

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6352734号  
(P6352734)

(45) 発行日 平成30年7月4日(2018.7.4)

(24) 登録日 平成30年6月15日(2018.6.15)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08

請求項の数 4 (全 16 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2014-176031 (P2014-176031)</p> <p>(22) 出願日 平成26年8月29日 (2014.8.29)</p> <p>(65) 公開番号 特開2016-49253 (P2016-49253A)</p> <p>(43) 公開日 平成28年4月11日 (2016.4.11)</p> <p>審査請求日 平成29年7月3日 (2017.7.3)</p> <p>特許法第30条第2項適用 平成26年8月27日にインターネットアドレス <a href="http://ewh.ieee.org/conf/ius_2014/press/1US%202014%20Abstract%20Book.pdf">http://ewh.ieee.org/conf/ius_2014/press/1US%202014%20Abstract%20Book.pdf</a> のウェブサイトで公開された学会予稿集</p>	<p>(73) 特許権者 504132272                  国立大学法人京都大学                  京都府京都市左京区吉田本町36番地1</p> <p>(73) 特許権者 000005108                  株式会社日立製作所                  東京都千代田区丸の内一丁目6番6号</p> <p>(74) 代理人 110001210                  特許業務法人YKI国際特許事務所</p> <p>(72) 発明者 椎名 毅                  京都府京都市左京区吉田本町36番地1                  国立大学法人京都大学内</p> <p>(72) 発明者 近藤 健悟                  京都府京都市左京区吉田本町36番地1                  国立大学法人京都大学内</p>
------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体組織内に定められた加振点に超音波を照射する加振処理と、  
 前記加振点で励振された剪断波に基づく変位を、超音波の送受信によって、前記生体組織における複数の測定点で測定する測定処理と、  
 複数の前記加振点のそれぞれについて個別に前記加振処理が実行され、各前記測定点について前記測定処理が実行されることにより、各前記加振点に対する各前記測定点での応答特性を求める応答特性演算部と、  
 前記応答特性に基づいて前記生体組織における剪断波の速度に関する値を求める速度演算部と、を備え、  
前記速度演算部は、  
前記応答特性を用いた計算の上で、剪断波を前記測定点に仮想的にフォーカスするフォーカス演算部を備え、仮想的にフォーカスされた剪断波に基づいて剪断波の速度に関する値を求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

生体組織内に定められた加振点に超音波を照射する加振処理と、  
前記加振点で励振された剪断波に基づく変位を、超音波の送受信によって、前記生体組織における複数の測定点で測定する測定処理と、  
複数の前記加振点のそれぞれについて個別に前記加振処理が実行され、各前記測定点について前記測定処理が実行されることにより、各前記加振点に対する各前記測定点での応

答特性を求める応答特性演算部と、

前記応答特性に基づいて前記生体組織における剪断波の速度に関する値を求める速度演算部と、

前記応答特性についてのインバース特性であって、各前記測定点での変位に対して各前記加振点における剪断波の状態が求められるインバース特性を、前記応答特性に基づいて求めるインバース特性演算部と、を備え、

前記速度演算部は、

前記応答特性および前記インバース特性に基づいて、剪断波を前記測定点に仮想的にフォーカスするフォーカス演算部を備え、仮想的にフォーカスされた剪断波に基づいて剪断波の速度に関する値を求めることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記インバース特性は、前記生体組織内におけるノイズの寄与を低減または除去する特性を有し、前記測定点における極限的なフォーカス状態についての情報が与えられることで、当該極限的なフォーカス状態を実現するための各前記加振点における剪断波の状態を表すことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記加振処理は、前記加振点にパルス波形の超音波を照射する処理を含み、

前記応答特性は、変位についての時間応答特性であることを特徴とする超音波診断装置

20

。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、生体組織における剪断波速度に関する値を測定する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織の弾性率を測定する超音波診断装置が広く用いられている。弾性率は、弾性変形する物体に与えられた応力を、その物体の歪みで割った値として定義され、物体の変形し難さを表す。一般に、癌、動脈硬化、肝硬変等の疾患がある組織は、その弾性率が他の組織の弾性率と異なる。そのため、弾性率を測定することで疾患を発見できる場合が多い。

30

【0003】

特許文献 1 および 2 に記載されているように、弾性率を測定する超音波診断装置には、振動体によって生体組織に剪断波（せん断波）を発生させると共に、超音波の送受信によって断層面における超音波データを取得するものがある。この超音波診断装置では、超音波データに基づいて断層面における剪断波の速度分布が求められ、断層面における弾性率の分布が求められる。

【0004】

40

また、振動体やユーザの手による加振によって生体組織に剪断波を発生させると共に、生体組織内の複数の測定点において変位を測定する超音波診断装置がある。この超音波診断装置では、時系列順に観測された複数の断層画像に基づいて、複数の測定点において変位が測定される。そして、各測定点における変位測定値を用いて、計算の上で各測定点に剪断波がフォーカスされ、そのフォーカスされた剪断波の振幅の空間分布（振幅分布）に基づいて剪断波の速度が求められる。具体的には、剪断波の振幅分布のピーク特性、例えば、その半値幅等に基づいて剪断波の波長が求められ、剪断波の波長および周波数に基づいて剪断波の速度が各測定点において求められる。さらに、各測定点において求められた速度から、各測定点における弾性率が求められる。

【0005】

50

非特許文献 1 には、媒質で発生したノイズを複数の測定点で測定し、各測定点におけるノイズ測定値を用いて計算の上で各測定点にノイズをフォーカスすることで、媒質の特性を解析する技術が記載されている。ただし、非特許文献 1 に記載の技術は、地震解析に関する技術であり、生体組織の診断に関する技術ではない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】国際公開第 2011-004661 号明細書

【特許文献 2】国際公開第 2011-001776 号明細書

【特許文献 3】国際公開第 2013-073304 号明細書

10

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献 1】Thomas Gallot, Stefan Catheline, Philippe Roux, and Michel Campillo, "A passive inverse filter for Green's function retrieval" JASA Express Letters, Acoustical Society of America, J. Acoust. Soc. Am. 131, EL21 (2012).

