

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6214974号
(P6214974)

(45) 発行日 平成29年10月18日(2017.10.18)

(24) 登録日 平成29年9月29日(2017.9.29)

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

請求項の数 20 (全 26 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2013-186540 (P2013-186540) (22) 出願日 平成25年9月9日(2013.9.9) (65) 公開番号 特開2014-64912 (P2014-64912A) (43) 公開日 平成26年4月17日(2014.4.17) 審査請求日 平成28年9月2日(2016.9.2) (31) 優先権主張番号 特願2012-198754 (P2012-198754) (32) 優先日 平成24年9月10日(2012.9.10) (33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地 (74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所 (72) 発明者 大住 良太 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内 審査官 永田 浩司</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に送信した超音波の反射波信号に基づいて、当該被検体内で圧迫及び開放されている組織の歪みに関する歪み情報を時系列に沿って生成する信号処理部と、

前記歪み情報の生成時における前記組織に対する圧迫又は開放の状態に関する指標を演算する指標演算部と、

前記歪み情報に基づく画像データと、前記指標とを対応付けて記憶する記憶部と、

前記指標に基づいて順位付けされた、複数の時相に対応する複数の前記画像データを、順位順に表示部に表示させる制御部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項2】

前記制御部は、前記複数の画像データを、前記順位順に前記表示部でシネ再生又は動画再生させる、請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記記憶部は、更に、前記歪み情報の生成時における時相を、当該歪み情報に基づく画像データ及び当該歪み情報の生成時における指標に対応付けて記憶し、

前記制御部は、各時相に対応付けられた指標に基づいて複数の時相を順位付けして抽出する、請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

被検体内に送信した超音波の反射波信号に基づいて、当該被検体内で圧迫及び開放され

ている組織の歪みに関する歪み情報を時系列に沿って生成する信号処理部と、

前記歪み情報の生成時における前記組織に対する圧迫又は開放の状態に関する指標を演算する指標演算部と、

前記歪み情報に基づく画像データと、前記指標とを対応付けて記憶する記憶部と、

前記指標に基づいて複数の時相を抽出し、順位付けを行う制御部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御部は、前記操作者が行なった所定の操作に応じて、前記複数の時相に対応する複数の画像データを、順位順、又は、時間順に前記表示部に表示するように制御する、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記制御部は、前記複数の画像データを、前記順位順、又は、前記時間順に前記表示部でシネ再生又は動画再生させる、請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記記憶部は、更に、前記歪み情報の生成時における時相を、当該歪み情報に基づく画像データ及び当該歪み情報の生成時における指標に対応付けて記憶し、

前記制御部は、各時相に対応付けられた指標に基づいて複数の時相を抽出する、請求項 4 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記制御部は、各時相に対応付けられた指標に基づいて、複数の時相を順位付けして抽出する、又は、各時相に対応付けられた指標と当該時相で生成された B モード画像データ、或いは、組織ドプラ画像データから得られる情報とに基づいて、複数の時相を順位付けして抽出する、請求項 7 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 9】

前記制御部は、更に、前記複数の時相に関する情報、又は、前記複数の時相の歪み情報に関する値の少なくとも一方を表示部に表示するように制御する、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記圧迫又は開放の状態に関する指標を時系列に沿った波形から構成される参照情報として生成する参照情報生成部、

を更に備え、

前記制御部は、前記記憶部が記憶する画像データ群の表示要求を操作者から受け付けた場合に、前記参照情報に、前記複数の時相を示す情報を表示するように制御する、請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 11】

前記制御部は、更に、前記参照情報に、前記複数の時相の順位に関する情報を表示するように制御する、請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記信号処理部は、前記歪み情報として、歪みの空間分布を示す歪み分布を生成する、請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 13】

前記信号処理部は、前記歪み情報として、空間上の所定の 2 つの領域内の歪み分布の比により算出した歪み比を生成する、請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記指標演算部は、前記組織の変位の統計値、前記組織の速度の統計値、前記組織の歪みの統計値、前記組織の 2 つの領域内の歪み比の統計値の少なくとも 1 つを前記指標として演算する、請求項 1 ~ 13 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記指標演算部は、前記組織の変位の統計値及び分散、前記組織の速度の統計値及び分

50

散、前記組織の歪みの統計値及び分散、前記組織の2つの領域内の歪み比の統計値及び分散のいずれか1つを前記指標として演算する、請求項1～13のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項16】

前記指標演算部は、前記指標の演算処理を所定の時間間隔で行ない、

前記記憶部は、前記所定の時間間隔で演算された指標を当該指標の演算時に生成された歪み情報に基づく画像データに対応付けて記憶する、請求項1～15のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項17】

被検体内に送信した超音波の反射波信号に基づいて、当該被検体内で圧迫及び開放されている組織の歪みに関する歪み情報を時系列に沿って生成する信号処理部と、

前記歪み情報の生成時における前記組織に対する圧迫又は開放の状態に関する指標を演算する指標演算部と、

前記歪み情報に基づく画像データと、前記指標とを対応付けて記憶する記憶部と、

前記指標に基づいて順位付けされた、複数の時相に対応する複数の前記画像データを、順位順に表示部に表示させる制御部と、

を備える、画像処理装置。

10

【請求項18】

被検体内に送信した超音波の反射波信号に基づいて、当該被検体内で圧迫及び開放されている組織の歪みに関する歪み情報を時系列に沿って生成する信号処理部と、

前記歪み情報の生成時における前記組織に対する圧迫又は開放の状態に関する指標を演算する指標演算部と、

前記歪み情報に基づく画像データと、前記指標とを対応付けて記憶する記憶部と、

前記指標に基づいて複数の時相を抽出し、順位付けを行う制御部と、

を備える、画像処理装置。

20

【請求項19】

信号処理部が、被検体内に送信した超音波の反射波信号に基づいて、当該被検体内で圧迫及び開放されている組織の歪みに関する歪み情報を時系列に沿って生成し、

指標演算部が、前記歪み情報の生成時における前記組織に対する圧迫又は開放の状態に関する指標を演算し、

制御部が、前記歪み情報に基づく画像データと、前記指標とを対応付けて記憶部に記憶させ、前記指標に基づいて順位付けされた、複数の時相に対応する複数の前記画像データを、順位順に表示部に表示させる、

ことを含む、画像処理方法。

30

【請求項20】

信号処理部が、被検体内に送信した超音波の反射波信号に基づいて、当該被検体内で圧迫及び開放されている組織の歪みに関する歪み情報を時系列に沿って生成し、

指標演算部が、前記歪み情報の生成時における前記組織に対する圧迫又は開放の状態に関する指標を演算し、

制御部が、前記歪み情報に基づく画像データと、前記指標とを対応付けて記憶部に記憶させ、前記指標に基づいて複数の時相を抽出し、順位付けを行う、

ことを含む、画像処理方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波診断装置を用いた画像診断の手法として、生体組織の硬さを映像化するエラストグラフィが実用化されている。エラストグラフィでは、例えば、操作者が超音

50

波プローブを加振して組織に対し圧迫及び開放を行うことにより生体組織表面に応力を加え、かかる応力により生ずる生体内部の組織の歪み（ストレイン：strain）に関する情報を硬さの情報として、反射波データから算出する。

【0003】

かかる超音波診断装置で、組織の歪みに関する情報（以下、歪み情報）を算出するためには、組織の変位、又は、組織の移動速度を検出する必要がある。歪み情報を算出する方法としては、隣接フレーム間の組織の変位を超音波の受信RF信号の相互相関により検出する方法や、組織の移動速度をドプラ法により検出する方法、これら2つの方法を組み合わせる方法がある。

【0004】

また、かかる方法で算出された歪み情報が適切であるかを操作者が判断するために、リファレンス情報を表示して、観察者に提供することが行なわれている。リファレンス情報は、生体組織に対する圧迫・開放が適切に行われているかどうかを示す情報である。例えば、受信データから算出されたフレーム内での組織の平均移動速度を縦軸とし、経過時間を横軸とする波形をリファレンス情報として表示する方法が知られている。

【0005】

しかし、上記のリファレンス情報を参照しても、操作者は、どの時間のフレームが適切な歪み情報であるかを適切に判断することが困難であった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2009-195613号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明が解決しようとする課題は、適切な歪みに関する情報を操作者が容易に得ることができる超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態の超音波診断装置は、信号処理部と、指標演算部と、記憶部と、制御部とを備える。信号処理部は、被検体内に送信した超音波の反射波信号に基づいて、当該被検体内で圧迫及び開放されている組織の歪みに関する歪み情報を時系列に沿って生成する。指標演算部は、前記歪み情報の生成時における前記組織に対する圧迫又は開放の状態に関する指標を演算する。記憶部は、前記歪み情報に基づく画像データと、前記指標とを対応付けて記憶する。制御部は、前記指標に基づいて順位付けされた、複数の時相に対応する複数の前記画像データを、順位順に表示部に表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示す図である。

【図2】図2は、従来技術の課題を説明するための図(1)である。

【図3A】図3Aは、従来技術の課題を説明するための図(2)である。

【図3B】図3Bは、従来技術の課題を説明するための図(3)である。

【図3C】図3Cは、従来技術の課題を説明するための図(4)である。

【図4】図4は、従来技術の課題を説明するための図(5)である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る制御部による表示制御の一例を示す図(1)である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る制御部による表示制御の一例を示す図(2)である。

【図7】図7は、第1の実施形態に係る制御部による表示制御の一例を示す図(3)である。

10

20

30

40

50

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理例を説明するためのフローチャートである。

【図 9 A】図 9 A は、第 2 の実施形態を説明するための図 (1) である。

【図 9 B】図 9 B は、第 2 の実施形態を説明するための図 (2) である。

【図 9 C】図 9 C は、第 2 の実施形態を説明するための図 (3) である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【 0 0 1 1 】

(第 1 の実施形態)

