

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/027644

発行日 平成25年2月4日(2013.2.4)

(43) 国際公開日 平成23年3月10日(2011.3.10)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/08 (2006.01)F I
A 6 1 B 8/08テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

出願番号 特願2011-529858 (P2011-529858)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2010/063223
(22) 国際出願日 平成22年8月4日(2010.8.4)
(31) 優先権主張番号 特願2009-204234 (P2009-204234)
(32) 優先日 平成21年9月4日(2009.9.4)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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
(74) 代理人 110000888
特許業務法人 山王坂特許事務所
(72) 発明者 田原 麻梨江
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 東 隆
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
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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

超音波集束ビームを被検体内に送波させ、硬さを診断する放射圧エラストグラフィ技術において、高感度、かつ、安全性を考慮する必要がある。

本発明では、組織を変位やずり波を励起させる手段として、2カ所に集束ビームを送波する。また、送波ビームをパーストチャープ信号となるように時間制御し、送信周波数をスweepさせながら超音波送受信を行う。このとき、2焦点の距離と送信周波数が波長の整数倍となったとき、2つの波が干渉し合い、大きな振幅が得られる。また、送信周波数が組織に特有の共振周波数となったときに、振幅が大きくなる。これらにより、小さな送信波形の強度で、感度を向上させる。さらに、パーストチャープを用いて送信すると送信周波数の帯域を広くすることが容易であるため、測定対象部位の感度の高い周波数を使うことが可能である。焦点の数と位置を任意することで、広い領域をカバーする。

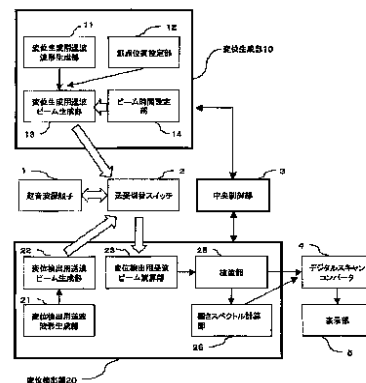


図 1

- 10... DISPLACEMENT GENERATION UNIT
- 11... TRANSMISSION WAVEFORM GENERATION UNIT FOR DISPLACEMENT GENERATION
- 12... FOCAL POINT POSITION SETTING UNIT
- 13... TRANSMISSION BEAM GENERATION UNIT FOR DISPLACEMENT GENERATION
- 14... BEAM TIME SETTING UNIT
- 1... ULTRASONIC PROBE
- 2... TRANSMISSION/RECEPTION CHANGING SWITCH
- 3... CENTRAL CONTROL UNIT
- 20... DISPLACEMENT DETECTION UNIT
- 21... TRANSMISSION WAVEFORM GENERATION UNIT FOR DISPLACEMENT DETECTION
- 22... TRANSMISSION BEAM GENERATION UNIT FOR DISPLACEMENT DETECTION
- 23... RECEPTION BEAM CALCULATION UNIT FOR DISPLACEMENT DETECTION
- 25... DETECTION UNIT
- 26... TRANSMISSION WAVEFORM GENERATION UNIT FOR DISPLACEMENT DETECTION
- 4... DIGITAL SCAN CONVERTER
- 5... DISPLAY UNIT

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の組織の焦点位置を変位させ、ずり波を生じさせる集束ビームを送信し、前記ずり波による前記組織の変位を検出する変位検出用ビームを送信し、前記変位検出用ビームの前記生体からのエコー信号を受信する超音波探触子と、

前記焦点位置を複数設定し、前記複数の焦点位置に照射された集束ビームにより生じたずり波が干渉する位置に焦点位置を設定する焦点位置設定部と、前記エコー信号から、前記ずり波による組織の変位を検出する変位検出部とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記集束ビームを送波する時間を設定する送波ビーム時間設定部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記エコー信号に基づいて前記組織の硬さを算出する変位検出部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記算出された硬さを表示する表示部を有することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記送波ビーム時間設定部は、前記異なる複数の位置に対して前記集束ビームの ON と OFF 切替え周期が同じになるように送波時間を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記送波ビーム時間設定部は、前記異なる複数の位置に対して前記集束ビームの ON と OFF 切替え周期が異なる送波時間を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記送波ビーム時間設定部は、前記複数の位置に対しての前記切替え周期の少なくとも一つが、周期または位相のチャープ信号となるように時間的に変化させながら送波時間を設定することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記送波ビーム時間設定部は、前記複数の位置に対しての前記切替え周期の少なくとも一つが、周期または位相のチャープ信号となるように時間的に変化させながら送波時間を設定することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記異なる複数の位置は、2 つであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記送波ビーム時間設定部は、前記複数の位置への前記集束ビームの照射を、同時に行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記送波ビーム時間設定部は、前記複数の位置への前記集束ビームの照射を、交互に行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記複数の焦点位置は、前記超音波探触子に対して可変であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記複数の焦点位置は、前記集束ビームの焦点におけるビーム幅よりも大きく、また検波できるずり波の伝搬距離よりも小さいことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 4】

生体の組織の焦点位置を変位させ、ずり波を生じさせる集束ビームを送信する超音波探触子と、前記ずり波による前記組織の変位を検出する変位検出用ビームを送信し、前記変位検出用ビームの前記生体からのエコー信号を受信する超音波探触子と、

前記焦点位置を複数設定し、前記複数の焦点位置に照射された集束ビームにより生じたずり波が干渉する位置に焦点位置を設定する焦点位置設定部と、前記エコー信号から、前記ずり波による組織の変位を検出する変位検出部とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 5】

生体の組織の変位を検出する変位検出用ビームを送信する変位検出用ビーム生成装置と接続可能な超音波診断装置において、

生体の組織の焦点位置を変位させ、ずり波を生じさせる集束ビームを送信し、前記変位検出用ビームの前記生体からのエコー信号を受信する超音波探触子と、

前記焦点位置を複数設定し、前記複数の焦点位置に照射された集束ビームにより生じたずり波が干渉する位置に焦点位置を設定する焦点位置設定部と、前記エコー信号から、前記ずり波による組織の変位を検出する変位検出部とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 6】

生体に超音波を送信し、前記生体からのエコー信号を受信する超音波探触子を備えた超音波診断装置を用いた、生体の組織の硬さ測定方法において、

前記超音波探触子を介して、

前記生体の組織の位置を測定するリファレンスビームを、前記探触子を介して送受信し、

前記生体の組織の第 1 の焦点に、前記組織を変位させる第 1 の集束ビームを送信し、

前記生体の組織の第 2 の焦点に、前記第 1 の集束ビームにより生じるずり波と干渉するずり波を生ずる第 2 の集束ビームを送信し、

前記第 1 及び第 2 の集束ビームの照射後の前記生体の組織の位置を測定する変位検出用ビームを送受信し、

受信した前記リファレンスビームと、前記変位検出用ビームに基づいて、前記干渉したずり波による前記組織の変位を検出する生体の硬さ測定方法。

【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硬さの違い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】

【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、変位の空間微分である歪みが求められる。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。この従来方式では、撮像対象が、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、体表と肝臓の間には、介在層としてすべり面が存在するため、肝臓に十分な変位を生じさせるような圧迫を行うことは困難である。このため従来方式では、肝臓の内部の硬さをエラストグラフィ技術で算出することは難しい。

【0003】

そこで、超音波の集束ビームを被検体内部に照射することにより、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、硬さの診断をする技術がある。例

10

20

30

40

50

えば、特許文献 1 に記載される ARFI (Acoustic Radiation Force Imaging) や非特許文献 1 に記載される SSI (Supersonic Shear Imaging) 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推定してヤング率などを算出したり、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速度推定からずり弾性率を算出したりする。ずり弾性率は、ヤング率に比べて、組織の種類に応じて取りうる値の範囲が広いので、より高精度な診断が期待される。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、超音波によって組織を変位させるため、手技依存性の少ない診断が期待される。

【 0 0 0 4 】

一方、非特許文献 2 では、周波数の異なる 2 つの集束ビームを被検体に照射して、周波数の差分であるビート信号を受信し、ビート信号のスペクトルのピーク値から血管の硬さを診断できる可能性を示している。ここでは、血管形状をリングと仮定しており、リングの固有振動数がヤング率に依存していることを適用している。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 米国特許出願公開第 2 0 0 4 0 0 6 8 1 8 4 号

【 非特許文献 1 】 M.Tanter 他、Ultrasound in Med.&Biol.、Vol.34、No.9、pp.1373-1386、2008.

【 非特許文献 2 】 X.Zhang 他、Proc.of the 2007 IEEE Ultrasonics Symposium、pp.1717-1719、2007.

【 非特許文献 3 】 H.Yamamoto and S.Haginuma、Rept.Natl.Food Res.Inst、No.44 pp.20-24、1984.

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

超音波の集束ビームを被検体内に送波させると、被検体内で生じる音響エネルギーが大きいため、生体組織に対する影響が大きい。また、安全性を考慮して音響エネルギーを小さくすると、組織の変位が小さくなってしまい、ペネトレーション（ずり波の伝搬距離）の低下をもたらすことになる。そこで、高感度、かつ、安全性を考慮した撮像技術が望まれている。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明では、組織に変位を生じさせることにより、それに伴って生じるずり波を励起する。そのために、組織の 2 カ所を焦点とする超音波の集束ビームを送波する。その際、各焦点に対する集束ビームがパーストチャープ信号（実施例 1 にて、説明する）となるように、ON / OFF の切替え周期をスイープさせながら超音波送受信を行う。2 焦点への集束ビームの ON / OFF のタイミングが交互であり、かつ、2 つの焦点の距離が、切替え周期と組織固有のずり波速度によって決まる波長の $(n + 1 / 2)$ 倍（ n は負でない整数）となったとき、2 つの波が干渉し合い、大きな振幅が得られる。また、切替え周期が組織の硬さと形状に固有の周波数となったときに、振幅が大きくなる。これらの方法により、小さな超音波の強度で、変位量を大きくする。この結果、放射圧を用いたエラストグラフィ撮像の感度を向上させることができる。さらに、パーストチャープを用いて送信することにより、切替え周期の帯域を広くすることが容易であるので、測定対象部位で高い感度が得られる切替え周期を幅広く探索することができる。また、焦点の数と位置を任意に設定可能にすることで、広い診断領域をカバーすることができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、パーストチャープ信号を用いて、複数の集束超音波によって生じるずり波同士を干渉させ、ずり波の振幅値を大きくすることができるので、送波に対する組織

10

20

30

40

50

の変位量（以下、これを送波感度とも呼ぶ）を向上することが可能である。また、集束箇所を複数とすることで、被検体内に生じるエネルギーを分散させることができ、熱的作用および機械的作用に関して安全性の向上を実現できる。また、バーストチャープを用いて送信すると、切替え周期の帯域を広くすることが可能であり、測定部位で高い送波感度が得られる切替え周期で送波することによって、ロバスト性が向上する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】実施例1の超音波診断装置のシステム構成を示すブロック図

【図2】実施例1の超音波探触子による測定方法を示す説明図

【図3】実施例1の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

10

【図4】実施例1の集束ビームによる被検体組織の変位と緩和の時間変化を示すグラフ

【図5】実施例1における測定方法のシーケンスを説明する図

【図6】(a)～(c)実施例1における2焦点の距離と温度上昇との関係を説明する図

【図7】(a)実施例1の測定方法で生じるずり波のペネトレーションを示すグラフ、(b)実施例1の測定方法で2焦点に集束ビームを照射した場合と、1焦点に集束ビームを照射した場合の、被検体組織の変位と音響インテンシティとの関係を示すグラフ

【図8】(a)実施例1の技術による各焦点から発生するずり波の波形と干渉したずり波の波形を、送波感度を重視の観点で説明する図、(b)安全性重視の観点で説明する図

【図9】実施例1の被検体組織の変位方向とずり波伝搬方向を説明する図

【図10】実施例1の硬さ測定方法を示すフローチャート

20

【図11】(a)および(b)実施例1の硬さ測定結果の表示方法を説明する図

【図12】実施例2における測定方法のシーケンスを説明する図

【図13】実施例2における別の測定方法のシーケンスを説明する図

【図14】(a)～(c)実施例3の8焦点について測定を行う方法を説明する図

【図15】実施例3における測定方法のシーケンスを説明する図

【図16】(a)実施例3で用いるリング状のアレイ探触子の斜視図、(b-1)および(b-2)アレイ探触子を用いて2焦点の測定方法を説明する図

【図17】実施例4の2つの超音波探触子を用いる超音波診断装置のシステム構成を示すブロック図

【図18】(a)および(b)実施例4の2つの超音波探触子を用いた測定方法を説明する図

30

【図19】実施例4で用いることができる2焦点固定型の超音波トランスデューサの先端部の構成を説明する図

【図20】(a)および(b)実施例5において、組織を球体と仮定した場合の共振周波数のスペクトル分布と固有振動数との関係を示すグラフ

【図21】実施例5の超音波診断装置のシステム構成を示すブロック図

【図22】実施例5における合計撮像時間と温度上昇との関係を示すグラフ

【図23】(a-1)1焦点に集束ビームを照射して組織を変形させて、複数の位置(X1、X2、X3、X4)で測定した変位と時間の関係を示すグラフ、(a-2)変位がピークとなる時間と各観測位置との関係を線形近似した直線を示すグラフ、(b-1)実施例5における2焦点に集束ビームを照射した場合の観測点A、Bを説明する図、(b-2)その時の観測点A、Bの変位と時間の関係を示すグラフ、(b-3)各観測位置に対する変位量の絶対値とずり波の伝搬方向を説明する図

