

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

音響放射力に基づいて生体組織に変位を発生させる変位発生用超音波を超音波プローブから送信させ、前記変位発生用超音波に基づいて発生する所定の走査領域内の生体組織の変位を観測する観測用超音波を前記超音波プローブから送信させる送信部と、

前記超音波プローブで受信された反射波に基づいて、反射波データを生成する受信部と、

前記反射波データに基づいて、前記走査領域内の複数位置それぞれにおける変位を複数の時相で算出し、算出された変位が略最大となる時相を前記複数位置それぞれで決定し、前記複数位置のうち決定された時相が略同一の位置同士を表す画像データを生成する画像生成部と、

前記画像データに基づく画像を、前記走査領域を含む領域に対応する医用画像に重畳表示させる表示制御部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像生成部は、離散的な複数時相に対応する前記画像データを生成する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像データに含まれる位置ごとに、当該位置を含む所定領域内の各位置の前記決定された時相の分散値、及び、当該分散値と前記変位の大きさに基づく値のうち、少なくとも一方を算出する算出部を更に備え、

前記画像生成部は、更に、前記画像データに含まれる各位置に、当該位置の前記分散値又は前記値に応じた画素値を割り当てる、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像生成部は、更に、前記画像データに含まれる各位置に、当該位置のせん断波に基づく生体組織の硬さの指標値、又は、当該位置における前記変位の大きさのうちのいずれかに応じた画素値を割り当てる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像生成部は、それぞれ異なる複数の前記決定された時相ごとに前記画像データを複数生成し、当該画像データごとに当該決定された時相に応じた画素値を割り当てる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示制御部は、それぞれ異なる複数の前記決定された時相ごとに前記画像データが複数生成された場合に、当該決定された時相が早い順に、当該画像データをそれぞれ表示させる、請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像生成部は、更に、前記走査領域内の各位置のせん断波に基づく生体組織の硬さの指標値が略同一の位置同士を表す第 2 画像データを生成し、

前記表示制御部は、更に、前記第 2 画像データに基づく画像を前記医用画像上に表示させる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像生成部は、更に、前記走査領域内の各位置の前記変位の大きさが略同一の位置同士を表す第 3 画像データを生成し、

前記表示制御部は、更に、前記第 3 画像データに基づく画像を前記医用画像上に表示させる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記画像生成部は、更に、所定領域におけるせん断波の伝播速度で、前記せん断波が前記走査領域内の各位置に到達する到達時間を算出し、算出した到達時間が略同一の位置同士を表す第 4 画像データを生成し、

前記表示制御部は、更に、前記第 4 画像データに基づく画像を前記医用画像上に表示さ

10

20

30

40

50

せる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記走査領域内の各位置に対して B モードにおける信号強度に応じた画素値を割り当てた第 5 画像データ、前記走査領域内の各位置に対してせん断波に基づく生体組織の硬さの指標値に応じた画素値を割り当てた第 6 画像データ、前記走査領域内の各位置に対して当該位置における前記決定された時相に応じた画素値を割り当てた第 7 画像データ、前記走査領域内の各位置に対して当該位置における前記変位の大きさに応じた画素値を割り当てた第 8 画像データ、及び、前記走査領域内の各位置に対して前記決定された時相の分散値に応じた画素値を割り当てた第 9 画像データ、前記走査領域内の各位置に対して前記決定された時相の分散値と前記変位の大きさに基づく値に応じた画素値を割り当てた第 10 画像データのうち、少なくとも一つの画像データに基づく画像を、前記医用画像として生成する第 2 画像生成部を更に備える、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

前記第 2 画像生成部は、前記医用画像に含まれる各位置の画素値を、前記走査領域内の各位置における前記指標値、前記決定された時相、前記変位の大きさ、前記分散値、及び、前記値の各パラメータのうちいずれか一つのパラメータを用いて変更する、請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記表示制御部は、前記第 5 画像データ、前記第 6 画像データ、前記第 7 画像データ、前記第 8 画像データ、前記第 9 画像データ、及び前記第 10 画像データのうち、少なくとも二つの画像データに基づく画像を並列表示させるとともに、並列表示させた画像データのうち、少なくとも一つの画像データに基づく画像上に、前記画像生成部により生成された画像データに基づく画像を重畳表示させる、請求項 10 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 13】

前記表示制御部は、前記並列表示において、前記第 6 画像データに含まれる各位置の前記決定された時相、前記変位の大きさ、前記分散値、及び、前記値の各パラメータのうちいずれか一つのパラメータが所定の条件に満たない場合に、当該位置の画像を非表示にするとともに、当該並列表示の対象となる前記画像生成部により生成された画像データのうち、当該位置に対応する画像を非表示にする、請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記表示制御部は、関心領域内の各位置におけるせん断波に基づく生体組織の硬さの指標値、前記決定された時相、前記変位の大きさ、前記決定された時相の分散値、及び当該分散値と前記変位の大きさに基づく値のうち少なくとも一つのパラメータを評価し、評価結果を表示させる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 15】

反射波データに基づいて、走査領域内の複数位置それぞれにおける変位を複数の時相で算出し、算出された変位が略最大となる時相を前記複数位置それぞれで決定し、前記複数位置のうち決定された時相が略同一の位置同士を表す画像データを生成する画像生成部と、

前記画像データに基づく画像を、前記走査領域を含む領域に対応する医用画像に重畳表示させる表示制御部と

40

を備える、画像処理装置。

【請求項 16】

反射波データに基づいて、走査領域内の複数位置それぞれにおける変位を複数の時相で算出し、算出された変位が略最大となる時相を前記複数位置それぞれで決定し、前記複数位置のうち決定された時相が略同一の位置同士を表す画像データを生成し、

前記画像データに基づく画像を、前記走査領域を含む領域に対応する医用画像に重畳表示させる

ことを含む、画像処理方法。

【請求項 17】

50

音響放射力に基づいて生体組織に変位を発生させる変位発生用超音波を超音波プローブから送信させ、前記変位発生用超音波に基づいて発生する所定の走査領域内の生体組織の変位を観測する観測用超音波を前記超音波プローブから送信させる送信部と、

前記超音波プローブで受信された反射波に基づいて、反射波データを生成する受信部と

、
前記走査領域内の各位置のせん断波に基づく生体組織の硬さの指標値が略同一の位置同士を表す画像データを生成する画像生成部と、

前記画像データに基づく画像を、前記走査領域を含む領域に対応する医用画像に重畳表示させる表示制御部と

を備える、超音波診断装置。

10

【請求項 18】

音響放射力に基づいて生体組織に変位を発生させる変位発生用超音波を超音波プローブから送信させ、前記変位発生用超音波に基づいて発生する所定の走査領域内の生体組織の変位を観測する観測用超音波を前記超音波プローブから送信させる送信部と、

前記超音波プローブで受信された反射波に基づいて、反射波データを生成する受信部と

、
前記走査領域内の各位置の前記変位の大きさが略同一の位置同士を表す画像データを生成する画像生成部と、

前記画像データに基づく画像を、前記走査領域を含む領域に対応する医用画像に重畳表示させる表示制御部と

を備える、超音波診断装置。

20

【請求項 19】

音響放射力に基づいて生体組織に変位を発生させる変位発生用超音波を超音波プローブから送信させ、前記変位発生用超音波に基づいて発生する所定の走査領域内の生体組織の変位を観測する観測用超音波を前記超音波プローブから送信させる送信部と、

前記超音波プローブで受信された反射波に基づいて、反射波データを生成する受信部と

、
所定領域におけるせん断波の伝播速度で、前記せん断波が前記走査領域内の各位置に到達する到達時間を算出し、算出した到達時間が略同一の位置同士を表す画像データを生成する画像生成部と、

前記画像データに基づく画像を、前記走査領域を含む領域に対応する医用画像に重畳表示させる表示制御部と

を備える、超音波診断装置。

30

【請求項 20】

音響放射力に基づいて生体組織に変位を発生させる変位発生用超音波を超音波プローブから送信させ、前記変位発生用超音波に基づいて発生する所定の走査領域内の生体組織の変位を観測する観測用超音波を前記超音波プローブから送信させる送信部と、

前記走査領域内の各位置に対して当該位置における前記変位の大きさに応じた画素値を割り当てた画像データを生成する画像生成部と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 21】

音響放射力に基づいて生体組織に変位を発生させる変位発生用超音波を超音波プローブから送信させ、前記変位発生用超音波に基づいて発生する所定の走査領域内の生体組織の変位を観測する観測用超音波を前記超音波プローブから送信させる送信部と、

前記走査領域内の各位置に対して到達時間の分散値に応じた画素値を割り当てた画像データを生成する画像生成部と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 22】

音響放射力に基づいて生体組織に変位を発生させる変位発生用超音波を超音波プローブから送信させ、前記変位発生用超音波に基づいて発生する所定の走査領域内の生体組織の

50

変位を観測する観測用超音波を前記超音波プローブから送信させる送信部と、
前記超音波プローブで受信された反射波に基づいて、反射波データを生成する受信部と、

前記反射波データに基づいて、超音波画像データを生成し、当該超音波画像データに含まれる各位置の画素値を、前記走査領域内の各位置におけるせん断波に基づく生体組織の硬さの指標値、到達時間、前記変位の大きさ、及び、前記到達時間の分散値の各パラメータのうちいずれか一つのパラメータを用いて変更する画像生成部と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【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】

従来、生体組織の硬さを測定し、測定した硬さの分布を映像化するエラストグラフィー (Elastography) が知られている。エラストグラフィーは、例えば、肝硬変等、病変の進行度に応じて生体組織の硬さが変化する疾患の診断に利用されている。エラストグラフィーにおいて、生体組織を変位させて硬さを評価する方法は、以下の2つに大別される。

【0003】

1つ目の方法は、超音波プローブ (probe) で体表から生体組織を圧迫・開放した際に観測される走査断面内の各点の歪みの大きさから、相対的な硬さを可視化する方法である。また、2つ目の方法は、体表から生体組織に音響放射力や機械的振動を与えてせん断波 (shear wave) による変位を発生させ、走査断面内の各点における変位を経時的に観測することで、せん断波の伝播速度 (propagation speed) を求めて、弾性率を求める方法である。前者の方法では、歪みの局所的な大きさは、超音波プローブを手動で動かす大きさに依存し、周囲と比較した時に着目領域が相対的に硬いか軟らかいかという評価が行われる。これに対して、後者の方法では、着目領域の絶対的な弾性率を求めることができる。

20

【0004】

ところで、被検体の体動によって変位が発生した場合、或いはせん断波が組織内で反射・屈折した場合等には、生体組織の硬さが正確に測定できないことがある。このような場合、エラストグラフィーによって映像化された硬さ画像は、信頼性の低いものになってしまう。

30

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】T. Deffieux, J.-L. Gennisson, J. Bercoff, and M. Tanter, 「On the effects of reflected waves in transient shear wave elastography」, IEEE Trans. UFFC, vol. 58, Issue 10, October 2011, pp. 2032 - 2035

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、生体組織の硬さの信頼性を超音波画像上に表す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】

【0007】

実施形態に係る超音波診断装置は、送信部と、受信部と、画像生成部と、表示制御部とを備える。送信部は、音響放射力に基づいて生体組織に変位を発生させる変位発生用超音

50

波を超音波プローブから送信させ、前記変位発生用超音波に基づいて発生する所定の走査領域内の生体組織の変位を観測する観測用超音波を前記超音波プローブから送信させる。受信部は、前記超音波プローブで受信された反射波に基づいて、反射波データを生成する。画像生成部は、前記反射波データに基づいて、前記走査領域内の複数位置それぞれにおける変位を複数の時相で算出し、算出された変位が略最大となる時相を前記複数位置それぞれで決定し、前記複数位置のうち決定された時相が略同一の位置同士を表す画像データを生成する。表示制御部は、前記画像データに基づく画像を、前記走査領域を含む領域に対応する医用画像に重畳表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

10

【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ブロック図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る硬さ画像データの一例を示す図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る線画像生成部の処理を説明するための図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る線画像生成部の処理を説明するための図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る表示制御部によって表示される表示画像の一例を示す図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順の一例を説明するためのフローチャートである。

【図7】図7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ブロック図である。

20

【図8】図8は、第2の実施形態に係る算出部の処理を説明するための図である。

【図9】図9は、第2の実施形態に係る算出部の処理を説明するための図である。

【図10】図10は、第2の実施形態に係る線画像生成部の処理を説明するための図である。

【図11】図11は、第3の実施形態に係る線画像生成部の処理を説明するための図である。

【図12】図12は、第3の実施形態に係る表示制御部によって表示される表示画像の一例を示す図である。

【図13】図13は、第4の実施形態に係る線画像生成部の処理を説明するための図である。

30

【図14】図14は、第4の実施形態に係る表示制御部によって表示される表示画像の一例を示す図である。

【図15】図15は、変位画像データについて説明するための図である。

【図16】図16は、明るさを変更する処理を説明するための図である。

【図17】図17は、非表示とする処理を説明するための図である。

【図18】図18は、各種パラメータの評価について説明するための図である。

【図19】図19は、プッシュパルスの送信位置及び観測方向の表示について説明するための図である。

【図20】図20は、並列表示について説明するための図である。

40

【図21】図21は、並列表示される場合にモニタに表示される表示画像の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

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方法を説明する。

【0010】

(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ブロック図である。図1に示すように、第

50

１の実施形態に係る超音波診断装置１０は、装置本体１００と、超音波プローブ１０１と、入力装置１０２と、モニタ（monitor）１０３とを有する。

【００１１】

超音波プローブ１０１は、複数の振動子（例えば、圧電振動子）を有し、これら複数の振動子は、後述する装置本体１００が有する送信部１１０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１０１が有する複数の振動子は、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１０１は、振動子に設けられる整合層と、振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有する。

【００１２】

超音波プローブ１０１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（impedance）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１０１が有する複数の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（Doppler）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。

【００１３】

なお、第１の実施形態は、図１に示す超音波プローブ１０１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。

【００１４】

入力装置１０２は、マウス（mouse）、キーボード（keyboard）、ボタン（button）、パネルスイッチ（panel switch）、タッチコマンドスクリーン（touch command screen）、フットスイッチ（footswitch）、トラックボール（trackball）、ジョイスティック（joystick）等を有し、超音波診断装置１０の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体１００に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【００１５】

モニタ１０３は、超音波診断装置１０の操作者が入力装置１０２を用いて各種設定要求を入力するためのＧＵＩ（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体１００において生成された超音波画像データ等を表示したりする。

【００１６】

装置本体１００は、超音波プローブ１０１が受信した反射波信号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、送信部１１０と、受信部１２０と、信号処理部１３０と、画像生成部１４０と、画像メモリ１５０と、内部記憶部１６０と、制御部１７０とを有する。

【００１７】

送信部１１０は、超音波送信における送信指向性を制御する。具体的には、送信部１１０は、レートパルス（rate pulser）発生器、送信遅延部、送信パルス等を有し、超音波プローブ１０１に駆動信号を供給する。レートパルス発生器は、所定のレート周波数（PRF：Pulse Repetition Frequency）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。レートパルスは、送信遅延部を通過することで異なる送信遅延時間を有した状態で送信パルスへ電圧を印加する。すなわち、送信遅延部は、超音波プローブ１０１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振動子ごとの送信遅延時間を、レートパルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。送信パルスは、かかるレートパルスに基づくタイミング（timing）で、超音波プローブ１０１に駆動信号（駆動パルス）を印加する。送信方向或いは送信遅延時間は、後述する内部記憶部１６０に記憶されており、送信部１１０は、内部記憶部１６０を参照して、送信指向性を制御する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 8 】

駆動パルスは、送信パルサからケーブル (cable) を介して超音波プローブ 1 0 1 内の振動子まで伝達した後に、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。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。送信遅延部は、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、振動子面からの送信方向を任意に調整する。送信部 1 1 0 は、超音波ビーム (beam) の送信に用いる振動子の数及び位置 (送信開口) と、送信開口を構成する各振動子の位置に応じた送信遅延時間とを制御することで、送信指向性を与える。例えば、送信部 1 1 0 の送信遅延回路は、送信遅延時間をパルサ (pulser) 回路が発生する各レートパルスに対し与えることで、超音波送信の深さ方向における集束点 (送信フォーカス (focus)) の位置を制御する。

10

【 0 0 1 9 】

なお、送信部 1 1 0 は、後述する制御部 1 7 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可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ (linear-amp) 型の発信回路、または、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 】

超音波プローブ 1 0 1 が送信した超音波の反射波は、超音波プローブ 1 0 1 内部の振動子まで到達した後、振動子において、機械的振動から電氣的信号 (反射波信号) に変換され、受信部 1 2 0 に入力される。

20

【 0 0 2 1 】

受信部 1 2 0 は、超音波受信における受信指向性を制御する。具体的には、受信部 1 2 0 は、プリアンプ (pre-amp) 、 A / D 変換部、受信遅延部及び加算部等を有し、超音波プローブ 1 0 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。プリアンプは、反射波信号をチャンネル (channel) ごとに増幅してゲイン (gain) 補正処理を行なう。A / D 変換部は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換し、受信遅延部は、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。加算部は、受信遅延時間が与えられた反射波信号 (デジタル (digital) 信号) を加算して、反射波データを生成する。加算部の加算処理により、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。受信方向或いは受信遅延時間は、後述する内部記憶部 1 6 0 に記憶されており、受信部 1 2 0 は、内部記憶部 1 6 0 を参照して、受信指向性を制御する。なお、第 1 の実施形態に係る受信部 1 2 0 は、並列同時受信を行なうことも可能である。

30

【 0 0 2 2 】

信号処理部 1 3 0 は、受信部 1 2 0 が反射波信号から生成した反射波データに対して各種の信号処理を行う。信号処理部 1 3 0 は、受信部 1 2 0 から受信した反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理等を行って、サンプル (sample) 点 (観測点) ごとの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 (mode data)) を生成する。

40

【 0 0 2 3 】

また、信号処理部 1 3 0 は、受信部 1 2 0 から受信した反射波データより、移動体のドプラ効果に基づく運動情報を、走査領域内の各サンプル点で抽出したデータ (ドブラデータ) を生成する。具体的には、信号処理部 1 3 0 は、移動体の運動情報として、平均速度 (average velocity) 、分散値、パワー値等を各サンプル点で抽出したドブラデータを生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。