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

振動体やユーザの手による加振によって生体組織に剪断波を発生させると共に、生体組織内の複数の測定点において変位を測定する超音波診断装置では、生体組織内の不特定の点で剪断波が発生する。また、各点で発生する剪断波の強度のばらつきが大きい。そのため、剪断波の速度の測定結果について十分な精度が得られないことがある。

20

【0009】

本発明は、生体組織における剪断波の速度に関する値を高精度で測定することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、生体組織内に定められた加振点に超音波を照射する加振処理と、前記加振点で励振された剪断波に基づく変位を、超音波の送受信によって、前記生体組織における複数の測定点で測定する測定処理と、を実行する測定部と、複数の前記加振点のそれぞれについて個別に前記加振処理が実行され、各前記測定点について前記測定処理が実行されることにより、各前記加振点に対する各前記測定点での応答特性を求める応答特性演算部と、前記応答特性に基づいて前記生体組織における剪断波の速度に関する値を求める速度演算部と、を備え、前記速度演算部は、前記応答特性を用いた計算の上で、剪断波を前記測定点に仮想的にフォーカスするフォーカス演算部を備え、仮想的にフォーカスされた剪断波に基づいて剪断波の速度に関する値を求めることを特徴とする。

30

【0011】

本発明では、被検体の生体組織に定められた複数の加振点のそれぞれに、超音波が個別に照射され、各加振点から剪断波が励振される。加振点の数、各加振点の位置等は、例えば、十分な測定精度が得られるように定められる。そのため、振動体やユーザの手による加振によって生体組織のあらゆる点に剪断波を発生させる場合のように、剪断波が実際に発生する点を設定することが困難な従来の装置に比べて、測定精度が高くなる。さらに、本発明によれば、剪断波を測定点にフォーカスするという処理（剪断波を測定点に集めて収束させるという処理）を計算の上で仮想的に実現することができる。被検体に対する実測処理として加振処理および測定処理がひとたび実行された後の処理は計算によって実行され、剪断波の速度の測定が簡単となる。

40

【0012】

望ましくは、前記加振処理は、前記加振点にパルス波形の超音波を照射する処理を含み、前記応答特性は、変位についての時間応答特性である。

【0013】

50

これによって、加振点に照射する超音波の時間波形をデルタ関数時間波形に近似させて、応答特性をインパルス応答に近似させることができる。

【0014】

また、本発明は、生体組織内に定められた加振点に超音波を照射する加振処理と、前記加振点で励振された剪断波に基づく変位を、超音波の送受信によって、前記生体組織における複数の測定点で測定する測定処理と、を実行する測定部と、複数の前記加振点のそれぞれについて個別に前記加振処理が実行され、各前記測定点について前記測定処理が実行されることにより、各前記加振点に対する各前記測定点での応答特性を求める応答特性演算部と、前記応答特性に基づいて前記生体組織における剪断波の速度に関する値を求める速度演算部と、前記応答特性についてのインパルス特性であって、各前記測定点での変位に対して各前記加振点における剪断波の状態が求められるインパルス特性を、前記応答特性に基づいて求めるインパルス特性演算部と、を備え、前記速度演算部は、前記応答特性および前記インパルス特性に基づいて、剪断波を前記測定点に仮想的にフォーカスするフォーカス演算部を備え、仮想的にフォーカスされた剪断波に基づいて剪断波の速度に関する値を求めることを特徴とする。望ましくは、前記加振処理は、前記加振点にパルス波形の超音波を照射する処理を含み、前記応答特性は、変位についての時間応答特性である。これによって、加振点に照射する超音波の時間波形をデルタ関数時間波形に近似させて、応答特性をインパルス応答に近似させることができる。

10

【0015】

本発明によれば、剪断波を測定点にフォーカスするという処理（剪断波を測定点に集めて収束させるという処理）を計算の上で仮想的に実現することができる。被検体に対する実測処理として加振処理および測定処理がひとたび実行された後の処理は計算によって実行され、剪断波の速度の測定が簡単となる。

20

【0016】

望ましくは、前記インパルス特性は、前記生体組織内におけるノイズの寄与を低減または除去する特性を有し、前記測定点における極限的なフォーカス状態についての情報が与えられることで、当該極限的なフォーカス状態を実現するための各前記加振点における剪断波の状態を表す。

【0017】

測定点に仮想的にフォーカスされた剪断波に基づいて剪断波の速度を求める処理が、極限的なフォーカス状態を基準として行われるため、測定精度が高まる。

30

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、生体組織における剪断波の速度に関する値を高精度で測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】超音波診断装置の構成を示す図である。

【図2】プローブおよび被検体を模式的に示す図である。

【図3】フレームデータ生成部によって生成された複数の断層フレームデータを概念的に示す図である。

40

【図4】剪断波をフォーカスさせた測定点Mqを原点とするx軸上の振幅分布の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

図1には、本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成が示されている。超音波診断装置は、プローブ10、測定部20、応答特性演算部34、インパルス特性演算部38、速度演算部36、弾性画像生成部44、画像合成部46、断層画像生成部48、および表示部50を備える。測定部20、応答特性演算部34、インパルス特性演算部38、速度演算部36、弾性画像生成部44、画像合成部46、および断層画像生成部48は、例え

50

ば、プロセッサによって構成される。この場合、プロセッサは、超音波診断装置用のプログラムを読み込むことで各構成要素を構築する。各構成要素の詳細な構成および動作については後述する。

#### 【 0 0 2 1 】

超音波診断装置で実行される処理の概要を説明する。超音波診断装置は、被検体 1 4 内に定められた複数の加振点のそれぞれに、加圧用超音波（剪断波発生用の超音波）を個別に照射して、各加振点から剪断波を励振する。各加振点に対する超音波の照射と共に、超音波診断装置は、断層像測定用の超音波の送受信によって、断層像を表す断層フレームデータを時間経過と共に順次取得する。さらに、超音波診断装置は、被検体 1 4 内に定められた複数の測定点のそれぞれについて、時系列順に取得された複数の断層フレームデータに基づいて、剪断波に基づく変位を測定する。超音波診断装置は、各加振点で励振された剪断波と、各測定点で測定された変位との関係を表す応答特性を求め、この応答特性を用いて被検体 1 4 の生体組織における弾性率の分布を求める。超音波診断装置は、弾性率の分布が求められた断層面における断層画像と、弾性率の分布を表す弾性画像とを重ねて表示する。あるいは、超音波診断装置は、断層画像と弾性率の分布を個別に並べて表示する。

10

#### 【 0 0 2 2 】

図 2 には、プローブ 1 0 および被検体 1 4 が模式的に示されている。被検体 1 4 には複数の加振点  $S_i$  が定められている。各加振点  $S_i$  には、加圧用超音波が個別に照射され、各加振点  $S_i$  から剪断波が励振される。図 2 には、弾性特性を測定する関心領域 5 2 を囲むように 1 6 個の加振点  $S_i$  ( $i = 1 \sim 16$ ) が定められた例が示されている。