40

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の実施形態の例を説明する。

図1に実施形態の超音波診断装置の全体構成を示す。この超音波診断装置は、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と、送受切替スイッチ2と、

50

デジタルスキャンコンバータ４とを備えている。

【００１１】

変位生成部１０は、変位生成用送波波形生成部１１と、焦点位置設定部１２と、変位生成用送波ビーム生成部１３と、ビーム時間設定部１４とを含んでいる。変位検出部２０は、変位検出用送波波形生成部２１と、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と、検波部２５と、硬さスペクトル計算部２６とを含んでいる。

【００１２】

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、ビーム時間設定部１４、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。超音波探触子１内には、電気信号を超音波信号に変換する複数の素子が並べて配置されている。

10

【００１３】

まず、変位生成部１０の各部の動作について説明する。変位生成用送波波形生成部１１は、予め定められた変位生成用の送波波形を生成する。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で作られた波形を用いて、超音波探触子１の素子毎に受け渡す送波信号を生成する。このとき、変位生成用送波ビーム生成部１３は、素子毎の送波信号に所定の遅延時間や重みを与えることにより、超音波探触子１から送信される超音波ビームが、焦点位置設定部１２で設定された位置に集束するように送波信号を生成する。変位生成用送波ビーム生成部１３からの送波信号（電気信号）は、超音波探触子１に受け渡される。超音波探触子１は、送波信号を超音波信号に変換する。これにより、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。このとき、焦点位置設定部１２は、所定の複数の焦点（焦点Ｆ１，Ｆ２）を設定し、ビーム時間設定部１４は、複数の焦点（焦点Ｆ１，Ｆ２）に、所定の切り替え周期で、交互に繰り返し変位生成用超音波ビームが照射されるように（バーストチャープ信号）、変位生成用超音波ビームの照射開始時間と終了時間を設定する。変位生成部１０の各部の動作は、中央制御部３によって制御されている。

20

【００１４】

次に、変位検出部２０の各部の動作について説明する。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に、変位検出用超音波ビームが照射される。変位検出用送波ビーム生成部２２は、変位生成用の超音波ビームと同様、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の素子毎に受け渡す送波信号を生成する。このとき、変位検出用送波ビーム生成部２２は、素子毎の送波信号に所定の遅延時間や重みを与えることにより、超音波探触子１から送信される変位検出用の超音波ビームが、所望の変位検出点に集束するように送波信号を生成する。超音波探触子１は、この送波信号を受け取って、変位検出用超音波ビームを所望の変位検出点に照射する。

30

【００１５】

照射された変位検出用超音波ビームの一部は、被検体内で反射してエコー信号となって探触子１に戻る。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る。変位検出用受波ビーム演算部２３は、超音波探触子１の受波信号を取得し、ビームフォーミングのための整相加算演算を行う。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によるフィルタリング、ゲインコントロールなどの信号処理が行われた後、硬さスペクトル計算部２６で硬さに関する値が計算される。検波部２５、および、硬さスペクトル計算部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。変位検出部２０の動作は、中央制御部３によって制御されている。

40

【実施例１】

【００１６】

本実施例１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を用い、これを被検体の体表面に接触させ、２つの焦点に変位生成用超音波ビーム（以下、集束ビームとも記述する）を集束する場合について説明する。２つの焦点は、体内の目的断層面に

50

において、異なる２つのラスタ上（走査線上）にあり、かつ、体表面から同じ深さにある。各焦点で集束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、変位生成用送波ビーム生成部１３が、素子１００毎の送波信号に与えて送波を行うことにより実現する。

【００１７】

焦点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、被検体表面と垂直な方向に変位が生じる。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（図４）。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平行な方向に

10

【００１８】

次に、本特許で提案するバーストチャープ法による集束ビームの送波方法について説明する。本実施例１では、１つの超音波探触子１から、図２に示す被検体組織の焦点Ｆ１と焦点Ｆ２に対して、交互に集束ビームを照射することにより、焦点Ｆ１、Ｆ２に交互に変位を生じさせる。各焦点への集束ビームの照射のＯＮ／ＯＦＦの切替えタイミングは、ビーム時間設定部１４にて設定され、２焦点への照射の開始および終了は中央制御部３において制御される。

【００１９】

焦点Ｆ１、Ｆ２へ交互に集束ビームを照射する際の、集束ビーム照射の切り替えタイミングについて図５を用いて説明する。実施例１では、図５のように、被検体組織の焦点Ｆ１と焦点Ｆ２に交互に繰り返し集束ビームを照射しながら、１つの焦点へ超音波ビームが照射される照射時間を徐々に低減していく。すなわち、焦点Ｆ１から焦点Ｆ２へ超音波ビームの照射を切り替える周期（ $T_1, T_2, T_3 \cdots T_m \cdots T_{end}$ 、 m は、照射の繰り返しの回数）を、繰り返し回数 m が大きくなるにつれ低減（スweep）させる。実際には、探触子１に受け渡す電気信号（送波信号）の焦点位置を切り替え周期 T_m で切り替える（以下、これをバーストチャープ法と呼ぶ）。図５では、切替え周期 T_m と $T(m+1)$ との間隔 $T_m (= T(m+1) - T_m)$ 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。

20

【００２０】

なお、図５において、変位生成用送波ビームとは、変位生成用送波ビーム生成部１３が超音波探触子に受け渡す電気信号のＯＮ／ＯＦＦタイミングを示し、変位検出用送受波ビームとは、変位検出用送波ビーム生成部２２が超音波探触子１に受け渡す電気信号のＯＮ／ＯＦＦタイミングを示す。変位検出用受波ビームは、変位検出用受波ビーム演算部２３が超音波探触子１から受け取る電気信号のＯＮ／ＯＦＦタイミングを示す。ビーム時間設定部１４および送受切り替えスイッチ２の動作により、超音波探触子１には、図５のシーケンスに示したタイミングにより、焦点Ｆ１および焦点Ｆ２に交互に集束ビームを送信するための変位生成用送波ビームが受け渡され、所定の位置の変位を検出するために検出用超音波ビームを送信するための変位検出用送波ビームが受け渡される。被検体内で反射して超音波探触子１に戻ってきたエコー信号は、図５の変位検出用受波ビームのＯＮ／ＯＦ

30

40

【００２１】

図５を用いて、バーストチャープ法による集束ビームの送波方法をさらに詳しく説明する。初めの集束ビームが照射される時刻を $t = 0$ とする。送受切り替えスイッチ２は、 $t = 0$ において変位生成用送波ビーム生成部１３と探触子１とを接続し、探触子１に変位生成用送波ビーム（電気信号）を受け渡し、焦点Ｆ１への集束ビームを照射（ＯＮ（＝１））に

50

させ、焦点 F 1 で変位を生じさせる。このとき、焦点 F 2 への集束ビームの照射は OFF (= 0) の状態である。これにより、焦点 F 1 からずり波が伝搬する。このとき焦点 F 1 への集束ビームは、時刻 t が $0 \leq t < T_1$ において、常に ON の状態である。次に、時刻 $t = T_1$ において、ビーム時間設定部 14 および焦点位置設定部 12 の動作により、変位生成用送波ビームの波形が切り替えられ、焦点 F 1 の集束ビームを OFF にすると同時に、焦点 F 2 の集束ビームを ON にし、焦点 F 2 において変位が生じさせる。これにより、焦点 F 2 からずり波が伝搬する。よって、時刻 t が $T_1 \leq t < T_1 + T_1$ においては、焦点 F 1 への集束ビームが OFF で、焦点 F 2 への集束ビームが ON となっている。このとき、2つの焦点 F 1 から焦点 F 2 への集束ビームの切替え周期は T_1 (T_m , $m = 1$) である。

10

【0022】

$m = 1$ 回目の集束ビームの照射が終了すると、送受切り替えスイッチ 2 が変位検出用送波ビーム生成部 22 と探触子 1 を接続する。探触子は、変位検出用の集束ビームを所定の位置に照射する。次に、送受波切替スイッチ 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 の接続を行う。変位検出用受波ビーム演算部 23 は所定の位置からの超音波信号のエコー信号の受波信号を取得し、ビームフォーミングのための整相加算演算を行う。

【0023】

次に、 $m = 2$ 回目の集束ビームの照射を行う。集束ビームの切替え周期 (照射時間) T_2 (T_m , $m = 2$) を T_1 よりも所定の時間だけ短くして、焦点 F 1 と F 2 への集束ビームの照射と変位検出を行う。各焦点へのバースト信号 (集束ビーム) の音響インテンシティの大きさは、 T_1 と同じでもよいし、異なってもよい。これを所定の回数まで照射時間 (切り替え周期) T_m を短くしながら繰り返し行う。

20

【0024】

集束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。

【0025】

次に、2焦点間の距離の好適な範囲について説明する。図 2 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、ずり波が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の間の領域の温度上昇 E が焦点での温度よりも大きくなる可能性があり、被検体組織に与える影響が大きく安全性上の望ましくない。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、2焦点の間の領域における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、ずり波の干渉が起きる値である。具体的には、最適値 d は、焦点の深さ、集束ビームの照射時間、周波数、診断部位 (生体の音速、超音波吸収、熱伝導率などに影響を与える) などに依存する。生体の熱伝導率は約 0.6 W/m/K であるので、照射時間が数 1 ms のとき、焦点付近で温度上昇している範囲は、集束ビームの幅と同程度であり、2焦点の間の領域の温度上昇の最大値を、各焦点での温度上昇の最大値と同等にするためには、集束ビームの幅と同等以上の距離 d が必要である。これを具体的に図 6 (a), (b), (c) を用いて説明する。図 6 (a), (b), (c) では、集束ビームの幅は集束型トランスデューサのビーム幅にほぼ等しく、焦点位置における超音波のエネルギー密度が初めてゼロになる領域 (円) の直径とした場合の、距離 d と温度上昇 E との関係を示す。図 6 (a), (b), (c) に示した各焦点における温度上昇の波形からわかるように、温度上昇は焦点 F 1, F 2 の位置において最大となり、ビーム幅 d よりも離れた場所ではゼロとなる。したがって、図 6 (a) のように距離 d がビーム幅よりも大きい場合、ならびに、図 6 (b) のように距離 d がビーム幅と等しい場合、各焦点における温度上昇の最大値と、各温度上昇を足し合わせた全体の温度上昇の最大値は同じである。一方、図 6 (c) のように距離 d がビーム幅よりも小さいとき、全体の温度上

30

40

50

昇の最大値は、点線で示されている各焦点位置での温度上昇の最大値よりも E だけ増加する。したがって、距離 d をビームの幅と同等以上とすれば温度上昇に関する安全性が保たれることがわかる。

【0026】

ここで、測定する際の最適値 d の設定について説明する。例えば、肝臓の診断の場合、焦点深度が 4 cm、F ナンバーが 1、キャリア周波数が 2 MHz のとき、ビーム幅は 1.8 mm となる。ただし、F ナンバーは焦点深度 / 開口径、ビーム幅は $(2.44 * \text{F ナンバー} * \text{キャリア信号の波長})$ として計算する。また、ビームの照射時間、すなわち切替え周期 T_m の平均値を $180 \mu s$ 、ずり波の速度が $1 m/s$ のとき、ずり波の波長は約 0.2 mm である。さらに、このキャリア周波数において、実験データにより検波可能なずり波の伝搬距離の最大値はおよそ 6 mm である。これらの値から、d の値は、ビーム幅、最大伝搬距離、ずり波の波長を用いて、 $10 < d < 30$ となるように設定する。同様に、乳部の診断の場合、焦点の深さが 2 cm、F ナンバーが 1、キャリア周波数が 7 MHz のとき、ビーム幅は 0.5 mm と計算される。切替え周期の平均値が $110 \mu s$ 、ずり波の速度 $1 m/s$ であるとき、ずり波の波長は約 0.1 mm である。また、このキャリア周波数において、実験データにより検波可能なずり波の伝搬距離の最大値はおよそ 3 mm である。したがって、 $5 < d < 30$ となるように d を設定する。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。

【0027】

次に、変位検出部 20 の硬さスペクトル計算部 26 における、硬さに関する値の算出方法について説明する。本実施例では、切替え周期 T_m を変化させながら、2 つの焦点 F1, F2 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、硬さの測定を行う。ここで、干渉波が増幅する条件について説明する。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 が波長の $(n + 1 / 2)$ 倍となった場合であり、下記の式 (1) で表わすことができる（図 7 (a)）。このときの切替え周波数 f_m を $f_M(n)$ で表わす。