【 0 0 2 4 】

ここで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 は、生体組織の硬さを測定し、測定した硬さの分布を映像化するエラストグラフィーを実行可能な装置である。具体的には、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 は、音響放射力を与えて生体組織に変位を発生

50

させることで、エラストグラフィーを実行可能な装置である。

【0025】

すなわち、第1の実施形態に係る送信部110は、音響放射力で生じるせん断波により変位を発生させるプッシュパルス(push pulse)(変位発生用パースト波)を超音波プローブ101から送信させる。そして、第1の実施形態に係る送信部110は、プッシュパルスにより発生する変位を観測する観測用パルスを、走査領域内の複数の走査線それぞれで超音波プローブ101から複数回送信させる。観測用パルスは、プッシュパルスにより発生したせん断波の伝播速度を、走査領域内の各サンプル点で観測するために送信される。通常、観測用パルスは、走査領域内の各走査線に対して、複数回(例えば、100回)、送信される。受信部120は、走査領域内の各走査線で送信された観測用パルスの反射波信号から、反射波データを生成する。なお、プッシュパルスは、変位発生用超音波の一例である。また、観測用パルスは、観測用超音波の一例である。

10

【0026】

言い換えると、送信部110は、音響放射力に基づいて生体組織に変位を発生させる変位発生用超音波を超音波プローブから送信させ、変位発生用超音波に基づいて発生する所定の走査領域内の生体組織の変位を観測する観測用超音波を超音波プローブから送信させる。また、受信部120は、超音波プローブで受信された反射波に基づいて、反射波データを生成する。

【0027】

そして、信号処理部130は、走査領域内の各走査線で複数回送信された観測用パルスの反射波データを解析して走査領域の硬さの分布を示す硬さ分布情報を算出する。具体的には、信号処理部130は、プッシュパルスによって発生したせん断波の伝播速度を各サンプル点で測定することで、走査領域の硬さ分布情報を生成する。

20

【0028】

例えば、信号処理部130は、観測用パルスの反射波データを周波数解析する。これにより、信号処理部130は、各走査線の複数のサンプル点それぞれで、運動情報(組織ドブラデータ)を複数時相に渡って生成する。そして、信号処理部130は、各走査線の複数のサンプル点それぞれで得られた複数時相の組織ドブラデータの速度成分を時間積分する。これにより、信号処理部130は、各走査線の複数のサンプル点それぞれの変位を複数時相に渡って算出する。続いて、信号処理部130は、各サンプル点で変位が最大となる時間を求める。そして、信号処理部130は、各サンプル点で最大変位が得られた時間を、各サンプル点にせん断波が到達した到達時間として決定する。続いて、信号処理部130は、各サンプル点におけるせん断波の到達時間の空間的微分を行うことで、各サンプル点でのせん断波の伝播速度を算出する。以下、「せん断波の伝播速度」を、「せん断速度(share wave speed)」と記載する。なお、上記の到達時間としては、各サンプル点で変位が最大となる時間ではなく、例えば、各サンプル点における変位の変化量が最大となる時間を用いても良い。

30

【0029】

そして、信号処理部130は、せん断速度をカラーコード化し、対応するサンプル点にマッピング(mapping)することで、硬さ分布情報を生成する。硬い組織ではせん断速度が大きく、柔らかい組織ではせん断速度が小さくなる。すなわち、せん断速度の値は、組織の硬さ(弾性率)を示す値となる。上記の場合、観測用パルスは、組織ドブラ用の送信パルスである。なお、上記のせん断速度は、各サンプル点で変位が最大となる時間(到達時間)に基づくのではなく、例えば、信号処理部130が、隣接する走査線における組織の変位の相互相関により検出することで算出する場合であっても良い。

40

【0030】

なお、信号処理部130は、せん断速度から、ヤング(Young)率又はせん断弾性率を算出し、算出したヤング率又はせん断弾性率により硬さ分布情報を生成しても良い。せん断速度、ヤング率及びせん断弾性率は、いずれも生体組織の硬さを表す物理量(指標値)として用いることができる。以下では、信号処理部130が、生体組織の硬さを表す物理

50

量としてヤング率を用いる場合について説明する。

【0031】

ここで、1回のプッシュパルスの送信で発生するせん断波は、伝播とともに、減衰する。広い領域に渡ってせん断速度を観測しようとした場合、ある特定の一つの走査線において送信されたプッシュパルスにより発生したせん断波は、伝播に伴い減衰し、プッシュパルスの送信位置から十分離れると、やがて観測不可能となる。

【0032】

かかる場合、プッシュパルスを方位方向における複数の位置において送信する必要がある。具体的には、走査領域（或いは、関心領域）は、方位方向に沿って複数の領域に分割される。送信部110は、分割された各領域（以下、分割領域と表記）において観測用パルスを送受信する前に、それぞれ異なった走査線位置においてプッシュパルスを送信し、せん断波を発生させる。この際、典型的には、プッシュパルスの送信位置は、各分割領域の近傍に設定される。同時並列受信数が少数に限定されている場合、送信部110は、複数の分割領域それぞれにおいて、プッシュパルスを1回送信した後に、ある分割領域の各走査線で観測用パルスを複数回送信する処理を順次実行する。

10

【0033】

画像生成部140は、信号処理部130が生成したデータから超音波画像データを生成する。画像生成部140は、信号処理部130が生成したBモードデータから反射波の強度を輝度で表したBモード画像データを生成する。また、画像生成部140は、信号処理部130が生成したドブラデータから移動体情報を表すドブラ画像データを生成する。ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

20

【0034】

また、画像生成部140は、信号処理部130によって生成された硬さ分布情報から、生体組織の硬さがカラー表示された硬さ画像データを生成する。例えば、画像生成部140は、走査領域内の各点（各サンプル点）におけるせん断速度に応じた画素値を各点に割り当てたせん断速度画像データ（share wave speed image data）を、硬さ画像データとして生成する。

【0035】

図2は、第1の実施形態に係る硬さ画像データの一例を示す図である。図2に示すように、画像生成部140は、生体組織の硬さが色分けされた画像を生成する。なお、図2では、説明の都合上、エラストグラフィーにより映像化される対象として走査領域全体が指定された場合を例示したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、映像化される対象として走査領域の一部である関心領域（Region Of Interest：ROI）が指定された場合には、ROIに対応する硬さ画像データが生成される。なお、第1の実施形態において、ROIは、エラストグラフィーによる映像化の対象となる対象領域に対応する。

30

【0036】

ここで、画像生成部140は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ（TV）等に代表されるビデオフォーマット（video format）の走査線信号列に変換（スキャンコンバート（scan convert））し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部140は、超音波プローブ101による超音波の走査形態に応じて座標変換を行うことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部140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）等を行う。また、画像生成部140は、超音波画像データに、付帯情報（種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディマーク（body mark）等）を合成する。

40

【0037】

すなわち、Bモードデータ、ドブラデータ及び硬さ分布情報は、スキャンコンバート処

50

理前の超音波画像データであり、画像生成部 140 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、画像生成部 140 は、信号処理部 130 が 3 次元のデータ（3 次元 B モードデータ、3 次元ドブラデータ及び 3 次元硬さ分布情報）を生成した場合、超音波プローブ 101 による超音波の走査形態に応じて座標変換を行うことで、ポリウムデータ（volume data）を生成する。そして、画像生成部 140 は、ポリウムデータに対して、各種レンダリング処理を行なって、表示用の 2 次元画像データを生成する。

【0038】

画像メモリ 150 は、画像生成部 140 が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ 150 は、信号処理部 130 が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ 150 が記憶する B モードデータやドブラデータ、硬さ分布情報は、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 140 を経由して表示用の超音波画像データとなる。

【0039】

内部記憶部 160 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行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（protocol）や各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部 160 は、必要に応じて、画像メモリ 150 が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶部 160 が記憶するデータは、図示しないインタフェース部を介して、外部装置へ転送することができる。

【0040】

また、内部記憶部 160 は、撮影済みのせん断速度画像データに関する情報を記憶する。例えば、内部記憶部 160 は、撮影済みのせん断速度画像データについて、各サンプル点におけるせん断波の到達時間を記憶する。

【0041】

制御部 170 は、超音波診断装置 10 の処理全体を制御する。具体的には、制御部 170 は、入力装置 102 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 160 から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送信部 110、受信部 120、信号処理部 130、画像生成部 140 の処理を制御する。また、制御部 170 は、画像メモリ 150 が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ 103 にて表示するように制御する。

【0042】

なお、装置本体 100 に内蔵される送信部 110、受信部 120、及び制御部 170 等は、プロセッサ（CPU（Central Processing Unit）、MPU（Micro-Processing Unit）、集積回路等）のハードウェア（hardware）により構成されることもあるが、ソフトウェア（software）的にモジュール（module）化されたプログラムにより構成される場合もある。

【0043】

ところで、被検体の体動によって変位が発生した場合、或いはせん断波が組織内で反射・屈折した場合等には、生体組織の硬さが正確に測定できないことがある。このような場合、エラストグラフィによって映像化された硬さ画像は、信頼性の低いものになってしまう。

【0044】

そこで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 10 は、硬さ画像上にその信頼性を表すことができる。この機能を実現するための超音波診断装置 10 の構成について、以下に説明する。

【0045】

第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 10 において、制御部 170 は、送信制御部 171 と、線画像生成部 172 と、表示制御部 173 とを備える。

【0046】

送信制御部 171 は、送信部 110 によるプッシュパルスの送信や、観測用パルスの送受信を制御する。例えば、送信制御部 171 は、操作者から ROI を決定する指示を受け付ける。そして、送信制御部 171 は、受け付けた指示に基づいて、ROI に対応する硬さ画像データを生成するためのプッシュパルスの送信位置、送信位置の数、ROI の位置、ROI の範囲、及び ROI の数等を設定する。送信制御部 171 の制御により、送信部 110 は、プッシュパルスを超音波プローブ 101 から送信させる。また、送信制御部 171 の制御により、送信部 110 は、送信させたプッシュパルスにより発生する変位を観測する観測用パルスを、走査領域内の複数の走査線それぞれで超音波プローブ 101 から複数回送信させる。

【0047】

10

線画像生成部 172 は、走査領域内の各点にせん断波が到達した到達時間が略同一の線を表す線画像データを生成する。この線画像データは、例えば、到達時間が略同一の位置を線で結んだ等高線を表示するための情報である。例えば、線画像生成部 172 は、走査領域内の各点（各サンプル点）のうち、所定の到達時間を有する点を複数抽出する。そして、線画像生成部 172 は、抽出した複数の点を結ぶことで、線画像データを生成する。なお、所定の到達時間とは、超音波診断装置 10 の操作者若しくは設計者によって予め指定された値であり、通常、複数の値が指定される。なお、線画像生成部 172 は、到達時間画像生成部、若しくは画像生成部の一例である。

【0048】

言い換えると、線画像生成部 172 は、反射波データに基づいて、走査領域内の複数位置それぞれにおける変位を複数の時相で算出し、算出された変位が略最大となる時相を複数位置それぞれで決定し、複数位置のうち決定された時相が略同一の位置同士を表す画像データを生成する。具体的には、線画像生成部 172 は、離散的な複数時相に対応する前記画像データを生成する。

20

【0049】

図 3 及び図 4 は、第 1 の実施形態に係る線画像生成部 172 の処理を説明するための図である。図 3 には、走査領域内の各点に対して、各点における到達時間に応じた画素値を割り当てた到達時間画像データの一例を示す。図 4 には、線画像生成部 172 によって生成された線画像データ 20a, 20b, 20c, 20d が、図 3 の到達時間画像データ上に表示された場合を例示する。なお、線画像データ 20a は、到達時間が 10 [msec] の位置を示し、線画像データ 20b は、到達時間が 20 [msec] の位置を示し、線画像データ 20c は、到達時間が 30 [msec] の位置を示し、線画像データ 20d は、到達時間が 40 [msec] の位置を示す。また、線画像データ 20a, 20b, 20c, 20d を区別無く総称する場合に、「線画像データ 20」と表記する。この線画像データ 20 は、到達時間位置画像データの一例である。

30

【0050】

ここで、まず、図 3 の到達時間画像データについて説明する。到達時間画像データは、例えば、画像生成部 140 によって生成される。具体的には、画像生成部 140 は、信号処理部 130 によって決定された各点の到達時間に応じた画素値を、走査領域内の各点に対して割り当てることで、到達時間画像データを生成する。

40

【0051】

そして、線画像生成部 172 は、画像生成部 140 によって生成された到達時間画像データを取得する。そして、線画像生成部 172 は、取得した到達時間画像データから、到達時間が 10 [msec] である点を複数抽出する。そして、線画像生成部 172 は、抽出した複数の点を結ぶことで、線画像データ 20a を生成する。また、線画像生成部 172 は、線画像データ 20a と同様に、20 [msec] の点を結ぶことで線画像データ 20b を生成し、30 [msec] の点を結ぶことで線画像データ 20c を生成し、40 [msec] の点を結ぶことで線画像データ 20d を生成する。

【0052】

また、線画像生成部 172 は、例えば、それぞれの線画像データ 20 に対して、到達時

50

間に応じた画素値を割り当てる。図4に示す例では、線画像生成部172は、線画像データ20a, 20b, 20c, 20dそれぞれに対して、その到達時間に応じた画素値を割り当てる。一例としては、線画像生成部172は、図3の到達時間画像データにおいて、各点の到達時間に応じて割り当てられた色を、線画像データ20a, 20b, 20c, 20dに割り当てる。具体的には、線画像生成部172は、線画像データ20aに青色を割り当て、線画像データ20bに緑色を割り当て、線画像データ20cに黄色を割り当て、線画像データ20dに赤色を割り当てる。

【0053】

このように、線画像生成部172は、到達時間が10, 20, 30, 40[msec]である位置をそれぞれ示す線画像データ20a, 20b, 20c, 20dをそれぞれ生成する。

10

【0054】

なお、図4はあくまで一例に過ぎない。例えば、図4の例では、到達時間が10, 20, 30, 40[msec]である位置に線画像データ20を生成する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、線画像生成部172は、任意の到達時間の位置に線画像データ20を生成しても良いし、任意の本数の線画像データ20を生成しても良い。

【0055】

また、図4の例では、それぞれの線画像データ20に対して、到達時間に応じた画素値を割り当てる場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、線画像生成部172は、到達時間がそれぞれ異なる線画像データ20ごとに、それぞれ異なる線種(実線、破線、点線、一点鎖線等)を割り当てても良い。

20

【0056】

また、ここでは説明の都合上、到達時間画像データ(図3)が生成された後に線画像データ20が生成される場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。すなわち、線画像生成部172は、必ずしも到達時間画像データが生成されていなくとも、線画像データ20を生成することができる。例えば、線画像生成部172は、信号処理部130で決定された各点の到達時間のうち、所定の到達時間を有する点を複数抽出することで、線画像データ20を生成することができる。

【0057】

30

また、ここでは説明を省略したが、線画像生成部172は、線画像データ20を生成する場合に、例えば、線画像データ20を滑らかにするための平滑化処理を行っても良いし、線画像データ20の太さを均一にする処理を行っても良い。また、線画像生成部172が所定の到達時間を有する点を抽出する場合、必ずしも所定の到達時間と厳密に一致する点のみを抽出するのではなく、例えば、抽出された複数の点が線形を成す程度に誤差を許容して抽出しても良い。すなわち、上記の「到達時間が略同一の線」とは、抽出された複数の点が線形を成す程度の誤差の範囲内で同一の到達時間を有する複数の点に基づく線であり、平滑化処理や太さを均一にする処理が行われた線である。

【0058】

表示制御部173は、線画像データを超音波画像データ上に重畳表示させる。例えば、表示制御部173は、線画像生成部172によって生成された線画像データ20を、硬さ画像データ上に重畳表示させる。

40

【0059】

言い換えると、表示制御部173は、線画像生成部172によって生成された画像データに基づく画像を、走査領域を含む領域に対応する医用画像に重畳表示させる。

【0060】

図5は、第1の実施形態に係る表示制御部173によって表示される表示画像の一例を示す図である。図5に示すように、表示制御部173は、図2に例示の硬さ画像データ上に、図4で生成した線画像データ20a, 20b, 20c, 20dをそれぞれ表示させる。

50

【 0 0 6 1 】

なお、図 5 はあくまで一例に過ぎない。例えば、図 5 では、硬さ画像データを背景画像として線画像データ 20 を重畳表示する場合を説明したが、背景画像はこれに限定されない。例えば、背景画像としては、B モード画像データや、図 3 の到達時間画像データ、更には後述する変位画像データ及び分散値画像データを用いても良い。

【 0 0 6 2 】

図 6 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 10 の処理手順の一例を説明するためのフローチャートである。なお、図 6 に示す例では、超音波診断装置 10 は、最初は B モードであり、B モード画像データを表示している。

【 0 0 6 3 】

図 6 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 10 の送信制御部 171 は、硬さ画像を生成するための硬さ画像生成モードを開始させる開始指示を操作者から受け付けたか否かを判定する（ステップ S 101）。この硬さ画像生成モードとは、例えば、硬さ画像を生成する ROI を設定したり、ROI を設定した後にプッシュパルスを送信して硬さ画像を生成したりするための状態である。ここで、開始指示を受け付けられない場合（ステップ S 101 否定）、送信制御部 171 は、開始指示を受け付けるまで待機する。

【 0 0 6 4 】

一方、開始指示を受け付けた場合（ステップ S 101 肯定）、送信制御部 171 の制御により、モニタ 103 は、ROI 設定用 GUI を表示する（ステップ S 102）。この ROI 設定用 GUI としては、例えば、エラストグラフィーによる映像化の対象となる対象領域を指定する ROI が、B モード画像データ上に表示されている。この ROI の位置及び大きさはプリセットされている。そして、送信制御部 171 は、操作者から ROI の位置及び大きさを変更する指示を受け付けて、受け付けた指示に応じて ROI の位置及び大きさを変更する（ステップ S 103）。

【 0 0 6 5 】

そして、送信制御部 171 は、ROI が決定されたか否かを判定する（ステップ S 104）。例えば、送信制御部 171 は、操作者から ROI の位置及び大きさを決定する旨の指示を受け付けたか否かに応じて、ROI が決定されたか否かを判定する。ここで、ROI が決定されない場合（ステップ S 104 否定）、送信制御部 171 は、ROI が決定されるまで、ステップ S 103 の処理を実行する。

