

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5848793号
(P5848793)

(45) 発行日 平成28年1月27日(2016.1.27)

(24) 登録日 平成27年12月4日(2015.12.4)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 14 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2014-56476 (P2014-56476) (22) 出願日 平成26年3月19日(2014.3.19) (65) 公開番号 特開2015-177883 (P2015-177883A) (43) 公開日 平成27年10月8日(2015.10.8) 審査請求日 平成27年3月3日(2015.3.3)</p>	<p>(73) 特許権者 390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 (74) 代理人 110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所 (72) 発明者 脇 康治 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内 審査官 宮川 哲伸</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送受するプローブと、
 前記プローブを利用して被検体内の断面から得られる受信データに基づいて、被検体内における組織の変位情報を得る変位計測部と、
 前記変位情報に基づいて被検体内における組織の弾性に係る診断情報を得る組織診断部と、
 前記プローブを利用して被検体内の断面から得られる複数のフレームデータのうち、互いに異なるフレームデータ同士の比較結果に基づいて、当該断面の安定度に係る安定指標を得る安定指標演算部と、
 前記安定指標に基づいて当該安定指標を視覚的に示した指標画像を形成する指標画像形成部と、
 を有し、
 複数時相に亘って各時相ごとに前記安定指標を算出し、当該安定指標に基づいて断面が安定した時相を確認し、断面が安定した時相において超音波のプッシュパルスとトラッキングパルスを送波してせん断波に伴う組織の変位を計測する、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、
 前記プローブから超音波のプッシュパルスを送波して被検体内にせん断波を発生させ、

前記プローブから超音波のトラッキングパルスを送波して被検体内における組織の変位情報を得る機能を備え、

前記変位計測部は、超音波のトラッキングパルスを利用して被検体内の断面から得られる受信データに基づいて、超音波のプッシュパルスにより発生するせん断波に伴う被検体内における組織の変位を計測し、

前記組織診断部は、計測された組織の変位に基づいて、前記診断情報として、被検体内におけるせん断波の速度を算出し、

前記安定指標演算部は、超音波を走査することにより被検体内の断面から得られる互いに異なるフレームデータ同士の比較結果に基づいて前記安定指標を得る、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

前記安定指標演算部は、被検体内の断面に対して設定された関心領域内における前記安定指標を算出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

超音波のプッシュパルスが送波されるビーム経路と超音波のトラッキングパルスが送波されるビーム経路のうちの少なくとも一方のビーム経路が含まれるように前記関心領域が設定される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 5】

請求項 3 または 4 に記載の超音波診断装置において、

前記関心領域が複数の部分領域で構成され、

前記安定指標演算部は、前記関心領域内の各部分領域ごとに前記安定指標を算出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、

前記各部分領域ごとに算出される安定指標に基づいて、前記複数の部分領域の中から安定度の基準を満たす安定部分領域を選択し、当該安定部分領域内でせん断波に伴う組織の変位を計測する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 7】

請求項 3 または 4 に記載の超音波診断装置において、

前記安定指標演算部は、前記関心領域内の複数箇所において各箇所ごとに前記安定指標を算出し、複数箇所において算出される複数の安定指標に係る分布情報を得る、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記安定指標演算部は、前記安定指標として、互いに異なるフレームデータ間の変位ベクトルを算出し、

前記指標画像形成部は、前記安定指標として算出された変位ベクトルに基づいて変位の経時的な変化を示す指標画像を形成し、当該指標画像内に、変位が安定か否かを判別するための 2 次元的な閾値を表示する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 9】

請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記指標画像形成部は、前記指標画像として、複数時相に亘って各時相ごとに得られる前記安定指標を示したグラフを形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

50

【請求項 10】

請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記安定指標演算部は、前記安定指標として、互いに異なるフレームデータ間の相関値を算出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記安定指標演算部は、前記安定指標として、互いに異なるフレームデータ間の変位ベクトルを算出し、
被検体内の断面に係る超音波画像上に前記変位ベクトルが表示される、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 12】

請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記安定指標演算部は、前記安定指標として、互いに異なるフレームデータ間のひずみ又は弾性の値を算出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

請求項 1 から 12 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
被検体内の断面に係る断層画像と、被検体の断面内における弾性情報を視覚的に示した弾性画像と、前記安定指標を視覚的に示した指標画像と、を同時に表示する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 14】

請求項 1 から 12 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
被検体内の断面に係る断層画像に、前記安定指標を視覚的に示した指標画像を加えた表示モードと、
被検体内の断面に係る断層画像と被検体の断面内における弾性情報を視覚的に示した弾性画像に、前記安定指標を視覚的に示した指標画像を加えた表示モードと、
を含む互いに異なる複数の表示モードにより、同じ安定指標を表示する機能を備える、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】**【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、組織の弾性に係る診断情報を得る技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置において、組織の弾性に係る診断情報を得る技術が知られている。例えば、被検体の体表から被検体内の組織を圧迫し、その圧迫により生じる組織のひずみを超音波で計測することにより、組織の弾性に係る診断情報を得るエラストグラフィが知られている。

40

【0003】

また、特許文献 1 には、超音波のプッシュパルスにより被検体内に生じるせん断波（シェアウェイブ「ShearWave」）の伝播速度を計測し、その伝播速度から組織の弾性に係る診断情報を得る技術が記載されている。

【0004】

さらに、特許文献 2 に記載される A R F I (Acoustic Radiation Force Imaging) や、非特許文献 1 に記載される S S I (Supersonic Shear Imaging) などの技術も知られている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0005】**

50

【特許文献1】特開2012-100997号公報

【特許文献2】米国特許第6764448号明細書

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】M.Tanter他、Ultrasound in Med.&Biol.、Vol.34、No.9、pp.1373-1386、2008.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

組織のひずみを計測するエラストグラフィは、肝臓などのように手で圧迫することが難しい部位においては、計測精度を向上することが難しい。そのため、例えば肝臓などから弾性に係る診断情報を得るための計測として、シェアウェイブを利用した計測に期待が寄せられている。ところが、シェアウェイブを利用した計測は、被検体の体動（呼吸など）やプローブの姿勢の不安定さ（位置や角度のずれ）に伴う断面ずれに大きな影響を受けてしまい、安定した診断情報を得ることが容易ではない。