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

ただし、k は波数 $(= 2 / \lambda)$ 、c はずり波速度、n は 0 もしくは正の整数 $(n = 0, 1, 2, \dots)$ である。ずり波速度 c は、組織性状に固有の値である。

【0028】

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、式 (1) から下記の式 (2) のように導出される。

$$T_M(n) = d / c * (2 / (2n + 1)) * \dots (2)$$

【0029】

例えば、 $n = 1$ 、 $d = 2 [mm]$ であるとき、 $c = 1 [m/s]$ では $T_M(1) = 1.3 [ms]$ ($f_M(1) = 750 [Hz]$) となり、 $c = 5 [m/s]$ では、 $T_M(1) = 0.3 [ms]$ ($f_M(1) = 3.8 [kHz]$) となる。

【0030】

先に記述したように、ずり波速度 c は組織の硬さに依存し、硬いほど c は大きくなるので、 $T_M(n)$ の値から、組織の硬さを推定することが可能となる。

【0031】

2 焦点 F1, F2 間の集束ビームの ON と OFF の切替え周期 T_m は、数 Hz ~ 数 kHz の範囲で制御するのが望ましい。

【0032】

本発明では、集束ビームのキャリア信号の周期ではなく、2 焦点 F1, F2 間の切替え周期 T_m 、すなわち ON と OFF の時間制御により硬さ測定を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

10

20

30

40

50

で撮像ができる。

【0033】

具体的には、硬さスペクトル解析部26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、振幅値が最大値となる f_M とそれに対応する T_M を算出し、硬さに関する値を計算する。

【0034】

本発明の技術を用いると、図7(b)に示すように、各焦点に対する音響インテンシティが等しい場合、1つの焦点のみに集束ビームを放射した場合に比べて、2つの焦点から発生するずり波を干渉させた場合の方が、より大きな変位を得ることができる。

【0035】

図8(a)に、1つの焦点から発生するずり波の信号波形と、2つの焦点から発生するずり波の干渉波形を示す。ただし、図8(a)において、1つの焦点に集束ビームを照射し、ずり波の変位を観測できる時の最小の振幅を1としている。例えば、図8(a)のように、各焦点への集束ビームによって発生するずり波の振幅が1のとき、切替え周期が T_M となったとき、干渉波の振幅は干渉前の振幅よりも大きくなり(理想的には2倍)、送波に対する変位の生成効率、すなわち送波感度が高くなることができる。また、安全性を重視したい場合には、図8(b)のように各焦点への集束ビームの音響インテンシティを小さくする。干渉する前のずり波の振幅が1より小さいとき、ずり波の変位を測定することができないが、干渉する前のずり波の振幅が0.5より大きい場合には、切替え周期が T_M のとき干渉波の振幅は大きくなり(理想的には2倍)、振幅が1以上となるので変位を検出することができる。

【0036】

また、周波数や集束ビームの形状などが同じ場合、上述した変位生成用の集束ビームの振幅を制御して音響インテンシティを小さくする方法の他、集束ビームがONとなる時間 T_m のうち、最後の $n\%$ (n :正の実数)だけOFFとなる時間を設けて、安全性を向上させる方法もある。この場合、OFFとなる時間を設けても切換え周期 T_m は変化させないことに注意する。

【0037】

本実施例の硬さ測定方法において、2焦点 F_1 、 F_2 を結ぶ線分は、体表面に対して平行とする場合に限られるわけではなく、体表面に対して傾斜させてもよい。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。その理由は、図9に示すように、ずり波の伝搬方向が、変位方向、すなわち、変位生成用集束ビームの方向に対して直交する方向となるので、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、2焦点 F_1 、 F_2 を結ぶ線分は、望ましくは体表面に対して平行となるように設定し、体表面に垂直(同じラスタ上)とならないように設定する。

【0038】

また、変位検出用の超音波ビームを照射する変位検出点は、図9のAのような場所に設定し、極力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。このような考慮は、集束ビームの照射を1焦点にのみ行う場合のように、ずり波の伝搬を過渡的な現象として観察する場合には、それほど重要では無い。しかし、本実施例のように2焦点に集束ビームを照射し、2焦点を音源とするずり波の干渉による変位を検出する場合、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ことが望ましい。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。

【0039】

10

20

30

40

50

図 10 に、本実施例の超音波診断装置による硬さ診断方法のフローチャートを示す。測定方法は、1 組の焦点について測定を行う方法と、断層面内のある領域において、複数の焦点の組の位置に対して、スキャンしながら測定を行う方法がある。

【0040】

まず、1 組の焦点について測定を行う方法について説明する。ステップ H0 で診断を開始する。ステップ H1 では、先に変位検出用の超音波を送受信して撮像した画像を表示する。表示する画像は、B モード画像や従来方式で撮像されたエラストグラフィー像とする。

【0041】

次に、ステップ H2 で 2 焦点 F_1 、 F_2 を設定する。2 焦点は、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、2 焦点間の距離 d を設定する。POI は操作者によって、ステップ H1 で表示された画像を見ながら、図示しない入力装置（キーボード、マウス、タッチパネル等）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。自動で 2 焦点を設定する場合にはステップ H1 を省いてもよい。操作者が手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集束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 d が設定されると、予想されるずり波の速度から、式 (2) 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。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。

【0042】

次に、ステップ H3 において、2 焦点 F_1 、 F_2 間の集束ビーム照射時間の切替え周期 T_m の初期値 T_{start} 、最終値 T_{end} 、および間隔 T を設定する。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 に対して式 (2) 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。逆に、 n や観測点を先に決めて、距離 d を決定するようにしてもよい。ただし、距離 d は上述した範囲内の値である。この場合、ステップ H3 とステップ H2 の順序は逆になる。

【0043】

ステップ H4 - 1 では、測定範囲を設定する。まず、ずり波の観測点（変位検出点）を設定する。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。

【0044】

次に、ステップ H4 - 2 において、相関演算（後のずり波の変位検出の際に行う）に使用する参照信号を取得する。参照信号は、測定範囲内のラスタに対して、後に記述するステップ H6 - 1 と同様の変位検出用ビームの送受信により取得する。また、ステップ H1 で表示する B モード像の信号データを用いて参照信号としてもよい。この場合、ステップ H4 - 2 の工程を省くことができる。

【0045】

ステップ H5 では、 $T_1 = T_{start}$ の切替え周期でバーストチャープ信号（集束ビーム）を 2 焦点 F_1 、 F_2 に交互に送信し、2 焦点でずり波を発生させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

ステップ H 6 - 1 では、ステップ H 4 - 1 で設定した測定範囲内において、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。受波信号に対して、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。

10

【 0 0 4 7 】

ステップ H 10 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} でなければ、再びステップ H 4 - 2 やステップ H 5 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 H 4 - 2 に戻った場合は、参照信号を再び取得するので、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。2つの焦点の位置の移動をステップ H 5 に戻った場合は、測定時間を短縮することができる。

【 0 0 4 8 】

T_{end} の場合は、ステップ H 6 - 2 の工程において、B モード像や従来方式で撮像されたエラストグラフィ像を撮像する。図 5 のシーケンスには、撮像のシーケンスは図示していない。ステップ H 1 で表示した画像を用いる場合は、ステップ H 6 - 2 の工程を省くこともできる。

20

【 0 0 4 9 】

ステップ H 7 において、異なる切替え周期（または切替え周波数）に対する変位量の絶対値の関係からスペクトル解析し、ピークとなる周波数 f_m と周期 T_m から硬さに関する値を計算して、結果を画面に表示する。なお、観測点（変位検出点）を複数設定した場合、スペクトル解析をする観測点は、ずり波の変位量の絶対値のピークが最も大きい値をもつ観測点の時間波形を用いる。

【 0 0 5 0 】

計算結果は、ステップ H 1 やステップ H 6 - 2 で撮像された B モード像、または、従来方式で撮像されたエラストグラフィ像と同じ画面に数値として表示する。表示する硬さの値は、 T_m に対応するずり波速度 c 、ずり波速度から計算されるずり弾性率やヤング率等を用いる。また、 T_m もしくは f_m を横軸、変位量・ひずみ量・輝度値などを縦軸としたグラフを、B モード画像や既存のエラストグラフィ画像と同一の画面上に 2 画面で表示してもよいし、切替えて表示するようにしてもよい。さらには、図 11 (a) のように、2 焦点 F_1 、 F_2 の位置、距離 d を、画像に重畳して表示したり、集束ビーム照射時間の切替え周期の初期値 T_{start} 、最終値 T_{end} 、および間隔 T 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 T 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。

30

40

【 0 0 5 1 】

ステップ H 8 で、測定を終了するかどうかを操作者が判断する。2 焦点の位置や、切替え周期の初期値 T_{start} 、最終値 T_{end} 、および間隔 T 、測定範囲に関する値を再度設定しなおして、測定する場合には、ステップ H 2、ステップ H 3、またはステップ H 4 - 1 に戻って診断しなおすことができる。再度測定しない場合はステップ H 9 で測定を終了する。

【 0 0 5 2 】

ここで、 T_m を変えて測定している間に被検体が動いた場合の、動きによる焦点の位置を補正する方法について説明する。ステップ H 10 から、ステップ H 4 - 2 に戻って参照

50

信号を取得する際に、ステップH2で設定した焦点位置および推定される焦点位置の移動位置を含む2次元データを超音波送受信により取得し、ステップH1で表示したBモード像のデータの中で該当範囲のデータや、以前のステップH-2で取得した2次元データとを用いて周知のベクトルマッチング法などを用いて、焦点の移動量のベクトルを算出する。算出した移動量のベクトルから現在の2焦点の位置を計算して、ステップH1で取得したBモード像に重畳させて2焦点の位置の軌跡を画面に表示することによって、操作者は被検体の動きを観察することができる。また、ステップH-2でフレーム内全てのデータを取得して、そのうちの該当範囲のデータを用いて移動量を計算してもよい。この場合、位置の軌跡の表示と共に、フレームのBモード像も更新するようにしてもよい。

【0053】

移動した2焦点の位置に合わせて参照信号も補正される。移動量の計算は、各切換え周期 T_m に対する変位検出の後に毎回行うか、複数個の T_m の後に行うようにしてもよい。ステップH4-2において、毎回移動量を計算した場合、動きに対するロバスト性が高くなる。また、複数の T_m に対する変位検出の後に移動量を計算する場合は、測定時間を短くできるため、動きがあまりない場合には有効である。ステップH4-2で焦点位置の軌跡を表示する他、ステップH7の硬さを表示する際に、移動量の軌跡、ステップH2で設定した焦点位置と最終的な焦点位置、ステップH2で設定した焦点位置と最終的な位置のベクトルなどを表示してもよい。また、焦点位置の補正なしの場合の測定結果と補正をした場合の測定結果を同じ画面上に隣り合うように2つ表示させたり、切替えて表示させてりしてもよい。操作者は、測定する場所が移動しても硬さがあまり変わらないことを確認したり、測定結果にばらつきがあることなどを確認することができる。

【0054】

1組の焦点に対して複数回測定を繰り返した場合、例えば、一番新しく測定された結果のみの数値を表示させることも可能であるし、また、測定毎の結果を図示しない記録媒体に記憶させて、複数測定結果の数値を列挙したり、表・グラフ等を用いて表示させることも可能である。また、複数測定結果の平均値や分散値等を表示してもよい。平均値や分散値は、同じ2焦点に対する測定毎の結果の値、または、空間的に異なる2焦点で測定した結果を用いる。数値として表示する他、複数個所における測定結果をグレースケールの輝度値やカラーマップとして2次元的に表示する方法もある。この場合、Bモード像にカラーマップとして重畳して表示したり、Bモード画像や従来方式によるエラストグラフィ画像と同一の画面上に2画面で表示してもよいし、切替えて表示するようにしてもよい。カラーバーを表示させてもよい。また、数値と一緒に表示してもよい。表示させる2次元画像は、一番新しく測定された結果のみ用いて表示させてもよいし、複数測定結果の平均値を表示させてもよい。

【0055】

次に、断層面内のある領域において、複数の焦点の組を設定し、これらの焦点の組の位置に対してスキャンしながら測定を行う方法について説明する。ただし、先に説明したスキャンをしないで測定する場合のフローチャートと異なる部分を中心に説明する。

