

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-136880

(P2008-136880A)

(43) 公開日 平成20年6月19日(2008.6.19)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 17 O L (全 43 頁)

(21) 出願番号 特願2008-17502 (P2008-17502)
 (22) 出願日 平成20年1月29日 (2008.1.29)
 (62) 分割の表示 特願2002-222868 (P2002-222868)
 の分割
 原出願日 平成14年7月31日 (2002.7.31)

(71) 出願人 301007685
 椎名 毅
 茨城県つくば市竹園2丁目808-205
 (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 100098017
 弁理士 吉岡 宏嗣
 (72) 発明者 椎名 毅
 茨城県つくば市竹園2丁目808-205
 (72) 発明者 山川 誠
 茨城県つくば市吾妻1-16-2 402
 号棟712号室

最終頁に続く

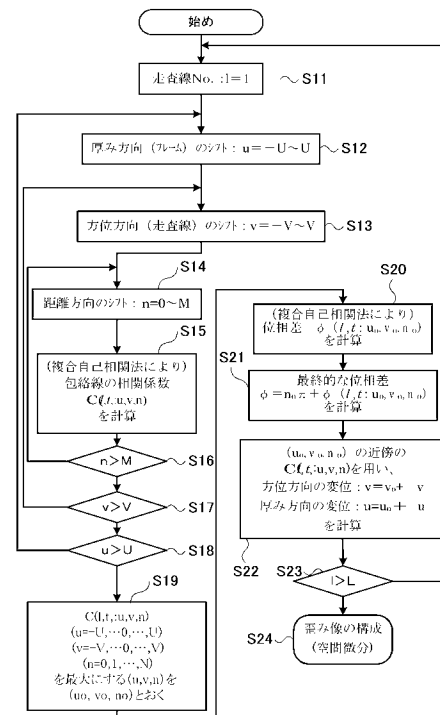
(54) 【発明の名称】 超音波診断システム、歪み分布表示方法及び弾性係数分布表示方法

(57) 【要約】

【課題】生体組織の硬さを定量的に計測するにあたり、2次元又は3次元変位分布の計算時間を短縮でき、かつ、変位分布の計算精度を向上させる。

【解決手段】超音波探触子による圧縮前後の超音波エコー信号をそれぞれ直交検波して包絡線信号を作成し、圧縮前後における包絡線信号間の相関係数を3次元相関窓内の軸方向、この軸方向に直交する横方向並びに前記軸方向及び横方向に直交するスライス方向にそれぞれ所定値ずつ離散した走査線毎に計算して、相関係数が最大となる位置を求める。この位置における圧縮前後の超音波エコー信号間の位相差を求め、求められた位置及び位相差に基づいて圧縮に伴う被検体組織内の軸方向、横方向及びスライス方向における変位情報を求め、それらの3方向の変位情報に基づいて2次元又は3次元の歪みを求める。

【選択図】 図12



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体組織との間で超音波信号を送受信する超音波探触子と、

前記被検体組織に対する前記超音波探触子による圧縮前後に前記超音波探触子により受信された前記超音波エコー信号をそれぞれ直交検波して包絡線信号を作成する直交検波手段と、

前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を 3 次元相関窓内の軸方向、この軸方向に直交する横方向並びに前記軸方向及び横方向に直交するスライス方向にそれぞれ所定値ずつ離散した走査線毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前記超音波エコー信号間の位相差情報を求める相関演算手段と、

10

前記相関演算手段によって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基づいて前記圧縮に伴う前記被検体組織内の前記軸方向、前記横方向又は前記スライス方向における変位情報を求める変位演算手段と、

前記被検体組織内の前記軸方向、前記横方向又は前記スライス方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める歪み演算手段と、

前記歪み分布情報を表示する表示手段と

を備えたことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 2】

請求項 1 において、前記超音波探触子が 2 次元アレイ状超音波プローブで構成されている場合には、前記相関演算手段は、前記軸方向については 2 分の 1 波長間隔、前記横方向及び前記スライス方向については前記超音波探触子のライン間隔毎の格子点でのみ前記相関係数の計算を行うことを特徴とする超音波診断システム。

20

【請求項 3】

請求項 1 において、前記超音波探触子が 1 次元アレイ状超音波プローブで構成され、この 1 次元アレイ状超音波プローブが前記スライス方向に走査移動される場合には、前記相関演算手段は、前記軸方向については 2 分の 1 波長間隔、前記横方向については前記超音波探触子のライン間隔、前記スライス方向については走査面の取得可能なサンプリング間隔毎の格子点でのみ前記相関係数の計算を行なうことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 4】

30

請求項 2 又は 3 において、前記相関演算手段は、前記直交検波手段によって直交検波された包絡線信号を用いて、前記軸方向に 2 分の 1 波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を作成し、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を各格子点について計算することを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 5】

被検体組織との間で超音波信号を送受信する超音波探触子と、

前記被検体組織に対する前記超音波探触子による圧縮前後に前記超音波探触子により受信された前記超音波エコー信号をそれぞれ直交検波して包絡線信号を作成する直交検波手段と、

前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を 3 次元相関窓内の軸方向、この軸方向に直交する横方向並びに前記軸方向及び横方向に直交するスライス方向にそれぞれ所定値ずつ離散した走査線毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前記超音波エコー信号間の位相差情報を求める相関演算手段と、

40

前記相関演算手段によって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基づいて前記圧縮に伴う前記被検体組織内の前記軸方向、前記横方向又は前記スライス方向における変位情報を求める変位演算手段と、

前記被検体組織内の前記軸方向、前記横方向又は前記スライス方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める歪み演算手段と、

前記被検体組織を有限個の要素に分割して少なくとも 2 次元の有限要素モデル化し、そ

50

のモデル化の情報と前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算する弾性係数情報演算手段と、

前記弾性係数分布情報を表示する表示手段と
を備えたことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 6】

請求項 5 において、前記超音波探触子が 2 次元アレイ状超音波プローブで構成されている場合には、前記相関演算手段は、前記軸方向については 2 分の 1 波長間隔、前記横方向又は前記スライス方向については前記超音波探触子のライン間隔毎の格子点でのみ前記相関係数の計算を行うことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 7】

請求項 6 において、前記超音波探触子が 1 次元アレイ状超音波プローブで構成され、この 1 次元アレイ状超音波プローブが前記スライス方向に走査移動される場合には、前記相関演算手段は、前記軸方向については 2 分の 1 波長間隔、前記横方向については前記超音波探触子のライン間隔、前記スライス方向については走査面の取得可能なサンプリング間隔毎の格子点でのみ前記相関係数の計算を行なうことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 8】

請求項 6 又は 7 において、前記相関演算手段は、前記直交検波手段によって直交検波された包絡線信号を用いて、前記軸方向に 2 分の 1 波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を作成し、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を各格子点について計算することを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 9】

超音波探触子によって取得された超音波エコー信号を入力する第 1 のステップと、

前記超音波探触子による圧縮前後に入力された前記超音波エコー信号をそれぞれ直交検波して包絡線信号を作成する第 2 のステップと、

前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を 3 次元相関窓内の軸方向、この軸方向に直交する横方向並びに前記軸方向及び横方向に直交するスライス方向にそれぞれ所定値ずつ離散した走査線毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前記超音波エコー信号間の位相差情報を求める第 3 のステップと、

前記第 3 のステップによって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基づいて前記圧縮に伴う被検体組織内の前記軸方向、前記横方向又は前記スライス方向における変位情報を求める第 4 のステップと、

前記被検体組織内の前記軸方向、前記横方向又は前記スライス方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める第 5 のステップと、

前記歪み分布情報を表示する第 6 のステップと

を含んで構成されたことを特徴とする歪み分布表示方法。

【請求項 10】

請求項 9 において、前記超音波探触子が 2 次元アレイ状超音波プローブで構成されている場合には、前記第 3 のステップで、前記軸方向については 2 分の 1 波長間隔、前記横方向及び前記スライス方向については前記超音波探触子のライン間隔毎の格子点でのみ前記相関係数の計算を行うことを特徴とする歪み分布表示方法。

【請求項 11】

請求項 10 において、前記超音波探触子が 1 次元アレイ状超音波プローブで構成され、この 1 次元アレイ状超音波プローブが前記スライス方向に走査移動される場合には、前記第 3 のステップで、前記軸方向については 2 分の 1 波長間隔、前記横方向については前記超音波探触子のライン間隔、前記スライス方向については走査面の取得可能なサンプリング間隔毎の格子点でのみ前記相関係数の計算を行なうことを特徴とする歪み分布表示方法。

【請求項 12】

請求項 10 又は 11 において、前記第 3 のステップで、前記第 2 のステップによって直

10

20

30

40

50

交検波された包絡線信号を用いて、前記軸方向に2分の1波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を作成し、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を各格子点について計算することを特徴とする歪み分布表示方法。

【請求項13】

超音波探触子によって取得された超音波エコー信号を入力する第1のステップと、

前記超音波探触子による圧縮前後に入力された前記超音波エコー信号をそれぞれ直交検波して包絡線信号を作成する第2のステップと、

前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を3次元相関窓内の軸方向、この軸方向に直交する横方向並びに前記軸方向及び横方向に直交するスライス方向にそれぞれ所定値ずつ離散した走査線毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前記超音波エコー信号間の位相差情報を求める第3のステップと、

前記第3のステップによって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基づいて前記圧縮に伴う被検体組織内の前記軸方向、前記横方向又は前記スライス方向における変位情報を求める第4のステップと、

前記被検体組織内の前記軸方向、前記横方向又は前記スライス方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める第5のステップと、

前記被検体組織を有限個の要素に分割して少なくとも2次元の有限要素モデル化し、そのモデル化の情報と前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算する第6のステップと、

