

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6462263号
(P6462263)

(45) 発行日 平成31年1月30日 (2019. 1. 30)

(24) 登録日 平成31年1月11日 (2019. 1. 11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2014-159057 (P2014-159057)
 (22) 出願日 平成26年8月4日 (2014. 8. 4)
 (65) 公開番号 特開2016-34452 (P2016-34452A)
 (43) 公開日 平成28年3月17日 (2016. 3. 17)
 審査請求日 平成29年7月27日 (2017. 7. 27)

(73) 特許権者 594164542
 キヤノン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 森口 正治

(56) 参考文献 特開2008-000588 (JP, A)

(58) 調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 8/00-8/15

(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プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブに超音波による走査を実行させ、前記走査によって得られた受信信号に基づいて受信データを生成する送受信部と、

走査範囲内で隣接する領域の境界を特定する境界特定部と、

前記境界を基準とした第1の領域に対応する受信データを削除し、前記第1の領域に隣接する領域の受信データから推測した受信データを付加し、付加後の受信データに基づいて変位分布を演算する変位分布演算部と、

前記変位分布に基づいて、歪み分布を演算する歪み分布演算部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

変位付加部を更に備え、

前記変位分布演算部は、前記第1の領域に対応する受信データに基づいて、前記第1の領域に対応する第1の変位分布を演算し、

前記変位付加部は、前記境界の位置に基づく第2の領域を設定し、前記第2の領域に第2の変位分布を付加し、

前記歪み分布演算部は、前記第1の変位分布の前記境界の位置に基づく一部と前記第2の変位分布に基づいて、歪み分布を演算する

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

前記第 2 の領域を設定する前に、前記境界の位置に基づく第 1 の領域を設定し、前記第 1 の領域に対応する受信データを変更し、前記第 1 の変位分布を演算する変位分布演算部を更に備え、

前記歪み分布演算部は、前記変位分布演算部が演算した前記第 1 の変位分布に基づいて、前記歪み分布を演算することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記歪み分布演算部は、前記走査範囲を構成する走査線毎に前記歪み分布を演算することを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記変位付加部は、前記走査線毎に前記第 2 の変位分布を付加することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 1 の領域は、前記境界上に特定されることを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

超音波画像内で隣接する領域の境界を特定する境界特定部と、

前記境界を基準とした第 1 の領域に対応する受信データを削除し、前記第 1 の領域に隣接する領域の受信データから推測した受信データを付加し、付加後の受信データに基づいて変位分布を演算する変位分布演算部と、

前記変位分布に基づいて、歪み分布を演算する歪み分布演算部と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 8】

走査範囲内で隣接する領域の境界を特定する境界特定手順と、

前記境界を基準とした第 1 の領域に対応する受信データを削除し、前記第 1 の領域に隣接する領域の受信データから推測した受信データを付加し、付加後の受信データに基づいて変位分布を演算する変位分布演算手順と、

前記変位分布に基づいて、歪み分布を演算する歪み分布演算手順と、

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【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プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を用いた画像診断として、被検体の組織の硬さ（ヤング率）を映像化するエラストグラフィがある。エラストグラフィでは、例えば、操作者が、超音波プローブを被検体の表面に接触させた状態で加振して、組織に対する圧迫及び開放を繰り返すことで、被検体の組織に応力を加える。そして、超音波診断装置では、この応力によって発生する組織の歪みを、硬さの情報として算出する。

【0003】

組織の歪みを算出するためには、組織の変位又は移動速度を算出する必要がある。例えば、組織の変位は、隣接フレーム間の受信 RF（Radio Frequency）信号の相互相関により算出される。また、組織の移動速度は、ドプラ法により算出される。さらに、これら二つの方法を組み合わせて歪みを算出する方法がある。

【0004】

上記の方法では、歪みは、例えば、組織に対する圧迫及び開放による応力によって変動するため、局所領域における相対的な値として算出される。したがって、歪みを安定的に画像化するためには、歪みを規格化する必要がある。歪みの規格化に使用する値としては、例えば、歪みを映像化する領域の歪みの統計値（最大値、最小値、平均値等）、同一時

10

20

30

40

50

相における参照領域の歪みの統計値等が挙げられる。参照領域は、例えば、被検体と超音波プローブとの間に挿入される硬さが分かっている弾性体である超音波カプラ内に指定される。

【 0 0 0 5 】

ところが、変位の算出に用いる局所領域が超音波を強く反射する領域と重複する領域では、算出される変位に誤差が生じてしまう。また、歪みは、局所領域における変位の空間微分として算出されるため、歪みの算出に用いる局所領域が超音波を強く反射する領域と重複する領域では、算出される歪みに誤差が生じてしまう。したがって、歪みの規格化に用いる値が不正確な値となり、走査範囲における歪みが不正確になってしまう。このため、従来の超音波診断装置は、歪みを正確に算出することが困難であった。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 6 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 2 6 1 1 9 8 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 1 3 - 1 5 4 2 1 7 号公報

【特許文献 3】国際公開第 2 0 0 7 / 1 1 0 6 6 9 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

本発明が解決しようとする課題は、被検体の組織の歪みをより正確に算出す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プログラムを提供することである。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

実施形態の超音波診断装置は、送受信部と、境界特定部と、変位分布演算部と、歪み分布演算部とを備える。送受信部は、超音波プローブに超音波による走査を実行させ、前記走査によって得られた受信信号に基づいて受信データを生成する。境界特定部は、走査範囲内で隣接する領域の境界を特定する。変位分布演算部は、前記境界を基準とした第 1 の領域に対応する受信データを削除し、前記第 1 の領域に隣接する領域の受信データから推測した受信データを付加し、付加後の受信データに基づいて変位分布を演算する。歪み分布演算部は、前記変位分布に基づいて、歪み分布を演算する。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 9 】

【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、第 1 の実施形態に係る変位分布演算部の構成例を示す図である。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係る歪み分布演算部の構成例を示す図である。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理例を示すフローチャートである。

【図 5】図 5 は、第 1 の実施形態に係るモニタの表示例を示す図である。

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の歪み分布の演算方法を示すフローチャートである。

40

【図 7】図 7 は、境界特定部が、超音波カプラと被検体との境界を特定した状態を示す図である。

【図 8】図 8 は、第 1 の領域特定部が第 1 の領域を設定した状態を示す図である。

【図 9】図 9 は、受信データ削除部が第 1 の領域の受信データを削除し、受信データ付加部が第 1 の領域に受信データを付加することを説明する図である。

【図 1 0】図 1 0 は、変位算出部が、受信データ付加部が付加した受信データに基づいて、走査線上の変位分布を演算した状態を示す図である。

【図 1 1】図 1 1 は、第 2 の領域特定部が、境界によって隔てられた二つの領域を分割し、第 2 の領域を設定した状態を示す図である。

【図 1 2】図 1 2 は、変位付加部が、走査線上において、第 2 の領域に歪み算出部が歪み

50

を算出する際に使用する変位を付加した状態を示す図である。

【図 1 3】図 1 3 は、歪み算出部が、走査線上において、変位付加部が付加した変位に基づいて、第 2 の領域内の歪み分布を算出した状態を示す図である。

【図 1 4】図 1 4 は、歪み算出部が、図 1 3 に示した変位分布及び歪み分布を接続した図である。

【図 1 5】図 1 5 は、第 2 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 6】図 1 6 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の歪み分布の演算方法を示すフローチャートである。

【図 1 7】図 1 7 は、境界特定部が、超音波カブラと被検体との境界を特定した状態を示す図である。

10

【図 1 8】図 1 8 は、第 2 の領域特定部が、境界によって隔てられた二つの領域を分割し、第 2 の領域を設定した状態を示す図である。

【図 1 9】図 1 9 は、変位付加部が、走査線上において、第 2 の領域に歪み算出部が歪みを算出する際に使用する変位を付加した状態を示す図である。

【図 2 0】図 2 0 は、歪み算出部が、走査線上において、変位付加部が付加した変位に基づいて、第 2 の領域内の歪み分布を演算した状態を示す図である。

【図 2 1】図 2 1 は、歪み算出部が、図 2 0 に示した歪み分布を接続した図である。

【図 2 2】図 2 2 は、第 3 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 3】図 2 3 は、第 3 の実施形態に係る変位分布演算部の構成例を示す図である。

【図 2 4】図 2 4 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の歪み分布の演算方法を示すフローチャートである。

20

【図 2 5】図 2 5 は、境界特定部が正常部と歪みを算出することができない組織との境界を特定した状態を示す図である。

【図 2 6】図 2 6 は、第 1 の領域特定部が第 1 の領域を設定した状態を示す図である。

【図 2 7】図 2 7 は、受信データ付加部が、第 1 の領域に変位分布を演算するための受信データを付加することを説明する図である。

【図 2 8】図 2 8 は、歪み分布演算部が演算し、規格化された歪み分布を示す図である。

【図 2 9】図 2 9 は、第 4 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 3 0】図 3 0 は、第 4 の実施形態に係る変位分布演算部の構成例を示す図である。

【図 3 1】図 3 1 は、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置の歪み分布の演算方法を示すフローチャートである。

30

【図 3 2】図 3 2 は、境界特定部が正常部と病変部との境界を特定した状態を示す図である。

【図 3 3】図 3 3 は、第 1 の領域特定部が、境界を第 1 の領域とした状態を示す図である。

【図 3 4】図 3 4 は、受信データ削除部が、第 1 の領域の受信データを変更することを説明する図である。

【図 3 5】図 3 5 は、歪み分布演算部が演算し、規格化した歪み分布を示す図である。

【図 3 6】図 3 6 は、第 5 の実施形態に係る超音波診断装置の処理例を示すフローチャートである。

40

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムを説明する。

【0011】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 a の構成例を示す図である。図 2 は、第 1 の実施形態に係る変位分布演算部 9 2 a の構成例を示す図である。図 3 は、第 1 の実施形態に係る歪み分布演算部 9 3 a 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 1 a は、超音波プローブ 2 と、モニタ 3 と、入力装置 4 と

50

、装置本体 5 a とを有する。

【 0 0 1 2 】

超音波プローブ 2 は、超音波の送受信を行う。超音波プローブ 2 は、装置本体 5 a に着脱可能に設けられ、バッキング材、整合層及び複数の振動子を有する。超音波プローブ 2 が有する複数の振動子は、装置本体 5 a が有する送受信部 6 から供給される駆動信号に基づいて、被検体 P の組織へ超音波を送信する。超音波プローブ 2 が有する複数の振動子は、被検体 P の組織により反射された超音波を受信し、これを電気信号に変換する。