【0056】

図10のステップH2では、複数の2焦点の組をLOI (Line of Interest) またはROI (Region of Interest) として設定する。2焦点の組の中心点は、LOIの場合、ある直線上に設定され、ROIの場合は四角や測定部位の輪郭の形状等の上に設定される。LOIやROIは操作者が入力装置を用いて入力してもよい。また、ステップH1で表示される断層像から測定部位の輪郭などを画像処理で抽出してLOIやROIを自動で設定することも可能である。LOIとROIの設定のあと、各組の2焦点の距離、焦点の組の個数、および複数の焦点の組の中心点間の距離が設定される。ただし、各組の2焦点の距離は先述した範囲内とする。また、各焦点の組の距離は、各焦点の組で伝搬するズリ波同士が重ならないように設定する。このとき、ズリ波の伝搬距離>集束ビームのビーム幅であるので、各焦点の組の測定時に生じる温度上昇はお互いに干渉しない。操作者が入力する場合は、設定可能な各組の2焦点の距離、焦点の

10

20

30

40

50

組の個数、および複数の焦点の組の中心点間の距離を表示させる。焦点の組の中心は、等間隔に配置するように設定してもよいし、等間隔に配置しなくてもよい。

【 0 0 5 7 】

ステップ H 4 - 1 において、各焦点の組に対する測定範囲を、自動、もしくは、操作者により入力装置で設定する。また、各焦点の組に対する測定する順序を設定する。設定をする際には、隣り合う順番の 2 焦点の組はできるだけ離れた場所（例えば、左上と右下）を選ぶ。これは、できるだけ各 2 焦点への集束ビームの放射による生体の温度上昇への影響を避けるためである。

【 0 0 5 8 】

ステップ H 5、ステップ H 6 - 1 の工程において、ステップ H 4 - 1 で設定された順番で、各焦点の組に対して切替え周期 T_m のパーストチャープ信号の送信、および、変位検出を行う。ステップ H 7 で表示する際には、例えば、ステップ H 6 - 2 で撮像した B モード像に重畳してカラーマップとして重畳してカラーマップ表示したり、B モード画像と同一の画面上に 2 画面で表示してもよいし、切替えて表示するようにしてもよい。カラーバーを表示してもよい。また、LOI、ROI、焦点の位置を表示してもよい。操作者は、測定する場所によって硬さがあまり変わらないことを確認したり、場所によってばらつきがあることなどを確認する。また、表示された 2 次元の硬さに関する結果に関して、操作者が入力装置を用いて ROI 内の任意の点を指示した場合、画面に硬さに関する値が表示されるようにしてもよい。また、複数の焦点の組に対する測定結果の平均値や分散値を計算して、画面に表示させてもよい。

10

20

【 0 0 5 9 】

ここで、1 組の焦点のときと同様、測定している間に断層面内で各焦点の組の位置が動く可能性がある。そこで、1 つの組の測定の場合と同様、2 回目以降のステップ H 4 - 2 で各焦点の組が移動したベクトル量を計算し、参照信号を更新させる。ステップ H 7 では、図 1 1 (b) に示すように、計算で求めた移動したベクトル量に従って、焦点の位置や硬さを表示する位置を補正し、最終的な各組の焦点の位置を表示させてもよい。また、移動量のベクトルは 1 組のみの測定のときと同様、切替え周期 T_m を変更する際に更新しながら焦点位置の軌跡を B モード像に重畳して表示してもよい。

【 0 0 6 0 】

以降、実施例 1 による硬さの測定方法のバリエーションについて述べる。

30

【 0 0 6 1 】

図 7 (a) のように 1 組の 2 焦点の硬さ測定に対して、ピークが複数個観測できる場合には、複数個の切替え周期 $T_M (n)$ から式 (2) を用いて算出した複数個の c の値の平均値から推定することも可能である。また、ピークとなる切替え周期 $T_M (n)$ の間隔 $T_M = T_M (n + 1) - T_M (n)$ から硬さを推定したり、もしくは、複数個の切替え周期の間隔 T_M の平均値から硬さを推定したりすることも可能である。ここで、 T_M は式 (2) から下記式 (3) のように導出される。

$$T_M = d / c * (- 4 / ((2 n + 1) * (2 n + 3))) \cdots (3)$$

【 0 0 6 2 】

また、上述の実施例 1 では、2 焦点 F_1 、 F_2 への集束ビームが交互に照射 (ON / OFF) されるように制御したが、同時に照射 (ON / OFF) されるように制御して、2 焦点 F_1 、 F_2 に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、2 焦点の距離 d がずり波の波長の $(n + 1)$ 倍のときであるので、式 (1) に対応して、式 (4) のようになる。

40

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

【 0 0 6 3 】

また、高精度な硬さの測定方法として、1 回目に、切替え周期の間隔 T 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 T 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。

【 0 0 6 4 】

50

また、上述の実施例 1 では、各切替え周期 T_m で 2 焦点 F_1 、 F_2 に 1 回ずつの集束ビームを照射して、次の切替え周期 $T(m+1)$ へ変更したが、これに限られるものではなく、同じ切替え周期 T_m で 2 焦点 F_1 、 F_2 に交互に複数回集束ビームの照射を繰り返した後に、次の切替え周期 $T(m+1)$ に設定するようにしてもよい。同じ T_m で複数回交互に照射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。

【0065】

上述の実施例 1 では、切替え周期 T_m の値を大きい値から小さい値に変化させたが、逆に小さい値から大きい値に変化させることも可能である。また、 T_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。

【0066】

さらに、実施例 1 では、ピーク値（極大値）から硬さを推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 7 (a) において、 $k_d = 2$ 、4、... の値を用いる。また、極大値と極小値の間隔から推定することも可能である。極大値と極小値の間隔は、式 (3) で示されるピーク値の間隔 T_M の $1/2$ 倍となるので、ピーク値の間隔を測定するよりも時間を短縮することができる。

【0067】

さらに、実施例 1 では、2 つの焦点に集束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 F_1 または焦点 F_2 と同じシーケンスで集束ビームを照射する（例えば、4 つの焦点に対して、端から順に図 5 の焦点 F_1 のシーケンス、焦点 F_2 のシーケンス、焦点 F_1 のシーケンス、焦点 F_2 のシーケンス）ことも可能である。これによって、干渉し合う波の数が増えるので、さらに安全性を保ちながら感度を向上させることができる。

【0068】

実施例 1 では、集束ビームの ON/OFF の切替え周波数 f_m をスイープさせながら超音波送受信を行ったが、特定の切替え周波数 f_m のみを用いて測定を行うことも可能である。例えば、測定は、図 12 の方法で行う。この場合、パーストチャープ法による硬さの診断で得られたずり波速度 c から最適な焦点間の距離 d 、特定の切替え周波数に設定して測定することで、さらに高精度な測定をすることができる。

【0069】

さらに、切替え周波数 f_m 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、集束ビームの集束位置を変化させることができるので、より安全な測定が可能となる。

【0070】

また、パーストの切替え周波数 f_m を切り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、集束ビームの照射、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。

【0071】

測定対象は、例えば、肝臓、胸部、血管などが挙げられる。

【実施例 2】

【0072】

実施例 2 では、2 つの焦点のうち、1 つの焦点に対する集束ビームのビーム照射時間の切替え周期を一定に保ちながら、もう一方の焦点へのビーム照射時間の切替え周期のみを変化させる。すなわち、位相をスイープさせる方法である。

【0073】

図 12 を用いて実施例 2 について説明する。図 12 の集束ビームのシーケンスに示しているように、焦点 F_1 、および、焦点 F_2 が ON となっている時間幅を T_a （固定）とする。また、焦点 F_1 への集束ビームが ON となってから、焦点 F_2 への集束ビームが ON となるまでの時間幅 T_m の値を $T_1 (= T_{start} = T_a)$ 、 T_2 、 T_3 、...、のよう

10

20

30

40

50

に一定の間隔 T で徐々に小さくしていくように制御する。この方法では、焦点 F_1 への切替え周期の値の設定を変更しなくてよいので、測定時間が短縮できる。

【0074】

2 焦点それぞれにおいて、集束ビームが ON となっている時間幅はどちらも T_a であるので、2 焦点における音響エネルギー、および、変位量は同じとなる。

【0075】

また、図 13 のように焦点 F_1 、焦点 F_2 が ON となっている時間幅（照射時間）を T_b に固定して、 T_b を十分に短く設定することによって、焦点 F_1 と焦点 F_2 が ON となっている時間が重ならないようにすることも可能である。この場合、2 つの焦点への集束ビームを分けて照射することができるので、ビーム間の干渉の影響がない。焦点 F_1 への集束ビームが ON となってから、焦点 F_2 への集束ビームが ON となるまでの時間を T_m 、（ $T_m = T_1 (= T_{start})$ 、 T_2 、 T_3 、...）のように一定の間隔 T で徐々に小さくする。 T_m の値は徐々に大きくしていく方法も可能である。図 10 のフローチャートのステップ H3 では、初期値 T_{start} 、最終値 T_{end} 、および間隔 T の他、 T_a や T_b を設定する。

10

【実施例 3】

【0076】

本実施例では、測定部位の 2 次元的な硬さの診断を行うために、複数個所に集束させて測定を行う場合について説明する。図 14 には同心円上にある 8 つの集束点 F_1 、 F_2 、 F_3 、 F_4 、 F_5 、 F_6 、 F_7 、 F_8 について測定を行った場合の集束ビームの照射方向、および、それに伴って生じるズリ波の伝搬方向を示している。本実施例では、焦点数を 8 点としているが、焦点数はこれに限らない。図 14 (a)、(b)、(c) には、2 焦点の組のバリエーションを示している。例えば、図 14 (a) では、隣り合う点、すなわち、焦点 F_1 と焦点 F_2 、焦点 F_2 と焦点 F_3 、焦点 F_3 と焦点 F_4 、... が組となる。これらの組の測定は、組織形状の輪郭の硬さを測定したい場合に特に有効である。また、図 14 (b) では、焦点 F_1 と焦点 F_2 、焦点 F_2 と焦点 F_3 、焦点 F_3 と焦点 F_4 、... は対向する 2 焦点の組である。この場合では、測定部位の内部の硬さを測定したい場合に有用である。対応する組はこれらに限らず、図 14 (c) のように、1 つおきの焦点を組としてもよいし、それ以外の組み合わせも可能である。

20

【0077】

図 14 (a)、(b)、(c) それぞれに対する結果の表示方法は、2 対の組で測定された硬さの測定値の平均値や分散値を表示してもよいし、輝度画像やカラーマッピングで 2 次元表示してもよい。また、図 14 (a)、(b)、(c) の 2 種類以上のバリエーションの測定値の平均値や分散値、2 次元表示などを表示してもよい。ここで、先述したとおり、それぞれの組の 2 焦点を結ぶ線分は、体表面に対して垂直方向、すなわち、超音波探触子 1 の同じラスタ上に位置しないように配置する。

30

【0078】

測定箇所と対になる組は、操作者が入力装置によって決定してもよいし、先に撮像された画像から推定される個所に設定するようにしてもよい。また、本実施例では、同心円状に焦点を設けたが、形状はこれに限らない。いくつかの形状の情報、例えば、円、四角形に関する情報を診断装置内の図示しないメモリに保存しておき、操作者が画面上で自由に移動や変形をして、上記の組を決定するようにしてもよい。さらに、操作者がそれぞれの点を入力する任意形状としてもよい。

40

【0079】

超音波送受信をする 2 焦点の組の順序は、図 14 (a) において、 F_1 と F_2 、 F_2 と F_3 、 F_3 と F_4 の順に時計回りとしてもよいし、反時計回りとしてもよい。また、 F_1 と F_2 、 F_3 と F_4 、 F_5 と F_6 といったように 1 つ置きに設定してもよい。図 14 (b) や図 14 (c) についても測定する組の順序を制御することができる。

【0080】

図 10 のフローチャートに対して、本実施例 3 では、すべての 2 焦点の組に対する測定

50

が終了するまでステップ H 5、ステップ H 6 - 1、ステップ H 6 - 2 を繰り返すプロセスを追加すれば良い。焦点の組の設定は、自動、または操作者が設定する。操作者が設定する場合には、ステップ H 2 で設定する。

【 0 0 8 1 】

次に、実施例 3 のバリエーションについて説明する。

【 0 0 8 2 】

フレームレートを向上するために、図 1 4 (b) における焦点 F 1 と焦点 F 2、焦点 F 5 と焦点 F 6 のように 2 つの焦点を結ぶ線分同士が直交する対の場合、ずり波の伝搬方向が 90 度異なるため、図 1 5 のシーケンスのように 1 組のバーストチャープのシーケンスの中に、もう一方の組のバーストチャープを組み合わせたことができる。例えば、焦点 F 1 と焦点 F 2 への集束ビームに対する切替え周期を T_1 、 T_2 、 T_3 、 \dots 、 T_m とする。この時、焦点 F 5 と焦点 F 6 への集束ビームに対する切替え周期を S_1 、 S_2 、 S_3 、 \dots 、 S_m とする ($S_m = n * T_m$ 、 n は正の実数)。ただし、 T_m S_m とする。このように、各組に対する切替え周波数が異なると、発生するずり波の周波数も異なる。両者の切替え周波数が、それぞれの帯域幅の中に入っていなければ変位計測後にフィルタ処理によって分離することが可能である。