10

【0008】

こうした背景技術に鑑み、本願の発明者は、超音波診断装置により組織の弾性に係る診断情報を得る技術について研究開発を重ねてきた。

【0009】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波診断装置において組織の弾性に係る診断情報を得る改良技術を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、前記プローブを利用して被検体内の断面から得られる受信データに基づいて、被検体内における組織の変位情報を得る変位計測部と、前記変位情報に基づいて被検体内における組織の弾性に係る診断情報を得る組織診断部と、前記プローブを利用して被検体内の断面から得られる複数のフレームデータのうち、互いに異なるフレームデータ同士の比較結果に基づいて、当該断面の安定度に係る安定指標を得る安定指標演算部と、前記安定指標に基づいて当該安定指標を視覚的に示した指標画像を形成する指標画像形成部と、を有することを特徴とする。

30

【0011】

一般に、超音波に係るデータが得られる断面は、被検体の体動（呼吸など）やプローブの姿勢の不安定さ（位置や角度のずれ）などの影響により、被検体内の一定の位置に固定しておくことが難しく、ずれてしまう可能性がある。つまり断面の位置や向きがずれてしまう可能性がある。

【0012】

上記装置において、断面の安定度に係る安定指標とは、断面の位置や向き等のずれ具合に応じた指標であり、例えば、ずれ具合が大きいほど安定度が低く（小さく）、ずれ具合が小さいほど安定度が高い（大きい）ことを示す安定指標が望ましい。具体的には、例えば、互いに異なるフレームデータ間の相関値や変位ベクトル等を安定指標とすることができる。もちろん、安定指標はこれらの具体例に限定されない。

40

【0013】

上記装置によれば、断面の安定指標を視覚的に示した指標画像が形成されるため、例えば、医師等のユーザが指標画像を見て断面の安定度を確認し、断面が安定している状態で組織の弾性に係る診断情報を得ることにより、比較的容易に安定した診断情報を得ることが可能になる。

【0014】

望ましい具体例において、前記プローブから超音波のプッシュパルスを送波して被検体内にせん断波を発生させ、前記プローブから超音波のトラッキングパルスを送波して被検

50

体内における組織の変位情報を得る機能を備え、前記変位計測部は、超音波のトラッキングパルスを利用して被検体内の断面から得られる受信データに基づいて、超音波のプッシュパルスにより発生するせん断波に伴う被検体内における組織の変位を計測し、前記組織診断部は、計測された組織の変位に基づいて、前記診断情報として、被検体内におけるせん断波の速度を算出し、前記安定指標演算部は、超音波を走査することにより被検体内の断面から得られる互いに異なるフレームデータ同士の比較結果に基づいて前記安定指標を得る、ことを特徴とする。

【0015】

望ましい具体例において、前記安定指標演算部は、被検体内の断面に対して設定された関心領域内における前記安定指標を算出する、ことを特徴とする。

10

【0016】

望ましい具体例において、超音波のプッシュパルスが送波されるビーム経路と超音波のトラッキングパルスが送波されるビーム経路のうち少なくとも一方のビーム経路が含まれるように前記関心領域が設定される、ことを特徴とする。

【0017】

望ましい具体例において、前記関心領域が複数の部分領域で構成され、前記安定指標演算部は、前記関心領域内の各部分領域ごとに前記安定指標を算出することを特徴とする。

【0018】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記各部分領域ごとに算出される安定指標に基づいて、前記複数の部分領域の中から安定度の基準を満たす安定部分領域を選択し、当該安定部分領域内でせん断波に伴う組織の変位を計測する、ことを特徴とする。

20

【0019】

望ましい具体例において、前記安定指標演算部は、前記関心領域内の複数箇所において各箇所ごとに前記安定指標を算出し、複数箇所において算出される複数の安定指標に係る分布情報を得る、ことを特徴とする。

【0020】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、複数時相に亘って各時相ごとに前記安定指標を算出し、当該安定指標に基づいて断面が安定した時相を確認し、断面が安定した時相において超音波のプッシュパルスとトラッキングパルスを送波してせん断波に伴う組織の変位を計測する、ことを特徴とする。

30

【0021】

望ましい具体例において、前記指標画像形成部は、前記指標画像として、複数時相に亘って各時相ごとに得られる前記安定指標を示したグラフを形成する、ことを特徴とする。

【0022】

望ましい具体例において、前記安定指標演算部は、前記安定指標として、互いに異なるフレームデータ間の相関値を算出する、ことを特徴とする。

【0023】

望ましい具体例において、前記安定指標演算部は、前記安定指標として、互いに異なるフレームデータ間の変位ベクトルを算出し、被検体内の断面に係る超音波画像上に前記変位ベクトルが表示される、ことを特徴とする。

40

【0024】

望ましい具体例において、前記安定指標演算部は、前記安定指標として、互いに異なるフレームデータ間のひずみ又は弾性の値を算出する、ことを特徴とする。

【0025】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、被検体内の断面に係る断層画像と、被検体の断面内における弾性情報を視覚的に示した弾性画像と、前記安定指標を視覚的に示した指標画像と、を同時に表示する、ことを特徴とする。

【0026】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、被検体内の断面に係る断層画像に、前記安定指標を視覚的に示した指標画像を加えた表示モードと、被検体内の断面に係る断

50

層画像と被検体の断面内における弾性情報を視覚的に示した弾性画像に、前記安定指標を視覚的に示した指標画像を加えた表示モードと、を含む互いに異なる複数の表示モードにより、同じ安定指標を表示する機能を備える、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0027】

本発明により、超音波診断装置において組織の弾性に係る診断情報を得る改良技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、断面の安定指標を視覚的に示した指標画像が形成されるため、医師等のユーザが指標画像を見て断面の安定度を確認し、断面が安定している状態で組織の弾性に係る診断情報を得ることにより、比較的容易に安定した診断情報を得ることが可能になる。

10

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。

【図2】せん断波の発生と計測の具体例を説明するための図である。

【図3】断面の安定指標と指標画像の具体例を示す図である。

【図4】断面の安定指標が得られる関心領域（ROI）の変形例を示す図である。

【図5】断面の安定指標に関する他の好適な具体例を説明するための図である。

【図6】せん断波速度計測の具体例を示すフローチャートである。

【図7】せん断波速度計測における送受信タイミングの具体例を示す図である。

【図8】断面の安定指標として変位ベクトルを利用した具体例を示す図である。

20

【図9】変位ベクトルに基づいた指標画像の具体例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。プローブ10は、例えば生体などの被検体に対して超音波を送受する超音波探触子である。プローブ10は、各々が超音波を送受または送波する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が送信部12により送信制御されて送信ビームが形成される。

