穿刺針105を被検体内に侵入させることができるようになっている。

【0065】

本実施例の複合型の探触子2の横断面用探触子102と縦断面用探触子103には、送信部3から交互に送波信号が印加されるようになっている。そして、横断面用探触子102と縦断面用探触子103により受信された反射エコー信号は、交互に受信部4と整相加算部6に入力され、それぞれRF信号フレームデータが生成されて断層画像構成部7と弾性画像構成部8に出力される。

20

【0066】

断層画像構成部7は、横断面用探触子102により受信されたRF信号フレームデータに基づいて横断層画像を再構成し、縦断面用探触子103により受信されたRF信号フレームデータに基づいて縦横断層画像を再構成して、切換え加算部9を介して表示部10に表示させるようになっている。この表示画像の一例を、図11に示す。

【0067】

弾性画像構成部8は、例えば、縦断面側を選択して変位を算出する際には、変位量算出部14は図12に示すように、1フレームデータ間引いた状態のRF信号フレームデータ、すなわち、例えばn番目のRF信号フレームデータとn+2番目のRF信号フレームデータを選択して、縦__B像nフレームと縦__B像n+1フレームとの間で変位を算出する縦__歪みnフレームデータを生成する。また、横断面を選択して変位を算出する場合は、変位量算出部14は図12に示すように、例えば、n+1番目のRF信号フレームデータとn+3番目のRF信号フレームデータを選択して、横__B像nフレームと横__B像n+1フレームとの間で変位を算出する横__歪みフレームデータを生成する。

30

【0068】

歪／弾性率算出部15は、変位量算出部14により求められた縦又は横の歪みフレームデータに基づいて、実施例1と同様に、歪み又は弾性率を求めることができるが、本実施例の場合は、横の歪みフレームデータに基づいて、横断層画像に対応する歪みを求めるようになっている。これにより求めた横断層画像に対応する歪みデータに基づいて、歪／弾性率解析部16とカラースキャンコンバータ部17を介して、横断層画像に対応したカラー弾性画像が生成されて、切換え加算部9に出力されるようになっている。

40

【0069】

これにより、表示部10には、図11に示したように、画面の左半分に前立腺の横断層画像111と、画面の右半分に前立腺の縦断層画像113が表示される。横断層画像111に対して、点線で示した扇型の関心領域（ROI）にカラー弾性画像110が重ねて表示される。符号114は、弾性の大きさと画像の色相との関係を示すカラーバーである。

50

【0070】

一方、侵襲デバイス位置演算部19は、探触子2と穿刺針105の相対位置関係に基づいて、穿刺針105の進出方向及び位置を求める。また、白黒信号処理部12から取り込んだ断層画像データに基づいて、穿刺針105を侵入させたときに断層画像上の先端が通る位置を推定する。そして、推定された穿刺針105の先端が通る位置を断層画像又は弾性画像上に表示するガイド表示を生成して、切換え加算部9に出力するように構成されている。

【0071】

つまり、穿刺針105が進退する位置は探触子2に対して相対的な位置関係が固定され、探触子2と断層画像の座標は相対的に固定されている。そこで、侵襲デバイス位置演算部19は、穿刺針105を被検体に侵入させたときに、表示されている断層画像のどの座標位置を通過するかを演算により求めることができる。そして、穿刺針105の通過位置を横断層画像上に表示するため、穿刺針105の通過位置を示す例えば図13に示すような白抜きの×印等のガイド表示118を生成して切換え加算部9に出力し、ガイド表示118を画像に重ねて表示部10に表示する。

【0072】

同様に、穿刺針105の通過位置を横断層画像上と縦断層画像上に表示するため、穿刺針105の通過位置を示す例えば図11に示す点線のガイド表示120-1と120-2を生成して画像に重ねて表示することができる。なお、図11において、ガイド表示120-1、120-2を3つ表示しているが、実際には、角度 θ に応じたいずれか1つが表示される。

【0073】

また、縦断面用超音波探触子103により穿刺針105を撮像して、縦断層画像上に穿刺針105を表示できる。その結果、操作者は穿刺針105の侵入位置を画像で直接観察しながら、穿刺針105を操作して、所望の病変部の組織細胞を採取することができる。