前記弾性係数分布情報を表示する第7のステップと

を含んで構成されたことを特徴とする弾性係数分布表示方法。

【請求項14】

請求項13において、前記超音波探触子が2次元アレイ状超音波プローブで構成されている場合には、前記第3のステップで、前記軸方向については2分の1波長間隔、前記横方向及び前記スライス方向については前記超音波探触子のライン間隔毎の格子点でのみ前記相関係数の計算を行うことを特徴とする弾性係数分布表示方法。

【請求項15】

請求項14において、前記超音波探触子が1次元アレイ状超音波プローブで構成され、この1次元アレイ状超音波プローブが前記スライス方向に走査移動される場合には、前記第3のステップで、前記軸方向については2分の1波長間隔、前記横方向については前記超音波探触子のライン間隔、前記スライス方向については走査面の取得可能なサンプリング間隔毎の格子点でのみ前記相関係数の計算を行なうことを特徴とする弾性係数分布表示方法。

【請求項16】

請求項14又は15において、前記第3のステップで、前記第2のステップによって直交検波された包絡線信号を用いて、前記軸方向に2分の1波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を作成し、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を各格子点について計算することを特徴とする弾性係数分布表示方法。

【請求項17】

被検体との間で超音波信号を送受信する超音波探触子と、

前記超音波探触子により検出された超音波信号のフレームデータからなるボリュームデータを蓄積する記憶手段と、

前記記憶手段に記憶された前記被検体の圧縮前後のボリュームデータに計測点を設定し、

前記計測点を前記ボリュームデータに対して3次元方向に移動して、前記計測点を囲む3次元相関窓に属する前記圧縮前後の相関係数が最大となる位置及び位相差を求める相関演算手段と、

前記相関演算手段によって求められた前記相関係数が最大となる位置及び前記位相差に基づいて前記圧縮に伴う前記計測点の変位並びに前記被検体の歪み分布を求める演算手段

10

20

30

40

50

と、

前記歪み分布を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置を用いて、生体組織の硬さを定量的に計測することのできる超音波診断システム、歪み分布表示方法及び弾性係数分布表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波の医療面への応用もエレクトロニクス技術の進歩と相まってさまざまな臨床領域へと広がっている。その例としては、超音波を生体情報の取得手段として利用する超音波断層像（Bモード像）やドプラ血流計測、そして超音波のエネルギーを直接利用する超音波ハイパーサーミア（温熱治療）や体外衝撃波結石破碎装置などがある。これらの中でも特に超音波Bモード像は計測のリアルタイム性、手軽さ、安全性のため臨床の場で幅広く利用されている。ここで、超音波Bモード像とは体内に超音波を放射して音響インピーダンスが異なる組織境界での反射エコーを輝度変調しながら、これを2次元断面的に走査することによって組織の形状を画像化したものである。

【0003】

これに対し、組織形状だけではなく組織内の音速や減衰定数などの物理量を超音波により計測・画像化し診断に利用しようとするウルトラソニック ティッシュ キャラクタライゼーション（ultrasonic tissue characterization）と呼ばれる分野がある。これは、組織の物理量を計測して組織診断に利用とするものである。そして、その中の1つとして組織の硬さ、すなわち弾性特性を計測しようとする分野があり、現在盛んに研究されている。これは、組織の弾性特性がその病理状態と深く関連しているためである。例えば、乳がんや甲状腺がんなどの硬化性がんや肝硬変、動脈硬化症などは正常組織よりも病変部分が硬くなることが知られている。そして、これまでこれらの硬さ情報は触診により得ていた。しかし、触診では客観的な情報表現が難しく、医師の経験も必要で、また計測できる領域も体表付近のある程度大きな病変に限られる。

【0004】

そこで、超音波やMRIを利用して組織の弾性特性を定量的に計測・画像化しようとする研究が行われるようになった。まず、体表から機械的振動を与えその横波の伝播速度を超音波により計測し、横波の伝播速度から組織の硬さを評価する試みが行われた（非特許文献1）。これを第1の従来技術とする。この第1の従来技術は、硬い組織では横波の伝播速度が速く、軟らかい組織では横波の伝播速度が遅いということを基にしている。しかし、この方法は分解能が低いという問題点があった。

【0005】

これに対し、体表から静的な圧力を加えて組織をわずかに圧縮変形させ、その際生じる組織内部の歪みを超音波により計測し、歪みから組織の弾性特性を評価する方法が1990年頃から始まった（非特許文献2）。これを第2の従来技術とする。この第2の従来技術は、硬い組織では生じる歪みが小さく、軟らかい組織では歪みが大きくなることを基にしている。

【0006】

そして、その後MRIを用いて同様の原理により組織歪みから弾性特性を評価する方法が研究されるようになった。しかし、MRIを利用した方法はその特性上リアルタイム計測が困難であり、また体表から組織変形を加えることが難しいという問題点がある。従って、現在ではリアルタイム計測が可能で軽便な超音波を利用して、静的組織圧縮下における歪み推定原理に基づいた組織弾性特性評価を採用するようになってきた。

【0007】

一般に、超音波とは「人間の可聴音域（約20Hz～20kHz）より周波数の高い音」と定義されている。しかし、使う場面によっては人間の耳に聞こえる音も超音波と呼ば

10

20

30

40

50

れることがある。そこで、最近では「超音波とは聞くことを目的としない音」と定義されるようになってきた。ただし、超音波診断装置で用いられる超音波の周波数は1 MHz ~ 10 MHz が主流である。現在、超音波は医学をはじめとして様々な分野で利用されているが、特に生体計測の分野では以下のような性質のため超音波が広く用いられ、超音波診断装置として利用されている。

- ・超音波は生体を媒質として伝播できる。
- ・超音波が生体中を進む速度（約1500 m/s）は光（電磁波）に比べ桁違いに遅い。
- ・超音波には指向性があるため、音のビームとして利用できる。
- ・弱いパワーであれば生体に対して無侵襲である。
- ・生体の組織によって音響特性が異なるため、組織の境界で反射エコーが得られる。

10

【0008】

図1は、超音波診断装置の原理を説明するための図である。図から明らかなように、超音波プローブ10は電気信号を超音波に、また超音波を電気信号に変換するものであり、この超音波プローブ10を用いて生体組織11内に超音波パルスを放射する。生体組織11内に放射された超音波パルスは音響インピーダンスの異なる第1の境界12で一部が反射され、反射エコー12aとして超音波プローブ10側に向かい、その残りは透過していく。透過した超音波パルスは次の音響インピーダンスの異なる第2の境界13で同様に一部が反射され、反射エコー13aとして超音波プローブ10側に向かい、その残りは透過する。このようにして反射した反射エコー（超音波エコー信号）は超音波プローブ10によって受波され電気信号に変換される。受波された反射エコー信号は、受信エコー信号のようになっている。このとき、超音波プローブ10から超音波パルスが放射されてから距離Lの位置にある反射物体14（音響インピーダンスの異なる境界）からのエコー信号を受信するまでの時間tは、

20

【数01】

$$t = \frac{2L}{c}$$

となる。ここで、cは生体内での音速であり、軟組織では1500[m/秒]にほぼ一定とみなせる。よって、超音波エコー信号を受信するまでの時間tを計測すればプローブから反射物体までの距離Lを求めることができる。

30

【0009】

そして、電気信号に変換された超音波信号（受信エコー信号）をディスプレイに表示する方法としては、図2に示すような3種類の方法がある。図2（A）は、Aモード方式であり、表示用ディスプレイの横軸にプローブからの距離、縦軸に受信した反射エコーの強度（振幅）をとり反射エコー信号をグラフ状に表示するものである。図2（B）は、Bモード方式であり、超音波プローブを2次元断層的に走査したときに得られる反射エコー信号の強度を輝度変調し、走査位置に応じてディスプレイに表示するものである。この方式を用いると生体内の断層像が得られるため、今日最も広く用いられている。また、このとき得られる断層像をBモード像という。図2（C）は、Mモード方式であり、対象となる物体が運動している場合、超音波プローブ10の位置を固定しても時々刻々異なったAモード波形が観測される。このAモード波形を輝度変調してディスプレイの縦方向に表示し、さらに、時間に伴って横方向に走査する方式をMモードという。この方式を用いると組織の動く様子が画像化されるため、心臓の弁や壁の運動を調べるのに利用されている。

40

【0010】

図3は、超音波プローブの種類を示す図である。Bモード像の走査方式・走査形状の違いにより現在、様々な超音波プローブが利用されている。まず、超音波ビームの走査方式の種類としては以下に示す3通りの方式がある。

【0011】

第1は、手動走査方式である。これは、振動子（圧電素子）を先端に1つだけ装着した

50

プローブを手で体表に沿わせて走査し、そのプローブの位置や角度をアームの検出機構により検出して、プローブの動きに対応した画像を表示する方式である。第2は、機械走査方式である。これは、振動子を先端に1つだけ装着したプローブをモーター等により動かし、そのプローブの位置や角度を検出機構により検出して、その動きに応じた画像を表示する方式である。第3は、電子走査方式である。これは、短冊状の振動子を先端に多数装着したプローブを用い、駆動する振動子を電子スイッチ等により制御し、走査を行う方式である。これらの走査方式の中で、現在広く用いられている方式は、電子走査方式であり、機械走査方式は一部の特殊な用途に用いられているのみである。