20

#### 【 0 0 2 3 】

加振点  $S_i$  の数は、測定に要される時間、関心領域 5 2 の大きさ、関心領域 5 2 の形状等の測定条件に応じて決定される。また、複数の加振点  $S_i$  の各位置は、関心領域 5 2 を囲むものに限られない。すなわち、関心領域 5 2 内に加振点  $S_i$  が位置してもよいし、複数の加振点  $S_i$  のうち一部が関心領域 5 2 を囲み、残りの一部が関心領域 5 2 内に位置してもよい。また、関心領域 5 2 の外側に総ての加振点  $S_i$  が位置してもよい。

#### 【 0 0 2 4 】

プローブ 1 0 は複数の振動素子 1 2 を備えている。複数の振動素子 1 2 は、被検体 1 4 に当接させる面に沿って x 軸方向に配列されている。加圧用超音波が送信される際には、各振動素子 1 2 に与えられる送信信号のタイミングおよびレベルが調整される。これによって、剪断波を励振する加振点  $S_i$  を焦点とした加圧ビーム 1 6 が形成される。各加振点  $S_i$  に対し加圧ビーム 1 6 の焦点が順に合わせられることで、各加振点  $S_i$  に加圧用超音波が順に照射される。

30

#### 【 0 0 2 5 】

関心領域 5 2 に対しては、断層像測定用の超音波がプローブ 1 0 において送受信されることによって、断層像を表す断層フレームデータが時間経過と共に順次取得される。関心領域 5 2 には、 $N_r$  個の測定点  $M_j$  ( $j = 1 \sim N_r$ ) が定められている。各測定点  $M_j$  については、時系列順に取得された複数の断層フレームデータに基づいて、剪断波に基づく生体組織の変位が求められる。

40

#### 【 0 0 2 6 】

測定点  $M_j$  の数は、測定に要される時間、関心領域 5 2 の大きさ、形状等の測定条件に応じて決定される。図 2 では、説明の便宜上、隣接する測定点の間隔が大きく描かれている。複数の測定点  $M_j$  は、例えば、関心領域 5 2 内に一様に配置される。複数の測定点  $M_j$  は、必ずしも関心領域 5 2 内に格子状に配置されていなくてもよい。

#### 【 0 0 2 7 】

超音波診断装置においては、各加振点  $S_i$  から励振された剪断波と、各測定点  $M_j$  で測定された変位との関係を表す応答特性が求められる。そして、この応答特性を用いて、剪断波を 1 つの測定点  $M_q$  に計算の上で仮想的にフォーカスさせたときの各測定点  $M_j$  ( $j = 1 \sim N_r$ ) における剪断波の振幅が求められる。後述するように、剪断波がフォーカス

50

された測定点  $M_q$  およびその近傍における振幅分布のピーク特性に基づいて、その測定点  $M_q$  における剪断波の速度が求められる。さらに、各測定点  $M_j$  における剪断波の速度と、生体組織の密度に基づいて、生体組織における弾性率の分布が求められる。

【0028】

超音波診断装置の詳細な構成および動作について図1に戻って説明する。測定部20は、送信部22、受信部26、ビーム制御部24、整相加算部28、フレームデータ生成部30および変位演算部32を備える。測定部20は、被検体14の生体組織に定められた加振点に、プローブ10から超音波を送信する加振処理を実行する。また、測定部20は、被検体14の生体組織における複数の測定点のそれぞれについて、加振点で励振された剪断波に基づく変位を求める測定処理を実行する。変位の測定は、プローブ10における超音波の送受信によって行われる。

10

【0029】

加振処理について説明する。送信部22は、ビーム制御部24による制御に従って、加振点を焦点とする加圧ビーム16がプローブ10に形成され、インパルス波形(デルタ関数波形)に近似したパルス波形を有する加圧用超音波が送信されるように、各振動素子12に出力する送信信号のタイミングおよびレベルを調整する。各振動素子12は、送信部22から出力された送信信号に応じて超音波を発生する。これによって、加圧ビーム16の焦点が1つの加振点に合わせられ、その加振点に加圧用超音波が照射される。加圧用超音波が照射された加振点からは、生体組織に剪断波が励振される。後述のように、複数の加振点のそれぞれに対し加圧ビーム16の焦点が順に合わせられることで、各加振点に加圧用超音波が順に照射され、各加振点から順に剪断波が励振される。

20

【0030】

次に、測定処理について説明する。以下の説明では、図2の表記に倣い、被検体14に定められた  $N_s$  個の加振点について「 $S_i$ 」( $i = 1 \sim N_s$ )の符号を必要に応じて用い、被検体14に定められた  $N_r$  個の測定点について「 $M_j$ 」( $j = 1 \sim N_r$ )の符号を必要に応じて用いる。

【0031】

測定処理は、1つの加振点  $S_i$  に対し加圧用超音波が照射されるごとに実行される。1回の測定処理によって、複数の測定点  $M_j$  のそれぞれについて  $z$  軸方向変位が求められる。1つの加振点に加圧用超音波を照射した後、送信部22は、ビーム制御部24による制御に従い、プローブ10から被検体14に平面波18が送信されるように、各振動素子12に送信信号を出力する。各振動素子12は、送信部22から出力された送信信号に応じて超音波を発生する。例えば、各振動素子12に強度がほぼ同一の超音波をほぼ同時に発生させることで、プローブ10の当接面と平行な波面を有する平面波18が発生する。なお、複数の振動素子12が直線状に配列されていない場合には、各振動素子12の位置に応じて、各振動素子12に発生させる超音波の強度、各振動素子に超音波を発生させるタイミングを調整してもよい。

30

【0032】

プローブ10から送信された超音波は被検体14内において反射し、各振動素子12で受信される。各振動素子12は、受信された超音波を電気信号である受信信号に変換して受信部26に出力する。受信部26は、例えば、ビーム制御部24による制御に従い、各振動素子12から出力された受信信号を取得し、増幅、直交検波等の処理を施すように構成される。これによって、受信部26は、複数の振動素子12に対応する複数チャンネルの受信ベースバンドデータを生成し、各受信ベースバンドデータを整相加算のために一時的に記憶する。

40

【0033】

整相加算部28は、受信部26に記憶された複数チャンネルの受信ベースバンドデータを整相加算して、複数の  $z$  軸方向受信ビームデータを生成する。これら複数の  $z$  軸方向受信ビームデータは、被検体14の深さ方向( $z$  軸方向)に向けられて  $x$  軸方向に並ぶ複数の受信ビームに対応する。整相加算部28は、各  $z$  軸方向受信ビームデータをフレームデー

