

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6058295号
(P6058295)

(45) 発行日 平成29年1月11日 (2017. 1. 11)

(24) 登録日 平成28年12月16日 (2016. 12. 16)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006. 01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 13 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2012-137924 (P2012-137924)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成24年6月19日 (2012. 6. 19)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-260 (P2014-260A)		栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地
(43) 公開日	平成26年1月9日 (2014. 1. 9)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成27年5月27日 (2015. 5. 27)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100159651
			弁理士 高倉 成男
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置、医用画像処理方法、および医用画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の関心領域に対する超音波送受信により得られた受信信号を用いて、前記被検体内を伝搬するせん断波による組織の変位量を計算する変位量計算部と、

前記変位量の時間変化に基づいて、前記せん断波が到達した到達時間を、前記関心領域内の複数の位置それぞれについて決定する到達時間決定部と、

前記関心領域内の複数の位置それぞれにおける前記到達時間を表すせん断波到達画像を発生する画像発生部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像発生部は、前記到達時間に応じて色相を割り当てることにより、前記せん断波到達画像を発生すること、

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】

前記到達時間決定部は、前記変位量のうち最大変位量に基づいて、前記到達時間を決定すること、

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】

前記到達時間決定部は、前記変位量の時間変化における極大値のうち最大の変位量に基づいて、前記到達時間を決定すること、

10

20

を特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記到達時間決定部は、前記変位量の時間変化のうち最大の時間変化に基づいて、前記到達時間を決定すること、

を特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記変位量計算部は、前記変位量として、超音波プローブから遠ざかる方向に沿った変位量を計算すること、

を特徴とする請求項 2 乃至 5 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記関心領域に操作者により指定された指定領域を入力する入力部をさらに具備し、

前記到達時間決定部は、前記指定領域における到達時間を基準として前記関心領域内の複数の位置それぞれにおける到達時間を補正した補正到達時間を決定し、

前記画像発生部は、前記補正到達時間と前記色相とに基づいて、前記せん断波到達画像における色相を補正したせん断波到達補正画像を発生すること、

を特徴とする請求項 2 乃至 6 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記関心領域内の複数の位置それぞれにおける到達時間を用いて、前記関心領域内の複数の位置それぞれにおけるせん断波の伝搬速度を計算する速度計算部をさらに具備し、

前記画像発生部は、前記計算された伝搬速度と前記伝搬速度に応じて予め設定された色相とに基づいて、前記関心領域内の複数の位置それぞれにおける前記伝搬速度に応じて前記予め設定された色相を割り当てたせん断波伝搬速度画像を発生すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記関心領域に操作者により指定された指定領域を入力する入力部と、

前記指定領域内の各位置における前記到達時間を用いて、前記指定領域内を伝搬するせん断波の伝搬速度を計算する速度計算部とをさらに具備すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記関心領域に操作者により指定された指定領域を入力する入力部と、

前記指定領域内を伝搬するせん断波の伝搬速度を用いて、前記指定領域内における弾性率を計算する速度計算部とをさらに具備すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

被検体の関心領域に対する超音波送受信により得られた受信信号を記憶する記憶部と、
前記受信信号を用いて、前記被検体内を伝搬するせん断波による組織の変位量を計算する変位量計算部と、

前記変位量の時間変化に基づいて、前記せん断波が到達した到達時間を、前記関心領域内の複数の位置それぞれについて決定する到達時間決定部と、

前記関心領域内の複数の位置それぞれにおける前記到達時間を表すせん断波到達画像を発生する画像発生部と、

を具備することを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 12】

被検体の関心領域に対する超音波送受信により得られた受信信号を記憶し、

前記受信信号を用いて、前記被検体内を伝搬するせん断波による組織の変位量を計算し、

前記変位量の時間変化に基づいて、前記せん断波が到達した到達時間を、前記関心領域内の複数の位置それぞれについて決定し、

前記関心領域内の複数の位置それぞれにおける前記到達時間を表すせん断波到達画像を発生すること、

10

20

30

40

50

を具備することを特徴とする医用画像処理方法。

【請求項 13】

コンピュータに、

被検体の関心領域に対する超音波送受信により得られた受信信号を記憶させ、

前記受信信号を用いて、前記被検体内を伝搬するせん断波による組織の変位量を計算させ、

前記変位量の時間変化に基づいて、前記せん断波が到達した到達時間を、前記関心領域内の複数の位置それぞれについて決定させ、

前記関心領域内の複数の位置それぞれにおける前記到達時間を表すせん断波到達画像を発生させること、

を具備することを特徴とする医用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、被検体内を走査することにより被検体内部の臓器を画像化し、被検体の疾患などを診断する超音波診断装置、医用画像処理装置、医用画像処理方法、および医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波診断において、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子を、リアルタイムで表示することができる。加えて、超音波診断装置は、安全性が高いため繰り返し検査に使用される。さらに、超音波診断装置は、システムの規模がX線診断装置、X線コンピュータ断層撮影（Computed Tomography：以下、CTと呼ぶ）装置、磁気共鳴イメージング装置（Magnetic Resonance Imaging：以下、MRIと呼ぶ）など他の医用画像診断装置に比べて小さい。このため、超音波診断装置は、ベッドサイドへ移動させることにより容易に検査に使用できることなどの簡便性も有する。また、超音波診断装置は、X線を用いた医用画像診断装置などのように被検体に対する被曝の影響がないために、産科や在宅医療等においても使用される。

【0003】

近年、被検体内の組織の硬さを評価する機能を有する超音波診断装置が、広く普及してきている。硬さの評価方法としては大きく分けて2つある。1つ目は、超音波プローブにより被検体内の組織を体表から圧迫・解放することにより、圧迫・解放時に観測される断面内の各点の歪みの大きさから、被検体内の組織の相対的な硬さを可視化する方法である。2つ目は、音響放射力や機械的振動を体表から組織に与えることにより、断面内の各点における組織の変位を経時的に観測する。具体的には、音響放射力や機械的振動により発生したせん断波（シア・ウェーブ（shear wave））の伝播速度を求めることにより、診断対象組織の弾性率を求める方法である。

【0004】

1つ目の方法において、局所における歪みの大きさは、操作者が超音波プローブを動かす大きさに依存する特徴がある。また、1つ目の方法において、操作者が着目している領域（以下、着目領域と呼ぶ）の硬さの評価は、着目領域の周辺の領域（以下、周辺領域と呼ぶ）の硬さと比較して行われる。すなわち、1つ目の方法では、着目領域の硬さは、周辺領域の硬さと比較した相対的な硬さである。

【0005】

2つ目の方法では、着目領域の絶対的な弾性率を求めることができる。具体的には、2つ目の方法は、一般的に、発生されたせん断波の通過による被検体内の各位置における組織の変位を時系列的に取得する。なお、組織の変位には、せん断波による組織の変位以外に被検体の体動による組織の全体的な変位が含まれる場合があるため、組織の全体的な変位をキャンセルする処理が、一般的に実行される。次いで、各位置における変位が最大に

10

20

30

40

50

なる時間が、せん断波が到達した到達時間として推定される。推定された到達時間とせん断波発生位置から各位置までの距離とに基づいて、被検体内を伝搬したせん断波の伝搬速度が求められる。

【 0 0 0 6 】

しかしながら、組織の全体的な動きの方向および速度が、短時間に変化するような不規則なものである場合、組織の全体的な変位のキャンセルは、正確にできないことがある。また、着目領域の場所および組織の硬さによっては、せん断波による組織の変位が微小となり、到達時間を精度よく推定できないことがある。加えて、組織の境界面においてせん断波が反射・屈折した場合、およびせん断波が伝搬しない血管が着目領域に存在する場合、到達時間が誤って求められてしまう可能性がある。

10

【 0 0 0 7 】

組織の全体的な変位のキャンセルが正確に行われなかった場合、またはせん断波が反射・屈折した場合、またはせん断波が伝搬しない領域が着目領域にある場合、せん断波の発生位置から着目領域の各位置までのせん断波の到達時間は、到達時間の全体的な傾向から外れた点となる。このため、全体的な傾向から外れた点は、せん断波の伝搬速度の計算過程で除外されたり、せん断波の伝搬速度が算出不能であると判定されたりして、作図されないように出力される。このため、計算されたせん断波の伝搬速度に対する信頼性の程度を示す方法も提案されている。

【 0 0 0 8 】

しかしながら、せん断波の伝搬速度などの計測結果が未出力である場合、操作者は計測結果が未出力である理由を具体的に知りえない問題がある。加えて、せん断波の伝搬速度などの計測結果が出力された場合であっても、操作者は、計測結果がどの程度信頼性を有する結果であるかということも具体的に知りえない問題がある。また、計測結果が低い場合に、操作者は、計測に関する領域を変えれば信頼性のある計測結果が得られるか否かを判断する事もできない問題がある。従って、操作者は、盲目的に関心領域を設定し、求められた計測結果（数値）と触診とその他の臨床所見から総合的に判断し、求められた数値が妥当であるか否かの判断をしている。以上のことから、従来の超音波診断装置では、操作者は、予め被検体内の組織の硬さについてある程度の検討をつけていなければ、上記手法による計測結果の妥当性を判断することができない問題がある。

20

【 発明の概要 】

30

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

被検体内の組織の硬さについて、操作者が予測できない場合においても、計測結果の妥当性を直観的にわかりやすく把握できる表示方法が望まれている。例えば、硬さ計測の一次情報であるせん断波が被検体内をどのように伝搬しているのか（例えば、操作者の期待通りに方位（L a t e r a l：ラテラル）方向に一樣に伝搬しているか、せん断波の反射および屈折が発生しているか、または何らかの傾向をもってせん断波が伝搬しているかなど）を、操作者が確認できればよい。せん断波の伝搬の様子を操作者が確認する方法として、例えば、せん断波の伝搬の様子を動画で表示する方法があるが、臨床においては、計測のつどせん断波の伝搬を確認する動画を表示し、せん断波の伝搬を確認する時間を要するため、実用的ではない問題がある。

40

【 0 0 1 0 】

本実施形態の目的は、被検体内で発生されたせん断波の伝搬を検査者が簡便に確認できる形で可視化することができる超音波診断装置を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

本実施形態に係る超音波診断装置は、被検体の関心領域に対する超音波送受信により得られた受信信号を用いて、前記被検体内を伝搬するせん断波による組織の変位量を計算する変位量計算部と、前記変位量の時間変化に基づいて、前記せん断波が到達した到達時間を、前記関心領域内の複数の位置それぞれについて決定する到達時間決定部と、前記関心