【 0 0 1 3 】

振動子は、ジルコン酸チタン酸塩、ポリフッ化ビニリデン等、圧電効果を示す材料で作製されている。バッキング材は、振動子に対して被検体 P とは反対側に設けられている。バッキング材は、振動子から被検体 P へ向う方向以外の方向への超音波の伝搬を抑制する。整合層は、振動子と被検体 P との間に設けられている。整合層は、振動子が送信した超音波を被検体 P の組織に効率的に伝搬させる役割を果たす。第 1 の実施形態では、超音波プローブ 2 として、全ての振動子が直線上に配列されたリニア電子スキャンプローブを例に挙げて説明する。

【 0 0 1 4 】

超音波プローブ 2 から被検体 P の組織へ送信された超音波は、音響インピーダンスの不連続面で反射され、超音波プローブ 2 が有する振動子によって受信される。受信される反射波の振幅は、超音波が反射される点における音響インピーダンスの差に依存する。超音波が反射される点における音響インピーダンスの差が大きい程、超音波が強く反射される。

【 0 0 1 5 】

モニタ 3 は、装置本体 5 a が生成した表示用画像データに基づいて画像を表示する。また、モニタ 3 は、超音波診断装置 1 a の操作者が入力装置 4 を用いて各種設定要求を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示する。

【 0 0 1 6 】

入力装置 4 は、超音波診断装置 1 a の操作者から各種設定要求を受け付け、これを装置本体 5 a へ転送する。入力装置 4 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、トラックボール等である。例えば、操作者が、入力装置 4 が有するフリーズボタンを押下すると、超音波の送受信が終了し、超音波診断装置 1 a 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、超音波診断装置 1 a は、リアルタイム表示モードから動画再生モードに移行する。

【 0 0 1 7 】

装置本体 5 a は、図 1 に示すように、送受信部 6 と、信号処理部 7 a と、リファレンス情報生成部 1 0 と、内部記憶部 2 0 と、画像生成部 3 0 と、画像メモリ 4 0 と、制御部 5 0 とを有する。

【 0 0 1 8 】

送受信部 6 は、パルサ回路、送信遅延回路及びトリガ発生回路を有する。送受信部 6 は、超音波プローブ 2 に超音波走査、すなわち超音波による走査を実行させる。パルサ回路は、所定のレート周波数で、被検体 P へ送信する超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生させる。送信遅延回路は、超音波プローブ 2 が有する各振動子に必要な送信遅延時間を、パルサ回路が発生させた各レートパルスに与える。これにより、超音波プローブ 2 が送信する超音波をビーム状にし、送信指向性を持たせることができる。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 2 の各振動子に駆動信号を印加する。超音波プローブ 2 の各振動子に印加された駆動信号は、振動子によって超音波を発生させる機械的振動に変換される。送受信部 6 は、送信遅延時間を振動子ごとに調整することにより、超音波の送信方向やフォーカス点を変化させることができる。

【 0 0 1 9 】

なお、送受信部 6 は、後述する制御部 5 0 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することができる。例え

10

20

30

40

50

ば、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。

【 0 0 2 0 】

送受信部 6 は、アンプ回路、A / D 変換器、加算器等を有する。送受信部 6 は、超音波プローブ 2 が受信した反射波に基づく受信信号に各種処理を行って受信データを生成する。ここで、受信データは、振幅、周波数、位相、波長、波数、包絡線等の情報を含む。アンプ回路は、受信信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行う。A / D 変換器は、ゲイン補正された受信信号を A / D 変換し、受信指向性を決定するため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、受信信号の加算処理を行って受信データを生成する。加算器の加算処理により、受信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。送受信部 6 が生成した受信データは、信号処理部 7 a へ送信される。受信データの形態は、R F 信号や I Q 信号と呼ばれる位相が含まれた信号、包絡線検波処理後の振幅等を選択することができる。

10

【 0 0 2 1 】

なお、送受信部 6 は、後述する制御部 5 0 の制御により、受信遅延時間、送信周波数、送信駆動電圧、開口素子数等を瞬時に変更することができる。また、送受信部 6 は、一つのフレーム又はレートパルスごとに、異なる波形を送信して受信することもできる。

【 0 0 2 2 】

例えば、送受信部 6 は、超音波の送受信ごとに走査線の位置をずらすことにより、1 フレーム分の受信データを生成する。送受信部 6 が超音波プローブ 2 の各振動子に駆動信号を印加して、超音波の送受信を行う領域は、走査範囲と呼ばれる。

20

【 0 0 2 3 】

信号処理部 7 a は、送受信部 6 から受信データを受信し、受信した受信データに対して信号処理を行う。図 1 に示すように、信号処理部 7 a は、B モード処理部 8 と、組織情報処理部 9 a とを有する。

【 0 0 2 4 】

B モード処理部 8 は、送受信部 6 から受信した受信データに対して対数増幅、包絡線検波処理等を行い、受信データの振幅を輝度に変換した B モードデータを生成する。B モードデータは、後述する画像生成部 3 0 によって、走査範囲内の各点で反射された反射波の強度を輝度で表示した B モード画像データに変換される。なお、図示していないが、信号処理部 7 a は、受信データを周波数解析することでドブラ効果に基づく移動体の運動情報を抽出したドブラデータを生成するドブラ処理部を有する。移動体としては、血流、組織、造影剤エコー成分等が挙げられる。ドブラ処理部は、例えば、移動体の運動情報として、平均速度、分散値、パワー値等を多点に渡り抽出したドブラデータを生成する。

30

【 0 0 2 5 】

組織情報処理部 9 a は、図 1 に示すように、境界特定部 9 1 と、変位分布演算部 9 2 a と、歪み分布演算部 9 3 a と、歪み比演算部 9 4 とを有する。組織情報処理部 9 a は、送受信部 6 から受信した受信データに基づいて、走査範囲の組織の変位、歪み及び歪み比を所定の時間間隔で算出する。すなわち、組織情報処理部 9 a は、エラストグラフィーを行うエラストモードが指定された場合に、組織の硬さをカラスケールで表示するために用いる各種情報を受信データから算出する。

40

【 0 0 2 6 】

境界特定部 9 1 は、走査範囲内又は超音波画像内で隣接する領域の境界を特定する。境界特定部 9 1 は、例えば、B モードデータや B モード画像データから隣接する領域のエッジを検出し、検出したエッジにカーブフィッティングを行い、このカーブフィッティングの結果を隣接する領域の境界と特定する。なお、境界は、走査範囲内において二次元的又は三次元的に存在する。

【 0 0 2 7 】

変位分布演算部 9 2 a は、第 2 の領域を設定する前に、境界を含む第 1 の領域を設定し、第 1 の領域の受信データを削除し、第 1 の領域に変位の算出に使用する受信データを付

50

加し、変位分布を演算する。変位分布演算部 9 2 a は、図 2 に示すように、第 1 の領域特定部 9 2 1 a、受信データ削除部 9 2 2 a、受信データ付加部 9 2 3 a 及び変位算出部 9 2 4 a を有する。変位分布演算部 9 2 a は、走査範囲内の変位分布を演算する。例えば、変位分布演算部 9 2 a は、同一の走査線上において、変位の算出に使用する第 1 局所領域の各位置における受信データの相互相関を隣接するフレーム間で算出し、走査範囲内の変位分布を演算する。或いは、変位分布演算部 9 2 a は、隣接するフレーム間で、同一の走査線の受信データを周波数解析することで、走査範囲内の各点の移動速度を算出し、移動速度を時間積分することで、走査範囲内の変位分布を演算してもよい。また、変位分布演算部 9 2 a は、第 1 の領域の受信データを削除し、第 1 の領域に変位の算出に使用する受信データを付加する代わりに、第 1 の領域の受信データに定数倍等の処理を施してもよい。

10

【 0 0 2 8 】

歪み分布演算部 9 3 a は、境界を含む第 2 の領域を設定し、第 2 の領域に歪みの演算に使用する変位を付加した変位分布に基づいて、歪み分布を演算する。歪み分布演算部 9 3 a は、図 3 に示すように、第 2 の領域特定部 9 3 1 a、変位付加部 9 3 3 a 及び歪み算出部 9 3 4 a を有する。歪み分布演算部 9 3 a は、走査範囲内の歪み分布を演算する。例えば、歪み分布演算部 9 3 a は、走査線上において、歪みの算出に使用する第 2 局所領域において、変位分布演算部 9 2 a が演算した変位分布を空間微分することで、走査範囲内の歪み分布を演算する。なお、例えば、第 2 局所領域における変位の空間微分により得られた歪みは、第 2 局所領域の中心の歪みとされる。

20

【 0 0 2 9 】

歪み比演算部 9 4 は、走査範囲内の所定の二つの領域内の歪み分布の統計値の比である歪み比を演算する。まず、操作者は、歪み比を算出するために、歪み分布上で標的領域及び参照領域を設定する。標的領域は、例えば、操作者が病変部であると判断した領域に設定される。参照領域は、例えば、操作者が正常であると判断した領域や、超音波プローブ 2 と被検体 P との間に挟まれた超音波カプラに設定される。次に、歪み比演算部 9 4 は、標的領域における歪みの統計値及び参照領域における歪みの統計値を演算する。統計値は、標的領域又は参照領域の歪みの平均値、中央値、上位「n」位の値等である。ここで、上位「n」位の値とは、標的領域又は参照領域の内部の歪みの中で、大きい値から順に「n」番目の値を意味し、「n」は自然数となる。最後に、歪み比演算部 9 4 は、標的領域における歪みの統計値を参照領域における歪みの統計値で割った値を歪み比として算出する。

30

【 0 0 3 0 】

なお、組織情報処理部 9 a が有する境界特定部 9 1、変位分布演算部 9 2 a、歪み分布演算部 9 3 a 及び歪み比演算部 9 4 の詳細については後述する。信号処理部 7 a が生成する各種データは、生データとも呼ばれる。

【 0 0 3 1 】

リファレンス情報生成部 1 0 は、エラストグラフィーを行うために、例えば、操作者が超音波プローブ 2 を被検体 P の表面に接触させた状態で加振して、組織に対する圧迫及び解放を繰り返すことで組織に応力を加えている状態に関する指標を縦軸とし、経過時間を横軸とするリファレンス情報を生成する。指標としては、例えば、歪み分布表示領域に表示されている領域内の歪みの平均を歪み分布表示領域に表示されている領域内の歪みの分散で割った値が挙げられる。この指標は、値が大きいほど平均値に対するばらつきが小さく、組織への応力の加え方が適切であることを意味する。このため、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 a の操作者は、リファレンス情報を参照することにより、組織への応力の加え方が適切か否かを判断することができる。生成されたリファレンス情報は、モニタ 3 へ送信される。ここで、指標は、上述した値に限定されない。例えば、指標として、組織の平均移動速度を採用することができる。また、指標を演算するタイミングは、特に限定されない。