【0030】

また、プローブ10が備える複数の振動素子が、被検体内から超音波を受波し、これにより得られた受波信号が受信部14へ出力され、受信部14が受波信号に基づいて受信ビームを形成し、受信ビームに沿って受信データ（例えばRF信号データ）が収集される。

30

【0031】

プローブ10は、被検体内の断面からフレームデータを得るための超音波（通常パルス）を送受する機能と、被検体内においてせん断波を発生させる超音波（プッシュパルス）を送波する機能と、せん断波を計測する超音波（トラッキングパルス）を送受する機能を備えている。

【0032】

フレームデータを得る場合、送信部12は、通常パルスの送信信号をプローブ10が備える複数の振動素子へ出力し、通常パルスの送信ビームを形成して送信ビームを走査するようにプローブ10を送信制御する。また、受信部14は、プローブ10が通常パルスの超音波を送受することにより複数の振動素子から得られる受波信号に対して、整相加算処理等を施すことにより、通常パルスの送信ビームに対応した受信ビームを形成し、受信ビームに沿って受信データ（例えばRF信号データ）を得る。通常パルスの超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）は、被検体の断面内において走査され、その断面内から収集される受信データによりフレームデータが形成される。こうして、複数時相に亘って各時相ごとに次々にフレームデータが得られる。

40

【0033】

せん断波を発生させる場合、送信部12は、プッシュパルスの送信信号をプローブ10が備える複数の振動素子へ出力し、プッシュパルスの送信ビームを形成するようにプローブ10を送信制御する。また、せん断波を計測する場合、送信部12は、トラッキングパ

50

ルスの送信信号をプローブ10が備える複数の振動素子へ出力し、トラッキングパルスの送信ビームを形成するようにプローブ10を送信制御する。そして、受信部14は、プローブ10がトラッキングパルスを送受することにより複数の振動素子から得られる受信信号に対して、整相加算処理等を施すことにより、トラッキングパルスの受信ビームを形成し、受信ビームに沿って受信データ(例えばRF信号データ)を得る。

【0034】

断層画像形成部20は、受信部14から得られる複数時相のフレームデータに基づいて超音波の断層画像データを形成する。断層画像形成部20は、受信データで構成されるフレームデータに対し、必要に応じて、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うことにより、断層画像データとして、例えば被検体内の断面におけるBモード画像の画像データを形成する。なお、断層画像形成部20は、複数時相(複数フレーム)の断層画像データを記憶するフレームメモリを備えていることが望ましい。

10

【0035】

データ選択部16は、受信部14から得られるデータ(受信データまたは受信データで構成されるフレームデータ)を記憶し、記憶されたデータ群から少なくとも2つ(一組)のデータを選択する。例えば、データ選択部16は、受信部14から時系列順に、すなわち画像のフレームレートに応じて順次生成される複数時相のフレームデータを次々に記憶し、記憶されたN時相目のフレームデータ(N)を第1のデータとして選択すると共に、時間的に過去に記憶されたフレームデータ群(N-1, N-2, N-3, ..., N-M)の中から1つのフレームデータ(X)を選択する。なお、N, M, Xは、フレームデータに付されたインデックス番号(フレーム番号)であり、自然数とする。データ選択部16は、複数時相に亘って各時相ごとに一組のデータを選択する。

20

【0036】

変位計測部30は、複数時相に亘って各時相ごとに選択される一組のデータ、つまり互いに異なる時相に対応した2つのデータ(受信データまたは受信データで構成されるフレームデータ)に基づいて、被検体内における組織の変位を計測する。

【0037】

具体例を説明すると、変位計測部30は、データ選択部16において選択されたフレームデータ(N)とフレームデータ(X)に対して、1次元または2次元の相関演算処理を行うことにより、フレームデータ内つまり断層画像内の各計測点ごとに、その計測点における組織の変位を示す変位ベクトル、すなわち変位の方向と大きさに関する1次元または2次元の変位ベクトルを導出し、これにより、断層画像内の複数の計測点における変位ベクトルの分布を得る。変位ベクトルを導出するにあたっては、例えば、ブロックマッチング法や位相勾配法などが利用される。

30

【0038】

ブロックマッチング法においては、フレームデータ内つまり断層画像内が、縦方向に数画素かつ横方向に数画素からなる各ブロックにより、複数のブロックに分けられ、各ブロックごとに、一方のフレームデータ内のブロックに最も類似するブロックが他方のフレームデータ内で探索される。これにより、フレームデータ内の各計測点(各ブロック)ごとに時相間における変位が算出され、例えば2次元の変位ベクトルが得られる。なお、複数のブロックの探索結果を参照して、予測符号化すなわち差分により標本値を決定する処理等を行って、各計測点の変位ベクトルを得るようにしてもよい。

40

【0039】

また、位相勾配法においては、フレームデータを構成する受信データから受信信号の波の位相情報を得て、時相間における位相情報の変化から受信信号の波の移動量を算出してフレームデータ内の各計測点の変位を導出することにより、例えば受信ビーム方向の1次元の又はフレームデータ内における二次元の変位ベクトルを得るようにしてもよい。

【0040】

組織診断部40は、変位情報に基づいて、つまり変位計測部30における変位の計測結果に基づいて、被検体内における組織の弾性に係る診断情報を得る。組織診断部40は、

50

弾性情報演算部 4 2 と弾性画像形成部 4 4 とせん断波速度演算部 4 6 で構成される。

【 0 0 4 1 】

弾性情報演算部 4 2 は、変位計測部 3 0 において計測された変位に基づいて、被検体内における組織の歪み又は弾性率を導出する。弾性情報演算部 4 2 は、例えば、互いに異なる時相に対応した 2 つのフレームデータ間で計測された各計測点における変位ベクトルに基づいて、複数の計測点について各計測点ごとに組織の歪みや弾性率を算出する。また、弾性情報演算部 4 2 は、複数時相に亘って各時相（各フレーム）ごとに、そのフレーム内の複数の計測点における組織の歪みや弾性率を算出する。