50

領域内の複数の位置それぞれにおける前記到達時間を表すせん断波到達画像を発生する画像発生部と、を具備することを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【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の一例を示す構成図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係り、変位量観測走査機能に関する処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係り、せん断波を発生させる第1の超音波に関する走査線と、第1、第2の受信信号を得るための第2の超音波に関する走査線とを、関心領域とともに示す図である。

10

【図4】図4は、第1の実施形態に係り、せん断波到達画像発生機能に関する処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係り、関心領域のある位置において、組織の変位量の時間的変化の一例を示す図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係り、関心領域のある位置において、被検体の体動による組織の変位量を除去した変位量の時間的変化の一例を示す図である。

【図7】図7は、第1の実施形態に係り、関心領域のある位置において、組織の変位量の時間的変化の一例を示す図である。

【図8】図8は、第1の実施形態に係り、関心領域のある位置において、被検体の体動による組織の変位量を除去した変位量の時間的変化の一例を示す図である。

20

【図9】図9は、第1の実施形態に係り、発生されたせん断波到達画像の一例を、せん断波到達時間に対応する色相の凡例を示すカラーマップの一例とともに示す図である。

【図10】図10は、第1の実施形態の変形例に係り、せん断波到達補正画像発生機能に関する処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

【図11】図11は、第1の実施形態の変形例に係り、せん断波到達補正画像の一例を、せん断波到達画像の一例とともに示す図である。

【図12】図12は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成の一例を示す構成図である。

【図13】図13は、第2の実施形態に係り、せん断波伝搬速度画像発生処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

30

【図14】図14は、第2の実施形態の第1の変形例に係り、4つの異なる走査線であって同一深さの4点において、超音波プローブから遠ざかる方向の変位の時間的変化の一例を示す図である。

【図15】図15は、第2の実施形態の第1の変形例に係り、4つの異なる走査線であって同一深さの4点において、せん断波の到達時間に対するせん断波の発生位置からの距離の関係の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置を説明する。なお、以下の説明において、略同一の構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

40

【0014】

(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の構成を示す構成図である。同図に示すように、超音波診断装置1は、超音波プローブ3、装置本体5、表示部7、装置本体5に接続され操作者からの各種指示・命令・情報を装置本体5に取り込むための入力部9を有する。加えて本超音波診断装置1には、心電計、心音計、脈波計、呼吸センサに代表される図示していない生体信号計測部およびネットワークが、後述するインターフェース部29を介して接続されてもよい。

50

【 0 0 1 5 】

超音波プローブ 3 は、複数の圧電振動子と、整合層と、複数の圧電振動子の背面側に設けられるバックリング材とを有する。複数の圧電振動子は、圧電セラミックス等の音響 / 電気可逆的変換素子である。複数の圧電振動子は並列され、超音波プローブ 3 の先端に装備される。以下、一つの圧電振動子が一チャンネルを構成するものとして説明する。圧電振動子は、後述する送信部 1 1 から供給される駆動信号に応答して超音波を発生する。超音波プローブ 3 を介して被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波（以下、送信超音波と呼ぶ）は、被検体内の生体組織における音響インピーダンスの不連続面で反射される。圧電振動子は、反射された超音波を受信し、エコー信号を発生する。エコー信号の振幅は、超音波の反射に関する不連続面を境界とする音響インピーダンスの差に依存する。また、送信超音波が移動している血流、および心臓壁等の表面で反射された場合のエコー信号の周波数は、ドプラ効果により、移動体（血流および心臓壁の表面）の超音波送信方向の速度成分に依存して偏移する。

10

【 0 0 1 6 】

以下、超音波プローブ 3 は、1 次元アレイにより 2 次元走査するプローブとして説明する。なお、超音波プローブ 3 は、1 次元アレイを複数の振動子の配列方向と直交する方向に揺動させて 3 次元走査を実行するメカニカル 4 次元プローブであってもよい。また、超音波プローブ 3 は、メカニカル 4 次元プローブに限定されず、2 次元アレイプローブであってもよい。

【 0 0 1 7 】

20

整合層は、被検体 P に対する超音波の送受信を効率よくするために、複数の圧電振動子の超音波放射面側に設けられる。バックリング材は、圧電振動子の後方への超音波の伝搬を防止する。

【 0 0 1 8 】

装置本体 5 は、送信部 1 1 と、受信 1 3 と、B モード処理部 1 5 と、ドプラ処理部 1 7 と、変位量計算部 1 9 と、到達時間決定部 2 1 と、画像発生部 2 3 と、画像合成部 2 5 と、記憶部 2 7 と、インターフェース部 2 9 と、制御部（中央演算処理装置：C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t : 以下 CPU と呼ぶ）3 1 とを有する。

【 0 0 1 9 】

送信部 1 1 は、パルス発生器 1 1 A と、送信遅延回路 1 1 B と、パルサ回路 1 1 C とを有する。パルス発生器 1 1 A は、所定のレート周波数 $f \text{ r H z}$ （周期： $1 / f \text{ r}$ 秒）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。発生されたレートパルスは、チャンネル数に分配され、送信遅延回路 1 1 B に送られる。

30

【 0 0 2 0 】

送信遅延回路 1 1 B は、複数のチャンネルごとに、送信超音波をビーム状に収束し、かつ送信指向性を決定するために必要な遅延時間（以下、送信遅延時間と呼ぶ）を、各レートパルスに与える。送信超音波の送信方向または送信遅延時間（以下、送信遅延パターンと呼ぶ）は、後述する記憶部 2 7 に記憶される。記憶部 2 7 に記憶された送信遅延パターンは、後述する CPU 3 により超音波の送信時に参照される。

【 0 0 2 1 】

40

パルサ回路 1 1 C は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 3 の振動子ごとに電圧パルス（駆動信号）を印加する。これにより、超音波ビームが被検体に送信される。

【 0 0 2 2 】

以下、せん断波を発生させる第 1 の超音波の送信について詳述する。送信部 1 1 は、被検体内でせん断波を発生させるプッシュパルス（第 1 の超音波）を、超音波プローブ 3 を介して後述する第 1 領域に送信する。送信部 1 1 は、第 1 の超音波の送信の前後に、後述する第 2 領域に、第 2 の超音波を送信する。第 2 の超音波は、第 1 領域で発生されたせん断波に起因する組織の変位量を得るために、送信部 1 1 により送信される。具体的には、送信部 1 1 は、後述する入力部 9 を介して入力された関心領域（R e g i o n O f I

50

nterest : 以下、ROIと呼ぶ)、または操作者が着目している領域(以下、着目領域と呼ぶ)などの所定領域の方位方向の境界近傍(以下、第1領域と呼ぶ)において、予め設定された深さを焦点(以下、せん断波発生位置と呼ぶ)とするように、プッシュパルスを送信する。せん断波発生位置は、換言すると、例えば、所定領域外であって所定領域近傍の走査線上に設定される。予め設定された深さとは、例えば、所定領域の平均深さである。

【0023】

プッシュパルスの周波数は、Bモードおよびドプラモードにおいて送信される超音波の周波数とほぼ同様である。プッシュパルスの波数は、Bモードおよびドプラモードにおいて送信される超音波の波数より多い。具体的には、送信部11は、後述するCPU31により、例えば、第1領域の深さ方向の midpoint に超音波をビーム状に収束するための送信遅延パターン(以下、せん断波発生送信遅延パターンと呼ぶ)を、記憶部27から読み出す。送信遅延回路11Bは、せん断波発生送信遅延パターンによる送信遅延時間を、各レートパルスに与える。パルサ回路11Cは、このレートパルスに基づくタイミングで、プッシュパルスを発生するための駆動信号を、振動子ごとに印加する。

【0024】

送信部11は、第1の超音波の送信前後、所定領域(第2領域)に対して、第2の超音波を送信する。

【0025】

受信部13は、プリアンプ13A、図示していないアナログデジタル(Analog to digital (以下、A/Dと呼ぶ))変換器、受信遅延回路13B、加算器13Cを有する。受信部13は、第2の超音波とせん断波とに起因する反射波に基づいて、受信信号を発生する。

【0026】

プリアンプ13Aは、超音波プローブ3を介して取り込まれた被検体Pからのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅された受信エコー信号をデジタル信号に変換する。

【0027】

受信遅延回路13Bは、デジタル信号に変換された受信エコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間(以下、受信遅延時間と呼ぶ)を与える。エコー信号の受信方向または受信遅延時間(以下、受信遅延パターンと呼ぶ)は、後述する記憶部27に記憶される。記憶部27に記憶された受信遅延パターンは、後述するCPU31により参照される。加算器13Cは、遅延時間が与えられた複数のエコー信号を加算する。この加算により、受信部13は、受信指向性に応じた方向からの反射成分を強調した受信信号(RF(radio frequency)信号ともいう)を発生する。この送信指向性と受信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定される。この総合的な指向性により、超音波ビーム(いわゆる「超音波走査線」)が決まる。具体的には、受信部13は、せん断波に起因する物理的な組織の変位に関する第2の超音波の反射波を受信する。

【0028】

Bモード処理部15は、図示していない包絡線検波器、対数変換器などを有する。包絡線検波器は、受信部13から出力された受信信号に対して包絡線検波を実行する。包絡線検波器は、包絡線検波された信号を、後述する対数変換器に出力する。対数変換器は、包絡線検波された信号に対して対数変換して弱い信号を相対的に強調する。Bモード処理部15は、対数変換器により強調された信号に基づいて、各走査線および各超音波送受信における深さごとの信号値(Bモードデータ)を発生する。

【0029】

なお、超音波プローブ3がメカニカル4次元プローブである場合や2次元アレイプローブである場合、Bモード処理部15は、被走査領域におけるアジマス(Azimuth)方向、エレベーション(Elevation)方向、深さ方向(以下レンジ(Range)方向と呼ぶ)にそれぞれ対応付けて配列された複数の信号値からなる3次元Bモードデ