40

【 0 0 3 2 】

50

操作者は、リファレンス情報を参照し、例えば、組織への応力の加え方が適切であると判断した時点でフリーズボタンを押下し、モニタ 3 に表示されている画像を静止状態とし、装置本体 5 a の処理を停止させる。フリーズボタンが押下され、動画再生モードへの移行要求を受け付けられると、後述する制御部 5 0 の制御により、後述する画像メモリ 4 0 は、動画再生モードへの移行要求を受け付ける直前から過去に所定期間だけ遡った分の指標及び表示用画像データを記憶する。操作者は、画像メモリ 4 0 に記憶された複数のフレームを動画再生し、診断に最適であると思われるフレームを選択する。そして、操作者は、選択したフレーム上で標的領域及び参照領域を選択する。

【 0 0 3 3 】

内部記憶部 2 0 は、医師の所見等の診断情報、装置本体 5 a を制御するための制御プログラム、診断プロトコル、各種グラフィック等を記憶する。また、内部記憶部 2 0 は、必要に応じて、後述する画像メモリ 4 0 が記憶する表示用画像データの保管に使用してもよい。なお、内部記憶部 2 0 が記憶しているデータは、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。

【 0 0 3 4 】

画像生成部 3 0 は、信号処理部 7 a 及びリファレンス情報生成部 1 0 により得られた走査線上の信号をテレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査に変換し、モニタ 3 に B モード画像、歪み分布画像、リファレンス情報、各種グラフィック等を表示するための表示用画像データを生成する。この処理を、スキャンコンバートと呼ぶ。表示用画像データとは、B モード画像データ、歪み画像データ、リファレンス情報画像データ、合成画像データ等である。

【 0 0 3 5 】

例えば、画像生成部 3 0 は、B モード処理部 8 が生成した B モードデータから、モニタ 3 に B モード画像を表示するための B モード画像データを生成する。画像生成部 3 0 は、歪み分布演算部 9 3 a が演算した歪み分布から、モニタ 3 に被検体 P の組織の歪みをカラースケールで表示するための歪み画像データを生成する。画像生成部 3 0 は、リファレンス情報生成部 1 0 が生成したリファレンス情報から、モニタ 3 にリファレンス情報を表示するためのリファレンス情報画像データを生成する。画像生成部 3 0 は、モニタ 3 に各パラメータの文字情報、各種グラフィックを表示するための合成画像データを生成する。

【 0 0 3 6 】

なお、画像生成部 3 0 は、スキャンコンバート以外に、例えば、スキャンコンバート後の複数のフレームを用いて、輝度の平均値画像を生成する平滑化処理を行う。また、画像生成部 3 0 には、表示用画像データを格納する記憶メモリが搭載されている。

【 0 0 3 7 】

画像メモリ 4 0 は、画像生成部 3 0 が生成した表示用画像データを記憶するメモリである。例えば、画像メモリ 4 0 は、フリーズボタンが押下される直前の複数のフレームに対応する表示用画像データを保存する。超音波診断装置 1 a は、この画像メモリ 4 0 に記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、動画を表示することができる。また、画像メモリ 4 0 は、生データを記憶することもできる。画像メモリ 4 0 に記憶された生データは、例えば、診断の後に呼び出すことが可能となっており、画像生成部 3 0 を経由して表示用画像データとなる。

【 0 0 3 8 】

制御部 5 0 は、超音波診断装置 1 a における処理全体を制御する。具体的には、制御部 5 0 は、入力装置 4 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 2 0 から読み込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 6、信号処理部 7 a、リファレンス情報生成部 1 0、内部記憶部 2 0 及び画像生成部 3 0 を制御する。また、制御部 5 0 は、画像メモリ 4 0 が記憶する表示用画像データ等をモニタ 3 にて表示するように制御する。

【 0 0 3 9 】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 a の全体構成について説明した。このよ

10

20

30

40

50

うな構成の下で、超音波診断装置 1 a は、エラストグラフィーを行う。なお、上記の説明では、超音波プローブ 2 を被検体 P の表面に接触させた状態で加振して、組織に対する圧迫及び解放を繰り返すことで組織に応力を加え、歪み情報を生成する場合について説明した。ただし、第 1 の実施形態は、上記以外の方法により行なわれるエラストグラフィーにも適用することができる。例えば、被検体 P の組織を振動させるために、高音圧の超音波であるプッシュパルスを送信して、組織内を伝搬する横波であるせん断波を発生させるエラストグラフィーにも適用することができる。また、例えば、超音波診断装置 1 a とは別の機器を用いて、被検体 P の組織に振動を与えるエラストグラフィーにも適用することができる。

【 0 0 4 0 】

10

次に、図 4 及び図 5 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 a の処理の一例について説明する。図 4 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 a の処理例を示すフローチャートである。図 5 は、第 1 の実施形態に係るモニタ 3 の表示例を示す図である。

【 0 0 4 1 】

図 4 に示すように、制御部 5 0 が、エラストグラフィー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 S 1 0 1）。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 S 1 0 1 否定）、制御部 5 0 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。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 S 1 0 1 肯定）、制御部 5 0 は、エラストモードでの処理を開始させる。

20

【 0 0 4 2 】

制御部 5 0 が、送受信部 6 によって、1 フレーム分の受信データが生成されたか否かを判定する（ステップ S 1 0 2）。1 フレーム分の受信データが生成されていない場合（ステップ S 1 0 2 否定）、制御部 5 0 は、1 フレーム分の受信データが生成されるまで待機する。1 フレーム分の受信データが生成された場合（ステップ S 1 0 2 肯定）、制御部 5 0 の制御により、組織情報処理部 9 a が歪み分布を演算する（ステップ S 1 0 3）。ステップ S 1 0 3 の詳細は後述する。

【 0 0 4 3 】

リファレンス情報生成部 1 0 が、リファレンス情報を生成する（ステップ S 1 0 4）。画像生成部 3 0 が、モニタ 3 に B モード画像、歪み分布画像、リファレンス情報、各種グラフィック等を表示するための表示用画像データを生成する（ステップ S 1 0 5）。

30

【 0 0 4 4 】

制御部 5 0 の表示制御により、モニタ 3 が、表示用画像データに基づいた画像を表示する（ステップ S 1 0 6）。具体的には、図 5 に示すように、モニタ 3 には、歪み分布画像表示領域 3 1、B モード画像表示領域 3 2、リファレンス情報表示領域 3 3、演算結果表示領域 3 4、カラースケール C 及びグレースケール G が表示される。歪み分布画像表示領域 3 1 には、歪み分布画像が表示される。B モード画像表示領域 3 2 には、B モード画像が表示される。リファレンス情報表示領域 3 3 には、リファレンス情報が表示される。演算結果表示領域 3 4 には、後述する歪み及び歪み比の演算結果が表示される。カラースケール C は、歪み分布演算部 9 3 a によって算出された歪みの大きさを示す。グレースケール G は、B モード画像の輝度の大きさを示す。

40

【 0 0 4 5 】

制御部 5 0 が、動画再生モードへの移行要求を受け付けたか否か、すなわち、フリーズボタンが押下されたか否かを判定する（ステップ S 1 0 7）。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 S 1 0 7 否定）、制御部 5 0 は、ステップ S 1 0 2 に戻って、新たな 1 フレーム分の受信データが生成されたか否かを判定する。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 S 1 0 7 肯定）、制御部 5 0 が、リファレンス情報に基づいて、操作者が組織への応力の加え方が適切であると判断したフレームを取得する（ステップ S 1 0 8）。ここで、ステップ S 1 0 7 肯定の場合、制御部 5 0 は、動画再生モードへの移行要求を受け付ける直前から過去に所定期間だけ遡った分の指標及び表

50

示用画像データを画像メモリ40に保存する。制御部50が、ステップS108で選択したフレーム上で操作者が設定した標的領域T及び参照領域Rを取得する(図5及びステップS109)。

【0046】

歪み比演算部94が、標的領域Tにおける歪みの統計値を参照領域Rにおける歪みの統計値で割った値である歪み比を演算する(ステップS110)。図5に示すように、標的領域Tにおける歪みの統計値は、演算結果表示領域34の「Strain T」欄に、参照領域Rにおける歪みの統計値は、演算結果表示領域34の「Strain R」欄に、歪み比は、演算結果表示領域34の「Strain Ratio T」欄に表示される。図5では、標的領域Tにおける歪みの統計値は「a%」、参照領域Rにおける歪みの統計値は「b%」、歪み比は「c」と表示されている。

10

【0047】

次に、第1の実施形態に係る超音波診断装置1aの歪み分布の演算方法について説明する。図6は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1aの歪み分布の演算方法を示すフローチャートである。以下では、図6のフローチャートを中心に、図7～図14を適宜参照しながら、超音波診断装置1aの歪み分布の演算方法について説明する。第1の実施形態に係る超音波診断装置1aは、次のような処理を行う。まず、変位分布演算部92aが、境界の位置に基づく第1の領域を設定し、第1の領域に対応する受信データを変更し、第1の変位分布を演算する。次に、変位付加部933aが、境界の位置に基づく第2の領域を設定し、第2の領域に第2の変位分布を付加する。最後に、歪み分布演算部が、変位分布演算部が演算した第1の変位分布に基づいて、歪み分布を演算する、歪み分布を演算する。以下、これらの詳細について説明する。

20

【0048】

第1の実施形態では、超音波カブラと被検体Pとの音響インピーダンスの差が大きいため、両者の境界で強い超音波の反射が起こる場合を考える。

【0049】

図7は、境界特定部91が、超音波カブラCaと被検体Pとの境界Baを特定した状態を示す図である。図6のステップS11及び図7に示すように、境界特定部91が、超音波カブラCaと被検体Pとのエッジを検出し、検出したエッジにカーブフィッティングを行い、境界Baを特定する。つまり、カーブフィッティングの結果が境界Baとなる。エッジを検出する方法としては、例えば、キャニー法が挙げられる。また、検出したエッジにカーブフィッティングを行う方法としては、例えば、RANSA C(Random Sample Consensus)等のロバスト推定法、最小二乗法、最尤推定法が挙げられる。

30

【0050】

図8は、第1の領域特定部921aが、第1の領域Daを設定した状態を示す図である。図6のステップS12及び図8に示すように、第1の領域特定部921aが、第1の領域Daを設定する。第1の領域Daは、例えば、強い超音波の反射が起こっている境界Ba全てを含むように設定される。