【0012】

次に、電子走査方式のプローブでも走査形状の違いにより以下のように分けられている。第1は、セクタ走査方式である。この方式は、図3(A)に示すように、超音波ビームを扇状に走査するもので、このような走査を行うプローブをセクタスキャンプローブ(セクタフェイズドアレイプローブ)という。浅部の視野は狭いが、深部では広い範囲を観測することが可能であるため、肋骨やガス像の合間からの観察に優れている。第2は、リニア走査方式である。この方式は、図3(B)に示すように、超音波ビームを直線状に走査するもので、このような走査を行うプローブをリニアスキャンプローブ(リニアアレイプローブ)という。浅部で広い視野が得られるため、腹部検査で用いられている。第3は、オフセットセクタ走査方式である。この方式は、図3(C)に示すように、超音波ビームを扇状に走査するが、要の部分を表示しないもので、このような走査を行うプローブをコンベックスキャンプローブ(コンベックスアレイプローブ)という。浅部から深部まで広い範囲を観測できるため、腹部検査で広く用いられている。このような走査形状を持った電子走査方式の超音波プローブが現在、主に用いられている。その他、特殊なものとしては血管内部から血管周辺を観察するためのカテーテルプローブや超音波顕微鏡用の超高周波超音波プローブなどもある。また、最近では3次元の超音波像を得るための2次元アレイプローブの開発も行われている。

【0013】

図4は、超音波診断装置を用いて、組織の硬さに関する情報(組織の弾性特性)を計測する手法(機械的振動下における横波伝播速度からの弾性特性評価)の一例を示す図である。これは、前述の第1の従来技術に相当するものであり、超音波を用いて組織の硬さに関する情報を計測する方式であり、組織に機械的振動を与えてその横波の伝播速度から硬さ情報を評価する方式である。この方式は、硬い組織では横波の伝播速度が速く、軟らかい組織では横波の伝播速度が遅いことを基にしている。ただし、厳密には生体組織中を伝わる横波の伝播速度は次式のように組織の密度、せん断弾性係数、せん断粘性係数、および振動の周波数に関係している。

【数02】

$$v = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2)}{\rho(\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2})}}$$

ここで、 v は横波の伝播速度、 μ_1 はせん断弾性係数、 μ_2 はせん断粘性係数、 ρ は組織の密度、 ω は機械振動の角周波数である。

【0014】

この方式では、まず低周波(数百ヘルツ)で振動する低周波振動子41を生体組織11の体表に接触させ、組織内部に振動を伝播させる。この振動により誘起された横波の振幅と位相の分布を血流計測に用いられるドブラ法を用いて計測する。そして、横波の振幅と位相の分布から組織の弾性特性(横波の伝播速度)を推定することになる。ただし、その際、組織の粘弾性特性は無視し、また組織の密度は一樣であると仮定する。このように仮定すると組織のせん断弾性係数 μ_1 は、 $\mu_1 = \rho v^2$ のように横波の伝播速度の2乗に比例する。

【 0 0 1 5 】

しかし、組織の粘弾性特性を無視することは難しく、組織の密度も生体内で変化するため、この方法により組織の弾性特性を定量的に評価することは難しい。また、横波の伝播速度分布も機械振動の波長程度の分解能でしか得られない。

【 0 0 1 6 】

そこで、機械的振動を与えて組織の弾性特性を評価するものに対して、前述の第2の従来技術のように、組織を静的に圧縮してその際生じる組織内の歪み分布から弾性特性を評価する方式が提案されている。これは、硬い組織では歪みが小さく、軟らかい組織では歪みが大きくなるに基づいている。

【 0 0 1 7 】

図5(A)は、静的圧縮による組織弾性計測方式の具体例を示す図である。図5(B)は、静的圧縮による組織弾性計測方式の原理を示す図である。図から明らかなように、この方式は、従来の超音波診断装置および超音波プローブ10をそのまま用いる。まず、超音波プローブ10によって組織11の圧縮前の超音波エコー信号(圧縮前RF信号)を計測する。その後、超音波プローブ10自身により組織11をわずかに(数パーセント程度)圧縮し、組織11の圧縮後の超音波エコー信号(圧縮後RF信号)を計測する。そして、計測された組織圧縮前後のRF信号から圧縮によって組織内部の各点がどれだけ動いたかという移動量である変位分布を推定する。この変位分布推定手法の主なものとしては、空間相関を用いるものとドブラの原理を用いるものがある。

【 0 0 1 8 】

図6は、空間相関法の原理を示す図である。この方法は、圧縮によって生じた組織内部の変位分布を組織圧縮前後のRF信号(またはRF信号の包絡線)から2次元相関関数を用いたテンプレートマッチングにより推定する手法である。その具体的な処理は以下のようになる。まず、組織圧縮前後のRF信号(またはその包絡線信号)を $i_1(t, x)$ 、 $i_2(t, x)$ とすると、この2つの信号の相互相関係数 $C(t, x; n, m)$ は、

$$C(t, x; n, m) = \frac{\sum_{v=-t_0/2}^{t_0/2} \sum_{w=-x_0/2}^{x_0/2} i_1(t+v, x+w) i_2(t+v+nL_t, x+w+mL_x)}{\sqrt{\sum_{v=-t_0/2}^{t_0/2} \sum_{w=-x_0/2}^{x_0/2} i_1^2(t, x)} \cdot \sqrt{\sum_{v=-t_0/2}^{t_0/2} \sum_{w=-x_0/2}^{x_0/2} i_2^2(t+v+nL_t, x+w+mL_x)}}$$

となる。ここで、 t は超音波ビーム方向(軸方向)の座標、 x はそれに直交する方向(横方向)の座標、 t_0 は軸方向の相関窓サイズ、 x_0 は横方向の相関窓サイズ、 L_t は軸方向のサンプリング間隔、 L_x は横方向のサンプリング間隔、 n, m は整数である。そして、この相互相関関数が最大となるとき (n, m) を (k, l) とすると、計測点 (t, x) における軸方向の変位 u_y と横方向の変位 u_x はそれぞれ次式のようにして求められる。

$$\begin{aligned} u_y &= k L_t \\ u_x &= l L_x \end{aligned}$$

ただし、横方向のサンプリング間隔 L_x は軸方向のサンプリング間隔 L_t よりも大きいので、推定される変位成分の精度は横方向成分の方が軸方向成分よりも悪くなる。上記の処理を各計測点について行い変位分布推定する手法が空間相関法である。そのため、空間相関法では2次元の変位ベクトル成分を推定できるという特徴がある。また、組織が大変形(5%程度)した場合でも変位分布を推定できる。しかし、計算量が膨大になるため超音波計測の利点であるリアルタイム性を損なってしまう。また、変位推定精度もサンプリング間隔により制限されてしまうため、後に述べるドブラ法と比べると精度が悪いという問題点もある。

【 0 0 1 9 】

図 7 は、ドブラ法の原理を示す図である。この方法は、圧縮によって生じた組織内部の変位分布を組織圧縮前後の R F 信号から血流計測に用いられているドブラの原理を利用して推定する手法である。その具体的な処理は以下ようになる。まず、組織圧縮前後の R F 信号を次式のようにモデル化する。

【数 0 4】

$$i_1(t) = \text{Re}[A(t)e^{-j(\omega_0 t - \theta)}]$$

$$i_2(t) = \text{Re}[A(t - \tau)e^{-j[\omega_0(t - \tau) - \theta]}]$$

10

ここで、 $i_1(t)$ は圧縮前の R F 信号、 $i_2(t)$ は圧縮後の R F 信号、 $A(t)$ は包絡線、 ω_0 は超音波の中心角周波数、 τ は時間シフトである。そして、この 2 つの R F 信号をそれぞれ直交検波すると、次式のようなベースバンド信号が得られる。

【数 0 5】

$$s_1(t) = A(t)e^{j\theta}$$

$$s_2(t) = A(t - \tau)e^{j(\omega_0 \tau + \theta)}$$

そして、この 2 つの信号の自己相関関数 $R_{12}(t)$ (本来は相互相関関数であるが共に同じ部位からの信号であるためドブラ計測では自己相関関数と呼ぶ) は次式で表される。

20

【数 0 6】

$$R_{12}(t) = \int_{-t_0/2}^{t_0/2} s_1(t + v)s_2(t + v)^* dv = R_A(t)e^{-j\omega_0 \tau}$$

ここで、 $R_A(t)$ は包絡線の自己相関関数、 t_0 は相関窓サイズである。また、 $*$ は複素共役を表している。よって、この自己相関関数 $R_{12}(t)$ の位相 $\phi(t)$ から圧縮による時間シフト τ 、軸方向変位 u_y が次式のようにして求まる。

【数 0 7】

$$\tau = -\frac{\phi(t)}{\omega_0}$$

$$u_y = \frac{c\tau}{2}$$

30

ただし、 c は組織内の音速であり、生体内で一定と仮定する。

【0 0 2 0】

上記の処理を各計測点について行い変位分布を推定する手法がドブラ法であり、ドブラの原理を基にした血流計測と同じ処理となっている。そのため、リアルタイム計測が可能であるという利点がある。また、位相情報を用いているので変位推定精度が空間相関法よりも良い。しかし、組織内部の移動量が大きい(超音波中心周波数の 4 分の 1 波長以上となる)とエイリアシングを起こしてしまい正しい変位推定ができないという問題点がある。また、上式からもわかるように、ドブラ法は、軸方向の変位成分のみしか推定できないから、2 次元の変位を推定できないという問題がある。

40

【非特許文献 1】R . M . L e r n e r , S . R . H u a n g a n d K . J . P a r k e r , " S o n o e l a s t i c i t y i m a g e s d e r i v e d f r o m u l t r a s o u n d s i g n a l s i n m e c h a n i c a l l y v i b r a t e d t i s s u e s " , U l t r a s o u n d M e d . B i o l . , v o l . 1 6 , n o . 3 , p p . 2 3 1 - 2 3 9 , 1 9 9 0

50

【非特許文献2】J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi and X. Li, "Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues", Ultrasonic Imaging, vol. 13, pp. 111-134, 1991

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0021】

上述したように、空間相関法によると、2次元の変位を推定できるが、計算量が膨大になるため超音波計測の利点であるリアルタイム性を損なってしまうという問題がある。また、変位推定精度もサンプリング間隔により制限されてしまうため、ドブラ法と比べると精度が悪いという問題もある。