10

【 0 0 8 3 】

このとき、各組の焦点間の距離は以下のように設定する。例えば、ずり波速度 c が両者の焦点の組の間でほぼ同じであると仮定すると、ずり波速度 $c = \text{波長} / \text{切替え周期}$ (= 波長 * 切替え周波数) の関係から、切替え周期 S_m が T_m の N 倍のとき、波長も N 倍となる。そこで、 $S_m = N * T_m$ の場合では、焦点 F 5 と焦点 F 6 の距離を焦点 F 1 と焦点 F 2 の距離の N 倍に設定すると、焦点 F 1 と焦点 F 2 と同程度のずり波速度に対する測定ができる。焦点 F 1 と焦点 F 2 が ON となっている時間と焦点 F 5 と焦点 F 6 が ON となっている時間は同じにしてもよいし、異なってもよい。図 1 2 において、焦点 F 2 と焦点 F 5 への集束ビームが OFF となる時刻を同じ時間にすることによって、 OFF となった直後に変位検出用ビームを送波することができる。

20

【 0 0 8 4 】

変位検出用の超音波ビームの方向は、2 つのずり波が観測できる最適な位置、すなわち、2 つのずり波の進む方向のどちらにも変位検出用の超音波ビームが平行とならないように、また、できるだけ直交するように制御される。

30

【 0 0 8 5 】

また、図 1 0 のフローチャートに対しては、ステップ H 2 において、直交する 2 組の焦点を指定し、1 組の焦点の距離をもう一方の対の N 倍の距離になるように設定する。さらに、ステップ H 3 では、2 焦点への集束ビームの照射時間の切替え周期の初期値 T_{start} 、最終値 T_{end} 、および間隔 T を設定すると、ステップ H 2 で指定した N 倍の距離に対応した組について、切替え周期の初期値 S_{start} 、最終値 S_{end} 、および間隔 S が自動で設定される。

【 0 0 8 6 】

さらなるバリエーションとして、乳部について測定を行う場合、リニアアレイ型の探触子の代わりに、図 1 6 (a) に示すようなリング状アレイ探触子 200 を乳部の全周を囲むように取り付けて、硬さの診断をすることが可能である。複数のリング状アレイ探触子の各探触子 110 はリング状アレイ探触子 200 の円周上に配置しており、リング状アレイ探触子の各探触子 110 に対して電子的に遅延を加えることにより、リングの内側の場所にある被検体内の任意の場所に集束ビームを集束することができる。このようにして、例えば図 1 6 (b - 1) のように被検体内のある円周上にある 2 つの異なる焦点 F 1 と F 2 に対して、集束ビームを放射して、硬さに関する値を測定する方法が挙げられる。各焦点への集束ビームの照射の際、各焦点に対して円の中心と反対側の探触子群を使用することによって、近くの探触子を使うよりもより多くの探触子を使用することができ、所望のビーム形状を作りやすい。また、図 1 6 (b - 2) のように、2 焦点が円の中心に対して反対方向に位置する場合には、集束ビームをそれぞれ反対方向から照射することができる

40

50

ので、ビーム間の干渉を小さくすることができる。したがって、リング状アレイ探触子の各探触子 110 を用いると、図 14 に示した円周に沿った硬さの診断が、より効率的に行える。

【実施例 4】

【0087】

図 17 を用いて実施例 4 について説明する。本実施例では、変位生成用と検出用の 2 つの超音波探触子を使用する。送波用の探触子と受波用の探触子の位置はそれぞれ単独で移動させることが可能である。測定において、例えば、図 18 (a) のように、変位生成用超音波探触子 6 と変位検出用超音波探触子 7 との間に被検体を置き、変位生成用超音波探触子 6 では集束ビームの送信、変位検出用超音波探触子 7 では変位検出用超音波ビームの送受信を行う。また、図 18 (b) のように探触子同士の角度があらかじめ固定された状態で 2 つの探触子を被検体表面に設置するようにしてもよい。設置の方法や、2 つの超音波探触子の位置関係は、目的とする測定部位や変位を検出しやすい最適な方法とする。

10

【0088】

変位生成用超音波探触子 6 は、リニアアレイ型の探触子を用いてもよい。また、図 19 に示すような、2 焦点固定型の超音波トランスデューサ 300 を使用してもよい。図 19 は、2 焦点固定型の超音波トランスデューサの断面形状を示している。2 焦点固定型の超音波トランスデューサ 300 は、同じ曲率（すなわち焦点距離）、かつ、同じ開口径を持つ 2 つの凹面型トランスデューサ A、B に対して、開口面を平行にして並べた状態で、開口面の中心位置を距離 d だけ離して組み合わせた構造となる。ただし、両トランスデューサが重なり合う部分は取り除かれる。これにより、2 焦点固定型の超音波トランスデューサ 300 を体表面に接触させたとき、体内の目的断層面において、2 焦点固定型の超音波トランスデューサ 300 から同じ深さで、かつ、変位検出用超音波探触子 7 の長軸方向（電子走査方向）に距離 d だけ離れた 2 点に集束ビームを照射することが可能となる。ここで、被検体内の 2 焦点位置よりも深い位置で、かつ、2 焦点固定型の超音波トランスデューサ 300 の中心軸上に、2 つの焦点への照射された集束ビームが交差する場所が存在する。そのため、2 焦点への集束ビームを同時に ON とすると、交差する位置 F' においても、変位が生じる可能性がある。これを避けるため、2 つの凹面型トランスデューサ A、B を組み合わせる際に、所望の断層面を中心として正負に同じ角度だけ回転させてから接着することも可能である。これにより、2 つの集束ビームが交差する点同士はねじれの位置関係となるため、2 つの焦点においてのみ変位を生じさせることが可能となる。ただし、回転角度に応じて焦点間の距離 d は、回転させないときの距離 d よりも小さい値となる。

20

30

【0089】

2 焦点固定型の超音波トランスデューサ 300 は焦点の距離 d が固定されているので、距離を変更したい場合には、いくつかの組み合わせの 2 焦点型トランスデューサを予め準備しておき、診断する部位や条件によって、その都度トランスデューサを選択して用いる。

【0090】

体表面に対する変位生成用超音波探触子 6 の位置の調整は、リニアアレイ型の超音波探触子を使用する場合では、焦点位置設定部 12 において設定された焦点に、電子的に制御される。また、2 焦点固定型の超音波トランスデューサを使用した場合には、機械的に制御してもよいし、操作者自身が、固定具やステージなどを利用して 2 焦点固定型の超音波トランスデューサの位置調整をすることも可能である。

40

【0091】

ここで、2 焦点は、操作者によって、先に撮像した B モード画像や従来方式で撮像されたエラストグラフィ画像を見ながら、図示しない入力装置（キーボード、マウス、タッチパネル等）を用いて決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焦点位置設定部 12 に設定されるようにしてもよい。焦点位置の調整を操作者自身が行った場合、焦点位置設定部 12、および、図 10

50

のフローチャートのステップH2の工程は省略する。

【0092】

また、送波用と受波用の超音波探触子が別々であるので、変位検出用受波ビームが焦点位置のスキャンを終わった直後に、次の変位生成送波ビームを送波することも可能であり、時間の短縮ができる。また、送受切替スイッチ2を介さないで、集束ビームと変位検出用の送受波のキャリア周波数を別々にすることが可能であり、したがって、集束ビームの送波と同時に、変位検出用ビームの送受波を行うことができる。これによって、変位が最も大きい状態をモニタリングすることが可能であるし、フレームレートを向上することが出来る。

【0093】

固定型の超音波トランスデューサは、2点以上の複数の焦点を持つトランスデューサとしてもよい。しかし、焦点の個数が増えるにつれて、同じ入力電圧に対して、各焦点における集束超音波の音響インテンシティが小さくなり、したがって、変位量も小さくなる。また、2焦点固定型の超音波トランスデューサ300の他、所望の撮像面内の空間において、2焦点を持つ構造の焦点固定型の超音波トランスデューサを使用することもできる。ただし、縦方向（体表に対して垂直な方向）に2焦点が並んだ構造の超音波トランスデューサは除かれる。

【実施例5】

【0094】

本実施例では、癌などの組織を球体と仮定したとき場合の共振周波数から硬さの診断をする方法について説明する。例えば、ずり波弾性率 μ に対する球体の固有共振周波数は図20のようなスペクトル分布を持つ（非特許文献3）。図中の縦軸の0と交差するときの周波数を共振周波数とすると、正常部位（ $\mu = 1$ ）に比べて癌（ $\mu = 30$ ）のずり波弾性率が30倍大きいとき、共振周波数が約7倍大きくなることがわかる。

【0095】

図21に本実施例のシステム構成図を示す。実施例1と異なるのは、硬さスペクトル計算部26が、スペクトル解析部30、硬さ演算部位大きさ推定部32、硬さ演算部31とから構成されている点である。球体の共振周波数から硬さの診断をする場合、硬さ演算部位大きさ推定部32では、Bモード画像や従来方式で撮像されたエラストグラフィ画像から球の半径 r を画像処理によって求める。半径 r は操作者によって入力してもよい。スペクトル解析部30にて、ピーク値となる切換え周波数 f_M を解析した後、硬さ演算部31において、半径 r と切換え周波数 f_M からずり波弾性率などの硬さの値を計算する。硬さ演算部位大きさ推定部32で推定された半径 r は数値、もしくは、半径 r を持つ円として表示部5に表示し、また、ピークの周波数とずり波弾性率を表示する。

【0096】

ここでは球体について説明したが、円、楕円体、リング等、診断部位に最適な形状の固有共振周波数を用いることも可能である。

【0097】

これらの実施例において、測定に要する時間について考察する。ここで、図22に示すように、被検体内の温度上昇は集束ビームの照射時間、照射時間間隔に依存する。音響インテンシティが同じ場合でも、バーストチャープ法による1回の集束ビームの照射時間が長く、複数の集束ビーム照射の時間間隔が短いほど温度の上昇の上昇率は大きくなる。生体の安全性を保つためには、最大温度上昇が1より小さくなるように照射時間や照射時間間隔を制御する。

【0098】

数百 μs ～数 ms の切替え周期でバーストチャープ法によるビームの送波を行った場合の温度上昇について考える。例えば、生体の熱伝導率に基づく計算から、音響インテンシティが $1 kW/cm^2$ 、生体の減衰率が $0.5 dB/cm/MHz$ 、照射時間が $1 ms$ のとき、最大上昇温度は約 0.1 程度と見積もられる。また、計算結果から最大上昇温度からビーム照射前の初期の状態の温度に戻るまでの時間（緩和時間）はおよそ $5 s$ である

10

20

30

40

50

。したがって、温度に対する安全性を保つためには、ある焦点の組に対するバーストチャープ法によるビーム送波の終了時刻から、同じ焦点の組に対する次のバーストチャープの送信開始時刻までの時間間隔を常に 5 s 以上にするか、上昇温度が 1 になるまでの間、バーストチャープ信号の送信を複数回送信して測定を行う必要がある。これを実施例 1 の図 5 を例に説明する。ここでは、参照信号の取得は初めの 1 回のみとする。

【0099】

バーストチャープ信号の照射時間を T_B 、変位検出用ビームの送受信時間を $T_0(2)$ 、変位検出用ビームの送波後から次のバーストチャープ信号が照射されるまでの時間を $T_0(3)$ 、最後の変位検出用ビームの受信が終了した時刻から次の測定までの時間（待機時間）を $T_0(4)$ とする。

【0100】

まず、1つの焦点の組について測定を行う場合について考える。測定時間を最も短くするには、 $T_0(3)$ を 0 とする。このとき、 T_m の個数 m は $1 / (1 \text{ 回のビーム照射による温度上昇 } E_1)$ で決まる。したがって、 E_1 が 0.1 の場合、 $m = 10$ となる。 $T_0(1)$ 、および $T_B + T_0(2)$ 、図 22 のステップ H7 の断層像取得時間を全て約 10 ms であるとする $(10 + 10 * 10 + 10) = 120 \text{ ms}$ で測定が終了する。このとき、フレームレートは $1 / 120 \text{ ms} = 8 \text{ Hz}$ となる。ただし、測定後には温度が約 1 上昇しているので、再び元の温度になるまで次の測定は開始せずに待機状態（ $T_0(4) = \text{約 } 5 \text{ 秒間}$ ）になる。待機時間に他の部位の測定を行うようにしてもよい。

【0101】

安全性を重視する場合、 $T_0(3)$ を 5 秒とすれば、温度が測定開始時と同じ温度になるので、 m は温度上昇に関係なく決定できる。この場合、測定時間はほぼ m に比例し、例えば $m = 5$ のとき、 $5 * 5 = 25 \text{ 秒}$ となり、フレームレートは 0.04 となる。また、待機時間を設けなくても次の測定を行うことができる。

【0102】

$T_0(3)$ は 0 から 5 秒の範囲で設定することができる。 $T_0(3)$ が小さければ、測定時間は短くなるが、 T_m の個数が制限され、待機時間が長くなる。また、 $T_0(3)$ が大きければ、測定可能な T_m の個数が増え、待機時間が短くなるが、測定時間が長くなる。