50

タ生成部 30 および断層画像生成部 48 に出力する。なお、このような整相加算は、例えば、上記特許文献 3 に記載されている。

【0034】

フレームデータ生成部 30 は、整相加算部 28 から出力された各 z 軸方向受信ビームデータに基づいて、超音波の 1 回の送受信に対応して、1 つの断層フレームデータを生成する。ビーム制御部 24、送信部 22、プローブ 10、および受信部 26 は、被検体 14 に対する超音波の送受信を繰り返し行う。整相加算部 28 およびフレームデータ生成部 30 は、時間経過と共に繰り返し行われた複数回の超音波の送受信に対応して、時間経過と共に複数の断層フレームデータを生成する。フレームデータ生成部 30 は、各断層フレームデータを変位演算部 32 に出力する。

10

【0035】

図 3 には、フレームデータ生成部 30 によって生成された複数の断層フレームデータが概念的に示されている。この図では、加振時刻  $T_{ps h}$  で 1 つの加振点に加圧用超音波が照射され、時間  $t_0$  から時間  $t_0 + (n - 1) \cdot$  の間に、時間 の間隔で  $n$  個の断層フレームデータ  $F_0 \sim F_{n-1}$  が生成された例が示されている。各断層フレームデータは、x 軸方向に配列された複数の受信ビームに対応する複数の z 軸方向受信ビームデータ 54 を含む。

【0036】

各断層フレームデータには x z 座標が対応付けられている。断層フレームデータが取得された断層面における点  $(x, z)$  には、z 軸方向受信ビームデータのデータ値  $B D(x, t')$  が対応付けられている。1 つの z 軸方向受信ビームデータ 54 には、対応する受信ビームの x 座標が対応付けられ、1 つの z 軸方向受信ビームデータ 54 の時間パラメータ  $t'$  には、z 座標が対応付けられている。ここで、生体組織を z 軸方向に往復伝搬する超音波の速さを  $v$  とすれば、 $t' = 2z / v$  の関係がある。したがって、データ値  $B D(x, t' = 2z / v)$  に対し点  $(x, z)$  が対応する。

20

【0037】

図 1 の変位演算部 32 は、フレームデータ生成部 30 から出力された複数の断層フレームデータに基づいて、被検体 14 の x z 断層面に定められた各測定点  $M_j$  における z 軸方向変位を求める。すなわち、変位演算部 32 は、各測定点  $M_j$  に対応する生体組織粒子について、z 軸方向への移動量を z 軸方向変位として求める。1 つの測定点  $M_j$  における z 軸方向変位は、その測定点  $M_j$  を通る x z 平面に垂直な直線 56 に対する z 軸方向変位  $d_{j i}(t)$  である。ただし、z 軸方向変位  $d_{j i}(t)$  は、時間  $t = t_0, t_0 +, t_0 + 2, \dots, t_0 + (n - 1) \cdot$  における離散値である。図 3 には、離散的な z 軸方向変位  $d_{j i}(t)$  が黒点によって表されている。

30

【0038】

z 軸方向変位を求める処理は、例えば、時間を前後して連続して取得された 2 つの断層フレームデータに基づいて、生体組織粒子の 1 フレーム間隔当たりの z 軸方向への移動量を z 軸方向速度として求め、z 軸方向速度の積算量を z 軸方向変位として求めることで行われる。

【0039】

上述のように、加圧用超音波の時間波形はインパルス波形に近似したものである。したがって、測定点  $M_j$  での z 軸方向変位  $d_{j i}(t)$  は、インパルス応答  $h_{j i}(t)$  に近似したものとなる。ここで、インパルス応答  $h_{j i}(t)$  とは、加振点  $S_i$  に理想的なインパルス波形の加圧用超音波を照射したときに測定点  $M_j$  で測定される z 軸方向変位の時間応答波形をいう。変位演算部 32 は、測定点  $M_j$  における z 軸方向変位  $d_{j i}(t)$  をインパルス応答  $h_{j i}(t)$  とみなして、応答特性演算部 34 に出力する。

40

【0040】

測定部 20 は、各加圧処理に対して 1 回の測定処理を行い、各加振点に対し、 $N_r$  個の測定点  $M_j$  ( $j = 1 \sim N_r$ ) のそれぞれについてインパルス応答を求める。そして、 $N_r \times N_s$  個のインパルス応答  $h_{j i}(t)$  ( $i = 1 \sim N_s, j = 1 \sim N_r$ ) を応答特性演算

50

部 3 4 に出力する。インパルス応答  $h_{ji}(t)$  は、各加振点で励振された剪断波と、各測定点で測定された変位との関係を時間領域で表す応答特性としての意義を有する。

【 0 0 4 1 】

なお、ここでは、プローブ 1 0 の当接面と平行な波面を有する平面波 1 8 を発生させる例について説明した。このような構成の他、ビーム制御部 2 4 によって送信部 2 2 および受信部 2 6 を制御し、プローブ 1 0 において 1 本または複数本の超音波ビームを形成し、この超音波ビームを  $xz$  断層面で走査してもよい。この場合、各振動素子 1 2 には、超音波ビームが形成されるように遅延時間が調整された送信信号が入力される。また、超音波ビームが  $xz$  断層面を 1 回走査するごとに、フレームデータ生成部 3 0 において 1 つの断層フレームデータが生成され、後述する断層画像生成部 4 8 において 1 画像分の断層画像データが生成される。

10

【 0 0 4 2 】

応答特性演算部 3 4 は、 $N_r \times N_s$  個のインパルス応答  $h_{ji}(t)$  のそれぞれに対してフーリエ変換処理を施し、 $N_r \times N_s$  個の周波数応答  $H_{ji}$  を求める。そして、各周波数応答  $H_{ji}$  を行列成分とした  $N_r$  行・ $N_s$  列の応答行列  $H$  を生成し、速度演算部 3 6 およびインバース特性演算部 3 8 に応答行列  $H$  を出力する。応答行列  $H$  は、各加振点で励振された剪断波と、各測定点で測定され変位との関係を周波数領域で表す応答特性としての意義を有する。

【 0 0 4 3 】

インバース特性演算部 3 8 は、特異値分解によって、応答行列  $H$  を次の ( 数 1 ) のように分解する。

20

【 0 0 4 4 】

【 数 1 】

$$H = U \Sigma V^*$$

【 0 0 4 5 】

ここで、 $U$  は、 $N_r$  行・ $N_r$  列の行列である。  $\Sigma$  は、 $N_r$  行・ $N_s$  列の行列である。  $V$  は、 $N_s$  行・ $N_s$  列の行列である。上付きの \* 印は、共役転置行列であることを示す。  $U U^*$ 、 $U^* U$ 、 $V V^*$ 、および  $V^* V$  は、いずれも単位行列となる。  $\Sigma$  は、次の ( 数 2 )

30

【 0 0 4 6 】

【 数 2 】

$$\Sigma = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & \cdots & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \sigma_2 & \cdots & 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & \cdots & \sigma_{N_r} & \cdots & 0 \end{bmatrix}$$

