

(19) **日本国特許庁(JP)**

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/077579

発行日 平成26年5月19日 (2014.5.19)

(43) 国際公開日 平成24年6月14日(2012.6.14)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F I

A61B 8/08

テーマコード (参考)

4C601

審查請求 未請求 予備審查請求 未請求 (全 30 頁)

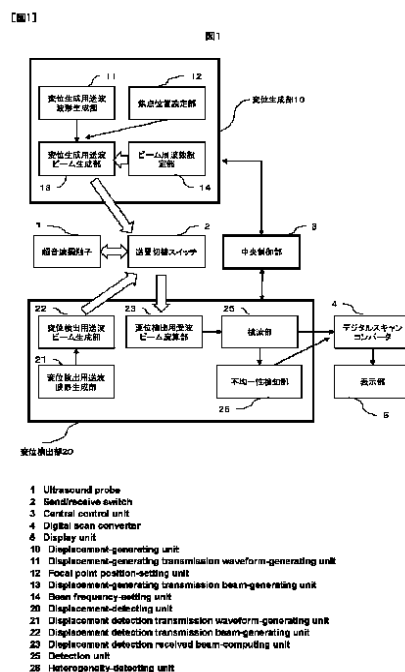
出願番号	特願2012-547815 (P2012-547815)	(71) 出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/077853	(74) 代理人	110000350 ポレール特許業務法人
(22) 国際出願日	平成23年12月1日 (2011.12.1)	(72) 発明者	田原 麻梨江 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28 〇番地 株式会社日立製作所 中央研究所 内
(31) 優先権主張番号	特願2010-273565 (P2010-273565)	(72) 発明者	東 隆 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28 〇番地 株式会社日立製作所 中央研究所 内
(32) 優先日	平成22年12月8日 (2010.12.8)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

生体などの測定対象物の視野内に異なる音速を持つ複数の組織が混在している場合に、高精度に弾性率や粘性等の硬さを測定する。対象物の組織内の音速の不均一性を検出する手段として、変位生成部10の変位生成用ビーム生成部13から変位生成用送波ビームを超音波探触子1に印加し、生体組織内に集束超音波を照射し、ずり波を発生させる。変位検出部20の変位検出用送波ビーム生成部22と変位検出用受波ビーム演算部23を用いて検出した、ずり波の複数の位置の変位時間波形から、例えば積分値と最大振幅値等の少なくとも2つの情報を得る。変位検出部20の不均一性検知部26により、これら2つの情報に基づき、組織構造に起因する音速の不均一性に関する物理量を検出し、表示部5に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象物内からのエコー信号を送受信する超音波探触子と、
前記対象物内に超音波集束ビームを放射して組織を変位させる変位生成部と、
前記対象物からのエコー信号を受波し、前記超音波集束ビームにより生じるずり波変位の時間波形を複数の位置で検出する変位検出部とを備え、
前記変位検出部は、検出した前記ずり波変位の時間波形に基づき、前記対象物の不均一性を評価する不均一性検知部を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記不均一性検知部は、前記ずり波の変位の時間波形から少なくとも 2 つの情報を得、得られた前記 2 つの情報から前記時間波形の幅を計算し、前記不均一性を評価する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記不均一性は前記対象物の構造に起因するずり波の音速の不均一性である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記不均一性は周波数分散性に起因するずり波の音速の不均一性である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 2 に記載の超音波診断装置であって、
前記ずり波の変位の時間波形から得られる前記 2 つの情報は、前記ずり波の変位の時間波形の積分値および最大振幅値である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 2 に記載の超音波診断装置であって、
前記ずり波の変位の時間波形から得られる前記 2 つの情報は、前記ずり波の変位の時間波形の半値幅および最大振幅値である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記不均一性検知部は、前記ずり波のピークの数进行計算し、前記不均一性を評価する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記不均一性検知部は、
前記ずり波の変位に対する空間的に微分演算を行う、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記変位生成部は、前記超音波集束ビームの集束点を設定する焦点位置設定部を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波診断装置であって、
前記焦点位置設定部は、前記対象物内の異なる位置に、前記超音波集束ビームの集束点を設定可能である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

超音波により対象物の診断を行う超音波診断装置であって、
前記対象物内からのエコー信号を送受信する超音波探触子と、
前記対象物内に超音波集束ビームを放射して組織を変位させる変位生成部と、
前記対象物からのエコー信号を受波し、前記超音波集束ビームにより生じるずり波変位の時間波形を複数の位置で検出する変位検出部とを備え、
前記変位生成部は、前記超音波集束ビームを生成する変位生成用送波ビーム生成部と、前記超音波集束ビームの周波数を設定するビーム周波数設定部を有し、
前記変位検出部は、検出した前記ずり波変位に基づき、前記対象物の不均一性を評価する不均一性検知部を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記不均一性検知部は、前記ずり波の変位の時間波形から少なくとも 2 つの情報を得、得られた前記 2 つの情報から前記時間波形の幅を計算し、予め設定された閾値を用いて前記不均一性を評価する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記不均一性検知部が評価する前記不均一性は、前記対象物の構造に起因する音速の不均一性、または周波数分散性に起因するずり波の音速の不均一性である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 1 4】

請求項 1 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記不均一性検知部は、前記対象物の構造に起因する音速の不均一性を評価した後に、周波数分散性に起因するずり波の音速の不均一性を評価する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記変位生成部は、前記変位生成用送波ビーム生成部が生成する超音波集束ビームの照射ビーム時間を設定するビーム時間設定部を更に有し、
前記変位検出部は、検出したずり波変位の時間波形に基づき、前記対象物の硬さのスペクトルを算出する硬さスペクトル計算部を更に有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波送受信によって被検体内部の音速に関する不均一性を検出する超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

40

【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、従事者はプローブを被検体表面に押し当てて圧迫し、生体などの測定対象物の内部の組織に変位を生じさせる（以下、これを従来方式と呼ぶ）。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、画像化する。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。

50

【0003】

そこで、超音波集束ビームを用いて被検体内部に放射圧を印加し、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。例えば、特許文献1に記載されるARFI (Acoustic Radiation Force Impulse) Imagingがある。この技術では、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ずり波の伝搬速度の推定からずり弾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以外にも、超音波によって組織を変位させるため、手技依存性が少ない診断が期待される。

【0004】

測定範囲内の組織に音速に関する不均一性が存在すると、測定された弾性率は複数のずり波の伝搬速度を含んだ値となる。音速の不均一性の要因となるものとして、組織構造、周波数分散性、振幅、粒子速度などがある。例えば、周波数分散性に関しては、非特許文献1、非特許文献2がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】US2004068184

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】Defieux他, IEEE Trans Medical Imaging, Vol. 28, No. 3, 2009.

【非特許文献2】Chen他, IEEE Trans. Ultrason. Ferro. Freq. Contr., Vol. 56, No. 1, 2009.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

従来、ずり波速度の推定する際、組織構造に起因する音速の不均一性は考慮されていない。すなわち、測定範囲内の組織ではずり波速度が同じであると仮定されている。従って、測定視野内に異なる音速を持つ組織が混在している場合では、平均化されたずり波の伝搬速度、および弾性率を測定していることになる。組織構造に起因する音速の不均一性を画像化し、診断できれば、正常組織と悪性組織との違いを識別する方法の1つとなり得る。

【0008】

本発明の目的は、超音波送受信によって測定対象物内部の音速に関する不均一性を検出することが可能な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】

【0009】

上記の目的を達成するため、本発明においては、対象物内からのエコー信号を送受信する超音波探触子と、対象物内に超音波集束ビームを放射して組織を変位させる変位生成部と、対象物からのエコー信号を受波し、超音波集束ビームにより生じるずり波変位の時間波形を複数の位置で検出する変位検出部とを備え、変位検出部は、検出したずり波変位の時間波形に基づき、対象物の不均一性を評価する不均一性検知部を有する構成の超音波診断装置を提供する。

【0010】

また、上記の目的を達成するため、本発明においては、超音波により対象物の診断を行う超音波診断装置であって、対象物内からのエコー信号を送受信する超音波探触子と、対象物内に超音波集束ビームを放射して組織を変位させる変位生成部と、対象物からのエコー信号を受波し、超音波集束ビームにより生じるずり波変位の時間波形を複数の位置で検出する変位検出部とを備え、変位生成部は、超音波集束ビームを生成する変位生成用送波

ビーム生成部と、超音波集束ビームの周波数を設定するビーム周波数設定部を有し、変位検出部は、検出したずり波変位に基づき、対象物の不均一性を評価する不均一性検知部を有する構成の超音波診断装置を提供する。

【0011】

すなわち、上記の目的を達成するため、本発明の好適な態様においては、組織内の音速の不均一性を検出する手段として、生体組織内に集束超音波を照射し、ずり波を発生さ、発生したずり波の複数の位置の変位時間波形に対し、それぞれの波形から少なくとも2つの情報を得て、組織構造に起因する音速の不均一性に関する物理量を測定し、表示する構成とする。

【発明の効果】

10

【0012】

本発明によれば、超音波集束ビームによって生じたずり波の波形形状から、組織構造に起因する音速に関する不均一性を画像化することによって、測定対象内に音速の不均一な部位があるかどうかを診断することができる。

【0013】

また、組織構造に起因する音速に関する不均一性の他、周波数分散性、振幅が原因となる音速の不均一性を画像化し、診断することが可能となる。更に、バーストチャープ法の適用により、より高精度な不均一性の評価ができる。

【0014】

さらには、不均一性の度合いから正常組織と悪性組織とを識別すること診断方法への応用が期待される。

20

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】実施例1～4における、超音波診断装置のシステム構成図である。

【図2】実施例1に係る、超音波探触子による測定図を示す図である。

【図3】実施例1に係る、超音波のビーム生成を説明する図である。

【図4】実施例1に係る、超音波ビーム送受信のシーケンスを示す図である。

【図5A】実施例1に係る、音速が均一な組織の場合のずり波変位を説明する図である。

【図5B】実施例1に係る、音速が均一な組織の場合のずり波変位の時間波形を説明する図である。

30

【図6】実施例1に係る、音速が不均一な組織の場合のずり波変位の時間波形を説明する図である。

【図7】実施例1における不均一性測定時のフローチャートを示す図である。

【図8】実施例1に係る、ROIの大きさを決定するパラメータを説明する図である。

【図9】実施例1に係る、不均一性の表示画面の例を説明する図である。

【図10A】実施例2における不均一性の計算方法の一例を説明する図である。

【図10B】実施例2における不均一性の計算方法の他の例を説明する図である。

【図11】実施例3における不均一性測定時のフローチャートを示す図である。

【図12】実施例3に係る、音速が不均一な組織の場合のずり波変位の時間波形を説明する図である。

40

【図13】実施例4におけるずり波速度と周波数との関係を示す図である。

【図14】実施例5における超音波診断装置のシステム構成図である。

【図15】実施例5における超音波探触子による測定図である。

【図16】実施例5における超音波診断装置の処理シーケンスを示す図である。

【図17A】実施例5に係る、音速が均一な組織の場合のずり波変位のスペクトル分布を示す図である。

【図17B】実施例5に係る、音速が不均一な組織の場合のずり波変位のスペクトル分布を示す図である。

【図18】実施例5に係る、バーストチャープ法を利用した不均一性測定時のフローチャートを示す図である。

50

【図 19】実施例 5 に係る、変位とずり波伝搬の方向を説明する図である。

【図 20】実施例 5 に係る、不均一性の表示画面の例を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の実施例を図面に従い説明する。図 1 に実施例 1 ～ 4 に係る装置全体構成を示す。