【 0 0 6 6 】

一方、ROI が決定された場合（ステップ S 104 肯定）、送信制御部 171 は、決定された ROI に基づいて、プッシュパルスの送信位置を決定する（ステップ S 105）。例えば、送信制御部 171 は、ROI の位置及び大きさに基づいて、プッシュパルスの送信位置を 1 箇所又は複数箇所決定する。これは、プッシュパルスにより発生するせん断波が伝播の過程で減衰することが知られており、この減衰によって ROI の全域を走査できない事態を防ぐためである。

【 0 0 6 7 】

そして、送信制御部 171 は、操作者から硬さ画像データの撮影開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 106）。ここで、撮影開始要求を受け付けられない場合（ステップ S 106 否定）、送信制御部 171 は、撮影開始要求を受け付けるまで待機する。

【 0 0 6 8 】

一方、撮影開始要求を受け付けた場合（ステップ S 106 肯定）、送信制御部 171 は、決定した送信位置において、超音波プローブ 101 からプッシュパルスを送信させる（ステップ S 107）。そして、送信部 110 及び受信部 120 の制御により、超音波プローブ 101 は、ROI 内で観測用パルスの送受信を実行する（ステップ S 108）。例えば、観測用パルスは、ROI 内のある走査線に対して複数回（100 回程度）送受信される。これにより、各点における変位の時間変化を算出する。1つのパルスに対して多数の受信を行うことができるシステムを有している場合、1度のプッシュパルスの送信で ROI 内の全領域の変位の時間変化を知ることができるが、同時受信本数が限られている場合

10

20

30

40

50

は、複数回の観測用パルスの送受信を、ラスト位置を変えて複数回行われる。その際は、ラスト位置を変えて観測用パルスを送信するたびに、プッシュパルスを送信する。

【0069】

続いて、信号処理部130は、ROIの各点の変位を複数時相に渡って算出する（ステップS109）。そして、信号処理部130は、ROIの各点におけるせん断波の到達時間を決定する（ステップS110）。例えば、信号処理部130は、各点で最大変位が得られた時間を、各点におけるせん断波の到達時間として決定する。そして、信号処理部130は、各点におけるせん断波の到達時間の空間的微分を行うことで、各点でのせん断波の伝搬速度（せん断速度）を算出する（ステップS111）。そして、信号処理部130は、ROIに対応するせん断速度をカラーコード化し、対応する各点にマッピングすることで、硬さ分布情報を生成する（ステップS112）。 10

【0070】

続いて、画像生成部140は、信号処理部130によって生成された硬さ分布情報から、生体組織の硬さがカラー表示された硬さ画像データを生成する（ステップS113）。例えば、画像生成部140は、走査領域内の各点（各サンプル点）におけるせん断速度に応じた画素値を各点に割り当てたせん断速度画像データを、硬さ画像データとして生成する。そして、表示制御部173は、画像生成部140によって生成された硬さ画像データをモニタ103に表示させる（ステップS114）。

【0071】

そして、線画像生成部172は、信頼性を表示する旨の信頼性表示要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS115）。ここで、信頼性表示要求受け付けた場合（ステップS115肯定）、線画像生成部172は、ROI内の各点のうち所定の到達時間を有する複数の点を用いて、線画像データ20を生成する（ステップS116）。例えば、線画像生成部172は、ROI内の各点のうち、所定の到達時間を有する点を複数抽出し、抽出した複数の点を結ぶことで、線画像データ20を生成する。そして、表示制御部173は、線画像生成部172によって生成された線画像データ20を、硬さ画像データ上に重畳表示させる（ステップS117）。なお、信頼性表示要求を受け付けられない場合（ステップS115否定）、ステップS118に移行する。 20

【0072】

そして、送信制御部171は、硬さ画像生成モードを終了させる終了指示を操作者から受け付けたか否かを判定する（ステップS118）。ここで、終了指示を受け付けられない場合（ステップS118否定）、送信制御部171は、終了指示を受け付けるまで、硬さ画像データを表示させたまま、信頼性表示要求の受け付けを待機する。 30

【0073】

一方、送信制御部171は、終了指示を受け付けた場合（ステップS118肯定）、硬さ画像生成モードを終了させる。例えば、送信制御部171は、硬さ画像データを非表示とし、Bモードに戻る。

【0074】

なお、上記の処理手順はあくまで一例に過ぎず、実施形態は図6の処理手順に限定されるものではない。例えば、ROIの位置及び大きさを変更する処理（ステップS103）は、必ずしも実行されなくても良い。例えば、プリセットのままのROIが利用される場合には、ステップS103の処理は実行されなくても良い。また、例えば、ステップS103の処理は、ROIの位置又は大きさのいずれか一方のみが変更される場合であっても良い。 40

【0075】

また、上記の処理手順では、信頼性表示要求を受け付けた後に（ステップS115肯定）、線画像データ20を生成する処理（ステップS116）が実行される場合を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、線画像データ20を生成する処理は、バックグラウンドの処理として実行しておき、信頼性表示要求を受け付けた場合に、線画像データ20が表示されても良い。すなわち、線画像データ20を生成する処理は、到達時間 50

を決定する処理（ステップ S 1 1 0）の実行後であれば、任意のタイミングで実行されて良い。

【 0 0 7 6 】

また、上記の処理手順では、信頼性表示要求を受け付けた後に（ステップ S 1 1 5 肯定）、線画像データ 2 0 を表示する処理（ステップ S 1 1 7）が実行される場合を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、信頼性表示要求を受け付けなくとも、自動的に線画像データ 2 0 を表示しても良い。すなわち、ステップ S 1 1 5 の処理は実行されなくても良い。

【 0 0 7 7 】

上述してきたように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 は、走査領域内の各点にせん断波が到達した到達時間が略同一の線を表す線画像データを生成する。そして、超音波診断装置 1 0 は、線画像データを超音波画像データ上に重畳表示させる。

【 0 0 7 8 】

例えば、超音波診断装置 1 0 は、ROI 内の各点のうち、所定の到達時間を有する点を複数抽出し、抽出した複数の点を結ぶことで、線画像データ 2 0 を生成する。これによれば、超音波診断装置 1 0 は、あたかも地図上に等高線を引くかの如く、到達時間画像データ上に到達時間の目盛り線となる線画像データ 2 0 を表示することができる。

【 0 0 7 9 】

ここで、到達時間を用いて線画像データ 2 0 を表示するのは、到達時間が生体組織の硬さの信頼性の指標となるからである。例えば、被検体の体動による変位の発生、或いは、せん断波の反射・屈折等が無く、生体組織の硬さが正確に測定できる環境下であれば、せん断波は、プッシュパルスの送信位置からほぼ均等に伝播するはずである。この結果、到達時間の線画像データ 2 0 は、プッシュパルスの送信方向とほぼ並行となり、生体組織の硬さに応じて曲線を描くこととなる。これに対して、生体組織の硬さが正確に測定できない環境下であれば、せん断波の伝播が極端に早く観測されたり、極端に遅く観測されたりしてしまう。この結果、到達時間の線画像データ 2 0 は、大きく湾曲してしまう。

【 0 0 8 0 】

したがって、操作者は、超音波画像データに重畳表示された線画像データ 2 0 の曲がり方の程度を確認することで、線画像データ 2 0 の近傍の領域における生体組織の硬さの信頼性を判断することができる。

【 0 0 8 1 】

また、例えば、超音波診断装置 1 0 は、それぞれの線画像データ 2 0 に対して、到達時間に応じた画素値を割り当てる。このため、操作者は、それぞれの線画像データ 2 0 の画素値（色）を確認することで、その線画像データ 2 0 付近の到達時間の値を知ることができる。

【 0 0 8 2 】

（第 2 の実施形態）

第 1 の実施形態では、線画像データ 2 0 に対して、その到達時間に応じた画素値を割り当てる場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置 1 0 は、線画像データ 2 0 に対して、他のパラメータに応じた画素値を割り当てても良い。そこで、第 2 の実施形態では、超音波診断装置 1 0 が、線画像データ 2 0 に対して、他のパラメータに応じた画素値を割り当てる場合を説明する。

【 0 0 8 3 】

図 7 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 の構成例を示すブロック図である。第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 は、図 1 に例示した超音波診断装置 1 0 と同様の構成を備え、算出部 1 7 4 を更に備える点と、線画像生成部 1 7 2 の処理の一部とが相違する。そこで、第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態と相違する点を中心に説明することとし、第 1 の実施形態において説明した構成と同様の機能を有する点については、図 1 と同一の符号を付し、説明を省略する。

【 0 0 8 4 】

第2の実施形態に係る算出部174は、線画像データ20に含まれる点ごとに、その点を含む所定領域内の各点の到達時間の分散値を算出する。

【0085】

図8及び図9は、第2の実施形態に係る算出部174の処理を説明するための図である。図8には、図4と同様の到達時間画像データ及び線画像データ20の上に、分散値算出領域21が配置された場合を例示する。ここで、分散値算出領域21は、分散値を算出するために、線画像データ20に含まれる各点を中心とし、所定の大きさを有する領域である。この大きさはプリセットされているが、プリセットの値は任意に変更可能である。また、図9には、図8の分散値算出領域21付近の拡大図を例示する。図9において、黒の矩形は、線画像データ20cに含まれる各点（画素）を示す。また、網掛けの矩形は、分散値算出領域21の中心点（中心画素）を示す。

10

【0086】

図8に示すように、算出部174は、例えば、線画像データ20cに含まれる点を中心として、分散値算出領域21を配置する。そして、図9に示すように、算出部174は、配置された分散値算出領域21に含まれる各点の到達時間の分散値を、中心点の分散値として算出する。そして、算出部174は、線画像データ20cに含まれる他の点についても同様に、各点を中心として分散値算出領域21を配置し、その中に含まれる各点の分散値を算出する。これにより、算出部174は、線画像データ20cに含まれる各点の分散値を算出する。

【0087】

20

また、算出部174は、線画像データ20a, 20b, 20dについても同様に、各線画像データ20a, 20b, 20dに含まれる各点の分散値をそれぞれ算出する。これにより、線画像データ20の各点は、その周辺の点の到達時間のバラツキに対応するパラメータとして、到達時間の分散値を有することとなる。

【0088】

なお、図8及び図9はあくまで一例に過ぎない。例えば、ここでは説明の都合上、到達時間画像データ（図3）上で各点の分散値が算出される場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。すなわち、算出部174は、必ずしも到達時間画像データ上で処理を行わなくとも、線画像データ20に含まれる各点の分散値を算出することができる。

30

【0089】

第2の実施形態に係る線画像生成部172は、第1の実施形態において説明した機能と同様の機能を有し、更に、線画像データ20に含まれる各点に、その点の分散値に応じた画素値を割り当てる。例えば、線画像生成部172は、算出部174によって算出された各点の分散値に応じた画素値を、線画像データ20に含まれる各点に割り当てる。

【0090】

図10は、第2の実施形態に係る線画像生成部172の処理を説明するための図である。図10には、図9の線画像データ20cに含まれる各点に対して、各点の分散値に応じた画素値を割り当てたものの一例を示す。

【0091】

40

図10に示すように、線画像生成部172は、図9の線画像データ20cに含まれる各点に対して、算出部174によって算出された各点の分散値に応じた画素値を割り当てる。一例としては、線画像生成部172は、各点のうち分散値が低いものから順に、青色、青緑色、黄緑色、黄色、橙色、赤色を割り当てる。

【0092】

なお、図10はあくまで一例に過ぎない。例えば、図10の例では、線画像データ20に含まれる各点に対して、各点の分散値に応じた画素値を割り当てる場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、線画像生成部172は、線画像データ20に含まれる各点に対して、各点の分散値ごとに異なるハッチングパターンを割り当てても良い。

50

【 0 0 9 3 】

また、線画像生成部 1 7 2 は、線画像データ 2 0 a , 2 0 b , 2 0 d についても同様に、各線画像データ 2 0 a , 2 0 b , 2 0 d に含まれる各点の分散値に応じた画素値を割り当てる。これにより、モニタ 1 0 3 に表示される線画像データ 2 0 の各点は、その周辺の点の到達時間のバラツキに応じた色を有することとなる。

【 0 0 9 4 】

このように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 は、線画像データ 2 0 に含まれる点ごとに、その点を含む所定領域内の各点の到達時間の分散値を算出する。そして、超音波診断装置 1 0 は、線画像データ 2 0 に含まれる各点に、その点の分散値に応じた画素値を割り当てる。

10

【 0 0 9 5 】

ここで、分散値を用いて線画像データ 2 0 に含まれる各点に画素値を割り当てる（色分けする）のは、分散値が生体組織の硬さの信頼性の指標となるからである。例えば、第 2 の実施形態において、モニタ 1 0 3 に表示される線画像データ 2 0 の各点は、その周辺の点の到達時間のバラツキに応じた色を有する。ここで、生体組織の硬さが正確に測定できる環境下であれば、せん断波がほぼ均等に伝播する結果、分散値は高くはならない。これに対して、せん断波の伝搬が生体組織内で乱れた場合、分散値は高くなる。この分散値が高くなった領域での硬さの信頼性は低いと判断できる。

【 0 0 9 6 】

したがって、操作者は、線画像データ 2 0 に含まれる各点に割り当てられた画素値（色）を確認することで、線画像データ 2 0 の近傍の領域における生体組織の硬さの信頼性を判断することができる。

20

【 0 0 9 7 】

なお、第 2 の実施形態では、線画像データ 2 0 に含まれる各点に、その点の分散値に応じた画素値を割り当てる場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置 1 0 は、線画像データ 2 0 の各点に対して、各点の生体組織の硬さの指標値（せん断速度、ヤング率、せん断弾性率）、或いは、各点における変位の大きさ等のパラメータに応じた画素値を割り当てても良い。これにより、操作者は、線画像データ 2 0 の各点の色を確認することで、各種のパラメータによって示唆される情報を容易に認知することができる。

30

【 0 0 9 8 】

（第 3 の実施形態）

上述した第 1 及び第 2 の実施形態では、到達時間を用いて線画像データ 2 0 を表示する場合を例示したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置 1 0 は、他のパラメータを用いて線画像データ 2 0 のような目盛り線となる画像を表示しても良い。そこで、第 3 の実施形態では、超音波診断装置 1 0 が、他のパラメータを用いて線画像データ 2 0 のような目盛り線となる画像を表示する場合を説明する。

【 0 0 9 9 】

第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 は、図 1 に例示した超音波診断装置 1 0 と同様の構成を備え、線画像生成部 1 7 2 及び表示制御部 1 7 3 の処理の一部が相違する。そこで、第 3 の実施形態では、第 1 の実施形態と相違する点を中心に説明することとし、第 1 の実施形態において説明した構成と同様の機能を有する点については、図 1 と同一の符号を付し、説明を省略する。

40

【 0 1 0 0 】

第 3 の実施形態に係る線画像生成部 1 7 2 は、第 1 の実施形態において説明した機能と同様の機能を有し、更に、走査領域内の各点のせん断波に基づく生体組織の硬さの指標値が略同一の線を表す硬さ線画像データを生成する。例えば、線画像生成部 1 7 2 は、走査領域内の各点のうち、所定の大きさの指標値を有する点を複数抽出する。そして、線画像生成部 1 7 2 は、抽出した複数の点を結ぶことで、硬さ線画像データを生成する。なお、所定の大きさの指標値とは、超音波診断装置 1 0 の操作者若しくは設計者によって予め指

50

定された値であり、通常、複数の値が指定される。

【0101】

図11は、第3の実施形態に係る線画像生成部172の処理を説明するための図である。図11には、線画像生成部172によって生成された線画像データ22a, 22bが、図2の硬さ画像データ上に表示された場合を例示する。なお、線画像データ22aは、ヤング率が30[kPa]の位置を示し、線画像データ22bは、ヤング率が60[kPa]の位置を示す。また、線画像データ22a, 22bを区別無く総称する場合に、「線画像データ22」と表記する。この線画像データ22は、硬さ位置画像データの一例である。

【0102】

図11に示すように、線画像生成部172は、画像生成部140によって生成された硬さ画像データを取得する。そして、線画像生成部172は、取得した硬さ画像データから、ヤング率が30[kPa]である点を複数抽出する。そして、線画像生成部172は、抽出した複数の点を結ぶことで、線画像データ22aを生成する。また、線画像生成部172は、線画像データ22aと同様に、60[kPa]の点を結ぶことで線画像データ22bを生成する。

【0103】

また、線画像生成部172は、例えば、それぞれの線画像データ22に対して、硬さの指標値（ここではヤング率）に応じた画素値を割り当てる。図11に示す例では、線画像生成部172は、線画像データ22a, 22bそれぞれに対して、そのヤング率に応じた画素値を割り当てる。具体的には、線画像生成部172は、線画像データ22aに対して黄緑色を割り当て、線画像データ22bに対して橙色を割り当てる。

【0104】

このように、線画像生成部172は、ヤング率が30, 60[kPa]である位置をそれぞれ示す線画像データ22a, 22bをそれぞれ生成する。

【0105】

なお、図11はあくまで一例に過ぎない。例えば、図11の例では、ヤング率が30, 60[kPa]である位置に線画像データ22を生成する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、線画像生成部172は、任意のヤング率の位置に線画像データ22を生成しても良いし、任意の本数の線画像データ22を生成しても良い。

【0106】

また、図11の例では、それぞれの線画像データ22に対して、ヤング率に応じた画素値を割り当てる場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、線画像生成部172は、ヤング率がそれぞれ異なる線画像データ22ごとに、それぞれ異なる線種（実線、破線、点線、一点鎖線等）を割り当てても良い。

【0107】

また、ここでは説明の都合上、硬さ画像データ（図2）が生成された後に線画像データ22が生成される場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。すなわち、線画像生成部172は、必ずしも硬さ画像データが生成されていなくとも、線画像データ22を生成することができる。例えば、線画像生成部172は、信号処理部130で決定された各点のヤング率のうち、所定のヤング率を有する点を複数抽出することで、線画像データ22を生成することができる。

【0108】

また、ここでは説明を省略したが、線画像生成部172は、線画像データ22を生成する場合に、例えば、線画像データ22を滑らかにするための平滑化処理を行っても良いし、線画像データ22の太さを均一にする処理を行っても良い。また、線画像生成部172が所定のヤング率を有する点を抽出する場合、必ずしも所定のヤング率と厳密に一致する点のみを抽出するのではなく、例えば、抽出された複数の点が線形を成す程度に誤差を許容して抽出しても良い。すなわち、上記の「硬さの指標値が略同一の線」とは、抽出され