【0074】

このように構成される実施例により、前立腺癌の組織を採取する穿刺針操作の支援の手順を説明する。図10において、穿刺針105を治具106から引き抜いた状態で探触子2を直腸内に挿入し、探触子2を用いて前立腺に圧迫力を加える。そして、前立腺に加える圧迫力を加減しながら、探触子2から時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信し、これに対応するRF信号に基づいて横断層画像と縦断層画像を構成して表示部10に表示する。また、横断層画像に対応したカラー弾性画像を生成して、表示部10に表示される横断層画像に重ねて表示する。このとき表示部10に表示される画像の一例を図11、図14に示す。図示のように、カラー弾性画像110が横断層画像111に重ねて表示される。そして、組織が硬化している病変部115が、例えば青(B)色で表示されることから、癌化していると疑われる病変部115を画像上で容易に識別できる。また、穿刺針105のガイド表示120-1が横断層画像111に、ガイド表示120-2が縦断層画像113に重ねて表示されるから、ガイド表示120-1、120-2を病変部115の位置に合わせるように探触子2の位置を調整する。これにより、穿刺針105を確実に病変部115に穿刺して細胞を採取する準備ができる。

【0075】

次いで、穿刺針105の穿刺操作を開始するために、操作卓43からフリーズ指令を入力して、探触子2による被検体の圧迫操作を停止する。これにより、フリーズされたカラー弾性画像110が表示部10に表示される。そして、カラー弾性画像110で確認した病変部115に向けて穿刺針105を被検体に侵入させ、病変部115の細胞を採取して穿刺針105を引き抜く。

【0076】

すなわち、穿刺針105を穿刺操作する際には、被検体を圧迫しなくてもリアルタイムで表示される白黒の断層画像に、最新のフリーズ弾性画像110が重ねて表示される。特に、穿刺針105のガイド表示120-1が横断層画像111に重ねて表示され、またガ

イド表示 120-2 が縦断層画像 113 に重ねて表示されるから、穿刺対象の病変部 115 にガイド表示 120-1, 120-2 が位置していることを画像上で確認しながら、穿刺操作をすることができる。その結果、穿刺針 105 を特定の病変部 115 に穿刺する操作を支援することができ、穿刺確率を向上させることができる。

【0077】

図 15 ~ 図 17 に、本実施例を適用して得られる表示画像の他の具体例を示す。図 15 は、横断面用探触子 102 により得られる横断層画像 111 を画面の左側半分に表示し、画面の右側半分に横断層画像 111 に対応する閾値処理されたカラー弾性画像 110 を横断層画像 111 に重ねて表示する例である。同様に、縦断面用探触子 103 により得られる縦断層画像を左側に表示し、右側に縦断層画像に対応する閾値処理されたカラー弾性画像を縦断層画像に重ねて表示することができる。

10

【0078】

ここで、図 15 の病変部 115 の表示態様に代えて、図 16 に示すように、病変部 115 の輪郭を表示することができ、或いは、病変部 115 に×印等のマークを表示することができる。図 17 は、図 15 の病変部 115 を閾値処理されたカラー弾性画像で表示することに代えて、閾値処理されていない弾性の大きさを相対的にカラー表示させたカラー弾性画像 110 を表示する例である。

【0079】

本実施例では、フリーズ指令及びフリーズ解除指令を操作者が操作卓 43 から入力するものとして説明したが、これに代えて、穿刺針 105 を支持する治具 106 に穿刺針 105 の進退位置を検知する進退検知センサを設け、この進退検知センサにより穿刺針 105 の進出開始を検出した進出信号を用いることができる。同様に、フリーズ解除指令として、進退検知センサから出力される穿刺針 105 の退避が完了した退出信号を用いることができる。

20

(実施例 4)

実施例 1 ~ 3 において、操作卓 43 から入力するフリーズ指令は、操作者が操作卓 43 を操作して入力する例と、穿刺針 105 を支持する治具 106 に設けた進退検知センサの検知信号を操作卓 43 に入力する例を説明した。しかし、本発明は、これに限らず、次に説明するように、探触子 2 の動きに基づいてフリーズ指令を操作卓 43 に入力するように構成することができる。