10

20

30

40

50

ータを発生してもよい。レンジ方向とは、走査線上の深さ方向である。アジマス方向とは例えば、1次元超音波振動子の配列方向に沿った電子走査方向である。エレベーション方向とは、1次元超音波振動子の機械的揺動方向である。なお、3次元Bモードデータは、複数の画素値または複数の輝度値などを、走査線に沿って、アジマス方向、エレベーション方向、レンジ方向にそれぞれ対応付けて配列させたデータであってもよい。また、3次元Bモードデータは、被走査領域において予め設定されたROIに関するデータであってもよい。また、Bモード処理部15は、3次元Bモードデータの代わりにボリュームデータを発生してもよい。以下、Bモード処理部15で発生されるデータをまとめて、Bモードデータと呼ぶ。

【0030】

10

ドブラ処理部17は、図示していないミキサ、低域通過フィルタ(Low Pass Filter:以下LPFと呼ぶ)、速度/分散/Power演算デバイス等を有する。ミキサは、受信部17から出力された受信信号に、送信周波数と同じ周波数 f_0 を有する基準信号を掛け合わせる。この掛け合わせにより、ドブラ偏移周波数 f_d の成分の信号と $(2f_0 + f_d)$ の周波数成分を有する信号とが得られる。LPFは、ミキサからの2種の周波数成分を有する信号のうち、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除く。ドブラ処理ユニット142は、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除くことにより、ドブラ偏移周波数 f_d の成分を有するドブラ信号を発生する。

【0031】

なお、ドブラ処理部17は、ドブラ信号を発生するために、直交検波方式を用いてもよい。このとき、受信信号(RF信号)は、直交検波されIQ信号に変換される。ドブラ処理ユニット142は、IQ信号を複素フーリエ変換することにより、ドブラ偏移周波数 f_d の成分を有するドブラ信号を発生する。ドブラ信号は、例えば、血流、組織、造影剤によるドブラ成分である。

20

【0032】

速度/分散/Power演算デバイスは、図示していないMTI(Moving Target Indicator)フィルタ、LPFフィルタ、自己相関演算器等を有する。なお、自己相関演算器の代わりに相互相関演算器を有していてもよい。MTIフィルタは、発生されたドブラ信号に対して、臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドブラ成分(クラッタ成分)を除去する。MTIフィルタは、ドブラ信号から血流に関するドブラ成分(以下、血流ドブラ成分と呼ぶ)を抽出するために用いられる。LPFは、ドブラ信号から組織の移動に関するドブラ成分(以下、組織ドブラ成分と呼ぶ)を抽出するために用いられる。

30

【0033】

自己相関演算器は、血流ドブラ成分及び組織ドブラ成分に対して自己相関値を算出する。自己相関演算器は、算出された自己相関値に基づいて、血流および組織の平均速度値、分散値、ドブラ信号の反射強度(パワー)等を算出する。速度/分散/Power演算デバイスは、複数のドブラ信号に基づく血流および組織の平均速度値、分散値、ドブラ信号の反射強度等に基づいて、所定領域の各位置におけるカラードブラデータを発生する。以下、ドブラ信号とカラードブラデータとをまとめて、ドブラデータと呼ぶ。

40

【0034】

以下、自己相関演算器により、組織ドブラ成分の位相差を計算する処理(以下、自己相関処理と呼ぶ)について説明する。まず、一つの走査線方向に対して、所定のパルス繰り返し周波数(Pulse Repetition Frequency:以下、PRFと呼ぶ)で複数回(n回とする)に亘って、超音波が送受信される。次いで、受信部13により複数の受信信号(n個)が発生される。複数の受信信号にそれぞれ対応する複数のドブラ信号から、複数の組織ドブラ成分が抽出される。組織ドブラ成分には、一つの走査線方向の深さと送受信回数を示す番号とが付帯情報として付加される。

【0035】

自己相関演算器は、一つの走査線方向の同じ深さにおける複数の組織ドブラ成分(n個

50

）に対して、自己相関処理を実行する。具体的には、 i 番目（ $1 \leq i \leq n-1$ ）の組織ドブラ成分 $TD(i)$ と、 $(i+1)$ 番目（ $2 \leq i+1 \leq n$ ）の組織ドブラ成分 $TD(i+1)$ とに基づいて、組織ドブラ成分の位相差を計算する。より詳細には、自己相関演算器は、 $TD(i)$ と $TD(i+1)$ との複素共役積 $TD(i) \times TD^*(i+1)$ に対して複素フーリエ変換を実行することにより、 $TD(i)$ と $TD(i+1)$ との位相差を計算する。この位相差を計算する手順は、 $i = 1$ から $i = n-1$ まで繰り返し計算される。すなわち、1つの走査線方向における n 回の超音波の送受信により発生された n 個の受信信号を用いて、 $1/PRF$ ごとおよび深さごとに、 $(n-1)$ 個の位相差が計算される。なお、位相差の計算は、組織ドブラ成分が発生されるたびに計算されてもよい。位相差は、 $1/PRF$ ごとおよび深さごとの組織の変位量に対応する。1番目から i 番目までの位相差を積算することによって、1番目の組織ドブラ成分を基準とした i 番目の組織の変位量を求めることができる。

【0036】

なお、位相差の計算は、自己相関処理の代わりに図示していない相互相関演算器による相互相関処理により計算されてもよい。相互相関処理とは、例えば、1回目の超音波の送受信による組織ドブラ成分と2回目以降の超音波の送受信による組織ドブラ成分との位相差を計算する処理である。すなわち、相互相関処理は、1回目の超音波の送受信による組織ドブラ成分を基準として、位相差を計算する処理である。

【0037】

相互相関演算器は、一つの走査線方向の同じ深さにおける複数の組織ドブラ成分（ n 個）に対して、相互相関処理を実行する。具体的には、1番目の組織ドブラ成分 $TD(1)$ と j 番目（ $2 \leq j \leq n$ ）の組織ドブラ成分 $TD(j)$ とに基づいて、組織ドブラ成分の位相差を計算する。より詳細には、相互相関演算器は、 $TD(1)$ と $TD(j)$ との複素共役積 $TD(1) \times TD^*(j)$ に対して複素フーリエ変換を実行することにより、 $TD(1)$ と $TD(j)$ との位相差を計算する。この位相差を計算する手順は、 $j = 2$ から $j = n$ まで繰り返し計算される。すなわち、1つの走査線方向における n 回の超音波の送受信に対して、 $1/PRF$ ごとおよび深さごとに、 $(n-1)$ 個の位相差が計算される。相互相関演算器による位相差は、1番目の組織ドブラ成分を基準とした j 番目の組織ドブラ成分の位相を示している。すなわち、相互相関演算器により出力される位相差は、1番目の組織ドブラ成分を基準とした組織の変位量を示している。

【0038】

変位量計算部19は、プッシュパルスの送信前に自己相関器により得られた組織の変位量（以下、第1変位データと呼ぶ）と、プッシュパルスの送信後に自己相関演算器により得られた組織の変位量（以下、第2変位データと呼ぶ）のうち n 回目の超音波送受信終了間際の組織の変位量（ n 回目、 $(n-1)$ 回目など）とに基づいて、被検体の体動に関する組織の変位量（以下、体動変位量と呼ぶ）を、第2領域における深さごとに近似する。変位量計算部19は、近似された体動変位量を、第1、第2変位データから差分することにより、せん断波の伝搬に伴う組織の変位量（以下、せん断波伝搬データと呼ぶ）を計算する。なお、せん断波伝搬データは、走査線方向に沿って超音波プローブ3から遠ざかる方向における組織の変位量であってもよい。

【0039】

以下、具体的に説明するために、プッシュパルスの送信前に所定領域内の一つの走査線に対して実行される超音波の送受信回数（以下、プッシュパルス前送受信回数と呼ぶ）は、15回とする。また、プッシュパルスの送信後に所定領域内の一つの走査線に対して実行される超音波の送受信回数（以下、プッシュパルス後送受信回数と呼ぶ） n は、65回とする。

【0040】

具体的には、変位量計算部19は、プッシュパルス前送受信回数（15回）に関する第1変位データと、プッシュパルス後送受信回数（65回）のうち64回目と65回目とにそれぞれ対応する複数の変位量とに基づいて、第1、第2変位データに関する超音波の送

10

20

30

40

50

受信期間に亘って、体動変位量の時間変化を、例えば2次多項式で近似する。以下、体動変位量の時間変化を表すデータを体動変位データと呼ぶ。体動変位データは、所定領域内の各位置（すなわち、所定領域内の走査線ごとおよび深さごと）に対して発生される。変位量計算部19は、第1、第2変位データから体動変位データを差分することにより、せん断波による組織の変位量の時間変化を示すせん断波伝搬データを計算する。せん断波伝搬データは、所定領域内の各位置に対して発生される。変位量計算部19は、せん断波伝搬データを後述する到達時間決定部21に出力する。変位量計算部19は、以上の処理により、所定領域内の各位置に対応するせん断波伝搬データを計算する。

【0041】

到達時間決定部21は、せん断波伝搬データにおける組織の変位量の時間変化に基づいて、所定領域内の各位置に到達したせん断波の到達時間（以下、せん断波到達時間と呼ぶ）を決定する。具体的には、到達時間決定部21は、所定領域内の各位置について、プッシュパルスの送信開始時またはプッシュパルスの送信終了時を時刻0として、せん断波伝搬データにおける組織の変位量の最大値に対応する時間を、せん断波到達時間として決定する。到達時間決定部21は、所定領域内の各位置における到達時間に関するデータ（以下、到達時間データと呼ぶ）を、後述する画像発生部23に出力する。

【0042】

なお、到達時間決定部21は、せん断波伝搬データにおける組織の変位量の時間変化のうち最大の時間変化に対応する時間を、せん断波到達時間として決定してもよい。また、到達時間決定部21は、プッシュパルスの送信開始時またはプッシュパルスの送信終了時を基準として所定の時間だけずらした時刻を0として、せん断波伝搬データにおける組織の変位量の最大値に対応する時間を、せん断波到達時間として決定してもよい。

【0043】

なお、到達時間決定部21は、せん断波伝搬データにおける組織の変位量の時間変化における極大値のうち最大の変位量に基づいて、到達時間を決定してもよい。具体的には、到達時間決定部21は、せん断波伝搬データにおける組織の変位量の時間変化のうち、極大値を取るものを抽出する。例えばせん断波伝搬データの波形が複数のピークを持つ場合には、極大値を取る点も複数存在することとなる。到達時間決定部21は、これらの極大値のうち、最大の変位量を持つ極大値を抽出する。到達時間決定部21は、この極大値が持つ変位量に基づいて、到達時間を決定する。