まず、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示す図である。図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、モニタ 2 と、入力装置 3 と、装置本体 1 0 とを有する。

【 0 0 1 2 】

超音波プローブ 1 は、装置本体 1 0 と着脱自在に接続される。超音波プローブ 1 は、超音波振動子として、電気可逆的変換素子や機械可逆的変換素子を有する。例えば、超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子を有する。これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 1 0 が有する送受信部 1 1 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 1 は、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 は、圧電振動子に設けられる整合層や、圧電振動子から後方への超音波の伝搬を防止するバック材等を有する。

【 0 0 1 3 】

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【 0 0 1 4 】

なお、第 1 の実施形態は、図 1 に示す超音波プローブ 1 が、複数の圧電振動子が一列で配置された 1 次元超音波プローブである場合や、一列に配置された複数の圧電振動子が機械的に揺動される 1 次元超音波プローブである場合、複数の圧電振動子が格子状に 2 次元で配置された 2 次元超音波プローブである場合のいずれであっても適用可能である。

【 0 0 1 5 】

入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール等を有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 1 0 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【 0 0 1 6 】

例えば、入力装置 3 が有する終了ボタンやフリーズボタンを操作者が押下すると、超音波の送受信が終了し、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、一時停止状態となる。また、例えば、フリーズボタンを操作者が押下すると、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、リアルタイム表示モードからシネ再生モードに移行する。また、例えば、シネ再生モードに移行後、操作者がトラックボール等を回転させると、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、回転方向に応じて、画像メモリ 1 5 (後述) に格納された複数フレーム分の画像データを動画再生する。

【 0 0 1 7 】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 3 を用いて各種設定要求を入力するための G U I (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 1 0 において生成さ

10

20

30

40

50

れた各種画像データを表示したりする。

【0018】

装置本体10は、超音波プローブ1が受信した反射波に基づいて超音波画像データを生成する装置であり、図1に示すように、送受信部11と、信号処理部12と、画像生成部13と、歪み情報処理部14と、画像メモリ15と、内部記憶部16と、制御部17とを有する。

【0019】

送受信部11は、トリガ発生回路、送信遅延回路及びパルサ回路等を有し、超音波プローブ1に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延回路は、超音波プローブ1から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの送信遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ1に駆動信号(駆動パルス)を印加する。すなわち、送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【0020】

駆動パルスは、パルサ回路から超音波プローブ1内の圧電振動子まで伝達した後に、圧電振動子において電気信号から機械的振動に変換される。この機械的振動は、生体内部で超音波として送信される。ここで、圧電振動子ごとに異なる送信遅延時間を持った超音波は、収束されて、所定方向に伝搬していく。すなわち、送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【0021】

なお、送受信部11は、後述する制御部17の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬時にその値を切り替え可能なリニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0022】

また、送受信部11は、アンプ回路、A/D変換器、加算器等を有し、超音波プローブ1が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換し、受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間をチャンネルごとに与える。加算器は、与えられた受信遅延時間に基づき、反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【0023】

このように、送受信部11は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。なお、送受信部11は、後述する制御部17の制御により、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧、開口素子数等を瞬時に変更可能な機能を有している。また、送受信部11は、1フレームもしくはレートごとに、異なる波形を送信して受信することも可能である。

【0024】

なお、送受信部11からの出力信号の形態は、RF(Radio Frequency)信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合等、種々の形態が選択可能である。

【0025】

信号処理部12は、送受信部11から反射波データを受信し、受信した反射波データに対して各種信号処理を行なう処理部である。信号処理部12は、図1に例示するように、Bモード処理部121と、血流情報処理部122と、組織情報処理部123とを有する。Bモード処理部121は、送受信部11から反射波データを受信し、受信した反射波デー

10

20

30

40

50

タに対して対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Bモードデータ）を生成する。

【0026】

血流情報処理部122は、送受信部11から反射波データを受信し、受信した反射波データを周波数解析することで、走査範囲内にある血流のドブラ効果に基づく運動情報を抽出したデータ（血流ドブラデータ）を生成する。具体的には、血流情報処理部122は、移動体である血流の運動情報として、速度、分散値、パワー値等を、2次元空間又は3次元空間の多点に渡り抽出した血流ドブラデータを生成する。

【0027】

組織情報処理部123は、送受信部11から反射波データを受信し、受信した反射波データを用いて、移動体としての組織の運動に関する情報を生成する。ここで、組織情報処理部123は、エラストグラフィを行なうエラストモードが指定された場合に、生体組織の硬さをカラー表示するための歪み情報を反射波データから生成する。具体的には、組織情報処理部123は、被検体P内に送信した超音波の反射波信号（反射波データ）に基づいて、当該被検体P内で圧迫及び開放されている組織の歪みに関する歪み情報を生成する。組織情報処理部123は、時系列に沿って複数の歪み情報を生成する。

10

【0028】

なお、エラストモードでは、例えば、体表に当接した超音波プローブ1を操作者が手動で加振することで、組織の圧迫及び開放を行なって、組織を変形させる。また、エラストモードでは、例えば、超音波プローブ1を保持する操作者の微小な手の動きによる組織変形に基づいて、組織情報処理部123が歪み情報を生成する場合もある。

20

【0029】

また、歪み情報を生成する方法としては、隣接フレーム間の組織の変位を超音波の受信RF信号の相互相関により検出する方法や、組織の移動速度をドブラ法（組織ドブラ法）により検出する方法、これら2つの方法を組み合わせる方法等が知られている。組織情報処理部123は、歪み情報を演算する方法として様々な方法を行なうことが可能である。

【0030】

なお、エラストモードでは、超音波プローブ1から送信した高音圧の「Push Pulse」により組織を変形させる方法がある。かかる場合、組織情報処理部123は、組織を伝搬する横波であるせん断波（shear wave）を形成し、更に、せん断波の伝搬速度等に基づいて、歪み情報を生成する。

30

【0031】

以下では、操作者が手動で超音波プローブ1を加振することで組織の圧迫及び組織の開放を繰り返して行ない、組織情報処理部123が組織ドブラ法により歪み情報を生成する場合について説明する。ただし、本実施形態は、上記の方法を含む公知の様々な方法により行なわれるエラストグラフィ全てに適用することができる。

【0032】

組織情報処理部123は、図1に示すように、速度演算部123aと、歪み分布演算部123bと、歪み比演算部123cとを有する。

【0033】

速度演算部123aは、送受信部11から反射波データを受信し、受信した反射波データを周波数解析することで、走査範囲内にある組織のドブラ効果に基づく運動情報を抽出したデータ（組織ドブラデータ）を生成する。具体的には、速度演算部123aは、移動体である組織の運動情報として、速度、分散値、パワー値を、2次元空間又は3次元空間の多点に渡り抽出した組織ドブラデータを生成する。組織ドブラモードが設定されている場合、速度演算部123aは、組織ドブラデータを後述する画像生成部13に出力する。また、エラストモードが設定されている場合、速度演算部123aは、組織ドブラデータの速度成分を、速度分布情報として、歪み分布演算部123b等へ出力する。

40

【0034】

歪み分布演算部123bは、歪み情報として、歪みの空間分布を示す歪み分布を生成す

50

る。具体的には、歪み分布演算部 1 2 3 b は、速度分布情報の速度成分を時間積分することで変位を求める。そして、歪み分布演算部 1 2 3 b は、求めた変位を用いて所定の演算（例えば、空間的微分）を行なうことで、組織の局所的な歪み（ストレイン：strain）を求める。そして、歪み分布演算部 1 2 3 b は、求めた組織の局所的な歪みの値をカラーコード化し、対応する位置にマッピングすることで、歪み分布情報を生成する。硬い組織ほど変形しにくいので、硬い組織の歪みの値は小さくなり、軟らかい生体組織の歪みの値は大きくなる。すなわち、歪みの値は、組織の硬さ（弾性率）を示す値となる。

【 0 0 3 5 】

歪み比演算部 1 2 3 c は、別の歪み情報として、空間上の所定の 2 つの領域内の歪み分布の比により算出した歪み比を生成する。具体的には、歪み比演算部 1 2 3 c は、参照領域（reference region）の歪みの統計値を演算し、標的領域（target region）の歪みの統計値を演算する。統計値は、例えば、領域内の歪みの平均や、最大値、中央値、上位「n」位の歪みの値等である。なお、上位「n」位の歪みの値とは、領域内の各点に割り当てられた歪みの値の中で、大きい値から順に「n」番目の値を意味し、「n」は整数となる。参照領域は、例えば、繊維化が起こっていないと操作者が判断した領域に設定される。また、標的領域は、例えば、操作者が繊維化の程度を判定したい領域に設定される。なお、参照領域及び標的領域については、後述する。そして、歪み比演算部 1 2 3 c は、これら 2 つの歪みの統計値の比（歪み比）を演算する。ここで、歪み比は、硬いものほど高い値と定義される。このため、歪み比演算部 1 2 3 c は、参照領域内の歪みの統計値（例えば、平均値）を標的領域内の歪みの統計値（例えば、平均値）で割った値を歪み比として算出する。なお、歪み比演算部 1 2 3 c は、参照領域及び標的領域が設定された場合に、歪み比を演算する。

【 0 0 3 6 】

画像生成部 1 3 は、信号処理部 1 2 が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部 1 3 は、Bモード処理部 1 2 1 が生成した B モードデータから反射波の強度を輝度にて表した B モード画像データを生成する。また、画像生成部 1 3 は、血流情報処理部 1 2 2 が生成した血流ドプラデータから血流の運動情報を表す速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらの組み合わせ画像としての血流ドプラ画像データを生成する。また、画像生成部 1 3 は、組織情報処理部 1 2 3 が有する速度演算部 1 2 3 a が生成した組織ドプラデータから組織の運動情報を表す速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらの組み合わせ画像としての組織ドプラ画像データを生成する。