10

【0022】

一方、ドブラ法によると、計算量が少ないのでリアルタイム計測が可能であり、また、位相情報を用いているので変位推定精度が空間相関法よりも良いが、2次元の変位、さらには3次元の変位を推定できないという問題がある。

【0023】

本発明が解決しようとする課題は、生体組織の硬さを定量的に計測するにあたり、2次元又は3次元変位分布の計算時間を短縮でき、かつ、変位分布の計算精度を向上させることにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0024】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断システムの第1の態様は、被検体組織との間で超音波信号を送受信する超音波探触子と、前記被検体組織に対する前記超音波探触子による圧縮前後に前記超音波探触子により受信された前記超音波エコー信号をそれぞれ直交検波して包絡線信号を作成する直交検波手段と、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を3次元相関窓内の軸方向、この軸方向に直交する横方向並びに前記軸方向及び横方向に直交するスライス方向にそれぞれ所定値ずつ離散した走査線毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前記超音波エコー信号間の位相差情報を求める相関演算手段と、前記相関演算手段によって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基づいて前記圧縮に伴う前記被検体組織内の前記軸方向、前記横方向及び前記スライス方向における変位情報を求める変位演算手段と、前記被検体組織内の前記軸方向、前記横方向及び前記スライス方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める歪み演算手段と、前記歪み分布情報を表示する表示手段とを備えて構成される。

30

【0025】

すなわち、サンプル間隔毎に相関計算を行うと計算量が膨大となるので、相関演算手段は、3次元相関窓内の軸方向、横方向及びスライス方向にそれぞれ所定値ずつ離散した走査線毎に相関係数を計算し、この相関係数に基づいて位相情報を求めるようにしたものである。これによって、空間相関法に比べて計算量が大幅に減少し、リアルタイム表示が可能となる。この場合、3次元について計算を行うので計算量は膨大となるが、横方向及びスライス方向への変位にも対応して高精度に相関係数を計算し、歪み分布を推定することができる。

40

【0026】

本発明の超音波診断システムの第2の態様は、第1の態様の相関演算手段と変位演算手段と歪み演算手段を異なる構成としたことになる。つまり、相関演算手段は、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を3次元相関窓内の軸方向、この軸方向に直交する横方向並びに前記軸方向及び前記横方向に直交するスライス方向にそれぞれ所定値ずつ離散した走査線毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前記超音波エコー信号間の前記軸方向及び前記横方向の位相

50

差情報を求める構成とする。また、変位演算手段は、前記相関演算手段によって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基づいて前記圧縮に伴う前記被検体組織内の前記軸方向及び前記横方向における変位情報を求める構成とし、歪み演算手段は、前記被検体組織内の前記軸方向及び前記横方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める構成とすることを特徴とする。これは、相関演算手段が3次元相関窓内の軸方向、横方向及びスライス方向にそれぞれ所定値ずつ離散した走査線毎に相関係数を計算し、この相関係数に基づいて軸方向及び横方向の2次元の相関窓について位相情報を求めるようにしたものである。これによって、相関係数及び位相情報の計算を3次元について行う場合よりも、計算量をあまり増やすことなく、横方向及びスライス方向への変位にも対応して精度よく相関係数を計算し、歪み分布を推定することができる。

10

【0027】

また、本発明の超音波診断システムの第3の態様は、第1の態様に加えて、前記被検体組織を有限個の要素に分割して少なくとも2次元の有限要素モデル化し、そのモデル化の情報と前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算する弾性係数情報演算手段と、前記弾性係数分布情報を表示する表示手段とを備えて構成したことを特徴とする。つまり、第1の態様で得られた歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を推定するようにし、組織を少なくとも2次元の有限要素モデル化、すなわち、組織を有限個の要素に分割し、各要素内で弾性方程式に歪み分布情報を適用して弾性係数分布情報を演算している。この弾性係数分布演算によれば、精度よく演算可能な軸方向の歪み分布のみから弾性係数分布を再構成することができ、安定した弾性係数分布の演算が行える。

20

【0028】

また、本発明の超音波診断システム第4の態様は、第2の態様に加えて、前記被検体組織を有限個の要素に分割して少なくとも2次元の有限要素モデル化し、そのモデル化の情報と前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算する弾性係数情報演算手段と、前記弾性係数分布情報を表示する表示手段とを備えて構成したことを特徴とする。つまり、第2の態様で得られた歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を推定するようにしたものである。

【0029】

上記の第1乃至第4の態様において、前記超音波探触子が2次元アレイ状超音波プローブで構成されている場合には、前記相関演算手段は、前記軸方向については2分の1波長間隔、前記横方向及び前記スライス方向については前記超音波探触子のライン間隔毎の格子点でのみ前記相関係数の計算を行う構成とすることができる。これは、相関演算手段が3次元相関窓内の軸方向、横方向及びスライス方向に演算を行う場合に必要な超音波探触子の構成に関するものであり、具体的には2次元アレイ状の超音波プローブを用いた場合に関するものである。超音波プローブが2次元アレイ状の場合は、相関演算手段は横方向及びスライス方向についてはライン間隔毎に計算を行うことになる。

30

【0030】

また、第1乃至第4の態様において、前記超音波探触子が1次元アレイ状超音波プローブで構成され、この1次元アレイ状超音波プローブが前記スライス方向に走査移動される場合には、前記相関演算手段は、前記軸方向については2分の1波長間隔、前記横方向については前記超音波探触子のライン間隔、前記スライス方向については走査面の取得可能なサンプリング間隔毎の格子点でのみ前記相関係数の計算を行なう構成とすることができる。これは、相関演算手段が3次元相関窓内の軸方向、横方向及びスライス方向に演算を行う場合に必要な超音波探触子の構成に関するものであり、具体的には1次元アレイ状の超音波プローブを用いた場合に関するものである。超音波プローブが1次元アレイ状の場合は、横方向は1次元アレイのライン間隔毎に、スライス方向は走査移動されるサンプリング走査面毎に相関係数の計算を行うことになる。

40

【0031】

さらに、上記のいずれかの場合において、前記相関演算手段は、前記直交検波手段によって直交検波された包絡線信号を用いて、前記軸方向に2分の1波長の整数倍だけシフト

50

した直交検波包絡線信号を作成し、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を各格子点について計算する構成とすることができる。これは、直交検波された包絡線信号を用いて、各格子点における直交検波包絡線信号を作成するようにしたものであり、各格子点の相関係数の演算時に直交検波を繰り返す必要がなくなり、高速化及び回路の簡略化を図ることができるものである。

【0032】

本発明の第3又は第4の態様の超音波診断システムにおいて、前記弾性係数情報演算手段は、前記被検体組織を等方性弾性体及び近非圧縮性と仮定し、前記被検体組織を有限個の直方体要素に分割して3次元有限要素モデル化し、前記各要素内では、弾性係数、応力、歪みは一樣であると仮定し、弾性方程式に前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算するように構成することができる。ここで、弾性係数情報演算手段は、組織を3次元有限要素モデル化、すなわち、組織を有限個の直方体要素に分割し、各要素内では、弾性係数、応力、歪みは一樣であると仮定して、弾性方程式に歪み分布情報を適用して弾性係数分布情報を演算する。この弾性係数分布演算によれば、3次元のつりあい方程式を基に弾性係数分布を推定しているので、実際の生体組織に近い仮定に基づいた、より正確な弾性係数の演算が可能となる。

【0033】

本発明に係る歪み分布表示方法は、第1又は第2の態様の超音波診断システムの各構成要素である超音波探触子、直交検波手段、相関演算手段、変位演算手段、歪み演算手段及び表示手段の処理内容を各ステップとすることにより構成できる。この場合、相関演算のステップでは、包絡線信号を用いて被検体組織の圧縮前後の信号間で相関を計算する。このときに、サンプル間隔毎に相関計算を行うと計算量が膨大となるので、2次元相関窓内の軸方向及びこの軸方向に直交する横方向にそれぞれ所定値ずつ離散した走査線毎に相関係数を計算する。これによって、計算量が大幅に減少し、リアルタイム表示が可能となる。

【0034】

また、本発明に係る弾性係数分布表示方法は、第3又は第4の態様の超音波診断システムの各構成要素である超音波探触子、直交検波手段、相関演算手段、変位演算手段、歪み演算手段、弾性係数情報演算手段及び表示手段の処理内容を各ステップとすることにより構成できる。

【発明の効果】

【0035】

本発明によれば、生体組織の硬さを定量的に計測するにあたり、2次元又は3次元変位分布の計算時間を短縮でき、かつ、変位分布の計算精度を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0036】

(本発明の原理の説明)

本発明は、生体組織の硬さを定量的に計測するにあたり、2次元又は3次元変位分布の計算時間を短縮でき、かつ、変位分布の計算精度を向上させるため、生体組織の変位を推定する公知のドブラ法を改良したことを特徴とする。ここで、まず、本発明の原理について説明する。

【0037】

前述したように、空間相関法とドブラ法はそれぞれに一長一短があり、共に臨床応用に耐えられるものではない。そこで、この2つの手法の長所を組み合わせた「複合自己相関法(CA法: Combined Autocorrelation Method)」を本願の発明者等は提案している。

【0038】

図8は、本願発明者等が既に提案している複合自己相関法の原理を示す図である。複合自己相関法は、ドブラ法におけるエイリアシングの問題をRF信号の包絡線による相関を用いることによって解決したものである。その具体的な処理は以下のようになる。

【 0 0 3 9 】

まず、組織圧縮前後の R F 信号をドブラ法のと看と同じように次式のようにモデル化する。

【 数 0 8 】

$$i_1(t) = \text{Re}[A(t)e^{-j(\omega_0 t - \theta)}]$$

$$i_2(t) = \text{Re}[A(t - \tau)e^{-j[\omega_0(t - \tau) - \theta]}]$$

ここで、 $i_1(t)$ は圧縮前の R F 信号、 $i_2(t)$ は圧縮後の R F 信号、 $A(t)$ は包絡線、 ω_0 は超音波の中心角周波数、 τ は時間シフトである。そして、この 2 つの R F 信号をそれぞれ直交検波すると、次式のようなベースバンド信号が得られる。