【0044】

画像発生部23は、図示していないデジタルスキャンコンバータ（Digital Scan Converter：以下DSCと呼ぶ）と画像メモリとを有する。画像発生部23は、DSCに対して、座標変換処理（リサンプリング）を実行する。座標変換処理とは、例えば、Bモードデータ、ドプラデータおよび到達時間データからなる超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する処理である。画像発生部23は、座標変換処理により、表示画像としての超音波画像を生成する。具体的には、画像発生部23は、Bモードデータに基づいて、Bモード画像を発生する。画像発生部23は、ドプラデータに基づいて、平均速度画像、分散画像、パワー画像などのドプラ画像を発生する。

【0045】

画像発生部23は、到達時間データと、後述する記憶部27に記憶された到達時間色相対応表とに基づいて、所定領域の各位置において、到達時間に応じて色相を割り当てたせん断波到達画像を発生する。到達時間色相対応表とは、例えば、到達時間の値に対する色相の対応表である。例えば、到達時間が0の場合の色相は、青である。色相は、例えば、到達時間の増大に伴い、青から、青緑、緑、黄緑、黄、橙、赤の順で、最大到達時間を赤色として定義される。

【0046】

画像メモリは、発生された超音波画像（Bモード画像、平均速度画像、分散画像、パワー画像、せん断波到達画像）に対応するデータ（以下、画像データと呼ぶ）を記憶する。

画像メモリに記憶された画像データは、後述する入力部 9 を介した操作者の指示により、読み出される。画像メモリは、例えば、フリーズする直前の複数のフレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。このシネメモリに記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画を後述する表示部 7 に表示することも可能である。

【0047】

画像合成部 25 は、超音波画像に、種々のパラメータの文字情報および目盛等を合成する。画像合成部 25 は、合成された超音波画像を後述する表示部 7 に出力する。画像合成部 25 は、B モード画像にせん断波到達画像を位置合わせして重畳した重畳画像を発生する。画像合成部 23 は、発生した重畳画像を、表示部 7 に出力する。

【0048】

記憶部 27 は、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、複数の送信遅延パターン、および複数のせん断波発生送信遅延パターン、本超音波診断装置 1 の制御プログラム、診断プロトコル、送受信条件等の各種データ群、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、受信部 13 により発生された受信信号、B モード処理部 15 により発生された B モードデータ、ドブラ処理部 17 により発生されたドブラデータ、所定領域内の各位置における第 1、第 2 変位データ、体動変位データ、せん断波伝搬データ、到達時間データ、到達時間色相対応表、B モード画像、平均速度画像、分散画像、パワー画像、せん断波到達画像、せん断波到達画像の発生に関するアルゴリズム（以下、せん断波到達画像発生アルゴリズムと呼ぶ）などを記憶する。なお、上述した画像メモリは、記憶部 27 に設けられてもよい。

【0049】

インターフェース部 29 は、入力部 9、ネットワーク、図示していない外部記憶装置および生体信号計測部に関するインターフェースである。装置本体 5 によって得られた超音波画像等のデータおよび解析結果等は、インターフェース部 29 とネットワークとを介して他の装置に転送可能である。なお、インターフェース部 29 は、ネットワークを介して、図示していない他の医用画像診断装置で取得された被検体に関する医用画像を、ダウンロードすることも可能である。

【0050】

CPU 31 は、操作者により入力部 9 を介して入力された B モードとドブラモードとせん断波到達画像表示モードとに対する選択、フレームレート、被走査深度、送信開始・終了に基づいて、記憶部 27 に記憶された送信遅延パターン、受信遅延パターン、せん断波発生送信遅延パターンと装置制御プログラムとを読み出し、これらに従って装置本体 5 を制御する。例えば、CPU 31 は、せん断波到達画像発生アルゴリズムを記憶部 27 から読み出す。CPU 31 は、読み出したせん断波到達画像発生アルゴリズムに従って、送信部 11 と、ドブラ処理部 17 と、変位量計算部 19 と、到達時間決定部 21 とを制御する。せん断波到達画像表示モードとは、せん断波到達画像を発生し、表示することを実行するモードである。

【0051】

具体的には、CPU 31 は、入力部 7 を介してせん断波到達画像表示モードが入力されると、第 1 変位データを得るための超音波を所定領域内の走査線方向に対して送信するために、送信部 11 を制御する。CPU 31 は、第 1 変位データを発生させるために、ドブラ処理部 17 を制御する。

【0052】

次いで、CPU 31 は、記憶部 27 から読み出したせん断波発生送信遅延パターンを、プッシュパルスを発生させるために送信部 11 に出力する。CPU 31 は、第 2 変位データを得るための超音波を所定領域内の走査線方向に対して送信するために、送信部 11 を制御する。CPU 31 は、第 2 変位データを発生させるために、ドブラ処理部 17 を制御する。CPU 31 は、第 1、第 2 変位データに基づいて、体動変位データを発生させるために、変位量計算部 19 を制御する。CPU 31 は、第 1、第 2 変位データと体動変位データとに基づいて、せん断波伝搬データを発生させるために、変位量計算部 19 を制御す

10

20

30

40

50

る。CPU 31は、せん断波伝搬データに基づいて、到達時間データを発生させるために、到達時間決定部21を制御する。CPU 31は、記憶部27から読み出した到達時間色相対応表と到達時間データとに基づいて、せん断波到達画像を発生させるために、画像発生部23を制御する。

【0053】

表示部7は、画像合成部25からの出力に基づいて、Bモード画像およびドプラ画像などの超音波画像、せん断波到達画像、重畳画像などを表示する。なお、表示部7は、表示された画像に対して、ブライトネス、コントラスト、ダイナミックレンジ、γ補正などの調整および、カラーマップの割り当てを実行してもよい。

【0054】

入力部9は、インターフェース部29に接続され操作者からの各種指示・命令・情報・選択・設定を装置本体5に取り込む。入力部9は、図示していないトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード等の入力デバイスを有する。入力デバイスは、表示画面上に表示されるカーソルの座標を検出し、検出した座標を後述するCPU 31に出力する。なお、入力デバイスは、表示画面を覆うように設けられたタッチコマンドスクリーンでもよい。この場合、入力部9は、電磁誘導式、電磁歪式、感圧式等の座標読み取り原理でタッチ指示された座標を検出し、検出した座標をCPU 31に出力する。また、操作者が入力部9の終了ボタンまたはフリーズボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、装置本体5は一時停止状態となる。

【0055】

入力部9は、操作者による指示により、関心領域または操作者が着目する所定領域を入力する。入力部9は、操作者の指示により選択されたモードを入力する。

【0056】

（変位量観測走査機能）

変位量観測走査機能とは、せん断波の伝搬に伴う組織の変位量を取得するための走査手順に関する機能である。以下、変位量観測走査機能に関する処理（以下、変位量観測走査処理と呼ぶ）について説明する。

【0057】

図2は、変位量観測走査処理の手順を示すフローチャートである。図3は、変位量観測走査処理において、せん断波を発生させる走査線（以下、せん断波発生走査線と呼ぶ）53とせん断波による組織の変位量を観測するための超音波の送受信に関する走査線（以下、観測走査線と呼ぶ）54、55、56、57とを、関心領域（または着目領域）52とともに模式的に示す模式図である。

【0058】

被検体Pに超音波を送信する前に関心領域52が、入力部9を介した操作者の指示により設定される（ステップSa1）。このとき、観測走査線の番号を示す変数kが初期化される。なお、関心領域52の代わりに操作者が着目している領域が設定されてもよい。関心領域52内のk番目の走査線（例えば54）に対して第2の超音波を複数回（例えば15回）送受信し、超音波の送受信ごとに第1の受信信号が発生される（ステップSa2）。次いで、関心領域52の位置に基づいて、せん断波発生送信遅延パターンが記憶部27から読み出される。読み出されたせん断波発生送信遅延パターンを用いて、関心領域52近傍の所定の走査線54に対して、プッシュパルス（第1の超音波）が送信される（ステップSa3）。プッシュパルスの送信後、k番目の走査線（例えば54）に対して、超音波（第2の超音波）を複数回（例えば65回）送受信し、超音波の送受信ごとに第2の受信信号が発生される（ステップSa4）。関心領域全域すなわち、走査線55乃至57において、第1、第2の受信信号が発生されて（ステップSa5）なければ、kがインクリメントされる（ステップSa6）。その後、ステップSa2乃至ステップSa4の処理が繰り返される。

【0059】

変位量観測走査処理は、関心領域52内における複数の観測走査線各々に対して、プッ

10

20

30

40

50

シュパルス送信前に第1の受信信号を発生させるために超音波送受信し、次いで、プッシュパルスを送信し、プッシュパルス送信後に第2の受信信号を発生させるために超音波送受信することを繰り返す処理である。すなわち、変位量観測走査処理は、一つのプッシュパルスで一つの走査線に対する超音波送受信を実行する走査処理である。なお、一つのプッシュパルスを送信後、複数の走査線にして超音波送受信が実行されてもよい。また、一つのプッシュパルスの送信後、超音波を1回送信し、複数の走査線方向に対する受信を実行するいわゆる並列同時受信が実行されてもよい。

【0060】

(せん断波到達画像発生機能)

せん断波到達画像発生機能とは、所定領域の各位置におけるせん断波到達時間を色相で示すせん断波到達画像を発生する機能である。以下、せん断波到達画像発生機能に係る処理(以下、せん断波到達画像発生処理と呼ぶ)について説明する。

【0061】

図4は、せん断波到達画像発生処理の手順の一例を示すフローチャートである。

一つの走査線に対する複数回の超音波の送受信によりプッシュパルス送信前に発生された複数の第1の受信信号を用いて、自己相関処理が実行される。自己相関処理により、所定領域内の各位置に関する第1変位データが発生される(ステップSb1)。一つの走査線に対する複数回の超音波の送受信によりプッシュパルス送信後に発生された複数の第2の受信信号を用いて、自己相関処理が実行される。自己相関処理により、所定領域内の各位置に関する第2変位データが発生される(ステップSb2)。

