

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5730978号
(P5730978)

(45) 発行日 平成27年6月10日 (2015. 6. 10)

(24) 登録日 平成27年4月17日 (2015. 4. 17)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 14 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2013-232539 (P2013-232539)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成25年11月8日 (2013. 11. 8)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2015-92937 (P2015-92937A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成27年5月18日 (2015. 5. 18)	(74) 代理人	110000350
審査請求日	平成27年1月8日 (2015. 1. 8)		ポレール特許業務法人
早期審査対象出願		(72) 発明者	田原 麻梨江
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			式会社日立製作所内
		(72) 発明者	吉川 秀樹
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			式会社日立製作所内
		(72) 発明者	田中 宏樹
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			式会社日立製作所内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波診断装置であって、
被検体内に対して音響放射圧を印加して変位させる変位生成部と、
前記被検体の複数の位置で超音波を送受信することで前記被検体内に生じたせん断波の粒子速度を検出する変位検出部と、
前記粒子速度により粘性パラメータを推定する粘弾性解析部と、を有し、
前記粘弾性解析部は、前記複数の位置で検出した前記粒子速度波形の時間広がりに基づき、フィッティングにより前記粘性パラメータを推定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、
前記粘弾性解析部は、前記粒子速度波形の時間広がり、を、前記粒子速度が正と負となる 2 つの時刻から算出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、
前記粘弾性解析部は、前記粒子速度波形の時間広がり、を、前記粒子速度のゼロクロス値となる時刻、或いは前記ゼロクロス値となる時刻前後の前記粒子速度の積分値から算出する、

20

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、
前記粘性解析部は、エクスポネンシャル曲線を用いて前記フィッティングを行う、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、
前記粘性解析部は、前記粒子速度の中心周波数を算出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、
前記粒子速度は、1 つの参照信号と、前記変位検出部で異なる時刻に受信した複数の信号
との相関演算で計算される、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、
前記粒子速度は、前記変位検出部で異なる時刻に受信した複数の信号同士の相関演算で計
算される、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、
フィードバックパラメータ決定部を更に有し、
前記フィードバックパラメータ決定部は、第一の計測で得られた、前記粒子速度波形の時
間広がりから推定された前記粘性パラメータに基づき、次の計測である第二の計測におけ
る送信条件、もしくは計測領域の少なくとも一方を調整する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 記載の超音波診断装置であって、
前記フィードバックパラメータ決定部は、調整する前記計測領域の大きさを、計測する位
置に対応して変化させる、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 記載の超音波診断装置であって、
前記計測領域の形状は台形である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 8 記載の超音波診断装置であって、
前記フィードバック制御の ON / OFF の切替えスイッチを有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

超音波診断装置における粘性パラメータ推定方法であって、
被検体内に対して音響放射圧を印加して変位させ、
前記被検体の複数の位置で超音波を送受信することで前記被検体内に生じたせん断波の粒
子速度を検出し、
前記複数の位置で検出した前記粒子速度波形の時間広がりに基づき、フィッティングによ
り粘性パラメータを推定する、
ことを特徴とする粘性パラメータ推定方法。

【請求項 13】

請求項 12 記載の粘性パラメータ推定方法であって、
前記粒子速度波形の時間広がり、前記粒子速度が正と負となる 2 つの時刻、或いは前記

10

20

30

40

50

粒子速度のゼロクロス値となる時刻、或いは前記ゼロクロス値となる時刻前後の前記粒子速度の積分値から算出する、
ことを特徴とする粘性パラメータ推定方法。

【請求項 14】

請求項 12 記載の粘性パラメータ推定方法であって、
第一の計測で得られた、前記粒子速度波形の時間広がりから推定された前記粘性パラメータに基づき、次の計測である第二の計測における送信条件、もしくは計測領域の少なくとも一方を調整する、
ことを特徴とする粘性パラメータ推定方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波送受信によって被検体の粘弾性に関する計測を行う技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

乳癌や肝硬変、血管障害などの診断方法として、医者の触診の代わりとして、超音波エコー信号から被検体内部の硬さを診断する方法（エラストグラフィ技術）がある。エラストグラフィ技術による硬さの診断では、従事者は超音波プローブを被検体である生体表面に押し当てて圧迫し、被検体内部の組織に変位を生じさせる。圧迫による生体組織の圧縮前後のエコー信号から圧縮方向の変位が推定され、変位の空間微分量である歪みを求める。さらに、歪と応力から硬さに関する値、例えばヤング率が算出される。この方法では、撮像対象として、体表からの圧迫が容易なところに存在する臓器に限られるという課題がある。例えば、体表と肝臓の間に介在層として、すべり面が存在するため、十分な変位を生じさせるような圧迫が困難である。

20

【0003】

そこで、変位生成用超音波集束ビーム、すなわち、プッシュビーム、もしくはプッシュパルスを用いて被検体内部に音響放射圧を印加し、介在層の影響を抑えて対象組織を変位させて、硬さの診断をする技術がある。これらの技術では、集束ビームの進む方向に生じる組織の変位量を画像化したり、焦点での組織変位に伴って集束ビームの進む方向とは垂直な方向に生じるせん断波の伝搬速度の推定から剛性率やヤング率といった弾性率を算出したりする。この技術を用いると、上記のすべり面などの介在層の影響を低減する効果等が期待される。

30

【0004】

さらに、近年では、慢性肝疾患や腫瘍の診断情報として臨床現場でのエラストグラフィ技術の利用が拡大する中、粘性を含めた粘弾性計測を実現しようとする技術開発が盛んになってきた。本来、生体組織は粘性と弾性の両特性を備えた粘弾性体であることから、より実態に即した高精度な粘弾性評価技術が期待されている。

【0005】

粘弾性の評価には、せん断波の群速度から剛性率やヤング率の算出に加え、粘性係数等の粘性パラメータの推定が必要である。粘弾性の評価においては、特許文献 1 や特許文献 2 に開示されるように、粒子速度（Particle Velocity）波形を用いる手法がある。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】米国公開 US 2007 / 0038095 号公報

【特許文献 2】米国公開 US 2011 / 0063950 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 7 】

粘弾性の評価において、対象組織が粘弾性体である場合、せん断波の伝搬速度はせん断波の周波数によって変化するが、上述の粒子速度波形を用いた粘弾性評価は、体動等のせん断波以外の周波数成分の影響を受けにくいという利点がある。

【 0 0 0 8 】

一方で、特許文献 1 では、A M 変調されたプッシュビームを対象組織に照射する。1 0 0 ~ 1 k H z 程度の周波数を持つせん断波を発生させるため、最大で 1 5 m s の間、プッシュビームを照射している。また、特許文献 2 では、1 回あたりのプッシュビームの照射時間は 1 m s であるが、1 0 m s 毎に複数回プッシュビームの照射が必要である (t o n e b u r s t)。このように、従来の手法では、合計のプッシュビームの照射時間が長い 10ため、生体内部での局所的な温度上昇が大きくなるおそれがあった。このような局所的な温度上昇を抑えるためには、例えば 1 回の 1 m s 以内といったより少ない照射回数・照射時間でのプッシュビームの照射で粘性を評価する必要がある。

【 0 0 0 9 】

せん断波に対する粘性の影響は、周波数依存性を含む位相速度や減衰率の違いである。この影響はせん断波の伝搬に伴い増幅するため、基本的には伝搬距離が長いほど粘弾性計測に適する。つまり、粘弾性計測の好適条件の一つは、高振幅のせん断波を発生させることであり、上述の温度上昇による制約条件との両立が困難であることを意味する。

【 0 0 1 0 】

本発明の目的は、上記の課題を解決し、生体組織の温度上昇を最小限に抑制し、高精度に粘性パラメータを解析可能な超音波診断装置、及び粘性パラメータ推定方法を提供することにある。 20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