【 0 0 4 2 】

弾性情報演算部 4 2 において組織の歪みや弾性率を得る場合には、例えば、プローブ 1 0 が被検体に押し当てられ、被検体の体表から被検体内の組織が圧迫され、その圧迫による組織の変位が計測される。その際に、図示省略した圧力センサが、プローブ 1 0 の送受波面と被検体の体表との間の圧力を検出し、図示省略した応力計測部が、圧力センサにより検出された圧力に基づいて、被検体内部の各計測点における応力を計測する。

【 0 0 4 3 】

弾性情報演算部 4 2 は、応力計測部において計測される応力を参照して、各計測点における組織の弾性率を算出する。歪みのデータは、組織の移動量、例えば変位を空間微分することによって算出される。また、弾性率のデータは、応力の変化を歪みの変化で除することによって算出される。

【 0 0 4 4 】

例えば、フレームデータ内つまり断層画像内の位置 x について、変位計測部 3 0 により計測された変位を $L(x)$ 、応力計測部により計測された応力を $P(x)$ とすると、歪み $S(x)$ は、 $L(x)$ 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、例えば「 $S(x) = L(x) / x$ 」という式を用いて歪みを算出することができる。また弾性率データのヤング率 $Y_m(x)$ は「 $Y_m(x) = P(x) / S(x)$ 」という式によって導出することができる。例えば、このヤング率 Y_m から、フレームデータ内つまり断層画像内の各計測点に相当する組織の弾性率が得られる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じる歪みに対する比である。

【 0 0 4 5 】

弾性画像形成部 4 4 は、弾性情報演算部 4 2 から得られる組織の弾性に係る診断情報、つまり、フレームデータ内における各計測点の弾性情報（組織の歪みや弾性率）を示した弾性フレームデータに基づいて、被検体の断面内における弾性情報を視覚的に示すための弾性画像を形成する。弾性画像形成部 4 4 は、例えば、フレームメモリと画像処理機能とを備えており、弾性情報演算部 4 2 から複数の時相に亘って各時相ごとに得られる弾性フレームデータをフレームメモリに記憶し、記憶された弾性フレームデータに基づいて画像処理を行う。

【 0 0 4 6 】

例えば、弾性画像形成部 4 4 は、弾性フレームデータの各計測点に対して、その計測点における弾性情報に応じた色相情報を付与する機能を有しており、弾性フレームデータに基づいて、各計測点に対して光の 3 原色である赤（R）、緑（G）、青（B）を付した弾性画像データを形成する。弾性画像形成部 4 4 は、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。こうして、弾性画像形成部 4 4 は、複数時相に亘って各時相（各フレーム）ごとに弾性画像データを形成する。

【 0 0 4 7 】

表示画像形成部 6 0 は、フレームメモリと画像処理機能と画像選択機能を備えており、例えば、ブレンディングに代表されるような手法により、断層画像と弾性画像の合成画像、断層画像と時間ばらつき画像の合成画像等を形成する。表示画像形成部 6 0 は、断層画像形成部 2 0 から得られる断層画像データと、弾性画像形成部 4 4 から得られる弾性画像データを、フレームメモリに記憶する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 8 】

また、表示画像形成部 60 は、フレームメモリに記憶された断層画像データと弾性画像データとを、必要に応じて合成割合を変更するなどして合成して、合成画像を生成する機能を備えている。合成画像の各画素の輝度情報と色相情報は、それぞれ、合成される画像の各情報を合成割合で加算したものとなる。例えば、断層画像データの輝度情報と弾性画像データの色相情報を、合成割合に応じて重みづけ加算することにより、合成画像の輝度情報と色相情報が得られる。

【 0 0 4 9 】

さらに、表示画像形成部 60 は、フレームメモリ内の断層画像データと弾性画像データとこれらを合成した合成画像データのうちから表示画像を選択する。こうして選択された表示画像が表示部 62 に表示される。なお、表示画像形成部 60 は、制御部 80 による制御に応じて、例えば、操作部 70 を介してユーザから入力される画像表示条件等に基づいて、表示画像に対して表示処理を施す機能も備えている。

10

【 0 0 5 0 】

せん断波速度演算部 46 は、プローブ 10 から送波されるプッシュパルスにより被検体内に発生するせん断波の速度情報を導出する。せん断波の速度情報を得る場合、送信部 12 は、プッシュパルスの送信信号をプローブ 10 が備える複数の振動素子へ出力し、これにより、プッシュパルスの送信ビームが形成される。また、送信部 12 は、トラッキングパルスの送信信号をプローブ 10 が備える複数の振動素子へ出力し、これにより、トラッキングパルスの送信ビームが形成される。そして、受信部 14 は、トラッキングパルスの受信ビームを形成し、その受信ビームに沿って受信データを得る。受信部 14 において得られたトラッキングパルスの受信データは、データ選択部 16 を介して変位計測部 30 へ送られる。

20

【 0 0 5 1 】

図 2 は、せん断波の発生と計測の具体例を説明するための図である。図 2 には、プローブ 10 を利用して形成されるプッシュパルスの送信ビーム P と、トラッキングパルスの超音波ビーム T1, T2 の具体例が図示されている。

【 0 0 5 2 】

図 2 において、プッシュパルスの送信ビーム P は、X 軸方向の位置 p を通るように深さ Y 軸方向に沿って形成される。例えば、図 2 に示す X 軸上の位置 p を焦点としてプッシュパルスの送信ビーム P が形成される。位置 p は、例えば、表示部 62 に表示される被検体断面の断層画像を確認したユーザ（検査者）により、所望の位置に設定される。

30

【 0 0 5 3 】

位置 p を焦点としてプッシュパルスの送信ビーム P が形成されてプッシュパルスが送波されると、位置 p を起点として比較的強いせん断波が発生する。図 2 には、位置 p を中心として発生するせん断の X 軸方向における伝搬速度の計測例が図示されている。

【 0 0 5 4 】

図 2 において、トラッキングパルスの 2 本の超音波ビーム T1, T2 が形成される。超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）T1 は、例えば図 2 に示す X 軸上の位置 x1 を通るように形成され、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）T2 は、例えば図 2 に示す X 軸上の位置 x2 を通るように形成される。位置 x1 と位置 x2 は、例えば、表示部 62 に表示される被検体断面の断層画像を確認したユーザ（検査者）により所望の位置に設定されてもよいし、位置 p から X 軸方向に沿って所定の距離だけ離れた個所に位置 x1 と位置 x2 が設定されてもよい。