【0062】

図5は、関心領域のある位置において、組織の変位量の時間的変化の一例を示す図である。すなわち、図5は、関心領域のある位置に関する第1、第2変位データをまとめた図である。図5の横軸は、プッシュパルスを除いた超音波の送信回数に対応する。図5の縦軸は、組織の変位量を示している。1から15までの送信回数に対する組織の変位量は、第1変位データに対応する。16から80までの送信回数に対応する組織の変位量は、第2変位データに対応する。図5における変位量は、1回目の超音波の送信回数に対する組織の変位量を基準とした変位量である。すなわち、図5における変位量は、自己相関処理により発生された位相差の積算値、または相互相関処理により発生された位相差に対応する。

【0063】

図5は、被検体の体動により、組織が1方向(超音波プローブ3に近づく方向)にほぼ等速で移動していることを示している。被検体の体動により、せん断波の伝搬による組織の変位は識別できない。

【0064】

第1変位データと第2変位データのうちn回目の超音波送受信終了間際の組織の変位量(n回目、(n-1)回目など)とに基づいて、被検体の体動変位量を示す体動変位データを発生する(ステップSb3)。第1、第2変位データから体動変位データを差分することにより、せん断波による組織の変位量の時間変化を示すせん断波伝搬データが発生される(ステップSb4)。せん断波伝搬データに基づいて、せん断波の発生位置からせん断波伝搬データに対応する関心領域内の各位置に到達したせん断波到達時間が決定される(ステップSb5)。

【0065】

図6は、図5に示した組織の変位量から被検体の体動による変位量を除去した変位量の時間変化(せん断波伝搬データ)の一例を示す図である。図6の横軸は、プッシュパルスを除いた超音波の送信回数に対応する。図6の縦軸は、組織の変位量を示している。図6の縦軸の目盛および符号は、図5の縦軸と異なる。すなわち、図6の縦軸は、超音波プローブから遠ざかる方向を示しており、図5における縦軸の符号と反対の負である。また、せん断波による組織の変位量の位数は、体動による組織の変位量の位数と異なる。

【0066】

図 6 に示すように、せん断波の通過後（22 回目の送信回数付近）で、組織の変位量の絶対値が最大となっている。到達時間決定部 21 は、図 6 において、組織の変位量の絶対値が最大となる図中の 48 の時間（送信回数）をせん断波到達時間として決定する。なお、組織の変位量の時間的変化が負であって最大となる時間をせん断波到達時間として決定する場合、到達時間決定部 21 は、送信回数 16 の近傍を、せん断波到達時間として決定する。

【0067】

図 7 は、図 5 とは異なる関心領域のある位置において、組織の変位量の時間的変化の一例を示す図である。図 7 の縦軸は、超音波プローブから遠ざかる方向を示しており、図 5 の縦軸の符号と反対の負である。図 7 は、被検体の体動により、組織が 1 方向（超音波プローブ 3 から遠ざかる方向）にほぼ等速で移動していることを示している。被検体の体動により、せん断波の伝搬による組織の変位は識別できない。

【0068】

図 8 は、図 7 に示した組織の変位量から被検体の体動による変位量を除去した変位量の時間変化（せん断波伝搬データ）の一例を示す図である。図 8 の縦軸および横軸は、図 6 の縦軸および横軸とそれぞれ同じである。図 8 は、せん断波伝搬データが得られた位置において、せん断波による組織の変位量が小さすぎる場合、または被検体の体動による組織の変位量が不規則である場合に発生されたせん断波伝搬データの一例を示している。到達時間決定部 21 は、送信回数 24 の近傍をせん断波到達時間として決定する。図 8 のグラフは、図 6 のグラフと異なり、せん断波到達時間は明らかではない。図 8 のようなせん断波伝搬データが得られた場合、せん断波到達画像において周囲の色相に比べて、例えば、大きく異なる色相となる。

【0069】

決定されたせん断波到達時間と到達時間色相対応表とに基づいて、せん断波到達時間に応じて色相を割り当てたせん断波到達画像が発生される（ステップ S b 6）。発生されたせん断波到達画像は、B モード画像に重畳されて表示部 7 に表示される。

【0070】

図 9 は、発生されたせん断波到達画像の一例を、せん断波到達時間に対応する色相の凡例を示すカラーマップの一例とともに示す図である。図 9 の（a）、（b）は、B モード画像にせん断波到達画像を重畳した重畳画像の一例を示す図である。図 9 の（a）、（b）における円は、着目領域（ターゲット）を示している。図 9 の（c）は、図 9 の（a）、（b）のカラーマップの凡例を示す図である。

【0071】

図 9 の（a）における着目領域は、着目領域の周囲より柔らかい組織を有する領域を示している。図 9 の（b）における着目領域は、着目領域の周囲より硬い組織を有する領域を示している。図 9 の（a）、（b）ともに、方位方向の色相の変化（図は淡色のため濃淡の変化）は、図に向かって左から右にかけてせん断波が伝搬している様子を示している。図 9 の（a）において、着目領域の下方領域では、まだら模様（モザイク模様）が表示されている。すなわち、図 9 の（a）において、着目領域の下方領域は、例えば、図 8 に示すように、せん断波到達時間を正確に評価できていない領域を示している。図 9 の（a）と図 9 の（b）とを比較すると、図 9 の（a）の中央付近では方位方向に沿って、色相（図中では濃淡）が、図 9 の（b）に比べて急に变化している。このため、図 9 の（a）の中央付近では、せん断波の伝搬速度が遅いこと、すなわち図 9 の（a）の着目領域周辺の組織より柔らかい組織であることが推定される。

【0072】

図 9 の（b）の中央付近では方位方向に沿って、色相（図中では濃淡）が、図 9 の（a）に比べて緩やかに变化している。このため、図 9 の（b）の中央付近では、せん断波の伝搬速度が速いこと、すなわち図 9 の（b）の着目領域周辺の組織より硬い組織であることが推定される。

【0073】

(変形例)

第1の実施形態との相違は、操作者の指示により所定領域内に指定された指定位置におけるせん断波到達時間を基準として、所定領域内の各位置におけるせん断波到達時間を補正した補正到達時間を決定し、補正到達時間と到達時間色相対応表とに基づいて、せん断波到達画像の色相を補正したせん断波到達補正画像を発生することにある。本変形例は、第1の実施形態により発生されたせん断波到達画像に対して、追加して実行される処理を有する。

【0074】

入力部9は、操作者により指定された指定位置を、装置本体5に入力する。

【0075】

到達時間決定部21は、指定位置におけるせん断波到達時間を基準として、所定領域内の各位置におけるせん断波到達時間を補正した補正到達時間を決定する。具体的には、到達時間決定部21は、各位置におけるせん断波到達時間から指定位置におけるせん断波到達時間を差分することにより、各位置における補正到達時間を決定する。到達時間決定部21は、決定した補正到達時間を画像発生部23に出力する。

【0076】

画像発生部23は、補正到達時間と到達時間色相対応表とに基づいて、せん断波到達画像における色相を補正したせん断波到達補正画像を発生する。具体的には、画像発生部23は、到達時間色相対応表を用いて、各位置における補正到達時間の値に対応する色相を決定する。画像発生部23は、せん断波到達画像の各位置における色相を、補正到達時間に対応する色相に変更することにより、せん断波到達補正画像を発生する。

【0077】

画像合成部25は、Bモード画像に重畳されたせん断波到達画像を、せん断波到達補正画像に更新することにより、重畳画像の色相を補正した補正重畳画像を発生する。

【0078】

表示部7は、表示されているせん断波到達画像を、せん断波到達補正画像に置換して表示する。なお、表示部7は、重畳画像を表示している場合、表示されている重畳画像を補正重畳画像に置換して表示してもよい。

【0079】

(せん断波到達補正画像発生機能)

せん断波到達補正画像発生機能とは、指定位置におけるせん断波到達時間を基準として、所定領域内の各位置におけるせん断波到達時間を補正した補正到達時間を決定し、補正到達時間と到達時間色相対応表とに基づいて、せん断波到達画像の色相を補正したせん断波到達補正画像を発生する機能である。以下、せん断波到達補正画像発生機能に係る処理(以下、せん断波到達補正画像発生処理と呼ぶ)について説明する。

【0080】

図10は、せん断波到達補正画像発生処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【0081】

表示部7に表示されたせん断波到達画像の関心領域内に、操作者の指示により指定位置(または指定領域)が入力される(ステップSc1)。なお、指定位置は、点でもよいし、線分であってもよい。指定位置としての線分は、例えば、操作者による指示により関心領域に指定された位置を通り、走査線に平行な線分である。指定位置におけるせん断波到達時間を基準として、各位置にせん断波到達時間を補正した補正到達時間が決定される(ステップSc2)。記憶部27から到達時間色相対応表が読み出される。読み出された到達時間色相対応表と補正到達時間とに基づいて、せん断波到達画像における色相を補正したせん断波到達補正画像が発生される(ステップSc3)。

【0082】

図11は、せん断波到達補正画像を、せん断波到達画像とともに示す図である。図11の(a)は、第1の実施形態で発生されたせん断波到達画像を示す図である。図11の(b)は、本変形例で発生されたせん断波到達補正画像を示す図である。図11において、

10

20

30

40

50

せん断波は、図面に向かって左方向から右方向へ伝搬している。図 1 1 における円形の領域 9 1 は、周辺組織よりもせん断速度が速い領域を示している。図 1 1 における円形の領域 9 2 は、周辺組織よりもせん断速度が遅い領域を示している。

【 0 0 8 3 】

図 1 1 の (a) において、例えば円形の領域 9 2 に着目してせん断波到達補正画像を表示させる場合、入力部 9 を介して、せん断波到達時間の基準となる線分 9 0 (すなわち、せん断波到達時間をゼロとする位置) が入力される。到達時間決定部 2 1 は、R O I 内の同一深さの位置におけるせん断波到達時間から、線分 9 0 (以下、基準線分と呼ぶ) 上の同一深さの位置におけるせん断波到達時間を差分する。到達時間決定部 2 1 は、上記差分を R O I 内の各深さについて実行することにより、補正到達時間を決定する。到達時間が負になる場合、到達時間決定部 2 1 は、補正到達時間を 0 にする。画像発生部 2 3 は、補正到達時間と到達時間色相対応表とに基づいて、せん断波到達画像の色相を補正したせん断波到達補正画像を発生する。

10

【 0 0 8 4 】

図 1 1 の (b) は、図 1 1 の (a) のせん断波到達画像の色相を、基準線分上のせん断波到達時間に基づいて補正したせん断波到達補正画像の一例を示す図である。図 1 1 (b) に示すように、領域 9 2 では、方位方向の色相 (図中では濃淡) は、急に変化している。すなわち、図 1 1 の (b) は、領域 9 2 におけるせん断波の伝搬速度が、領域 9 2 の周辺領域と比較して遅いことを示している。