【 0 0 3 7 】

そして、画像生成部 1 3 は、組織情報処理部 1 2 3 が有する歪み分布演算部 1 2 3 b が生成した歪み分布情報から、生体組織の硬さがカラー表示された画像データを生成する。以下では、エラストモードで画像生成部 1 3 が生成する画像データを、歪み画像データと記載する。

【 0 0 3 8 】

ここで、画像生成部 1 3 は、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用画像としての超音波画像データを生成する。また、画像生成部 1 3 は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行なう。

【 0 0 3 9 】

また、画像生成部 1 3 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、3次元画像の再構成処理等を行うことが可能である。また、画像生成部 1 3 が搭載する記憶メモリから、例えば、診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。

【 0 0 4 0 】

10

20

30

40

50

また、画像生成部 1 3 は、生成した超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディマーク等を合成し、合成画像データをビデオ信号としてモニタ 2 に出力する。また、画像生成部 1 3 は、複数の画像データを重畳した合成画像データを生成することも可能である。すなわち、信号処理部 1 2 が生成するデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部 1 3 が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、信号処理部 1 2 が生成した各種データは、生データ (Raw Data) と呼ばれる。

【 0 0 4 1 】

歪み情報処理部 1 4 は、エラストモード時に組織情報処理部 1 2 3 が生成した歪み情報を処理するための処理部である。歪み情報処理部 1 4 は、図 1 に例示するように、指標演算部 1 4 1 と、リファレンス情報生成部 1 4 2 とを有する。なお、第 1 の実施形態に係る歪み情報処理部 1 4 が行なう処理については、後に詳述する。

10

【 0 0 4 2 】

画像メモリ 1 5 は、画像生成部 1 3 が生成した画像データを記憶するメモリである。例えば、画像メモリ 1 5 は、フリーズボタンが押下された直前の複数フレームに対応する超音波画像データ群を保存する。超音波診断装置は、この画像メモリ 1 5 に記憶されている画像を連続表示 (シネ表示) することで、超音波動画像を表示することも可能である。また、画像メモリ 1 5 は、生データを記憶することも可能である。画像メモリ 1 5 が記憶する生データは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部 1 3 を経由して表示用の超音波画像データとなる。

20

【 0 0 4 3 】

なお、本実施形態に係る画像メモリ 1 5 は、歪み情報処理部 1 4 の出力結果も記憶するが、この点については、後に詳述する。

【 0 0 4 4 】

内部記憶部 1 6 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報 (例えば、患者 ID、医師の所見等) や、診断プロトコルや各種ボディマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部 1 6 は、必要に応じて、画像メモリ 1 5 が記憶する画像データの保管等にも使用される。なお、内部記憶部 1 6 が記憶するデータは、図示しないインターフェース回路を経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

30

【 0 0 4 5 】

制御部 1 7 は、超音波診断装置における処理全体を制御する。具体的には、制御部 1 7 は、入力装置 3 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 1 6 から読んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部 1 1、信号処理部 1 2、画像生成部 1 3 及び歪み情報処理部 1 4 の処理を制御する。また、制御部 1 7 は、画像メモリ 1 5 が記憶する超音波画像データ等をモニタ 2 にて表示するように制御する。

【 0 0 4 6 】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、エラストグラフィーを行なう。

【 0 0 4 7 】

40

ここで、従来では、組織情報処理部 1 2 3 が生成した歪み情報 (歪み分布情報) が適切であるか否かを判断するために、超音波診断装置は、以下で説明するリファレンス情報を生成し、モニタ 2 に表示していた。リファレンス情報は、例えば、モニタ 2 にリアルタイムで表示されている歪み画像データの表示フレーム内での組織の平均移動速度を縦軸とし、経過時間を横軸とする波形である。平均移動速度 (組織平均移動速度) は、歪み情報の生成時における組織に対する圧迫又は開放の状態に関する指標となる。また、歪み画像データの表示フレームとは、歪み画像データを生成するために行なわれた走査範囲の中で、実際に歪み分布をモニタ 2 に表示している領域である。

【 0 0 4 8 】

従来では、例えば、図 1 に示す指標演算部 1 4 1 は、速度演算部 1 2 3 a が出力した速

50

度分布情報から、モニタ 2 に表示されている歪み画像データの範囲内で、平均移動速度をリアルタイムで演算する。そして、従来では、例えば、図 1 に示すリファレンス情報生成部 1 4 2 は、平均移動速度を時間軸に沿ってプロットすることで波形となるリファレンス情報をリアルタイムで生成する。そして、従来では、制御部 1 7 の制御により、モニタ 2 は、リファレンス情報をリアルタイムで表示する。

【 0 0 4 9 】

そして、従来では、操作者は、リアルタイムで表示されているリファレンス情報を参照し、例えば、適切な圧迫又は開放が行なわれたと判断した時点で、フリーズボタンを押下する。これにより、操作者は、画面を静止状態とする。フリーズボタンが押下されると、制御部 1 7 の制御により、画像メモリ 1 5 は、シネ再生を行なうために、フリーズボタンを押下した瞬間から所定の過去期間の複数フレームの画像フレームを、他のデータで上書きされないように記憶する。そして、操作者は、画像メモリ 1 5 に記憶された複数フレームの歪み画像データを動画再生し、動画を参照する。これにより、操作者は、診断に適切であると思われる歪み画像データを選択する。

10

【 0 0 5 0 】

しかし、上記のリファレンス情報を参照しても、操作者は、どの時間のフレームが適切な歪み分布情報が描出されたフレームであるかを判断することが困難であった。これについて、図 2、図 3 A、図 3 B、図 3 C 及び図 4 を用いて説明する。図 2、図 3 A、図 3 B、図 3 C 及び図 4 は、従来技術の課題を説明するための図である。

【 0 0 5 1 】

図 2 は、リファレンス情報が表示される表示画面の従来例である。図 2 に示す一例では、画面全体 1 0 0 の中に、B モード・歪み分布情報重畳表示領域 1 1 0 と B モード表示領域 1 2 0 とが並列して配置される。また、図 2 に示す一例では、画面全体 1 0 0 の中で、これら 2 つの表示領域の下に、リファレンス情報表示領域 1 3 0 が配置され、リファレンス情報表示領域 1 3 0 の下に歪み比表示領域 1 4 0 が配置される。

20

【 0 0 5 2 】

B モード表示領域 1 2 0 は、歪み画像データの生成に用いられた反射波データから生成された同一走査範囲の B モード画像データが、その一部の領域に表示される領域である。B モード・歪み分布情報重畳表示領域 1 1 0 は、歪み画像データが、その一部の領域に表示される領域である。B モード・歪み分布情報重畳表示領域 1 1 0 の中には、歪み分布表示領域 1 1 1 がある。歪み分布表示領域 1 1 1 は、歪み画像データの歪み分布を表示する領域である。歪み分布表示領域 1 1 1 では、歪み分布情報とともに、所定の透過度で、同一領域の B モード画像データが重畳表示される場合もある。

30

【 0 0 5 3 】

また、歪み分布表示領域 1 1 1 の中には、上述した歪み比演算部 1 2 3 c が歪み比を演算するための領域が、操作者により設定される。例えば、図 2 に示す 1 1 2 は、上述した参照領域であり、図 2 に示す 1 1 3 は、上述した標的領域である。歪み比演算部 1 2 3 c が演算した歪み比は、歪み比表示領域 1 4 0 に表示される。

【 0 0 5 4 】

そして、リファレンス情報表示領域 1 3 0 には、リファレンス情報生成部 1 4 2 が生成したリファレンス情報を表示する領域である。リファレンス情報は、指標演算部 1 4 1 が演算したフレームごとの平均移動速度を時間軸に沿ってプロットした波形となる。

40

【 0 0 5 5 】

図 3 A では、リアルタイム表示時に、リファレンス情報表示領域 1 3 0 に表示されるリファレンス情報の一例を示している。また、図 3 B では、フリーズボタン押下時に、リファレンス情報表示領域 1 3 0 に表示されるリファレンス情報の一例を示している。また、図 3 C では、フリーズボタン押下後の再生時に、リファレンス情報表示領域 1 3 0 に表示されるリファレンス情報の一例を示している。また、図 3 A、図 3 B 及び図 3 C に示す 2 0 1 は、組織平均移動速度の波形であり、2 0 2 は、モニタ 2 に表示される時間軸カーソルを示している。また、図 3 A、図 3 B 及び図 3 C に示す横軸は、各フレームが生成され

50

た時点での時間 (t) を示す時間軸である。すなわち、図 3 A、図 3 B 及び図 3 C に示す横軸は、各フレームが生成された時相を示す。横軸のスケールや長さは、歪み画像データが生成されるフレームレートと、画像メモリ 15 においてシネ再生用に割り当てられたメモリ容量とにより決定される。

【 0 0 5 6 】

ここで、図 3 A、図 3 B 及び図 3 C に例示する組織平均移動速度の波形 2 0 1 では、組織平均移動速度である平均速度 (V) が正であれば組織が「圧迫」されていることを示し、平均速度 (V) が負であれば組織が「開放」されていることを示す。組織平均移動速度の波形 2 0 1 は、各フレームの圧迫開放の適切さ、すなわち、歪み情報の適切さを判断するための指標となる。例えば、組織平均移動速度の絶対値が大きいほど、歪み情報が適切であるとみなすことができる。

10

【 0 0 5 7 】

リアルタイム表示モード時では、図 3 A に示す時間軸カーソル 2 0 2 は、現在のモニタ 2 に表示されている最新のフレームの時相を示す位置に配置される。リアルタイム表示モード時では、操作者は、時間軸カーソル 2 0 2 を参照することで、リアルタイムで更新される最新の平均速度の値を把握することができる。時間軸カーソル 2 0 2 により、リファレンス情報が更新される。

【 0 0 5 8 】

フリーズボタンが押下されると、時間軸カーソル 2 0 2 は、図 3 B に示すように、シネ再生モードに移行した時点のフレーム、すなわち、波形 2 0 1 の右端の位置に移行する。