40

【 0 0 4 7 】

ここで、 $\sigma_1 \sim \sigma_r$  には、 $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \cdots \geq \sigma_{N_r} > 0$  の関係がある。  $\sigma_i$  の対角成分は、各加振点で励振された剪断波が、各測定点で測定される変位に寄与する程度を示す。

【 0 0 4 8 】

なお、応答行列  $H$  の逆行列  $H^{-1}$  は、( 数 3 ) ~ ( 数 5 ) によって表される。

【 0 0 4 9 】

【数 3】

$$H^{-1} = V\Sigma^+U^*$$

【0050】

【数 4】

$$\Sigma^+ = \begin{bmatrix} \sigma_1^+ & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \sigma_2^+ & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & \sigma_{Nr}^+ \\ 0 & 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & \cdots & 0 \end{bmatrix} \quad 10$$

20

【0051】

【数 5】

$$\sigma_n^+ = \begin{cases} \frac{1}{\sigma_n} & (\sigma_n \neq 0) \\ 0 & (\sigma_n = 0) \end{cases}$$

30

【0052】

すなわち、 $\sigma_n^+$  は、 $\sigma_n$  が 0 でないときは  $1/\sigma_n$  であり、 $\sigma_n$  が 0 であるときは 0 である。

【0053】

インバース特性演算部 38 は、(数 3) ~ (数 5) で表される応答行列の逆行列  $H^{-1}$  を求めるのではなく、この逆行列  $H^{-1}$  からノイズ成分が低減または除去されたノイズフィルタ疑似逆行列  $\tilde{H}^{-1}$  を求める。すなわち、インバース特性演算部 38 は、(数 6) ~ (数 8) に従って、ノイズフィルタ疑似逆行列  $\tilde{H}^{-1}$  を求める。

【0054】

【数 6】

40

$$\tilde{H}^{-1} = V\tilde{\Sigma}U^*$$

【0055】

【数7】

$$\tilde{\Sigma} = \begin{bmatrix} \tilde{\sigma}_1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \tilde{\sigma}_2 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & \tilde{\sigma}_{Nr} \\ 0 & 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & \cdots & 0 \end{bmatrix}, \quad 10$$

【0056】

【数8】

$$\tilde{\sigma}_n = \begin{cases} \frac{1}{\sigma_n} & (\sigma_n > \sigma_{th}) \\ 0 & (\sigma_n \leq \sigma_{th}) \end{cases}, \quad 20$$

【0057】

(数8)に示されるように、 $\tilde{\sigma}_n$ は、 $\sigma_n$ が閾値 $\sigma_{th}$ より大きいときは $1/\sigma_n$ とされ、 $\sigma_n$ が閾値 $\sigma_{th}$ 以下であるときは0とされる。 $\tilde{\Sigma}$ は、各加振点で励振された剪断波が、測定点 $M_j$ ( $j=1\sim Nr$ )のそれぞれで測定される変位に寄与した成分のうち閾値 $\sigma_{th}$ 以下のものを、疑似逆行列を求める際に強制的に無効とする行列である。すなわち、 $\tilde{\Sigma}$ は、ノイズフィルタ疑似逆行列 $H^{-1}$ に含まれるノイズ成分を低減または除去するための行列である。インバース特性演算部38は、このようにして求めたノイズフィルタ疑似逆行列 $H^{-1}$ を速度演算部36に出力する。なお、閾値 $\sigma_{th}$ は、対角成分の最大値 $\sigma_1$ の $a$ 倍( $a$ は1未満の正の値)として定義してもよい。また、インバース特性演算部38は、 $\tilde{\Sigma}$ の対角成分 $\tilde{\sigma}_1\sim\tilde{\sigma}_{Nr}$ のうち、大きい方から所定の数 $L$ 個( $\tilde{\sigma}_1\sim\tilde{\sigma}_L$ )のみを有効としてこれらを逆数に置き換え、残りの $\tilde{\sigma}_{L+1}\sim\tilde{\sigma}_{Nr}$ を0に置き換えて $\tilde{\Sigma}$ を求める処理を実行してもよい。

30

【0058】

閾値 $\sigma_{th}$ は、例えば、測定結果として得られる剪断波の速度の測定精度に応じて定められる。この測定精度は、例えば、閾値 $\sigma_{th}$ を変化させながら同様の測定を複数回に亘って行った場合における測定結果の変化の程度、本実施形態による測定結果と他の測定方法によって得られた測定結果との比較等によって評価され得る。

40

【0059】

速度演算部36は、フォーカス演算部40および速度分布演算部42を備える。フォーカス演算部40は、応答特性演算部34から出力された応答行列 $H$ と、インバース特性演算部38から出力されたノイズフィルタ疑似逆行列 $H^{-1}$ を用いて、次の(数9)および(数10)に基づいて、計算の上で測定点 $M_q$ に剪断波をフォーカスしたときの、各測定点 $M_j$ ( $j=1\sim Nr$ )における $z$ 軸方向変位を表すフォーカスベクトル $q$ を求める。

【0060】

【数 9】

$$\Psi_q = \begin{pmatrix} \psi_1(\omega) \\ \psi_2(\omega) \\ \vdots \\ \psi_q(\omega) \\ \vdots \\ \psi_{Nr}(\omega) \end{pmatrix} = H\tilde{H}^{-1}R_q \quad 10$$

【0061】

【数10】

$$R_q = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \\ 1 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{pmatrix} \quad 20$$

30

【0062】

ここで、 $\Psi_q$ および $R_q$ は、 $N_r$ 行・1列の行列（ベクトル）である。（数10）に示されているように、 $R_q$ の第 $q$ 行の値は1であり、その他の行の値は総て0である。 $R_q$ は、測定点 $M_q$ に最も狭い範囲で剪断波をフォーカスさせた状態、すなわち、極限的なフォーカス状態を表す行列である。 $\psi_j(\omega)$  ( $j = 1 \sim N_r$ )は、各測定点 $M_j$ における、角周波数 $\omega$ の剪断波の成分を示す。（数9）の物理的な意義を説明するため、次の（数11）につき説明する。

【0063】

【数11】

$$\tilde{G}_q = \tilde{H}^{-1}R_q$$

## 【 0 0 6 4 】

(数 1 1) で表される  $G^{-q}$  は、(数 9) の右辺の応答行列  $H$  が乗ぜられていない式である。 $G^{-q}$  は、 $N_s$  行・1 列の行列である。 $G^{-q}$  は、測定点  $M_q$  およびその近傍に最も狭い範囲で剪断波をフォーカスさせるために、各加振点  $S_i$  ( $i = 1 \sim N_s$ ) から励振されるべき理想的な剪断波を示す。すなわち、(数 1 1) は、ノイズ成分が低減または除去されたノイズフィルタ疑似逆行列  $H^{-1}$  を用いることで、測定点  $M_q$  に極限的なフォーカス状態を実現する励振源  $G^{-q}$  が逆算的に求められることを意味する。