10

20

30

40

50

た複数の点が線形を成す程度の誤差の範囲内で同一の硬さの指標値を有する複数の点に基づく線であり、平滑化処理や太さを均一にする処理が行われた線である。

【0109】

第3の実施形態に係る表示制御部173は、第1の実施形態において説明した機能と同様の機能を有し、更に、線画像データ22を超音波画像データ上に重畳表示させる。例えば、表示制御部173は、線画像生成部172によって生成された線画像データ22を、到達時間画像データ上に重畳表示させる。

【0110】

図12は、第3の実施形態に係る表示制御部173によって表示される表示画像の一例を示す図である。図12に示すように、表示制御部173は、図3に例示の到達時間画像データ上に、図11で生成した線画像データ22a, 22bをそれぞれ表示させる。

10

【0111】

なお、図12はあくまで一例に過ぎない。例えば、図12では、到達時間画像データを背景画像として線画像データ22を重畳表示する場合を説明したが、背景画像はこれに限定されない。例えば、背景画像としては、Bモード画像データや、図2の硬さ画像データ、更には後述する変位画像データ及び分散値画像データを用いても良い。

【0112】

このように、第3の実施形態に係る超音波診断装置10は、硬さの指標値を用いて、線画像データ22を生成する。そして、超音波診断装置10は、生成した線画像データ22を超音波画像データ上に重畳表示させる。これによれば、操作者は、例えば、硬さの指標値と背景画像のパラメータとの関連性を視覚的に把握することができる。

20

【0113】

なお、第3の実施形態では、到達時間以外のパラメータとして、硬さの指標値を用いて目盛り線（等高線）を生成する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、線画像生成部172は、各点の変位の大きさを用いて目盛り線を生成しても良い。具体的には、線画像生成部172は、走査領域内の各点の変位の大きさが略同一の線を表す画像データ（変位位置画像データ）を生成しても良い。そして、表示制御部173は、生成した変位位置画像データを超音波画像データ上に表示させる。これにより、超音波診断装置10は、背景画像と異なるパラメータを用いて線画像データ20のような目盛り線を表示するので、操作者は、これらの異なるパラメータの関連性を視覚的に把握することができる。

30

【0114】

また、第3の実施形態に係る超音波診断装置10は、到達時間の線画像データ20、線画像データ22、及び変位位置画像データのうち、任意の画像データを選択し、選択した全ての画像データを超音波画像データ上に重畳表示させても良い。すなわち、超音波診断装置10は、例えば、到達時間の線画像データ20及び線画像データ22を、一つの超音波画像データ上に重畳表示させても良い。

【0115】

また、第3の実施形態に係る超音波診断装置10が、他のパラメータを用いて線画像データ20のような目盛り線となる画像を表示する処理は、到達時間の線画像データ20を生成したり表示したりする処理とは別に独立して実行可能である。

40

【0116】

（第4の実施形態）

また、例えば、超音波診断装置10は、所定領域内のせん断速度で走査領域全体にせん断波が伝播する場合の到達時間に基づいて、線画像データ20のような目盛り線となる画像を表示しても良い。そこで、第4の実施形態では、超音波診断装置10が、所定領域内のせん断速度で走査領域全体にせん断波が伝播する場合の到達時間に基づいて、線画像データ20のような目盛り線となる画像を表示する場合を説明する。

【0117】

第4の実施形態に係る超音波診断装置10は、図1に例示した超音波診断装置10と同

50

様の構成を備え、線画像生成部 172 及び表示制御部 173 の処理の一部が相違する。そこで、第 4 の実施形態では、第 1 の実施形態と相違する点を中心に説明することとし、第 1 の実施形態において説明した構成と同様の機能を有する点については、図 1 と同一の符号を付し、説明を省略する。

【0118】

第 4 の実施形態に係る線画像生成部 172 は、第 1 の実施形態において説明した機能と同様の機能を有する。更に、線画像生成部 172 は、所定領域におけるせん断波の伝播速度で、せん断波が走査領域内の各点に到達する到達時間を算出し、算出した到達時間が略同一の線を表す所定領域位置画像データを生成する。

【0119】

図 13 は、第 4 の実施形態に係る線画像生成部 172 の処理を説明するための図である。図 13 には、図 2 の硬さ画像データ上に、操作者により指定された ROI 23 と、線画像データ 24 a ~ 24 f とが表示された場合を例示する。なお、図 13 において、線画像データ 24 a は、到達時間が 5 [m s e c] の位置を示し、線画像データ 24 b は、到達時間が 10 [m s e c] の位置を示し、線画像データ 24 c は、到達時間が 15 [m s e c] の位置を示し、線画像データ 24 d は、到達時間が 20 [m s e c] の位置を示し、線画像データ 24 e は、到達時間が 25 [m s e c] の位置を示し、線画像データ 24 f は、到達時間が 30 [m s e c] の位置を示す。また、線画像データ 24 a ~ 24 f を区別無く総称する場合に、「線画像データ 24」と表記する。この線画像データ 24 は、所定領域位置画像データの一例である。

【0120】

図 13 に示すように、線画像生成部 172 は、例えば、操作者から ROI 23 を指定する操作を受け付ける。そして、線画像生成部 172 は、受け付けた ROI 23 に含まれる各点におけるせん断波速度の平均値を算出する。そして、線画像生成部 172 は、算出したせん断速度の平均値で、せん断波が走査領域内の各点に到達する到達時間を算出する。言い換えると、線画像生成部 172 は、走査領域内の全ての点が均一な硬さ (ROI 23 内の平均的な硬さ) であり、その走査領域全体をせん断波が一定の速度 (算出したせん断速度の平均値) で伝播するものとして、走査領域内の各点の到達時間を算出する。例えば、線画像生成部 172 は、算出したせん断速度の平均値と、プッシュパルスの送信位置から各点までの距離とを用いて、各点の到達時間を算出する。そして、線画像生成部 172 は、算出した到達時間が略同一の線を表す線画像データ 24 a ~ 24 f をそれぞれ生成する。ここで、線画像データ 24 a ~ 24 f は、走査領域内の全ての点が ROI 23 内の平均的な硬さであるものとして生成されるので、プッシュパルスの送信位置に対して平行な線となる。なお、図 13 では、走査領域の左端にプッシュパルスの送信位置があるものとする。また、線画像生成部 172 が、算出した到達時間が略同一の位置を表す線画像データ 24 a ~ 24 f をそれぞれ生成する処理は、第 1 の実施形態で説明した内容と同様であるので、詳細な説明は省略する。

【0121】

なお、図 13 はあくまで一例に過ぎない。例えば、線画像生成部 172 は、任意の到達時間の位置に線画像データ 24 を生成しても良いし、任意の本数の線画像データ 24 を生成しても良い。

【0122】

また、例えば、線画像生成部 172 は、それぞれの線画像データ 24 に対して、算出した到達時間に応じた画素値を割り当てても良い。また、例えば、線画像生成部 172 は、算出した到達時間がそれぞれ異なる線画像データ 24 ごとに、それぞれ異なる線種 (実線、破線、点線、一点鎖線等) を割り当てても良い。

【0123】

また、例えば、ROI 23 の位置及び大きさがプリセットされている場合には、必ずしも操作者による ROI 23 の指定を要しない。例えば、プリセットのままの ROI 23 が利用される場合には、操作者による ROI 23 の指定は受け付けなくても良い。

【 0 1 2 4 】

また、図 1 3 では、硬さ画像データが背景画像として用いられる場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、線画像生成部 1 7 2 は、背景画像の有無、及び、背景画像となる超音波画像データの種類に関係なく、上記の処理を実行することができる。

【 0 1 2 5 】

また、図 1 3 では、ROI 2 3 に含まれる各点のせん断速度の平均値を用いる場合を説明したが、これに限定されるものではなく、例えば、ROI 2 3 の中心点のせん断速度を用いる場合であっても良い。

【 0 1 2 6 】

第 4 の実施形態に係る表示制御部 1 7 3 は、第 1 の実施形態において説明した機能と同様の機能を有し、更に、線画像データ 2 4 を超音波画像データ上に表示させる。例えば、表示制御部 1 7 3 は、線画像生成部 1 7 2 によって生成された線画像データ 2 4 を、到達時間画像データ上に重畳表示させる。

【 0 1 2 7 】

図 1 4 は、第 4 の実施形態に係る表示制御部 1 7 3 によって表示される表示画像の一例を示す図である。図 1 4 に示すように、表示制御部 1 7 3 は、図 3 に例示の到達時間画像データ上に、図 1 3 で生成した線画像データ 2 4 をそれぞれ表示させる。

【 0 1 2 8 】

なお、図 1 4 はあくまで一例に過ぎない。例えば、図 1 4 では、到達時間画像データを背景画像として線画像データ 2 4 を重畳表示する場合を説明したが、背景画像はこれに限定されない。例えば、背景画像としては、B モード画像データや、図 2 の硬さ画像データ、更には後述する変位画像データ及び分散値画像データを用いても良い。

【 0 1 2 9 】

このように、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 は、ROI 2 3 内のせん断速度で走査領域全体にせん断波が伝播する場合の到達時間に基づいて、線画像データ 2 0 のような目盛り線となる画像を表示する。これによれば、操作者は、ROI 2 3 内のせん断速度で走査領域全体にせん断波が伝播する場合の到達時間を、他のパラメータと比較検討することが容易となる。

【 0 1 3 0 】

また、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 は、ここで表示される線画像データ 2 4 を、到達時間の線画像データ 2 0、線画像データ 2 2、及び変位位置画像データのうちの任意の画像データとともに超音波画像データ上に重畳表示されても良い。これにより、操作者は、複数のパラメータを同一の超音波画像データ上で比較検討することができる。

【 0 1 3 1 】

また、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 が、所定領域内のせん断速度で走査領域全体にせん断波が伝播する場合の到達時間に基づいて、線画像データ 2 0 のような目盛り線となる画像を表示する処理は、到達時間の線画像データ 2 0 を生成したり表示したりする処理とは別に独立して実行可能である。

【 0 1 3 2 】

(その他の実施形態)

さて、これまで第 1 ~ 第 4 の実施形態について説明したが、これ以外にも、種々の異なる形態にて実施されて良い。なお、以下に説明する各処理は、到達時間の線画像データ 2 0 を生成したり表示したりする処理とは別に独立して実行可能である。

【 0 1 3 3 】

(変位画像データの生成)

例えば、超音波診断装置 1 0 は、走査領域内の各点に対して、各点における変位の大きさに応じた画素値を割り当てた変位画像データを生成しても良い。

【 0 1 3 4 】

例えば、画像生成部 1 4 0 は、走査領域内の各点に対して、各点における変位の大きさ

10

20

30

40

50

に応じた画素値を割り当てることで、変位画像データを生成する。具体的には、画像生成部 140 は、信号処理部 130 によって複数時相に渡って算出された走査領域の各点における変位を取得する。そして、画像生成部 140 は、各点について、複数時相に渡って算出された変位のうちで最大となる変位量（最大変位量）を特定する。そして、画像生成部 140 は、特定した各点の最大変位量に応じた画素値を各点に割り当てることで、変位画像データを生成する。

【0135】

図 15 は、変位画像データについて説明するための図である。図 15 に示すように、画像生成部 140 は、走査領域内の各点が最大変位量によって色分けされた変位画像データを生成する。

10

【0136】

このように、画像生成部 140 は、走査領域内の各点に対して、各点における変位の大きさに応じた画素値を割り当てることで、変位画像データを生成する。なお、ここで、変位画像データを生成するのは、変位の大きさが生体組織の硬さの信頼性の指標となるからである。例えば、走査領域内の各点において、観測用パルスで観測するのに十分な大きさの変位が発生していれば、観測された生体組織の硬さの信頼性は高くなる。これに対して、走査領域内の各点において、十分な大きさの変位が発生していなければ、観測用パルスで観測するのが困難であるので、観測された生体組織の硬さの信頼性は低くなる。したがって、操作者は、変位画像データを確認することで、観測された生体組織の硬さの信頼性を容易に把握することができる。

20

【0137】

図 15 に示す例では、走査領域内の上方の点ほど変位が大きいので、信頼性が高いことがわかる。一方、走査領域内の下方の点ほど変位が小さいので、信頼性が低いことがわかる。

【0138】

なお、図 15 の例では、各点における変位の大きさとして最大変位量を用いる場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、時間 - 変位曲線における積分値（一定時間内の変位の合計値）に応じた画素値を各点に割り当てることで、変位画像データを生成しても良い。また、例えば、時間 - 変位曲線における微分値（傾きの大きさ）に応じた画素値を各点に割り当てることで、変位画像データを生成しても良い。すなわち、せん断波の伝搬速度が最大となった時刻に応じた画素値を各点に割り当てることで、変位画像データを生成しても良い。

30

【0139】

（分散値画像データの生成）

例えば、超音波診断装置 10 は、走査領域内の各点に対して、各点における分散値に応じた画素値を割り当てた分散値画像データを生成しても良い。

【0140】

例えば、算出部 174 は、走査領域内の各点について、その点を含む所定領域内の各点の到達時間の分散値を算出する。一例としては、算出部 174 は、図 8 の分散値算出用領域 21 を用いて、走査領域内の各点の分散値を算出する。なお、分散値算出用領域 21 を用いて分散値を算出する処理は、第 2 の実施形態で説明した内容と同様であるので、詳細な説明は省略する。

40

【0141】

そして、画像生成部 140 は、走査領域内の各点に対して、各点における分散値に応じた画素値を割り当てることで、分散値画像データを生成する。具体的には、画像生成部 140 は、算出部 174 によって算出された走査領域内の各点の分散値を取得する。そして、画像生成部 140 は、取得した分散値に応じた画素値を各点に割り当てることで、分散値画像データを生成する。

【0142】

このように、画像生成部 140 は、走査領域内の各点に対して、各点における分散値に

50

応じた画素値を割り当てることで、分散値画像データを生成する。これにより、操作者は、分散値画像データを確認することで、観測された生体組織の硬さの信頼性を容易に把握することができる。

【0143】

(各種パラメータによる画像データの変更)

また、例えば、超音波診断装置10は、超音波画像データに含まれる各点の画素値を、各点における硬さの指標値、せん断波の到達時間、変位の大きさ、及び、分散値の各パラメータのうちいずれか一つのパラメータを用いて変更しても良い。

【0144】

画像生成部140は、超音波画像データに含まれる各点の画素値を、各点における硬さの指標値、せん断波の到達時間、変位の大きさ、及び、分散値の各パラメータのうちいずれか一つのパラメータを用いて変更する。

10

【0145】

例えば、画像生成部140は、超音波画像データの明るさを変更する処理を行う。図16は、明るさを変更する処理を説明するための図である。図16では、変位の大きさを用いて硬さ画像データの明るさを変更する場合の処理を説明する。図16に示す例では、硬さ画像データの領域25aが暗くなり、領域25bが黒く塗りつぶされている。なお、硬さ画像データの上方の領域(領域25aよりも上の領域)は、元の硬さ画像データの明るさのまま表示されている。

【0146】

20

例えば、画像生成部140は、走査領域内の各点における変位の大きさに基づいて、信頼性を3段階で評価する。具体例を挙げると、画像生成部140は、最大変位量が第1閾値以上である点の信頼性を「高」と判定する。また、画像生成部140は、最大変位量が第1閾値未満、かつ、第2閾値以上である点の信頼性を「中」と判定する。ここで、第2閾値は第1閾値より小さい値である。また、画像生成部140は、最大変位量が第2閾値未満である点の信頼性を「低」と判定する。図16に示す例では、画像生成部140は、硬さ画像データの上方の領域を「高」と判定し、領域25aを「中」と判定し、領域25bを「低」と判定する。

【0147】

そして、画像生成部140は、信頼性が「高」と判定された領域については、元の画像の明るさのままとし、変更しない。また、画像生成部140は、信頼性が「中」と判定された領域25aについては、元の画像を暗くする。例えば、画像生成部140は、領域25aに含まれる点のRGB値を所定数減算することで、暗くする。また、画像生成部140は、信頼性が「低」と判定された領域25bについては、元の画像を黒く塗りつぶす。例えば、画像生成部140は、領域25bに含まれる点のRGB値を0とすることで、黒く塗りつぶす。このように、画像生成部140は、図2の硬さ画像データの明るさを、各点の変位の大きさに基づいて変更する。

30

【0148】

また、例えば、画像生成部140は、超音波画像データの一部を非表示とする処理を行う。図17は、非表示とする処理を説明するための図である。図17では、変位の大きさを用いて硬さ画像データの一部を非表示とする場合の処理を説明する。図17に示す例では、硬さ画像データの領域26が白くなり、何も表示されていない。

40

【0149】

例えば、画像生成部140は、走査領域内の各点における変位の大きさに基づいて、信頼性を3段階で評価する。この評価は、例えば、図16で説明した方法と同様で良い。例えば、画像生成部140は、硬さ画像データの上方の領域を「高」と判定し、領域25aを「中」と判定し、領域25bを「低」と判定する。

【0150】

そして、画像生成部140は、信頼性が「高」と判定された領域のみ、硬さ画像データを生成し、信頼性が「中」及び「低」と判定された領域26については生成しない。この

50

ように、画像生成部 140 は、領域 26 に対応する硬さ画像データを生成しないことで、領域 26 を非表示とする。

【0151】

このように、画像生成部 140 は、例えば、硬さ画像データに含まれる各点の画素値を、各点における変位の大きさを用いて変更する。なお、上記の例では、信頼性を 3 段階で評価する場合を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、画像生成部 140 は、一つの閾値を用いることで、信頼性を 2 段階で評価しても良いし、複数の閾値を用いることで、信頼性を多段階評価しても良い。

【0152】

また、ここでは、変位の大きさを用いて硬さ画像データを変更する場合を説明したが、これに限定されるものではない。すなわち、上述した各種の超音波画像データに含まれる各点の画素値を、各点における硬さの指標値、せん断波の到達時間、変位の大きさ、及び、分散値の各パラメータのうちいずれか一つのパラメータを用いて変更することができる。

10

【0153】

これにより、超音波診断装置 10 は、生体組織の硬さやその信頼性など、各種のパラメータによって表現される情報を、他の超音波画像データ上に表現することができる。

【0154】

(各種パラメータの評価)

また、例えば、超音波診断装置 10 は、関心領域内の各点における各種のパラメータを評価し、評価結果を表示させても良い。

20

【0155】

例えば、表示制御部 173 は、関心領域内の各点におけるせん断波に基づく生体組織の硬さの指標値、到達時間、変位の大きさ、及び到達時間の分散値のうち少なくとも一つのパラメータを評価し、評価結果を表示させる。