30

【0080】

すなわち、図 1 に示したように、探触子 2 には、被検体の周囲に形成された 3 次元磁場と協働して探触子 2 の位置及び姿勢を検出する磁気センサ 11 が備えられている。その磁気センサ 11 の検出信号に基づいて探触子 2 の移動を検知する探触子移動検出部を、例えば、座標位置演算部 18 に設ける。そして、探触子移動検出部は、検出した探触子 2 の移動量が予め設定されている閾値以下となった場合に、穿刺操作開始の可能性がある判断し、弾性画像のフリーズ指令を操作卓 43 に入力するように構成する。

【0081】

つまり、本実施例は、操作者が穿刺を開始しようとして探触子 2 を固定すると、自動的に弾性画像がフリーズされることから、穿刺作業における操作を便利にできる。

40

(実施例 5)

実施例 4 では、探触子 2 の移動量により操作者の穿刺開始を判断した。しかし、操作者が穿刺操作を開始しようとするときは、探触子 2 による被検体への圧力の印加を停止するのが一般である。

【0082】

そこで、探触子 2 により被検体に印加される圧力を検出し、検出圧力が予め設定された閾値以下の状態のときに、穿刺操作開始の可能性がある判断して、弾性画像のフリーズ指令を操作卓 43 に入力するように構成することができる。

【0083】

具体的には、探触子 2 に被検体に印加される圧力を検出する圧力センサ 20 を備えて構

50

成する。また、歪み／弾性率算出部 15 に、圧力センサ 20 からの入力される圧力信号に基づいて、被検体に印加される圧力を計測する圧力計測部を設ける。そして、圧力計測部において計測した圧力の時間変化を監視し、計測圧力の時間変化が設定された閾値以下となった場合、その状態を表す信号をフリーズ指令として操作卓 43 に入力するように構成する。

【0084】

本実施例によれば、操作者が穿刺を開始しようとして探触子 2 による圧迫操作を停止すると、自動的に弾性画像がフリーズされることから、穿刺作業における操作を便利にできる。

(実施例 6)

10

実施例 4、5 のように、弾性画像のフリーズ指令として、探触子 2 の移動量又は被検体に印加される圧力が閾値以下となった状態を表す信号を用いる場合、表示部 10 には、図 6 又は図 13 に示すように、弾性画像が取得される被検体の部位を表すボディーマーク 119 と、そのボディーマーク 119 上で探触子 2 の配置位置を表すプローブマーク 120 とを表示する構成とすることができる。そして、カラースキャンコンバータ部 17 のフリーズ制御部は、ボディーマークの種類とプローブマークの配置位置に応じて、探触子 2 の移動量又は被検体に印加される圧力に係る閾値を制御する構成とすることができる。

【0085】

すなわち、被検体の組織の弾性特性は撮像部位に応じて異なることから、関心部位に合わせて上記の閾値を変えることがこのましい。例えば、全体的に柔らかい部位の場合は、20 圧力を深部組織まで伝達させるために大きな圧力が必要なので、閾値を上げることが好ましく、硬い組織の場合は、僅かな圧力でも深部組織まで圧力を伝達させることができるので、閾値を下げるのが好ましい。

【0086】

同様に、被検体の年齢、性別等に応じて、組織の弾性特性が異なる。そこで、患者情報の上方を操作卓 43 から入力し、その入力された患者情報に合わせて上記閾値を変えることが好ましい。例えば、女性の場合は、組織が柔らかいので閾値を上げることが好ましく、男性の場合は組織が硬いので、閾値を下げるのが好ましい。なお、上記の閾値の制御は、それぞれ単独で、または適宜組み合わせることができる。

(実施例 7)

30

実施例 1 等では、フリーズ指令が入力されたとき弾性画像をフリーズ表示させることを例として説明したが、本発明はこれに限られるものではない。すなわち、弾性画像構成部 8 のカラースキャンコンバータ 17 のフレームメモリ 29 に、時系列の弾性画像の内の複数の弾性画像を記憶するように構成する。そして、カラースキャンコンバータ 17 は、フレームメモリ 29 に記憶された複数の弾性画像の内の任意の少なくとも一つを切換え加算部 9 に出力して表示部 10 に表示させるようにすることができる。