【0051】

図9は、受信データ削除部922aが、第1の領域Daの受信データを削除し、受信データ付加部923aが、第1の領域Daに受信データを付加することを説明する図である。図6のステップS13及び図9に示すように、走査線Xa上において、受信データ削除部922aが、第1の領域Daの受信データを削除し(図9(a)から図9(b))、受信データ付加部923aが、第1の領域Daの内部に変位分布を演算するための受信データを付加する(図9(b)から図9(c))。受信データ付加部923aは、第1の領域Daに、例えば、走査線Xa上において、第1の領域Daに隣接する領域の受信データから推定した受信データを付加する。具体的には、図9(c)の矢印Aで示すように、受信データ付加部923aは、走査線Xa上において、第1の領域Daに隣接する領域の受信データと同様の受信データを付加する。なお、第1の領域Daに付加する受信データの推定に用いる受信データを取得する領域は、走査線Xaと平行な方向に沿って近似的に決定

40

50

するようにしてもよい。

【 0 0 5 2 】

図 1 0 は、変位算出部 9 2 4 a が、受信データ付加部 9 2 3 a が付加した受信データに基づいて、走査線上の変位分布を演算した状態を示す図である。図 6 のステップ S 1 4 及び図 1 0 に示すように、変位算出部 9 2 4 a が、変位分布を演算する。具体的には、変位算出部 9 2 4 a が、受信データ付加部 9 2 3 a が付加した受信データに基づいて、走査線上で第 1 局所領域 L D a を用いた変位分布の演算を行う。より具体的には、変位算出部 9 2 4 a が、走査線上で第 1 局所領域 L D a をずらしながら、隣接するフレーム間で第 1 局所領域 L D a における R F 信号の相互相関を取ることにより各点の変位を逐一計算し、変位分布を求める。図 1 0 に示す一例では、変位分布は、屈曲した折れ線で表されている。変位分布が屈曲している点は、超音波カプラ C a と被検体 P との境界 B a 上の点である。図 1 0 において点線で囲まれた部分が、受信データ付加部 9 2 3 a が付加した受信データに基づいて演算された変位分布である。受信データ付加部 9 2 3 a が、特異的に大きくない適正な大きさの受信データを付加しているため、変位算出部 9 2 4 a は、第 1 局所領域 L D a を用いて、第 1 の領域 D a 内の変位を正確に算出することができる。変位分布演算部 9 2 a は、上述した計算を走査範囲内の走査線上で行うことで、変位分布を演算する。変位分布演算部 9 2 a が演算した変位分布は、第 1 の変位分布とも呼ぶこともある。

10

【 0 0 5 3 】

これまでに説明したように、変位分布演算部 9 2 a は、送受信部 6 から受信した受信データに基づいて、超音波カプラ C a 及び被検体 P の組織の変位分布を演算する。ただし、変位分布演算部 9 2 a が変位分布を演算する方法は、上述した方法に限定されるものではない。例えば、変位分布演算部 9 2 a は、ドブラ法により算出された組織の移動速度を時間積分することにより、超音波カプラ C a 及び被検体 P の組織の変位分布を演算してもよい。

20

【 0 0 5 4 】

図 1 1 は、第 2 の領域特定部 9 3 1 a が境界 B a によって隔てられた二つの領域を分割し、第 2 の領域 S a を設定した状態を示す図である。図 6 のステップ S 1 5 及び図 1 1 に示すように、第 2 の領域特定部 9 3 1 a が、境界 B a によって隔てられた二つの領域を分割し、第 2 の領域 S a を設定する。第 2 の領域 S a は、境界 B a 全体に接触した帯状の領域である。また、第 2 の領域 S a は、各走査線上における幅が、前記境界の近傍の変位分布に基づいて算出される歪みの精度が低下する幅以上となっている。

30

【 0 0 5 5 】

図 1 2 は、変位付加部 9 3 3 a が、走査線上において、第 2 の領域 S a に歪み分布算出部 9 3 4 a が歪みを算出する際に使用する変位を付加した状態を示す図である。図 6 のステップ S 1 6 及び図 1 2 に示すように、変位付加部 9 3 3 a が、第 2 の領域 S a に歪み算出部 9 3 4 a が歪み分布の演算に使用する変位を付加する。図 1 2 に示すように、変位付加部 9 3 3 a は、走査線上において、被検体 P 側の変位分布を超音波カプラ C a 側に伸ばした線分 L 1 1 及び超音波カプラ C a 側の変位分布を被検体 P 側に伸ばした線分 L 1 2 で表される変位を付加する。すなわち、変位付加部 9 3 3 a は、走査線毎に第 2 の変位分布を付加する。なお、線分 L 1 1 の下端及び線分 L 1 2 上端は、境界 B a と各走査線の交点と一致している。図 1 2 は、変位付加部 9 3 3 a が、一本の走査線上で行う処理を示した図である。変位付加部 9 3 3 a は、この処理を走査範囲内の走査線上で行う。

40

【 0 0 5 6 】

図 1 3 は、歪み算出部 9 3 4 a が、走査線上において、変位付加部 9 3 3 a が付加した変位に基づいて、歪み分布を算出した状態を示す図である。図 1 4 は、歪み算出部 9 3 4 a が、図 1 3 に示した変位分布及び歪み分布を接続した図である。図 6 のステップ S 1 7、図 1 3 及び図 1 4 に示すように、歪み算出部 9 3 4 a が、歪みを演算し、境界 B a によって分割された二つの領域を接続する。

【 0 0 5 7 】

まず、歪み算出部 9 3 4 a が、変位付加部 9 3 3 a が付加した変位に基づいて、走査線

50

上で第2局所領域LSaを用いた歪み分布の演算を行う。具体的には、歪み算出部934aが、走査線上で第2局所領域LSaをずらしながら、第2局所領域LSa上で変位分布の空間微分を取って各点の歪みを逐一計算し、歪み分布を求める。

【0058】

この時点で、図13に示すように、歪み分布は、送受信方向に平行な二本の線分で表されている。変位付加部933aが、線分L11で表される変位を付加しているため、歪み算出部934aは、第2局所領域LSaを用いて、被検体P側の歪みを正確に算出することができる。この歪みの算出結果は、図13に線分L13で示されている。同様に、変位付加部933aが、線分L12で表される変位を付加しているため、歪み算出部934aは、第2局所領域LSaを用いて、超音波カプラCa側の歪みを正確に算出することができる。この歪みの算出結果は、図13に線分L14で示されている。歪み分布演算部93aは、上述した計算を走査範囲内の走査線上で行うことで、歪み分布を演算する。すなわち、歪み分布演算部93aは、走査範囲を構成する走査線毎に歪み分布を演算する。

10

【0059】

図6のステップS17及び図14に示すように、歪み算出部934aが、分割された二つの領域を接続する。一本の走査線上で最終的に演算された歪み分布は、送受信方向に平行な二本の線分と、これらに直交する線分とを組み合わせた折れ線で表されている。また、被検体P側の歪みを正確に算出するために付加された変位及び超音波カプラCa側の歪みを正確に算出するために付加された変位は、削除されている。図14において、点線で囲まれた歪み分布が、図6に示した演算方法により演算された歪み分布である。

20

【0060】

歪み算出部934aによって算出された歪み分布は、必要に応じて規格化される。歪みは、組織の硬さを示す指標となる。これは、硬い組織は変形し難いため、歪みの値は小さくなり、軟らかい組織は変形し易いため、歪みの値は大きくなるからである。

【0061】

以上、第1の実施形態に係る超音波診断装置1aにおける歪み分布の演算方法について説明した。第1の領域特定部921aが、算出される変位の精度が他の領域よりも低い可能性が高い領域である第1の領域Daを設定する。受信データ削除部922aが、第1の領域Daの受信データを削除し、受信データ付加部923aが、第1の領域Daに変位分布を算出する受信データを付加する。変位算出部924aが、変位分布を算出する。このため、超音波診断装置1aは、境界Baで強い超音波の反射が起っている場合でも、第1の領域Daの変位分布をより正確に演算することができる。

30

【0062】

第2の領域特定部931aが、算出される歪みの精度が他の領域よりも低くなる領域である第2の領域Saを設定する。変位付加部933aは、歪みの算出に使用する変位を付加する。歪み算出部934aが、歪み分布を算出する。このため、超音波診断装置1aは、第2の領域Saの歪み分布をより正確に算出することができる。また、より正確な歪み分布が算出されるため、超音波診断装置1aは、歪み分布の規格化及び歪み比の算出を適切に行うことができる。また、超音波診断装置1aは、第2の領域Saの歪み分布をより正確に算出することができるため、歪み比を算出する際に使用する参照領域R及び標的領域Tを設定することができる範囲が狭くなることを抑制することができる。

40

【0063】

なお、境界特定部91が所定の走査範囲のBモード情報から隣接する領域の境界Baを特定し、生成部がBモード情報に基づいて所定の走査範囲の第1の歪み情報を生成し、変位付加部が第2の領域Saに付加した変位に基づいて第1の歪み情報のうち境界Baの近傍の歪みが変更された第2の歪み情報を生成し、モニタ3が第2の歪み情報に基づいて、第2の歪み情報を表示してもよい。なお、生成部は、例えば、図1に示した画像生成部30である。Bモード情報は、上述したBモード画像データに対応する。第1の歪み情報は、第2の領域Saに変位を付加しない変位分布に基づいて演算した歪み分布に対応する。第2の歪み情報は、第2の領域Saに変位を付加した変位分布に基づいて演算した歪み分

50

布に対応する。このような方法でも、上述した効果が実現される。

【 0 0 6 4 】

(第 2 の実施形態)

第 2 の実施形態では、超音波カプラと被検体 P との音響インピーダンスの差が小さいため、第 1 の実施形態とは異なり、両者の境界で強い超音波の反射が起こらない場合を考える。第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 b は、次のような処理を行う。まず、変位分布演算部が、境界を含む第 1 の領域に対応する受信データに基づいて、第 1 の領域に対応する第 1 の変位分布を演算する。次に、境界の位置に基づく第 2 の領域を設定し、第 2 の領域に第 2 の変位分布を付加する。最後に、歪み分布演算部が、第 1 の変位分布の境界の位置に基づく一部と第 2 の変位分布に基づいて、歪み分布を演算する。以下の説明では、上述した実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付して、重複する内容の説明は省略する。

10

【 0 0 6 5 】

図 1 5 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 b の構成例を示す図である。図 1 5 に示すように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 b は、装置本体 5 b を有する。装置本体 5 b は信号処理部 7 b を有し、信号処理部 7 b は組織情報処理部 9 b を有する。組織情報処理部 9 b は、変位分布演算部 9 2 b 及び歪み分布演算部 9 3 a を有する。変位分布演算部 9 2 b は、受信データに基づいて、超音波診断装置 1 b の走査範囲内の変位分布を演算する。歪み分布演算部 9 3 a は、第 1 の実施形態と同様である。なお、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 b の処理全体の流れは、例えば、図 4 と同様の流れとすることができる。