【0017】

同図において、図示しない被検体に向かって超音波ビームの送受信をする超音波探触子 1、被検体内に変位を生じさせる変位生成部 10、被検体内に生じた変位を検出する変位検出部 20、および、変位生成部 10 と変位検出部 20 を制御するための中央制御部 3 から成る構成である。超音波探触子 1 が送受切替え部として機能する送受切替えスイッチ 2 を介して変位生成用送波ビーム生成部 13、変位検出用送波ビーム生成部 22、および、変位検出用受波ビーム演算部 23 に接続されている。ビーム周波数設定部 14 は、変位生成用送波ビーム生成部 13 からの超音波集束ビームの周波数を設定する。なお、図示を省略したが、中央制御部 3 は、直接あるいは間接的に送受切替え部として機能する送受切替えスイッチ 2 も制御する。

【0018】

まず、変位生成部 10 について説明する。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 で作られた波形を用いて、超音波探触子 1 の素子毎の送波信号に遅延時間や重みを与えて、焦点位置設定部 12 で設定された位置に超音波ビームが集束するように、中央制御部 3 によって制御されている。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。変位生成用超音波ビームの照射開始時間と終了時間はビーム周波数設定部 14 で設定される。ここで、ビーム周波数とは、変位生成用超音波ビームの照射の繰り返し周波数のことを示している。

【0019】

次に、変位検出部 20 について説明する。変位生成用超音波ビームの照射後、被検体内組織の変位を検出するための変位検出用超音波ビームが照射される。変位生成用の超音波ビームと同様、変位検出用送波ビーム生成部 22 は変位検出用送波波形生成部 21 で作られた波形を用いて、超音波探触子 1 の素子毎の送波信号に遅延時間や重みを与えて、所望の位置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、変位検出用受波ビーム演算部 23 に送られる。変位検出用受波ビーム演算部 23 の出力は検波部 25 において、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の信号処理の後、不均一性検知部 26 で不均一性に関する値が計算される。検波部 25、および、不均一性検知部 26 の出力はスキャンコンバータ 4 において画像信号に変換され、表示部 5 において、硬さを示す数値や画像として表示される。

【0020】

なお、同図に示すブロックの一部である中央制御部 3、不均一性検知部 26 等は、処理部として機能する中央処理部（Central Processing Unit：CPU）におけるプログラム実行により実現することができる。

【実施例 1】

【0021】

本実施例では、図 2 に示されるように、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（＝変位生成用送波ビーム）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。

【0022】

図 3 の上段、下段に示すように、超音波のビーム生成は、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

10

20

30

40

50

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。焦点に変位生成用超音波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、変位生成用超音波ビームの照射が止められると、変位量が緩和される。図2において、模式的に示すように、この放射圧の生成によって、集束点を起点として被検体表面と水平方向にずり波が発生する。

【0023】

次に、図4を用いて、超音波探触子1による超音波ビームの送受波方法について説明する。図4に、変位生成用送波ビーム、変位検出用送波ビーム、変位検出用受信ビームの照射シーケンスを示す。変位検出用送波ビーム、変位検出用受信ビームの順に照射し、ずり波の変位を検出する演算に使用する参照信号を得る。ON/OFFは例えば、電圧の振幅値で制御され、ONを1、OFFを0とする。今後、特に指示がない場合は、ONが1、OFFが0を意味する。送波ビームはONとなるときに、照射される。なお、受波ビームをONにするとは、送受波切替えスイッチ2において、変位検出用送波ビーム生成部22と超音波探触子1の接続を切り離し、変位検出用受波ビーム演算部23と超音波探触子1の接続を行い、受波信号の取得、ビーム生成のための整相加算演算を行うことである。

【0024】

最初に、変位検出用送波ビームと変位検出用受波ビームが順にONとなり超音波探触子1から参照信号を得る。参照信号を得た後、焦点Fに変位生成用送波ビームを照射し、ずり波を発生させる。このとき、変位生成用送波ビームの照射のPRFp（繰返し送信されるパルスの周波数）をビーム周波数設定部14で設定し、周波数PRFpで複数回照射する。本技術では、変位生成用送波ビームのキャリア信号の周波数ではなく、ONとOFFの周波数PRFpを制御して、不均一性を測定していることが特徴である。キャリアの周波数を高くすることで、ビームの幅が狭く、高い空間分解能で撮像ができる。図4では、例として変位生成用送波ビームの照射回数を3回としているが回数はこれに限らない。照射回数が多い方が、PRFpの帯域幅が狭くなり、変位生成用送波ビームの周波数に対する分解能が向上する。その一方、照射回数が1回であることも多く、以下の図5や6は照射回数1回の場合を例にして変位の時間変化を示している。これは以下の理由による。通常の送波条件では、方位方向のビーム幅は1mm程度であり、ずり波の音速が1m/sの場合、PRFpは1kHzの場合、ずり波を生成するための放射圧が生成する幅（方位方向のビーム幅）と波長が等しくなる。つまり変位を大きくするためには、PRFpは1kHz以下であることが望ましい。しかしPRFpを1kHz以下すなわち1msより長くすると、温度上昇のリスクが増大する。放射圧は圧力の二乗に比例し、温度上昇は圧力の二乗と照射時間の積に比例するので、放射圧と温度上昇の比は照射時間に反比例する。よって過度に長い照射時間は安全性と大きな変位量を得ることを両立するのに適していない。これらのことを考慮すると照射回数は1回であることが望ましい。変位生成用ビームの照射後、ずり波の変位を検出するため、変位検出用送波ビームと変位検出用受波ビームが順にONとなる。

【0025】

図1の検波部25において、バンドパスフィルタ等などの通常の信号処理演算が行われ、変位検出用送受波ビームによって得られた信号から、PRFpに相当する信号が抽出される。バンドパスフィルタ等による処理は省略することも可能である。ずり波の変位は、先に得た参照信号と、変位生成用送波ビームの照射後に変位検出用送受波ビームによって得られた信号とを用いて算出される。変位の算出には、周知技術である相関演算、位相差検波などが用いられ、変位検出の演算は不均一性検知部26で行われる。変位検出用送受波ビームを繰り返し周波数PRFdで繰り返しONとし、ずり波変位（数 μm ～数十 μm ）の時間波形を検出する。PRFdは、予想されるずり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、変位を検出するラストがずり波の変位の方向と同じ場合は、PRFdをずり波の周波数の2倍以上とする。

PRFdは変位検出用送波波形生成部21で設定する。

【0026】

図 5 A～図 6 に変位検出位置におけるずり波変位（＝ずり波の振幅値）の時間変化を示す。変位検出位置は、例えば図 5 Aのように、ずり波の伝搬方向に沿っており、かつ、等間隔に並ぶ複数位置 x_1 、 x_2 、 x_3 とする。ここで、焦点の位置を $x = 0$ とし、 $x_1 < x_2 < x_3$ とする。

【0027】

まず、図 5 A、図 5 Bを用いてずり波の伝搬経路上の組織が組織構造に起因する音速が均一な構造を有する場合について説明する（Tabaru 他, Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics, Vol. 30, 2009, pp. 525–526 参照）。ここで音速とは、ずり波の伝搬速度を意味する。焦点 F で発生したずり波は、伝搬しながら位置 x_1 、 x_2 、 x_3 の順に到達するため、各位置 x で観測される変位の時間波形がピークとなる時間 t_1 、 t_2 、 t_3 は $t_1 < t_2 < t_3$ となる。図 5 Bに示すように、ずり波の音速（＝伝搬速度） c は位置 $x(n)$ を縦軸、ピークとなる時間 $t(n)$ を横軸としたときの傾きから、後で詳述する不均一性検知部 26 で推定する。ただし、 n は正の整数であり、図 5 A、図 5 Bでは、 $n = 1, 2, 3$ である。そして推定したずり波の伝搬速度を用いて、ヤング率やずり波弾性率等の弾性率が計算される。例えば、ずり波の音速 c 、組織密度 ρ からずり弾性率（＝ ρc^2 ）、またはずりポアソン比を 0.5 と仮定し、ヤング率（＝ $E : 3 \rho c^2$ ）等の弾性率が計算可能である。

【0028】

次に、図 6 を用いて、ずり波の伝搬経路上で 2 つの異なる音速を有する組織が混在している場合について説明する。この場合、 $0 < x < x_1$ の間にずり波の音速 c_1 、 c_2 （ $c_1 > c_2$ ）の組織が混在しているとする。このとき、焦点 F から発生したずり波が変位検出位置 x_1 に到達するまでの時刻 t_{1-1} は、音速 c_1 を有する組織を通過した時刻が音速 c_2 を有する組織を通過した時刻 t_{1-2} よりも早くなる。従って、位置 x_1 でのずり波変位の時間波形には 2 つのピーク値が現れる。位置 x_2 、 x_3 についても同様に時間波形は 2 つのピーク値を有する。

【0029】

ここでは、検出位置の数は 3 つとしているが、検出位置の数はこれに限らない。位置 x の間隔 Δx は、ずり波の波長 λ に対して十分小さい間隔例えば、 $1/10 \lambda$ とする。ただし、波長は c / PRF で計算される。望ましくは、波長を計算するときに用いるずり波の音速 c は不均一性を測定する対象部位において想定される最小の速度、もしくは、必要とするずり波速度分解能で決まるずり波速度の差（ $\Delta c = c_1 - c_2$ ）のうち、小さい方の値を用いる。

【0030】

図 6 に示すように、組織構造に起因する音速に関して均一な組織の場合に比べ、組織構造に起因する音速が不均一な組織ではずり波変位の時間波形は複数のずり波変位の波形が時間方向にシフトして足し合された波形となるため、波形の幅が広がる。したがって、図 6 の位置 x_1 における幅 d_2 は、図 5 A の位置 x_1 における幅 d_1 よりも大きい値となる。これら d_1 と d_2 は例えば、半値幅や -6 dB 幅と定義される。

【0031】

本実施例においては、図 1 の不均一性検知部 26 において、複数のずり波変位の時間波形から少なくとも 2 つの情報を得て、構造に起因する音速の不均一性の評価を行う。不均一性の評価方法としては、例えば、上述したずり波変位の時間波形の幅の広がり度合いを計算する。この時間波形の幅は、例えば、ずり波変位の時間波形から 2 つの情報量として、積分値と最大振幅値を求め、積分値を最大値で割った値と定義する。

【0032】

半値幅より、複数のずり波変位の時間波形から少なくとも 2 つの情報、すなわち、積分値と最大振幅値を求め、この積分値を最大振幅値で割った値を時間波形の幅として用いた方が良いのは以下の理由による。半値幅は最大振幅の半分の値をとる 2 点を波形の中で探し、その 2 つの点と点の距離（今回の場合は横軸が時間となるので、2 つの時刻間の時間