上記の目的を達成するため、本発明においては、超音波診断装置であって、被検体内に対して音響放射圧を印加して変位させる変位生成部と、被検体の複数の位置で超音波を送受信することで被検体内に生じたせん断波の粒子速度を検出する変位検出部と、粒子速度により粘性パラメータを推定する粘弾性解析部とを有し、粘弾性解析部は、粒子速度波形の時間広がりから粘性パラメータを推定する超音波診断装置を提供する。

【 0 0 1 2 】

また、上記の目的を達成するため、本発明においては、超音波診断装置における粘性パラメータ推定方法であって、被検体内に対して音響放射圧を印加して変位させ、被検体の複数の位置で超音波を送受信することで被検体内に生じたせん断波の粒子速度を検出し、検出した粒子速度波形の時間広がりから粘性パラメータを推定する粘性パラメータ推定方法を提供する。

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、生体組織の温度上昇を最小限に抑制しつつ、粘性パラメータを精度良く評価することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

【図 1】実施例 1 に係る超音波診断装置の一システム構成を示す図である。

【図 2】実施例 1 に係る超音波探触子による変位生成を説明する図である。

【図 3】実施例 1 に係る超音波探触子による超音波のビームフォーミングを説明する図である。

【図 4】実施例 1 に係る粘性パラメータの算出シーケンスを説明する図である。

【図 5 A】実施例 1 に係るせん断波の粒子速度検出処理の一例を示す図である。

【図 5 B】実施例 1 に係る粒子速度検出処理の他の例を示す図である。

【図 6 A】実施例 1 に係るせん断波の変位の時間波形を示す図である。

【図 6 B】実施例 1 に係るせん断波の粒子速度の時間波形を示す図である。 50

【図 7 A】実施例 1 に係る粒子速度の時間波形の一例を示す図である。

【図 7 B】実施例 1 に係る粒子速度の時間波形の他の例を示す図である。

【図 8】粘弾性モデルを説明する図である。

【図 9 A】せん断波の伝搬速度の周波数依存性を示す図である。

【図 9 B】粘性がない場合のせん断波の粒子速度波形の一例を示す図である。

【図 9 C】粘性がある場合のせん断波の粒子速度波形の一例を示す図である。

【図 10 A】実施例 1 に係る粘性がある場合の粒子速度の時間波形を示す図である。

【図 10 B】実施例 1 に係る粘性がある場合の粒子速度の距離減衰特性を説明する図である。

【図 11 A】実施例 1 に係る粒子速度の時間波形の正と負のピークから粘性パラメータを推定する処理を説明する図である。 10

【図 11 B】実施例 1 に係る粒子速度の時間波形から粘性パラメータを推定するための処理を示すブロック図である。

【図 12】実施例 1 に係る粒子速度波形と距離減衰特性を説明する図である。

【図 13 A】実施例 1 に係るせん断波の距離減衰特性を説明する図である。

【図 13 B】実施例 1 に係るせん断波の距離減衰特性から粘性パラメータを推定するための処理を説明する図である。

【図 14 A】実施例 1 に係る粘性パラメータの表示例を示す図である。

【図 14 B】実施例 1 に係る粘性パラメータの表示例を示す図である。

【図 15】実施例 2 に係る超音波診断装置の一システム構成を示す図である。 20

【図 16】実施例 2 における粘性パラメータの算出シーケンスを示す図である。

【図 17 A】実施例 2 における R O I 再設定処理を説明する図である。

【図 17 B】実施例 2 における R O I 再設定処理の標示例を示す図である。

【図 18】実施例 2 における計測領域の決定プロセスを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の実施形態を図面に従い説明する。各図面において、共通する番号は同一の構成要素を示している。

【実施例 1】

【0016】 30

第 1 の実施例は、被検体内に対して音響放射圧を印加して変位させる変位生成部 10 と、被検体の少なくとも 2 以上の複数の位置で超音波を送受信することで被検体内に生じたせん断波の粒子速度を検出する変位検出部 30 と、粒子速度により粘性パラメータを推定する粘弾性解析部 34 とを有し、粘弾性解析部は、粒子速度波形の時間広がりから粘性パラメータを推定する超音波診断装置、及び粘性パラメータ推定方法の実施例である。

【0017】

図 1 に実施例 1 における装置全体構成の一例を示す。図示しない被検体の外皮に接触させて用いられる超音波探触子 1 は、被検体との間で超音波を送信及び受信する複数の振動子が配列された超音波送受信面を有して形成されている。装置の構成要素である各ブロック、すなわち被検体内に変位を生じさせるための変位生成部 10、送受切替スイッチ 2、第一超音波送受信部 20、第二超音波送受信部 31 を含み、変位を検出する変位検出部 30、粘弾性解析部 34、カラスケール設定部 50 は、中央制御部 3 によって制御される。 40

【0018】

超音波探触子 1 は送受切替スイッチ 2 を介して変位生成用送波ビーム生成部 13、第一超音波送受信部 20、および、第二超音波送受信部 31 に接続されている。送受波切替スイッチ 2 は、中央制御部 3 により超音波探触子 1 と変位生成用送波ビーム生成部 13、第一超音波送受信部 20、および第二超音波送受信部 31 との接続を切断したり、切り離したりするように制御される。

【0019】 50

第一超音波送受信部 20 は、図示を省略した変位検出用送波波形生成部で作られた波形を用いて、超音波探触子 1 の素子の送波信号に遅延時間や重みを与えて、被検体の所望の位置である焦点に変位検出用超音波ビーム、すなわち、プッシュビーム、もしくは、プッシュパルスが集束するように、中央制御部 3 によって制御されている。被検体内で反射して探触子に戻ってきたエコー信号は、超音波探触子 1 において電気信号に変換され、第一超音波送受信部 20 に送られる。第一超音波送受信部 20 はエコー信号を整相加算し、包絡線検波や log 圧縮やバンドパスフィルタ、ゲインコントロールなどを行う信号処理回路を含んでいる。第一超音波送受信部 20 からの出力信号は白黒デジタルスキャンコンバータ (Digital Scan Converter: DSC) 5 に入力される。白黒 DSC 5 では白黒からなる輝度を表す断層像、すなわち B モード像の情報を形成することができる。

10

【0020】

変位生成部 10 について説明する。変位生成部 10 の送波ビーム条件設定部 12 では、集束位置、振幅値、送波に使用する超音波探触子 1 の各素子の素子数、キャリアの周波数等を設定する。変位生成用送波波形生成部 11 では、送波ビーム条件設定部 12 で設定されたキャリアの周波数を用いて波形を生成する。変位生成用送波ビーム生成部 13 は、変位生成用送波波形生成部 11 で作られた波形および送波ビーム条件設定部 12 で設定された設定条件を用いて、超音波探触子 1 の各素子の送波信号に遅延時間や重みを与えて、被検体内部に超音波ビームが集束するように、中央制御部 3 によって制御される。変位生成用送波ビーム生成部 13 からの電気信号は超音波探触子 1 において超音波信号に変換され、図示しない被検体に向かって、変位生成用超音波ビームが照射される。

20

【0021】

変位検出部 30 について説明する。変位検出部 30 内の測定範囲設定部 33 では、変位を測定する範囲を設定する。第二超音波送受信部 31 は、図示を省略した変位検出用送波波形生成部で作られた波形、および測定範囲設定部 33 で設定した測定範囲を用いて、超音波探触子 1 の各素子の送波信号に遅延時間や重みを与えて、図示しない被検体の所望の位置、焦点に変位検出用超音波ビームが集束するように、中央制御部 3 によって制御されている。被検体内で反射して超音波探触子に戻ってきたエコー信号は、超音波探触子 1 において電気信号に変換され、第二超音波送受信部 31 に送られる。