【0103】

複数の焦点の組をスキャンして測定する場合について考える。焦点の組の数を 10 とする。 $T_0(3) = 0$ とした場合、上述の 1つの焦点の組の場合に対して、 $(10 + 10 * 10 * 10 + 10) = 1020 \text{ ms}$ となる。このときフレームレートは 0.1 となる。また、 $T_0(3) = 5 \text{ 秒}$ のとき、各焦点の組における温度上昇が他の焦点の組に影響しなければ、 $T_0(3)$ の間に複数の組の測定を行うことができる。したがって、フレームレートは 1つ焦点の組の場合の測定時間と同じとなる。

【0104】

測定の際には、音響インテンシティ、 T_B 、 $T_0(3)$ などのパラメータに対する、最高上昇温度、緩和時間、温度上昇領域などの情報を、予め図示しない記録媒体に記憶しておき、最適なフレームレートで測定するように中央制御部 3 で制御する。待機時間になったら、画面表示や音で操作者に知らせるようにしてもよい。また、図 10 のステップ H3 の工程において、測定の所要時間、設定可能な T_m の個数、待機時間、 $T_{all} = (\text{測定の所要時間} + \text{待機時間})$ 等を表示してもよい。

【0105】

次に、硬さ測定における誤差について検討する。図 23 (a-1)、(a-2) には、1 焦点に集束ビームを照射して組織を変形させて、発生したずり波の変位を、ずり波の伝搬方向で等間隔の複数の位置（例えば X_1 、 X_2 、 X_3 、 X_4 ）で測定し、変位と時間の関係を導出する方法を示す。この方法では、図 23 (a-2) のように、変位がピークとなる時間と各観測位置との関係を線形近似したときの直線の傾きからずり波の速度 c を推定することができる。その際、変位波形に点線で示される雑音が存在し、ピーク値を求め

10

20

30

40

50

る際の誤差となる。誤差を小さくするには、サンプリング周波数を高くして、ピーク値を算出する際にできるだけ多くのデータを使用する方法が考えられる。しかし、この方法では、ピーク値を求める演算に使用できる波形信号のデータはピーク値付近のデータに限られる。また、別の方法として波形全体でフィッティングをする方法があるが、この場合、変位波形全てのデータを使用することができるが、変位波形の形状を仮定しなければならないので、ピークの位置がずれる可能性がある。また、変位波形の雑音をローパスフィルタで除去する場合、波形そのものの形も変形するので、ピーク位置がずれてしまう可能性がある。

【 0 1 0 6 】

次に、本実施例で提案する 2 焦点バーストチャープ法における誤差について図 2 3 (b - 1)、(b - 2)、(b - 3)を用いて説明する。例えば図 2 3 (b - 1)において、ある切替え周期 T_m のとき、観測位置 A においては変位量の絶対値が極大値となり、観測位置 B では変位量の絶対値が極小値となる (図 2 3 (b - 2))。ずり波の変位方向の複数の観測位置でモニタリングする場合、各観測位置に対する変位量の絶対値は、例えば図 2 3 (b - 3)のような曲線となる。先述したとおり、切替え周期 T_m を変化させたときに、変位量の絶対値がピークとなるとき (図 7 (a)) の切換え周期 T_M からずり波速度を推定する。この方法において、図 2 3 (b - 2)に示されるように、変位波形に点線で示される雑音が存在し、極大値を計算する際に誤差となる。ここで、雑音を除去するために変位の絶対値の積分値を計算することが可能である。例えば、観測点 A に対する積分値は 0 でない値であるのに対して、観測点 B に対する積分値はほぼ 0 になる。この積分演算では、波形信号のデータ全てを使用することができ、また、波形形状の変化などを考慮する必要がない。したがって、提案手法では図 2 3 (a - 1)、(a - 2)の方法に比べ、多くのデータを使用して硬さの測定ができるため誤差が小さいといえる。

【 0 1 0 7 】

これらのすべての実施例において、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、探触子には、セラミック、高分子、半導体の探触子などを使用するが、これらに限らない。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 0 8 】

本発明は、超音波装置分野に適応可能である。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 9 】

1 ... 超音波探触子、2 ... 送受切替スイッチ、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 ... 硬さスペクトル計算部、30 ... スペクトル解析部、31 ... 硬さ演算部、32 ... 硬さ演算部位大きさ推定部、100 ... 超音波探触子 1 の各素子、110 ... リング状アレイ探触子の各探触子、200 ... リング状アレイ探触子、300 ... 2 焦点固定型の超音波トランスデューサ

【図 1】

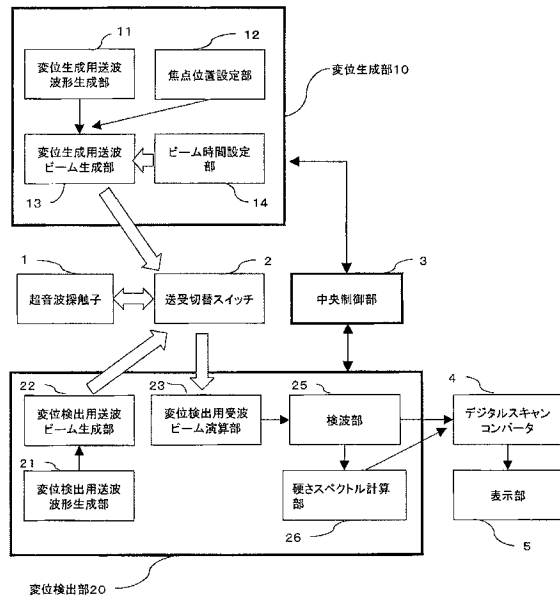


図 1

【図 2】

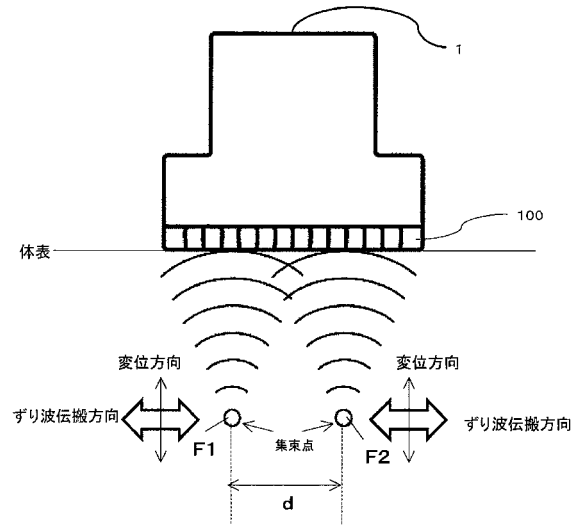


図 2

【図 3】

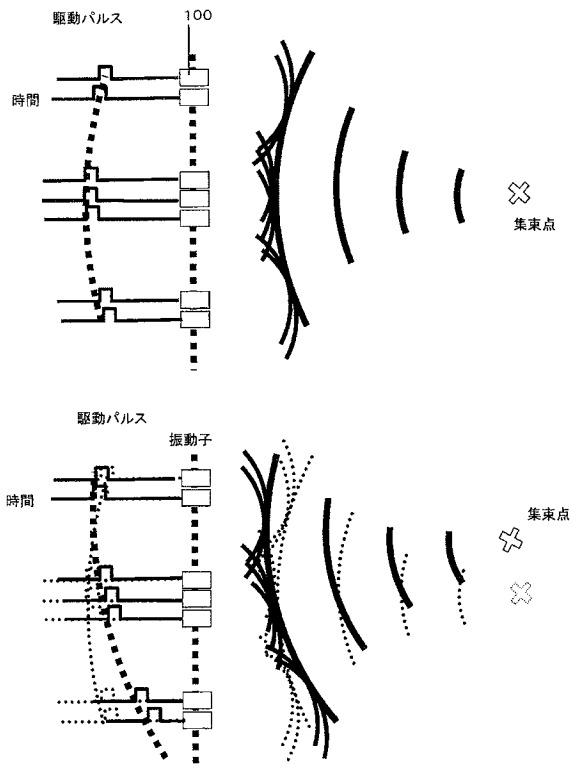


図 3

【図 4】

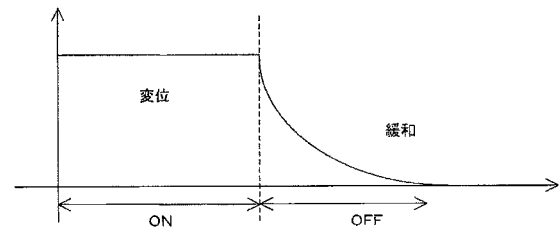


図 4

【図 5】

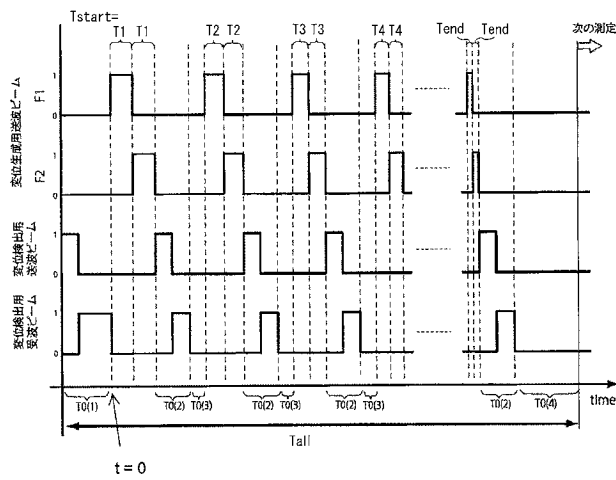


図 5

【図 6】

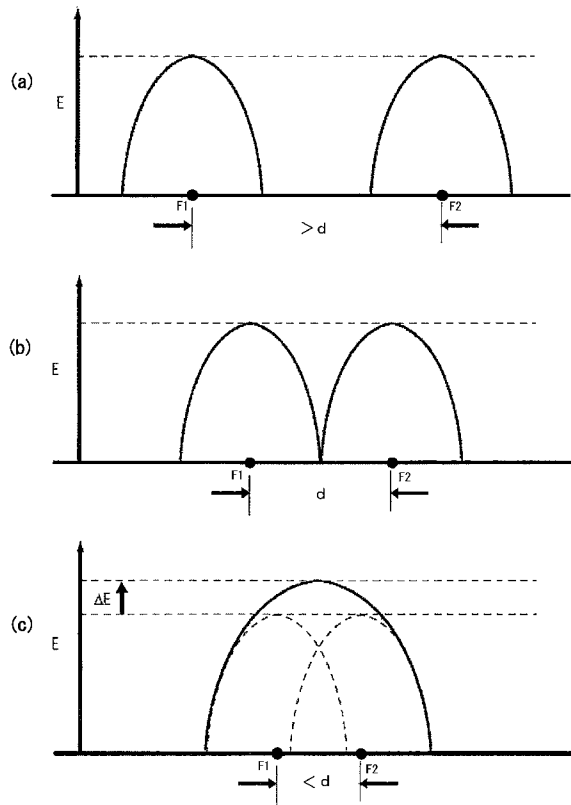
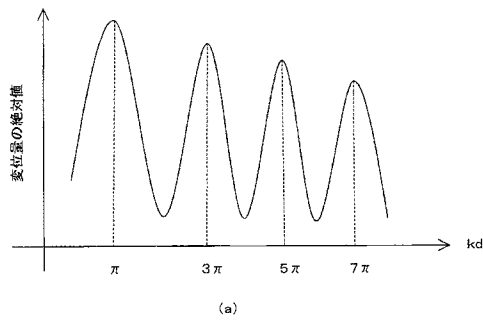
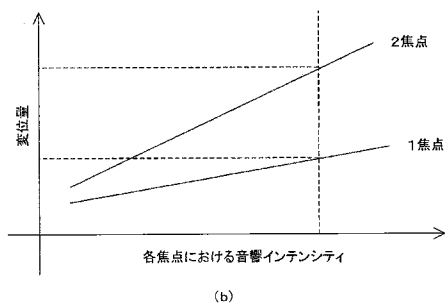


図 6

【図 7】



(a)



(b)