## 【 0 0 6 5 】

このように、ノイズフィルタ疑似逆行列  $H^{-1}$  は、応答行列  $H$  が表す応答特性についての逆特性 (インバース特性) を表し、各測定点での変位に対して各加振点における剪断波の状態を表す。さらに、ノイズフィルタ疑似逆行列  $H^{-1}$  は、生体組織内におけるノイズの寄与を低減または除去する特性を有し、測定点における極限的なフォーカス状態についての情報としてベクトル  $R_q$  が与えられることで、その極限的なフォーカス状態を実現するための各加振点における剪断波の状態を表す。

10

## 【 0 0 6 6 】

(数 9) は、(数 1 1) で表される理想的な剪断波  $G^{-q}$  に対する周波数応答を、応答行列  $H$  を用いて各測定点  $M_j$  ( $j = 1 \sim N_r$ ) について求める式であるといえる。すなわち、フォーカスベクトル  $q$  は、理想的な剪断波  $G^{-q}$  を、実測された応答行列  $H$  に基づいて測定点  $M_q$  にフォーカスさせた場合に、各測定点  $M_j$  ( $j = 1 \sim N_r$ ) で観測される剪断波の  $z$  軸方向振幅を示す。

20

## 【 0 0 6 7 】

フォーカス演算部 4 0 は、 $q = 1$  から  $q = N_r$  のそれぞれについて、合計  $N_r$  個のフォーカスベクトル  $q$  を求め、速度分布演算部 4 2 に出力する。

## 【 0 0 6 8 】

速度分布演算部 4 2 は、 $N_r$  個のフォーカスベクトル  $q$  に基づいて、各測定点に対応する剪断波の速度を求める。速度分布演算部 4 2 が実行する処理の原理を説明するため、ここではフォーカスベクトル  $q$  の特性について説明する。

## 【 0 0 6 9 】

図 4 (a) には、剪断波をフォーカスさせた測定点  $M_q$  を原点とする  $x$  軸上の振幅分布の例が示されているものとする。この振幅分布は、 $x$  軸に対してフォーカスベクトル  $q$  の各成分の振幅を対応付けたものである。ただし、測定点  $M_{q-3} \sim M_{q+3}$  は、 $x$  軸方向に配列されている。フォーカス点である測定点  $M_q$  における振幅が最も大きく、測定点  $M_q$  から離れるにしたがって、測定点  $M_q$ 、 $M_{q+1}$ 、 $M_{q+2}$ 、および  $M_{q+3}$  の順に振幅が小さくなっていく。各振幅は、それぞれ、 $q+1$ 、 $q+2$ 、および  $q+3$  の各絶対値によって示される。同様に、測定点  $M_q$  から離れるにしたがって、測定点  $M_q$ 、 $M_{q-1}$ 、 $M_{q-2}$ 、および  $M_{q-3}$  の順に振幅が小さくなっていく。各振幅は、それぞれ、 $q-1$ 、 $q-2$ 、および  $q-3$  の各絶対値によって示される。

30

## 【 0 0 7 0 】

図 4 (b) には、図 4 (a) よりも広い範囲について、 $x$  軸上の振幅分布が示されている。振幅が最大となる測定点  $M_q$  での振幅を  $A$  とした場合、振幅がその半分  $A/2$  となる  $x$  軸上の 2 点間の距離は半値幅  $D$  と称される。剪断波を十分にフォーカスさせた場合、フォーカス点におけるピーク特性には波長依存性があり、例えば、半値幅  $D$  は剪断波の波長の半分となることが知られている。したがって、例えば、振幅分布のピーク特性から半値幅  $D$  を求めることで、剪断波の波長が  $\lambda = 2D$  として求められる。剪断波の角周波数を  $k$  とした場合、フォーカス点における剪断波の速度  $C$  は、 $C = f \cdot \lambda = f \cdot 2D$  として求められる。ここで、 $f$  は剪断波の周波数であり、 $f = k / (2\pi)$  である。なお、ピーク特性と剪断波の波長との関係については、半値幅と波長との関係の他、様々な関係が考えられる。したがって、当業者に知られているその他の関係を用いて、ピーク特性から剪断波の波長が求められてもよい。

40

## 【 0 0 7 1 】

50

ここでは、1つの測定点をフォーカス点としてそのフォーカス点における剪断波の速度を求める原理について説明したが、他の測定点についても同様にして、剪断波の速度が求められる。

【0072】

また、ここでは、測定点がx軸方向に配列されており、x軸上の振幅分布に基づいてフォーカス点における剪断波の速度を求める例について説明した。複数の測定点が、x軸方向とは異なる方向に伸びる直線上に配列されている一般的な場合には、その直線上の振幅分布（測定点配列軸上の振幅分布）に基づいて、フォーカス点における剪断波の速度が求められる。

【0073】

図1に戻り、速度分布演算部42は、フォーカス演算部40から出力されたNr個のフォーカスペクトル  $q$  ( $q = 1 \sim Nr$ ) に基づいて、各測定点  $M_j$  ( $j = 1 \sim Nr$ ) をフォーカス点とした、測定点配列軸上の振幅分布を求める。そして、各振幅分布に基づいて各測定点における剪断波の速度を求める。速度分布演算部42は、各測定点に剪断波の速度を対応付けてx-z平面における速度分布データを生成し、弾性画像生成部44に出力する。

10

【0074】

速度分布演算部42は、予め定められた1つの角周波数について速度分布データを求め、弾性画像生成部44に出力してもよいし、異なる複数の角周波数のそれぞれについて速度分布データを求め、各角周波数について求められた各速度分布データを弾性画像生成部44に出力してもよい。

20

【0075】

弾性画像生成部44は、各測定点における剪断波の速度を弾性率Eに変換し、速度分布データから弾性率分布データを求める。この処理は、剪断波の速度Cを用いて、次の(数12)に基づいて弾性率Eを求めることで行われる。

【0076】

【数12】

$$E = 3\rho C^2$$

30

【0077】

ここで、 $\rho$  は生体組織の密度であり、軟組織の場合、およそ  $1000 \text{ kg/m}^3$  である。弾性画像生成部44は、弾性率分布データに基づいて弾性画像データを生成し、画像合成部46に出力する。異なる複数の角周波数のそれぞれについて弾性率分布データが求められたときは、弾性画像生成部44は、例えば、ユーザの操作によって選択された角周波数についての弾性画像データを生成し、画像合成部46に出力する。