【0022】

30

変位検出部 30 の第二超音波送受信部 30 はエコー信号を整相加算し、包絡線検波や log 圧縮やバンドパスフィルタ、ゲインコントロールなどを行う信号処理回路を含んでいる。第二超音波送受信部 31 からの出力信号は、変位演算部 32 に入力される。また、変位演算部 32 では、後で詳述する相関演算により各部位の変位、または粒子速度が演算される。また、変位演算部 32 から出力された変位または粒子速度の情報は粘弾性解析部 34 に入力される。

【0023】

粘弾性解析部 34 では、入力された情報に基づき、せん断波の伝搬速度、更には粘性パラメータを解析、推定する。粘弾性解析部 34 で解析・推定された粘性パラメータの値はカラー DSC 4 に送信される。カラー DSC 4 ではこの粘性パラメータの値を用いて、カラー情報として粘弾性を表す断層像の情報が形成される。カラー DSC 4 からの出力は合成部 6 で合成され、表示部 7 に表示される B モード像と同じ画面上に表示される。

40

【0024】

更に、粘弾性解析部 34 で計算された粘性パラメータなどの粘弾性情報は中央制御部 3 を介してカラースケール設定部 50 に送信される。カラースケール設定部 50 では、粘性パラメータなどの粘弾性の値を基に、粘弾性カラー画像に対応するカラースケールを作成する。後で説明するように、このカラースケールは好適には B モード像と重畳等して表示される粘弾性の大きさを示すカラー画像に隣接して表示部 7 に表示される。

【0025】

なお、同図にブロックで示す構成要素の一部である中央制御部 3、粘弾性解析部 34 等

50

は、中央処理部（Central Processing Unit：CPU）によるプログラム実行により実現することができる。このCPUとしては、通常のCPUや記憶部（メモリ）や入出力部を備えたコンピュータを用いることができる。その場合、表示部7はコンピュータの入出力部のディスプレイなどを利用できる。

【0026】

本実施例では、図2に示す複数の素子100で構成されるリニアアレイ型の超音波探触子1を被検体の体表面に接触させ、体内の目的断層面に変位生成用超音波ビームを集束する場合について説明する。ここでは、所望の断層面内において、変位生成用超音波ビームの伝搬方向は体表に対して垂直な方向とした場合について説明する。超音波のビームフォーミングは図3に示すように、各焦点と超音波探触子1の各素子100との位置の間の距離を求め、素子間での距離差を対象物の音速で割ることにより算出される遅延時間を素子毎に与えて送波を行うことにより実現する。同図の下段は、上段と比較して焦点である集点

10

【0027】

図2に示したように、焦点（図2中の集点F）に集束ビームが照射されると、伝搬に伴う超音波の吸収や散乱に応じて放射圧が生じる。通常では焦点において放射圧が最大となり、焦点領域の生体組織に変位が生じる。また、集束ビームの照射が止められると、変位量が緩和される。この放射圧の生成によって、図2に示したように集点Fを起点として被検体表面と平行する方向にせん断波が発生する。変位の方向は、体表に対して垂直な方向である。

20

【0028】

次に、図4を用いて実施例1における粘性パラメータなどの粘弾性計測の処理フローについて説明する。まず、ステップS00で粘弾性計測が開始される。開始の信号は図示を省略した入力デバイス、例えばコンピュータのキーボードやマウスを使って入力される。粘弾性計測の開始前は、通常のBモード像が表示部7に表示されている。ステップ10では、粘弾性計測における測定情報が入力される。測定情報は、変位発生用の超音波ビームの体表面からの深度（すなわち、集点F）、F値（＝焦点距離／開口径）、キャリアの周波数などの値である。変位生成用超音波ビームの焦点の位置、F値、キャリアの周波数などは中央制御部3に入力され、さらに、中央制御部3を介して焦点の位置、F値、キャリアの周波数が送波ビーム条件設定部12に入力されるようになっている。測定情報は図示しない入力デバイスで入力するか、もしくは、中央制御部3において、乳腺や前立腺、血管、肝臓などの部位に適した値を図示を省略した記憶部の記憶媒体から読み出すようにしてもよい。

30

【0029】

ステップ20では、粘弾性の計測領域（ROI：Region of Interest）が決定される。ROIは入力デバイスを用いて入力され、中央制御部3を介して、測定範囲設定部33に入力される。もしくは、乳腺や前立腺、血管、肝臓などの部位に適した値が中央制御部3において、記憶媒体から読み出されて測定範囲設定部33に入力される。計測領域ROIの大きさは例えば深度方向の幅が10mm程度、体表に水平な方向の幅が5～20mm程度の長方形が用いられる。焦点の位置とROIが設定されると、せん断波伝搬の変位（通常、数 μm ～数十 μm ）の検波に用いるラスタとラスタ上のサンプリング点が決定される。各ラスタにおいて、変位検出用ビームの受信のPRF（Pulse Repetition Frequency：繰返し送信されるパルスの周波数）は、予想されるせん断波の周波数に対してナイキスト定理を満たすように設定する。例えば、ラスタがせん断波の変位の方向と同じ場合は、PRFをせん断波の周波数の2倍以上とする。

40

【0030】

ステップ30では、ステップ10で決定した測定条件を用いて変位生成用超音波ビームが超音波探触子1から照射されて、ステップ20で決定した計測領域内でせん断波が検出される。そして、せん断波の変位、または粒子速度が変位演算部32で計算される。この

50

変位演算部 32 は、変位検出部 30 の一部として図示したが、上述した CPU におけるプログラム処理で実現することも可能である。ステップ 40 では、検出したせん断波の変位または粒子速度を用いて、粘弾性解析部 34 で粘性パラメータの解析、推定が行われる。ステップ 50 では、粘性パラメータの解析、推定結果が、表示部 7 に表示され、本実施例の構成における粘弾性計測が終了する。

【0031】

ここで、図 5 A、図 5 B を用いて図 4 中のステップ 30 におけるせん断波の検出の処理フローについて詳細説明する。ここでは、リニアアレイ型の超音波探触子 1 を被検体の体表面に接触させ、体内の目的断層面に変位生成用超音波ビーム、すなわち、プッシュビーム、もしくは、プッシュパルスを集束する場合について説明する。また、所望の断層面内

10

【0032】

図 5 A の場合、まず、第二超音波送受信部 31 から変位検出用超音波ビームを照射し、参照信号を取得する。次に、変位生成用超音波ビームであるプッシュビーム、プッシュパルスを焦点に照射する。次に、プッシュビーム、プッシュパルスの照射によって生成したせん断波を検出するため、変位検出用超音波ビームがトラックパルスとして照射される。ここで、各ラスタにおいて変位検出用超音波ビームを照射する繰り返し周波数は PRF であり、トラックパルスの検出本数の合計は N 本 (N は任意の整数) である。続いて、参照

20

【0033】

図 5 B に別の粒子速度の算出法を示す。図 5 B にあっては、変位検出用超音波ビームであるトラックパルスを 1, 2, ..., N まで合計 N 本取得した後、i 番目と i + 1 番目 (i は 1 ~ N - 1 までの整数) の高周波 (RF) データに対して相関演算 52 を行う。すなわち、図 5 B にあっては、粒子速度は、変位検出部 30 など異なる時刻に受信した複数の信号同士の相関演算で計算される。図 5 B の方法では、HPF などのフィルタを用い