40

【 0 0 5 5 】

図 1 に戻り、変位計測部 30 は、データ選択部 16 から得られる受信データ、つまりトラッキングパルスの超音波ビーム T1（図 2）の受信データと超音波ビーム T2（図 2）の受信データに基づいて、位置 x1, x2（図 2）における変位を計測する。

【 0 0 5 6 】

せん断波速度演算部 46 は、例えば、位置 p において発生したせん断波の影響により、

50

位置 x 1 における組織の変位が最大となる時刻 t 1 と、位置 x 2 における組織の変位が最大となる時刻 t 2 と、位置 x 1 と位置 x 2 の距離 x (図 2) と、に基づいて、せん断波の X 軸方向の伝搬速度 $V_s = x / (t_2 - t_1)$ を算出する。なお、せん断波の伝搬速度は、他の公知の手法を利用して算出されてもよい。また、せん断波速度演算部 4 6 は、せん断波の伝搬速度に基づいて、せん断波が計測された組織の弾性値などを算出してよい。

【 0 0 5 7 】

表示画像形成部 6 0 は、せん断波速度演算部 4 6 において得られたせん断波の伝搬速度や組織の弾性値等を表示する表示画像を形成する。その表示画像は、表示部 6 2 に表示される。

10

【 0 0 5 8 】

安定指標演算部 5 0 は、プローブ 1 0 を利用して被検体内の断面から得られる複数のフレームデータのうち、データ選択部 1 6 において選択されて変位計測部 3 0 において比較される、互いに異なるフレームデータ同士の比較結果に基づいて、被検体内の断面の安定度に係る安定指標を算出する。また、指標画像形成部 5 2 は、安定指標演算部 5 0 において得られた安定指標に基づいて、安定指標を視覚的に示した指標画像を形成する。そして表示画像形成部 6 0 において指標画像を含む表示画像が形成され、その表示画像が表示部 6 2 に表示される。断面の安定指標と指標画像については、後に具体例を詳述する。

【 0 0 5 9 】

操作部 7 0 は、ユーザ (検査者) からの操作を受け付ける機能を備えており、制御部 8 0 は、図 1 に示す超音波診断装置内を全体的に制御する。その全体的な制御には、操作部 7 0 において受け付けたユーザからの操作も反映される。

20

【 0 0 6 0 】

図 1 に示す各構成 (符号を付した各部) のうち、送信部 1 2 , 受信部 1 4 , データ選択部 1 6 , 断層画像形成部 2 0 , 変位計測部 3 0 , 弾性情報演算部 4 2 , 弾性画像形成部 4 4 , せん断波速度演算部 4 6 , 安定指標演算部 5 0 , 指標画像形成部 5 2 , 表示画像形成部 6 0 は、それぞれ、例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用される。表示部 6 2 の好適な具体例は液晶ディスプレイ等であり、操作部 7 0 は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチペン、ジョイスティック等の操作デバイスで構成される。制御部 8 0 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア (プログラム) との協働により実現することができる。

30

【 0 0 6 1 】

図 1 の超音波診断装置の概要は以上のとおりである。次に、図 1 の超音波診断装置において得られる安定指標と指標画像の具体例について詳述する。なお、図 1 に示した各構成 (符号を付した各部) については、以下の説明において図 1 の符号を利用する。

【 0 0 6 2 】

図 3 は、断面の安定指標と指標画像の具体例を示す図である。図 3 には、肝臓内においてせん断波の速度を計測する場合の具体例が図示されている。

40

【 0 0 6 3 】

図 3 < A > の断層画像 2 2 は、被検体内の断面についての超音波画像 (B モード画像) であり、断層画像形成部 2 0 において形成され、表示画像形成部 6 0 において表示処理を施されて表示部 6 2 に表示される。図 3 の具体例において、断層画像 2 2 内には、肝臓の表面脂肪 2 4 と肝臓実質 2 5 と肝臓腫瘍 2 6 が映し出されている。

【 0 0 6 4 】

せん断波の速度を計測する場合、例えば、表示部 6 2 に表示される断層画像 2 2 を確認したユーザ (検査者) により、断層画像 2 2 内に、プッシュパルスの送信ビームの経路を示すカーソル C が設定され、さらに、カーソル C 上にプッシュパルスの焦点位置を示すゲート G が設定される。

50

【 0 0 6 5 】

また、断層画像 2 2 内には、断面の安定指標を演算するための関心領域 (R O I) も設定される。関心領域 (R O I) は、ゲート G の位置に応じて、例えばゲート G を取り囲むように設定されてもよいし、ユーザにより所望の位置に設定されてもよい。例えば、プッシュパルスのビーム経路とトラッキングパルスのビーム経路の少なくとも一方のビーム経路が含まれるように、関心領域 (R O I) を設定することが望ましい。断面の安定指標は関心領域 (R O I) 内のフレームデータに基づいて算出される。

【 0 0 6 6 】

例えば、変位計測部 3 0 により、断層画像 2 2 内の各計測点 3 2 ごとにフレームデータ間の相関値が算出される。なお、相関値は、変位が計測される変位計測点 (X 1 ~ X n , Y 1 ~ Y m) と同数でもよいし、間引かれた相関画像データから抽出されてもよい。なお n , m はそれぞれ自然数である。

10

【 0 0 6 7 】

そして、安定指標演算部 5 0 は、断面の安定指標として、関心領域 (R O I) 内における相関値を算出する。具体的には、安定指標として、関心領域 (R O I) 内の複数の計測点 3 2 における相関値 $r(x)(y)$ から、例えば、数 1 式の加算平均、数 2 式の偏差や加算、分散等などが算出される。なお、数 1 式と数 2 式において、N , M はそれぞれ自然数である。

【 0 0 6 8 】

【数 1】

$$\bar{r}_{xy} = \frac{\sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^M r(x)(y)}{N * M}$$

\bar{r}_{xy} : 各相関計測点の平均

20

【数 2】

$$\partial_r = \sqrt{\frac{\sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^M (r(x)(y) - \bar{r}_{xy})^2}{N * M}}$$