20

【 0 0 5 9 】

シネ再生モードでは、制御部 1 7 は、例えば、トラックボールの回転に応じて、画像メモリ 15 から過去時相の歪み画像データ等を読み出し、モニタ 2 に表示させる。シネ再生モードでは、時間軸カーソル 2 0 2 は、図 3 C に示すように、時間軸上において、表示している過去の時相に対応する位置に表示される。

【 0 0 6 0 】

図 4 は、シネ再生モードでモニタ 2 に表示される画面の一例を示している。モニタ 2 の表示画面では、図 4 に例示するように、歪み分布情報で描出される色に応じた歪みの大きさ (硬さ) を示すカラーバーとともに、歪み画像データのフレームの一部が左側に表示され、歪み画像データと同一時相の B モード画像データのフレームの一部が右側に表示される。B モード画像データの右側には、図 4 に例示するように、輝度値の大きさを示すグレースケールのバーが表示されている。また、歪み画像データの内部には、参照領域を示す円 (図中の R を参照) と、標的領域を示す円 (図中の T を参照) とが表示される。また、B モード画像データの内部にも、参照領域を示す円 (図中の R を参照) と、標的領域を示す円 (図中の T を参照) とが表示される。なお、図 4 に示す一例では、B モード画像データが表示されていない場合を示している。

30

【 0 0 6 1 】

また、図 4 に例示するように、モニタ 2 は、歪み画像データの表示領域及び B モード画像データの表示領域の下に、リファレンス情報である波形を時間軸カーソルとともに表示する。図 4 に例示する時間軸カーソルは、表示された過去フレームの時相を示している。また、モニタ 2 は、リファレンス情報の下に、標的領域の平均歪み「*Strain T* : - 0 . 9 1 %」、及び、参照領域の平均歪み「*Strain R* : - 0 . 5 8 %」、及び、歪み比「*Strain Ratio T* : 0 . 6 4」を表示する。なお、図 2 及び図 4 に例示する表示形態は、あくまでも一例である。例えば、参照領域及び標的領域が設定されない場合、制御部 1 7 は、歪み比表示領域 1 4 0 を配置しなくても良い。或いは、参照領域及び標的領域が設定されない場合、制御部 1 7 は、歪み比表示領域 1 4 0 に文字情報を表示させないように制御しても良い。

40

【 0 0 6 2 】

しかし、操作者は、図 4 に例示する画面に表示されているリファレンス情報を参照しても、表示されている時間軸カーソルの位置に対応するフレームが最適であるか否かを一見

50

して判断することができない。

【 0 0 6 3 】

そこで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、適切な歪みに関する情報を操作者が容易に得るために、以下に説明する処理を行なう。

【 0 0 6 4 】

まず、指標演算部 1 4 1 は、歪み情報の生成時における組織に対する圧迫又は開放の状態に関する指標を演算する。指標演算部 1 4 1 は、指標の演算処理を所定の時間間隔で行なう。一例として、指標演算部 1 4 1 は、一定間隔で歪み情報が生成されるごとに、指標の演算処理を行なう。上記の一定間隔は、例えば、歪み画像データのフレームレートから決定される。或いは、指標演算部 1 4 1 は、予め設定された時間間隔で、指標の演算処理を行なう。例えば、指標演算部 1 4 1 は、1 秒おきや、2 秒おきに指標の演算処理を行なう。また、例えば、第 1 の実施形態に係る指標演算部 1 4 1 は、速度演算部 1 2 3 a が演算した速度情報の分布から組織の速度の統計値を、指標として演算する。統計値は、組織速度の平均や、最大値、中央値、上位「n」位の速度の値等である。なお、上位「n」位の速度の値とは、領域内の各点に割り当てられた速度の値の中で、大きい値から順に「n」番目の値を意味し、「n」は整数となる。以下では、指標演算部 1 4 1 が、速度演算部 1 2 3 a が演算した速度情報の分布から組織の速度の平均を、指標として演算する場合について説明する。ここで、第 1 の実施形態に係る指標演算部 1 4 1 が演算する平均速度は、歪み画像データの中で、実際に歪み分布をモニタ 2 に表示している領域内の組織の平均速度である。すなわち、第 1 の実施形態に係る指標演算部 1 4 1 は、指標として、上記した従来方法と同様に、組織平均移動速度を演算する。また、指標の演算対象となる領域は、例えば、繊維化の程度を診断したい組織全体又は組織に一部が含まれる関心領域であり、図 2 に示す歪み分布表示領域 1 1 1 である。上述した参照領域及び標的領域は、かかる関心領域内に設定される領域である。ただし、本実施形態は、指標として、組織平均速度の他に、関心領域における組織速度の統計値が用いられる場合でも適用可能である。

【 0 0 6 5 】

そして、第 1 の実施形態に係るリファレンス情報生成部 1 4 2 は、圧迫又は開放の状態に関する指標を時系列に沿った波形から構成される参照情報（リファレンス情報）として生成する。すなわち、第 1 の実施形態に係るリファレンス情報生成部 1 4 2 は、リファレンス情報として、上記した従来方法と同様に、組織平均移動速度の波形を生成する。なお、本実施形態は、リファレンス情報として、組織の移動最大速度の波形等、他の統計値の波形が生成される場合であっても良い。

【 0 0 6 6 】

ここで、第 1 の実施形態に係る画像メモリ 1 5 は、歪み情報の生成時の時相と、当該歪み情報の生成時における指標とを対応付けて記憶する。具体的には、第 1 の実施形態に係る画像メモリ 1 5 は、更に、歪み情報に基づく画像データを、当該歪み情報の生成時における時相及び指標に対応付けて記憶する。より具体的には、画像メモリ 1 5 は、所定の時間間隔で演算された指標を当該指標の演算時に生成された歪み情報に基づく画像データに対応付けて記憶する。第 1 の実施形態では、画像メモリ 1 5 は、時系列に沿って生成された複数の歪み分布情報に基づく複数の歪み画像データそれぞれを記憶する際に、各歪み画像データ生成時における組織の移動速度の統計値として組織平均移動速度も記憶する。なお、第 1 の実施形態は、リファレンス情報生成部 1 4 2 が組織平均移動速度と当該組織平均移動速度の時間情報（時相）とを対応付けて記憶し、画像メモリ 1 5 が、歪み画像データと当該歪み画像データの時間情報（時相）とを対応付けて記憶する場合であっても良い。すなわち、第 1 の実施形態では、歪み画像データの生成時間での指標の値が特定可能であれば、様々な記憶形態を行なっても良い。

【 0 0 6 7 】

そして、第 1 の実施形態に係る制御部 1 7 は、各時相に対応付けられた指標に基づいて、候補となる時相である候補時相を抽出する。ここで、候補時相は、診断の候補となる時相を示す。また、候補時相は、診断用として操作者に提示される表示用の候補となる画像

10

20

30

40

50

データ（歪み画像データ）等、歪み情報に関する情報の時相を示す。そして、第1の実施形態に係る制御部17は、候補時相に関する情報、又は、候補時相の歪み情報に関する情報の少なくとも一方をモニタ2に表示するように制御する。例えば、第1の実施形態に係る制御部17は、画像メモリ15が記憶する画像データ群の表示要求を操作者から受け付けた場合に、当該画像データ群を構成する各画像データに対応付けられた指標に基づいて、候補時相の抽出処理を行なう。そして、制御部17は、候補時相の画像データに関する情報、すなわち、表示用の候補となる画像データに関する情報を、モニタ2に表示するように制御する。ここで、制御部17の制御により、画像メモリ15は、シネ再生を行なうために、フリーズボタンが押下された瞬間から所定の過去期間の複数フレームの画像フレームをリファレンス情報とともに、他のデータで上書きされないように記憶する。なお、第1の実施形態では、シネ再生用の各種データが、内部記憶部16や、シネ再生用に別途設置された記憶部に格納される場合であっても良い。

10

【0068】

ここで、第1の実施形態に係る制御部17は、各時相に対応付けられた指標に基づいて、複数の候補時相を順位付けして抽出する。換言すると、制御部17は、画像データ群を構成する各画像データに対応付けられた指標に基づいて、表示用の候補となる画像データを順位付けして複数選択する。具体的には、第1の実施形態に係る制御部17は、画像メモリ15が記憶する画像データ群の表示要求を操作者から受け付けた場合に、リファレンス情報に、候補時相を示す情報、すなわち、表示用の候補となる画像データの時相を示す情報を表示するように制御する。候補時相を示す情報（表示用の候補となる画像データの時相を示す情報）については、後に説明する。

20

【0069】

すなわち、フリーズボタンが押下されると、第1の実施形態に係る制御部17は、画像メモリ15が記憶する各歪み画像データに対応付けられた組織平均移動速度に基づいて、表示用の候補となる複数の歪み画像データを順位付けして複数選択する。そして、第1の実施形態に係る制御部17は、表示用の候補として選択した複数の歪み画像データそれぞれの時相に対応する複数の時間軸カーソルをリファレンス情報に重畳して表示させる。なお、以下では、制御部17が行なう候補時相の抽出処理を、候補時相の選択処理と記載する場合がある。

【0070】

以下、図5～図7を用いて、上述した制御部17の表示制御処理の一例について説明する。図5～図7は、第1の実施形態に係る制御部による表示制御の一例を示す図である。なお、以下では、リファレンス情報が表示される表示画面が、図2に例示した従来例と同様であるとして説明する。

30

【0071】

図5では、フリーズボタン押下時に、モニタ2に表示されるリファレンス情報の一例を示している。第1の実施形態でも、シネ再生モードに移行した時点のフレームの歪み分布情報が表示される。そして、フリーズボタン押下時では、図3の(B)と同様に、時間軸カーソル302は、シネ再生モードに移行した時点のフレーム、すなわち、組織平均移動速度の波形301の右端の位置に移行する（図5を参照）。