30

【0034】

ここで、せん断波の粒子速度を検出するメリットについて説明する。図 6 A、図 6 B にせん断波の変位もしくは粒子速度の時間波形に低周波ノイズである、例えば 1 Hz の正弦波が重畳した場合の時間波形を示す。低周波ノイズとは、術者の手ぶれや体動によって生じるノイズである。異なる複数の計測位置、すなわち、ラスタにおける変位の時間波形のピーク値を、図 6 A の P1, P2, P3 として示す。粘弾性計測のためには、ピーク値を高精度に検出する必要があるが、P1, P2, P3 とピーク値となる時刻が遅くなるにつ

40

【0035】

一方、図 6 B に粒子速度の時間波形のピーク値を P22, P23, P21', P22', P23' に示す。粒子速度の時間波形は各ラスタについて、1 つまたは 2 つのピーク値が検出される。図 6 A に示す変位の時間波形のピークとは異なり、図 6 B に示す粒子速度の時間波形では、低周波ノイズが重畳した場合にも安定してピーク値を検出することができることが明らかであり、これが粒子速度を検出するメリットである。

【0036】

続いて、ステップ 40 における粘性パラメータの解析推定方法の詳細について説明する。図 7 A、図 7 B に、図 6 B に対応した粒子速度の時間波形を示す。異なる計測位置にお

50

ける粒子速度の波形 W_{21} , W_{22} , W_{23} について, 1つまたは2つのピークとなる時刻が存在する。図7Aの T_{22} , T_{23} は W_{22} と W_{23} の負のピークとなる時刻である。また, 図7Aの T_{21}' , T_{22}' , T_{23}' は W_{21} , W_{22} , W_{23} の正のピークとなる時刻である。一方、図7Bの T_{21}'' , T_{22}'' , T_{23}'' は W_{21} , W_{22} , W_{23} がゼロと交差する、すなわち、ゼロクロスとなる時刻である。

【0037】

次に、以上で説明した粒子速度の時間波形のピーク値, もしくは, ピークとなる時刻を用いて粘性パラメータを推定する。まず, 粘性とピーク値, および, ピークとなる時刻との関係について説明する。図8は生体の粘弾性を表すモデルの一つである Voigt モデル (model) 80を示している。Voigt モデル80はせん断弾性係数 μ とせん断粘性係数 η の2要素から成る。Voigt モデル80の他, Zener model などの3要素の粘弾性モデルを考えてもよい。

【0038】

図9Aに示すように、生体が図8で示した Voigt モデルで表されるとき, せん断波の伝搬速度は周波数分散性を持つ。図9Bと図9Cは, せん断粘性係数 η がいない場合, および粘性係数 η が $1.5 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ の場合のせん断波の粒子速度波形の一例を示している。時間波形はプッシュ位置、すなわち, 焦点からせん断波の伝搬方向に沿った距離 $x = 4, 7, 10 \text{ mm}$ の地点での波形である。図9Bに示すように、粘性がない場合, 計測位置がプッシュ位置から $4, 7, 10 \text{ mm}$ と遠くなくても, 粒子速度の時間方向の波形は変化しない。一方, 図9Cに示すように、粘性がある場合, 計測位置がプッシュ位置から遠くなるにつれて, 正と負のピークとなる時刻が広がる。また, 粘性があると伝搬に伴うピーク値の減少度合いが大きくなることが明らかである。

【0039】

すなわち、図10Aに模式的に示すように, 粘性が大きいく程, 正のピーク101と負のピーク102となる時刻の差は大きくなる。また, 図10Bに示すように, 粘性が大きいく程, ピーク値の振幅と距離を示す距離減衰特性の傾きが大きくなることがわかる。

【0040】

次に, 図11A、図11Bを用いて、本実施例における粘性パラメータの推定方法について説明する。図11Aは、計測位置 x_n における粒子速度の時間波形 w_n 、並びに粒子速度波形の時間広がりを示す。図11Aは $n = 2$ の時の例、すなわち2つの位置に検出した2つの粒子速度波形の時間広がりをも模式的に示す図である。同図においては、各時間波形 w_1 , w_2 における正のピーク値と負のピーク値となる時間の差を $t(x_1)$ と $t(x_2)$ とする。この時間の差 $t(x_1)$ と $t(x_2)$ から、粒子速度波形の時間広がりを算出することができる。

【0041】

図11Bに、せん断波の粒子速度波形の時間広がりの一例である、正のピーク値と負のピーク値の時間差 $t(x_n)$ を用いた、粘性パラメータの推定解析のための処理フローを示す。まず, 粒子速度波形の時間広がりとして、少なくとも2以上の複数の $t(x_n)$ (n は整数) 110が入力される。次に, FFT 111のよる演算により, 粒子速度波形の中心周波数 ω が算出される。すなわち、粘弾性解析部34では, 粒子速度の中心周波数を算出する。位置情報 x_n , 正と負のピーク値となる時間の差 $t(x_n)$ は, 中心周波数 $\omega_1, \omega_2, \omega_3, \dots$ に対して, 粘弾性モデルに特有の関数で与えられる。例えば, 関数はエクスポネンシャル曲線を示す, $A \times \exp(\alpha \cdot x_n)$ で与えられる。そこで, 検出した中心周波数 ω , x_n , $t(x_n)$ の情報をもとに, 関数とのフィッティングが行われ、粘性パラメータ α の評価112が行われる。粘性パラメータ α の評価112でのフィッティングにより, パラメータ A や粘性パラメータ α が推定される。

【0042】

すなわち、粘弾性解析部34では、複数の位置で算出した粒子速度波形の時間広がりに基づき、エクスポネンシャル曲線などを用いてフィッティングにより粘性パラメータを推定する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

そして、例えば中心周波数 ω とフィッティングで求めた粘性パラメータ α が出力される。ここで利用した関数は、図示を省略した記録媒体から中央制御部3を介して、粘弾性解析部34に読み込まれる。この関数は、 $\exp$ の他、多項式関数など、周知の関数を用いてもよい。さらに、粘性パラメータ α とせん断波生成の超音波ビームの条件である、 F 値、焦点距離、キャリアの周波数などのパラメータをもとに、粘弾性モデルにフィッティング113され、 voigt model の粘性係数 η が推定される。ここで、粘性係数 η とフィッティングで求めた粘性パラメータ α との関係は、ルックアップテーブル(Look Up Table: LUT)または関数として、中央制御部3を介して図示を省略した記憶部の記憶媒体から読み出してもよい。そして、せん断粘性係数 η が出力114される。

10

【 0 0 4 4 】

続いて、本実施例における、別の粘性パラメータの決定方法について説明する。図12は計測位置 x_1 と x_2 における正のピーク値 $p(x_1)$ 、 $p(x_2)$ および負のピーク値 $p(x_1)'$ 、 $p(x_2)'$ を示している。この決定法では、図11Bの $t(x_n)$ の代わりに、粒子速度の $p(x_n)$ または $p(x_n)'$ を用いる。そして、粘性パラメータ α やパラメータ A の代わりに、エクスポネンシャル曲線を示す、 $B \times \exp(\beta \cdot x_n)$ の関数にフィッティングすることにより、パラメータ B や粘性パラメータ β を推定する。

【 0 0 4 5 】

図13A、図13Bは、 $p(x_n)$ を入力130してフィッティングするときの例を示している。FFT131での中心周波数 ω の検出、及び粘性パラメータ β の評価132により、粘性パラメータの出力値として、粘性パラメータ β や中心周波数 ω が出力される。さらに、粘性パラメータ β とせん断波生成の超音波ビームの条件である F 値、焦点距離、キャリアの周波数などのパラメータをもとに、フィッティング133により、図8で示したVoigt Modelの粘性係数 η が推定される。ここで、粘性係数 η とフィッティングで求めた粘性パラメータ β との関係は、LUTまたは関数として、中央制御部3を介して図示を省略した記憶部である記憶媒体から読み出してもよい。そして、せん断粘性係数 η が出力134される。