∂_r : 相関の標準偏差

30

【 0 0 6 9 】

指標画像形成部 5 2 は、安定指標演算部 5 0 において算出された断面の安定指標を視覚的に示した指標画像を形成する。具体的には、安定指標の経時的な変化を示すグラフなどが形成される。

【 0 0 7 0 】

図 3 < B > には、関心領域 (R O I) 内における相関値 r の経時的な変化を示すグラフが図示されている。ユーザ (検査者) は表示部 6 2 に表示されるグラフを見て、断面の安定性を確認することができる。例えば、グラフから、相関値 r が閾値 T_h を越える、又は閾値 T_h を越えて安定していると判断された時点で、ユーザが操作部 7 0 を利用してプッシュパルスの送信タイミングを指示し、せん断波の観測が開始される。また、図 3 < C > に示すように、相関値 r と共に、又は相関値 r の代わりに、ストレイン の経時的な変化を示すグラフが形成されて表示されてもよい。

40

【 0 0 7 1 】

なお、表示画像形成部 6 0 は、断層画像 2 2 のみを表示部 6 2 に表示させてもよいし、断層画像 2 2 と弾性画像の合成画像を表示部 6 2 に表示させてもよい。弾性画像を合成することにより、組織ひずみをベースとした画像をターゲットすることができるので、予め

50

硬さ情報を認識した状態でせん断波速度の観測ができ、より確信度の高い診断に結びつけることが可能である。

【 0 0 7 2 】

図 4 は、断面の安定指標が得られる関心領域 (R O I) の変形例を示す図である。関心領域 (R O I) は、複数の部分領域で構成されてもよい。図 4 の変形例において、関心領域 (R O I) は、4 つの部分領域で構成されている。図 4 の変形例は、例えば、血管 2 7 を含む組織の弾性に係る計測において、断面の安定性を確認するのに好適である。

【 0 0 7 3 】

安定指標演算部 5 0 は、関心領域 (R O I) を構成する各部分領域ごとに、断面の安定指標を算出する。安定指標演算部 5 0 は、例えば、4 つの部分領域の各々に対応した 4 つの相関値 $r_1 \sim r_4$ を算出する。

10

【 0 0 7 4 】

また、指標画像形成部 5 2 は、各部分領域ごとに安定指標の経時的な変化を示すグラフを形成する。例えば、図 4 < B > に示すように、4 つの部分領域に対応した 4 つの相関値 $r_1 \sim r_4$ の各々について、経時的な変化を示すグラフを形成する。

【 0 0 7 5 】

さらに、各部分領域ごとに算出される安定指標に基づいて、複数の部分領域の中から安定度の基準を満たす安定部分領域を選択し、その安定部分領域内でせん断波に伴う組織の変位を計測するようにしてもよい。例えば、図 4 < B > に示す 4 つの部分領域に対応した 4 つの相関値 $r_1 \sim r_4$ のうち、閾値 T_h を超える安定した部分領域を選択し、選択した部分領域内にプッシュパルスとトラッキングパルスを送波して、せん断波の速度計測を行うようにしてもよい。

20

【 0 0 7 6 】

図 5 は、断面の安定指標に関する他の好適な具体例を説明するための図である。安定指標として、互いに異なる 2 フレームデータ間の相関または歪みの値に基づいて、関心領域 (R O I) 内における左右比、上下比、歪度、尖度などの偏りに係るパラメータを得て、そのパラメータをグラフ表示するようにしてもよい。

【 0 0 7 7 】

図 5 (1) には、関心領域 (R O I) 内における相関値 (相関の平均値) の左右比、図 5 (2) には、関心領域 (R O I) 内における相関値 (相関の平均値) の上下比、に関する具体例が図示されている。なお、図 5 の具体例において、上下は、例えば超音波ビームの深さ方向であり、左右は、上下に対して直交する方向である。

30

【 0 0 7 8 】

また、図 5 (3) は、関心領域内における相関値 (または歪みの値) の分布に関する歪度 (SKEWNESS) を示しており、図 5 (4) は、関心領域内における相関値 (または歪みの値) の分布に関する尖度 (KURTOSIS) を示している。

【 0 0 7 9 】

図 6 は、せん断波速度計測の具体例を示すフローチャートである。図 6 には、図 1 の超音波診断装置を利用した計測の具体例が図示されている。

【 0 0 8 0 】

まず、表示画像形成部 6 0 により断層画像を含んだ表示画像が形成されて表示部 6 2 に表示される (S 6 0 1)。例えば、断層画像形成部 2 0 において形成された断層画像、または、断層画像形成部 2 0 において形成された断層画像と弾性画像形成部 4 4 において形成された弾性画像を合成した合成画像が表示される。

40

【 0 0 8 1 】

次に、断層画像を含んだ表示画像内に、プッシュパルスの送信ビームカーソルやフォーカス位置のゲートが設定される (S 6 0 2)。なお、この時点において未だプッシュパルスの送信は行われない。さらに、例えば、ユーザが操作部 7 0 を利用して断面の安定指標を得るための関心領域 (R O I) を設定する (S 6 0 3)。なお、設定された関心領域 (R O I) を表示領域としてもよい。例えば、関心領域内の断層画像が拡大表示されてもよ

50

い。

【 0 0 8 2 】

関心領域 (R O I) が設定されると、安定指標演算部 5 0 により断面の安定指標が算出される (S 6 0 4) 。また、算出された断面の安定指標に基づいて、指標画像形成部 5 2 により指標画像が形成され、指標画像が表示部 6 2 に表示される。そして、例えばユーザが表示部 6 2 に表示される指標画像を見て断面の安定性を確認する (S 6 0 5) 。ユーザ (検査者) は、安定指標が閾値 T_h を越えて断面が安定するまで、プローブ 1 0 や被検体を固定するように努める。

【 0 0 8 3 】

例えば、安定指標が閾値 T_h を越えて断面が安定すると (S 6 0 6) 、ユーザは、操作部 7 0 を利用してプッシュパルス送信の指示を入力する。これにより、プッシュパルスが送信され (S 6 0 7) 、さらに、制御部 8 0 による制御に応じてトラッキングパルスが送信される (S 6 0 8) 。そして、変位計測部 3 0 において、せん断波に伴う組織の変位が計測され、せん断波速度演算部 4 6 において、せん断波の伝搬速度が算出される (S 6 0 9) 。