【0156】

図 18 は、各種パラメータの評価について説明するための図である。図 18 には、図 2 の硬さ画像データと、その画像上に指定された信頼性評価用の ROI 27 とを例示する。

【0157】

例えば、表示制御部 173 は、操作者により ROI 27 の指定を受け付ける。そして、表示制御部 173 は、受け付けた ROI 27 内の各点における各種パラメータを評価する。

30

【0158】

一例としては、表示制御部 173 は、ROI 27 内の各点における分散値と、閾値とを比較することで、信頼性を評価する。具体的には、表示制御部 173 は、ROI 27 内の各点における分散値の平均値を算出する。そして、表示制御部 173 は、算出した平均値と閾値とを比較して、平均値が閾値未満であれば、信頼度「高」と評価し、平均値が閾値以上であれば、信頼度「低」と評価する。例えば、表示制御部 173 は、図 18 に示すように、評価結果「信頼度：高い」をモニタ 103 に表示させる。

【0159】

なお、図 18 の例はあくまで一例である。例えば、表示制御部 173 は、ROI 27 内の各点における分散値の平均値ではなく、ROI 27 内の分散値の最大値を閾値と比較することで、評価しても良い。また、モニタ 103 には評価結果のみならず、パラメータそのものが表示されても良い。例えば、表示制御部 173 は、ROI 27 の各点の到達時間の平均値を算出する。そして、表示制御部 173 は、算出した平均値「8.0 msec」をモニタ 103 上に表示させても良い。

40

【0160】

(プッシュパルスの送信位置及び観測方向の表示)

また、例えば、超音波診断装置 10 は、プッシュパルスの送信位置及び観測方向を表示しても良い。

50

【0161】

図19は、プッシュパルスの送信位置及び観測方向の表示について説明するための図である。図19には、図2の硬さ画像データ上に、フラグ28a, 28b, 28cと、ライン29a, 29b, 29cとを例示する。なお、図19に示す例では、プッシュパルスがライン29a, 29b, 29c上で送信され、それぞれの送信位置から右方向に伝播するせん断波が観測された場合を説明する。

【0162】

図19に示すように、画像生成部140は、送信制御部171からプッシュパルスの送信位置と、その観測方向とをそれぞれ示す情報を取得する。そして、画像生成部140は、左端のプッシュパルスの送信位置に対応する画像データとして、ライン29aを生成する。このライン29aは、左端のプッシュパルスの送信位置に配置される。また、画像生成部140は、左端のプッシュパルスの観測方向を示すために、フラグ28aを生成する。この場合、観測方向はプッシュパルスの送信位置の右側であるので、画像生成部140は、フラグ28aをライン29aの右側に配置する。このとき、画像生成部140は、フラグ28aの短辺をライン29aに重ねる。これにより、ライン29aから右方向に向かうフラグ28aによって、ライン29aの送信位置から右方向に伝播するせん断波が観測されたことを明示することができる。

【0163】

(並列表示)

また、例えば、超音波診断装置10は、上述した各種の超音波画像データと、それに重畳表示される目盛り線(線画像データ20等)とを並列表示しても良い。

【0164】

例えば、表示制御部173は、硬さ画像データ、到達時間画像データ、変位画像データ、及び分散値画像データのうち、少なくとも二つの画像データを並列表示させる。そして、表示制御部173は、並列表示させた画像データのうち、少なくとも一つの画像データに、到達時間の線画像データ20、線画像データ22、変位位置画像データ、及び線画像データ24のうち少なくとも一つを重畳表示させる。

【0165】

図20は、並列表示について説明するための図である。図20の左側には、硬さ画像データ上に到達時間の線画像データ20を重畳表示させた画像を示し、右側には、到達時間画像データ上に線画像データ24を重畳表示させた画像を示す。なお、ここに例示した画像データは一例に過ぎず、表示制御部173は、各種の超音波画像データや、各種パラメータにより変更した画像データ(図16, 17等)を並列表示して良い。また、表示制御部173は、上述した到達時間の線画像データ20、線画像データ22、変位位置画像データ、及び線画像データ24のうち任意の画像データを重畳表示して良い。これにより、各種画像データの並列表示が可能となる。

【0166】

(線画像データ20の動画表示)

また、例えば、超音波診断装置10は、線画像データ20を動画として表示しても良い。

【0167】

例えば、画像生成部140は、それぞれ異なる複数の到達時間ごとに、到達時間の線画像データ20が複数生成する。そして、表示制御部173は、到達時間が早い順に、複数の線画像データ20をそれぞれ表示させる。これにより、超音波診断装置10は、線画像データ20を動画として表示する。

【0168】

なお、超音波診断装置10は、上述した線画像データ22、変位位置画像データ、及び線画像データ24についても同様に、動画として表示することができる。

【0169】

(信頼性の指標となる独自パラメータの算出)

10

20

30

40

50

また、上記の実施形態では、硬さの信頼性の指標として、到達時間、変位の大きさ（最大変位量）、及び到達時間の分散値のうち少なくとも一つを画像化して表示する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、上記の硬さの信頼性の指標となるパラメータを複数組み合わせることで、信頼性の指標となる独自のパラメータを算出しても良い。

【0170】

例えば、算出部174は、変位の大きさと分散値とに基づく値を、硬さの信頼性の指標として算出する。ここで、変位の大きさは、例えば、最大変位量であり、この値が大きいほど信頼性が高くなる。また、分散値は、この値が大きいほど、信頼性が低くなる。したがって、例えば、算出部174は、最大変位量と、分散値の逆数とをスコア化することで、信頼性の指標となる独自のパラメータを算出する。

10

【0171】

そして、線画像生成部172及び画像生成部140は、到達時間、変位の大きさ、又は到達時間の分散値に代えて、算出された独自のパラメータを用いて、上記の実施形態にて説明した処理を実行する。例えば、線画像生成部172は、線画像データ20に含まれる各位置に、独自のパラメータに応じた画素値を割り当てる。また、例えば、画像生成部140は、走査領域内の各位置に対して、独自のパラメータに応じた画素値を割り当てた画像データを背景画像として生成する。また、例えば、画像生成部140は、背景画像に含まれる各位置の画素値を、走査領域内の各位置における独自のパラメータに応じて変更する。

20

【0172】

なお、これに限らず、算出部174は、到達時間、変位の大きさ（最大変位量）、及び到達時間の分散値のうち、任意のパラメータを任意数組み合わせることで、信頼性の指標となる独自のパラメータを算出しても良い。

【0173】

（並列表示における信頼性表示の連動）

また、上述した並列表示においては、更に、並列表示の対象となる画像同士で信頼性表示を連動させても良い。すなわち、表示制御部173は、並列表示において、硬さ画像データに含まれる各位置における信頼性の指標となるパラメータ（例えば、到達時間、変位の大きさ、分散値、独自のパラメータ等）が所定の条件に満たない場合に、その位置の画像を非表示にするとともに、並列表示の対象となる線画像データ20のうち、その位置に対応する画像を非表示にする。

30

【0174】

図21は、並列表示される場合にモニタに表示される表示画像30の一例を示す図である。表示画像30は、重畳画像31と、重畳画像32とを含む。重畳画像31及び重畳画像32は、ある走査領域の反射波データに基づいて生成されたBモード画像33上に、硬さ画像34又は線画像群35が重畳された画像である。つまり、硬さ画像34は、Bモード画像33において、対応する領域の硬さを表す画像である。また、線画像群35は、線画像35a、35b、35c・・・等、複数の線画像を含み、Bモード画像33において、対応する領域の到達時間に基づいて生成された画像である。

40

【0175】

ここで、硬さ画像34のうち、信頼性の低い領域36は、非表示となる。図21の例では、領域36は、黒い線で囲まれた白色の領域で示される。例えば、表示制御部173は、硬さ画像34に含まれる点のうち、分散値が所定の閾値以上となる点の画素値を変更することで、領域36を非表示とする。なお、ここでは、領域36を黒い線で囲まれた白色の領域で示したが、これに限定されるものではない。例えば、領域36は、黒色の領域で示されても良いし、無色の領域で示されても良い。なお、無色の領域で示される場合には、背景であるBモード画像33がそのまま表示されることとなる。

【0176】

また、図21において、線画像群35のうち、領域36に対応する領域37は、他の領

50

域とは異なる色で表示される。図 2 1 の例では、領域 3 7 は、黒い線で囲まれた白色の領域で示される。例えば、表示制御部 1 7 3 は、線画像群 3 5 に含まれる点のうち、分散値が所定の閾値以上となる点の画素値を変更することで、領域 3 7 を他の領域とは異なる色で表示する。

【 0 1 7 7 】

このように、表示制御部 1 7 3 は、並列表示を行う場合に、並列表示の対象となる複数の画像それぞれを、同一の信頼性の指標値の閾値を用いて変更する。これにより、表示制御部 1 7 3 は、並列表示の対象となる複数の画像それぞれを連動させて非表示とすることが可能となる。

【 0 1 7 8 】

なお、図 2 1 では、領域 3 6 を黒い線で囲まれた白色の領域で示したが、これに限定されるものではない。例えば、領域 3 6 は、黒色の領域で示されても良いし、無色の領域で示されても良い。なお、無色の領域で示される場合には、背景である B モード画像 3 3 がそのまま表示されることとなる。また、図 2 1 では、信頼性の指標値として、分散値が用いられる場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、信頼性の指標となるパラメータとしては、到達時間、変位の大きさ、分散値、及び上記の独自のパラメータのうち、任意のパラメータが用いられれば良い。

【 0 1 7 9 】

なお、上記の実施形態の説明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ように構成されていなくても良い。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又は物理的に分散・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 および当該 CPU にて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、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。

【 0 1 8 0 】

また、上記の実施形態で説明した超音波診断装置 1 0 における各処理は、予め用意された画像処理プログラムを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。

【 0 1 8 1 】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、生体組織の硬さの信頼性を超音波画像上に表すことができる。