20

【 0 0 4 6 】

なお、以上説明した粒子速度波形の時間広がり算出のための $t(x_n)$ 、 $p(x_n)$ 、 $p(x_n)'$ 以外の入力パラメータとして、粒子速度波形の積分値、ゼロクロス値となる時刻前後の粒子速度の積分値、ゼロとなる時刻より遅い時刻と早い時刻の粒子速度波形の積分値の差、任意の閾値より大きいまたは小さい粒子速度の積分値、正のピークとなる時刻とゼロとなる時刻の差、負のピークとなる時刻とゼロとなる時刻の差などを用いてよい。すなわち、せん断波の粒子速度波形の時間広がり、粒子速度が正と負となる2つの時刻から算出する代わりに、粒子速度のゼロクロス値となる時刻、或いはゼロクロス値となる時刻前後の粒子速度の積分値等から算出することもできる。また、図9A～図12では、負のピークが正のピークよりも早い時刻に検出されたが、逆の場合も同様に粘性パラメータの決定が可能である。

30

【 0 0 4 7 】

図14A、図14Bに、本実施例の超音波診断装置の表示部7に表示される粘性パラメータ α の例を示す。例えば、図14Aのように粘性パラメータ α と中心周波数 ω におけるせん断波の伝搬速度 $V_s(\omega)$ をプロット表示141することができる。伝搬速度 $V_s(\omega)$ は、粘弾性解析部34において、周知の方法で算出される。粘性パラメータ α の他、粘性パラメータ β や、せん断粘性係数 η が表示可能である。もしくは、図14Bのように表示部7に表示されたB像に重畳して、2Dカラ・マップ142表示してもよい。このとき、粘性パラメータ α 、 β やせん断粘性係数 η のカラースケール143を同時に表示部7に表示することが有効であることは先に説明した通りである。

40

【 実施例 2 】

【 0 0 4 8 】

50

第2の実施例は、被検体内に対して音響放射圧を印加して変位させる変位生成部10と、被検体の少なくとも2以上の複数の位置で超音波を送受信することで被検体内に生じたせん断波の粒子速度を検出する変位検出部30と、粒子速度により粘性パラメータを推定する粘弾性解析部34と、フィードバックパラメータ決定部38を有し、粘弾性解析部34は、粒子速度波形の時間広がりから粘性パラメータを推定し、フィードバックパラメータ決定部38は、第一の計測で得られた、粒子速度波形の時間広がりから推定された粘性パラメータに基づき、次の計測である第二の計測における送信条件、もしくは計測領域の少なくとも一方を調整する超音波診断装置、及び方法に関する実施例である。

【0049】

以下、フィードバックパラメータ決定部38を使って、フィードバック制御を行う超音波診断装置に関する実施例2を説明する。図15に実施例2の超音波診断装置の全体構成例を示すが、図1で示した構成の超音波診断装置に新たにフィードバックパラメータ決定部38が加えられている。このフィードバックパラメータ決定部38は、粘弾性解析部34と同様、CPUでのプログラム実行により実現することができる。他の構成要素のブロックは図1に示した実施例1の超音波診断装置の構成と同一であるので、重なる説明は省略する。

【0050】

図16に実施例2の超音波診断装置における粘性パラメータの算出シーケンスを示す。実施例2では、ステップS40で解析推定した粘性パラメータの値を、ステップS20におけるせん断波の計測領域決定にフィードバックする。フィードバックする値は、フィードバックパラメータ決定部38で算出される。算出された値は、中央制御部3を介して、変位検出部30の測定範囲決定部33に入力される。

【0051】

図17Aに、本実施例のフィードバック制御を含む、粘弾性計測の処理フローの概要を示す。例えば図5Bで説明したようにプッシュパルス1とトラックパルス1を照射し、せん断波粒子速度の検出、粘性パラメータの推定後に、推定した粘性パラメータの値に基づき、計測領域ROIの再設定171を行う。粘性が大きい程、伝搬に伴うせん断波の振幅値も小さくなるため、計測可能な領域は小さくなる。したがって、粘性の値が大きい程、計測領域ROIの大きさは小さくなるように再設定する。次に、プッシュパルス2とトラックパルス2を照射して、再設定した計測領域ROI内で再度、粘弾性計測を行う。

【0052】

図17Bに示すように、B像に重畳される計測領域172の大きさの設定は、例えば台形の角度 θ を用いて設定する。すなわち、本実施例において、計測領域ROIの形状の好適な例は台形であり、粘性が大きい程、角度 θ の値を大きくする。台形の角度 θ の他、計測領域ROIの横方向の幅、深さ方向の幅としてもよい。これらの値は、焦点Fに対して設定される。すなわち、フィードバックパラメータ決定部38は、調整する計測領域ROIの大きさを、計測する位置に対応して変化させる。なお、この計測領域ROIの再設定値は、推定された粘性パラメータに基づき、図示を省略した記憶部から中央制御部3を介して読み出すことができる。

【0053】

図18に、本実施例のフィードバックパラメータ決定部38における計測領域ROIの決定プロセスを模式的に示す。 V_s 値、中心周波数、粘性パラメータ α 、 β 、粘性係数 η などのパラメータ181を用いてROI制御182を行い、角度 θ が決定される。角度 θ を決定する際、F値、キャリア周波数、焦点距離などの変位生成用超音波ビームの照射条件、すなわち、点線で示したプッシュパルス送信条件、プッシュビームの照射条件を更に用いて、角度 θ を決定するようにしてもよい。その場合、図17Bに示すように、B像の計測深さによって、計測領域ROIの形状が変化する。そのため、計測領域ROIの形状を表示部7に表示することによって、術者は決定する計測領域ROIを視覚的に確認することができる。

【0054】

本実施例によれば、フィードバック制御をすることで粘性パラメータ推定、計測の高精度化が可能になる。上述した計測領域ROIの形状は台形その他、任意の幾何学形状としてもよい。また、フィードバックする値は、計測領域ROIその他、プッシュパルスの照射条件である振幅値、F値、キャリアの周波数等としてもよい。これらの値のフィードバックによって、振幅値と計測領域ROIを小さくした安全性重視の粘弾性計測や、振幅値と計測領域ROIを大きくした計測領域重視の粘弾性計測などの選択が可能である。

【0055】

更に、実施例2に係るフィードバック制御のON/OFFは、図示を省略した入力デバイスを介して、術者が切替えられるようにしてもよい。また、フィードバックパラメータ決定部38によるフィードバック制御のON/OFFの切替えを行うスイッチを有する構成とすることができる。更に、フィードバック制御するパラメータの選択を術者が図示を省略した入力デバイスを用いて行うようにしてもよい。もしくは、測定対象や計測時刻の情報をを用いて、中央制御部3が自動で設定するようにしてもよい。

10

【0056】

上記の全ての実施例において、超音波集束ビームで放射圧を生成してせん断波を発生させたが、放射圧の他、DCモータ、振動ポンプなどの機械駆動、手動圧迫、電気パルスによる圧迫等の周知の方法を用いてもよい。

【0057】

また、リニアアレイ型の探触子の代わりに、コンベックス型やセクター型の探触子を用いてもよいし、2次元探触子を使用してもよい。リニアアレイ型の探触子は好ましくは乳房や腱・筋肉等に用いる。また、コンベックス型は好ましくは肝臓、セクター型は心臓用に用いる。また、超音波探触子1の各素子は、例えばセラミック、高分子、材料とする圧電素子やシリコンを材料とする静電容量型の振動子を用いるが、各素子はこれに限らない。2次元探触子を用いると、せん断波を三次元的に検出することが可能となり、せん断波の伝搬をより明確に表示することができる。これにより、評価性能が向上したり、評価時間が短縮したりすることが効果として期待される。