40

【0072】

そして、第1の実施形態では、例えば、制御部17は、絶対値が大きい上位3つの組織平均移動速度を選択する。一例として、制御部17は、組織平均移動速度が「0」付近となる区間を除いた圧迫区間及び開放期間における組織平均移動速度の波形301のピークを特定する。そして、制御部17は、組織平均移動速度の絶対値の大きさによってフレームに順位をつける。そして、制御部17は、図5に示すように、上位3位となる3つの組織平均移動速度の波形301における位置と、上位3位となる3つの組織平均移動速度の順位と時相とを示す3つのマーカー（マーカー303a、マーカー303b及びマーカー303c）を表示させる。すなわち、制御部17は、参照情報（リファレンス情報）に、表示用の候補となる歪み画像データの時相を示す情報とともに、当該画像データの順位に

50

関する情報を表示するように制御する。換言すると、制御部 17 は、更に、参照情報（リファレンス情報）に、候補時相を示す情報とともに、候補時相の順位に関する情報を表示するように制御する。

【0073】

マーカー 303 a は、絶対値が 1 位であることを示すマーカーであり、図 5 に示すように、「1」の文字と波形上の黒丸とで構成される。また、マーカー 303 b は、絶対値が 2 位であることを示すマーカーであり、図 5 に示すように、「2」の文字と波形上の黒丸とで構成される。また、マーカー 303 c は、絶対値が 3 位であることを示すマーカーであり、図 5 に示すように、「3」の文字と波形上の黒丸とで構成される。

【0074】

なお、上記の選択処理において、制御部 17 は、組織平均移動速度が「0」付近となる区間を除いた圧迫区間及び開放期間を特定する処理を行わずに、単純に組織平均移動速度の接待値のみに基づいて順位付けを行っても良い。また、上記の選択処理において、制御部 17 は、圧迫区間のみや、開放区間のみに限定して、フレームの順位付けを行っても良い。また、操作者に提示する候補の数は、例えば、操作者により、任意に変更可能である。

【0075】

かかる表示制御により、モニタ 2 は、図 6 に例示するように、波形上に 3 つのマーカーを表示する。なお、図 6 では、図 5 に例示する黒丸に代わって、時間軸カーソルと同様の線分がマーカーとして用いられている。図 4 に例示する従来例と比較すると明らかであるように、図 6 に例示する画面を参照することで、操作者は、候補時相に関する情報を把握して、どの時間のフレームが適切な歪み情報であるかを容易に判断することができる。

【0076】

そして、第 1 の実施形態に係る制御部 17 は、操作者が行なった所定の操作に応じて、複数の候補時相に対応する複数の画像データを、予め設定された順（順位順、又は、時間順）にモニタ 2 に表示するように制御する。換言すると、制御部 17 は、操作者が行なった所定の操作に応じて、選択した複数の画像データ（複数の歪み画像データ）を、予め設定された順（順位順、又は、時間順）にモニタ 2 に表示するように制御する。

【0077】

すなわち、第 1 の実施形態では、シネ再生モードでは、操作者が、例えば、トラックボールを回転するに従って、順位が上位のフレームの歪み画像データを、画像メモリ 15 から呼び出して、モニタ 2 に表示させる。

【0078】

設定順が順位順である場合、トラックボールの回転に応じて表示されるフレームは、図 5 に例示する「マーカー 303 a の位置に対応するフレーム、マーカー 303 b の位置に対応するフレーム、マーカー 303 c の位置に対応するフレーム」の順となる。また、設定順が時間順である場合、トラックボールの回転に応じて表示されるフレームは、図 5 に例示する「マーカー 303 a の位置に対応するフレーム、マーカー 303 c の位置に対応するフレーム、マーカー 303 b の位置に対応するフレーム」の順となる。なお、回転方向が逆方向となった場合、表示順は、逆の方向となる。

【0079】

例えば、「マーカー 303 a の位置に対応するフレーム」を表示すると、モニタ 2 は、制御部 17 の制御により、時間軸カーソル 302 の位置は、マーカー 303 a の位置に移動する。操作者は、図 7 に例示するリファレンス情報を参照することで、順位 1 位の指標が演算された歪み画像データが表示されていることを把握することができる。なお、第 1 の実施形態では、歪み比は、例えば、リアルタイム表示モードかシネ再生モードかに関わらず、現在表示されているフレームについて再演算されて表示される。

【0080】

次に、図 8 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例について説明する。図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理例を説明するためのフローチ

10

20

30

40

50

ャートである。

【0081】

図8に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置の制御部17は、エラストグラフィのリアルタイム表示モードの開始要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS101)。ここで、リアルタイム表示モードの開始要求を受け付けない場合(ステップS101否定)、制御部17は、リアルタイム表示モードの開始要求を受け付けるまで待機する。

【0082】

一方、エラストグラフィのリアルタイム表示モードの開始要求を受け付けた場合(ステップS101肯定)、制御部17は、エラストモードでの処理を開始させる。そして、制御部17は、1フレーム分の反射波データが生成されたか否かを判定する(ステップS102)。ここで、1フレーム分の反射波データが生成されていない場合(ステップS102否定)、制御部17は、1フレーム分の反射波データが生成されるまで待機する。

【0083】

一方、1フレーム分の反射波データが生成された場合(ステップS102肯定)、制御部17の制御により、速度演算部123aは、速度(速度分布情報)を演算し(ステップS103)、歪み分布演算部123bは、歪み分布(歪み分布情報)を演算する(ステップS104)。また、領域が設定されている場合、歪み比演算部123cは、参照領域と標的領域との歪み比を演算する(ステップS105)。

【0084】

そして、画像生成部13は、歪み画像データを生成し(ステップS106)、指標演算部141は、指標(本実施形態では、組織の速度の平均)を算出し、リファレンス情報生成部142は、リファレンス情報を生成する(ステップS107)。なお、Bモード画像データの並列表示が行なわれる場合、超音波診断装置は、ステップS103~ステップS106の処理と並行して、Bモード画像データの生成を行なう。また、本実施形態において、超音波診断装置は、ステップS103~ステップS106の処理と平行して、表示用に、組織ドプラ画像データの生成を行なっても良い。

【0085】

そして、制御部17の表示制御により、モニタ2は、設定されたレイアウトで各種データを表示する(ステップS108、図2等を参照)。なお、画像メモリ15は、ステップS108で表示された画像データと指標とを対応付けて記憶する。

【0086】

そして、制御部17は、動画再生モードへの移行要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS109)。すなわち、制御部17は、フリーズボタンが押下されたか否かを判定する。ここで、動画再生モードへの移行要求を受け付けない場合(ステップS109否定)、制御部17は、ステップS102に戻って、新たな1フレーム分の反射波データが生成されたか否かを判定する。

【0087】

一方、動画再生モードへの移行要求を受け付けた場合(ステップS109肯定)、制御部17の制御により、モニタ2は、移行要求受け付け時の各種データを表示する(ステップS110)。ここで、ステップS109肯定の場合、制御部17は、所定期間(所定過去期間)の指標と画像データとが、上書きされないように、画像メモリ15内に保存する。

【0088】

そして、制御部17は、所定期間の指標に基づいて、複数の候補を選択し(ステップS111)、選択した複数の候補の時相を示す情報を、順位とともに、リファレンス情報に表示させる(ステップS112)。

【0089】

そして、制御部17は、動画再生指示を受け付けたか否かを判定する(ステップS113)。ここで、動画再生指示を受け付けない場合(ステップS113否定)、制御部17

10

20

30

40

50

は、動画再生指示を受け付けるまで待機する。

【0090】

一方、動画再生指示を受け付けた場合（ステップS113肯定）、制御部17の制御により、モニタ2は、複数の候補として選択された歪み画像データそれぞれを、設定順で表示し（ステップS114）、処理を終了する。

【0091】

上述したように、第1の実施形態では、客観的な指標に基づいて、圧迫開放が適切であると判定される時相の候補を選択し、選択した候補の時相を操作者に表示する。かかる候補時相は、圧迫から開放へ移行する区間や、開放から圧迫へ移行する区間以外の区間の時相であり、開放による応力や圧迫による応力が略最大となる時相となる。候補の時相が提供されることで、操作者は、候補の時相に対応するフレームの歪み画像データを速やかに参照することができる。例えば、候補の時相に対応するフレームや、当該フレームの近傍のフレームを参照することができる。従って、第1の実施形態では、適切な歪みに関する情報を操作者が容易に得ることができる。

10

【0092】

また、第1の実施形態では、候補となる時相を、順位付けを行なった上で複数選択し（抽出し）、かかる複数の候補の時相を操作者に表示する。従って、第1の実施形態では、適切な歪み情報が描出されたフレームの選択を、操作者が容易に行なうことができる。

【0093】

また、第1の実施形態では、複数の候補の時相の各画像データが、操作者が行なう簡単な操作により順次表示される。かかる処理により、第1の実施形態では、適切な歪み情報が描出されたフレームの選択を、操作者が更に容易に行なうことができる。なお、第1の実施形態では、候補時相に関する情報のみを表示させる場合であっても、候補時相の画像データ（歪み画像データ）のみを表示させる場合であっても良い。また、第1の実施形態は、候補時相の歪み情報に関する情報として、候補時相の歪み画像データが表示される場合であっても、候補時相の歪み画像データ及び候補時相の歪み情報に関する値が表示される場合であっても、これら双方が表示される場合であっても良い。候補時相の歪み情報に関する値は、例えば、標的領域の変位の統計値や、標的領域及び参照領域それぞれの変位の統計値である。また、候補時相の歪み情報に関する値は、例えば、標的領域の歪みの統計値や、標的領域及び参照領域それぞれの歪みの統計値である。また、候補時相の歪み情報に関する値は、例えば、標的領域と参照領域との歪み比である。