10

20

30

40

50

差)を幅とする計算方法である。このため、図6に示すような二つのピークをもつような波形の場合、2つのピークの間の凹みが、最大振幅の半分を下回った場合、最大振幅の半分の値をとる点が4つ以上出現してしまうことになる。もし二つのピークがほぼ等しい場合は、4つ以上の半値を取る点が得られても、その中で時刻が最も早いものと遅いものの差を取れば半値幅を得ることは出来るが、実際には二つのピークの振幅が必ずしも等しいとは限らないので、伝搬に伴い半値幅がずり波の速度が速い成分もしくは遅い成分片側だけの半値幅になったり、両方を含んだピークの半値幅になったりするもので、定量的に求めた半値幅が、定性的に同じ現象を追跡している訳では無くなってしまいう可能性がある。また、図6の波形の例ではノイズが入っていないが、ノイズが入っている状態で最大振幅を探すと、ノイズの大きさによって、最大振幅の値の見積もりに誤差が含まれ、半値の推定にも誤差が含まれる。この結果、信号対雑音比が悪い場合には半値幅でビーム幅を推定するのは必ずしも好ましく無い。ここまでは半値幅を例に説明したが、最大変位に対して、一定の変位を取る場所を時間波形上で探す操作、例えば-20dB幅や-40dB幅などで時間波形の幅を推定しても原理的には上記の二つの課題を克服出来ない。

10

【0033】

そこで、本実施例では積分値を最大振幅で割った値を時間波形の幅を示す指標として用いる。まず積分値であれば、時間波形が複数のピークに分裂してもその影響が少ない。また積分操作は高周波成分を抑制するローパスフィルタと同じ機能をするので、ノイズの影響を受けにくい。

【0034】

20

図6の不均一は生体中の場所によって音速が異なる効果と、後の実施例で説明されるずり波音速の周波数分散の効果が混ざってしまう場合がある。照射回数を1回で、かつなるべく単一の周波数成分をもったずり波を作るには、変位生成用送波ビームの振幅をハニング波形などのように立上がり立下りが滑らかな形状となるようにした方が望ましい。図4の例では矩形波の例であるが、矩形波はPRF p 以外にも3 PRF p や5 PRF p などPRF p の奇数倍の成分も多く含んでしまう。これらの成分を抑制するには、ハニング波形を用いる方法が有効であることは周知のとおりである。

【0035】

次に、図7のフローチャートを用いて、本実施例の不均一性検知部26において、構造に起因する音速の不均一性を測定評価する処理フローについて説明する。上述したように、不均一性検知部26の処理フローは、CPUのプログラム処理によって実現可能である。まず、ステップS00で診断を開始する。次に、ステップS02において、断層像を表示する。表示する断層像は、例えばBモード像、または、歪み量などの硬さに関する画像とする。ステップS04では、不均一性を測定する範囲(ROI: Region of Interest)を設定する。

30

【0036】

測定するROIにおいて、ずり波伝搬方向の幅(この場合、方位方向の幅)は、ずり波の有効伝搬距離から決定される。また、測定するROIのずり波伝搬方向に垂直な幅(この場合、深さ方向の幅)は、変位生成用送波ビームの伝搬する方向、例えば図2では体内の深さ方向の音源の幅から決定される。ずり波は減衰しながら伝搬するため、ある伝搬距離を超えると超音波診断装置の変位検出限界値を超える。変位検出限界となる距離を有効伝搬距離と呼ぶ。ただし、変位検出限界値は、超音波診断装置のダイナミックレンジや変位検出用超音波ビームの周波数などのパラメータで決まる。ずり波の有効伝搬距離は、変位生成用送波ビームの音響インテンシティ、変位生成用送波ビームのF値(=焦点距離/開口径)、変位生成用送波ビームの周波数、変位生成用送波ビームが伝搬する方向の音源の幅、変位生成用送波ビームの照射時間、ずり波の最大変位量などのパラメータから決定することができる。

40

【0037】

例えば、図8には、周波数2MHz、照射時間1ms、瞬時的な音響インテンシティ1kW/cm²の場合の、有効伝搬距離、最大変位量、F値、および、音源の幅との関係を

50

示している。これらのパラメータは測定対象となる組織毎に実験的または計算的に予め決定されており、図示しない記憶媒体等に記憶されている。測定する部位や変位生成用送波ビームの照射パラメータ等によって、中央制御部 3 が記憶媒体から最適な R O I の大きさを決定する。

【0038】

もしくは、R O I のずり波伝搬方向は実験的または計算的に予め決定される値、例えば 30λ (λ はずり波の波長) より小さい値とする。

【0039】

R O I の位置は、術者がステップ S 0 2 のステップで表示部 5 に表示した断層像を見て、図示しないキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスを介して術者が決定してもよいし、または、中央制御部 3 が図示しない記憶装置 (メモリ) 等から、肝臓、乳腺などの測定部位に応じた位置を読み出し、決定してもよい。術者が手動で設定する場合は、血管などを避けて R O I を設定することが可能である。次に、ステップ S 0 6 において、ずり波の変位が測定され、続いて、ステップ S 0 8 で構造に起因する音速の不均一性が計算される。ステップ S 1 0 で、測定された不均一性を示す値、例えば、上述した時間波形の幅が断層像と共に表示部 5 の画面に表示される。断層像は、ステップ S 0 2 で表示した断層像と同じ、もしくは、不均一性評価の直前または直後の時刻に撮像した断層像とする。

【0040】

図 9 に、不均一性、すなわち時間波形の幅の表示部 5 による表示例を示した。不均一性の値 (= 時間波形の幅) を表示する位置は、例えば、R O I の近く、もしくは、図 9 の上段に示すように表示部 5 の画面上の断層像の横とする。時間波形の幅は例えば R O I 内の各位置 $x(n)$ で計算された時間波形の幅の平均値として表示される。このとき、標準偏差等を時間波形の幅の平均値と共に表示し、術者が測定精度を確認する指標としてもよい。

【0041】

別の表示方法では、時間波形の幅は R O I 内にカラーで表示される。その際、図 9 の中段に示すように時間波形の幅に対応するカラーバーが同じ画面内に表示され、術者は測定部位の不均一度合を視覚的に判断することができる。カラーバーは、予め測定部位に応じたスケール値が、図示しない記憶装置等から中央制御部 3 を介して読みだされ、スケールされる。また、各位置 $x(n)$ における時間波形の幅 D に対し、ずり波の伝搬 x に関する空間微分、すなわち dD/dx を計算し、空間的な時間波形の幅の情報を R O I 内にマッピングすることも可能である。そのときの画面には、例えば図 9 下段に示すように、R O I 内に時間波形の幅の空間微分を表すカラーマップと、時間波形の幅の空間微分に対応するカラーバーが表示される。空間微分値を表示することによって、より空間分解能の高い不均一性を診断することが可能になる。

【0042】

図 7 のステップ S 1 2 で、終了する信号が図示しない入力デバイスを介して入力されると、ステップ S 1 4 で不均一性の測定が終了する。また、ステップ S 0 4 で設定した R O I 内で再度測定したい場合や、別の位置に R O I を設定して測定したい場合には、ステップ S 0 4 やステップ S 0 6 に戻り、引き続き不均一性が評価される。2 つ以上の複数の位置を測定した場合には、カラーバーのスケールを測定された複数の不均一性の値に応じて、変更してもよい。同じ R O I で測定した場合、ステップ S 1 0 において、例えば図 9 上段に表示される時間波形の幅は測定毎の結果、および各測定の平均値などとする。また、複数の位置に R O I を設定した場合では、図 9 上段において、R O I 1、R O I 2 のように番号をつけ、断層像内に R O I の位置情報と、得られた時間波形の幅の結果を対応できるようにしてもよい。図 9 中段や図 9 下段に示す例では、断層像内に複数の R O I と時間波形の幅の結果が表示される。

【0043】

複数回測定を行う際に、プローブの動きや被検体の体動のため、前後する不均一性測定

時で、撮像される部位がずれ、それに伴いROIの位置情報も空間的にずれる可能性がある。複数回測定する場合には、ROIの位置情報は例えばMotion Correction（体動補正）法（H. Yoshikawa, et. al., Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 45, No. 5B, p. 4754, 2006 参照）を用いることによって、ROIの位置情報を随時補正することも可能である。

【0044】

以上説明した時間波形の幅などの不均一性の測定方法において、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の他、斜め方向としてもよい。ただし、変位検出用送波ビーム生成部22では、変位検出用受波ビーム演算部23に入力される受波ビームに対して、受波ビームの方向とずり波の進む方向が平行とならないように、また、なるべく両者が直交するように制御する。ずり波の伝搬方向が変位方向、すなわち、変位生成用送波ビームの方向に対して直交する方向であるので、受波ビームの伝搬方向とずり波の伝搬方向が平行であると、変位に対する検出感度を失ってしまうからである。そのため、変位生成用超音波ビームの伝搬方向は、望ましくは体表面に対して垂直となるように設定する。

【0045】

図7のステップS04において、ROIのサイズを、有効伝搬距離や音源の幅で決定されるサイズに設定するのではなく、術者が図示しない入力デバイスを介して所望の大きさに設定するようにしてもよい。このとき、もし、所望の大きさが最適なROIのサイズよりも大きい場合には、最適なROIの位置をずらしながら、各位置でS06とS08を施行するようにしてもよい。

【実施例2】

【0046】

不均一性検知部26において、複数のずり波変位の時間波形から不均一性の評価を行うための、第2の実施例について、図10A、図10Bを用いて説明する。

【0047】

図10Aに示すように、1つの方法では、ずり波変位の時間波形101を周知である任意の関数、例えば、多項式関数、指数関数、ガウシアン関数などを用いてフィッティングした後、ローパスフィルタ等を用いてノイズ除去する。その後、フィッティングした波形102のピーク値 d_p から -6 dB 小さい値を閾値とする半値幅 W を計算する。フィッティングする前にノイズ除去処理をしてもよいし、ノイズ除去処理を省くことも可能である。フィッティング後、または、ノイズ除去後に実施例1で記した時間波形の幅を計算してもよい。半値幅 W の他、フィッティング後の変位波形がピークとなる時間 t_p 、変位のピーク値 d_p 、変位波形の中心位置（時間）をパラメータとする関数から不均一性に関する値を算出してもよい。本例においては不均一性の評価ために、ずり波変位の時間波形から得られる2つの情報としては、例えば、ピーク値と半値幅 W が用いられる。

【0048】

また、別の方法としては、図10Bに示すように、下記の数式1をずり波変位の時間波形103にフィッティングさせる。

【0049】

$$y = A1 * \exp(-(t - Ta)^2 / \alpha1) + A2 * \exp(-(t - Tb)^2 / \alpha2) \quad \text{--- (1)}$$

このとき、評価値は、数式1の式中のパラメータである $A1$ 、 $A2$ 、 Ta 、 Tb 、 $\alpha1$ 、 $\alpha2$ とするか、もしくは2つ以上のパラメータを用いた演算の結果とする。例えば、ずり波変位の時間波形103から得られる2つの情報として $Ta - Tb$ や、 $Ta - Tb / ((A1 + A2) / 2)$ を不均一性の評価値とする。数式1でフィッティングした後に、周知である任意の関数（多項式関数、指数関数、ガウシアン関数など）を用いてさらにフィッティングし、半値幅 W を計算してもよい。

【0050】

各位置 $x(n)$ に対し、数式 1 を用いて対応する時間 $T_a(n)$ と $T_b(n)$ を計算し、 $x(n)$ と $T_a(n)$ との関係からずり波の音速 c_1 、また、 $x(n)$ と $T_b(n)$ との関係からずり波の音速 c_2 を推定することも可能である。ずり波速度の推定は、例えば図 5 B を用いて説明した方法が使用できる。このように、数式 1 を用いて組織構造に起因する音速の不均一があった場合に、数式 1 などを用いてフィッティングし、2 つのピーク値の時間を計算できれば、どれくらい速度の異なる媒質が存在するのか、定量化することができる。不均一性の表示方法として、2 つのずり波の音速 c_1 、 c_2 を表示したり、 c_1 と c_2 の差を表示したりすることもできる。