図 7

【図 8】

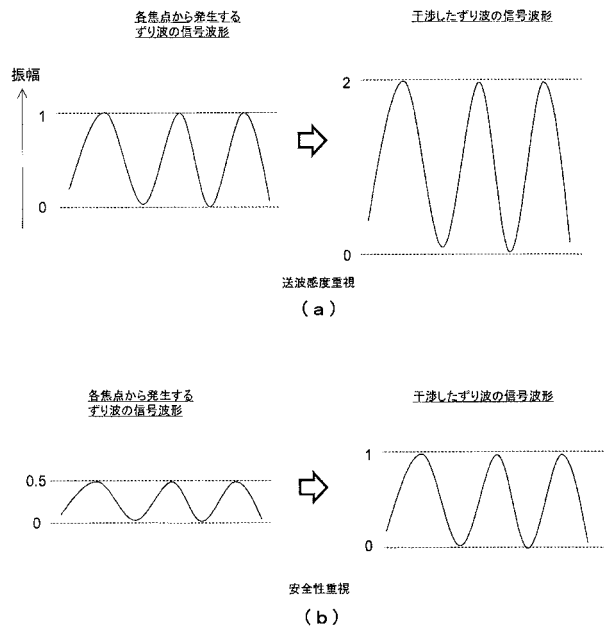


図 8

【図 9】

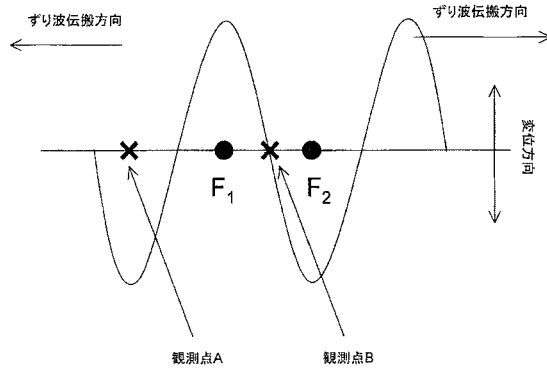


図 9

【図 10】

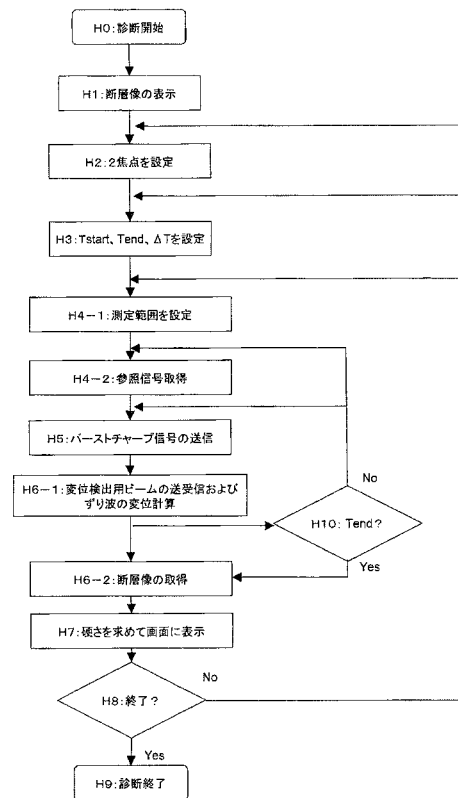
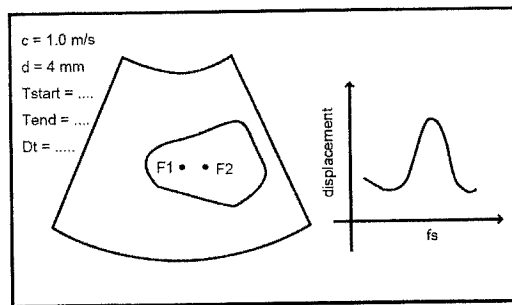
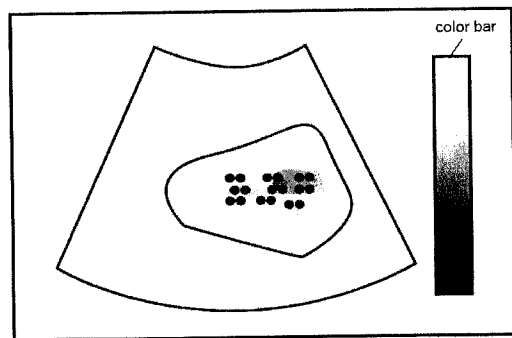


図 10

【図 11】



(a)



(b)

図 11

【図 12】

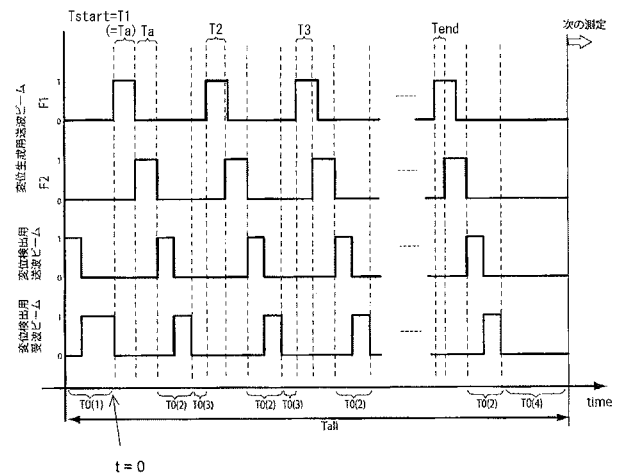


図 12

【図 13】

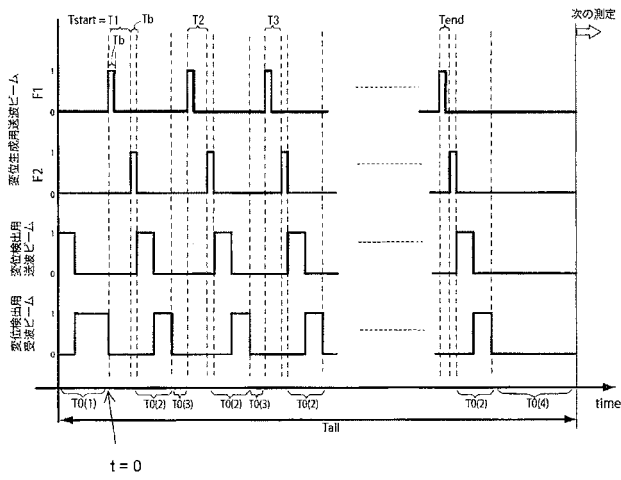


図 13

【図 14】

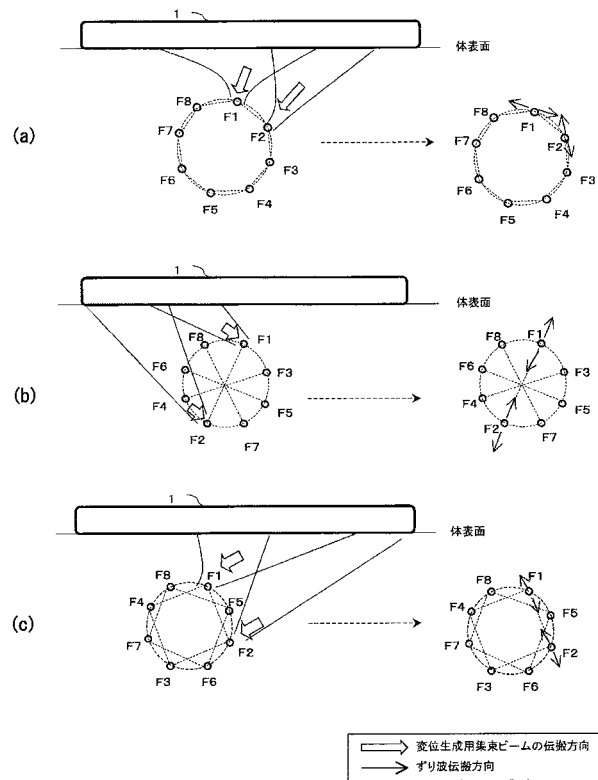


図 14

【図 15】

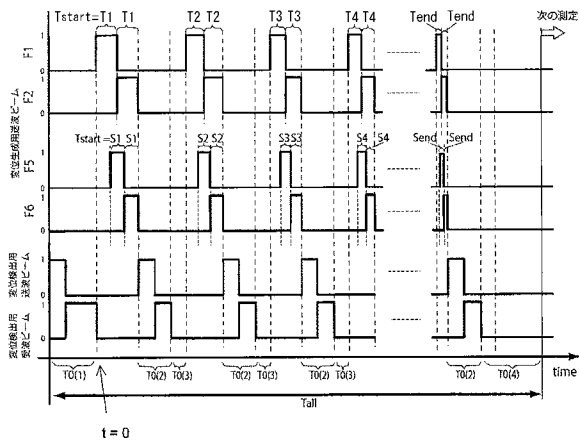
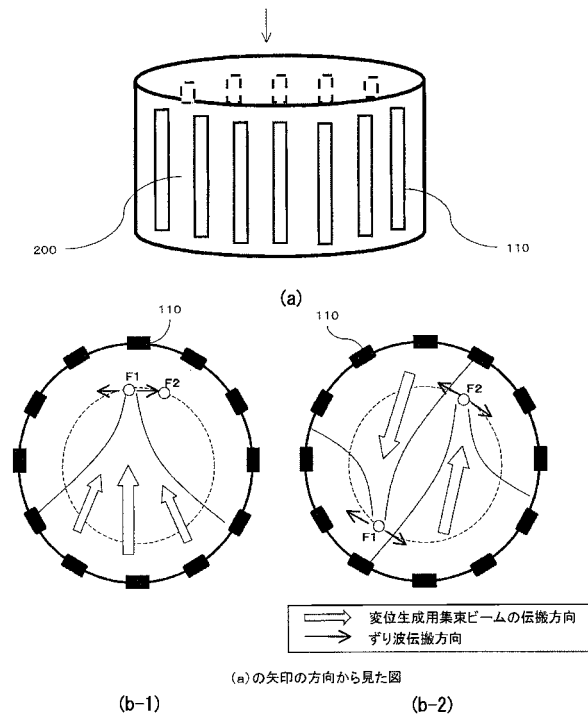


図 15

【図 16】



(a)の矢印の方向から見た図

(b-1)

(b-2)