20

30

【0094】

ここで、第1の実施形態では、指標として、組織の速度（移動速度）の統計値（例えば、平均）を用いる場合について説明した。しかし、第1の実施形態では、指標として、組織の変位の統計値を用いても良い。ここで、組織の変位の統計値とは、関心領域における変位の平均値、最大値、中央値、上位「n」位の変位の値等である。なお、上位「n」位の変位の値とは、領域内の各点に割り当てられた変位の値の中で、大きい値から順に「n」番目の値を意味し、「n」は整数となる。組織の変位は、歪み分布演算部123bが歪みを演算する過程で求めている値であるので、指標演算部141は、例えば、歪み分布表示領域111内の平均変位を演算することが可能である。また、第1の実施形態では、指標として、組織の歪みの統計値を用いても良い。ここで、組織の歪みの統計値とは、関心領域における歪みの平均値、最大値、中央値、上位「n」位の値等である。なお、上位「n」位の歪みの値とは、領域内の各点に割り当てられた歪みの値の中で、大きい値から順に「n」番目の値を意味し、「n」は整数となる。かかる場合、指標演算部141は、歪み分布演算部123bが演算した歪み分布情報から、例えば、歪み分布表示領域111内の平均歪みを演算する。また、第1の実施形態では、指標として、組織の2つの領域内の歪み比の統計値を用いても良い。かかる2つの領域は、例えば、参照領域と標的領域である。ここで、歪み比の統計値とは、参照領域の歪みの平均値と標的領域の歪みの平均値との比、参照領域の歪みの最大値と標的領域の歪みの最大値との比、参照領域の歪みの中央値と標的領域の歪みの中央値との比、参照領域の歪みの上位「n」位の値と標的領域の歪

40

50

みの上位「n」位の値との比等である。かかる場合、指標演算部141は、歪み比演算部123cが出力したデータを指標としてリファレンス情報生成部142に出力する。

【0095】

また、第1の実施形態では、組織の統計的な変位、統計的な速度、統計的な歪み、統計的な歪み比を複数の組み合わせで演算し、これら複数の指標を用いて、候補の時相を選択（抽出）しても良い。このように、第1の実施形態では、指標演算部141は、組織の変位の統計値、組織の速度の統計値、組織の歪みの統計値、組織の2つの領域内の歪み比の統計値の少なくとも1つを指標として演算することができる。

【0096】

（第2の実施形態）

第1の実施形態では、指標の一例として、組織の平均速度を用いる場合について説明したが、第2の実施形態では、組織の歪みの統計値及び分散を指標として用いる場合について、図9A、図9B及び図9Cを用いて説明する。図9A、図9B及び図9Cは、第2の実施形態を説明するための図である。

【0097】

第2の実施形態に係る超音波診断装置は、図1に示す第1の実施形態に係る超音波診断装置と同様に構成される。ただし、第2の実施形態に係る指標演算部141は、組織の歪みの統計値及び分散を指標として演算する。ここで、組織の歪みの統計値は、第1の実施形態でも説明したように、組織の歪みの平均値、最大値、中央値等である。以下では、これを中心にして説明する。なお、以下で説明する内容以外は、第1の実施形態で説明した内容が第2の実施形態でも適用可能である。以下では、指標演算部141は、組織の歪みの平均及び分散を指標として演算する場合について説明する。

【0098】

第2の実施形態に係る指標演算部141は、歪み分布演算部123bが演算した歪み分布情報を用いて、歪み分布表示領域111における歪みの平均及び歪みの分散を演算する。そして、指標演算部141は、歪みの平均を分散で割った値を指標として求める。そして、第2の実施形態に係るリファレンス情報生成部142は、かかる指標（平均歪み/分散）を時間軸に沿ってプロットした波形をリファレンス情報として生成する。画像メモリ15は、指標を記憶する。

【0099】

すなわち、第2の実施形態で用いられる指標は、分散に対する平均値の大小で表され、値が大きいほど平均値に対するばらつきが小さく、圧迫開放が適切に行なわれているとみなすことができる値となる。

【0100】

図9Aでは、リアルタイム表示時に、図2に示すリファレンス情報表示領域130に表示されるリファレンス情報の一例を示している。また、図9Bでは、フリーズボタン押下時に、リファレンス情報表示領域130に表示されるリファレンス情報の一例を示している。また、図9Cでは、フリーズボタン押下後の再生時に、リファレンス情報表示領域130に表示されるリファレンス情報の一例を示している。また、図9A、図9B及び図9Cに示す401は、指標「平均歪み/分散」の波形であり、402は、モニタ2に表示される時間軸カーソルを示している。また、図9A、図9B及び図9Cに示す横軸は、各フレームが生成された時点での時間（t）を示す時間軸であり、歪み情報の生成時の時相である。横軸の目盛りスケールは、歪み画像データが生成されるフレームレートと、画像メモリ15においてシネ再生用に割り当てられたメモリ容量とにより決定される。

【0101】

ここで、図9A、図9B及び図9Cに例示する波形401では、「平均歪み/分散」が正であれば組織が「圧迫」されていることを示し、「平均歪み/分散」が負であれば組織が「開放」されていることを示す。波形401では、例えば、「平均歪み/分散」の絶対値が大きいほど、歪み情報が適切であるとみなすことができる。

【0102】

10

20

30

40

50

リアルタイム表示モード時では、図9Aに示す時間軸カーソル402は、現在のモニタ2に表示されている最新のフレームの時相を示す位置に配置される。リアルタイム表示モード時では、時間軸カーソル402により、リファレンス情報が更新される。

【0103】

フリーズボタンが押下されると、時間軸カーソル402は、図9Bに示すように、シネ再生モードに移行した時点のフレーム、すなわち、波形401の右端の位置に移行する。そして、第2の実施形態では、第1の実施形態と同等に、指標に基づいて、フレームの順位付けが行なわれる。例えば、制御部17は、「平均歪み/分散」の絶対値が大きい上位3つの時相の歪み画像データを表示用の複数の候補として選択する。

【0104】

これにより、フリーズボタンが押下されると、リファレンス情報表示領域130には、図9Bに示すように、上位3位となる3つの「平均歪み/分散」の順位と時相とを示す3つのマーカー(マーカー403a、マーカー403b及びマーカー403c)が表示される。

【0105】

マーカー403aは、絶対値が1位であることを示すマーカーであり、図9Bに示すように、「1」の文字と波形上の黒丸とで構成される。また、マーカー403bは、絶対値が2位であることを示すマーカーであり、図9Bに示すように、「2」の文字と波形上の黒丸とで構成される。また、マーカー403cは、絶対値が3位であることを示すマーカーであり、図9Bに示すように、「3」の文字と波形上の黒丸とで構成される。

【0106】

そして、第2の実施形態でも、シネ再生モードでは、操作者が、例えば、トラックボールを回転するに従って、順位が上位のフレームの歪み画像データを、画像メモリ15から呼び出して、モニタ2に表示させる。

【0107】

設定順が順位順である場合、トラックボールの回転に応じて表示されるフレームは、図9Bに例示する「マーカー403aの位置に対応するフレーム、マーカー403bの位置に対応するフレーム、マーカー403cの位置に対応するフレーム」の順となる。また、設定順が時間順である場合、トラックボールの回転に応じて表示されるフレームは、図9Bに例示する「マーカー403bの位置に対応するフレーム、マーカー403cの位置に対応するフレーム、マーカー403aの位置に対応するフレーム」の順となる。なお、回転方向が逆方向となった場合、表示順は、逆の方向となる。

【0108】

かかるシネ再生モードでは、時間軸カーソル402は、図9Cに示すように、時間軸上において、表示している過去の時相に対応する位置に表示される。

【0109】

なお、第2の実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理は、図8を用いて説明した第1の実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理において、指標が、例えば、「平均歪み/分散」である以外は同様であるので、説明を省略する。

【0110】

上述したように、第2の実施形態では、平均値や最大値、中央値等の統計値とともに分散を用いることで、圧迫及び開放の状態をより客観的に判定可能な指標を求めることができる。

【0111】

なお、第2の実施形態では、指標の一例として、「平均歪み/分散」を用いる場合について説明した。しかし、第2の実施形態では、指標として、組織の変位の平均や最大値、中央値等の統計値及び分散を用いても良い。組織の変位は、歪み分布演算部123bが歪みを演算する過程で求めている値であるので、例えば、指標演算部141は、歪み分布表示領域111内の「平均変位/分散」を演算することが可能である。また、第2の実施形態では、指標として、組織の歪みの平均及び分散を用いても良い。かかる場合、指標演算

10

20

30

40

50

部 1 4 1 は、歪み分布演算部 1 2 3 b が演算した歪み分布情報から、歪み分布表示領域 1 1 1 内の「平均歪み / 分散」を演算する。また、第 2 の実施形態では、指標として、歪み比の平均や最大値、中央値等の統計値及び分散を用いても良い。かかる 2 つの領域は、例えば、参照領域と標的領域である。かかる場合、指標演算部 1 4 1 は、歪み比演算部 1 2 3 c が出力したデータから、例えば、「平均歪み比 / 分散」を演算して、リファレンス情報生成部 1 4 2 に出力する。

【 0 1 1 2 】

また、第 2 の実施形態では、組織の統計的な変位及び分散、統計的な速度及び分散、統計的な歪み及び分散、統計的な歪み比及び分散を複数の組み合わせで演算し、これら複数の指標を用いて、候補の時相を選択しても良い。このように、第 2 の実施形態では、指標演算部 1 4 1 は、組織の変位の統計値及び分散、組織の速度の統計値及び分散、組織の歪みの統計値及び分散、組織の 2 つの領域内の歪み比の統計値及び分散のいずれか 1 つを指標として演算することができる。