【0051】

ROI 内に 3 つ以上の異なる音速を持つ場所がある場合には、ずり波の時間波形のピーク値も 3 つ以上となる。数式 1 の関数は、ピークの数に応じて設定する。

【0052】

また、別の不均一性の評価方法として、不均一性を表す値はずり波変位の時間波形のピークの個数としてもよい。図 6 の例では個数は 2 個である。ピークの個数は、フィッティング後、またはノイズ除去後の波形から算出される。

【実施例 3】

【0053】

第 3 の実施例として、周波数分散に起因する音速の不均一性の評価を行う方法を図 1 1、図 1 2 を用いて説明する。

【0054】

音速の不均一性の要因となるものとして、組織構造、周波数分散性、振幅、粒子速度などがある。実施例 1 では、組織構造に起因する音速の不均一性の評価方法について説明した。周波数分散性に起因する音速の不均一性がある場合、変位生成用送波ビームの照射の繰り返し周波数 PRF_p が帯域幅を持っている場合に、ずり波速度が変化する。本実施例では、この周波数分散性に起因する音速の不均一性に着目する。

【0055】

図 1 1 に、組織構造に起因する音速の不均一性が存在しない場合に、周波数分散性に起因する音速の不均一性の測定評価を行う実施例 3 の処理フローを示す。ステップ S 0 0、S 0 2、S 0 4、S 0 6 に関しては、図 7 に示した実施例 1 の処理フローと同様なので説明を省く。ここでは、説明を簡単にするため、1 つの ROI 内でのみ不均一性を測定する場合に限定するが、実施例 1 と同様に ROI を動かして不均一性の測定を行ってもよい。

【0056】

ステップ S 2 0 において、ROI 内において組織構造に起因する音速の不均一性が存在するか否かを判断する。判断する方法としては、例えば、ROI 内の時間波形の幅や時間波形の幅の空間微分 (dD/dx) に関する標準偏差、最大値と最小値との差、平均値と、予め測定対象部位毎に決められている閾値とを比較する。判断は、不均一性検知部 2 6 を実現するプログラム処理にて行うことができる。閾値は測定部位毎に図示しないメモリに記憶されており、中央制御部 3 から読み出すようにしてもよいし、図示しない入力デバイス等を介して術者が入力するようにしてもよい。

【0057】

もし、組織構造に起因する音速の不均一性が存在すると判断された場合には、ステップ S 2 2 において、実施例 1 と同様の方法で速度に関する不均一性が表示部 5 に表示される。

【0058】

もし、組織構造に起因する音速の不均一性が存在しないと判断された場合には、周波数分散性に起因する音速の不均一性を測定するため、ステップ S 2 4 において $PRF_p(m)$ ($m=1, 2, 3 \dots$) が設定される。周波数分散性に起因する音速の不均一性を測定するには、少なくとも 2 種類以上の PRF_p で変位生成用送波ビームを照射し、ずり波の変位を測定する必要がある。従って、S 2 4 で設定する PRF_p を S 0 6 のずり波の変位測定で使用した PRF_p と異なる値と設定すれば、 n は 1 以上の任意の整数となる。ま

10

20

30

40

50

た、S 2 4で設定するPRF pがS 0 6のずり波の変位測定で使用したPRF pを含む場合には、nは2以上の任意の整数である。

【0059】

周波数分散性に起因する音速の不均一性が存在する場合、例えば、2種類のPRF pで変位生成用送波ビームを送波し、ずり波検出位置x (n)においてずり波の変位測定を行うと、図12のような時間波形が得られる。図12のずり波変位の時間波形のようにPRF p (1)とPRF p (2)で送波した場合を比較すると、ずり波変位がピークとなる時間に変化する。これは、PRF pが変わると、同一媒体内を伝搬するずり波速度が変化するためである。従って、波形1と波形2を足し合わせた波形には、複数の時間でピーク値が現れる。

10

【0060】

図11のステップS 2 8で行われる周波数分散性に起因する音速の不均一性の評価において、構造に起因する音速の不均一性の評価方法と同様の方法が適用される。不均一の評価結果はS 2 2で画像化される。画像化の方法は、例えば、実施例1と同様の方法(ステップS 1 0)が適用される。

【0061】

周波数分散性に起因する音速の不均一性を測定する際、ビーム周波数設定部14により設定されるPRF p (m)は、好ましくは40Hz～数kHzとする。また、PRF p (m)の間隔 $\Delta \text{PRF p (m)} = \text{PRF p (m+1)} - \text{PRF p (m)}$ は、等間隔または任意の関数に従って設定する。好ましくは、間隔は数100Hzとする。

20

【0062】

周波数分散性に起因する音速の不均一性の評価は、構造に起因する音速の不均一性の評価をしないで試行することも可能である。この場合、図11のステップS 0 6、S 2 0を省くことができる。

【0063】

ここでは、周波数分散性に起因する音速の不均一性をずり波の変位量(振幅)に起因する音速の不均一性評価に適応することも可能である。変位生成用送波ビームの超音波強度と生成されるずり波の変位量(振幅)との関係に非線形性があるため、ずり波の変位量(振幅)が音速の不均一性を生じる原因となりうる。PRF p (m)を変化させる代わりに、変位生成用送波ビームの超音波強度を変化させたときの変位生成用送波ビームの超音波強度を変化させることによって、振幅に起因する音速の不均一性を評価することが可能となる。

30

【0064】

本実施例では、組織構造に起因する音速の不均一性の評価後に、周波数分散性に起因する音速の不均一性を評価したが、逆に周波数分散性に起因する音速の不均一性を評価した後に組織構造に起因する音速の不均一性を評価するようにしてもよい。さらには、周波数分散性、組織構造、振幅のうち必要な項目において、任意の測定順序で不均一性の評価を行ってもよい。

【0065】

また、周波数分散性に起因する音速の不均一性を評価するための変位生成用送波ビームを照射する際、2種類以上の変位生成用送波ビームの照射の繰り返し周波数PRF pで照射する代わりに、広帯域な周波数特性を持つ、すなわち、複数のPRF pを含むパルス波的な変位生成用送波ビームを1回のみ照射し、不均一性に関するパラメータ(時間波形の幅、ずり波速度など)を算出するようにしてもよい。パルス波的な変位生成用送波ビームは、例えばコーデックされた変位生成用送波ビームを用いることができる。これにより、変位生成用送波ビームの照射回数、および、ずり波の検出回数が1回で良いため、診断時間を短縮することができる。特に、実施例1で述べたように、変位生成用送波ビームの振幅の立上がりと立下りの形状を制御することで、ハニング波形のようにPRF pが主体となる場合と、矩形波のようにPRF p以外にも3PRF pや5PRF pなどPRF pの奇数倍の成分も含む場合と比較することで、組織構造に起因する音速の不均一性の評価と、周波数分散性に起

40

50

因する音速の不均一性の評価を独立して行うことが出来るようになる。

【実施例 4】

【0066】

上述の実施例 3 のステップ S 2 8 における周波数分散性に起因する音速の不均一評価方法の別の方法を実施例 4 として説明する。PRF_p (m) に対して、検出位置 x 得られたずり波の変位の時間波形からずり波の音速 c (m) が推定される。

【0067】

図 1 3 に、ずり波の音速 c (m) と、変位生成用送波ビームの照射の繰り返し周波数 PRF_p (m) との関係を示すグラフ 1 0 4 を示している。周波数分散性に起因する音速の不均一性は、例えば、ずり波の音速の差 d c (= c (m) - c (1) もしくは c (m) - c (m-1)) として計算される。または、d c にずり波の変位波形の中心位置 (時間) を掛け算した値とする。または、d c にずり波の変位波形がピークとなる時間 t_p を掛け算した値とする。中心位置 (時間) や変位波形がピークとなる時間 t_p は、ずり波の変位波形、ずり波の変位波形をフィッティングした波形、ずり波の変位波形をフィッティングした後、ノイズ除去した波形から算出される。本実施例における音速の不均一性の検出は、上述の実施例同様、図 1 の不均一性検知部 2 6 におけるプログラム処理にて実現できることは言うまでもない。

【0068】

本実施例では、周波数分散性に起因する音速の不均一性の測定と同時に、ずり波速度の周波数、すなわち、変位生成用送波ビームの照射の繰り返し周波数依存性と、周波数に対する平均的なずり波速度を同時に測定することが可能となる。

【実施例 5】

【0069】

続いて、第 5 の実施例として、バーストチャープ法を用いて、構造に起因する音速の不均一性を検出する超音波診断装置について説明する。

【0070】

図 1 4 に本実施例を実施するためのシステム構成図を示す。実施例 1 ~ 4 までのシステム構成と異なる構成部は、変位生成部 1 0 にビーム時間設定部 1 5 が、変位検出部 2 0 に硬さスペクトル計算部 2 8 が追加されたことである。ビーム時間設定部 1 5 は、変位生成用送波ビーム生成部 1 3 が生成する変位生成用送波ビームの照射時間を設定する。変位検出部 2 0 において、変位検出用受波ビーム演算部 2 3 の出力は検波部 2 5 において、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の信号処理の後、硬さスペクトル計算部 2 8 でずり波変位のスペクトル情報が計算される。硬さスペクトル計算部 2 8 で計算されたずり波変位のスペクトル情報は、不均一性検知部 2 6 へ入力され、不均一性検知部 2 6 で不均一性に関する値が計算される。

【0071】

次に、図 1 5 を用いて、バーストチャープ法による変位生成用送波ビームの送波方法について説明する。図 1 5 に示す、被検体組織の焦点 F 1 と焦点 F 2 にて、交互に変位を生じさせるように 2 つの変位生成用送波ビームを制御する。各焦点への変位生成用送波ビームの放射の ON/OFF は中央制御部 3 において制御され、ON/OFF の切替え時間はビーム時間設定部 1 6 にて設定される。

【0072】

図 1 6 に変位生成用送波ビーム生成部 1 3 による変位生成用送波ビーム、および、変位検出用送波ビーム生成部 2 2 と変位検出用受波ビーム演算部 2 3 による変位検出用送受波ビームのシーケンスを示す。ここでは、T_m の値を大きい値から小さい値へスワイプさせる手法を、バーストチャープ法と呼ぶ。すなわち切替え周期 T_m と T_(m+1) との間隔 ΔT_m (= T_(m+1) - T_m) が負の定数のときの変位生成送波ビームのシーケンスを示している。ここで、初めの変位生成用送波ビームが照射される時刻を t = 0 とする。

【0073】

まず、焦点 F 2 への変位生成用送波ビームが OFF (= 0) の状態で、焦点 F 1 への変

位生成用送波ビームをON (= 1) にして、焦点F 1で変位が生じ、ずり波が伝搬する。焦点F 1への変位生成用送波ビームは $0 \leq t \leq T_1$ において、常にONの状態である。次に、時刻 $t = T_1$ のとき、焦点F 1の変位生成用送波ビームがOFFとなる。このとき、焦点F 2の変位生成用送波ビームがONとなり、焦点F 2において変位が生じ、ずり波が伝搬する。焦点F 1への変位生成用送波ビームがOFF、かつ、焦点F 2への変位生成用送波ビームは $T_1 \leq t \leq T_1 + T_1$ において、ONとなっている。上記のシーケンスにおいて、2つの変位生成用送波ビームの切替え周期は T_1 である。