20

【 0 0 6 6 】

次に、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 b の歪み分布の演算方法について説明する。図 1 6 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 b の歪み分布の演算方法を示すフローチャートである。以下では、図 1 6 のフローチャートを中心に、図 1 7 ~ 図 2 1 を適宜参照しながら、超音波診断装置 1 b の歪み分布の演算方法について説明する。なお、以下で説明する超音波診断装置 1 b の歪み分布の演算方法は、図 4 のステップ S 1 0 3 の詳細である。

【 0 0 6 7 】

図 1 7 は、境界特定部 9 1 が、超音波カプラ C b と被検体 P との境界 B b を特定した状態を示す図である。図 1 6 のステップ S 2 1 及び図 1 7 に示すように、境界特定部 9 1 が、超音波カプラ C b と被検体 P とのエッジを検出し、検出したエッジにカーブフィッティングを行い、境界 B b を特定する。

30

【 0 0 6 8 】

図 1 8 は、第 2 の領域特定部 9 3 1 a が、境界 B b によって隔てられた二つの領域を分割し、第 2 の領域 S b を設定した状態を示す図である。図 1 6 のステップ S 2 2 及び図 1 8 に示すように、変位分布演算部 9 2 b が、走査範囲内の変位分布を演算した後、第 2 の領域特定部 9 3 1 a が、境界 B b によって隔てられた二つの領域を分割し、第 2 の領域 S b を設定する。

【 0 0 6 9 】

40

図 1 9 は、変位付加部 9 3 3 a が、走査線上において、第 2 の領域 S b に歪み算出部 9 3 4 a が歪みを算出する際に使用する変位を付加した状態を示す図である。図 1 6 のステップ S 2 3 及び図 1 9 に示すように、変位付加部 9 3 3 a が、第 2 の領域 S b に、歪み算出部 9 3 4 a が歪み分布を算出する際に使用する変位を付加する。図 1 9 に示すように、変位付加部 9 3 3 a は、走査線上において、被検体 P 側の変位分布を超音波カプラ C b 側に伸ばした線分 L 2 1 及び超音波カプラ C b 側の変位分布を被検体 P 側に伸ばした線分 L 2 2 で表される変位を付加する。なお、線分 L 2 1 の下端及び線分 L 2 2 上端は、境界 B b と各走査線の交点と一致している。図 1 9 は、変位付加部 9 3 3 a が、一本の走査線で行う処理を示した図である。変位付加部 9 3 3 a は、この処理を走査範囲内の走査線で行う。

50

【 0 0 7 0 】

図 2 0 は、歪み算出部 9 3 4 a が、走査線上において、変位付加部 9 3 3 a が付加した変位に基づいて、歪み分布を算出した状態を示す図である。図 1 6 のステップ S 2 4 に示すように、歪み算出部 9 3 4 a が、歪み分布を算出し、境界 B b によって分割された二つの領域を接続する。

【 0 0 7 1 】

まず、歪み算出部 9 3 4 a が、変位付加部 9 3 3 a が付加した変位に基づいて、走査線上で第 2 局所領域 L S b を用いた歪み分布の演算を行う。具体的には、歪み算出部 9 3 4 a が、走査線上で第 2 局所領域 L S b をずらしながら、第 2 局所領域 L S b 上で変位分布の空間微分を取って各点の歪みを逐一計算し、歪み分布を求める。

10

【 0 0 7 2 】

この時点で、図 2 0 に示すように、歪み分布は、送受信方向に平行な二本の線分で表されている。変位付加部 9 3 3 a が、線分 L 2 1 で表される変位を付加しているため、歪み算出部 9 3 4 a は、第 2 局所領域 L S b を用いて、第 2 の領域 S b のうち被検体 P 側の歪みを正確に算出することができる。この歪みの算出結果は、図 2 0 に線分 L 2 3 で示されている。同様に、変位付加部 9 3 3 a が、線分 L 2 2 で表される変位を付加しているため、歪み算出部 9 3 4 a は、第 2 局所領域 L S b を用いて、第 2 の領域 S b のうち超音波カプラ C b 側の歪みを正確に算出することができる。この歪みの算出結果は、図 2 0 に線 L 2 4 で示されている。歪み分布演算部 9 3 a は、上述した計算を走査範囲内の走査線上で行うことで、歪み分布を算出する。

20

【 0 0 7 3 】

図 2 1 は、歪み算出部 9 3 4 a が、図 2 0 に示した歪み分布を接続した図である。図 1 6 のステップ S 2 4 及び図 2 1 に示すように、歪み算出部 9 3 4 a が、ステップ S 2 2 で分割された二つの領域を接続する。一本の走査線上で最終的に算出された歪み分布は、送受信方向に平行な二本の線分と、これらに直交する線分とを組み合わせた折れ線で表されている。図 2 1 において、点線で囲まれた歪み分布が、図 1 6 に示した演算方法により演算された歪み分布である。

【 0 0 7 4 】

以上、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 b における歪み分布の演算方法について説明した。第 2 の領域特定部 9 3 1 a が、算出される歪みの精度が他の領域よりも低くなる領域である第 2 の領域 S b を設定する。変位付加部 9 3 3 a は、歪みの算出に使用する変位を付加する。歪み算出部 9 3 4 a が、歪み分布を算出する。このため、超音波診断装置 1 b は、第 2 の領域 S b の歪み分布をより正確に算出することができる。また、より正確な歪み分布が算出されるため、超音波診断装置 1 b は、歪み分布の規格化及び歪み比の算出を適切に行うことができる。また、超音波診断装置 1 b は、第 2 の領域 S b の歪み分布をより正確に算出することができるため、歪み比を算出する際に使用する参照領域 R 及び標的領域 T を設定することができる範囲が狭くなることを抑制することができる。

30

【 0 0 7 5 】

また、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 b は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 a とは異なり、第 1 の領域の設定、第 1 の領域の受信データの削除及び第 1 の領域の受信データの付加を行わない。このため、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 b は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 a に比べて、歪み分布を迅速に演算することができる。

40

【 0 0 7 6 】

なお、歪み分布を演算する際に、第 1 の実施形態の演算方法と第 2 の実施形態の演算方法のいずれを採用するかは、例えば、操作者が、モニタ 3 に表示された B モード画像を参照し、場面に応じた演算方法を選択できるようにしてもよい。

【 0 0 7 7 】

(第 3 の実施形態)

第 3 の実施形態では、走査範囲内に、病変部及び歪みを算出することができない組織が

50

存在する場合を考える。歪みを算出することができない組織としては、例えば、血管等の内腔が挙げられる。以下の説明では、上述した実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付して、重複する内容の説明は省略する。

【 0 0 7 8 】

図 2 2 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 c の構成例を示す図である。図 2 3 は、第 3 の実施形態に係る変位分布演算部 9 2 c の構成例を示す図である。

【 0 0 7 9 】

図 2 2 に示すように、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 c は、装置本体 5 c を有する。装置本体 5 c は信号処理部 7 c を有し、信号処理部 7 c は組織情報処理部 9 c を有する。組織情報処理部 9 c は、変位分布演算部 9 2 c 及び歪み分布演算部 9 3 c を有する。

10

【 0 0 8 0 】

変位分布演算部 9 2 c は、図 2 3 に示すように、第 1 の領域特定部 9 2 1 c、受信データ付加部 9 2 3 c 及び変位算出部 9 2 4 c を有する。第 1 の領域特定部 9 2 1 c は、第 1 の領域を設定する。受信データ付加部 9 2 3 c は、第 1 の領域に変位算出部 9 2 4 c が変位を算出する際に使用する受信データを付加する。変位算出部 9 2 4 c は、受信データ付加部 9 2 3 c が付加した受信データに基づいて、走査線上で第 1 局所領域を用いた変位分布の算出を行う。歪み分布演算部 9 3 c は、受信データに基づいて、走査範囲内の歪み分布を演算する。

【 0 0 8 1 】

20

次に、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 c の歪み分布の演算方法について説明する。図 2 4 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 c の歪み分布の演算方法を示すフローチャートである。以下では、図 2 4 のフローチャートを中心に、図 2 5 ~ 図 2 8 を適宜参照しながら、超音波診断装置 1 c の歪み分布の演算方法について説明する。

【 0 0 8 2 】

図 2 5 は、境界特定部 9 1 が正常部 F 3 と歪みを算出することができない組織 T との境界 B c を設定した状態を示す図である。図 2 4 のステップ S 3 1 及び図 2 5 に示すように、境界特定部 9 1 が、正常部 F 3 と歪みを算出することができない組織 T とのエッジを検出し、検出したエッジにカーブフィッティングを行い、境界 B c を設定する。

【 0 0 8 3 】

30

図 2 6 は、第 1 の領域特定部 9 2 1 c が、第 1 の領域 D c を設定した状態を示す図である。図 2 4 のステップ S 3 2 及び図 2 6 に示すように、第 1 の領域特定部 9 2 1 c が、境界 B c の内側に、境界 B c に接触している第 1 の領域 D c を設定する。第 1 の領域 D c は、境界 B c 全体に接触している。また、第 1 の領域 D c は、各走査線上において、第 1 局所領域 L D c 上で隣接するフレーム間で R F 信号の相互相関を取ることに伴う変位の算出を、境界 B c まで正確に及び行うために十分な長さを有する。例えば、第 1 局所領域の相互相関で得られた変位が、第 1 局所領域の中心の変位とされる場合、各走査線上における第 1 の領域 D c の長さは、第 1 局所領域 L D c の長さの半分以上の長さを有する。

【 0 0 8 4 】

図 2 7 は、受信データ付加部 9 2 3 c が、第 1 の領域 D c に変位分布を演算するための受信データを付加することを説明する図である。図 2 4 のステップ S 3 3 及び図 2 7 に示すように、受信データ付加部 9 2 3 c が、走査線 X c 上において、第 1 の領域 D c に変位分布を演算するための受信データを付加する。受信データ付加部 9 2 3 c が受信データを付加する方法は、第 1 の実施形態に係る受信データ付加部 9 2 3 a が行う方法と同様である。

40

【 0 0 8 5 】

図 2 4 のステップ S 3 4 に示すように、変位算出部 9 2 4 c が、組織 T 以外の領域の変位分布を算出する。変位算出部 9 2 4 c は、変位分布を演算する際に、図 2 6 に示した第 1 局所領域 L D c を使用する。変位算出部 9 2 4 c が行う変位分布の算出の具体的な方法は、上述した実施形態と同様である。