【 0 1 8 2 】

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。

【 符号の説明 】

【 0 1 8 3 】

1 0	超音波診断装置
1 1 0	送信部
1 4 0	画像生成部
1 7 0	制御部
1 7 2	線画像生成部

10

20

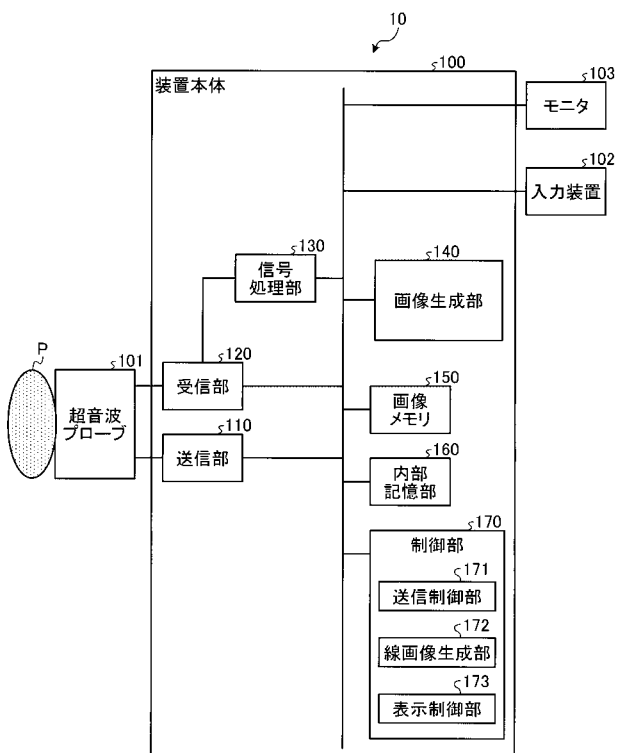
30

40

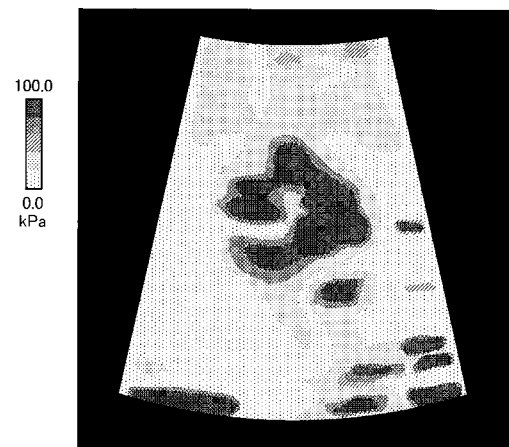
50

1 7 3 表示制御部

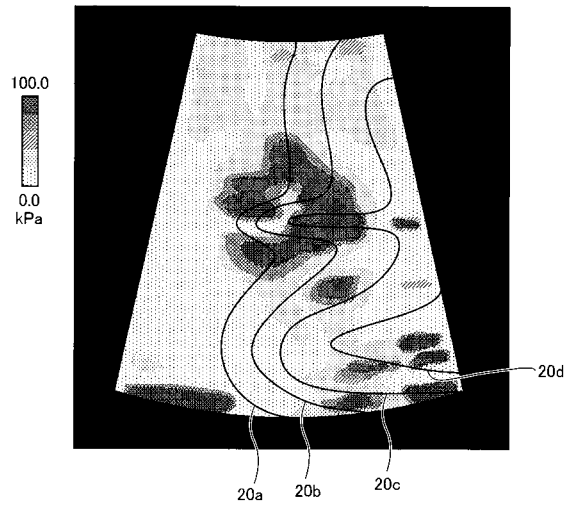
【 図 1 】



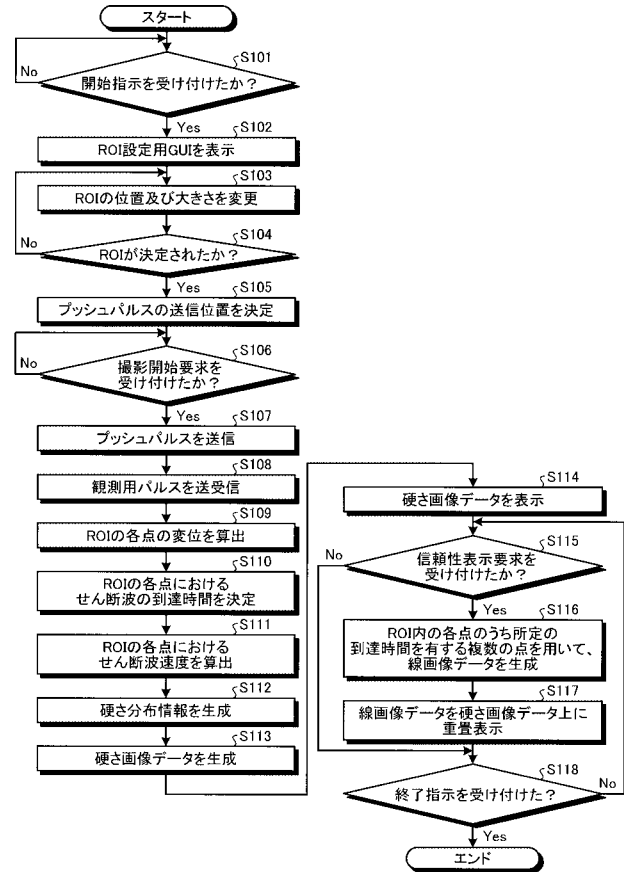
【 図 2 】



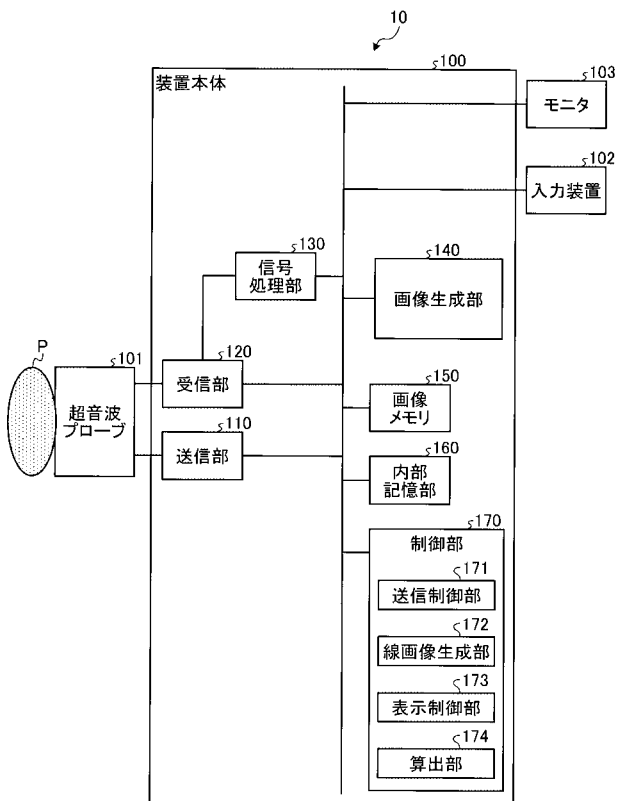
【図 5】



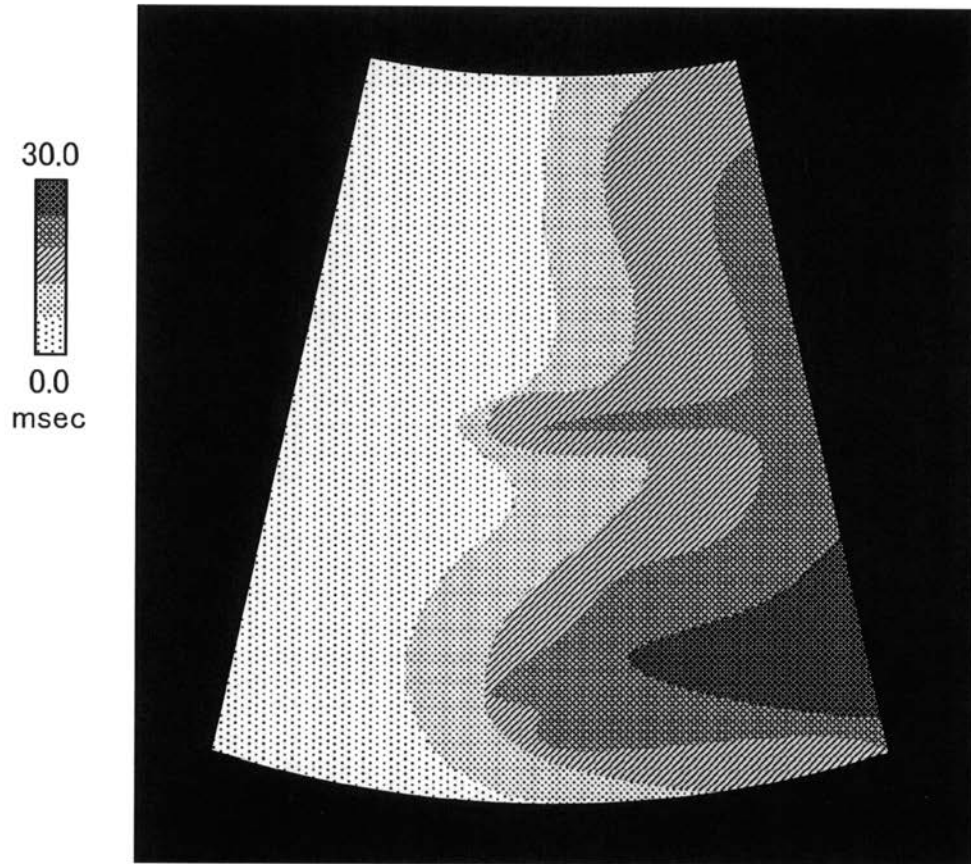
【図 6】



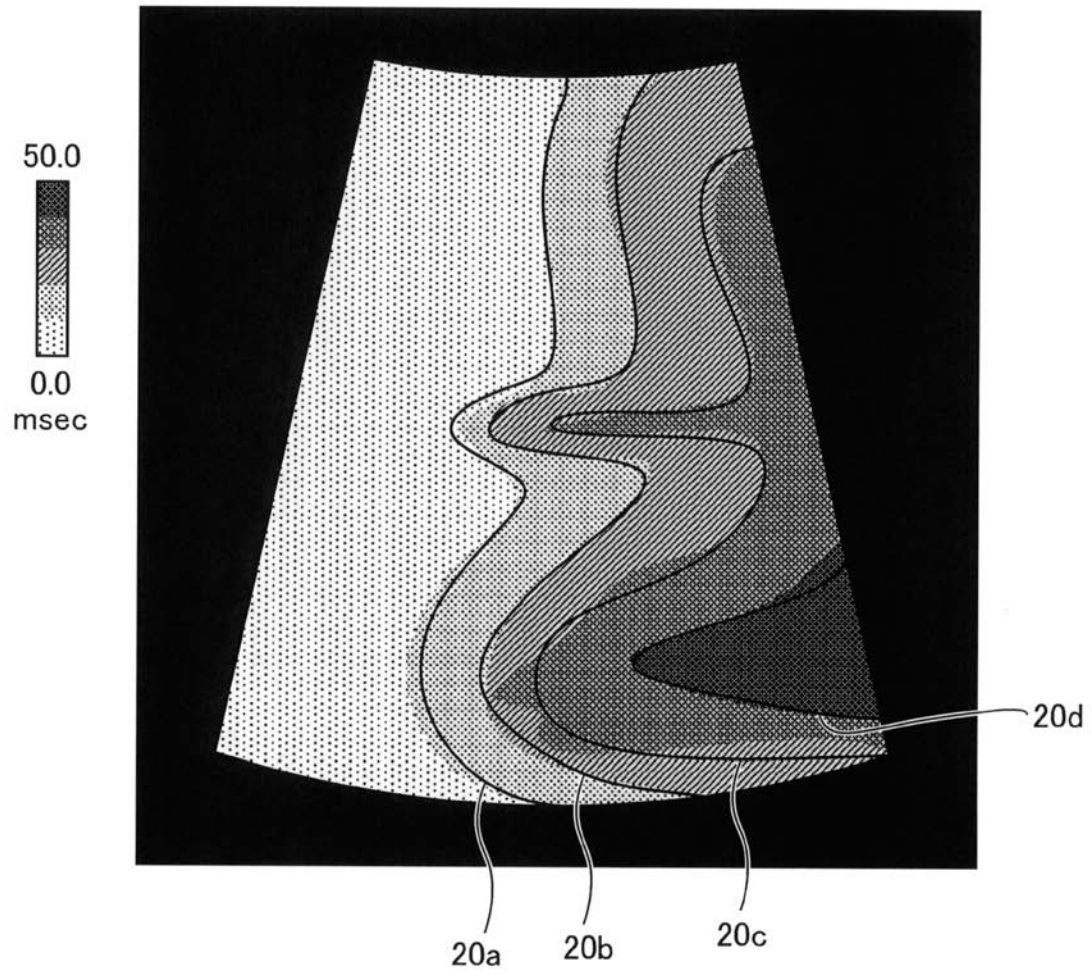
【図 7】



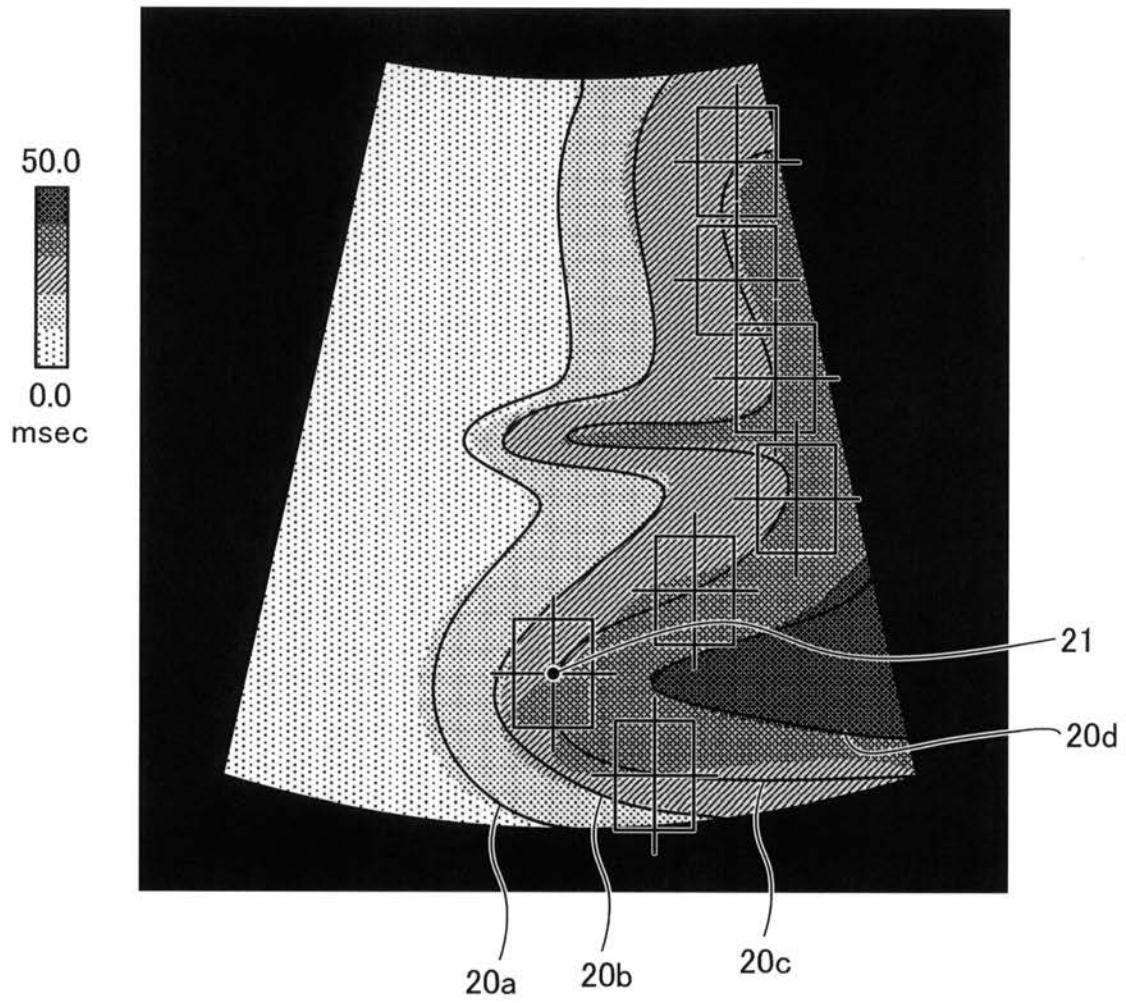
【 図 3 】



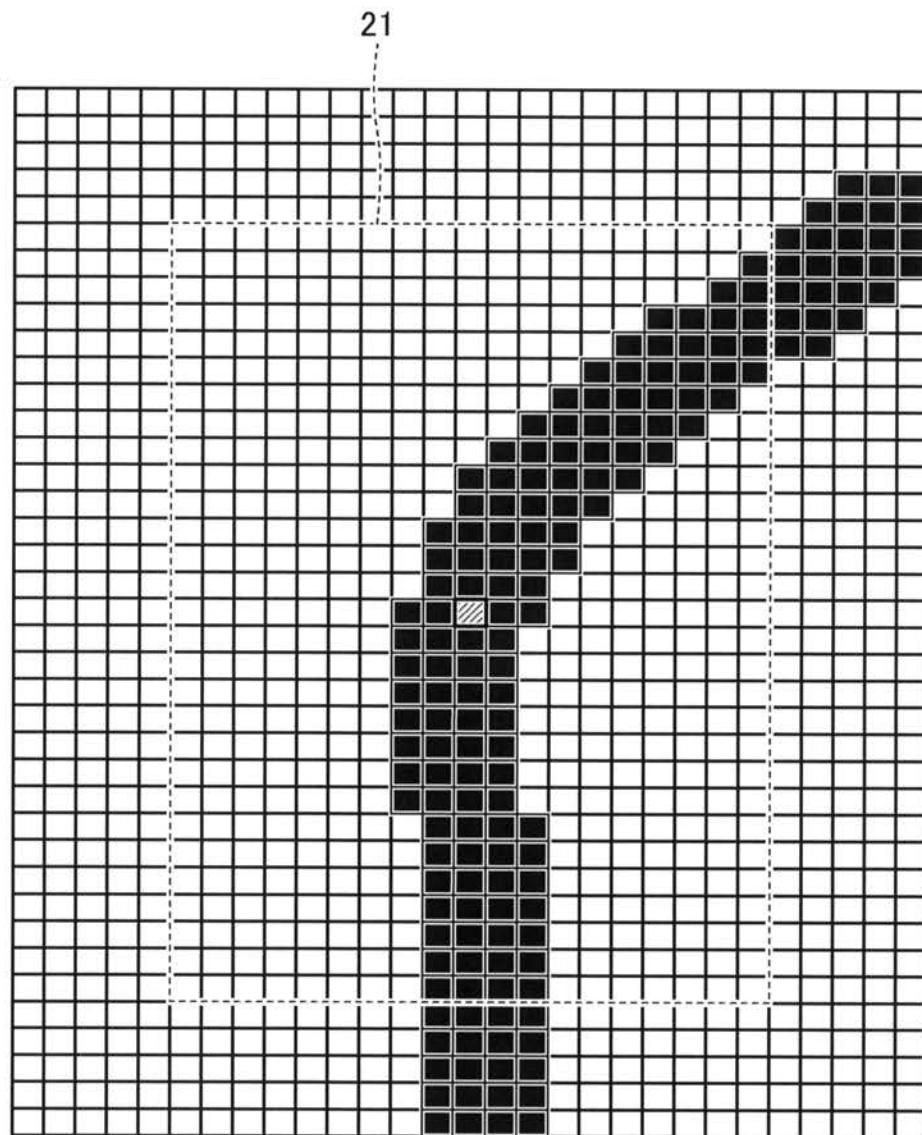
【 図 4 】



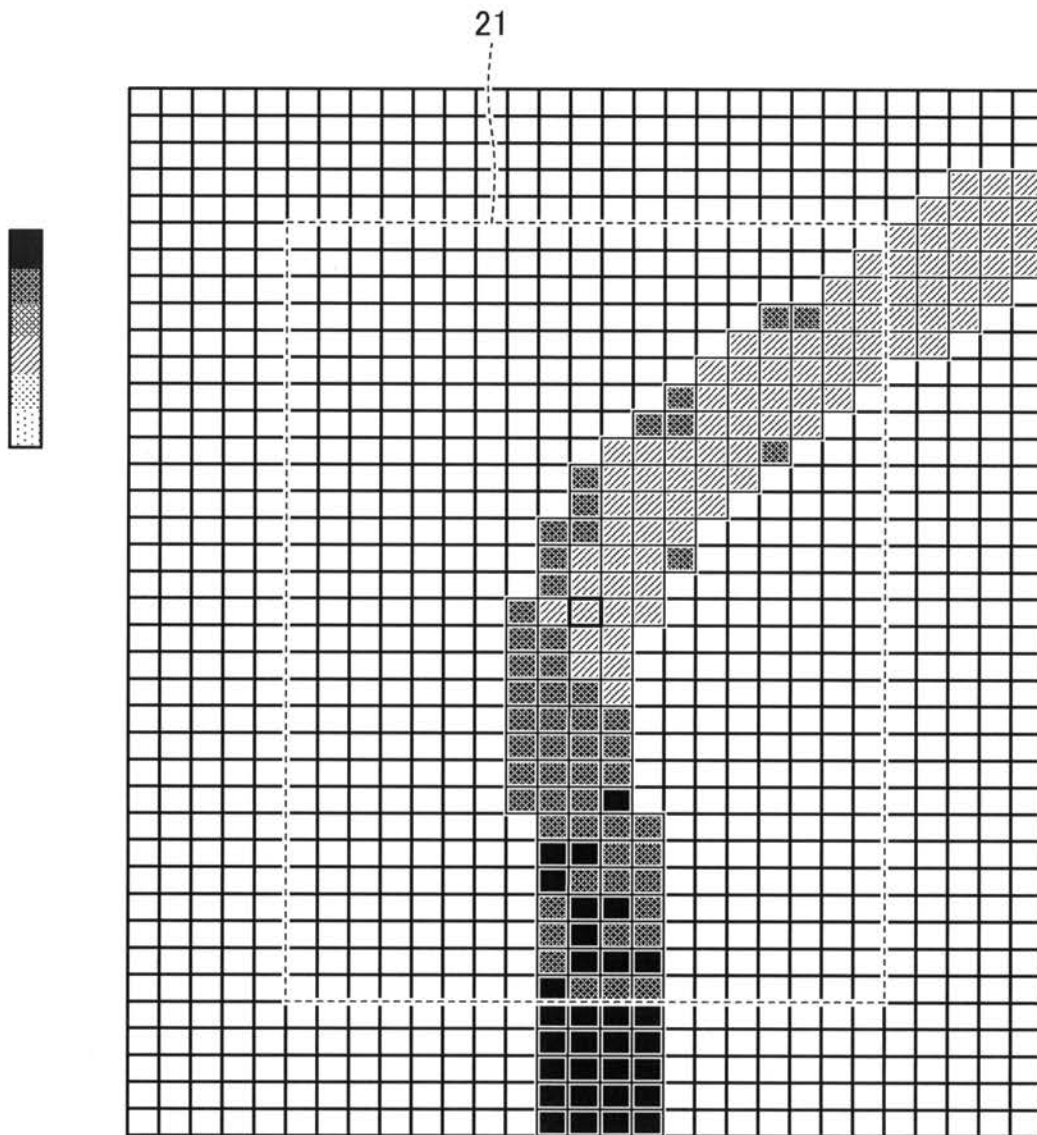
【 図 8 】



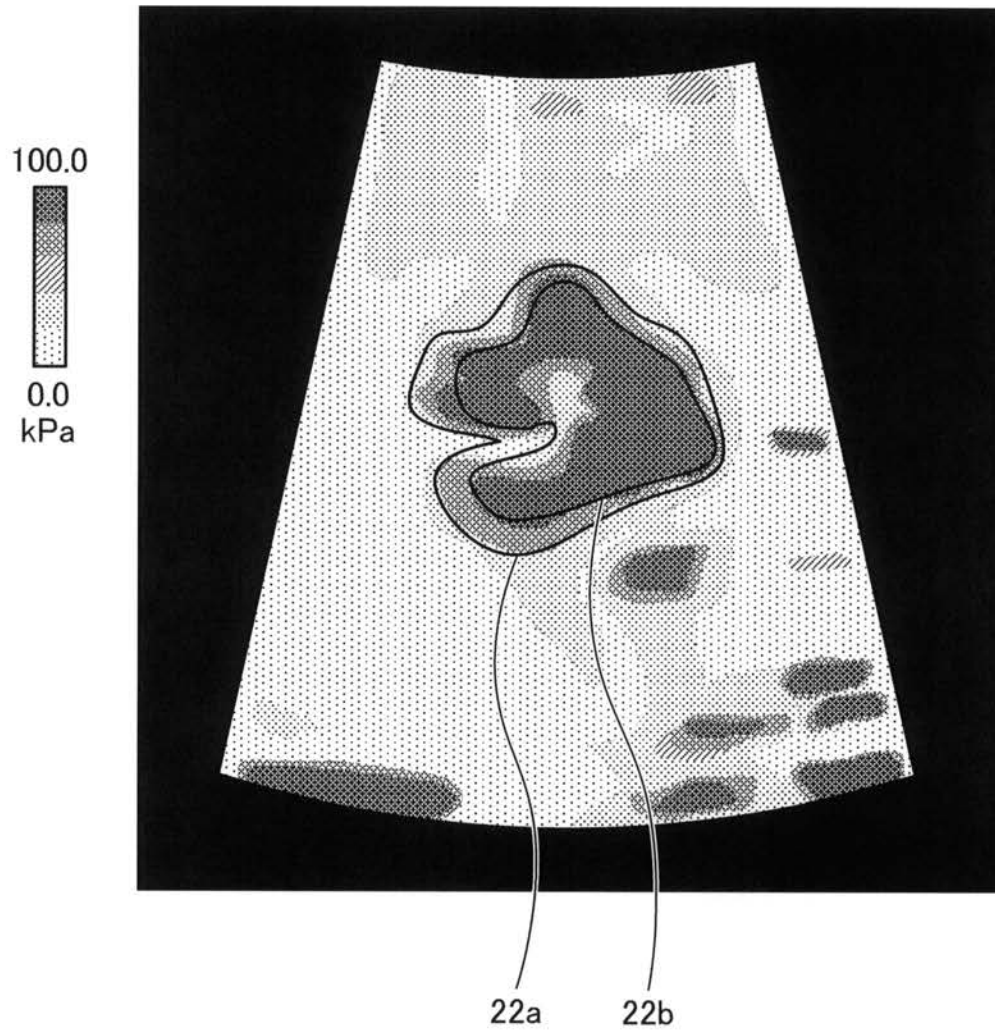
【 図 9 】



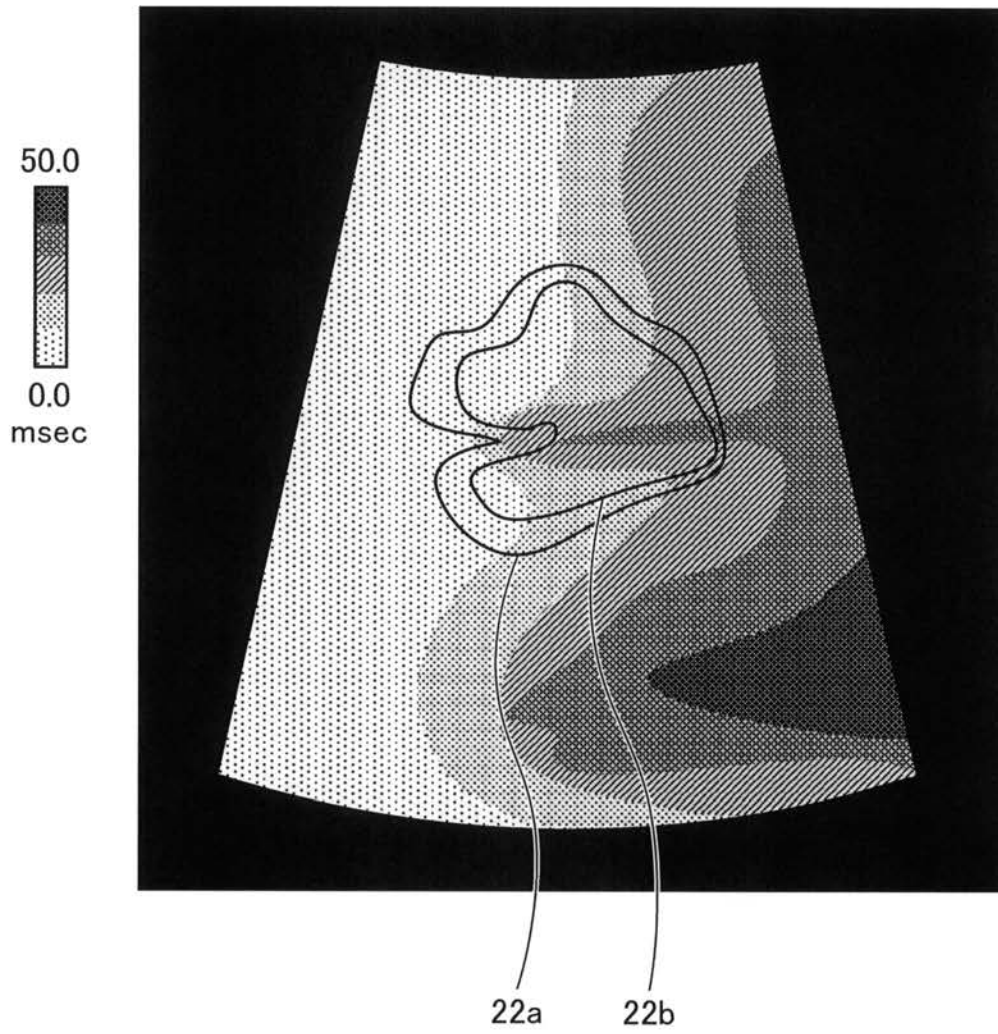
【図 10】



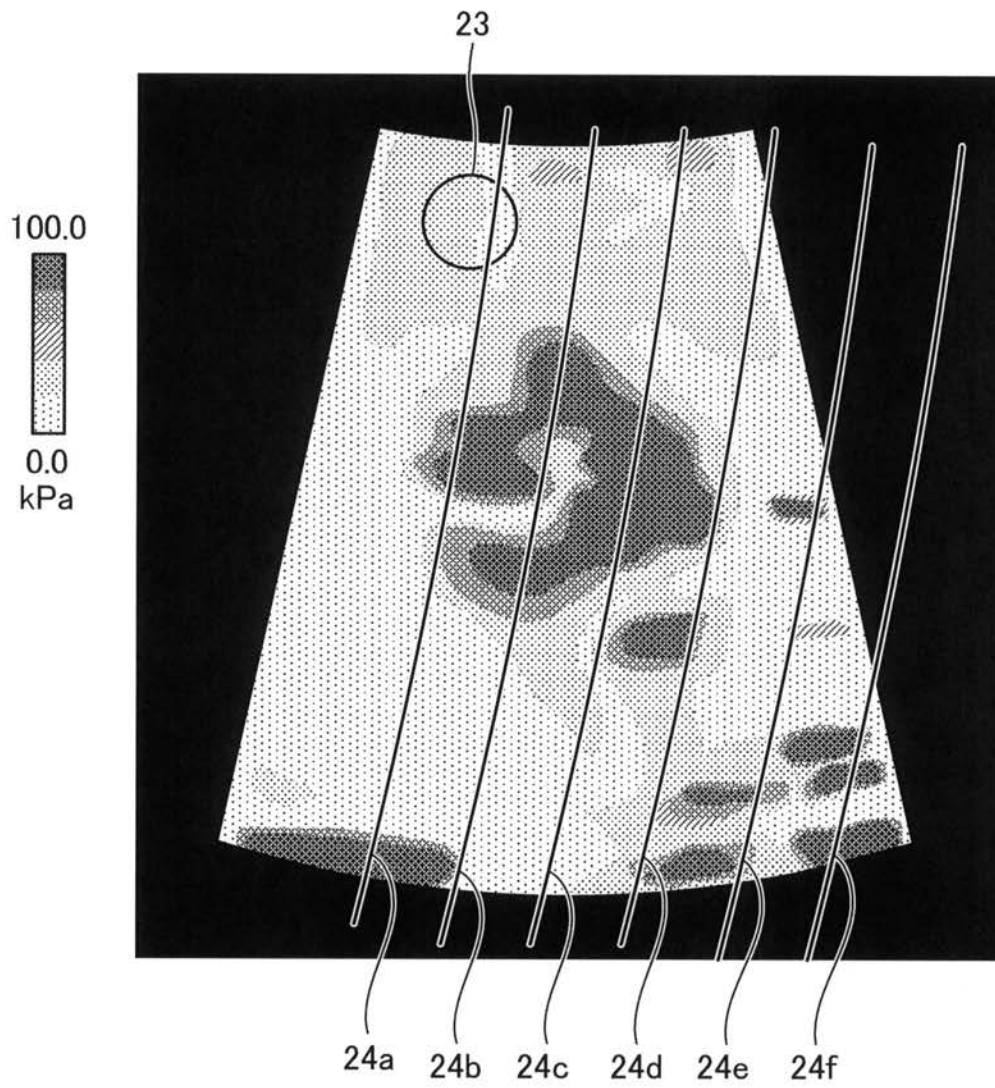
【図 11】



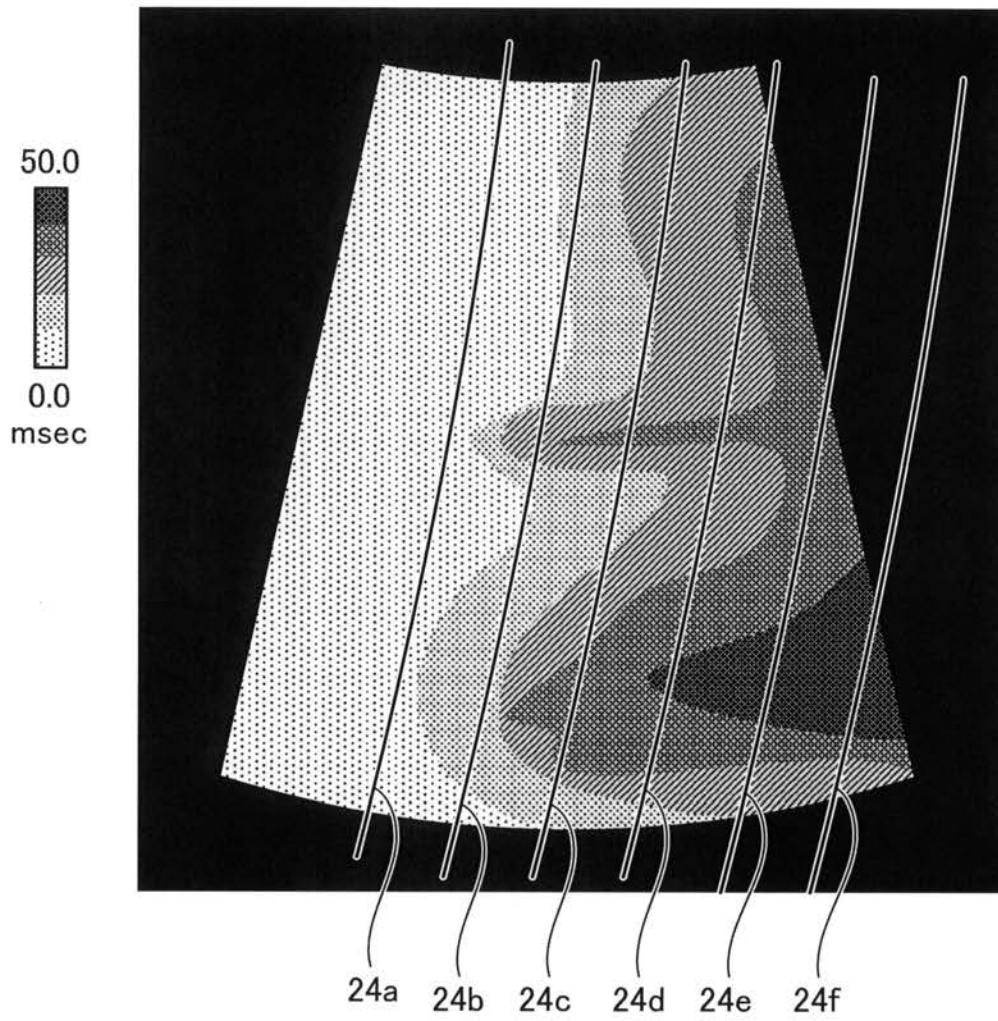
【図 12】



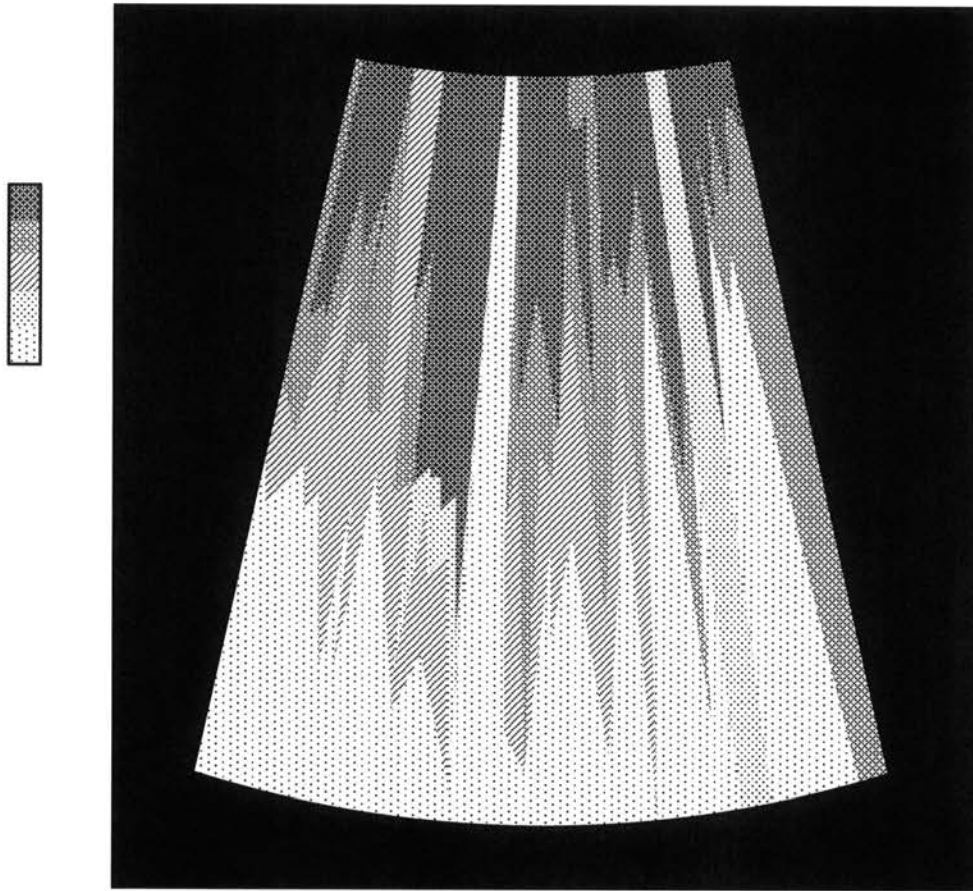
【図 13】



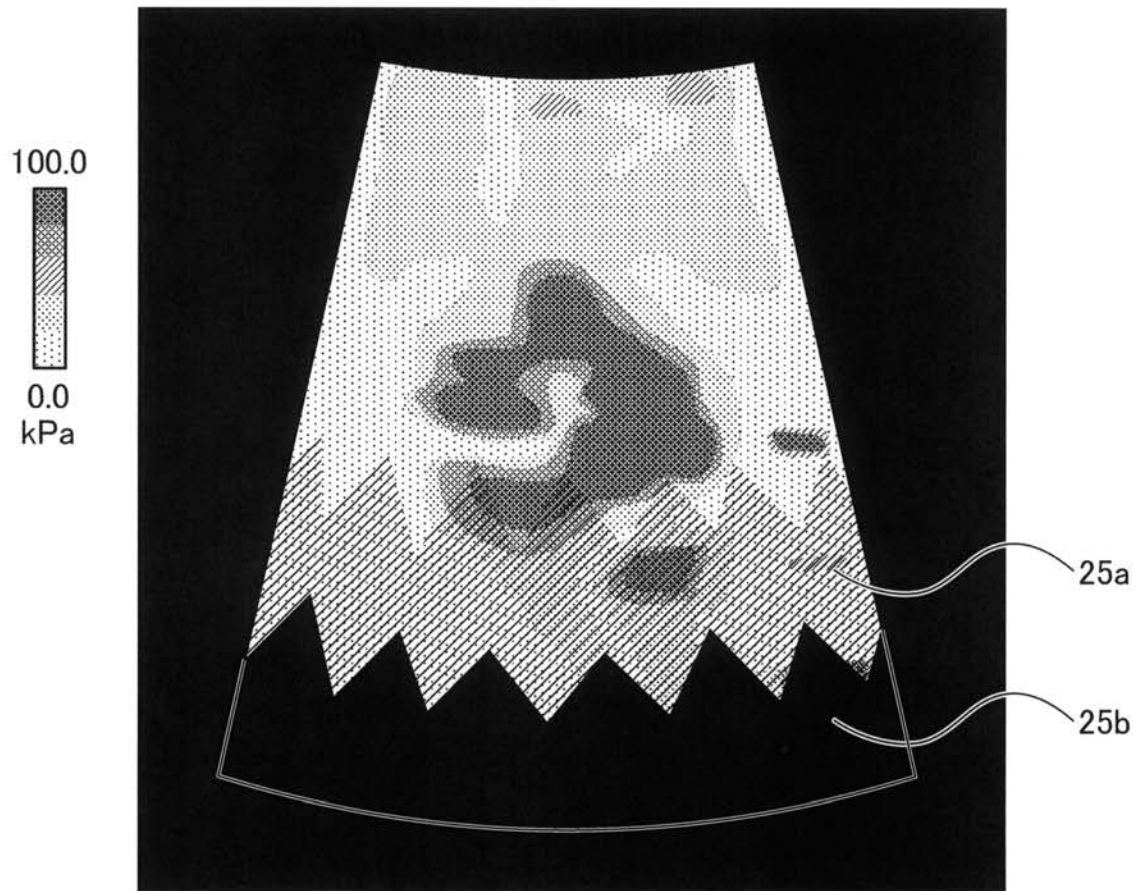
【図 14】



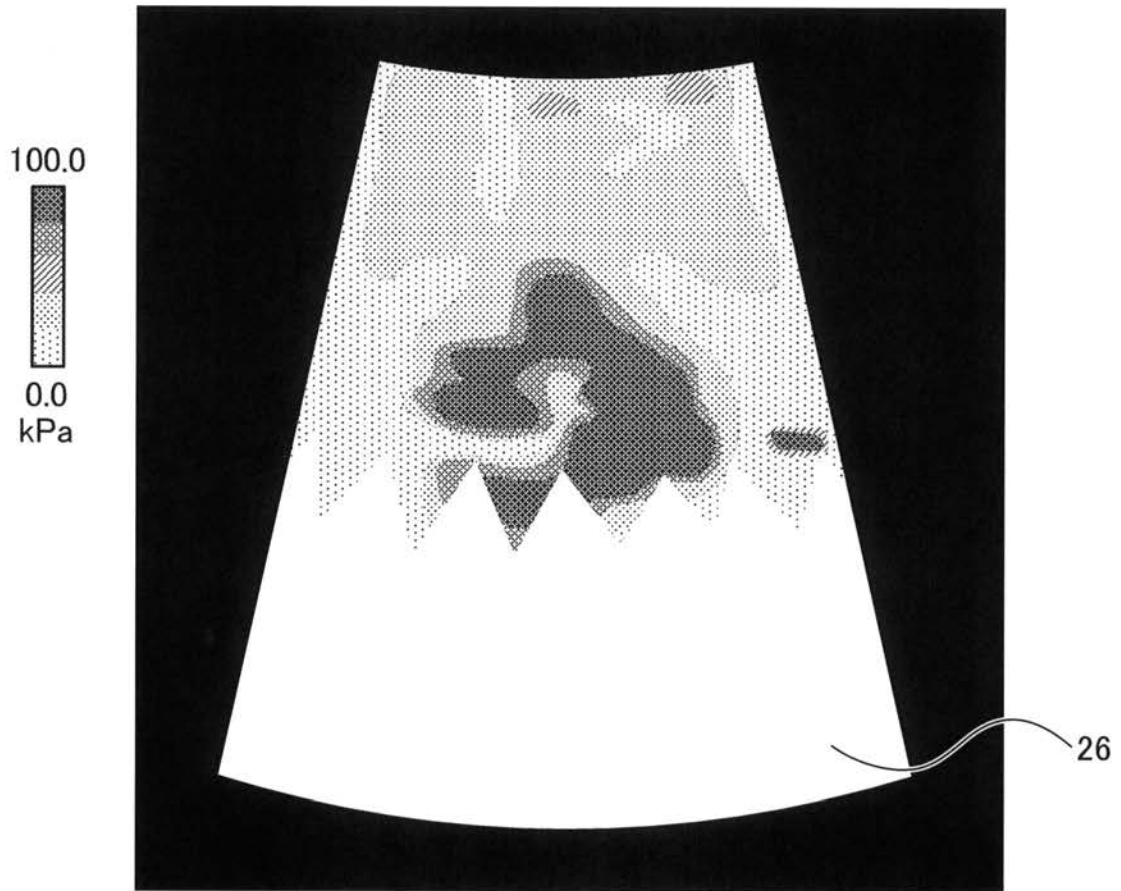
【図 15】



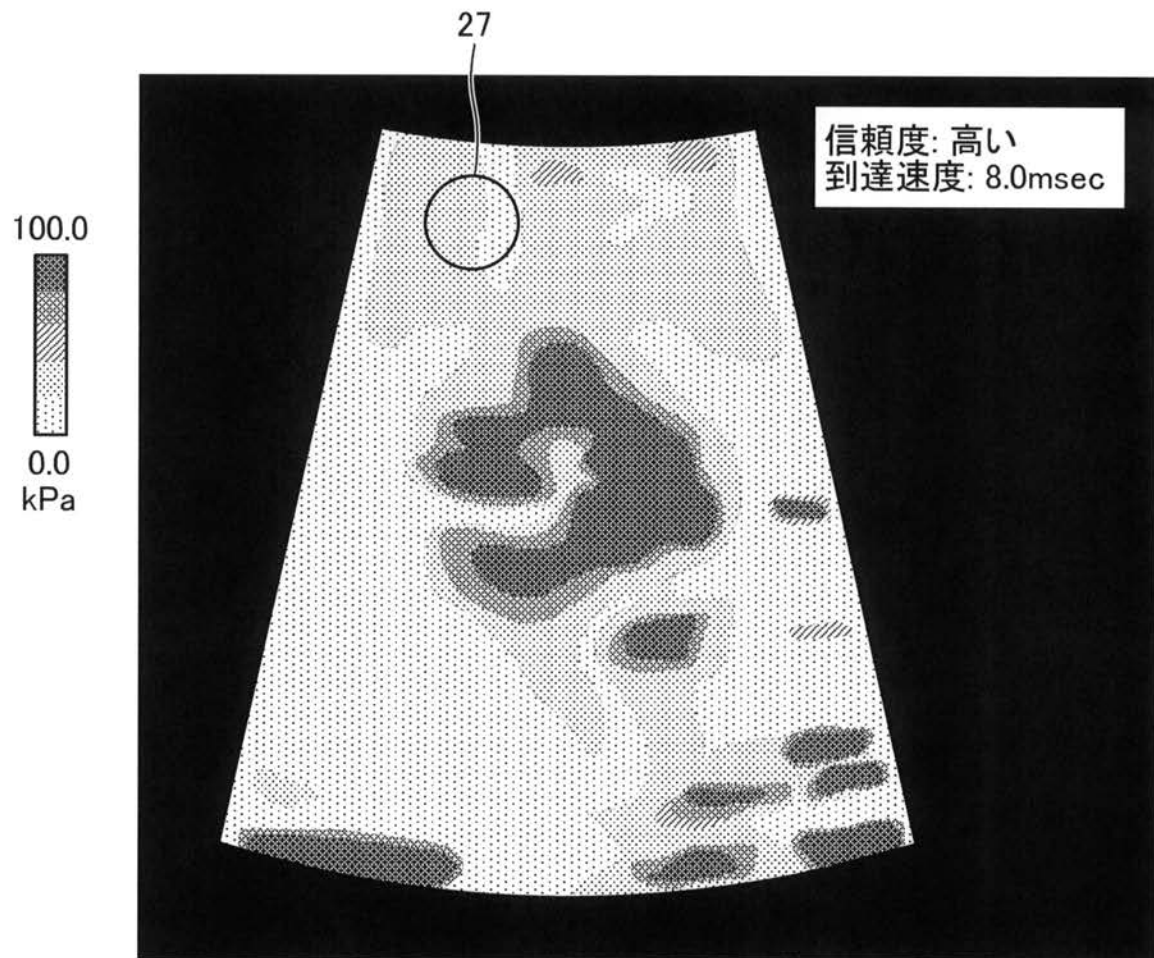
【図 16】



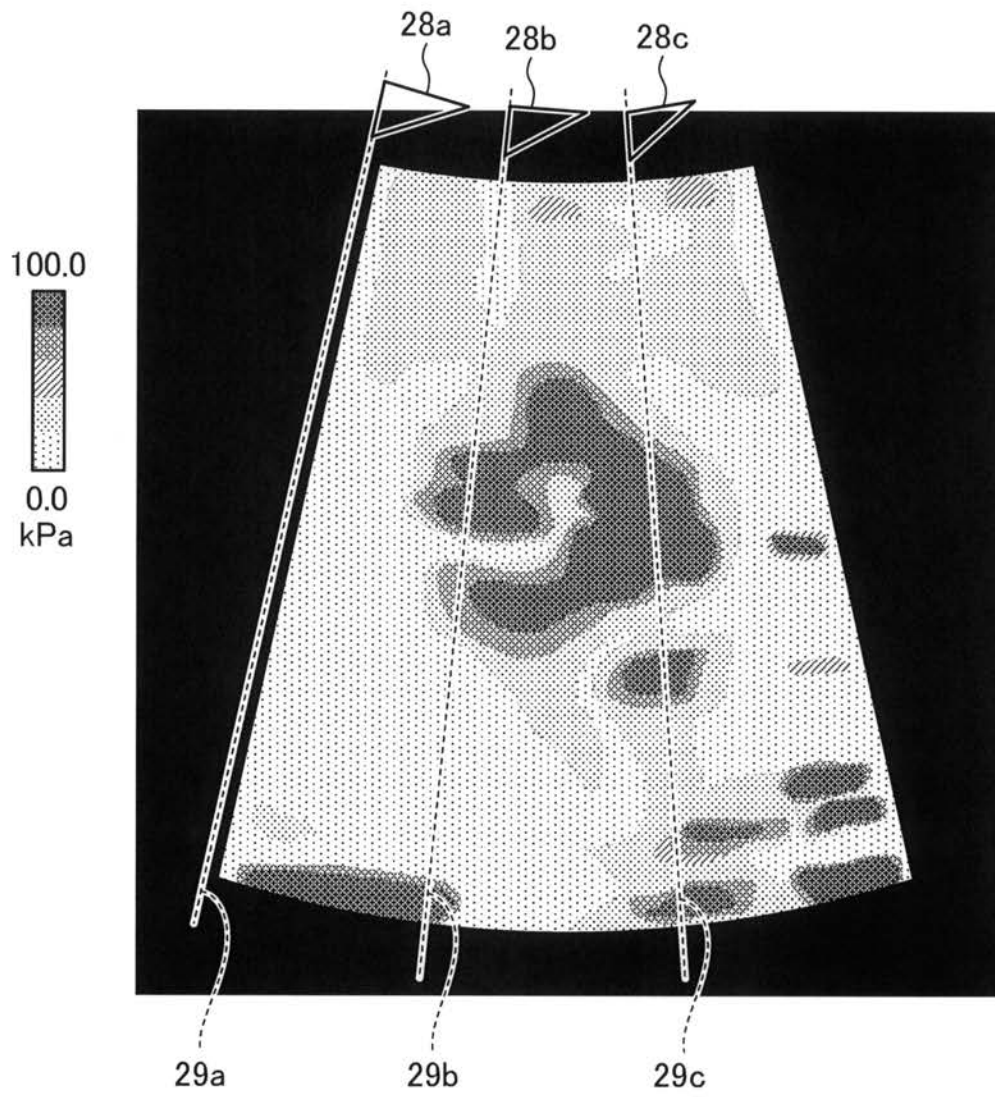
【図 17】