【0074】

バーストチャープ法による変位生成用送波ビームの照射が終了すると、次に、変位検出用の送波ビーム、受波ビームの順にONとなる。

【0075】

続いて、変位生成用送波ビームのON/OFFの切替え周期 T_m を変更して、変位生成用送波ビームの照射と変位検出を行う。ここで、 m は焦点F 1と焦点F 2が m 回目にONとなる周期を表しており、 $m = 1, 2, 3, \dots$ である。各焦点へのバースト信号の音響インテンシティの大きさは同じでもよいし、異なってもよい。変位生成用送波ビームの照射に伴い、焦点F 1と焦点F 2で発生したずり波は伝搬しながらお互いに干渉し合い、打消しあったり、増幅しあったりする。一方、各焦点では変位と同時に熱が発生する。

【0076】

図15において、2焦点間の距離を d とする。 d の値が小さくなる、すなわち、焦点F 1と焦点F 2との距離が近くなるにつれて、干渉する度合いは大きくなる。しかし、焦点の距離が近くなると、熱伝導によって焦点間の温度上昇 E が焦点での温度よりも大きくなり、安全性が低下する。逆に、 d を大きくすると、温度上昇は抑えられ、安全性は向上するが、干渉の度合いが小さくなってしまふ。したがって、 d の最適値は温度上昇の最大値が各焦点での温度上昇の最大値と同等であり、かつ、波の干渉が起きる値である。したがって、最適値 d は焦点の深さ、変位生成用送波ビームの照射時間、周波数、診断部位などに依存する。

【0077】

診断部位は、生体の音速、超音波吸収、熱伝導率などに影響を与える。例えば、肝臓の場合 d の範囲は $10\lambda < d < 30\lambda$ とし、乳腺の場合は $5\lambda < d < 30\lambda$ とする。

【0078】

中央制御部3により、この値 d は図示しないメモリから読み取られて、焦点位置設定部12に設定される。さらに、設定した d の値と予測されるずり波速度の値から、切替え周期に関する値が決定される。

【0079】

先に述べたとおり、本実施例では切替え周期を変化させながら、2つの焦点で生じたずり波が干渉して振幅が大きくなる時の切替え周期を求め、構造に起因する音速の不均一性の検出を行う。干渉波が増幅する条件について説明する。

まず、構造に起因する音速の不均一性がない場合について説明する。切替え周期 T_m の逆数を切替え周波数（繰り返し周波数） f_m と表わし、 $f_m = 1/T_m$ とする。ここで、干渉波が増幅して変位量の絶対値がピーク値（極大値）となる条件は、2焦点の距離 d が波長 λ の $(n+1/2)$ 倍となった場合であり、数式2で表わすことができ、図示すると図17Aの波形105Aに示す通りである。このときの切替え周波数 f_m を、 $f_M(n)$ で表わす。

【0080】

$$k * d = (2\pi f_M(n) / c) * d = 2\pi (n + 1/2) \dots (2)$$

ただし、 k は波数（ $= 2\pi/\lambda$ ）、 c はずり波の速度、 n は0もしくは正の整数（ $n = 0, 1, 2, \dots$ ）である。

ピーク値となる切替え周期 T_m の値を $T_M(n)$ とすると、 $T_M(n) = 1/f_M(n)$ であるので、数式2から数式3のように導出される。

10

20

30

40

50

【0081】

$$TM(n) = d / c * (2 / (2n + 1)) \quad \text{--- (3)}$$

例えば、 $n = 1$ 、 $d = 2$ [mm] であるとき、 $c = 1$ [m/s] では $TM(1) = 1.3$ [ms] ($fM(1) = 750$ [Hz])、 $c = 1.2$ [m/s] では、 $TM(1) = 1.1$ [ms] ($fM(1) = 900$ [Hz]) となる。 $TM(n)$ の値、2 焦点間の距離 d から、ずり波速度 c を算出することができる。変位生成用送波ビームの ON/OFF 切替え周期である Tm は、数 Hz ~ 数 kHz の範囲で制御するのが望ましい。また、本技術では、変位生成用送波ビームのキャリア信号の周期ではなく、ON と OFF の時間制御により不均一性を検出していることが特徴である。したがって、キャリアの周波数を高くすることで、ビームの幅が狭く、高い空間分解能で撮像ができる。

10

【0082】

次に、構造に起因する音速の不均一性がある場合について説明する。例えば、2 つの異なる音速を持つ媒質をずり波が通過した場合について説明する。

図 17B に示すように、ずり波変位の絶対値と f_m との関係を示すグラフにおいて、 $fM(n) \sim c_1$ のときにずり波の音速 c_1 に対応するピークが現れ、また、 $fM(n) \sim c_2$ のときにずり波の音速 c_2 に対応するピークが存在することになる。 $c_2 > c_1$ において、 $fM(n+1) \sim c_1 > fM(n+1) \sim c_2$ であるとき、不均一性を検出することが可能である。不均一性検知部 26 では、実施例 1 ~ 4 における時間波形の幅に相当する不均一性のパラメータとして、例えば、スペクトル分布の幅を計算する。スペクトル分布の幅の計算は、変位量の絶対値を f_m 方向に積分した値 / 変位量の絶対値のピーク値のよう

20

【0083】

異なる音速の数が 2 つ以上の場合にも、上記の方法を適用可能である。

【0084】

図 14 の硬さスペクトル計算部 28 では、検波部 25 からの出力信号に対してスペクトル解析をして、スペクトル情報を不均一性検知部 26 へ出力する。

【0085】

変位検出点の設定は図 19 の波形 106 の観測点 A のような場所に設定し、極力、観測点 B のように変位が極小となる場所を取らないように工夫する必要がある。これは変位生成用送波ビームの照射の ON が一度だけのような過渡的な現象を観察する場合には、この考慮はそれほど重要では無い。しかし 2 焦点を音源とするずり波の干渉を用いる場合、変位量の絶対値 (= 振幅値) の極大点と極小点が交互に分布するので、変位をモニタリングするラスタは変位量の絶対値の極大点となると推定される場所を選ぶか、もしくは複数点モニタリング点を設定し、極大点が観測点に含まれるような工夫をする。複数点モニタリングする場合には、極大点での変位と極小点における変位の絶対値の差分値を変位量としてもよい。

30

【0086】

図 18 に本実施例のバーストチャープ法による構造に起因する音速の不均一性診断のフローチャートを示す。ステップ S00 ~ S04、S12、S14 は実施例 1 における不均一性測定時のフローチャートと同じであるので説明を省略する。

40

【0087】

S30 では、2 焦点 F1 と F2 の位置、2 焦点への変位生成用送波ビーム照射の切替え周期の初期値 T_{start} 、最終値 T_{end} 、および間隔 ΔT を設定する。

2 焦点の位置は、例えば、2 焦点の中心点 (ここでは各組の 2 焦点間を結ぶ直線の中心点とする) を POI (Point of Interest) として設定し、また、2 焦点間の距離を設定する。POI は操作者によって、ステップ S02 で表示された画像を見ながら、図示しないキーボード、マウス、タッチパネル等の入力装置を用いて設定することも可能であるし、また、撮像した画像の輝度値や組織の形状などに基づいて計算される推定値を自動で焦点位置設定部 12 に設定するようにしてもよい。操作者が手動で設定する場合では、血管などを避けて焦点を設定することが可能である。ここで、2 焦点間の距離

50

は、先述したとおり、2つのずり波が干渉し合う距離よりも小さく、また、各焦点に照射される変位生成用送波ビームの幅よりも大きい値とする。操作者が焦点位置を決定する場合には、先に記述した距離 d の最適値、もしくは最適な距離 d の最大値と最小値が画面に表示されて、これに基づいて位置を決定する。距離が設定されると、予想されるずり波の速度から、数式3の n の値や最適な観測点が決定する。ここで、観測点は、ずり波の伝搬距離内において、ずり波の変位の絶対値の極大点、または極大点を含む複数位置に基づいて決まる。観測点の設定は、自動で設定されるか、または、操作者により入力装置で設定される。また、観測点上でのずり波伝搬の振幅（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（繰返し送信されるパルスの周波数）は、予想されるずり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、ラスタがずり波の変位の方向と同じ場合は、PRFをずり波の周波数の2倍以上とする。決定した n や観測位置を画面に表示するようにしてもよい。初期値 T_{start} 、最終値 T_{end} は、測定部位や2つの焦点間の距離 d に対して数式3を満たす範囲でピークが得られる値を設定する。この設定値は、測定部位、深度、焦点間の距離などに応じて、自動で設定されるようにしてもよいし、操作者が入力装置を用いて設定するようにしてもよい。

【0088】

次に、ステップS32において、ずり波の変位検出の際に行う相関演算に使用する参照信号を取得した後、 $T_1 = T_{start}$ の切替え周期でバーストチャープ信号を送信し、2焦点でずり波を発生させる。

【0089】

ステップS06では、ずり波を観測するための変位検出用ビームの送受信を行う。各測定点での変位検出は、バーストチャープ信号がOFFとなってから、すべての観測点においてずり波が到来して通り抜けるまでの間、常に検出してもよいし、また、ずり波が到来して通り抜けるまでの時間を、予め焦点と観測点との距離と推定されるずり波速度から求めておき、その時間だけ検出するようにしてもよい。後者の方が、PRFを高くすることができるので、高精度な変位検出が可能である。受波信号にたいして、検波部25において、バンドパスフィルタなどの信号処理で f_m に相当する信号を抽出したあと、周知されている相関演算等を行いずり波の変位を計算する。相関演算は、参照信号と変位検出用ビームにより受信した時間毎のエコー信号を用いて計算する。この計算により、各観測点におけるずり波振幅の時間波形が得られる。

【0090】

ステップS34では、直前の切替え周期 T_m が T_{end} かどうかを判定する。 T_{end} ではなければ、ステップS32に戻って、次の T_{m+1} の切替え周期でバーストチャープ信号を送信する。ステップS32において、再び参照信号を取得する場合、測定中の焦点位置のずれによる相関演算のロバスト性が大きい。また、 T_{m+1} の切替え周期以降のバーストチャープ信号の送信については、参照信号の取得を省き、1番始めに取得した参照信号を用いて相関演算を行うようにすれば、測定時間を短縮することができる。

【0091】

T_{end} の場合は、図18のステップS08において、不均一性の評価が行われる。硬さスペクトル計算部28から出力されるスペクトル情報は、ステップS06でずり波の変位測定を行う度に不均一性検知部26へ出力されるようにしてもよいし、ステップS34において T_{end} と判定された後に、全ての T_m で変位測定を行った後にまとめて不均一性検知部26へ出力されるようにしてもよい。前述したとおり、不均一性の評価値は、不均一性検知部26において計算されたスペクトル分布の幅である。図18のステップS10において、測定された不均一性を示す値、例えば、スペクトル分布の幅が断層像と共に表示部5の画面に表示される。

【0092】

図20に示すように、計算結果は、断層像107と同じ画面に数値として表示する。また、2焦点の位置 F_1 と F_2 、距離 d を、断層像107に重畳して表示したり、変位生成