50

【 0 0 8 6 】

図 2 4 のステップ S 3 5 に示すように、歪み分布演算部 9 3 c が、歪みを正確に算出できる領域のみ歪み分布を算出する。具体的には、歪み分布演算部 9 3 c が、歪み分布の演算に使用する第 2 局所領域をずらしながら、第 2 局所領域上で変位分布の空間微分を取って各点の歪みを逐一計算し、歪み分布を求める。歪み分布演算部 9 3 c が行う歪み分布の演算の具体的な方法は、上述した実施形態と同様である。なお、歪み分布演算部 9 3 c が歪み分布を演算しなかった領域は、モニタ 3 において、歪み分布の演算を行っていないことを示す色やパターンを表示するようにしてもよい。歪み分布の演算を行っていないことを示す色としては、例えば、上述したカラースケールで使用しない色が挙げられる。

【 0 0 8 7 】

以上、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 c における歪み分布の演算方法について説明した。超音波診断装置 1 c は、歪みを正確に算出できる領域のみ歪み分布の演算を行う。このため、超音波診断装置 1 c は、より正確な歪み分布を演算することができる。また、超音波診断装置 1 c は、算出される歪みが不正確になる領域の歪み分布を演算しないため、歪みの規格化に使用する値が不正確になることを抑制することができる。

【 0 0 8 8 】

図 2 8 は、歪み分布演算部 9 3 c が演算し、規格化した歪み分布を示す図である。図 2 8 は、図 2 5 及び図 2 6 に示した病変部 L E c と交差する走査線上において、歪み分布演算部 9 3 c が演算した歪み分布の一例を示す図である。歪み分布演算部 9 3 c が、歪みを正確に演算できない領域まで歪み分布を演算した場合、歪みの規格化に使用する値が不正確になる。このため、図 2 8 に点線で示したように、病変部 L E c の歪みと正常部 F 3 の歪みとの差が不明確になってしまい、操作者が両者を識別することが困難になってしまう。しかし、歪み分布演算部 9 3 c が、歪みを正確に算出できる領域のみ歪み分布を演算した場合、歪みの規格化に使用する値が不正確になることを抑制することができる。このため、図 2 8 に実線で示したように、病変部 L E c の歪みと正常部 F 3 の歪みとの差が明確になり、操作者が両者を識別することが容易になる。

【 0 0 8 9 】

(第 4 の実施形態)

第 4 の実施形態では、走査範囲内に、超音波を強く反射する膜に覆われた病変部が存在する場合を考える。以下の説明では、上述した実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付して、重複する内容の説明は省略する。

【 0 0 9 0 】

図 2 9 は、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 d の構成例を示す図である。図 3 0 は、第 4 の実施形態に係る変位分布演算部 9 2 d の構成例を示す図である。

【 0 0 9 1 】

図 2 9 に示すように、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 d は、装置本体 5 d を有する。装置本体 5 d は信号処理部 7 d を有し、信号処理部 7 d は組織情報処理部 9 d を有する。組織情報処理部 9 d は、変位分布演算部 9 2 d 及び歪み分布演算部 9 3 c を有する。

【 0 0 9 2 】

図 3 0 に示すように、変位分布演算部 9 2 d は、第 1 の領域特定部 9 2 1 d、受信データ削除部 9 2 2 d 及び変位算出部 9 2 4 d を有する。第 1 の領域特定部 9 2 1 d は、第 1 の領域を設定する。受信データ削除部 9 2 2 d は、第 1 の領域に変位算出部 9 2 4 d が変位を算出する際に使用する受信データを付加する。変位算出部 9 2 4 d は、走査線上で第 1 局所領域を用いた変位分布の算出を行う。歪み分布演算部 9 3 c は、受信データに基づいて、走査範囲内の歪み分布を演算する。

【 0 0 9 3 】

次に、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 d の歪み分布の演算方法について説明する。図 3 1 は、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 d の歪み分布の演算方法を示すフローチャートである。以下では、図 3 1 のフローチャートを中心に、図 3 2 ~ 図 3 5 を適

10

20

30

40

50

宜参照しながら、超音波診断装置 1 d の歪み分布の演算方法について説明する。

【 0 0 9 4 】

図 3 2 は、境界特定部 9 1 が正常部 F 4 と病変部 L E d との境界 B d を特定した状態を示す図である。図 3 1 のステップ S 4 1 及び図 3 2 に示すように、境界特定部 9 1 が、正常部 F 4 と病変部 L E d とのエッジを検出し、検出したエッジにカーブフィッティングを行い、境界 B d を特定する。図 3 2 に示すように、境界 B d は、超音波を強く反射する膜 M と重複している。

【 0 0 9 5 】

図 3 3 は、第 1 の領域特定部 9 2 1 d が、境界 B d を第 1 の領域 D d とした状態を示す図である。図 3 1 のステップ S 4 2 及び図 3 3 に示すように、第 1 の領域特定部 9 2 1 d が、境界 B d を第 1 の領域 D d と設定する。つまり、第 1 の領域 D d は、境界上 B d に設定される。走査線上において、第 1 の領域 D d は点となる。

10

【 0 0 9 6 】

図 3 4 は、受信データ削除部 9 2 2 d が、第 1 の領域 D d の受信データを変更することを説明する図である。図 3 1 のステップ S 4 3 及び図 3 4 に示すように、受信データ削除部 9 2 2 d が、第 1 の領域 D d の受信データを変更する。図 3 4 に示すように、走査線 X d 上において、受信データ削除部 9 2 2 d が受信データを変更する領域は、二点のみである。

【 0 0 9 7 】

図 3 1 のステップ S 4 4 に示すように、変位算出部 9 2 4 d が、変位を正確に算出できる領域の変位分布を算出する。変位算出部 9 2 4 d が行う変位分布の算出の具体的な方法は、上述した実施形態と同様である。

20

【 0 0 9 8 】

図 3 5 は、歪み分布演算部 9 3 c が演算した歪み分布を示す図である。図 3 1 のステップ S 4 5 及び図 3 5 に示すように、歪み分布演算部 9 3 c が、歪みを正確に算出できる領域のみ歪み分布を演算する。具体的には、歪み分布演算部 9 3 c が、歪み分布の演算に使用する第 2 局所領域が境界 B d に接触しない範囲で、第 2 局所領域をずらしながら、第 2 局所領域上で変位分布の空間微分を取って各点の歪みを逐一計算し、歪み分布を求める。歪み分布演算部 9 3 c が行う歪み分布の演算の具体的な方法は、上述した実施形態と同様である。なお、第 3 の実施形態と同様に、歪み分布演算部 9 3 c が歪み分布を演算しなかった領域は、モニタ 3 において、歪み分布の演算を行っていないことを示す色やパターンを表示するようにしてもよい。

30

【 0 0 9 9 】

以上、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 d における歪み分布の演算方法について説明した。超音波診断装置 1 d は、歪みを正確に算出できる領域のみ歪み分布の演算を行う。このため、超音波診断装置 1 d は、より正確な歪み分布を演算することができる。また、超音波診断装置 1 d は、算出される歪みが不正確になる領域の歪み分布を演算しないため、歪みの規格化に使用する値が不正確になることを抑制することができる。

【 0 1 0 0 】

図 3 5 は、図 3 2 及び図 3 3 に示した病変部 L E d と交差する走査線上において、歪み分布演算部 9 3 c が算出した歪み分布の一例を示している。歪み分布演算部 9 3 c が、歪みを正確に算出できない領域まで歪み分布を演算した場合、歪みの規格化に使用する値が不正確になる。このため、図 3 5 に点線で示したように、病変部 L E d の歪みと正常部 F 4 の歪みとの差が不明確になってしまい、操作者が両者を識別することが困難になってしまう。しかし、歪み分布演算部 9 3 c が、歪みを正確に算出できる領域のみ歪み分布を演算した場合、歪みの規格化に使用する値が不正確になることを抑制することができる。このため、図 3 5 に実線で示したように、病変部 L E d の歪みと正常部 F 4 の歪みとの差が明確になり、操作者が両者を識別することが容易になる。

40

【 0 1 0 1 】

(第 5 の実施形態)

50

これまでは、境界が自動で特定される場合について説明したが、第5の実施形態では、操作者が境界を特定する。以下の説明では、上述した実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付して、重複する内容の説明は省略する。

【0102】

図36は、第5の実施形態に係る超音波診断装置の処理例を示すフローチャートである。まず、モニタが、Bモード画像を表示する(ステップS401)。境界特定部が、操作者の指示に基づいて、境界を特定する(ステップS402)。例えば、境界特定部は、操作者がモニタに表示されたBモード画像上でポイント等のGUIを用いて決めた位置を境界として特定する。最後に、超音波診断装置の制御部が、図4のステップS101～ステップS110の処理を行う(ステップS403)。

10

【0103】

以上、第5の実施形態に係る超音波診断装置における歪み分布の演算方法について説明した。第5の実施形態に係る超音波診断装置は、境界特定部が、操作者が決めた位置を境界として特定するため、エッジ検出やカーブフィッティングを適切に行うことが困難な場合でも、適切な境界を特定することができる。したがって、第5の実施形態に係る超音波診断装置は、第1の領域や第2の領域を適切に特定することができる。このため、第5の実施形態に係る超音波診断装置は、第2の領域の歪み分布をより正確に演算することができる。また、より正確な歪み分布が演算されるため、第5の実施形態に係る超音波診断装置は、歪み分布の規格化及び歪み比の算出を適切に行うことができる。また、第5の実施形態に係る超音波診断装置は、第2の領域の歪み分布をより正確に演算することができるため、歪み比を算出する際に使用する参照領域及び標的領域を設定することができる範囲が狭くなることを抑制することができる。

20

【0104】

上述の実施形態では、超音波診断装置がリニア電子スキャンプローブを有し、リニア走査を行う場合を例に挙げて説明したが、超音波プローブの方式及び走査方式は特に限定されない。超音波プローブの方式としては、例えば、コンベックス電子スキャンプローブ、セクタ電子スキャンプローブ、穿刺プローブ、術中プローブ、体腔内プローブを採用することができる。また、走査方式としては、例えば、セクタ走査、オフセットセクタ走査、アーク走査、ラジアル走査を採用することができる。

【0105】

上記の実施形態では、いずれも、境界特定部が一つの境界を特定する場合について説明したが、境界は複数特定されてもよい。

30

【0106】

なお、上記の実施形態で説明した画像処理方法は、超音波診断装置とは独立に設置され、上記の信号処理部7a～7d等の機能を有する画像処理装置が、送受信部6から受信データを取得して、実行する場合であっても良い。

【0107】

また、上記の実施形態で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、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、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。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、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。

40

【0108】

また、上記の実施形態で説明した画像処理方法は、予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等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、インターネット等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等のコンピュータで読み取り

50

可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって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。