【 0 0 8 5 】

20

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本実施形態の超音波診断装置 1 によれば、被検体の体動による組織の変位量を除去した組織の変量の時間変化に基づいて、関心領域内の各位置におけるせん断波到達時間に応じて色相を割り当てたせん断波到達画像を発生することができる。これにより、被検体内で発生されたせん断波の伝搬の様子 (例えば、屈折、反射など) を一つの画像として可視化することができる。これにより、操作者は、せん断波到達画像におけるまだら模様の領域を、被検体の体動による変位量の除去を正確にできていないことなどにより、せん断波到達時間を正確に決定できなかった領域であると判定するための判断材料とすることができる。また、操作者は、せん断波到達画像において、まだら模様の領域を、せん断波の伝搬速度を決定するための処理対象および組織の硬さを評価するための評価対象から除外することが可能となる。

30

【 0 0 8 6 】

また、本実施形態の超音波診断装置 1 によれば、被検体の体動による組織の変位量を除去した組織の変位の時間変化の極大値のうち、最大の変位量を持つ値を抽出し、この極大値が持つ変位量に基づいて到達時間を決定し、関心領域内の各位置におけるせん断波到達時間に応じて色相を割り当てたせん断波到達画像を発生することができる。これにより、例えば、変位量観測走査処理において、超音波プローブと被検体とのうち少なくとも一つが動いた場合においても、適切な到達時間を決定することができる。すなわち、全体移動が連続的に発生する場合、見かけ上の組織の変位量は、時間 (送信回数) の経過に伴って単調増加する場合があります。この時単に最大の変位量を抽出してしまうと、単調増加の割合が大きい場合には、単調増加によって増加された値が最大の変位量として抽出されてしまう。しかし、単調増加によって増加された変位量を用いることは、全体移動が生じた時点の変位量を用いて到達時間を算出することとなり、結果として物理的に正しくない到達時間が決定されてしまう。そこで、極大値の中で最大の変位量を持つ値を抽出し、この極大値が持つ変位量に基づいて到達時間を決定することにより、先に述べた単調増加によって得られた最大値を用いることなく、到達時間を決定するのに適切な時点の変位量を用いることができる。これにより、到達時間の決定において、ロバスト性が向上する。

40

【 0 0 8 7 】

以上のことから、本実施形態によれば、操作者は、各時刻における変位量を映像化した画像を動画として観察しなくても、1 枚のせん断波到達画像によりせん断波の伝搬の様子

50

を把握することができる。また、操作者は、せん断波到達画像において、方位方向の色相の変化の度合い（色相の変化の緩急）を観察することにより、所定領域における各位置におけるせん断波の伝搬速度、すなわち各位置における組織の硬さを定性的に把握することができる。

【0088】

また、本実施形態の変形例によれば、入力部9を介して操作者により入力された指定位置におけるせん断波到達時間を基準として、せん断波到達時間の色相を補正したせん断波到達補正画像を発生することができる。これにより、操作者が着目している着目領域が、せん断波の発生位置から離れている場合においても、着目領域を伝搬するせん断波の様子を簡便に表示することができる。加えて、本実施形態の変形例によれば、せん断波到達時間の基準となる位置を線分として指定することもできる。これにより、せん断波が着目領域に到達する前に、せん断波の伝搬速度の不均一性またはせん断波の屈折などによりせん断波の波面が乱れたとしても、着目領域においては波面の乱れを初期化することができる。この結果、着目領域におけるせん断波の伝搬の様子を、操作者にとって直観的でわかりやすく表示することができる。

【0089】

（第2の実施形態）

第1の実施形態との相違は、所定領域（関心領域）内の各位置におけるせん断波到達時間を用いて、所定領域内の各位置におけるせん断波の伝搬速度を計算し、計算された伝搬速度に応じて色相を割り当てたせん断波伝搬速度画像を発生することにある。

【0090】

図12は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成の一例を示す構成図である。

速度計算部22は、所定領域内の各位置におけるせん断波到達時間（到達時間データ）を用いて、所定領域内の各位置におけるせん断波の伝搬速度を計算する。具体的には、速度計算部22は、所定領域内の各位置において、互いに隣接する位置におけるせん断波到達時間の差（以下、到達時間差と呼ぶ）を計算する。また、速度計算部22は、同時にたがい隣接する位置間の距離を計算する。次いで、速度計算部22は、所定領域内の各位置における到達時間差の逆数と、隣接する位置間の距離の積を、せん断波伝搬速度として計算する。速度計算部22は、所定領域の各位置におけるせん断波伝搬速度のデータ（以下、伝搬速度データと呼ぶ）を、画像発生部23に出力する。

【0091】

画像発生部23は、伝搬速度データと、記憶部27に記憶された伝搬速度色相対応表とに基づいて、所定領域の各位置において、せん断波の伝搬速度に応じて色相を割り当てたせん断波伝搬速度画像を発生する。伝搬速度色相対応表とは、例えば、伝搬速度の値に対する色相の対応表である。例えば、伝搬速度が0の場合の色相は、青である。色相は、例えば、伝搬速度の増大に伴い、青から、青緑、緑、黄緑、黄、橙、赤の順で、最大伝搬速度を赤色として定義される。

【0092】

画像合成部25は、Bモード画像にせん断波伝搬速度画像を位置合わせして重畳した伝搬速度重畳画像を発生する。画像合成部25は、伝搬速度重畳画像またはせん断波伝搬速度画像を、表示部7に出力する。

【0093】

記憶部27は、伝搬速度データ、伝搬速度色相対応表、せん断波伝搬速度画像、伝搬速度重畳画像、せん断波伝搬速度画像の発生に関するアルゴリズム（以下、せん断波伝搬速度画像発生アルゴリズムと呼ぶ）などを記憶する。

【0094】

CPU31は、操作者により入力部9を介して入力されたせん断波伝搬速度画像表示モードの選択に基づいて、記憶部27に記憶された送信遅延パターン、受信遅延パターン、せん断波発生送信遅延パターンと装置制御プログラムとを読み出し、これらに従って装置本体5を制御する。例えば、CPU31は、せん断波伝搬速度画像発生アルゴリズムを記

憶部 27 から読み出す。CPU 31 は、読み出したせん断波伝搬速度画像発生アルゴリズムに従って、速度計算部 22、画像発生部 23などを制御する。せん断波伝搬速度画像表示モードとは、せん断波伝搬速度画像を発生し、表示することを実行するモードである。

【0095】

具体的には、CPU 31 は、入力部 9 を介してせん断波伝搬速度画像表示モードが入力されると、到達時間データに基づいて、伝搬速度データを発生させるために、速度計算部 22 を制御する。CPU 31 は、伝搬速度データと記憶部 27 から読み出した伝搬速度色相対応表とに基づいて、せん断波伝搬速度画像を発生させるために、画像発生部 23 を制御する。

【0096】

表示部 7 は、画像合成部 25 からの出力に基づいて、せん断波伝搬速度画像、伝搬速度重畳画像などを表示する。

【0097】

(せん断波伝搬速度画像発生機能)

せん断波伝搬速度画像発生機能とは、所定領域(第2領域)の各位置におけるせん断波の伝搬速度を色相で示すせん断波伝搬速度画像を発生する機能である。以下、せん断波伝搬速度画像発生機能に係る処理(以下、せん断波伝搬速度画像発生処理と呼ぶ)について説明する。

【0098】

図 13 は、せん断波伝搬速度画像発生処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【0099】

所定領域内の各位置におけるせん断波到達時間に基づいて、各位置におけるせん断波の伝搬速度が計算される(ステップ S d 1)。各位置における伝搬速度と伝搬速度色相対応表とに基づいて、所定領域の各位置において、せん断波の伝搬速度に応じて色相を割り当てたせん断波伝搬速度画像が発生される(ステップ S d 2)。

【0100】

(第1の変形例)

第2の実施形態との相違は、操作者の指示により所定領域内に指定された指定領域内におけるせん断波の平均伝搬速度(以下、領域内平均伝搬速度と呼ぶ)を計算し、領域内平均伝搬速度を表示することにある。

【0101】

入力部 9 は、操作者により所定領域内に指定された指定領域を、装置本体 5 に入力する。

【0102】

速度計算部 22 は、指定領域内の各位置におけるせん断波到達時間と、せん断波発生位置から指定領域内の各位置までの距離とに基づいて、領域内平均伝搬速度を計算する。例えば、速度計算部 22 は、指定領域内であって、異なる走査線上の同一深さの位置における複数のせん断到達時間と、せん断波発生位置からの各位置までの距離とに基づいて、線形回帰分析により領域内平均伝搬速度を計算する。

【0103】

画像発生部 23 は、せん断波到達画像とともに領域内平均伝搬速度を表示する画像を発生する。

【0104】

図 14 は、指定領域内における異なる 4 つの走査線上の同一深さの各位置におけるせん断波伝搬データを、縦軸を変位量、横軸を時間としてプロットした図である。図 14 における曲線 64、65、66、67 はそれぞれ項となる走査線上の同一深さにおけるせん断波伝搬データを示している。図 14 における曲線 64、65、66、67 は、例えば、図 3 における走査線 54、55、56、57 に対応する。到達時間決定部 21 は、図 14 の曲線 64、65、66、67 各々に対して、超音波プローブから遠ざかる方向(図 14 における負の変位量)の最大値の時間を、せん断波到達時間として決定する。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 5 】

図 1 5 は、せん断波到達時間に対するせん断波発生位置からの距離の関係の一例を示す図である。図 1 5 における点 7 4 は、図 1 4 における曲線 6 4 に対して決定されたせん断波到達時間に対するせん断波発生位置からの距離を示している。図 1 5 における点 7 5 は、図 1 4 における曲線 6 5 に対して決定されたせん断波到達時間に対するせん断波発生位置からの距離を示している。図 1 5 における点 7 6 は、図 1 4 における曲線 6 6 に対して決定されたせん断波到達時間に対するせん断波発生位置からの距離を示している。図 1 5 における点 7 7 は、図 1 4 における曲線 6 7 に対して決定されたせん断波到達時間に対するせん断波発生位置からの距離を示している。図 1 5 における直線 7 8 は、点 7 4、7 5、7 6、7 7 を用いた線形回帰分析により決定された近似直線である。速度計算部 2 1 は、線形回帰分析による直線の傾きを、領域内平均伝搬速度として計算する。