用送波ビーム照射の切替え周期の初期値 T_{start} 、最終値 T_{end} 、および間隔 ΔT と合わせて画面内に表示させたりしてもよい。これにより、操作者は、表示される画像やグラフを見て、2 焦点の位置、距離 d 、替え周期の初期値 T_{start} 、最終値 T_{end} 、および間隔 ΔT などの測定パラメータを変えて、再測定することができる。図示は省略するが、実施例 1 の図 9 の中段に示すように、別の表示方法では、スペクトル分布の幅は ROI 内にカラーで表示される。その際、スペクトル分布の幅に対応するカラーバーが同じ画面内に表示され、術者は測定部位の不均一度合を視覚的に判断することができる。カラーバーは、予め測定部位に応じたスケール値が、図示しない記憶装置等から中央制御部 3 を介して読みだされ、スケールされる。また、各位置 $x(n)$ におけるスペクトル分布の幅 D_{-S} に対し、ずり波の伝搬 x に関する空間微分、すなわち dD_{-S}/dx を計算し、空間的なスペクトル分布の幅の情報を ROI 内にマッピングすることも可能である。そのときの画面には、ROI 内にスペクトル分布の幅の空間微分を表すカラーマップと、スペクトル分布の幅の空間微分に対応するカラーバーが表示される。空間微分値を表示することによって、より空間分解能の高い不均一性を診断することが可能になる。以降、バーストチャープ法による構造に起因する音速の不均一性の検出方法のバリエーションについて述べる。

【0093】

2 焦点への変位生成用送波ビームの ON/OFF が交互になるように制御したが、同時に ON/OFF となるように制御して同時刻に変位を生じさせることも可能である。この場合は、干渉波が増幅してピーク値を持つ条件は d が波長 λ の $(n+1)$ 倍のときであるので、数式 2 に対応して、数式 4 のようになる。

【0094】

$$k * d = (2 \pi f / c) * d = 2 \pi (n + 1) \quad - - - (4)$$

高精度な音速の不均一性の測定方法として、1 回目に、切替え周期の間隔 ΔT を粗く設定して測定し、 T_M を求め、次の測定で、 T_M の付近の切替え周期で ΔT をより細かい設定にしてより詳細な T_M の値を求めるようにしてもよい。このように替え周期の間隔 ΔT の値を細かくしていくことによって、より厳密な速度の違いを検知することができ、高精度な音速の不均一性の評価ができる。

【0095】

また、各切替え周期 T_m について 1 回の ON/OFF 制御で次の切替え周期 $T(m+1)$ へ変更するのではなく、同じ T_m に対して数回 ON/OFF を繰り返した後に次の切替え周期に設定するようにしてもよい。同じ T_m に対して数回 ON/OFF を繰り返すことにより、より感度の高い測定が可能となる。

【0096】

T_m の値を大から小に変化させたが、逆に小から大に変化させることも可能であるし、 ΔT_m は固定値以外にも、等比級数など、ある関数に基づいて変更することも可能である。

【0097】

さらに、ピーク値（極大値）から音速の不均一性を測定する方法について説明したが、極小値を用いてもよい。その場合、図 17 の波形 105A において、 $k d = 2 \pi, 3 \pi, \dots$ の値を用いる。

【0098】

さらに、2 つの焦点に変位生成用送波ビームを照射する方法について説明したが、生体内の 1 つの直線上に、等間隔に 2 つ以上の複数の焦点を設定し（例えば 4 個）、1 つおきの各焦点に対して焦点 F1 または焦点 F2 と同じシーケンスで変位生成用送波ビームを照射する（例えば、4 つの焦点に対して、端から順に図 17 の焦点 F1 のシーケンス、焦点 F2 のシーケンス、焦点 F1 のシーケンス、焦点 F2 のシーケンス）ことも可能である。

【0099】

さらに、切替え周期を固定して、焦点間の距離 d を変化させて測定する方法も考えられる。この方法では、変位生成用送波ビームの集束位置を変化させることができるので、生

体内の温度上昇が小さくなり、安全な測定が可能となる。

【0100】

また、バーストの切替え周波数 f_m を切替えてビームを送信する代わりに、複数の f_m を含むランダム波を用いることにより、変位生成用送波ビームの照射、および変位検出用ビームの送受信を1回とすることもできる。ずり波の変位計算後にスペクトル解析を行い、複数の f_m に対する変位を計算する。これにより、測定時間を短くすることができる。

【0101】

これまで、組織構造に起因する音速の不均一性の評価方法としてバーストチャープ法を適用することについて説明した。バーストチャープ法は、組織構造に起因する音速の不均一性があると判定され、具体的なずり波速度を推定する際に適用することも可能である。例えば、測定するROI内に2つの異なるずり波速度を持つ構造物が混ざっており、実施例2の数式1から計算されたパラメータを用いてずり波速度 c_1 、 c_2 が推定されたとする。その際、より高精度な測定をするためにバーストチャープ法が適用される。まず、ずり波速度 c_1 と c_2 に対応する TM_1 と TM_2 が数式3から計算される。次に、 TM の付近の切替え周期とで細かい ΔT を設定し、より詳細な TM の値を求めることにより、より精密なずり波速度 c_1 と c_2 を測定することができる。なお、ずり波速度 c_1 と c_2 は実施例2の数式1から推定する他、本実施例における $f_M(n) - c_1$ 、および、 $f_M(n) - c_2$ から推定することも可能である。

【0102】

実施例2のように、変位量の絶対値をフィッティング、ノイズ除去処理した後の波形に関して、半値幅、振幅値、 f_m に関するパラメータを算出し、これらのパラメータ、もしくは複数のパラメータを用いて計算した値、任意の閾値などを用いて、不均一性に関する評価を行ってもよい。

【0103】

また、2つの異なる変位生成用送波ビームの照射の繰り返し周波数 $PRF_p(1)$ と $PRF_p(2)$ で周波数分散性に起因する音速の不均一性を評価する場合も同様に、上記と同様に変位量の絶対値と f_m との関係からスペクトル分布の幅を計算することが可能である。さらに、振幅に起因する不均一性の評価に適用してもよい。

【0104】

以上、本発明の実施例として、対象物内からのエコー信号を送受信する超音波探触子と、前記対象物内に超音波集束ビームを放射して組織を変位させる変位生成部と、対象物からのエコー信号を受波し、超音波集束ビームにより生じるずり波変位の時間波形を複数の位置で検出する変位検出部とを備え、変位検出部は、検出したずり波変位の時間波形に基づき、対象物の不均一性を評価する不均一性検知部を有する構成の超音波診断装置、並びに、超音波により対象物の診断を行う超音波診断装置であって、対象物内からのエコー信号を送受信する超音波探触子と、対象物内に超音波集束ビームを放射して組織を変位させる変位生成部と、対象物からのエコー信号を受波し、超音波集束ビームにより生じるずり波変位の時間波形を複数の位置で検出する変位検出部とを備え、変位生成部は、超音波集束ビームを生成する変位生成用送波ビーム生成部と、超音波集束ビームの周波数を設定するビーム周波数設定部を有し、変位検出部は、検出した前記ずり波変位に基づき、対象物の不均一性を評価する不均一性検知部を有する構成の超音波診断装置を詳細に説明した。

【0105】

上記全ての実施例において、ずり波を生成する際、変位生成用送波ビームの代わりに、機械駆動（DCモータ、振動ポンプなど）、手動圧迫、電気パルスによる圧迫、血管や心臓等の体動等の周知の方法を用いてもよい。

【0106】

また、ステップS04で設定するROIの大きさにおいて、ずり波伝搬方向の幅（この場合、方位方向の幅）は、ずり波の有効伝搬距離から決定されたと記載した。また、測定するROIのずり波伝搬方向に垂直な幅（この場合、深さ方向の幅）は、変位生成用送波ビームの伝搬する方向、例えば図2では体内の深さ方向の音源の幅から決定されたと記載

した。別のROIの大きさの設定方法として、ROIの大きさを、ステップS04で記載した大きさよりも大きく設定し、変位生成用送波ビームを照射する位置をずらしながらずり波を発生させることにより、スキャンしながらROI内の不均一性の検査することも可能である。

【0107】

また、リニアアレイ型の探触子の代わりに2次元探触子を使用してもよい。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、シリコンなどの周知の圧電素子や静電素子を用いる。

【0108】

また、変位生成用送波ビームを伝搬方向に複数個所照射することによって、ずり波の仮想的な平面波を生成し、有効伝搬距離を長くすることも可能である。

10

【0109】

また、表示部5に表示された断層像内の不均一性を表す画像のピクセル情報（輝度値など）に対し、図示しない画像処理部において、周囲組織と均一度合いがことなる部分を画像処理により抽出して、病変組織（腫瘍）と推定される部位を画面上に示すようにしてもよい。周囲組織と均一度合いがことなる部分の抽出には、表示部5に表示される画像を用いる他、不均一性検知部26で計算した不均一性を示す量に対して、同検知部で信号処理により抽出することも可能である。病変組織と判断された場所について、さらに、既存の機能診断手法（ドプラ法）などを用いて解析を行うようにしてもよい。

【0110】

20

上述した各種の実施例の測定対象は、例えば、肝臓、乳腺、血管、前立腺などが挙げられる。

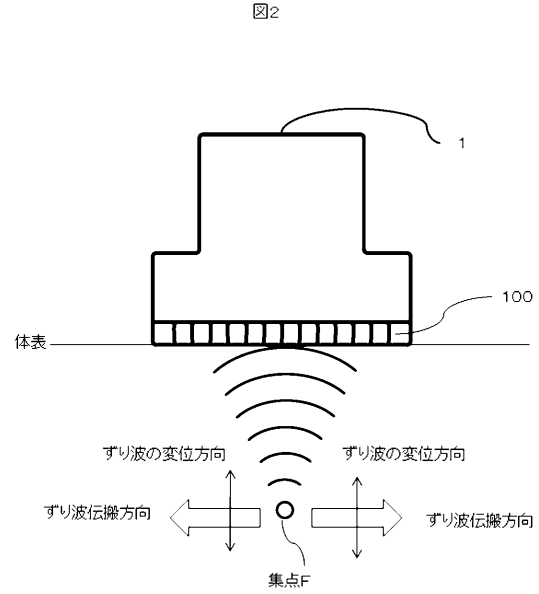
【符号の説明】

【0111】

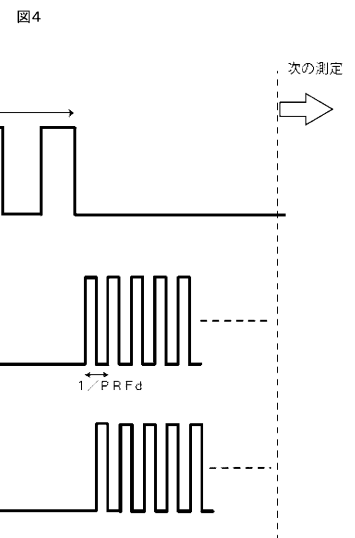
1…超音波探触子、2…送受切替えスイッチ、3…中央制御部、4…デジタルスキャンコンバータ、5…表示部、10…変位生成部、11…変位生成用送波波形生成部、12…焦点位置設定部、13…変位生成用送波ビーム生成部、14…ビーム周波数設定部、15…ビーム時間設定部、20…変位検出部、21…変位検出用送波波形生成部、22…変位検出用送波ビーム生成部、23…変位検出用受波ビーム演算部、25…検波部、26…不均一性検知部、28…硬さスペクトル計算部、100…超音波探触子1の各素子。