【0109】

以上、説明したとおり、上記の実施形態によれば、被検体の組織の歪みをより正確に算出することができる。

【0110】

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。

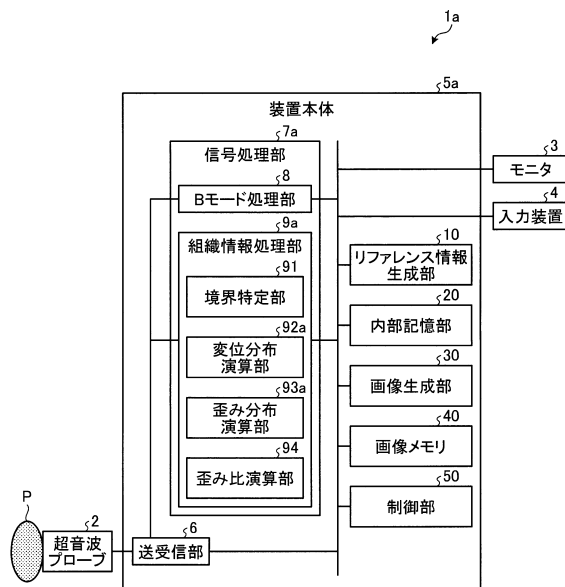
10

【符号の説明】

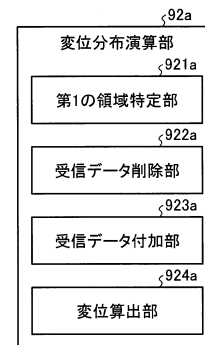
【0111】

- 6 送受信部
- 9 1 境界特定部
- 9 2 a 変位分布演算部
- 9 3 3 a 変位付加部
- 9 3 a 歪み分布演算部

【図 1】



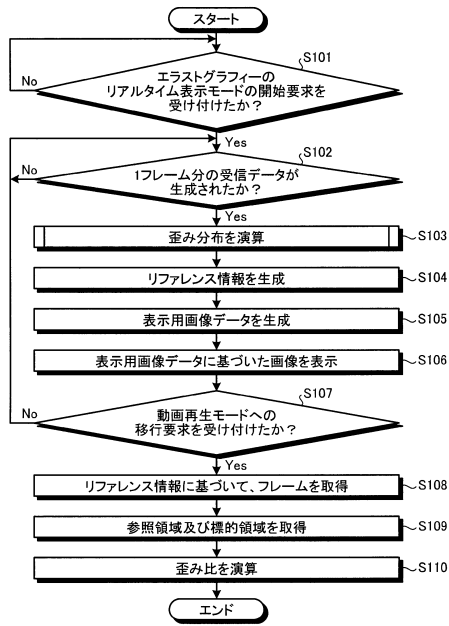
【図 2】



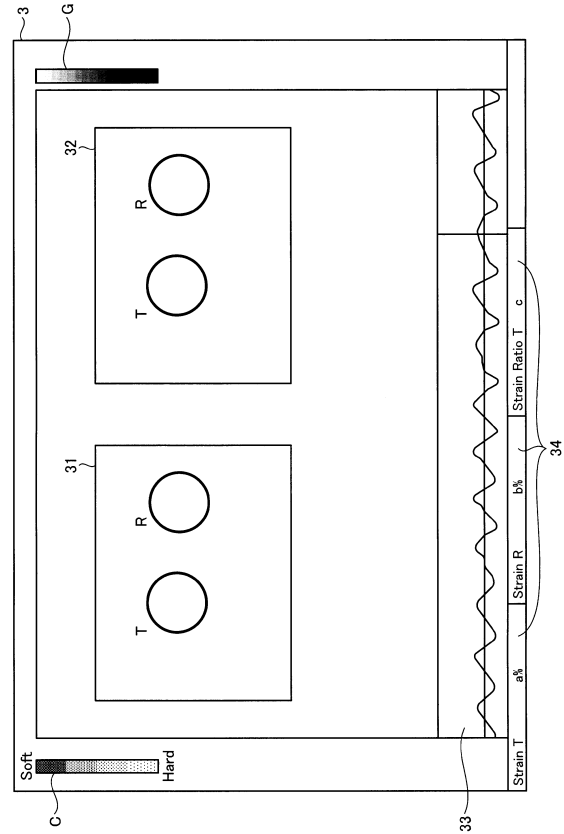
【図 3】



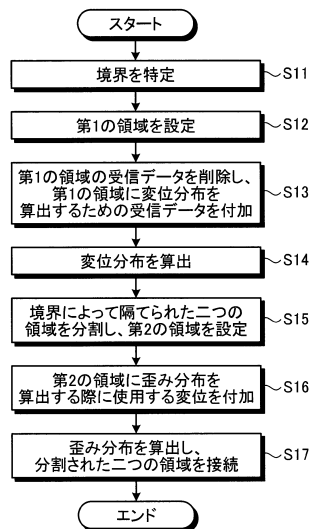
【図 4】



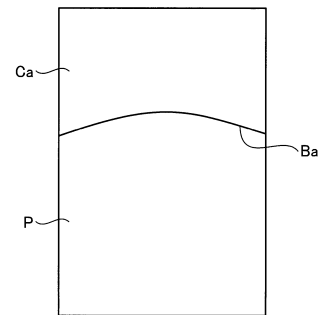
【図 5】



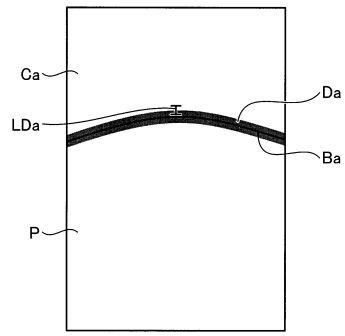
【図 6】



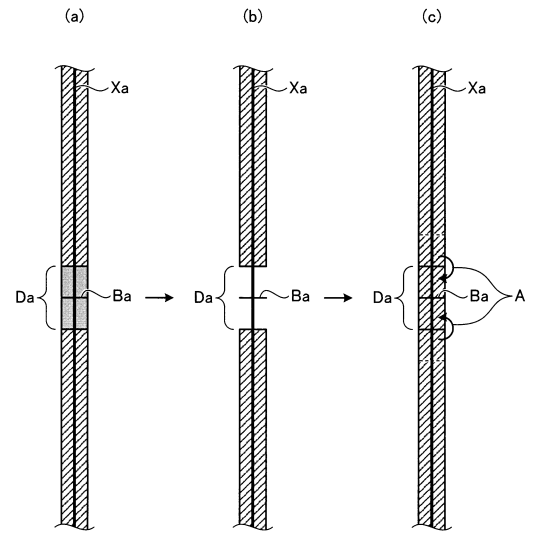
【図 7】



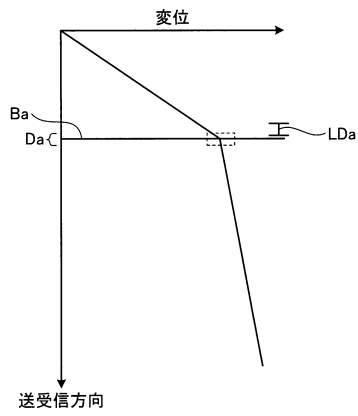
【図 8】



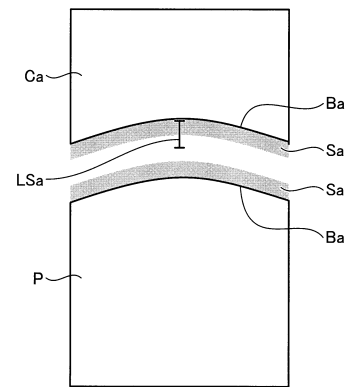
【図 9】



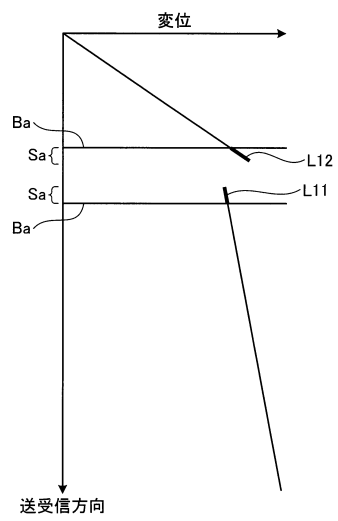
【図 10】



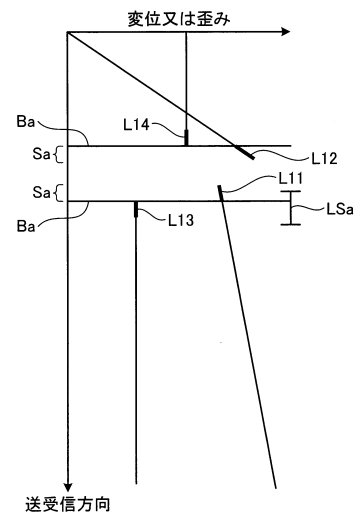
【図 11】



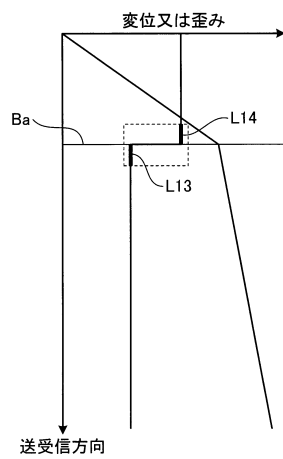
【図 12】



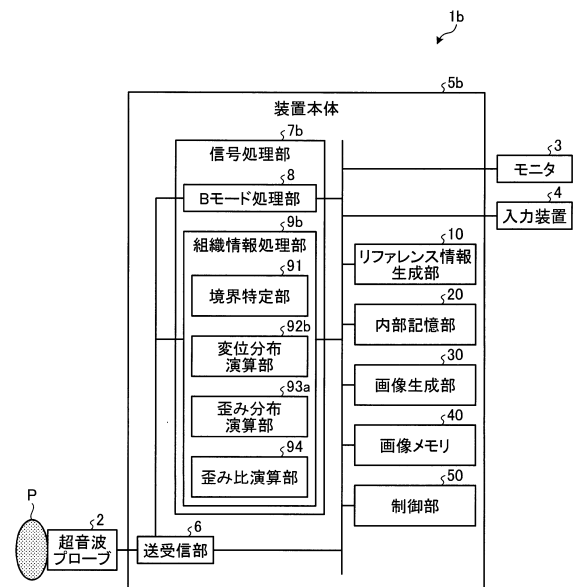
【図 13】



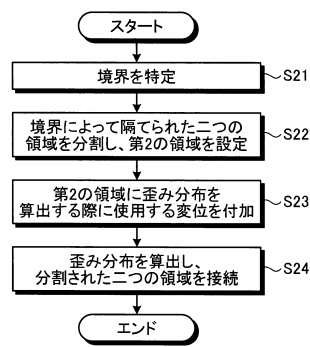
【図 14】



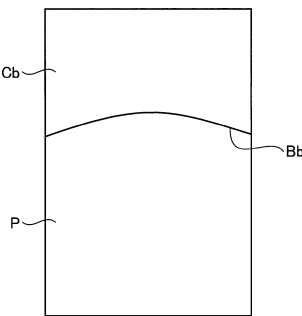
【図 15】



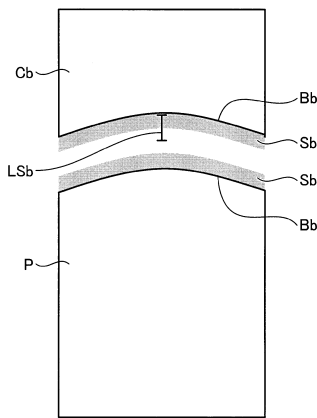
【図 16】



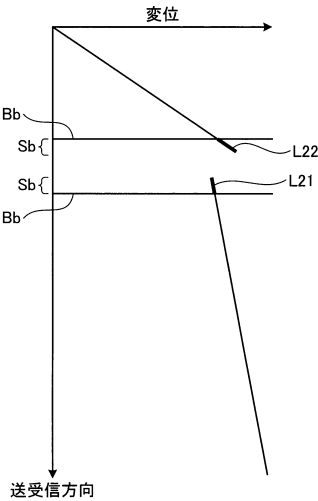
【図 17】



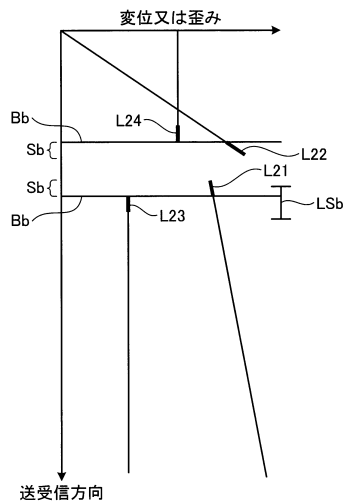
【図 18】



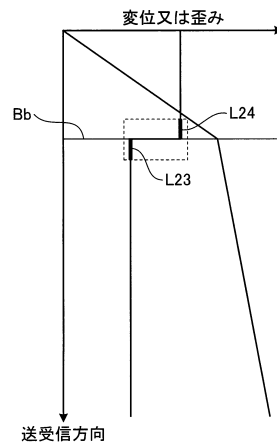
【図 19】



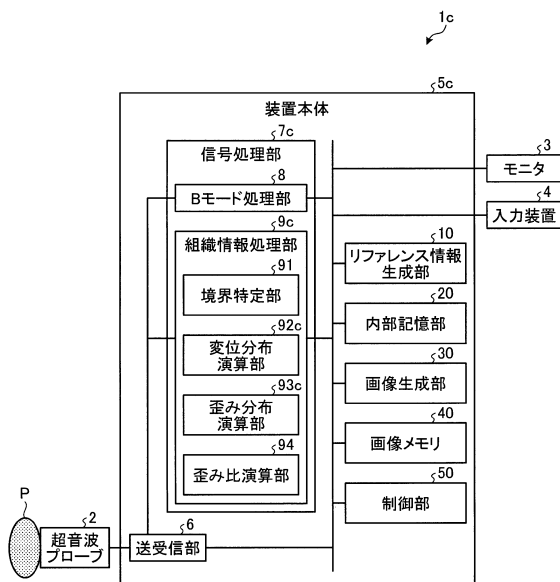
【図 20】



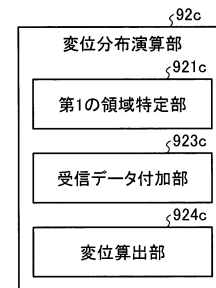
【図 21】



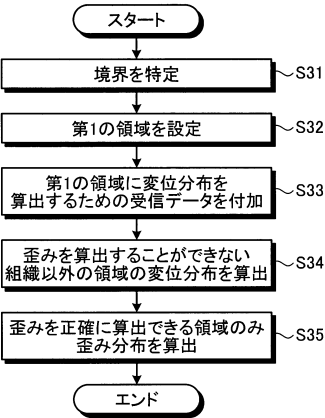
【図 22】



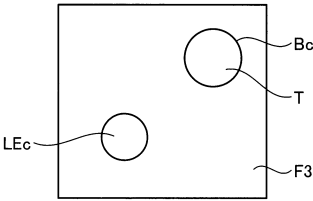
【図 23】



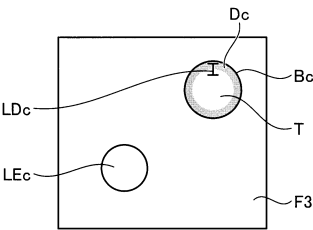
【図 2 4】



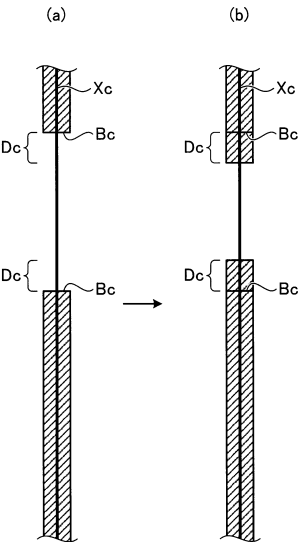
【図 2 5】



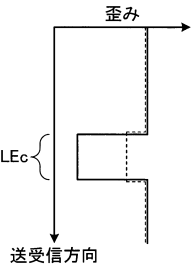
【図 2 6】



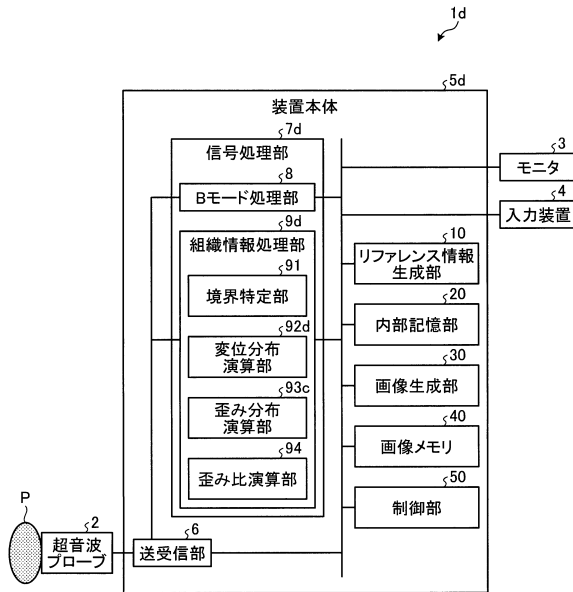
【図 2 7】



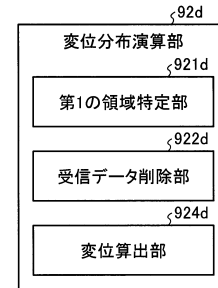
【図 2 8】



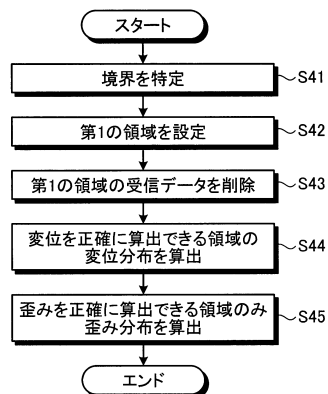
【図 29】



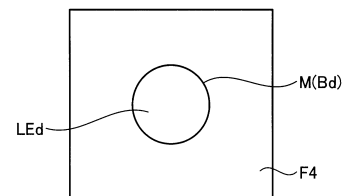