10

【 0 1 1 3 】

なお、上記の第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態では、指標に基づいて選択された複数の歪み画像データを、例えば、操作者のトラックボール操作に応じて、モニタ 2 に順次動画表示する場合について説明した。しかし、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態は、操作者からの表示要求を受け付けた場合に、表示用として選択した歪み画像データを含む歪み画像データ群をモニタ 2 に動画表示するように制御する場合であっても良い。すなわち、制御部 1 7 は、操作者からの表示要求を受け付けた場合に、候補時相の歪み画像データを含む歪み画像データ群をモニタ 2 に動画表示するように制御しても良い。ここで、動画表示される歪み画像データ群は、例えば、指標に基づいて抽出された複数の歪み画像データである。かかる場合、動画表示される順番は、順位順であっても良いし、時間順であっても良い。

20

【 0 1 1 4 】

また、動画表示される歪み画像データ群は、以下に説明する歪み画像データ群であっても良い。例えば、操作者は、順位と時相とを示す複数のマーカーを参照して、1 つのマーカーを指定する。かかる場合、制御部 1 7 は、例えば、指定されたマーカーに対応する時相を中心とする所定時間（例えば、5 秒間）に一定間隔で生成された歪み画像データ群をモニタ 2 に動画表示させる。各画像データが動画表示される動画の長さは、例えば、指標が演算された時間間隔に対応する。或いは、制御部 1 7 は、例えば、指標に基づいて選択された複数の歪み画像データそれぞれについて、各歪み画像データが生成された時相を中心とする所定時間に生成された歪み画像データ群をモニタ 2 に動画表示させても良い。候補時相の歪み画像データとともに、当該歪み画像データの前後で生成された歪み画像データ群を動画表示させることで、より適切な歪み画像データが操作者により選択される可能性を向上させることができる。

30

【 0 1 1 5 】

また、かかる動画表示を行なう場合は、制御部 1 7 は、上述したように、候補として選択された各歪み画像データに対応する時相を示すマーカーとして、ライン状のマーカーを表示させる場合に限定されるものではない。例えば、制御部 1 7 は、ライン状のマーカーの代わりに、候補として選択された各歪み画像データに対応する時相を含む時間領域を示すマーカー（例えば、矩形のマーカー）を表示させても良い。

40

【 0 1 1 6 】

また、上記の第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態では、複数の候補時相を抽出する場合について説明した。しかし、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態では、1 つの候補を抽出する場合であっても良い。かかる候補は、例えば、上位 3 つの候補の時相の中で、1 位の時相や、フリーズボタン押下時に最も近い時相が選択される。また、上記の第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態では、操作者の指示を受け付けたことを契機として、候補時相の抽出処理、並びに、順位付け処理を行なう場合について説明した。しかし、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態では、新規に歪み情報や歪み画像データの生成と並列して、候補時相

50

の抽出処理、並びに、順位付け処理が行なわれる場合であっても良い。

【0117】

また、上記の第1の実施形態及び第2の実施形態で用いられる指標は、上述した以外の指標であっても良い。例えば、組織ドプラデータに含まれるドプラ情報の速度、分散、パワーの1つ、又は、複数を組み合わせたものが、指標として用いられる場合であっても良い。また、例えば、受信信号のS/N比を、指標として更に用いる場合であっても良い。また、例えば、過去の検査で、適切な歪み分布が得られた指標の時相を含む局所的な区間の波形を教師データとして記憶しておき、候補を選択する波形の中で、教師データの波形と類似度が高い区間を、候補の時相として選択する場合であっても良い。

【0118】

また、上記の第1の実施形態及び第2の実施形態において、制御部17は、各時相に対応付けられた指標と当該時相で生成されたBモード画像データから得られる情報に基づいて、複数の候補時相を順位付けして抽出しても良い。Bモード画像データから得られる情報は、例えば、信号雑音比である。かかる場合、制御部17は、例えば、ある時相における関心領域の平均移動速度の絶対値に、当該時相のBモード画像データの関心領域におけるS/N比により定まる係数を乗算した値を用いて、複数の候補時相を順位付けして抽出することができる。例えば、良好なS/N比(値の高いS/N比)が得られた時相は、ノイズが少なく信頼性が高い画像が得られていると判断できるため、高い係数値が設定される。このような係数値の設定処理は、例えば、S/N比の値から係数を算出する関数や、S/N比の値と係数とを対応付けたテーブルを制御部17に予め設定することで、実行される。

【0119】

或いは、制御部17は、各時相に対応付けられた指標と当該時相で生成された組織ドプラ画像データから得られる情報に基づいて、複数の候補時相を順位付けして抽出しても良い。組織ドプラデータから得られる情報は、例えば、信号雑音比である。ここで、制御部17は、組織ドプラデータとして生成された各サンプル点の組織の分散値を用いる。組織ドプラデータの分散値は、Bモード画像データでのS/N比に対応する値として用いることができる。従って、制御部17は、例えば、ある時相における関心領域の平均移動速度の絶対値に、当該時相の組織ドプラ画像データ(分散画像データ)の関心領域の値(分散値)により定まる係数を乗算した値を用いて、複数の候補時相を順位付けして抽出することができる。例えば、大きな分散値が得られた時相は、ドプラ信号間のばらつきが大きく信頼性の低い画像が得られていると判断できるため、低い係数値が設定される。このような係数値の設定処理は、例えば、分散値から係数を算出する関数や、分散値と係数とを対応付けたテーブルを制御部17に予め設定することで、実行される。

【0120】

なお、Bモード画像データや組織ドプラ画像データから得られる情報の値は、上記の値に限定されるものではない。例えば、制御部17は、指標と、組織ドプラ画像データ(パワー画像データ)のパワー値とを用いて、複数の候補時相を順位付けして抽出しても良い。この場合、制御部17は、パワー値が大きい時相を優先した順位付けを行なう。例えば、制御部17は、大きな分散値が得られた時相には、高い係数値を設定する。また、制御部17は、指標と、Bモード画像データの平均輝度値とを用いて、複数の候補時相を順位付けして抽出しても良い。この場合、制御部17は、平均輝度値が大きい時相を優先した順位付けを行なう。例えば、制御部17は、大きな平均輝度値が得られた時相には、高い係数値を設定する。

【0121】

このように、歪み画像データと同じ時相で生成された他の画像データで得られる情報の値を更に用いることで、制御部17は、例えば、平均移動速度の絶対値が大きい値で演算されているが、S/N比が悪い時相を、候補時相として抽出されることを回避できる。すなわち、制御部17は、指標とともに、画像データ(Bモード画像データや組織ドプラ画像データ)から得られる情報の値を用いて、各時相の順位付けを行なうことで、信頼性の

10

20

30

40

50

低い候補時相が抽出されることを回避することができる。

【0122】

なお、信頼性の低い候補時相が抽出されることを回避するために、制御部17は、以下の処理を行なっても良い。具体的には、制御部17は、歪み画像データと同じ時相で生成された他の画像データで得られる情報の値が、所定の条件を満たさない時相を除外する。例えば、制御部17は、S/N比が予め設定された閾値を下回る時相や、分散値が予め設定された閾値を上回る時相を除外する。そして、制御部17は、残余の各時相に対応付けられた指標を用いて、複数の候補時相を順位付けして抽出する。これによっても、制御部17は、例えば、平均移動速度の絶対値が大きい値で演算されているが、S/N比が悪い時相を、候補時相として抽出されることを回避できる。

10

【0123】

或いは、制御部17は、上記の除外処理と同等な処理として、歪み画像データと同じ時相で生成された他の画像データで得られる情報の値が、所定の条件を満たさない時相については、当該時相の指標に乗算する係数値を「0」としても良い。この場合、例えば、制御部17は、S/N比が予め設定された閾値を下回る時相や、分散値が予め設定された閾値を上回る時相については、当該時相の指標に乗算する係数値を「0」として、複数の候補時相を順位付けして抽出する。

【0124】

更に、上記の変形例において、制御部17は、各時相に対応付けられた指標と、当該時相で生成されたBモード画像データから得られる情報の値と、当該時相で生成された組織ドプラ画像データから得られる情報の値とに基づいて、複数の候補時相を順位付けして抽出しても良い。

20

【0125】

また、第1の実施形態及び第2の実施形態で説明した画像処理方法は、医用画像データを保管するデータベースから反射波データを取得可能な画像処理装置により行なわれる場合であっても良い。

【0126】

また、第1の実施形態及び第2の実施形態の説明において、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。例えば、組織情報処理部123は、血流情報処理部122に統合される場合であっても良い。また、例えば、歪み比演算部123cは、歪み情報処理部14に設置される場合であっても良い。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPU及び当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

30

【0127】

また、第1の実施形態及び第2の実施形態で説明した画像処理方法は、あらかじめ用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーションなどのコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD、USBメモリ及びSDカードメモリ等のFlashメモリ等のコンピュータで読み取り可能な非一時的な記録媒体に記録され、コンピュータによって非一時的な記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

40

【0128】

以上、説明したとおり、第1の実施形態及び第2の実施形態によれば、適切な歪みに関する情報を操作者が容易に得ることができる。

【0129】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したも

50

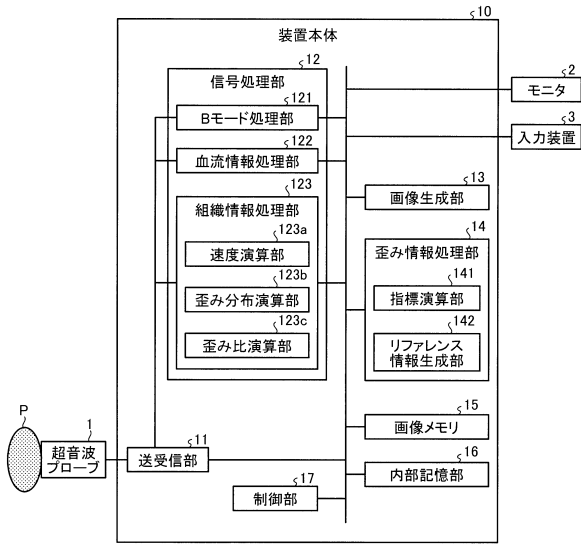
のであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