30

【図 2】

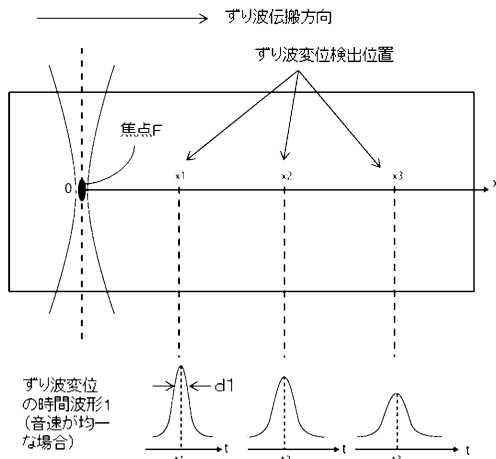


【図 4】



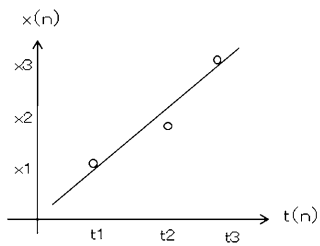
【図 5 A】

図5A



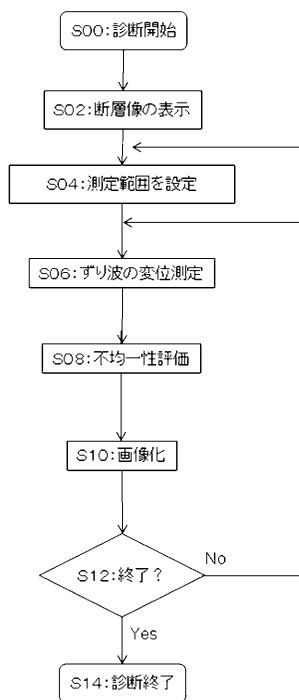
【図 5 B】

図5B



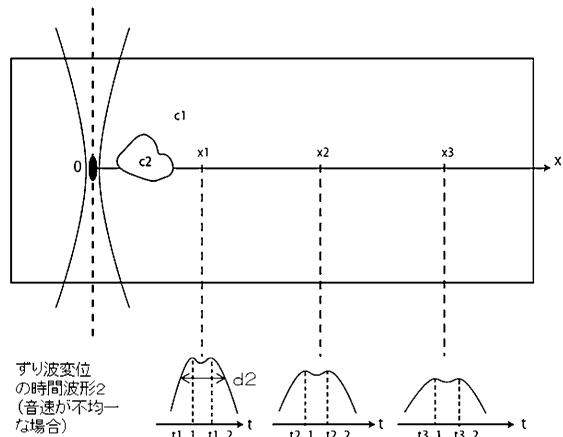
【図 7】

図7



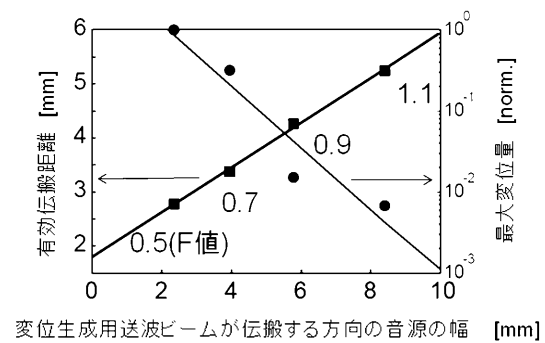
【図 6】

図6



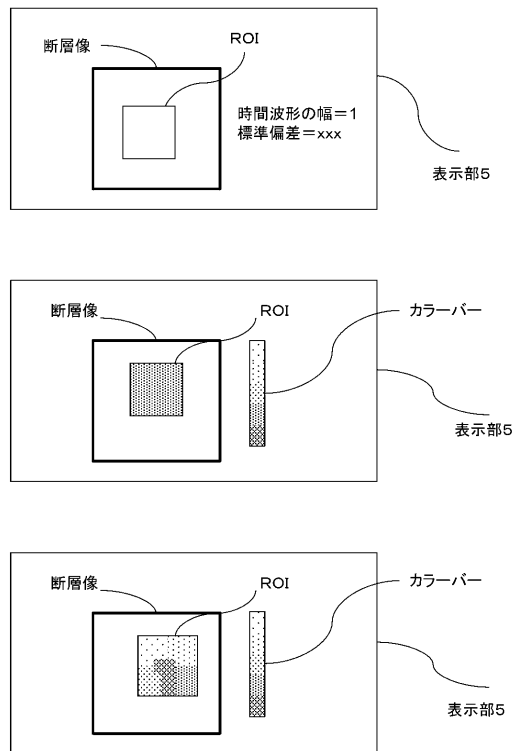
【図 8】

図8



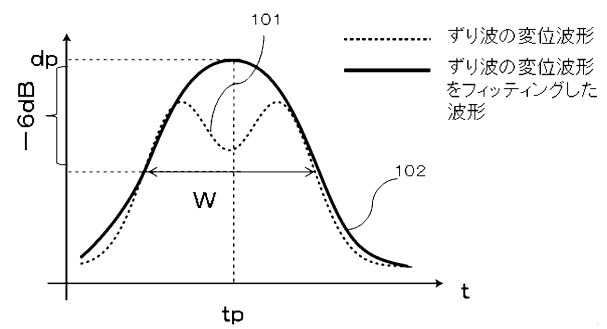
【図 9】

図9



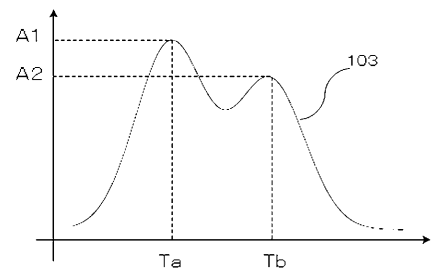
【図 10 A】

図10A



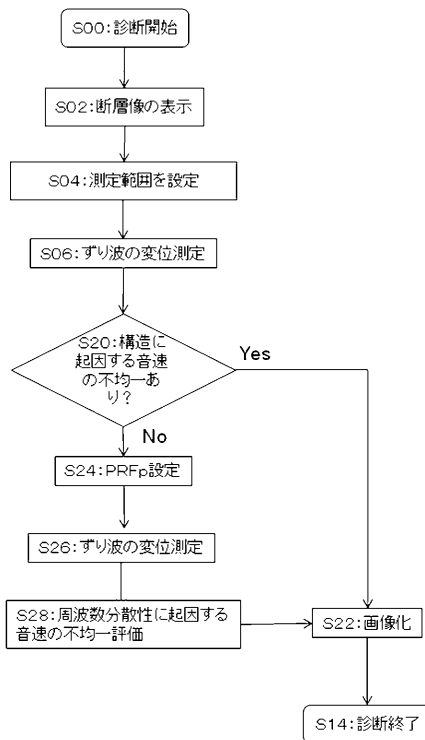
【図 10 B】

図10B



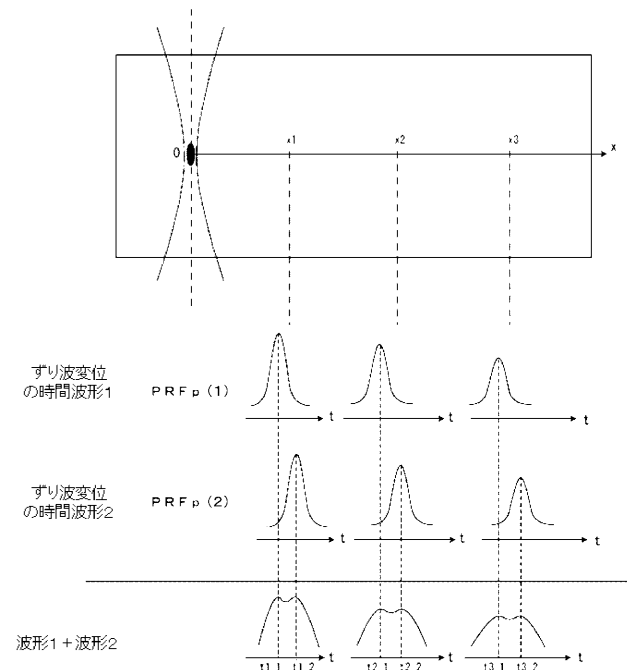
【図 11】

図11



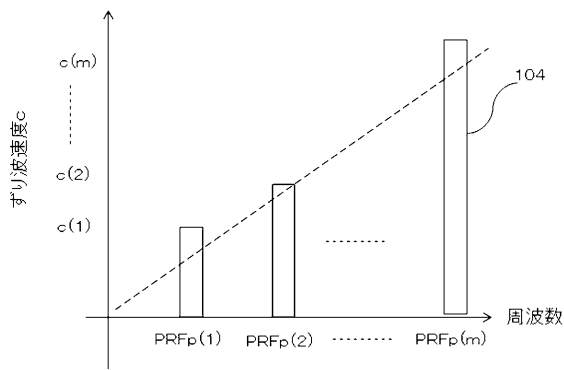
【図 12】

図12



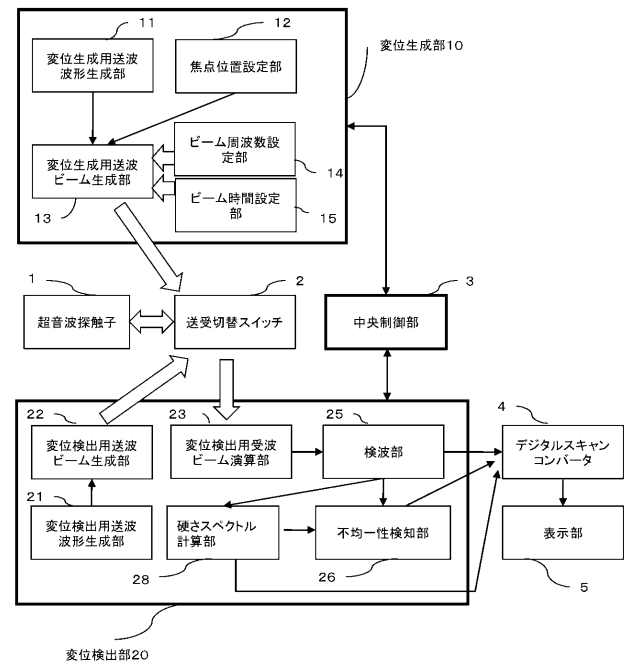
【図 13】

図13



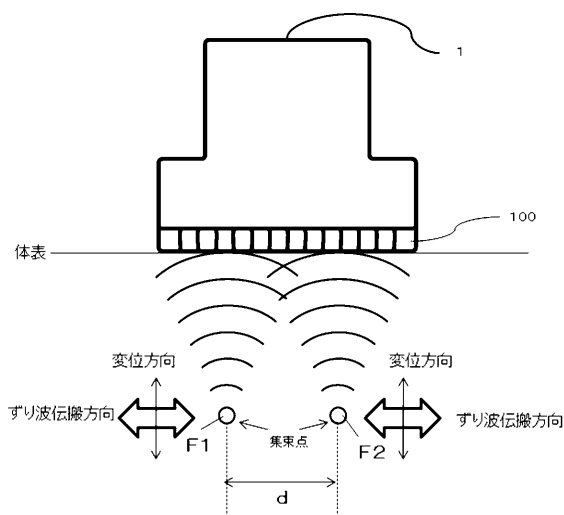
【図 14】

図14



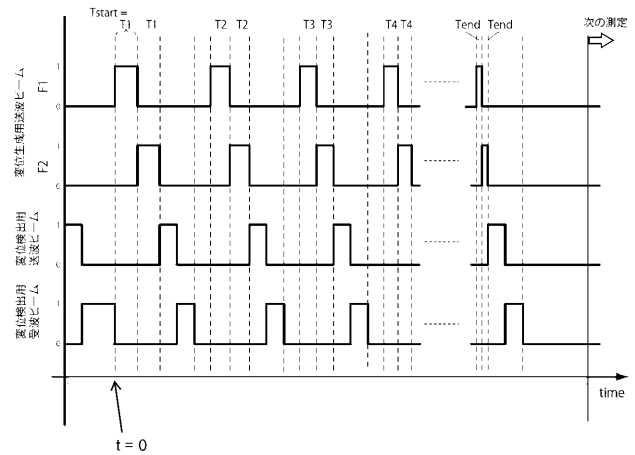
【図 15】

図15



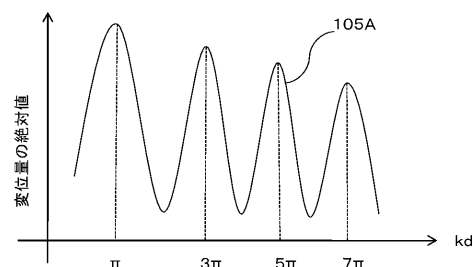
【図 16】

図16



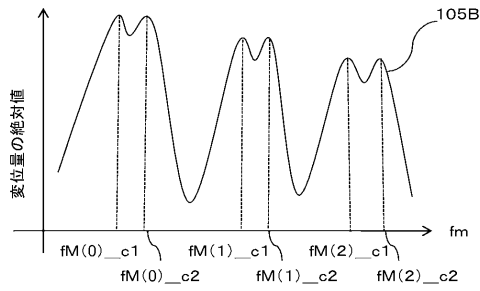
【図 17 A】

図17A



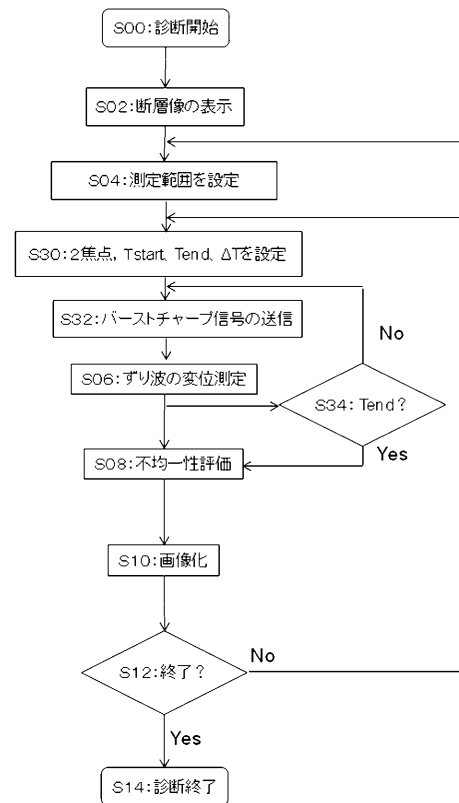
【図 17 B】

図 17B



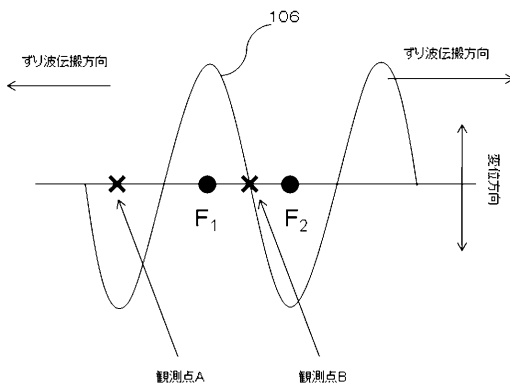
【図 18】

図 18



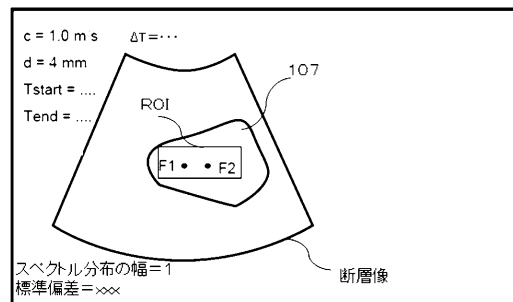
【図 19】

図 19



【図 20】

図 20



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/077853

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/08(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

WPI

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2003-530941 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 21 October 2003 (21.10.2003), paragraphs [0041] to [0044] & US 2002/0010398 A1 & EP 1278459 A & WO 2001/080742 A1 & CN 1383374 A	1, 3, 8-11, 13, 15
Y	JP 2010-259806 A (Siemens Medical Solutions USA, Inc.), 18 November 2010 (18.11.2010), paragraph [0043] & US 2010/0280373 A1 & US 2010/0317971 A1 & DE 102010018857 A & CN 101879077 A & KR 10-2010-0120091 A	1, 3, 8-11, 13, 15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
24 January, 2012 (24.01.12)Date of mailing of the international search report
31 January, 2012 (31.01.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/077853

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2010-69295 A (General Electric Co.), 02 April 2010 (02.04.2010), paragraphs [0030] to [0031] & US 2010/0069751 A1 & DE 102009044028 A & CN 101675888 A	11,13,15
Y	JP 2002-538911 A (Societe d'Elastographie Impulsionnelle pour les Systemes de Mesure de l'Elasticite), 19 November 2002 (19.11.2002), paragraphs [0059] to [0061] & US 6770033 B1 & EP 1169636 A & WO 2000/055616 A1 & DE 60028952 D & DE 60028952 T & FR 2791136 A & AU 3296300 A & BR 9022 A & IL 145352 D & CA 2366265 A & AU 762374 B & AT 331216 T & DK 1169636 T & CN 1343310 A & ES 2267506 T & PT 1169636 E & ZA 200107552 A	15
A	US 2008/0249408 A1 (Mark L. Palmeri), 09 October 2008 (09.10.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	US 2010/0286520 A1 (CHRISTOPHER ROBERT HAZARD), 11 November 2010 (11.11.2010), entire text; all drawings & IT MI20100716 A	1-15
A	Marie TAHARA et al., "Choonpa Hosharyoku ni yoru Danseiritsu Keisoku", Report of the 2010 Spring Meeting, the Acoustical Society of Japan CD-ROM, 2010.03, pages 1279 to 1280	1-15
A	JP 2008-534198 A (Centre National de la Recherche Scientifique), 28 August 2008 (28.08.2008), entire text; all drawings & US 2009/0124901 A1 & EP 1866667 A & WO 2006/106213 A1 & FR 2883982 A & FR 2883982 A1 & IL 186394 D	1-15