【0087】

表示部 10 に時相が異なる複数の弾性画像を表示させ、表示された少なくとも一つの弾性画像から所望の弾性画像を選択する入力手段を操作卓 43 に設ける。そして、カラースキャンコンバータ 17 のフリーズ制御部は、選択された所望の弾性画像をフリーズ弾性画像として切換え加算部 9 に出力する構成とすることができる。 40

(実施例 8)

上記の各実施例においては、弾性画像をフリーズする例を示したが、本発明は重ね合わせ画像のうちの断層画像をフリーズさせて、弾性画像を時系列表示させることができる。すなわち、操作卓 43 に、断層画像の時系列表示をフリーズさせる断層画像フリーズ指令を入力可能にする。この場合、白黒スキャンコンバータ 13 に、カラースキャンコンバータ 17 のフリーズ制御部と同様のフリーズ制御部を設ける。断層画像のフリーズ制御部は、入力される断層画像フリーズ指令に基づいて、時系列の断層画像からフリーズ断層画像を選択して、切換え加算部 9 に出力する。これにより、切換え加算部 9 は、フリーズ断層画像と時系列の弾性画像との重ね合わせ画像を時系列に生成して、表示部 10 に表示させ 50

る。

【0088】

本実施例によれば、血管などの動きを伴う生体組織を関心部位として診断する場合に関心部位の弾性画像を取得できる。このような場合、血管などの関心部位の弾性画像の変化を観察することが要請される一方、参照画像として断層画像を重ねて表示することが行われる。

【0089】

しかし、それらの画像を対比観察する場合、両画像共に組織の動きに応じて変化することから、断層画像が弾性画像の変化を観察する妨げになる場合がある。

【0090】

10

この点、本実施例によれば、血管等の動きを伴う生体組織を関心部位として診断する場合に、操作卓43から断層画像のフリーズ指令を入力することにより、フリーズされた断層画像によって関心部位の位置とその組織構造を表示し、時系列で変化する弾性画像で関心領域の弾性を観察できるので、適切な診断に寄与することができる。例えば、血管は血液の脈動の様に自身で周期的収縮を繰り返す組織の弾性画像を取得する際は、フリーズ断層画像が血管の構造及び位置を示す参照画像としての役割を果たすことになる。また、特開2004-141505に開示された技術を用いれば、断層画像をフリーズすることによって弾性画像のフレームレートを向上させることができる。

(実施例9)

20

上述した本発明の超音波診断装置によれば、以下の超音波画像表示方法を実施することができる。すなわち、(a)被検体に圧力を印加するステップと、(b)前記被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信し、該超音波の繰り返し送信に対応する時系列の反射エコー信号を受信するステップと、(c)前記反射エコー信号に基づいて、前記被検体の断層画像を生成するステップと、(d)前記反射エコー信号に基づいて、前記圧力に起因する前記被検体の生体組織の変位を求め、該求めた変位に基づいて前記生体組織の各部の弾性を表す弾性画像を生成するステップと、(e)前記断層画像と前記弾性画像との重ね合わせ画像を生成するステップと、(f)前記重ね合わせ画像を表示するステップと、(g)前記(a)～(f)を繰り返して、前記重ね合わせ画像を時系列表示するステップと、(h)前記断層画像と前記弾性画像のいずれか一方の時系列表示をフリーズするためのフリーズ指令を入力するステップと、(i)前記フリーズ指令に基づいてフリーズ画像を選択するステップと、(j)前記フリーズ画像と時系列表示される方の画像との前記重ね合わせ画像を時系列に生成して表示するステップとを含んでなる超音波画像表示方法。