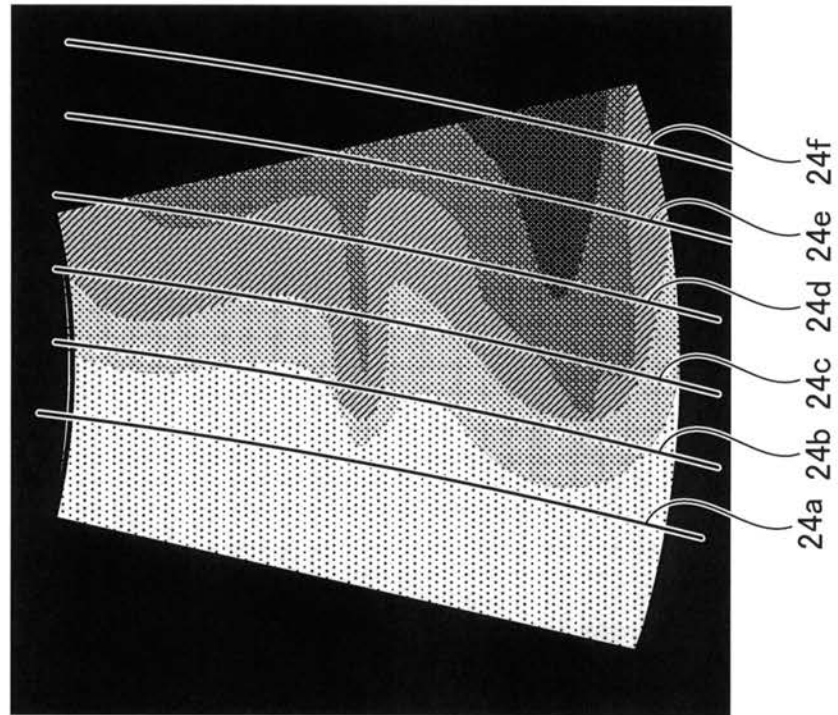
【図 18】



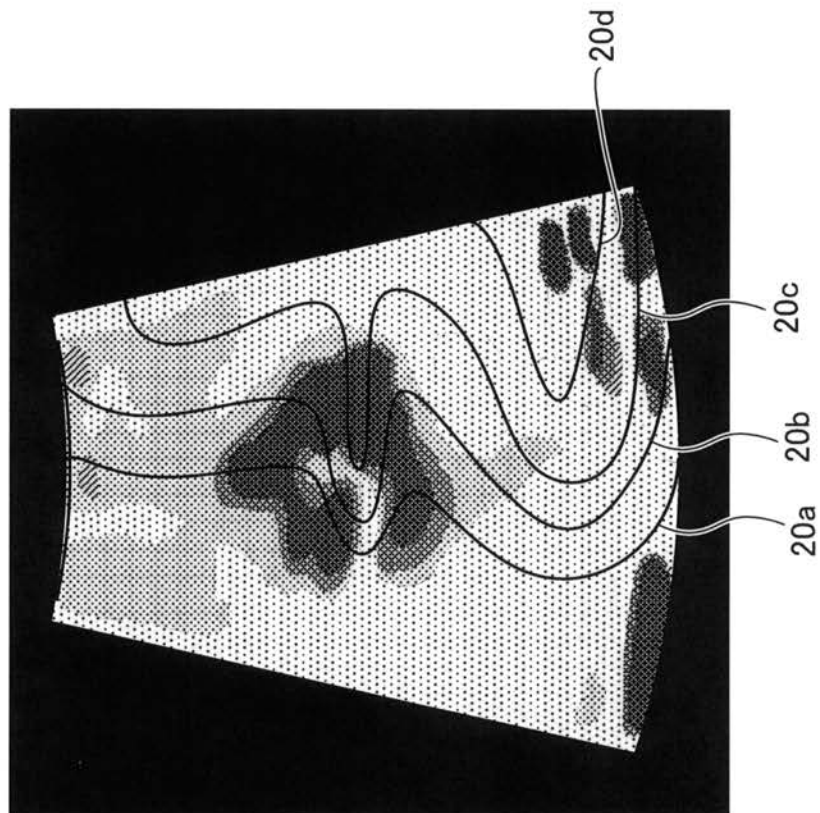
【図 19】



【図 20】

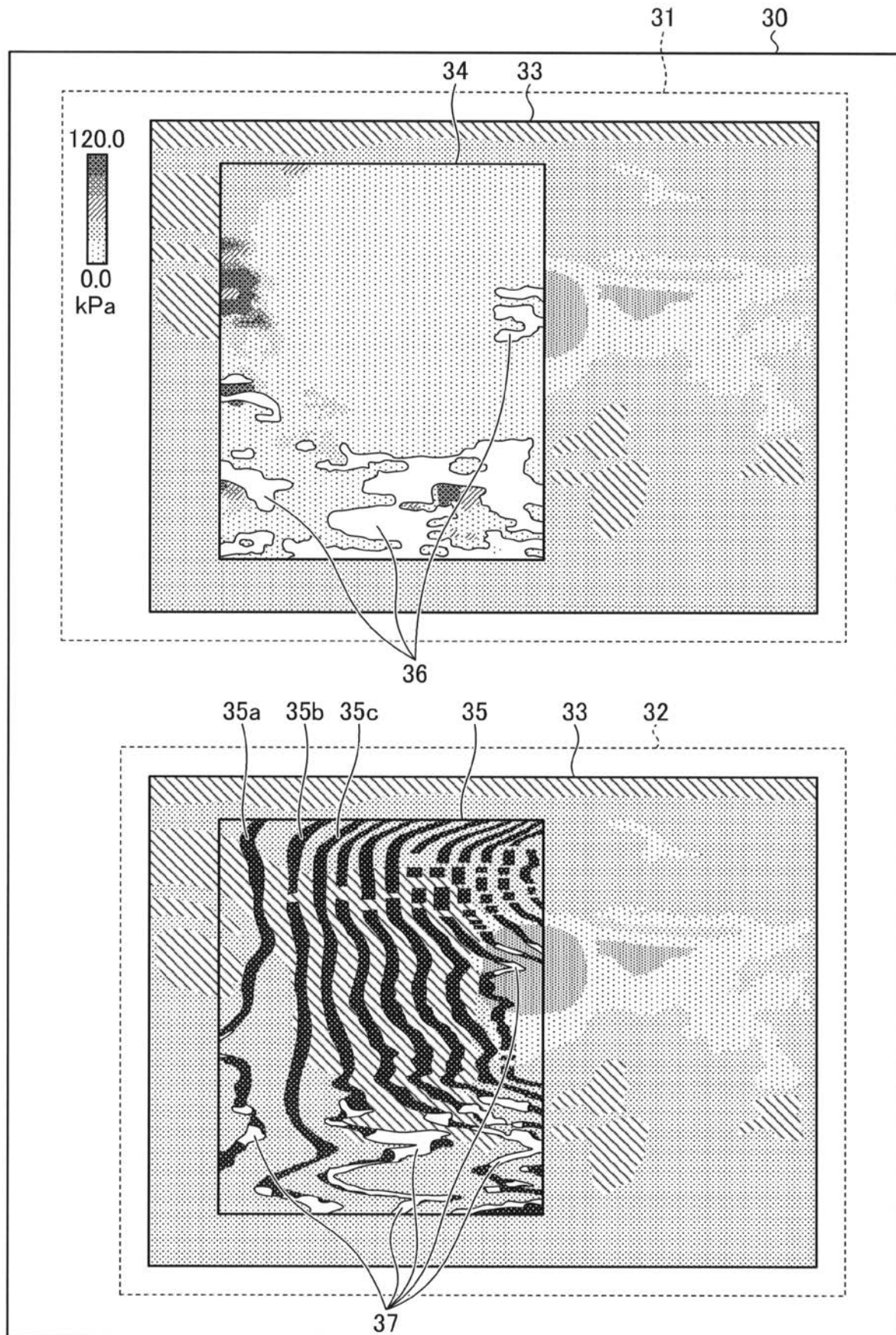


50.0
0.0 msec



100.0
0.0 kPa

【図 21】



フロントページの続き

(72)発明者 川岸 哲也
栃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

(72)発明者 武藤 義美
栃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

(72)発明者 後藤 英二
栃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

(72)発明者 栗田 康一郎
栃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

(72)発明者 福田 省吾
栃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

F ターム(参考) 4C601 DD19 DD20 DD23 DE04 EE10 JB46 JC21 JC37 KK02 KK24
KK25 KK31

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	JP2015131097A	公开(公告)日	2015-07-23
申请号	JP2014242206	申请日	2014-11-28
[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	渡边正毅 金山侑子 川岸哲也 武藤義美 後藤英二 栗田康一郎 福田省吾		
发明人	渡边 正毅 金山 侑子 川岸 哲也 武藤 義美 後藤 英二 栗田 康一郎 福田 省吾		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/13		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5253 G01S7/52022		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/13 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DD23 4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/JB46 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013258666 2013-12-13 JP		