10

【 0 1 0 6 】

(第 2 の変形例)

第 2 の実施形態における第 1 の変形例との相違は、計算された領域内平均伝搬速度を用いて、指定領域内の平均弾性率を計算することにある。

【 0 1 0 7 】

速度計算部 2 2 は、計算された領域内平均伝搬速度を用いて、平均弾性率 (ヤング率) を計算する。具体的には、速度計算部 2 2 は、領域内平均伝搬速度 (v_s (m / s)) の 2 乗 (v_s^2) を 3 倍すること ($3 \times v_s^2$) で、平均弾性率 (E (k P a)) を計算する。すなわち、速度計算部 2 2 で計算される式は、 $E = 3 \times v_s^2$ となる。

20

【 0 1 0 8 】

画像発生部 2 3 は、せん断波到達画像とともに平均弾性率をするための画像を発生する。

【 0 1 0 9 】

表示部 7 は、せん断波到達画像とともに平均弾性率をするための画像を表示する。

【 0 1 1 0 】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本実施形態の超音波診断装置 1 によれば、所定領域 (関心領域) 内の各位置におけるせん断波到達時間を用いて、所定領域内の各位置におけるせん断波の伝搬速度を計算し、計算された伝搬速度に応じて色相を割り当てたせん断波伝搬速度画像を発生することができる。これにより、被検体内で発生されたせん断波の伝搬速度の空間的な分布を可視化することができる。また、操作者は、せん断波の伝播速度が雑音的に不均一になっている領域では、せん断波の伝播がうまく捉えられていないと判断できる。さらに、せん断波到達画像上に、せん断波が伝搬している領域またはせん断波の伝搬を正確にとらえている領域を、せん断波の平均伝搬速度および平均弾性率を解析するための領域として指定し、せん断波の平均伝搬速度および平均弾性率を計算することができる。これにより、せん断波の平均伝搬速度および平均弾性率などの定量的な解析結果に対する信頼性を向上させることができる。

30

【 0 1 1 1 】

また、第 1 の実施形態の変形例として、本超音波診断装置 1 の技術的思想を医用画像処理装置 1 0 0 で実現する場合には、例えば図 1 の構成図における点線内の構成要素を有するものとなる。なお、医用画像処理装置 1 0 0 は、記憶部 2 7 に第 1、第 2 変位データを記憶し、以降の処理を実行することも可能である。この時、変位量計算部 1 9 は不要となる。また、医用画像処理装置 1 0 0 は、記憶部 2 7 にせん断波伝搬データを記憶し、以降の処理を実行することも可能である。この時、変位量計算部 1 9 および到達時間決定部 2 1 は不要となる。

40

【 0 1 1 2 】

また、第 2 の実施形態の変形例として、本超音波診断装置 1 の技術的思想を医用画像処理装置 1 0 1 で実現する場合には、例えば図 1 2 の構成図における点線内の構成要素を有するものとなる。また、医用画像処理装置 1 0 1 において、超音波診断装置 1 から出力さ

50

れたせん断波到達画像のデータなどを読み込んで、上記処理を実行することも可能である。

【 0 1 1 3 】

(第 3 の実施形態)

第 1、第 2 の実施形態との相違は、複数の観測走査線各々に対応して送信されるプッシュパルスの送信回数を、複数回実行することにある。具体例として、第 1 領域内において深さが異なる複数の焦点に対して、複数のプッシュパルスを送信する場合について説明する。

【 0 1 1 4 】

送信部 1 1 は、第 1 領域内において、深さが異なる複数の焦点にそれぞれ対応する複数のプッシュパルスを送信する。複数のプッシュパルスの送信により、複数の焦点各々において、せん断波が発生される。第 2 領域には、複数の焦点でそれぞれ発生されたせん断波が重ね合わさった重畳せん断波が伝搬する。送信部 1 1 は、例えば、第 1 領域内において、深さが異なる 4 つの焦点に対して、それぞれプッシュパルスを送信する。具体的には、図 2 のステップ S a 3 において、送信部 1 1 は、4 つの焦点各々に対してプッシュパルスを送信する。

【 0 1 1 5 】

ドプラ処理部 1 7 の自己相関器または相互相関器により得られた第 2 変位データは、重畳せん断波による組織の変位量を有している。

【 0 1 1 6 】

変位量計算部 1 9 は、第 1、第 2 変位データから体動変位データを差分することにより、重畳せん断波による組織の変位量の時間変化を示す重畳せん断波伝搬データを計算する。

【 0 1 1 7 】

到達時間決定部 2 1 は、重畳せん断波伝搬データにおける組織の変位量の時間変化に基づいて、せん断波到達時間を決定する。具体的には、到達時間決定部 2 1 は、所定領域内の各位置について、いずれか一つのプッシュパルスの送信開始時、またはいずれか一つのプッシュパルスの送信終了時を時刻 0 として、重畳せん断波伝搬データにおける組織の変位量の最大値に対応する時間を、せん断波到達時間として決定する。到達時間決定部 2 1 は、所定領域内の各位置における到達時間データを、画像発生部 2 3 に出力する。なお、せん断波到達時間の基準時刻は、いずれかのプッシュパルスの送信開始時刻、または送信終了時刻に、任意に選択可能である。

【 0 1 1 8 】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本実施形態の超音波診断装置 1 によれば、被検体の体動による組織の変位量を除去した組織の変量の時間変化に基づいて、関心領域内の各位置における重畳せん断波のせん断波到達時間に応じて色相を割り当てたせん断波到達画像を発生することができる。これにより、被検体内で発生されたせん断波の伝搬の様子（例えば、屈折、反射など）を一つの画像として可視化することができる。

【 0 1 1 9 】

医用画像処理装置 1 0 0、1 0 1 にネットワークを介して接続される超音波診断装置は、超音波検査において、データの取得および保存を実行すればよい。本医用画像処理装置 1 0 0、1 0 1 は、超音波検査後に、せん断波到達画像を詳細に観察するために使用することが可能となる。すなわち、超音波検査を行う検査者と超音波診断装置により発生された医用画像を解析する解析者とが異なる場合、本実施形態の効果が表れる。すなわち、解析者は、超音波検査後、せん断波到達画像により、せん断波が解析者の所望通りに伝搬しているか否かを確認することができる。解析者は、せん断波到達画像に基づいて、所定領域内の組織の弾性率を計算することが可能となる。このため、例えば解析結果である弾性率の信頼性を向上させることができる。また、検査者の主観により解析の範囲が決定される事態も回避することができ、誤診の可能性を低減することができる。

【0120】

加えて、実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記憶媒体に格納して頒布することも可能である。

【0121】

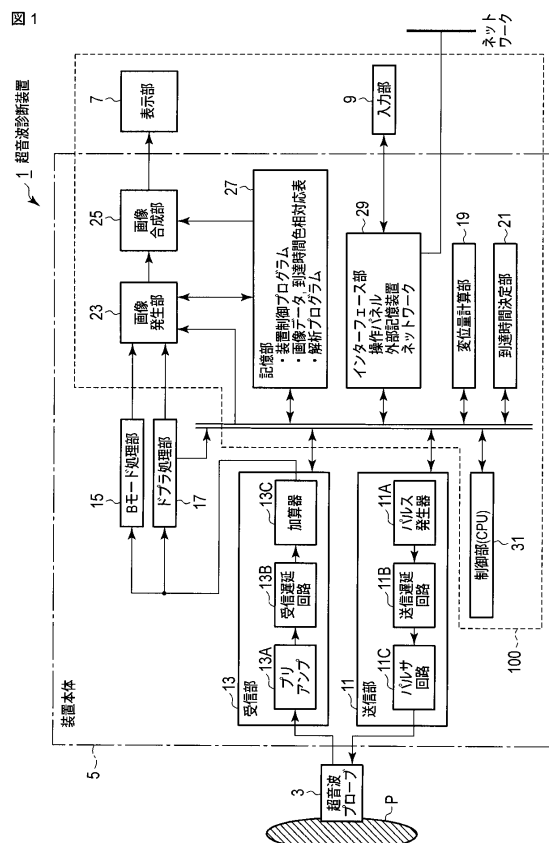
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

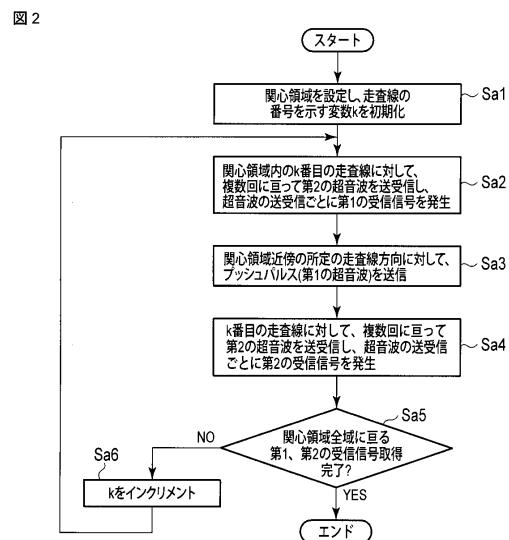
【0122】

1 ... 超音波診断装置、3 ... 超音波プローブ、5 ... 装置本体、7 ... 表示部、9 ... 入力部、11 ... 送信部、13 ... 受信部、15 ... Bモード処理部、17 ... ドプラ処理部、19 ... 変位量計算部、21 ... 到達時間決定部、22 ... 速度計算部、23 ... 画像発生部、25 ... 画像合成部、27 ... 記憶部、29 ... インターフェース部、31 ... 制御プロセッサ（CPU）、100 ... 医用画像処理装置、101 ... 医用画像処理装置