図 16

【図 17】

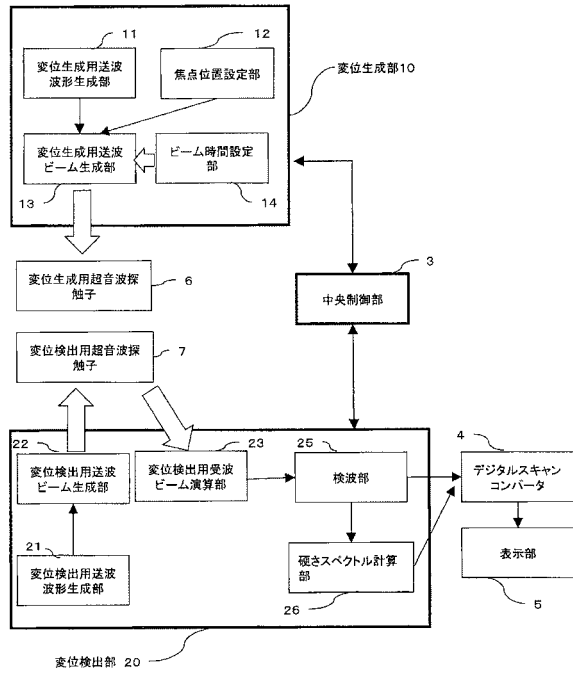


図 17

【図 18】

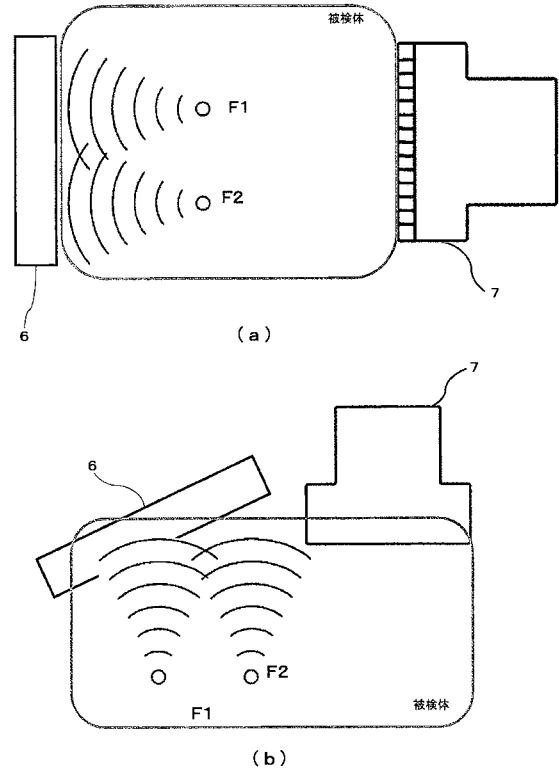


図 18

【図 19】

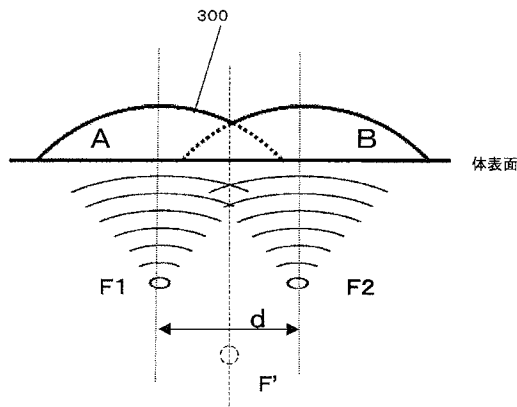


図 19

【図 20】

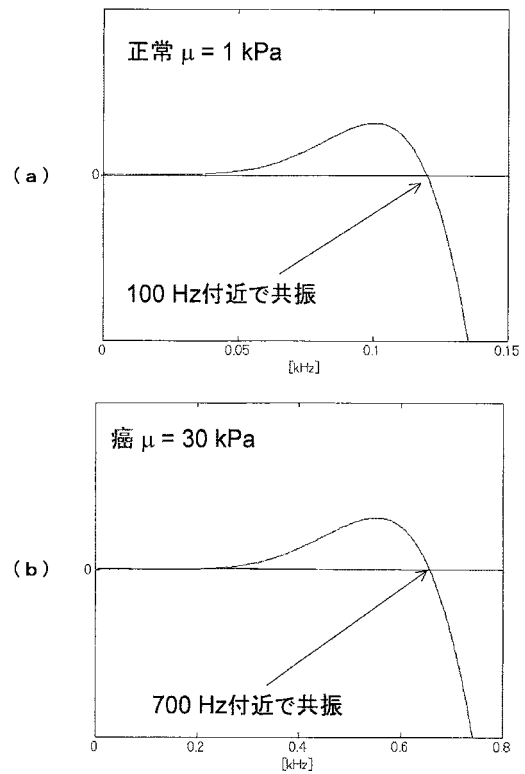


図 20

【図 2 1】

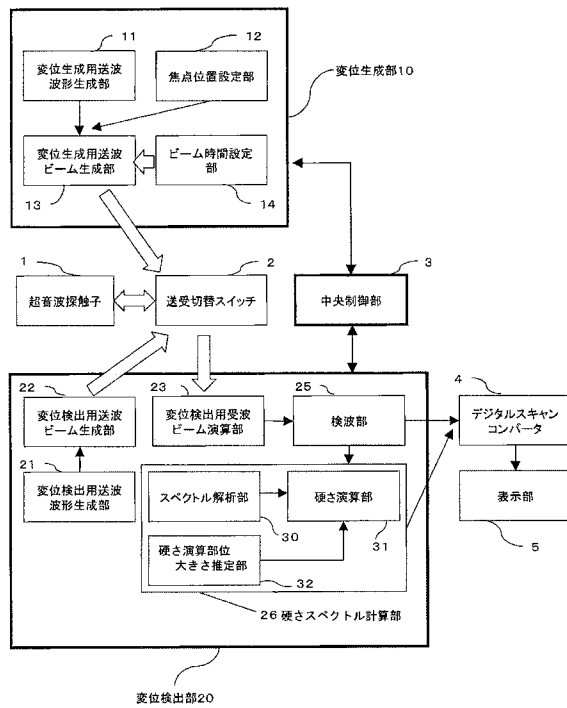


図 2 1

【図 2 2】

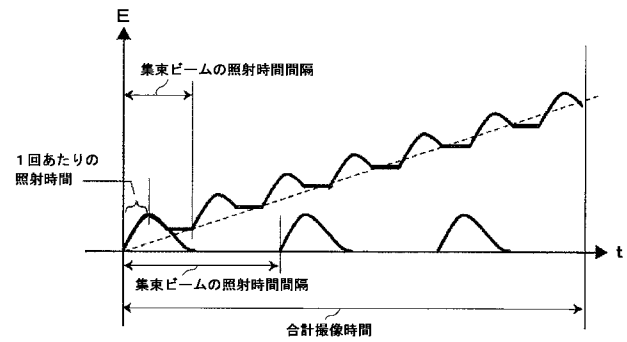


図 2 2

【図 2 3】

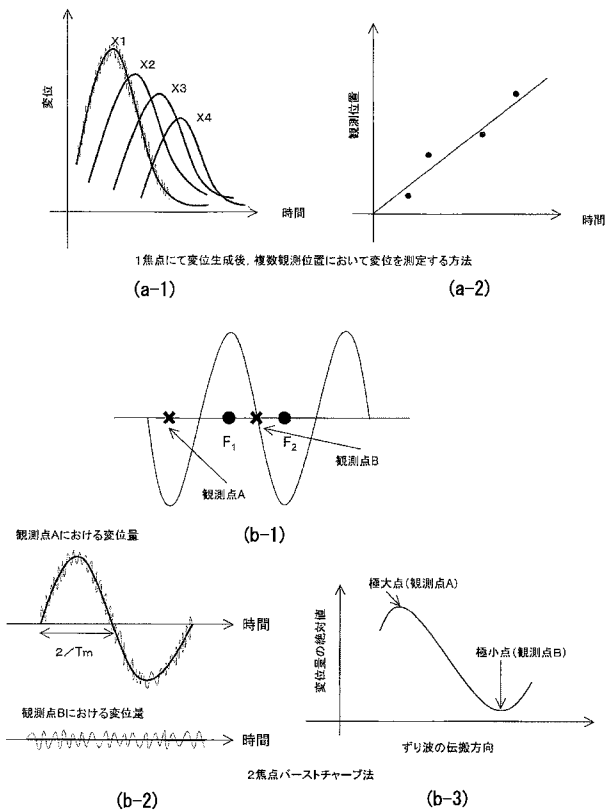


図 2 3

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2010/063223									
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 1996-2010 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)											
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X Y</td> <td>JP 2006-500089 A (Centre National de la Recherche Scientifique -CNRS-, Universite Paris 7-Denis Diderot), 05 January 2006 (05.01.2006), paragraphs [0035], [0050] & US 2005/0252295 A1 & EP 1546757 A & WO 2004/021038 A1 & FR 2844058 A1</td> <td>1-13, 15, 16 14</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2004-57653 A (Takeshi SHIINA, Hitachi Medical Corp.), 26 February 2004 (26.02.2004), fig. 4 & US 2006/0052696 A1 & EP 1541090 A1 & EP 2201896 A & WO 2004/010872 A1</td> <td>14</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X Y	JP 2006-500089 A (Centre National de la Recherche Scientifique -CNRS-, Universite Paris 7-Denis Diderot), 05 January 2006 (05.01.2006), paragraphs [0035], [0050] & US 2005/0252295 A1 & EP 1546757 A & WO 2004/021038 A1 & FR 2844058 A1	1-13, 15, 16 14	Y	JP 2004-57653 A (Takeshi SHIINA, Hitachi Medical Corp.), 26 February 2004 (26.02.2004), fig. 4 & US 2006/0052696 A1 & EP 1541090 A1 & EP 2201896 A & WO 2004/010872 A1	14
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
X Y	JP 2006-500089 A (Centre National de la Recherche Scientifique -CNRS-, Universite Paris 7-Denis Diderot), 05 January 2006 (05.01.2006), paragraphs [0035], [0050] & US 2005/0252295 A1 & EP 1546757 A & WO 2004/021038 A1 & FR 2844058 A1	1-13, 15, 16 14									
Y	JP 2004-57653 A (Takeshi SHIINA, Hitachi Medical Corp.), 26 February 2004 (26.02.2004), fig. 4 & US 2006/0052696 A1 & EP 1541090 A1 & EP 2201896 A & WO 2004/010872 A1	14									
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.											
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> "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 </td> </tr> </table>			* 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							
* 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 02 November, 2010 (02.11.10)		Date of mailing of the international search report 16 November, 2010 (16.11.10)									
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer									
Facsimile No.		Telephone No.									

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/063223

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5810731 A (Artann Laboratories), 22 September 1998 (22.09.1998), fig. 9 & US 5606971 A	14
P,A	JP 2010-507428 A (Super Sonic Imagine), 11 March 2010 (11.03.2010), entire text; all drawings & US 2008/0276709 A1 & EP 2084702 A & WO 2008/050072 A2 & FR 2907692 A	1-16
A	US 5606971 A (Artann Corp., a NJ Corp.), 04 March 1997 (04.03.1997), entire text; all drawings & US 5810731 A	1-16
A	US 6068597 A (Gregory Sharat Lin), 30 May 2000 (30.05.2000), entire text; all drawings (Family: none)	1-16
A	US 2004/0068184 A1 (Gregg E. Trahey et al.), 08 April 2004 (08.04.2004), entire text; all drawings (Family: none)	1-16

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 6 3 2 2 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 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010年			
国際調査で利用した電子データベース (データベースの名称、調査に利用した用語)			
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	
X Y	JP 2006-500089 A (サントル・ナショナル・ドウ・ラ・レシエルシ ユ・サイエンティフィック・エ・エン・エール・エス・ユニベル シテ・パリ・フーデニス・ディデロ) 2006.01.05, 段落[0035]、[0050] & US 2005/0252295 A1 & EP 1546757 A & WO 2004/021038 A1 & FR 2844058 A1	1-13, 15, 16 14	
Y	JP 2004-57653 A (椎名毅、株式会社日立メディコ) 2004.02.26, 図4 & US 2006/0052696 A1 & EP 1541090 A1 & EP 2201896 A & WO 2004/010872 A1	14	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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、一般的技术水準を示すもの 「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 の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 02.11.2010		国際調査報告の発送日 16.11.2010	
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) 川上 則明 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3704

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2010/063223

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	US 5810731 A (Artann Laboratories) 1998.09.22, Fig.9 & US 5606971 A	14
P, A	JP 2010-507428 A (スーパー ソニック イマジン) 2010.03.11, 全 文、全図 & US 2008/0276709 A1 & EP 2084702 A & WO 2008/050072 A2 & FR 2907692 A	1-16
A	US 5606971 A (Artann Corporation, a NJ Corp.) 1997.03.04, 全文、全図 & US 5810731 A	1-16
A	US 6068597 A (Gregory Sharat Lin) 2000.05.30, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-16
A	US 2004/0068184 A1 (Gregg E. Trahey et. al.) 2004.04.08, 全文、 全図 (ファミリーなし)	1-16

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, 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, 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, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD19 HH08 HH10 HH13 HH14 HH29 JB42 KK02 KK25

(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	JPWO2011027644A1	公开(公告)日	2013-02-04
申请号	JP2011529858	申请日	2010-08-04
[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 橋場邦夫		
发明人	田原 麻梨江 東 隆 橋場 邦夫		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/4488 A61B8/485 G01S7/52026 G01S7/52038 G01S7/52042 G01S15/8954		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/HH08 4C601/HH10 4C601/HH13 4C601/HH14 4C601/HH29 4C601/JB42 4C601/KK02 4C601/KK25		
优先权	2009204234 2009-09-04 JP		
其他公开文献	JP5456047B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在用于通过将超声聚焦束传输到对象中来诊断硬度的辐射压力弹性成像技术中，必须考虑高灵敏度和安全性。在本发明中，聚焦光束被传输到两个位置，作为用于移动组织和激发剪切波的装置。另外，对发送束进行时间控制以使其成为突发burst信号，并且在扫描发送频率的同时发送和接收超声波。此时，当两个焦点之间的距离和透射频率成为波长的整数倍时，两个波彼此干涉并且获得大振幅。此外，当传输频率变为组织固有的共振频率时，振幅变大。借助于这些，在传输波形的强度小的情况下提高了灵敏度。此外，如果将突发线性调频脉冲用于传输，则容易加宽传输频率的频带，从而可以在测量目标部位使用灵敏度高的频率。通过使焦点的数量和位置任意，它可以覆盖很大的区域。

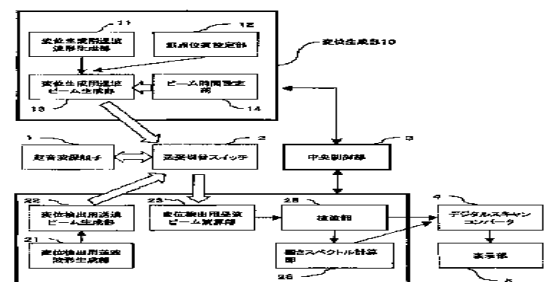


図 1

- 10... DISPLACEMENT GENERATION UNIT
- 11... TRANSMISSION WAVEFORM GENERATION UNIT FOR DISPLACEMENT GENERATION
- 12... FOCAL POINT POSITION SETTING UNIT
- 13... TRANSMISSION BEAM GENERATION UNIT FOR DISPLACEMENT GENERATION
- 14... BEAM TIME SETTING UNIT
- 1... ULTRASONIC PROBE
- 2... TRANSMISSION/RECEPTION CHANGING SWITCH
- 20... DISPLACEMENT DETECTION UNIT
- 22... TRANSMISSION BEAM GENERATION UNIT FOR DISPLACEMENT DETECTION
- 23... RECEPTION BEAM CALCULATION UNIT FOR DISPLACEMENT DETECTION
- 25... DETECTION UNIT
- 26... TRANSMISSION WAVEFORM GENERATION UNIT FOR DISPLACEMENT DETECTION
- 27... HARDNESS SPECTRUM CALCULATION UNIT
- 4... DIGITAL SCAN CONVERTER
- 5... DISPLAY UNIT