【0078】

弾性画像データが示す弾性画像は、例えば、弾性率が大きい領域を青色、弾性率が小さい領域を赤色、弾性率がこれらの中間の値である領域を緑色、黄色等の中間色で表す。弾性率は、色彩の他、塗りつぶし模様、数値、三次元グラフ等で表されてもよい。

40

【0079】

次に、断層画像生成部48が、整相加算部28から出力された各z軸方向受信ビームデータに基づいて、x-z断層面における断層画像データを生成する処理について説明する。断層画像生成部48は、x軸方向に並ぶ複数の受信ビームに対応する各z軸方向受信ビームデータに基づいて、x-z断層面における断層画像データを生成し、画像合成部46に出力する。断層画像生成部48は、超音波の1回の送受信に対応して、1画像分の断層画像データを生成する。断層画像生成部48は、時間経過と共に繰り返し行われる複数回の超音波の送受信に対応して、複数画像分の断層フレームデータを生成し、画像合成部46に

50

出力する。

【 0 0 8 0 】

画像合成部 4 6 は、断層画像生成部 4 8 から出力された断層画像データ、および、弾性画像生成部 4 4 から出力された弾性画像データに基づいて、例えば、断層画像に弾性画像を重ねた画像を示す断層・弾性画像データを生成し、表示部 5 0 に出力する。表示部 5 0 は、断層・弾性画像データに基づく画像を表示する。これによって、ユーザは、断層画像と共に弾性率分布を把握することができ、癌、動脈硬化、肝線維化、肝硬変等の診断が可能となる。なお、断層・弾性画像データは、断層画像および弾性画像を並べて個別に示す画像データであってもよい。また、画像合成部 4 6 は、断層画像および弾性画像をそれぞれ単独で表示部 5 0 に表示してもよい。

10

【 0 0 8 1 】

本発明に係る超音波診断装置では、被検体の生体組織に定められた複数の加振点のそれぞれに、加圧用超音波が個別に照射され、各加振点から剪断波が励振される。複数の加振点に対しては、順に加圧用超音波が照射される。1つの加振点に対して加圧用超音波が照射され、1つの加振点から剪断波が励振されるごとに、生体組織における各測定点での変位が測定される。これによって、各加振点に対する各測定点での応答特性が求められる。超音波診断装置では、この応答特性に基づいて生体組織における剪断波の速度および弾性率の分布が求められる。

【 0 0 8 2 】

加振点の数、各加振点の位置等は、剪断波の速度または弾性率について十分な測定精度が得られるように定められる。そのため、振動体やユーザの手による加振によって生体組織のあらゆる点に剪断波を発生させる場合に比べて、測定精度が高くなる。

20

【 0 0 8 3 】

また、各測定点における変位の測定に際して、プローブから送信される超音波として平面波が用いられる場合には、超音波の1回の送受信に対応して1フレーム分の断層フレームデータおよび断層画像データが得られる。これによって、各測定点における変位の測定が迅速に行われる。

【 0 0 8 4 】

また、本発明に係る超音波診断装置では、極限的なフォーカス状態を測定点において実現するための励振源が、ノイズフィルタ疑似逆行列を用いることによって、仮想的に実現される。そして、そのような理想的な励振源から励振される剪断波を、実測に基づく応答行列に基づいて仮想的に測定点にフォーカスさせ、フォーカス点となった測定点を中心とした振幅分布が求められ、さらに、その振幅分布に基づいて剪断波の速度が求められる。したがって、理想的な励振源を用いて振幅分布が求められるため、剪断波の波長の測定精度が高くなり、剪断波の速度の測定精度、さらには弾性率の測定精度が高くなる。

30

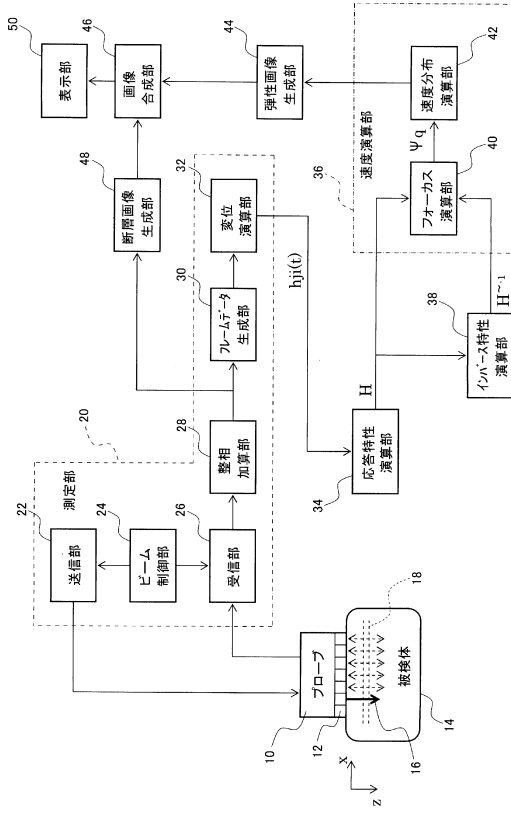
【符号の説明】

【 0 0 8 5 】

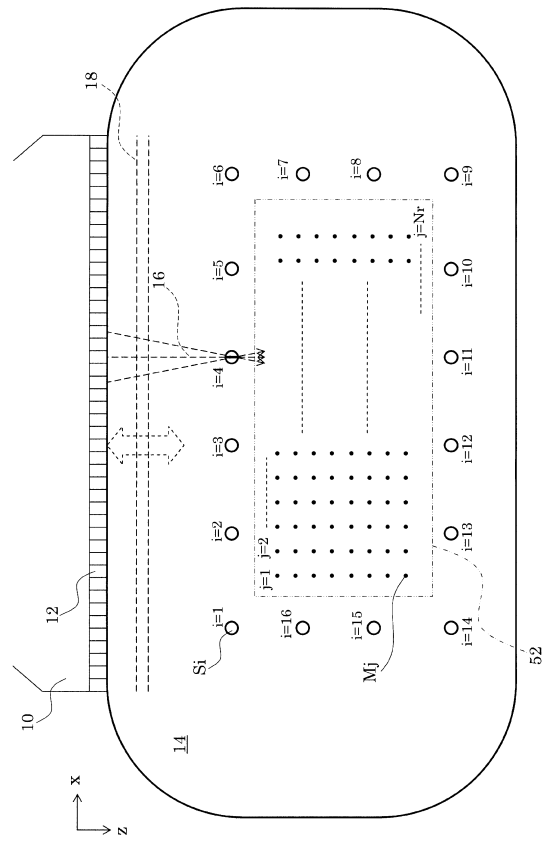
1 0 プローブ、1 2 振動素子、1 4 被検体、1 6 加圧ビーム、1 8 平面波、  
2 0 測定部、2 2 送信部、2 4 ビーム制御部、2 6 受信部、2 8 整相加算部、  
3 0 フレームデータ生成部、3 2 変位演算部、3 4 応答特性演算部、3 6 速度演  
算部、3 8 インバース特性演算部、4 0 フォーカス演算部、4 2 速度分布演算部、  
4 4 弾性画像生成部、4 6 画像合成部、4 8 断層画像生成部、5 0 表示部、5 2  
関心領域、 $S_i$  加振点、 $M_j$  測定点。