30

【0091】

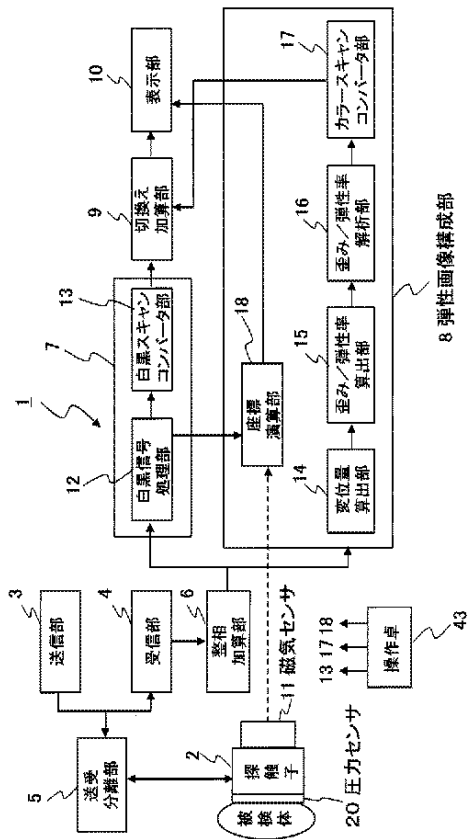
この場合において、前記ステップ(h)では、前記弾性画像の時系列表示をフリーズするための弾性画像フリーズ指令が入力され、前記ステップ(i)では、前記弾性画像フリーズ指令に基づいて、複数の生成された前記弾性画像の一つをフリーズ弾性画像として選択され、前記ステップ(j)では、前記フリーズ弾性画像と時系列表示される断層画像の各々との前記重ね合わせ画像が時系列に生成されて表示されるようにすることができる。

【0092】

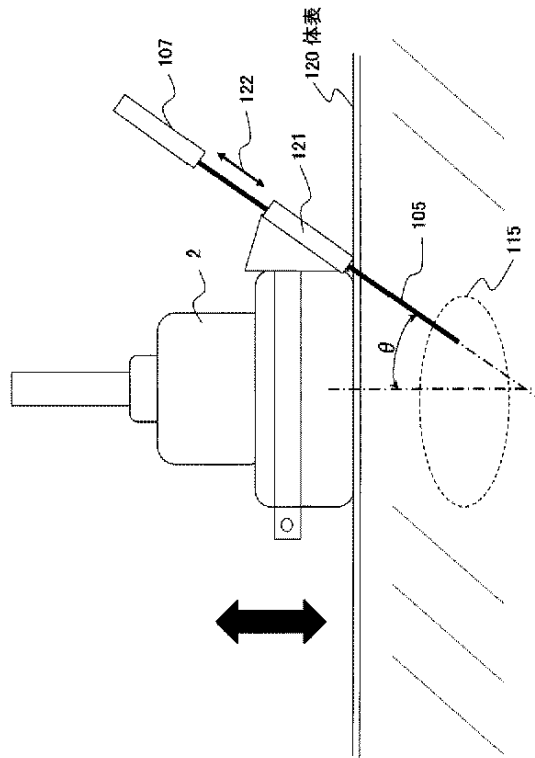
40

また、前記ステップ(h)では、前記断層画像の時系列表示をフリーズするための断層画像フリーズ指令が入力され、前記ステップ(i)では、前記断層画像フリーズ指令に基づいて、複数の生成された前記断層画像の一つをフリーズ弾性画像として選択され、前記ステップ(j)では、前記フリーズ断層画像と時系列表示される弾性画像の各々との前記重ね合わせ画像が時系列に生成されて表示されるようにすることができる。