20

【0058】

なお、粘性を計測する領域内において空間的な弾性が複数存在する場合、計測される粘性パラメータや粘性係数も平均化された値となる。そこで、粘性検出する領域は、本件発明者等の先に出願した国際公開WO2012/105152号公報に記載しているように、歪み情報が均一な領域を選定するようにしてもよい。歪み情報が均一な領域では、弾性率が均一であるため、高精度に粘性パラメータや粘性係数を推定することが可能となる。測定対象は、例えば、肝臓、胸部、血管、前立腺、靱帯、腱、筋肉などが挙げられる。

30

【0059】

以上詳述した本発明によれば、粘性パラメータを評価可能であるため、腫瘍などの組織性状を客観的に評価したり治療効果を判定したりすることが可能になる。また、パルス波を用いた音響放射圧を生成するため、1回の計測あたりに必要な音響放射圧の印加時間は0.5ms~1msであり、生体組織の温度上昇を最小限に抑制できる。また、粒子速度波形を用いることにより、体動等にロバストな計測が可能である。さらに、粘性パラメータに基づいて、せん断波を計測する領域を再設定して、再度、粘性パラメータを評価することができ、高精度な計測が可能になる。

40

【0060】

なお、本発明は上記した実施例に限定されるものではなく、様々な変形例が含まれる。例えば、上記した実施例は本発明のより良い理解のために詳細に説明したのであり、必ずしも説明の全ての構成を備えるものに限定されるものではない。また、ある実施例の構成の一部を他の実施例の構成に置き換えることが可能であり、また、ある実施例の構成に他の実施例の構成を加えることが可能である。また、各実施例の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることが可能である。

【0061】

更に、上述した各構成、機能、処理部等は、それらの一部又は全部を実現するプログラ

50

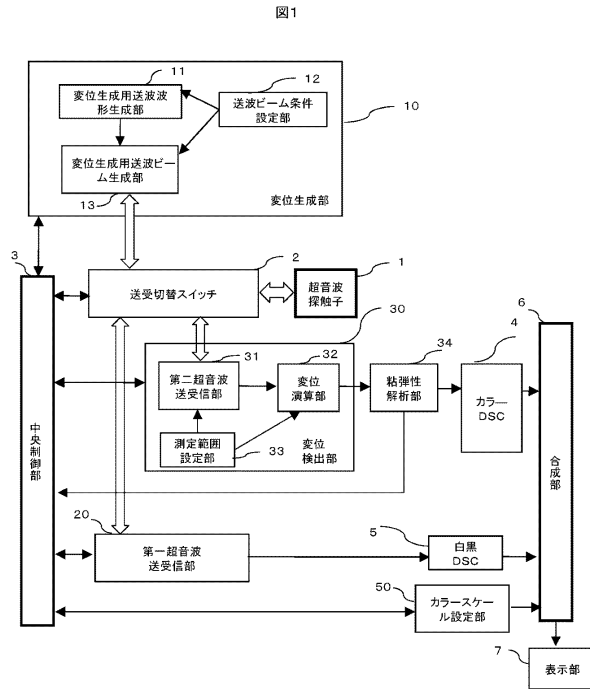
ムを作成する例を説明したが、それらの一部又は全部を例えば集積回路で設計する等によりハードウェアで実現しても良いことは言うまでもない。

【符号の説明】

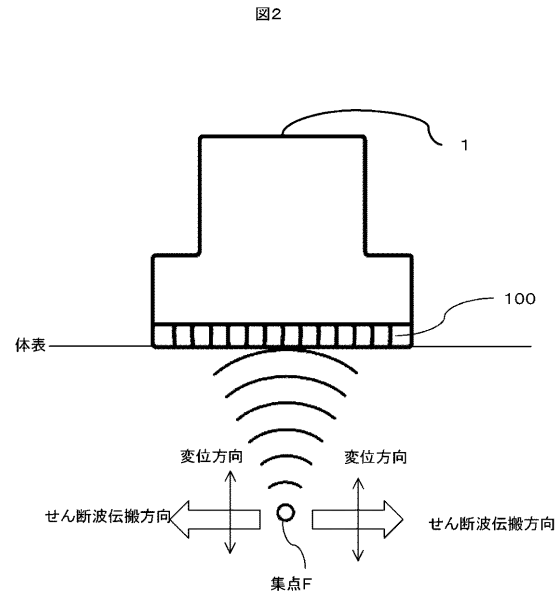
【 0 0 6 2 】

1	超音波探触子	
2	送受切替スイッチ	
3	中央制御部	
4	カラー D S C	
5	白黒 D S C	
6	合成部	10
7	表示部	
1 0	変位生成部	
1 2	送波ビーム条件設定部	
1 3	変位生成用送波ビーム生成部	
2 0	第一超音波送受信部	
3 0	変位検出部	
3 1	第二超音波送受信部	
3 2	変位演算部	
3 3	測定範囲設定部	
3 4	粘弾性解析部	20
3 8	フィードバックパラメータ決定部	
5 0	カラースケール設定部	
5 1、5 2	相関演算	
8 0	V o i g t モデル	
1 0 0	超音波探触子 1 の各素子	
1 0 1	正のピーク	
1 0 2	負のピーク	
1 1 0	$t(x_n)$	
1 1 1、1 3 1	F F T	
1 1 2、1 3 2	粘性パラメータ α の評価	30
1 1 3、1 3 3	フィッティング	
1 1 4、1 3 4	η 出力	
1 3 0	$p(x_n)$ もしくは $p(x_n)'$	
1 4 1	プロット表示	
1 4 2	2 D カラ - マップ	
1 4 3	カラースケール	
1 7 1	計測領域 R O I の再設定	
1 7 2	計測領域	
1 8 1	粘性パラメータ	
1 8 2	R O I 制御	40