【図1】

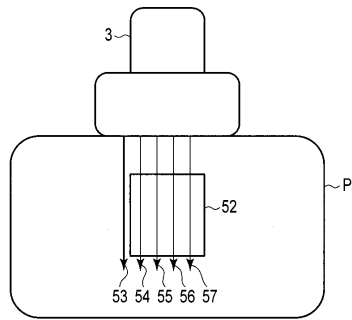


【図2】



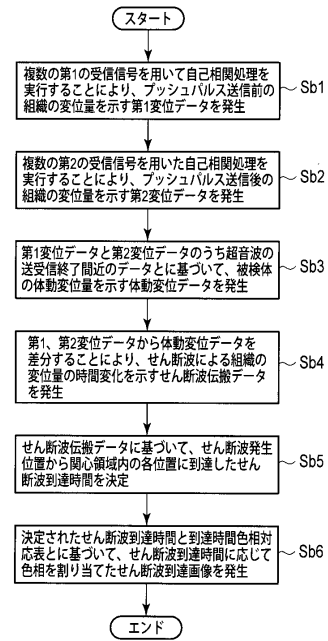
【図 3】

図 3



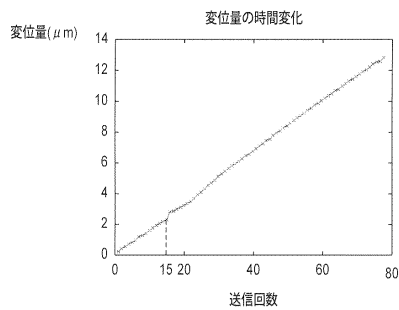
【図 4】

図 4



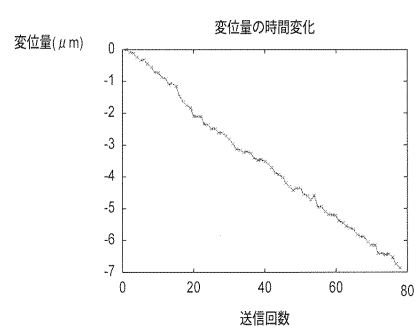
【図 5】

図 5



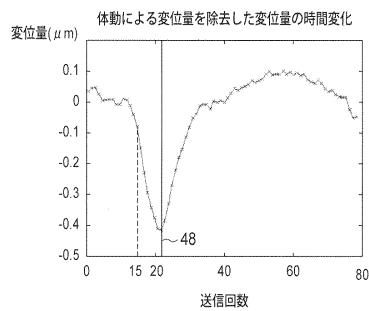
【図 7】

図 7



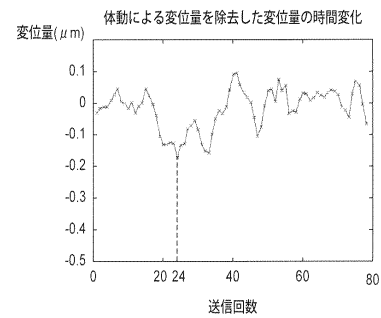
【図 6】

図 6

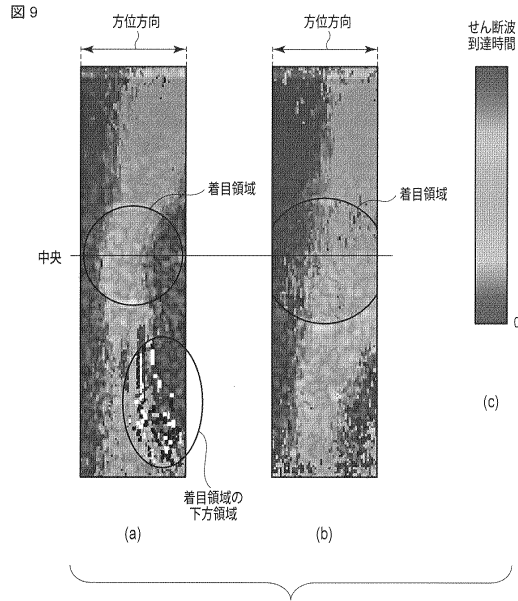


【図 8】

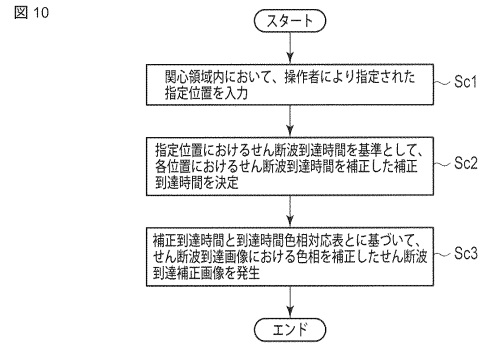
図 8



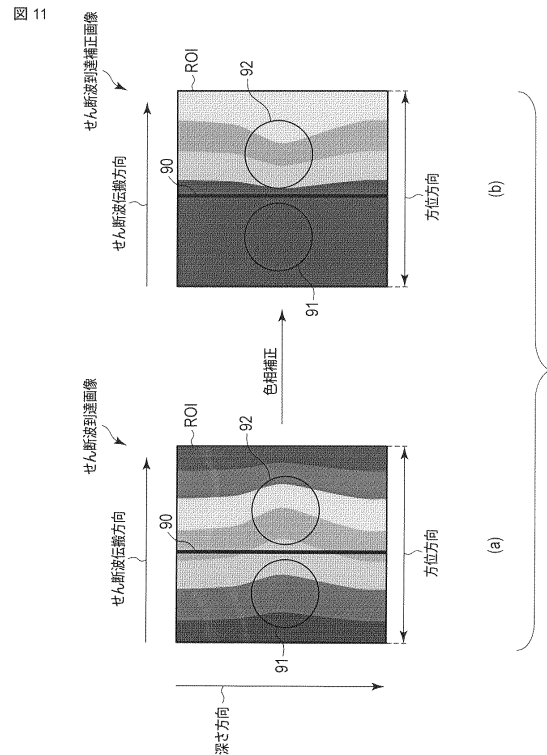
【図 9】



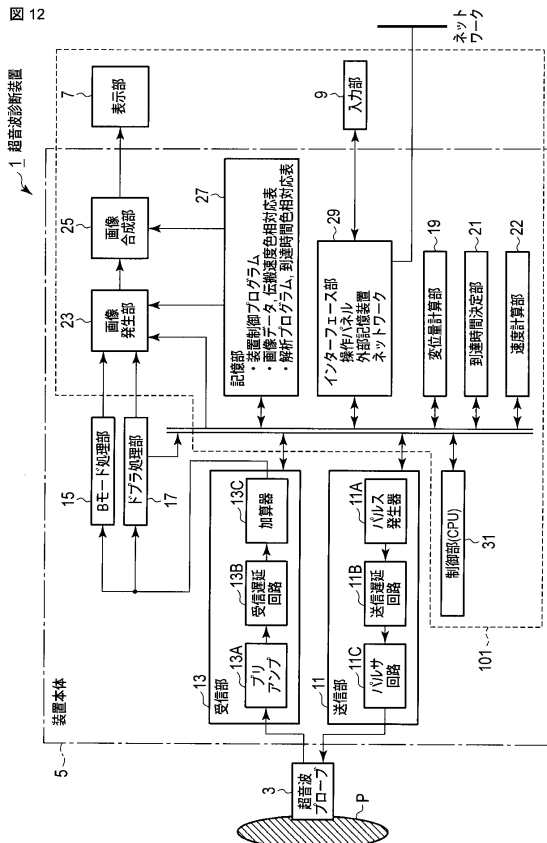
【図 10】



【図 11】

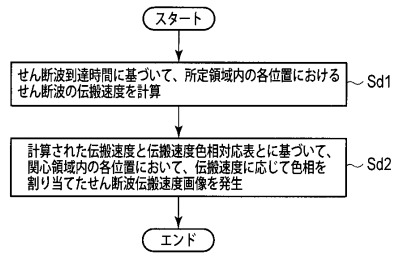


【図 12】



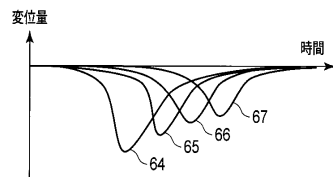
【図 13】

図 13



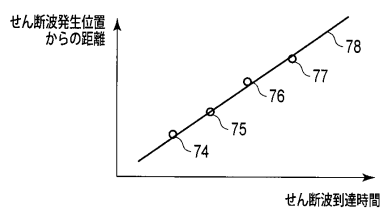
【図 14】

図 14



【図 15】

図 15



フロントページの続き

- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 金山 侑子
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社内
- (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社内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 0 8 1 2 6 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置，医学图像处理方法和医学图像处理程序		
公开(公告)号	JP6058295B2	公开(公告)日	2017-01-11
申请号	JP2012137924	申请日	2012-06-19
[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	金山侑子 川岸哲也		
发明人	金山 侑子 川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DD23 4C601/EE10 4C601/JB38 4C601/JB42 4C601/JB50 4C601/JB51 4C601/KK02 4C601/LL38		
代理人(译)	中村诚 河野直树 井上 正 冈田隆		
其他公开文献	JP2014000260A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种超声诊断装置，能够以检查员简单确认的形式可视化在受试者中产生的剪切波的传播。解决方案：本实施方式

的超声波诊断装置1包括：超声波探头3;发送部分11，用于通过超声探头3将用于在对象中产生剪切波的第一超声波发送到第一区域，并将第二超声波发送到对象中的第二区域;接收部分13，用于根据第二超声波产生接收信号;位移计算部分19，用于利用接收信号计算由剪切波传播到第二区域引起的组织位移;到达时间决定部分21，用于根据关于第二区域中每个位置的位移的时间变化，确定剪切波到达每个位置时的到达时间;图像生成部23，用于根据到达时间和根据到达时间预设的色调，根据到达时间生成剪切波到达图像。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6058295号 (P6058295)
(45) 発行日 平成29年1月11日 (2017. 1. 11)	(24) 登録日 平成28年12月16日 (2016. 12. 16)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/08 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 8/08	
請求項の数 13 (全 25 頁)		
(21) 出願番号 特願2012-137924 (P2012-137924)	(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 1 3 8 5 番地	
(22) 出願日 平成24年6月19日 (2012. 6. 19)	(74) 代理人 100108855 弁理士 蔵田 昌俊	
(65) 公開番号 特開2014-260 (P2014-260A)	(74) 代理人 100088683 弁理士 高倉 成男	
(43) 公開日 平成26年1月9日 (2014. 1. 9)	(74) 代理人 100109830 弁理士 中村 誠	
審査請求日 平成27年5月27日 (2015. 5. 27)	(74) 代理人 100075672 弁理士 福原 淑弘	
	(74) 代理人 100103034 弁理士 峰 隆司	
	(74) 代理人 100103034 弁理士 野河 信久	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置 医用画像処理装置 医用画像処理方法 および医用画像処理プログラム		