【 数 0 9 】

$$s_1(t) = A(t)e^{j\theta}$$

$$s_2(t) = A(t - \tau)e^{j(\omega_0 \tau + \theta)}$$

そして、この 2 つの信号間の複素相関関数 $R_{12}(t; n)$ を次式のように定義する。

【 数 1 0 】

$$R_{12}(t; n) = \int_{-t_0/2}^{t_0/2} s_1(t + \nu) s_2(t + n \frac{T}{2} + \nu)^* d\nu = R_A(t; \tau - n \frac{T}{2}) e^{-j\omega_0 \left(\tau - n \frac{T}{2} \right)}$$

$$(n = \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots)$$

ここで、 T は超音波の周期、 $R_A(t; \tau)$ は包絡線の自己相関関数、 t_0 は相関窓サイズである。また、 $*$ は複素共役を表している。ここで、 $n = 0$ の場合は、ドブラ法における自己相関関数の式（数 6）に一致する。すなわち、 $n = 0$ の場合はドブラ法と同じであり、軸方向変位が超音波の波長の 4 分の 1 以上になるとエイリアシングを起こしてしまう。そこで、この問題を克服するために次式で定義される包絡線相関係数 $C(t; n)$ を用いる。

【 数 1 1 】

$$C(t; n) = \frac{|R_{12}(t; n)|}{\sqrt{|R_{11}(t; 0)| \cdot |R_{22}(t; n)|}}$$

ただし、 $R_{11}(t; 0)$ は、 $s_1(t)$ の自己相関関数、 $R_{22}(t; n)$ は $s_2(t + nT/2)$ の自己相関関数である。そして、この包絡線相関係数が最大となる n の値を k とすると、そのとき ($n = k$) の $R_{12}(t; k)$ の位相 $\varphi(t; k)$ はエイリアシングの起きていない位相となる。これは、包絡線相関を計算する間隔を 2 分の 1 波長（周期）に選んだためである。ちなみに、この 2 分の 1 波長はエイリアシングを起こさないための最大の間隔である。よって、この $\varphi(t; k)$ を用いることにより組織圧縮による時間シフト τ 及び軸方向変位 u_y は次式のように求まる。

【数 1 2】

$$\tau = -\frac{\phi(t; k)}{\omega_0} + k \frac{T}{2}$$

$$u_y = \frac{c\tau}{2}$$

ただし、 c は組織内の音速であり、生体内で一定と仮定する。

【0040】

上記の処理を各計測点について行い変位分布を推定する手法が複合自己相関法であり、ドブラ法を拡張したような手法となっている。そのため、リアルタイム計測が可能な手法となっている。また、包絡線相関を用いることによってドブラ法では計測不可能であった大変形の場合（超音波の4分の1波長以上の変位が生じる場合）の変位分布推定にも対応している。

【0041】

図9は、前述の複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路構成を示すブロック図である。加圧前直交検波回路（QD）131は、加圧前のエコー信号 $x(t)$ を入力し、それぞれ直交検波して、直交検波信号 $I_x(t)$ 、 $Q_x(t)$ 信号を、第1相関演算回路133及び第1相関係数演算回路1350～135Nに出力する。第1加圧後直交検波回路（QD）1320は、加圧後のエコー信号 $y(t)$ を入力し、それぞれ直交検波して直交検波信号 $Y(t) = I_y + jQ_y(I_y(t), Q_y(t))$ を、第1相関係数演算回路1340及び第2相関演算回路1350に出力する。第1遅延回路134は、エコー信号 $y(t)$ を超音波の半期 T の $1/2$ だけ遅延させ、遅延したエコー信号 $y_1 = y(t - T/2)$ を第2加圧後直交検波回路（QD）1321に出力する。第2遅延回路135は、第1遅延回路134によって遅延されたエコー信号 $y_1 = y(t - T/2)$ を同じく超音波の周期 T の $1/2$ だけ遅延させ、遅延したエコー信号 $y_2 = y(t - T)$ を次段の第2加圧後直交検波回路（QD）1322（図示せず）に出力する。以後、 N 段の遅延回路を用いて順次周期 T の整数倍だけ信号を遅延して、遅延した信号を加圧後直交検波回路に供給する。

【0042】

第1相関演算回路133は、信号 I_x 、 Q_x に基づいて相関値 R_{xx} を演算し、それを各第2相関係数演算回路1380～138Nに出力する。第2相関演算回路1340は、加圧後直交検波回路1320からの直交検波信号 $I_y(t)$ 、 $Q_y(t)$ を入力し、信号 I_y 、 Q_y に基づいて相関値 R_{yy} を演算し、それを第2相関係数演算回路1380に出力する。第1相関係数演算回路1350は、加圧前直交検波回路131からの直交検波信号 $I_x(t)$ 、 $Q_x(t)$ 及び第1加圧後直交検波回路1320からの直交検波信号 $I_y(t)$ 、 $Q_y(t)$ を入力し、複素ベースバンド信号 S_R 、 S_I を求め、それを第3相関演算回路1360及び位相差演算回路1370に出力する。第3相関演算回路1360は、第1相関係数演算回路1350からの複素ベースバンド信号 S_R 、 S_I を入力し、それに基づいて相関値 $|R_{xy}|$ を求め、それを第2相関係数演算回路1380に出力する。位相差演算回路1370は、第1相関係数演算回路1350からの複素ベースバンド信号 S_R 、 S_I を入力し、それに基づいて位相差 $\phi_0(t)$ を求める。第2相関係数演算回路1380は、第1相関演算回路133からの相関値 R_{xx} 、第3相関演算回路1360からの相関値 $|R_{xy}|$ 、並びに第2相関演算回路1340からの相関値 R_{yy} を入力し、これらの各相関値に基づいて相関係数 $C_0(t)$ を演算し、出力する。

【0043】

第2加圧後直交検波回路（QD）1321は、第1遅延回路134によって遅延されたエコー信号 $y_1 = y(t - T/2)$ を入力し、それぞれ直交検波して直交検波信号 $Y_1(t) = I_{y_1} + jQ_{y_1}(I_{y_1}(t), Q_{y_1}(t))$ を、第1相関係数演算回路1341及び第2相関演算回路1351に出力する。第2相関演算回路1341は、第2加圧

後直交検波回路 (QD) 1321 からの直交検波信号 $I y_1(t)$, $Q y_1(t)$ を入力し、その信号 $I y_1(t)$, $Q y_1(t)$ に基づいて相関値 $R y_1 y_1$ を演算し、それを第2相関係数演算回路 1381 に出力する。第1相関係数演算回路 1351 は、加圧前直交検波回路 131 からの直交検波信号 $I x(t)$, $Q x(t)$ 、第2加圧後直交検波回路 (QD) 1321 からの直交検波信号 $I y_1(t)$, $Q y_1(t)$ を入力し、複素ベースバンド信号 S_{R1} , S_{I1} を求め、それを第3相関演算回路 1361 及び位相差演算回路 1371 に出力する。第3相関演算回路 1361 は、第1相関係数演算回路 1351 からの複素ベースバンド信号 S_{R1} , S_{I1} を入力し、それに基づいて相関値 $|R x y_1|$ を求め、それを第2相関係数演算回路 1381 に出力する。位相差演算回路 1371 は、第1相関係数演算回路 1351 からの複素ベースバンド信号 S_{R1} , S_{I1} を入力し、それに基づいて位相差 $\phi_1(t)$ を求める。第2相関係数演算回路 1381 は、第1相関演算回路 133 からの相関値 $R x x$ 、第3相関演算回路 1361 からの相関値 $|R x y_1|$ 、並びに第2相関演算回路 1341 からの相関値 $R y_1 y_1$ を入力し、これらの各相関値に基づいて相関係数 $C_1(t)$ を演算し、出力する。

【0044】

以下同様に、第1遅延回路 135 以降の第2加圧後直交検波回路 (QD) 1322 ~ 132N、第2相関演算回路 1342 ~ 134N、第1相関係数演算回路 1352 ~ 135N、第3相関演算回路 1362 ~ 136N、位相差演算回路 1372 ~ 137N 及び第2相関係数演算回路 1382 ~ 138N は、上述の1段目及び2段目の回路群と同様の処理を実行し、相関係数 $C_2(t) \sim C_N(t)$ 及び位相 $\phi_2(t) \sim \phi_N(t)$ を出力する。

【0045】

上述の複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路は、加圧後のエコー信号 $y(t)$ を遅延回路 134 ~ 13N で超音波の周期 $T/2$ (2分の1波長) だけ遅延し、それを直交検波回路 (QD) 1320 ~ 132N を用いて個別に直交検波している。

【0046】

前述のように組織圧縮に伴う変位分布が推定されたら、それを空間微分することにより歪み分布が得られる。歪み分布は定性的に組織の弾性特性を表しているものであり、歪み分布からでもかなりの弾性特性に基づいた診断は行える。しかし、肝硬変などの病変部全体が硬くなるような場合には、定量的な弾性係数によって評価しなければ組織診断は難しい。そのため、近年、組織弾性係数分布再構成法についても研究されるようになってきた。しかし、今のところスタンダードな手法はなく、いずれの手法も研究段階であるというのが実状である。

【0047】

組織弾性係数分布は先にも述べたように組織内部の歪み分布と応力分布から求められる。しかし、応力分布を直接計測することは現状では困難であるため、歪み分布と組織圧縮の際の境界条件から逆問題的に弾性係数分布を再構成することになる。そのため、一般的に逆問題を解くことは難しく、現在提案されている弾性係数再構成法も数少ない。従来から提案されている弾性係数再構成法を以下に説明する。