其他公开文献	JP2015131097A5 JP6462340B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在超声图像上显示活组织硬度的可靠性的超声诊断设备。 超声诊断设备10的发送单元110发送产生位移的超声波，该位移产生的超声波基于来自超声波探头101的声辐射力并基于产生位移的超声波在生物组织中产生位移。 超声波探头101发送用于观察的超声波，以观察所产生的预定扫描区域中的活组织的位移。 接收单元120基于由超声波探头101接收到的反射波来产生反射波数据。 图像生成单元140基于反射波数据，在多个时间相位处计算扫描区域中的多个位置中的每个位置处的位移，并且确定所计算的位移在多个位置中的每个位置处基本上最大的时间相位，生成表示在多个位置中具有基本上相同的确定的时间相位的位置的图像数据。 显示控制单元173在与包括扫描区域的区域相对应的医学图像上以叠加的方式显示基于图像数据的图像。

[选型图]图1

(21) 出願番号	特願2014-242206 (P2014-242206)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成26年11月28日 (2014.11.28)		株式会社東芝
(31) 優先権主張番号	特願2013-258666 (P2013-258666)		東京港区芝浦一丁目1番1号
(32) 優先日	平成25年12月13日 (2013.12.13)	(71) 出願人	594164542
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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	100089118
			弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	渡辺 正毅
			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
		(72) 発明者	金山 侑子
			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
最終頁に続く			