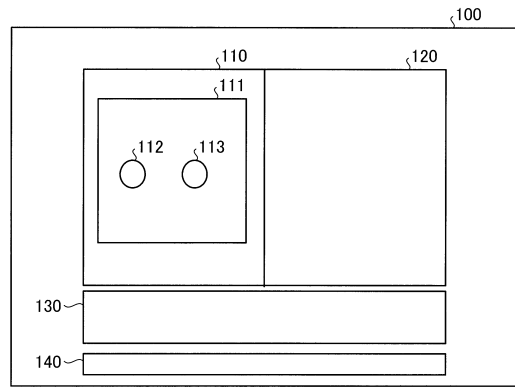
【0130】

1	超音波プローブ	
2	モニタ	
3	入力装置	10
10	装置本体	
11	送受信部	
12	信号処理部	
121	Bモード処理部	
122	血流情報処理部	
123	組織情報処理部	
123a	速度演算部	
123b	歪み分布演算部	
123c	歪み比演算部	
13	画像生成部	20
14	歪み情報処理部	
141	指標演算部	
142	リファレンス情報生成部	
15	画像メモリ	
16	内部記憶部	
17	制御部	

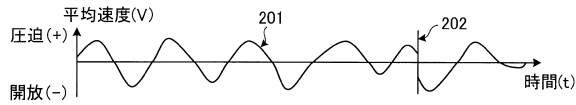
【図1】



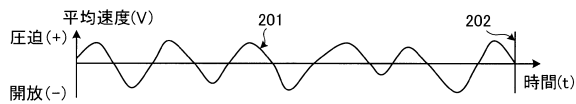
【図2】



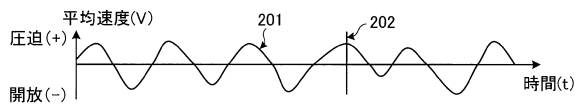
【図3A】



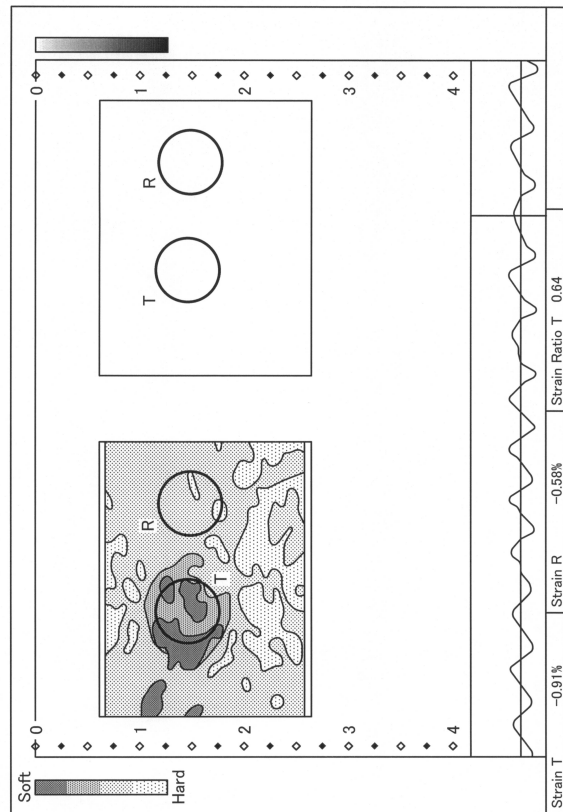
【図3B】



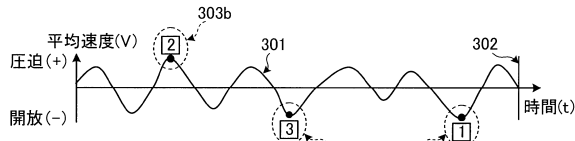
【図3C】



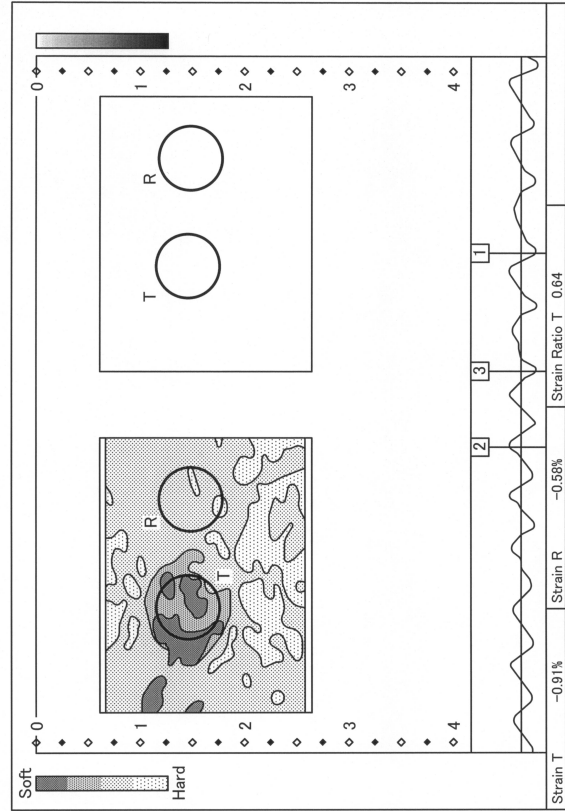
【図4】



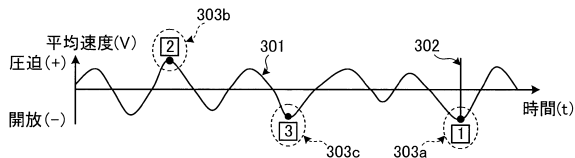
【図5】



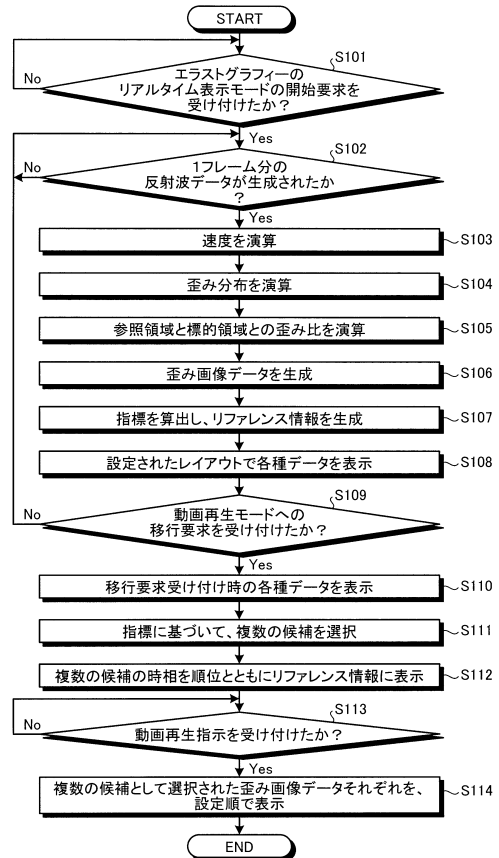
【図6】



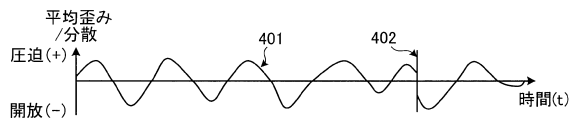
【図7】



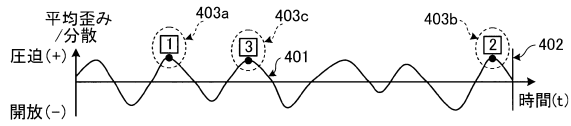
【図8】



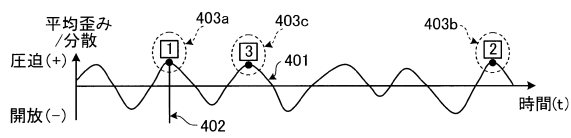
【図 9 A】



【図 9 B】



【図 9 C】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2011/034005(WO, A1)
特開2011-092224(JP, A)
国際公開第2005/120358(WO, A1)

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

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和图像处理方法		
公开(公告)号	JP6214974B2	公开(公告)日	2017-10-18
申请号	JP2013186540	申请日	2013-09-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	大住良太		
发明人	大住 良太		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/488 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/08.ZDM A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/JB35 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL04		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	2012198754 2012-09-10 JP		
其他公开文献	JP2014064912A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种诊断超声设备，图像处理设备和图像处理方法，其允许操作者容易地获取与应变有关的适当信息。解决方案：超声诊断设备包括信号处理部分12，指标计算部分141，存储部分15和控制部分17。信号处理部分12基于反射波信号以时间序列产生信号处理部分12。超声波被传输到对象中，应变信息与被压缩和释放的对象中的组织的应变有关。指标计算部分141在产生应变信息时计算与组织的压缩或释放状态有关的指标。存储部分15在产生应变信息时将时间相位与产生应变信息时的指数相关联并存储它。基于与每个时相相关联的索引，控制部分17提取候选时间阶段，该候选时间阶段是用作候选的时间阶段。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6214974号 (P6214974)
(45) 発行日 平成29年10月18日(2017.10.18)		(24) 登録日 平成29年9月29日(2017.9.29)
(51) Int. Cl. A61B 8/08 (2006.01)	F I A61B 8/08 ZDM	
請求項の数 20 (全 26 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-186540 (P2013-186540)	(73) 特許権者 594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地	
(22) 出願日 平成25年9月9日(2013.9.9)	(74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所	
(65) 公開番号 特開2014-64912 (P2014-64912A)	(72) 発明者 大住 良太 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
(43) 公開日 平成26年4月17日(2014.4.17)	審査官 永田 浩司	
審査請求日 平成28年9月2日(2016.9.2)		
(31) 優先権主張番号 特願2012-198754 (P2012-198754)		
(32) 優先日 平成24年9月10日(2012.9.10)		
(33) 優先権主張国 日本国(JP)		

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理方法

最終頁に続く