【0048】

第1に、1次元を仮定した方法 (1次元弾性体を仮定) がある。これは、1次元弾性体を仮定して歪みの逆数を弾性係数とみなす方法である。この方法は弾性係数再構成法ではなく、歪みの逆数を求めるだけであるので、歪みにおける非定量性をそのまま残している。

【0049】

第2に、弾性方程式から応力項を消去する方法 (等方性弾性体、非圧縮性、平面歪み状態を仮定) がある。これは、平面歪み状態を仮定した場合の弾性方程式を変形し、応力項を消去した方程式を用いて組織圧縮の際の境界条件 (体表での外部圧力分布、または体表での変位) と歪み分布 (せん断歪み成分を含む歪みテンソルの全成分) から組織弾性係数分布を再構成する手法である。ただし、絶対的な弾性係数を推定するには、弾性係数が前

10

20

30

40

50

もってわかっている領域（参照領域）が必要となる。

【0050】

第3に、弾性微分方程式を積分する方法（等方性弾性体、非圧縮性、平面応力状態を仮定）がある。これは、平面応力状態を仮定した場合の弾性方程式を変形した応力項を含まない弾性係数に関する微分方程式を体表付近での弾性係数を基準として順次積分していくことにより、歪み分布（せん断歪み成分を含む歪みテンソルの全成分）から組織弾性係数分布を再構成する方法である。そのため、体表付近の弾性係数分布が前もって分かっている領域が必要であり、また体表付近を基準として積分を行っていくので奥に行くほど誤差が積算されるという問題点もある。

【0051】

第4に、摂動法を用いた手法（等方性弾性体、近非圧縮性、平面歪み状態を仮定）がある。これは、平面歪み状態を仮定した場合の弾性方程式を基にした摂動法により体表での外部圧力分布と超音波ビーム方向（軸方向）の歪み分布とから反復的に組織弾性係数分布を再構成する方法である。

【0052】

前述の複合自己相関法は、ドブラ法と同じ1次元の処理を基にしているため、超音波プローブが相対的に横方向に移動してしまい、超音波ビーム方向（軸方向）に直交する方向（横方向）の変位が生じてしまった場合（横方向変位が超音波ビーム幅を超えてしまう場合）には、組織圧縮後のRF信号が無相関となってしまう変位推定に失敗してしまうという問題点がある。すなわち、横方向の変位に対応することができずに、超音波ビーム方向（軸方向）の変位成分のみしか推定できないという問題がある。

【0053】

前述の組織弾性係数分布再構成法は、いずれの方法も問題を簡単化するために2次元状態（平面歪み状態や平面応力状態）を仮定している。しかし、本来3次元構造をなす生体組織を2次元で近似すると弾性係数を過小評価する恐れがあり好ましくない。これは、2次元状態では考察面に垂直な方向の歪みや応力を考慮に入れていないことが原因である。

【0054】

本発明は、生体組織の硬さを定量的に計測するにあたり、2次元又は3次元変位分布の計算時間を短縮でき、かつ、変位分布の計算精度を向上させること、及び生体組織の弾性係数を精度よく計測することを特徴とする。

（実施の形態1）

以下に、本発明の実施形態1について、図面を参照して説明する。

【0055】

図10は、本発明に係る超音波診断システムの好ましい一例の実施形態1の超音波診断システムの概略構成を示すブロック図である。この超音波診断システムでは、包絡線相関計算の際、複合自己相関法で1次元の相関窓で1次元探索していた処理を2次元の相関窓を用いて2次元探索することにより横方向の移動にも対応した拡張複合自己相関法と呼ばれる方法を採用している。この拡張複合自己相関法は、軸方向には2分の1波長間隔、横方向にはライン間隔の格子点でのみ包絡線相関計算を行うことにより計算量を減少させて高速化を図っている。ただし、複合自己相関と同様に拡張複合自己相関法でも位相情報を利用して軸方向の変位推定精度を向上させている。しかし、横方向変位の推定はキャリアとなる信号がないため位相情報は利用できない。そのため、横方向変位推定精度は空間相関法と同様に横方向サンプリング間隔（ライン間隔）により制限されてしまう。しかし、後で提案する弾性係数分布再構成法では軸方向の歪み（変位）分布のみから弾性係数分布を推定できるため、ここでは横方向変位推定精度の向上は特に行わない。この拡張複合自己相関法の具体的な構成について図10を用いて説明する。

【0056】

図10において、超音波プローブ91は、被検体内へ超音波を送波すると共にその反射波を受波するものであり、従来のセクタスキャンプローブ（セクタフェイズドアレイプローブ）、リニアスキャンプローブ（リニアアレイプローブ）又はコンベックスキャン

10

20

30

40

50

ロープ（コンベックスアレイプローブ）などである。超音波プローブ 9 1 からは、組織圧縮前後の R F 信号が直交検波器 9 2 に出力される。直交検波器 9 2 は、組織圧縮前後の R F 信号をそれぞれ組織圧縮前後の複素包絡線信号（I Q 信号）に変換し、複素 2 次元相関計算部 9 3 に出力する。複素 2 次元相関計算部 9 3 は、組織圧縮前後の R F 信号間における 2 次元相関を計算し、その相関が最大となる位置を横方向変位計算部 9 4 及び軸方向変位計算部 9 5 に出力し、そのときの相関関数の位相を軸方向変位計算部 9 5 に出力する。ただし、軸方向にはエイリアシングを起こさずに位相を検出できる最大の間隔である超音波中心周波数の 2 分の 1 波長間隔でのみ相関を計算するものとする。これは、超音波診断システムのリアルタイム表示を優先させるためである。従って、高精度な相関を計算するためには、この 2 分の 1 波長間隔に限定する必要はない。

10

【0057】

横方向変位計算部 9 4 は、複素 2 次元相関計算部 9 3 からの横方向の相関最大位置に基づいて横方向の変位 u_x を計算し、それを横方向歪み計算部 9 6 に出力する。一方、軸方向変位計算部 9 5 は、複素 2 次元相関計算部 9 3 からの軸方向の相関最大位置及びそのときの位相に基づいて軸方向の変位 u_y を計算し、それを軸方向歪み計算部 9 7 に出力する。横方向歪み計算部 9 6 は、横方向変位計算部 9 4 からの横方向変位 u_x の分布を空間的に微分することにより横方向歪み分布 ε_x を計算し、それを量子化部 9 8 に出力する。一方、軸方向歪み計算部 9 7 は、軸方向変位計算部 9 5 からの横方向変位 u_y の分布を空間的に微分することにより軸方向歪み分布 ε_y を計算し、それを量子化部 9 8 に出力する。量子化部 9 8 は、横方向歪み分布 ε_x 及び軸方向歪み分布 ε_y をグレースケール表示（又はカラー表示）するために各歪み分布を量子化し、表示部 9 9 に出力する。表示部 9 9 は、量子化された各歪み分布を表示する。

20

【0058】

次に、図 10 の超音波診断システムで採用した拡張複合自己相関法の動作について説明する。まず、組織圧縮が極僅か（数パーセント以下）である場合、組織内部を局所的に見れば平行移動したと見なすことができ、組織圧縮前後の R F 信号を次式のようにモデル化できる。

【数 13】

$$i_1(t, x) = \text{Re} \left[A(t, x) e^{-j(\omega_0 t - \theta)} \right]$$

30

$$i_2(t, x) = \text{Re} \left[A(t - \tau, x - u_x) e^{-j[\omega_0(t - \tau) - \theta]} \right]$$

ここで、 $i_1(t, x)$ は圧縮前の R F 信号、 $i_2(t, x)$ は圧縮後の R F 信号、 $A(t, x)$ は包絡線、 ω_0 は超音波の中心角周波数、 τ は時間シフト、 u_x は横方向変位である。また、ここではドブラ法や複合自己相関法のときと違い横方向の変位も考慮して圧縮前後の R F 信号をモデル化している。そして、この式の中で最終的に知りたいパラメータは、軸方向の変位 $u_y = c \tau / 2$ （すなわち、時間シフト τ ）と横方向変位 u_x である。ただし、 c は組織内の音速であり、生体内で一定と仮定する。

【0059】

40

そこで、まずこれらの組織圧縮前後の R F 信号を直交検波器 9 2 でそれぞれ直交検波する。すなわち、各 R F 信号に超音波の中心周波数と同じ周波数の $\sin$ 波、 $\cos$ 波をかけ、それぞれ低域通過フィルタをかける。すると、以下のような複素ベースバンド信号 s_1 、 s_2 が得られる。

【数 1 4】

$$s_1(t, x) = A(t, x)e^{j\theta}$$

$$s_2(t, x) = A(t - \tau, x - u_x)e^{j(\omega_0\tau + \theta)}$$

そして、この $s_1(t, x)$ と $s_2(t + nT/2, x + mL)$ との間の 2 次元複素相関関数 $R_{12}(t, x; n, m)$ を次式のように定義する。

【数 1 5】

10

$$\begin{aligned} R_{12}(t, x; n, m) &= \int_{-x_0/2}^{x_0/2} \int_{-t_0/2}^{t_0/2} s_1(t + v, x + w) s_2(t + n\frac{T}{2} + v, x + mL + w)^* dv dw \\ &= R_A(t, x; t - n\frac{T}{2}, u_x - mL) e^{-j\omega_0(\tau - n\frac{T}{2})} \end{aligned}$$

$$(n = -N_{\min}, \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots, N_{\max})$$

$$(m = -M_{\min}, \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots, M_{\max})$$

20

ここで、 T は超音波の周期、 L は横方向サンプリング間隔（ライン間隔）、 $R_A(t, x; \tau, u_x)$ は包絡線の自己相関関数、 t_0 は軸方向相関窓サイズ、 x_0 は横方向相関窓サイズである。また、 $*$ は複素共役を表している。そして、この 2 次元複素相関関数を用いて 2 次元包絡線相関係数 $C(t, x; n, m)$ を以下のように定義する。