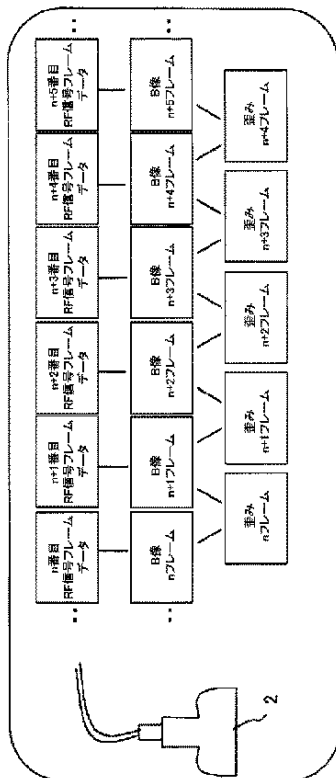
【図 1】



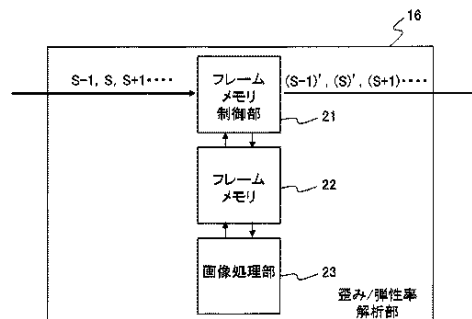
【図 2】



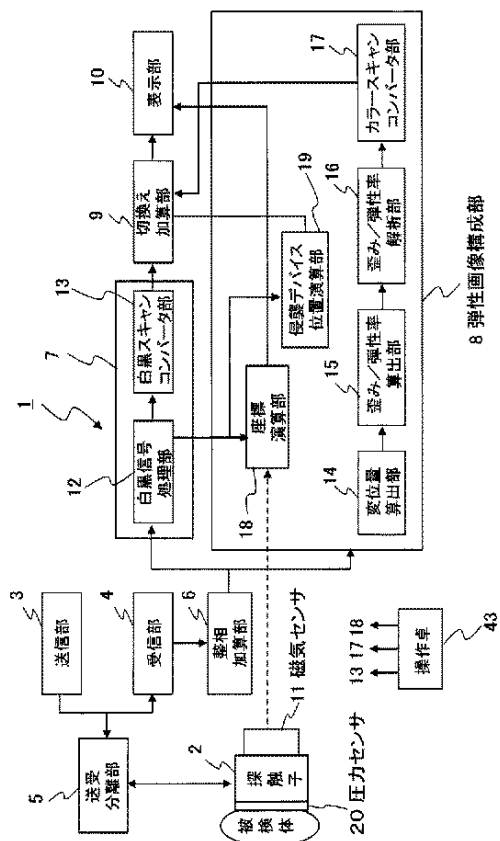
【図 3】



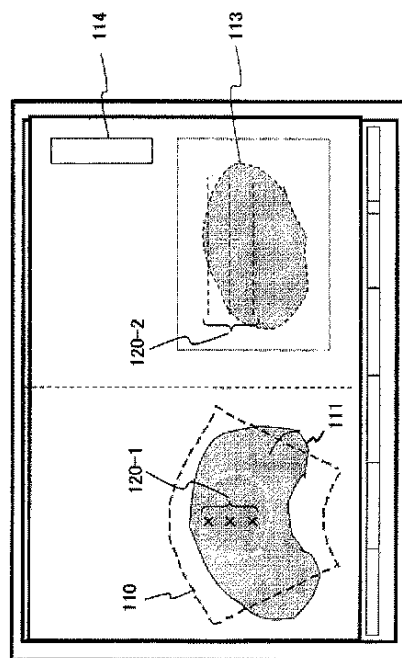
【図 4】



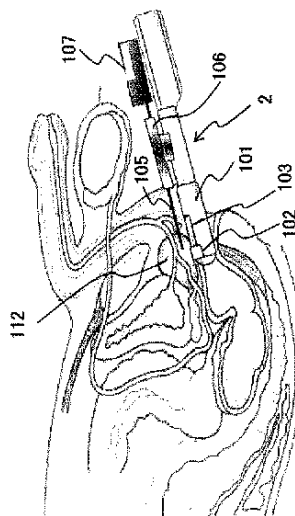
【图 9】



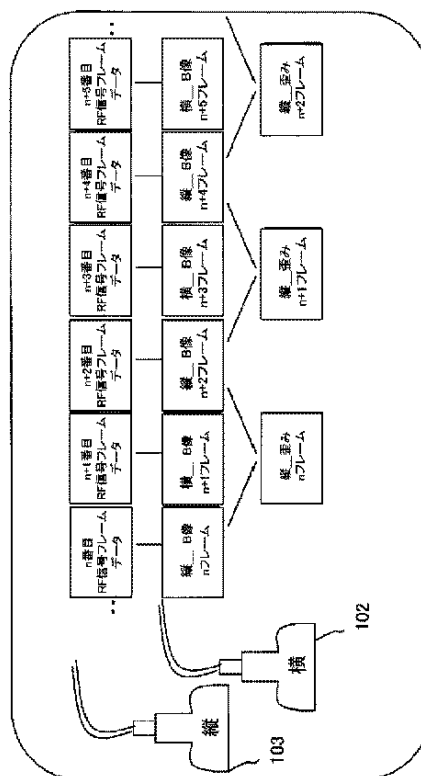
【图 1 1】



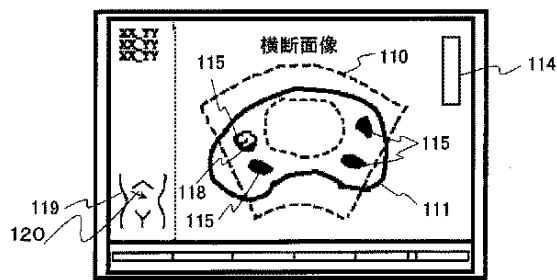
【图 10】



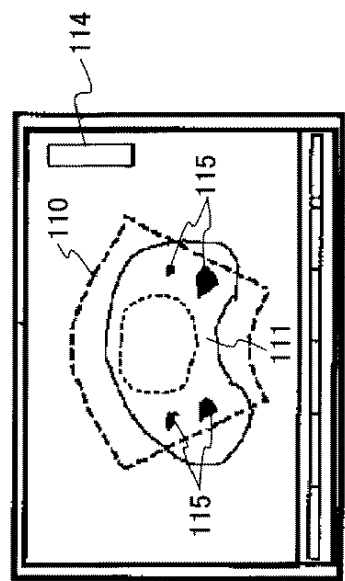
【图 12】



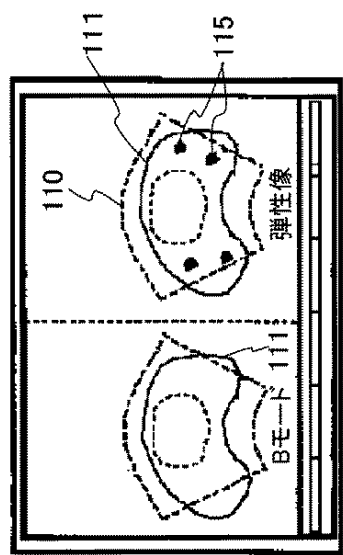
【図 1 3】



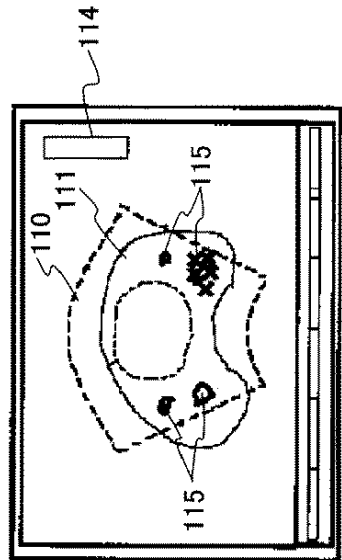
【図 1 4】



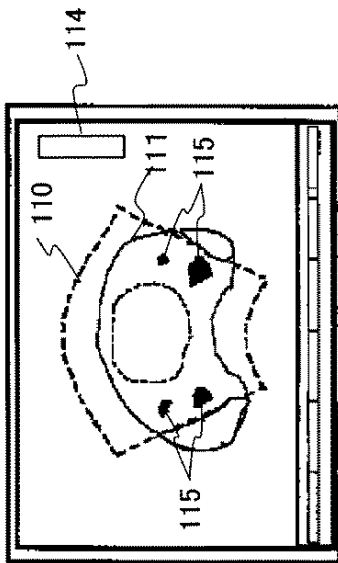
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 17】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2005/021112
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08 (2006.01)		
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) A61B8/10-8/15		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006		
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 2004-135934 A (Hitachi Medical Corp.), 13 May, 2004 (13.05.04), Full text; all drawings (Family: none)	1-16
A	JP 2000-60853 A (Hitachi Medical Corp.), 29 February, 2000 (29.02.00), Full text; all drawings (Family: none)	1-16
A	JP 2000-60857 A (Hitachi, Ltd., Hitachi Medical Corp.), 29 February, 2000 (29.02.00), Full text; all drawings (Family: none)	1-16
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "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) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "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 "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 "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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 01 February, 2006 (01.02.06)		Date of mailing of the international search report 14 February, 2006 (14.02.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/021112