10

【 0 0 8 4 】

図 7 は、せん断波速度計測における送受信タイミングの具体例を示す図である。断面の安定指標のグラフ (A) は、断層画像・弾性画像用の送受信 (B) により得られる 2 フレームデータ間の安定指標に基づいて形成される。断層画像・弾性画像用の送受信 (B) では、被検体の断面内において超音波ビーム (送信ビームと受信ビーム) が走査される。例えば、各送受信期間 7 0 2 ごとに一つの時相のフレームデータが形成され、複数の送受信期間 7 0 2 が繰り返されて連続的に複数時相のフレームデータが次々に形成される。

20

【 0 0 8 5 】

安定指標のグラフ (A) は、断層画像・弾性画像用の送受信 (B) により得られるフレームデータのフレームレートと同期して更新することが可能である。つまり、断層画像・弾性画像用の送受信 (B) の各送受信期間 7 0 2 ごとに、安定指標のグラフ (A) が時間軸方向に徐々に伸長される。

【 0 0 8 6 】

図 7 において、時刻 t_1 は、安定指標が閾値 T_h を超えて断面が安定し始めたと判断される時刻である。例えば、安定指標が閾値 T_h を超えてから所定時間経過した時刻 t_1 において、制御部 8 0 がプッシュパルス送波 (D) とトラッキングパルス送受波 (E) を開始するように制御を行ってもよい。これにより、時刻 t_1 直後の期間 7 0 6 においてプッシュパルスが送波され、さらに、その後の期間 7 0 8 においてトラッキングパルスが送受され、せん断波の速度計測が行われる。なお、せん断波の速度計測が行われた後に、つまり期間 7 0 8 の後に、断層画像・弾性画像用の送受信 (B) を再開し、断面の安定指標を得るようにしてもよいし弾性画像を形成してもよい。

30

【 0 0 8 7 】

また、制御部 8 0 は、例えば、数 3 式に示すように、互いに異なる時刻 (例えば隣接する時相間) における安定指標の差分値 (r_{diff}) を算出し、その差分値が閾値以下となる時刻において、プッシュパルスを送波するように制御してもよい。

40

【 0 0 8 8 】

【 数 3 】

$$r_{diff} = \bar{r}_{xy}(t1) - \bar{r}_{xy}(t2)$$

$$r_{diff} < Threshold_{diff}$$

【 0 0 8 9 】

図 8 は、断面の安定指標として変位ベクトルを利用した具体例を示す図である。既に説明した図 3 の具体例では、安定指標として相関値を利用している。図 3 の具体例と比較し

50

て大きく異なる点は、図 8 の具体例において、安定指標として 2 次元の変位ベクトル DV を利用している点である。

【 0 0 9 0 】

変位計測部 3 0 により、例えば各計測点 3 2 ごとに、フレームデータ間における変位が計測され、安定指標演算部 5 0 により、安定指標として、例えば関心領域 (ROI) 内における 2 次元の変位ベクトル DV が算出される。そして、指標画像形成部 5 2 は、断層画像 2 2 内に 2 次元の変位ベクトル DV を、例えばいくつかの計測点において矢印で示すことにより、図 8 < A > に示す指標画像を形成する。

【 0 0 9 1 】

また、2 次元の変位ベクトル DV から、X 軸方向成分と Y 軸方向成分の 2 乗和ルート (それぞれの成分を 2 乗してから加算した値の平方根) により得られる変位の大きさ (スカラー量) について、例えば関心領域 (ROI) 内における平均値を算出し、図 8 < B > に示すように、変位の大きさ (ROI 内の平均値) の経時的な変化を示すグラフが形成されてもよい。なお、変位の大きさが閾値 Th よりも小さい場合に断面が安定していると判定され、変位の大きさが閾値 Th 以上の場合に断面が不安定であると判定される。

10

【 0 0 9 2 】

図 9 は、変位ベクトルに基づいた指標画像の具体例を示す図である。図 9 には、XY 座標系内における変位 (例えば、関心領域内における X 軸方向の変位平均値と Y 軸方向の変位平均値) について、経時的な変化、つまり時刻 $t-3, t-2, t-1, t$ における変化を示す指標画像が図示されている。指標画像内には、変位が安定か否かを判別するための 2 次元的な閾値 Th が表示される。

20

【 0 0 9 3 】

図 9 (1) には、長方形の閾値 Th を示した指標画像 2 0 0 が図示されている。また、図 9 (2) には、円形の閾値 Th を示した指標画像 2 0 2 が図示されており、図 9 (3) には、三角形の閾値 Th を示した指標画像 2 0 4 が図示されている。例えば、図 9 (1) に示す長方形の閾値 Th であれば、縦方向 (Y 軸方向) の変位よりも横方向 (X 軸方向) の変位が厳しく評価されるため、横方向の変位に敏感な計測において好適である。

【 0 0 9 4 】

図 9 に例示した変位に係る指標画像 2 0 0, 2 0 2, 2 0 4 を表示部 6 2 に表示することにより、例えば、ユーザ (検査者) は、指標画像を確認しつつ変位の軌跡が閾値 Th の領域内に収まるようにプローブ 1 0 の姿勢 (傾きや位置等) を修正すればよいため、プローブ 1 0 の姿勢をどのように修正すべきかを直感的に確認できる。

30

【 0 0 9 5 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

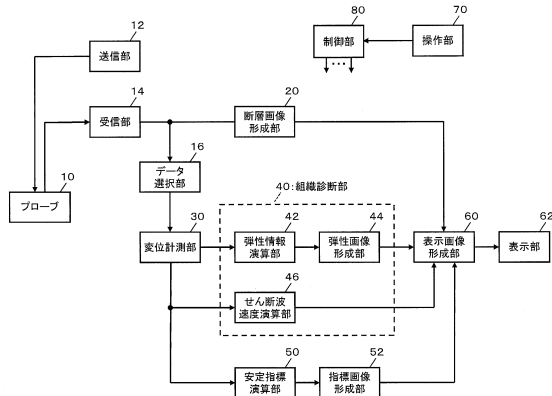
【 符号の説明 】

【 0 0 9 6 】

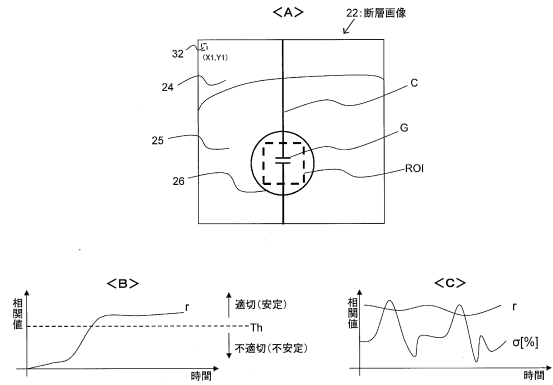
1 0 プローブ、1 2 送信部、1 4 受信部、2 0 断層画像形成部、3 0 変位計測部、4 0 組織診断部、4 2 弾性情報演算部、4 4 弾性画像形成部、4 6 せん断波速度演算部、5 0 安定指標演算部、5 2 指標画像形成部、6 0 表示画像形成部。