A	US 2004/0068184 A1 (Gregg E. Trahey), 08 April 2004 (08.04.2004), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 2010-172699 A (General Electric Co.), 12 August 2010 (12.08.2010), entire text; all drawings & US 2010/0191113 A1 & DE 102010000253 A & CN 101785682 A	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 7 7 8 5 3	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08 (2006, 01) i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) WPI			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y	JP 2003-530941 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2003. 10. 21, 段落番号【0041】～ 【0044】 & US 2002/0010398 A1 & EP 1278459 A & WO 2001/080742 A1 & CN 1383374 A	1, 3, 8-11 , 13, 15	
Y	JP 2010-259806 A (シーメンス メディカル ソリューションズ ユ ーエスエー インコーポレイテッド) 2010. 11. 18, 段落番号 【0043】 & US 2010/0280373 A1 & US 2010/0317971 A1 & DE 102010018857 A & CN 101879077 A & KR 10-2010-0120091 A	1, 3, 8-11 , 13, 15	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 24. 01. 2012		国際調査報告の発送日 31. 01. 2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 五関 統一郎 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 7 7 8 5 3
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2010-69295 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 2010.04.02, 段落番号【0030】～【0031】 & US 2010/0069751 A1 & DE 102009044028 A & CN 101675888 A	11, 13, 15
Y	JP 2002-538911 A (ソシエテ・デラストグラフィ・アンピュルシヨ ネル・プール・レ・システム・ドゥ・メジュール・ドゥ・レラスト イシテ) 2002.11.19, 段落番号【0059】～【0061】 & US 6770033 B1 & EP 1169636 A & WO 2000/055616 A1 & DE 60028952 D & DE 60028952 T & FR 2791136 A & AU 3296300 A & BR 9022 A & IL 145352 D & CA 2366265 A & AU 762374 B & AT 331216 T & DK 1169636 T & CN 1343310 A & ES 2267506 T & PT 1169636 E & ZA 200107552 A	15
A	US 2008/0249408 A1 (Mark L. Palmeri) 2008.10.09, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15
A	US 2010/0286520 A1 (CHRISTOPHER ROBERT HAZARD) 2010.11.11, 全文、全図 & IT MI20100716 A	1-15
A	田原 麻梨江、他, 超音波放射力による弾性率計測, 日本音響学会 2010年 春季研究発表会講演論文集CD-ROM, 2010.03, 第 1279-1280 頁	1-15
A	JP 2008-534198 A (サントル ナショナル デ ラ ルシエル シ ュ シアンティフィク) 2008.08.28, 全文、全図 & US 2009/0124901 A1 & EP 1866667 A & WO 2006/106213 A1 & FR 2883982 A & FR 2883982 A1 & IL 186394 D	1-15
A	US 2004/0068184 A1 (Gregg E. Trahey) 2004.04.08, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2010-172699 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 2010.08.12, 全文、全図 & US 2010/0191113 A1 & DE 102010000253 A & CN 101785682 A	1-15

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(72)発明者 吉川 秀樹

日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

(72)発明者 橋場 邦夫

日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

Fターム(参考) 4C601 BB06 DD20 DD23 EE09 EE30 HH08 JC37 KK02 KK12 KK31

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2012077579A1	公开(公告)日	2014-05-19
申请号	JP2012547815	申请日	2011-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	田原麻梨江 東隆 吉川秀樹 橋場邦夫		
发明人	田原 麻梨江 東 隆 吉川 秀樹 橋場 邦夫		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0825 A61B8/0891 A61B8/485 G01S7/52049 G01S7/52071 G01S7/52073		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD20 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/HH08 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK31		
优先权	2010273565 2010-12-08 JP		
其他公开文献	JP5926193B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当将具有不同声速的多个组织混入被测对象（例如活体）的视野中时，本发明以高精度测量硬度（例如弹性模量或粘度）。作为检测对象组织的声速的不均匀性的手段，从位移产生单元（10）的位移产生束产生装置（13）向超声波探头（1）施加位移产生透射束。）将聚焦的超声波辐射到活组织中并产生切变波。从使用位移检测单元（20）的位移检测发送光束生成装置（22）和位移检测接收光束计算装置（23）检测到的剪切波的多个位置的位移时间波形中，至少获得两条信息，例如积分值和最大振幅值。基于这两个信息，位移检测单元（20）的异质性检测装置（26）检测与由组织结构引起的声速异质性相关的物理量并将其显示在显示器（5）。