40

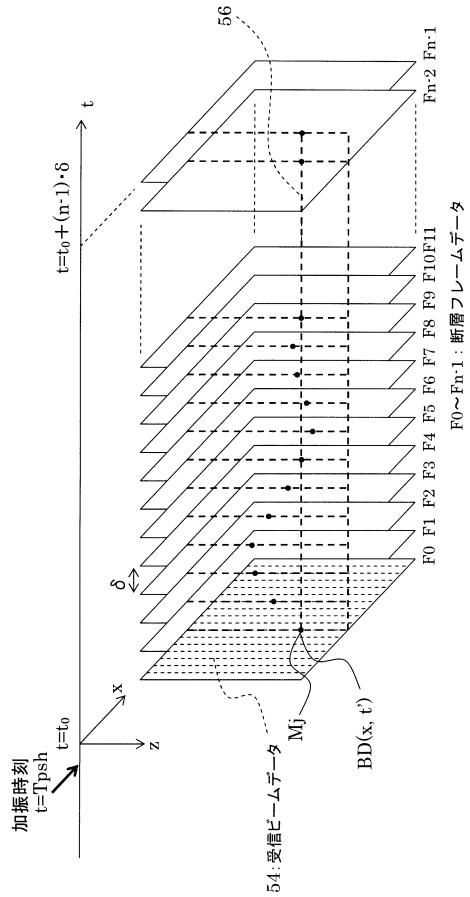
【図1】



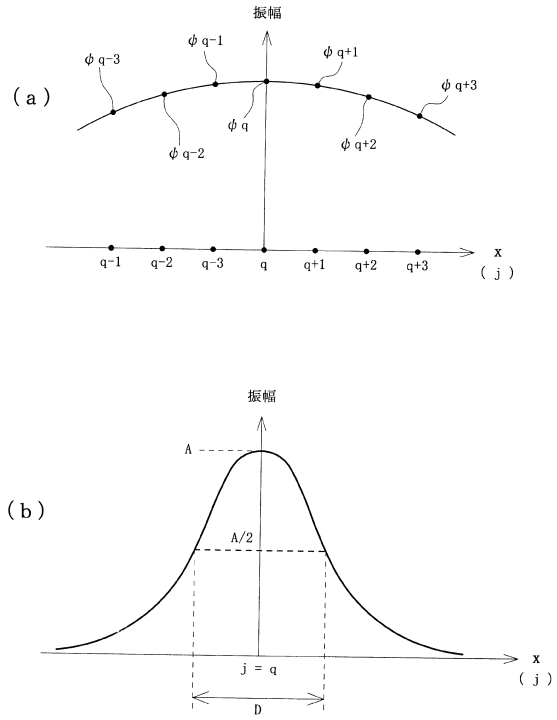
【図2】



【図3】



【図4】



## フロントページの続き

(出願人による申告)平成26年度、独立行政法人科学技術振興機構 研究成果展開事業 センター・オブ・イノベーションプログラム『活力ある生涯のためのLast 5X イノベーション』委託研究開発、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(72)発明者 三竹 毅

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立アロカメディカル株式会社内

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 特表2013-512026(JP,A)  
特開2013-081764(JP,A)  
米国特許出願公開第2013/0096430(US,A1)  
国際公開第2011/027644(WO,A1)  
米国特許出願公開第2012/0136250(US,A1)  
米国特許出願公開第2011/0066030(US,A1)

(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		
公开(公告)号	<a href="#">JP6352734B2</a>	公开(公告)日	2018-07-04
申请号	JP2014176031	申请日	2014-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人京都大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人京都大学 日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人京都大学 株式会社日立制作所		
[标]发明人	椎名毅 近藤健悟 三竹毅		
发明人	椎名毅 近藤健悟 三竹毅		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/HH29 4C601/JB34 4C601/JC16 4C601/JC37		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JP2016049253A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：高精度地测量与生物组织中的剪切波速度有关的值。 解决方案：超声诊断设备通过用加压超声波分别照射在对象14中限定的多个激发点Si中的每一个来从每个振动点Si激发剪切波。 。对于每个激励点的Si超声波照射，超声波诊断装置，所述断层图像测量顺序的超声波发射和接收与时间断层帧数据表示的断层图像获取。另外，超声波诊断装置，对于每一个的多个测定点的MJ限定为基于所述多个按时间顺序取得的断层帧数据时，测量基于所述剪切波的位移对象14。超声波诊断装置获得表示在每个激励点Si处激发的剪切波与在每个测量点Mj处测量的位移之间的关系的响应特性，并使用该响应特性来计算对象14的生物组织。获得弹性模量的分布。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6352734号 (P6352734)
(45) 発行日 平成30年7月4日 (2018.7.4)	(24) 登録日 平成30年6月15日 (2018.6.15)	
(51) Int. Cl. F 1 A 6 1 B 8 / 0 8 (2006.01) A 6 1 B 8 / 0 8		
請求項の数 4 (全 16 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-176031 (P2014-176031)	(73) 特許権者 504132272 国立大学法人京都大学	
(22) 出願日 平成26年8月29日 (2014.8.29)	京都府京都市左京区吉田本町36番地1	
(65) 公開番号 特開2016-49253 (P2016-49253A)	(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所	
(43) 公開日 平成28年4月11日 (2016.4.11)	東京都千代田区丸の内一丁目6番6号	
審査請求日 平成28年7月3日 (2017.7.3)	110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所	
特許法第30条第2項適用 平成26年8月27日にインターネットアドレス <a href="http://ewh.ieee.org/conf/ius_2014/press/IUS%202014%20Abstract%20Book.pdf">http://ewh.ieee.org/conf/ius_2014/press/IUS%202014%20Abstract%20Book.pdf</a> のウェブサイトで公開された学会予稿集	(74) 代理人 椎名毅 京都府京都市左京区吉田本町36番地1 国立大学法人京都大学内	
	(72) 発明者 近藤 健悟 京都府京都市左京区吉田本町36番地1 国立大学法人京都大学内	
	(72) 発明者 近藤 健悟 京都府京都市左京区吉田本町36番地1 国立大学法人京都大学内	

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

最終頁に続く