40

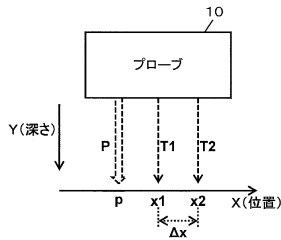
【図1】



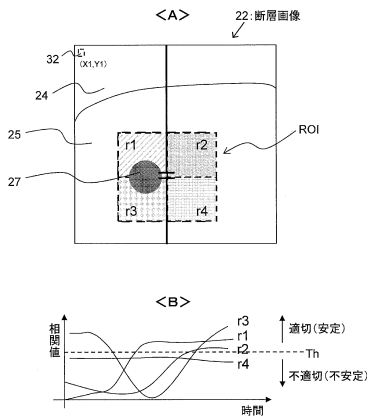
【図3】



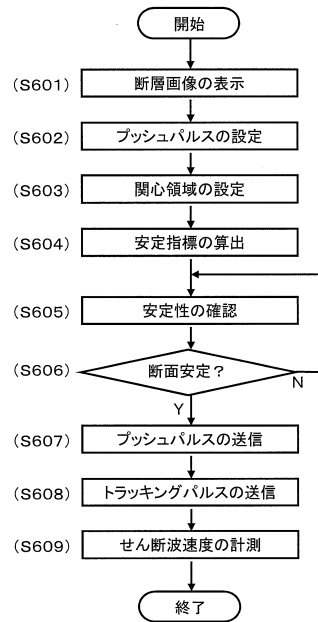
【図2】



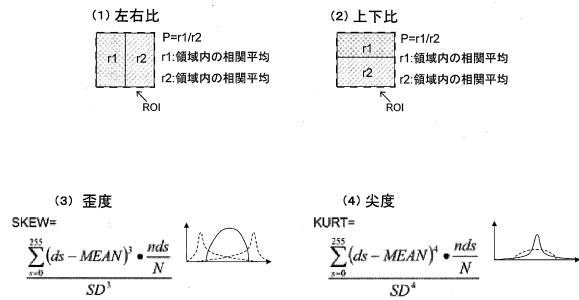
【図4】



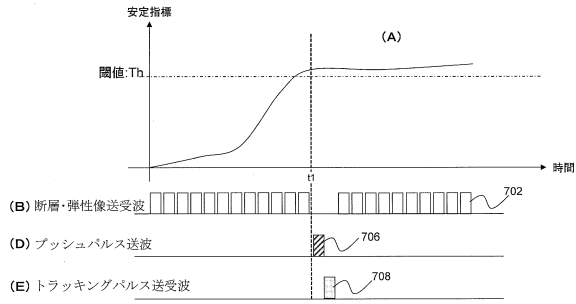
【図6】



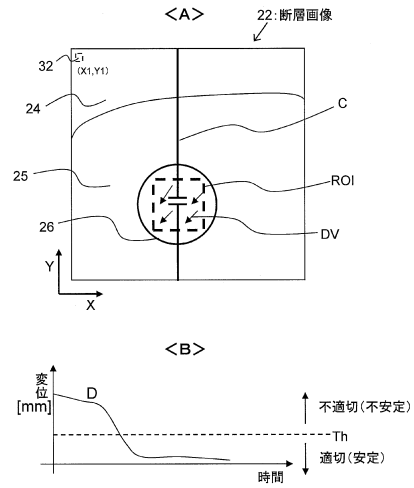
【図5】



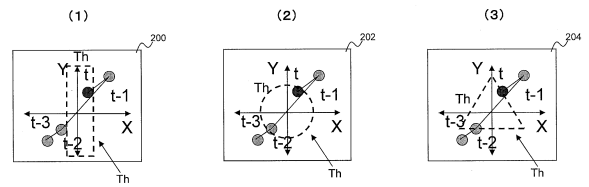
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2014-000260(JP,A)
国際公開第2007/083745(WO,A1)
国際公開第2012/029417(WO,A1)
国際公開第2006/068079(WO,A1)
国際公開第2013/153857(WO,A1)
国際公開第2007/046272(WO,A1)
国際公開第2011/152443(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5848793B2	公开(公告)日	2016-01-27
申请号	JP2014056476	申请日	2014-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	脇康治		
发明人	脇 康治		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE10 4C601/JB35 4C601/JB48 4C601/JC15 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK24		
其他公开文献	JP2015177883A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种用于获得与超声波诊断装置中的组织的弹性有关的诊断信息的改进技术。位移测量单元(30)基于使用探针(10)从对象的横截面获取的接收数据来获得对象中组织的位移信息。组织诊断单元(40)基于位移信息获得与受试者中的组织的弹性有关的诊断信息。稳定性指数计算单元(50)基于从其截面获取的多个帧数据中的彼此不同的帧数据之间的比较结果,获得与截面的稳定性有关的稳定性指标。使用探针(10)进行受试者。索引图像形成单元(52)基于稳定性指标形成在视觉上指示稳定性指标的索引图像。形成的索引图像显示在显示单元(62)上。

(21) 出願番号	特願2014-56476 (P2014-56476)	(73) 特許権者	390029791 日立アロカメディカル株式会社
(22) 出願日	平成26年3月19日 (2014. 3. 19)		
(65) 公開番号	特開2015-177883 (P2015-177883A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成27年10月8日 (2015. 10. 8)	(74) 代理人	110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所
審査請求日	平成27年3月3日 (2015. 3. 3)	(72) 発明者	脇 康治 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内
		審査官	宮川 哲伸