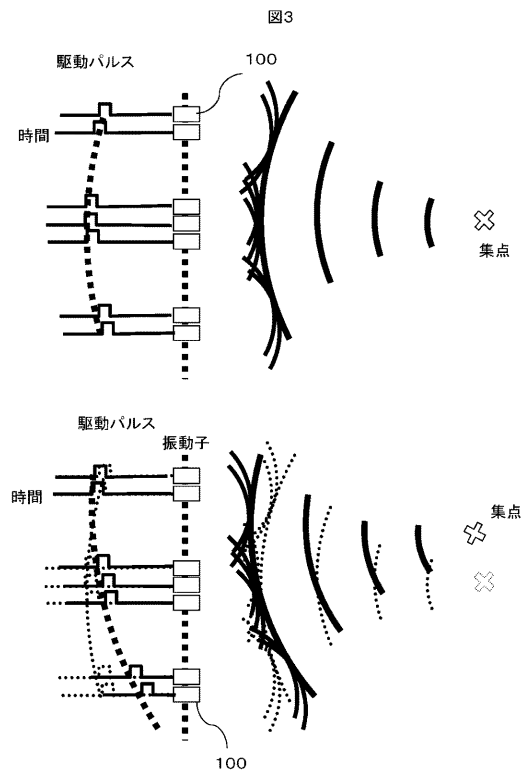
【図 1】



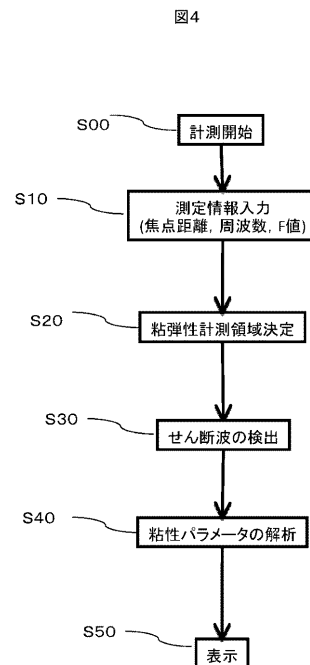
【図 2】



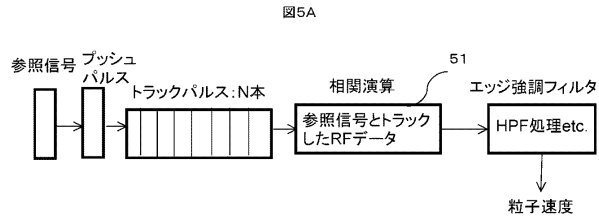
【図 3】



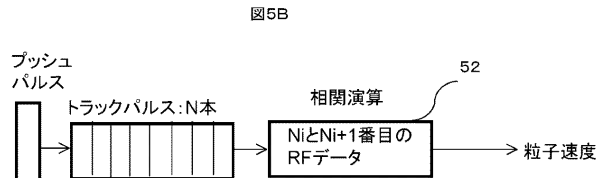
【図 4】



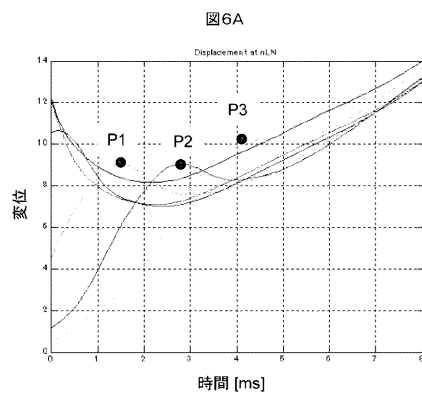
【図 5 A】



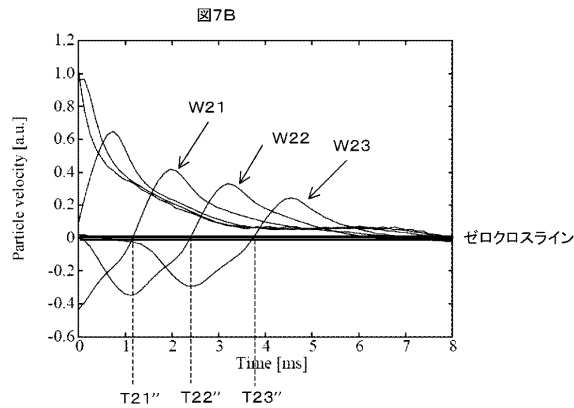
【図 5 B】



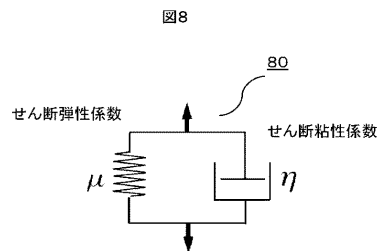
【図 6 A】



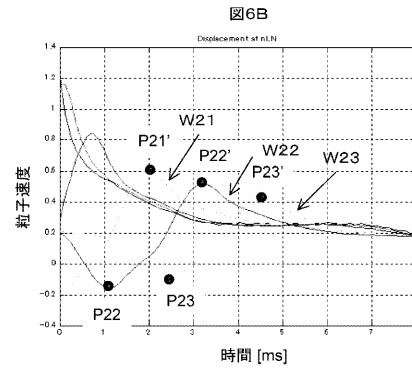
【図 7 B】



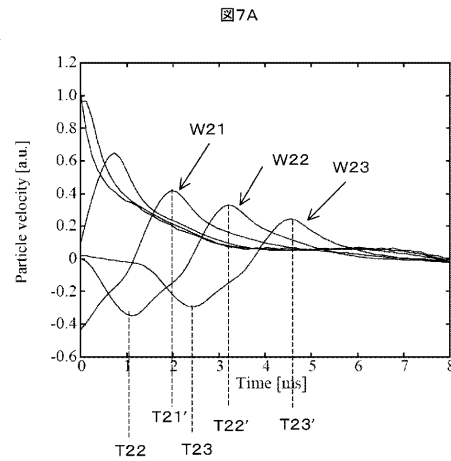
【図 8】



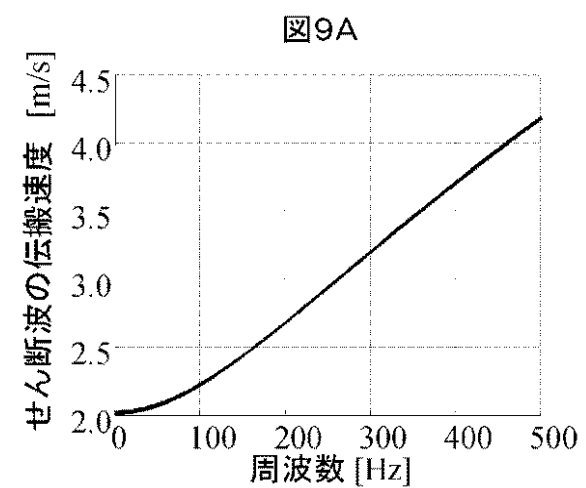
【図 6 B】



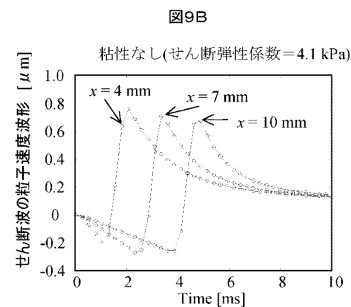
【図 7 A】



【図 9 A】

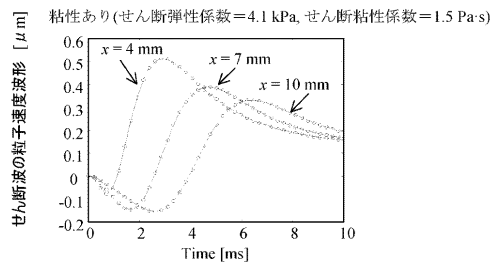


【図 9 B】



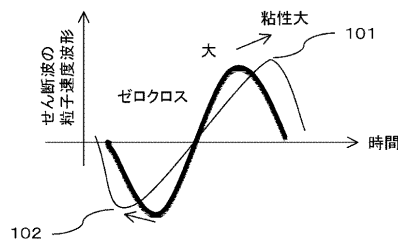
【図9C】

図9C



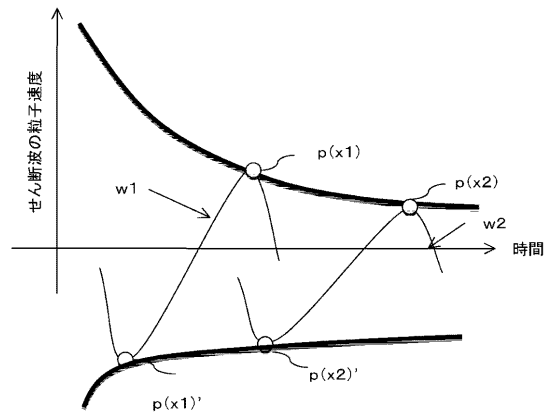
【図10A】

図10A



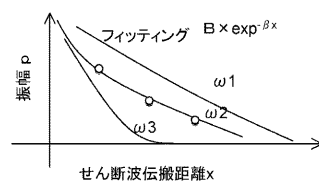
【図12】

図12



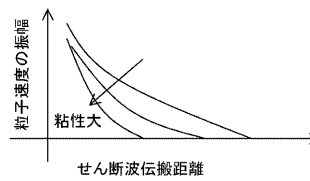
【図13A】

図13A



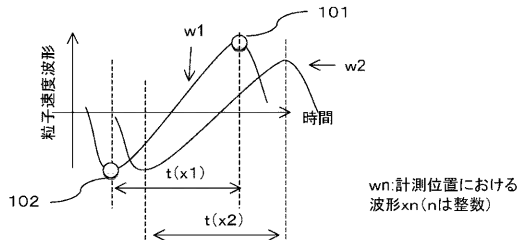
【図10B】

図10B



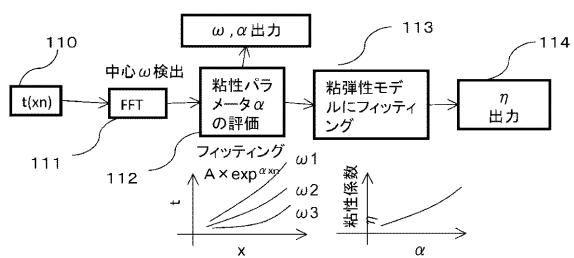
【図11A】

図11A



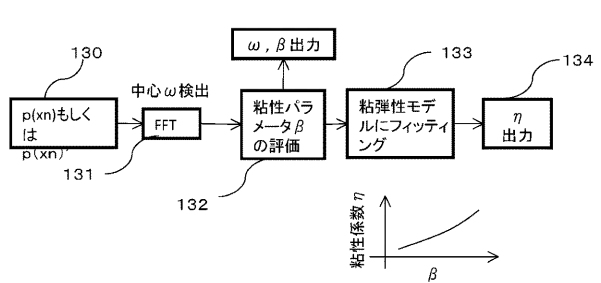
【図11B】

図11B



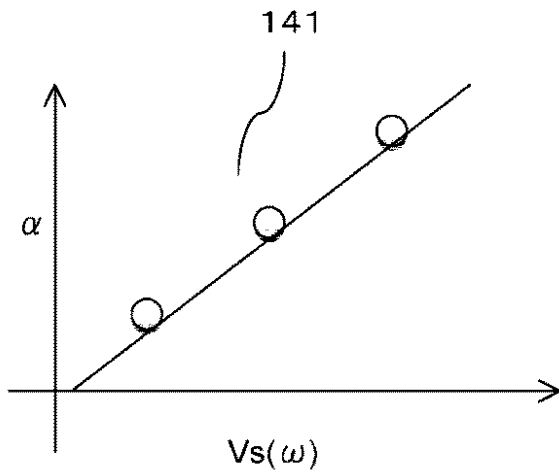
【図13B】

図13B



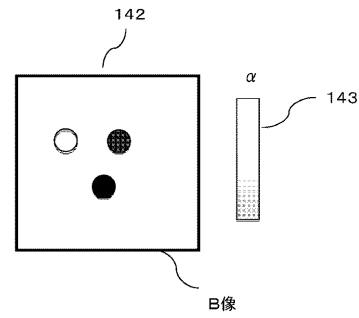
【図14A】

図14A



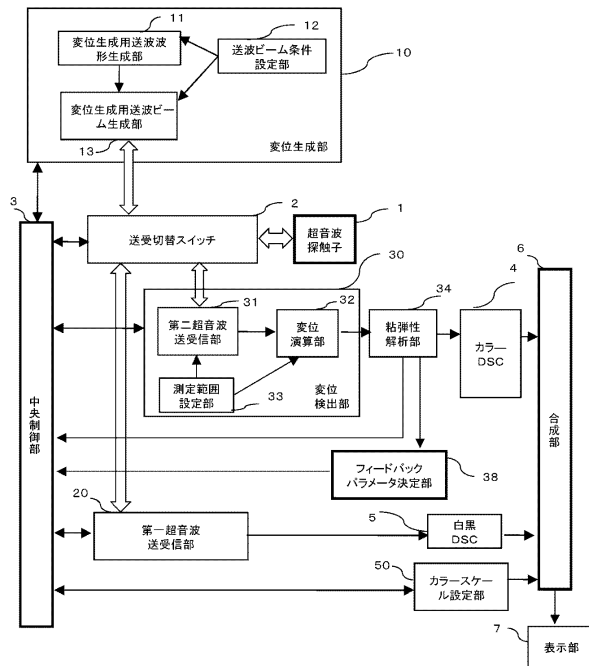