【数 1 6】

$$C(t, x; n, m) = \frac{|R_{12}(t, x; n, m)|}{\sqrt{|R_{11}(t, x; 0, 0)| \cdot |R_{22}(t, x; n, m)|}}$$

30

ただし、 $R_{11}(t, x; 0, 0)$ は $s_1(t, x)$ の自己相関関数、 $R_{22}(t, x; n, m)$ は $s_2(t + nT/2, x + mL)$ の自己相関関数である。そして、この包絡線相関係数を用いて複合自己相関法の場合と同様にエイリアシングの問題を克服する。すなわち、各計測点 (t, x) における $C(t, x; n, m)$ と $R_{12}(t, x; n, m)$ の位相 $\varphi(t, x; n, m)$ との組 $\{C(t, x; n, m), \varphi(t, x; n, m)\}$ をすべての n と m について求める。ここで、 n と m の範囲が十分広ければ、すなわち、包絡線相関を行う探索範囲が十分に大きければ、包絡線相関係数が最大となる $(n, m) = (k, l)$ に対する位相 $\varphi(t, x; k, l)$ はエイリアシングの起きていない位相となる。これは、包絡線相関 $C(t, x; n, m)$ が最大となる $(n, m) = (k, l)$ のとき、 $s_1(t, x)$ と $s_2(t + kT/2, x + lL)$ との時間シフトの大きさ $|\tau - kT/2|$ が $T/2$ よりも小さくなる、すなわち、 $|\varphi(t, x; k, l)| = \omega_0 |\tau - kT/2|$ が π よりも小さくなるためである。よって、このエイリアシングの起きていない $\varphi(t, x; k, l)$ を用いれば、計測点 (t, x) における正確な時間シフト τ 、軸方向変位 u_y 、そして横方向変位 u_x が次式のように求まる。

40

【数 17】

$$t = -\frac{\phi(t, x; k, l)}{\omega_0} + k \frac{T}{2}$$

$$u_y = \frac{ct}{2}$$

$$u_x = lL$$

ただし、 c は組織内での音速（ここでは軟組織における一般的な音速 1500 m/s で一定とする）である。したがって、組織内のすべての点で上記のように軸方向変位と横方向変位を計算すれば、軸方向変位分布 $u_y(x, y)$ と横方向変位分布 $u_x(x, y)$ が得られる。 10

【0060】

また、各変位分布を次式のように空間微分することにより、軸方向歪み分布 $\varepsilon_y(x, y)$ と横方向歪み分布 $\varepsilon_x(x, y)$ が次式のように求められる。

【数 18】

$$\varepsilon_y(x, y) = \frac{\partial u_y(x, y)}{\partial y}$$

$$\varepsilon_x(x, y) = \frac{\partial u_x(x, y)}{\partial x}$$

20

以上のようにして、実施形態 1 によれば、組織圧縮前後の RF 信号から軸方向と横方向の変位（歪み）分布を推定することができる。ただし、上式の $u_x = lL$ からわかるように横方向変位の精度は横方向サンプリング間隔（ライン間隔）によって制限されてしまうため、精度は若干劣るということはあるが、リアルタイムに観察できるので実用性の高いものである。

（実施の形態 2）

実施の形態 1 の拡張複合自己相関法は、組織の横方向移動に対応するように 2 次元の相関窓と探索範囲を用いて、組織圧縮の際の組織と超音波プローブの相対的な横方向移動には対応している。しかし、組織圧縮の際に軸方向と横方向にそれぞれ垂直な方向（2 次元超音波走査面に垂直な方向（スライス方向））の変位が生じてしまい組織移動が起こった場合には、2 次元の拡張複合自己相関法では歪みの推定を行うことができない。つまり、実施の形態 1 では、問題を簡単化するために 2 次元状態（平面歪み状態や平面応力状態）を仮定しているが、本来 3 次元構造をなす生体組織を 2 次元で近似すると弾性係数を過小評価する恐れがあり好ましくない。これは、2 次元状態では考察面に垂直な方向の歪みや応力を考慮に入れていないことが原因である。 30

【0061】

そのため、より安定したシステムにするには、上述の拡張複合自己相関法を、以下に述べる実施の形態 2 に示すように、3 次元の相関窓と 3 次元の探索範囲を用いることにより簡単に拡張することが可能である。 40

【0062】

図 11 及び図 12 は、本発明の実施の形態 2 の 3 次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを示すフローチャート図である。なお、図 12 は、図 11 の処理の一部の詳細を示すフローチャート図である。

【0063】

ステップ S11 では、ステップ S23 の判定処理と組み合わせて、第 1 番目の走査線から第 L 番目の走査線についてそれぞれ同様の処理を行うために、走査線番号レジスタ 1 に「1」を格納する。 50

【 0 0 6 4 】

ステップ S 1 2 では、ステップ S 1 8 の判定処理と組み合わせて、厚み方向（フレーム）を - U から U まで順次シフトする処理を実行する。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 1 3 では、ステップ S 1 7 の判定処理と組み合わせて、方位方向（走査線）を - V から V まで順次シフトする処理を実行する。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 1 4 では、ステップ S 1 6 の判定処理と組み合わせて、距離方向（軸方向）を 0 から M まで順次シフトする処理を実行する。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 1 5 では、複合自己相関法により、距離方向（軸方向）における包絡線の相関係数 $C(1, t; u, v, n)$ を計算する。この複合自己相関法は、従来の方でやってもいいが、それだと計算に時間を要するので、ここでは、高速化された複合自己相関法を用いて相関係数 $C(1, t; u, v, n)$ の計算を行う。この高速化複合自己相関法については後述する。

【 0 0 6 8 】

ステップ S 1 6 では、前のステップ S 1 4 と組み合わせられた処理であり、距離方向レジスタ n がその最大値 M に達したか否かの判定を行い、達した場合にはステップ S 1 7 に進み、そうでない場合はステップ S 1 4 にリターンし、距離方向レジスタ n をインクリメント処理する。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 1 7 では、前のステップ S 1 3 と組み合わせられた処理であり、方位方向レジスタ v がその最大値 V に達したか否かの判定を行い、達した場合にはステップ S 1 8 に進み、そうでない場合はステップ S 1 3 にリターンし、方位方向レジスタ v をインクリメント処理する。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 1 8 では、前のステップ S 1 2 と組み合わせられた処理であり、厚み方向レジスタ u がその最大値 U に達したか否かの判定を行い、達した場合にはステップ S 1 9 に進み、そうでない場合はステップ S 1 2 にリターンし、厚み方向レジスタ u をインクリメント処理する。

【 0 0 7 1 】

ステップ S 1 9 では、ステップ S 1 2 ~ ステップ S 1 8 の処理によって求めた相関係数 $C(1, t; u, v, n)$ ($u = -U, \dots, 0, \dots, U$) ($v = -V, \dots, 0, \dots, V$) ($n = 0, 1, \dots, N$) の中から最大となる (u, v, n) を求め、それを (u_0, v_0, n_0) とする。

【 0 0 7 2 】

ステップ S 2 0 では、ステップ S 1 9 で求められた相関係数 $C(1, t; u_0, v_0, n_0)$ について、その位相差 $\phi(1, t; u_0, v_0, n_0)$ を計算する。

【 0 0 7 3 】

ステップ S 2 1 では、最終的を位相差として、 $\phi = n_0 \pi + \phi(1, t; u_0, v_0, n_0)$ を計算する。

【 0 0 7 4 】

ステップ S 2 2 では、 (u_0, v_0, n_0) の近傍の相関係数 $C(1, t; u, v, n)$ を用いて、方位方向の変位： $v = v_0 + \Delta v$ 及び厚み方向の変位： $u = u_0 + \Delta u$ を計算する。

【 0 0 7 5 】

ステップ S 2 3 では、前のステップ S 1 1 と組み合わせられた処理であり、走査線番号レジスタ l が L に達したか否かの判定を行い、達した場合にはステップ S 2 4 に進み、そうでない場合はステップ S 1 1 にリターンし、走査線番号レジスタ l をインクリメント処理する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 6 】

ステップ S 2 4 では、組織圧縮に伴う変位分布が推定されたら、それを空間微分することにより歪み分布を計算する。

【 0 0 7 7 】

図 1 3 は、図 1 2 のステップ S 1 5 の高速化された複合自己相関法の詳細を示すフローチャート図である。

【 0 0 7 8 】

ステップ S 3 1 では、圧縮前の R F 信号の包絡線 x と、圧縮後の R F 信号の包絡線をそれぞれ直交検波して、以下のように I , Q 信号を求める。

$$x(t) \rightarrow I_x, Q_x \quad (X(t) = I_x + j Q_x \text{ とする})$$

$$y(t) \rightarrow I_y, Q_y \quad (Y(t) = I_y + j Q_y \text{ とする})$$

ステップ S 3 2 では、相関 R_{xy} , R_{xx} , R_{yy} を次式に基づいて計算する。

$$R_{xy} = \int X(t+v) \cdot Y^*(t+v) dv$$

$$R_{xx} = \int X(t+v) \cdot X^*(t+v) dv$$

$$R_{yy} = \int Y(t+v) \cdot Y^*(t+v) dv$$

ステップ S 3 3 では、求められた相関 R_{xy} , R_{xx} , R_{yy} を用いて相関係数 C_0 を次式に基づいて計算する。

$$C_0 = |R_{xy}| / \sqrt{R_{xx}} \sqrt{R_{yy}}$$

ステップ S 3 4 では、変数 n に 1 をセットする。

【 0 0 7 9 】

ステップ S 3 5 では、 $Y_n(t) = Y(t - nT) e^{j\omega nT}$ を計算する。

【 0 0 8 0 】

ステップ S 3 6 では、次式に基づいて R_{xy_n} , $R_{y_n y_n}$ を計算する。

$$\begin{aligned} R_{xy_n} &= \int X(t+v) \cdot Y_n^*(t+v) dv \\ &= \int X(t+v) \cdot Y^*(t - nT + v) e^{j\omega nT} dv \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} R_{y_n y_n} &= \int Y_n(t+v) Y_n^*(t+v) dv \\ &= \int Y(t - nT + v) \cdot Y^*(t - nT + v) dv \end{aligned}$$