【図 30】



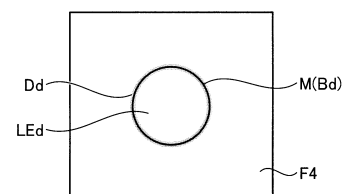
【図 31】



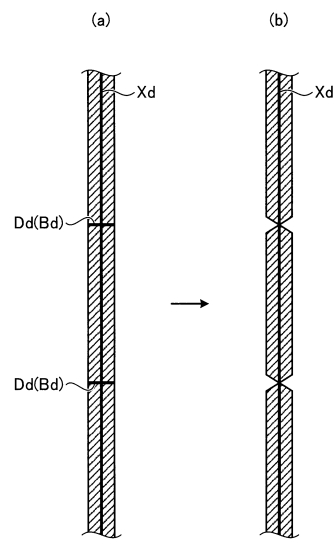
【図 32】



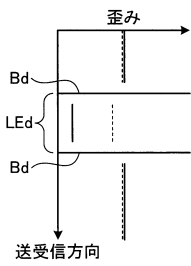
【図 33】



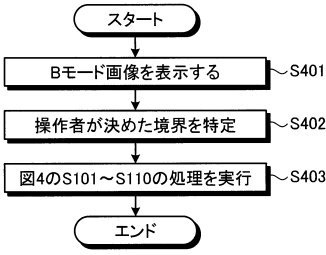
【図 3 4】



【図 3 5】



【図 3 6】



专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和图像处理程序		
公开(公告)号	JP6462263B2	公开(公告)日	2019-01-30
申请号	JP2014159057	申请日	2014-08-04
[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		
[标]发明人	大住良太		
发明人	大住 良太		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/LL38		
其他公开文献	JP2016034452A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：更准确地计算受试者组织的应变。 的超声波诊断装置的实施方案包括收发器单元，所述边界指定单元，和位移分布计算部，和位移添加单元，和一个应变分布计算部。收发器单元，所述超声波探头所涉及的超声波执行扫描，从而产生基于由扫描得到的接收信号中的接收的数据。边界指定单元指定扫描范围内的相邻区域之间的边界。基于对应于包括边界的第一区域中的接收到的数据位移分布计算单元，并且计算对应于所述第一区域中的第一位移分布。位移添加单元基于所述边界的位置的第二区域中，添加在所述第二区域的第二位移分布。失真分布计算部，基于一个部分和基于所述第一位移分布的边界的位置的第二位移分布，并计算应变分布。 点域6

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6462263号 (P6462263)
(45) 発行日 平成31年1月30日 (2019. 1. 30)	(24) 登録日 平成31年1月11日 (2019. 1. 11)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/08 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 8/08	
請求項の数 8 (全 27 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-159057 (P2014-159057)	(73) 特許権者 594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社	
(22) 出願日 平成26年8月4日 (2014. 8. 4)	樹木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地	
(65) 公開番号 特開2016-34452 (P2016-34452A)	(74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所	
(43) 公開日 平成28年3月17日 (2016. 3. 17)	(72) 発明者 大住 良太 樹木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
審査請求日 平成29年7月27日 (2017. 7. 27)	審査官 森口 正治	
	(56) 参考文献 特開2008-000588 (JP, A)	
	(58) 調査した分野 (Int.Cl., DB名) A 6 1 B 8/00-8/15	
(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プログラム		