【図14B】

図14B



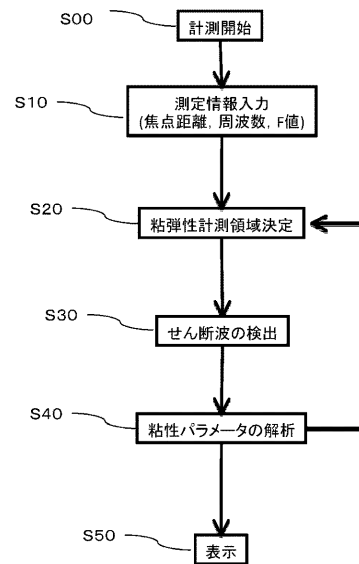
【図15】

図15



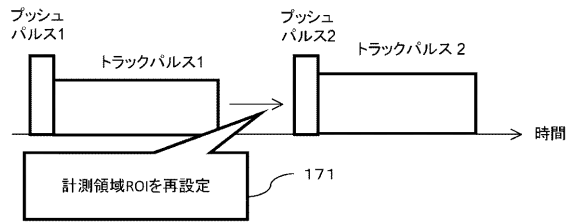
【図16】

図16



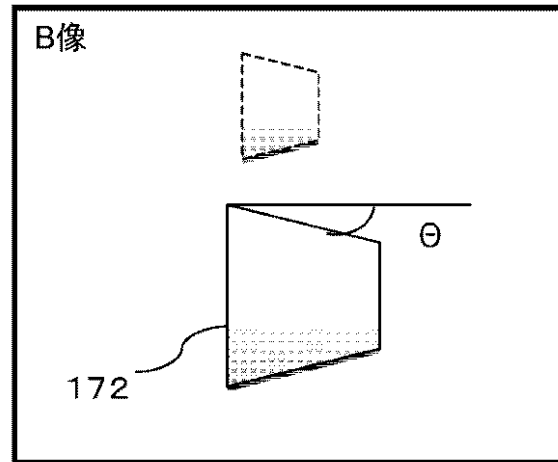
【図 17 A】

図17A



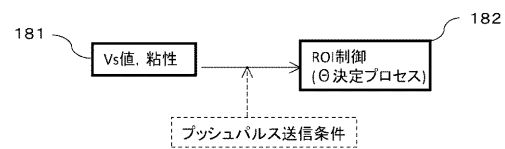
【図 17 B】

図17B



【図 18】

図18



フロントページの続き

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特表2009-531101(JP,A)
国際公開第2012/077579(WO,A1)
特開2007-000221(JP,A)
特開2012-125549(JP,A)

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

专利名称(译)	超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	JP5730978B2	公开(公告)日	2015-06-10
申请号	JP2013232539	申请日	2013-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	田原麻梨江 吉川秀樹 田中宏樹		
发明人	田原 麻梨江 吉川 秀樹 田中 宏樹		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/54 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S15/8915		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DE20 4C601/EE09		
其他公开文献	JP2015092937A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题：提供一种能够获得高精度粘弹性的装置，该装置不易受除了诸如身体运动等剪切波之外的频率分量的影响。 解决方案：超声诊断设备通过利用来自位移产生单元10的信号照射来自超声探头1的位移产生传输束产生剪切波，然后产生脉冲波对于活体组织，检测剪切波的粒子速度，根据由粘弹性分析部34检测到的剪切波的粒子速度的波形的时间扩展来估计粘度参数，并计算在显示部7中估计的粘弹性。并显示它。 点域1