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 63-230155 A (Hitachi Medical Corp.), 26 September, 1988 (26.09.88), Full text; all drawings (Family: none)	1-16
A	JP 1-139044 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 31 May, 1989 (31.05.89), Full text; all drawings (Family: none)	1-16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/021112

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 17-19

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

The inventions as set forth in the above claims are deemed to be concerned with diagnostic methods to be practiced on the human body. Consequently, the inventions as set forth in the above claims relate to a subject matter which this International Searching Authority (continued to extra sheet)

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest
the

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee..
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/021112

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet (2)

is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2005/021112	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08 (2006.01)			
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.Cl. A61B8/10-8/15			
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 1971-2006年 日本国実用新案登録公報 1996-2006年 日本国登録実用新案公報 1994-2006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 2004-135934 A (株式会社日立製作所) 2004. 05. 13 全文、全図 (ファミリーなし)	1-16	
A	JP 2000-60853 A (株式会社日立製作所) 2000. 02. 29 全文、全図 (ファミリーなし)	1-16	
A	JP 2000-60857 A (株式会社日立製作所、株式会社日立製作所) 2000. 02. 29 全文、全図 (ファミリーなし)	1-16	
<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 01. 02. 2006		国際調査報告の発送日 14. 02. 2006	
国際調査機関の名称及びびあて先 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) 後藤 順也	2Q 3101
		電話番号 03-3581-1101 内線	3292

様式PCT/ISA/210 (第2ページ) (2005年4月)

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2005/021112
C (続き) . 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 63-230155 A (株式会社日立製作所) 1988.09.26 全文、全図(ファミリーなし)	1-16
A	JP 1-139044 A (横河製作所) 1989.05.31 全文、全図(ファミリーなし)	1-16

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 5 / 0 2 1 1 2

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 17-19 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
つまり、
上記請求の範囲に記載される発明は、人体の診断方法であると認められる。したがって、
上記請求の範囲に記載される発明は、PCT17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求の範囲 は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付を伴う異議申立てがなかった。

様式PCT/ISA/210（第1ページの続表（2））（2005年4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, IS, IT, LT, LU, LV, 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, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB06 DD19 EE11 EE20 FE03 FE07 FF03 GA03 GA18
GA19 GA25 GB03 GC17 JB55 JC05 JC10 JC11 JC21 JC37
KK01 KK02 KK12 KK15 KK24 KK31 KK32 KK43 KK44 LL03
LL04

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)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)	超音波診断装置及び超音波画像表示方法		
公开(公告)号	JPWO2006054635A1	公开(公告)日	2008-05-29
申请号	JP2006545124	申请日	2005-11-17
[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	大坂卓司 松村剛		
发明人	大坂 卓司 松村 剛		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12 A61B10/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/12 A61B8/463		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/12 A61B10/00.T		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD19 4C601/EE11 4C601/EE20 4C601/FE03 4C601/FE07 4C601/FF03 4C601/GA03 4C601/GA18 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/GB03 4C601/GC17 4C601/JB55 4C601/JC05 4C601/JC10 4C601/JC11 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK01 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK32 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL03 4C601/LL04		
优先权	2004333152 2004-11-17 JP		
其他公开文献	JP5113387B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断设备包括：单元7，用于基于由超声探头2接收的反射回波信号在时间序列上形成断层图像；单元8，用于基于反射回波信号获得身体组织中的部分的弹性并按照时间序列形成弹性图像；单元9，用于通过在弹性图像上叠加断层图像而按时间序列形成叠加图像；单元43，用于输入用于控制叠加图像形成的指令；以及单元10，用于显示叠加图像。超声波诊断装置还包括：冻结控制部分（7,8），用于输出作为冻结图像的图像作为冻结指令，冻结指令用于冻结断层图像或弹性图像中的任何一个的时间序列上的显示操作输入到输入单元到叠加图像形成单元。

【図1】