ステップ S 3 7 では、求められた R_{xy_n} , $R_{y_n y_n}$ を用いて相関係数 C_n を次式に基づいて計算する。

$$C_n = |R_{xy_n}| / \sqrt{R_{xx}} \sqrt{R_{y_n y_n}}$$

ステップ S 3 8 では、変数 n をインクリメント処理する。

ステップ S 3 9 では、変数 n が最大値 M に達したか否かを判定し、達した場合はこの処理を終了し、達していない場合は、ステップ S 3 5 にリターンし、同様の処理を繰り返す。

【 0 0 8 1 】

図 1 3 のフローチャートでは、 R_{xy_n} , $R_{y_n y_n}$ を求めるのに、ステップ S 3 5 で Y_n を Y から導いている。このために、回路構成の簡略化を図ることができる。以下、どのようにして Y_n を Y から導くかについて説明する。

まず、加圧前のエコー信号 $x(t)$ を

$$x(t) = u(t) \cos(\omega t + \theta)$$

軸方向に加圧後のエコー信号 $y(t)$ を

$$y(t) = x(t + \tau) = u(t + \tau) \cos(\omega(t + \tau) + \theta)$$

とする。

各信号 x , y , y_n の直交検波値は、

$$x(t) \rightarrow I_x = 0.5 u(t) \cos \theta$$

$$Q_x = -0.5 u(t) \sin \theta$$

$$(X(t) = I_x + j Q_x = 0.5 u(t) e^{-j\theta})$$

$$y(t) \rightarrow I_y = 0.5 u(t + \tau) \cos(\omega \tau + \theta)$$

$$Q_y = -0.5 u(t + \tau) \sin(\omega \tau + \theta)$$

$$(Y(t) = I_y + j Q_y = 0.5 u(t + \tau) e^{-j(\omega \tau + \theta)})$$

$$y_n(t) = y(t - nT)$$

$$\begin{aligned}
 &= u(t + \tau - nT) \cos(\omega(t + \tau - nT) + \theta) \\
 &= u(t + \tau - nT) \cos(\omega t + \omega(\tau - nT) + \theta)
 \end{aligned}$$

となる。ここで、 T は半周期なので、

$$\begin{aligned}
 I y_n &= 0.5 u(t + \tau - nT) \cos(\omega(\tau - nT) + \theta) \\
 Q y_n &= -0.5 u(t + \tau - nT) \sin(\omega(\tau - nT) + \theta) \\
 (Y_n = I y_n + j Q y_n &= 0.5 u(t + \tau - nT) e^{-j(\omega(\tau - nT) + \theta)})
 \end{aligned}$$

となる。以上の式から以下のような関係が成り立つ。

$$\begin{aligned}
 Y_n(t) &= I y_n + j Q y_n \\
 &= 0.5 u(t + \tau - nT) e^{-j(\omega(\tau - nT) + \theta)} \\
 &= Y(t - nT) e^{j\omega nT}
 \end{aligned}$$

10

これから $Y_n(t)$ は $Y(t) = I y + j Q y$ から求まることになる。

従って、 $R \times y_n$, $R y_n y_n$ も、次式のように X 、 Y から求めることができる。

$$\begin{aligned}
 R \times y_n &= 4 \int X(t + v) \cdot Y_n^*(t + v) dv \\
 &= 4 \int X(t + v) \cdot Y^*(t - nT + v) e^{j\omega nT} dv \\
 |R \times y_n| &= R u_n \\
 &= \int u(t + v) u(t + \tau - nT + v) dv \\
 &= 4 \int |X(t + v) \cdot Y_n^*(t + v)| dv \\
 &= 4 \int |X(t + v) \cdot Y^*(t - nT + v) e^{j\omega nT}| dv \\
 &= 4 \int |X(t + v) \cdot Y^*(t - nT + v)| dv \\
 R y_n y_n &= \int u(t + \tau - nT + v) u(t + \tau - nT + v) dv \\
 &= 4 \int |Y_n(t + v) \cdot Y_n^*(t + v)| dv \\
 &= 4 \int |Y(t - nT + v) \cdot Y^*(t - nT + v)| dv
 \end{aligned}$$

20

ここで、 $*$ は複素共役を表している。

【0082】

図14は、この3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路構成を示すブロック図である。複合自己相関法を実行する回路構成を図9に示すようなものにとすると、直交検波回路1320～132Nが多段接続されることによって、直交検波回路1320～132Nの処理に時間を要する。そのため、その処理時間が膨大なものとなってしまう、高速な演算処理の妨げとなり、リアルタイムな画像表示の妨げとなる。そこで、前述のような基本アルゴリズムに応じた図14のような回路構成を採用することによって、複合

30

【0083】

加圧前直交検波回路(QD)131は、加圧前のエコー信号 $x(t)$ を入力し、それぞれ直交検波して、直交検波信号 $I x(t)$ 、 $Q x(t)$ 信号を、第1相関演算回路133及び第1相関係数演算回路1350～135Nに出力する。加圧後直交検波回路(QD)132は、加圧後のエコー信号 $y(t)$ を入力し、それぞれ直交検波して直交検波信号 $Y(t) = I y + j Q y$ ($I y(t)$ 、 $Q y(t)$) を、第1相関係数演算回路1350、第2相関演算回路1340及び第1遅延回路134及び第2遅延回路135に出力する。第1遅延回路134及び第2遅延回路135は、直交検波信号 $Y(t)$ をそれぞれ超音波の周期 T の $1/2$ だけ遅延させ、遅延した直交検波信号 $Y(t - T/2)$ を第1相関係数演算回路1351、第3遅延回路136及び第4遅延回路137に出力する。第3遅延回路136及び第4遅延回路137は、直交検波信号 $Y(t - T/2)$ をそれぞれ超音波の周期 T の $1/2$ だけ遅延させ、遅延した直交検波信号 $Y(t - T)$ を次段の第1相関係数演算回路及び遅延回路(図示せず)に出力する。以後、 N 段の遅延回路を用いて順次周期 T の $1/2$ の整数倍だけ信号を遅延して、遅延した信号を第1相関係数演算回路に供給する。

40

【0084】

第1相関演算回路133は、信号 $I x$ 、 $Q x$ に基づいて相関値 $R \times x$ を演算し、それを各第2相関係数演算回路1380～138Nに出力する。第2相関演算回路1340は、加圧後直交検波回路132からの直交検波信号 $I y(t)$ 、 $Q y(t)$ を入力し、信号 I

50

y , Q_y に基づいて相関値 R_{yy} を演算し、それを第2相関係数演算回路1380に出力する。第1相関係数演算回路1350は、加圧前直交検波回路131からの直交検波信号 $I_x(t)$, $Q_x(t)$ 及び加圧後直交検波回路132からの直交検波信号 $I_y(t)$, $Q_y(t)$ を入力し、複素ベースバンド信号 S_R , S_I を求め、それを第3相関演算回路1360及び位相差演算回路1370に出力する。第3相関演算回路1360は、第1相関係数演算回路1350からの複素ベースバンド信号 S_R , S_I を入力し、それに基づいて相関値 $|R_{xy}|$ を求め、それを第2相関係数演算回路1380に出力する。

位相差演算回路1370は、第1相関係数演算回路1350からの複素ベースバンド信号 S_R , S_I を入力し、それに基づいて位相差 $\phi_0(t)$ を求める。第2相関係数演算回路1380は、第1相関演算回路133からの相関値 R_{xx} 、第3相関演算回路1360からの相関値 $|R_{xy}|$ 、並びに第2相関演算回路1340からの相関値 R_{yy} を入力し、これらの各相関値に基づいて相関係数 $C_0(t)$ を演算し、出力する。

【0085】

第2相関演算回路1341は、第1遅延回路134及び第2遅延回路135からの遅延後の直交検波信号 $I_y(t - T/2)$, $Q_y(t - T/2)$ を入力し、信号 $I_y(t - T/2)$, $Q_y(t - T/2)$ に基づいて相関値 $R_{y_1y_1}$ を演算し、それを第2相関係数演算回路1381に出力する。第1相関係数演算回路1351は、加圧前直交検波回路131からの直交検波信号 $I_x(t)$, $Q_x(t)$ 、第1遅延回路134及び第2遅延回路135からの遅延後の直交検波信号 $I_y(t - T/2)$, $Q_y(t - T/2)$ を入力し、複素ベースバンド信号 S_{R1} , S_{I1} を求め、それを第3相関演算回路1361及び位相差演算回路1371に出力する。第3相関演算回路1361は、第1相関係数演算回路1351からの複素ベースバンド信号 S_{R1} , S_{I1} を入力し、それに基づいて相関値 $|R_{xy_1}|$ を求め、それを第2相関係数演算回路1381に出力する。位相差演算回路1371は、第1相関係数演算回路1351からの複素ベースバンド信号 S_{R1} , S_{I1} を入力し、それに基づいて位相差 $\phi_1(t)$ を求める。第2相関係数演算回路1381は、第1相関演算回路133からの相関値 R_{xx} 、第3相関演算回路1361からの相関値 $|R_{xy_1}|$ 、並びに第2相関演算回路1341からの相関値 $R_{y_1y_1}$ を入力し、これらの各相関値に基づいて相関係数 $C_1(t)$ を演算し、出力する。

【0086】

第3遅延回路135及び第4遅延回路136から次段の第2相関演算回路1342～134N、第1相関係数演算回路1352～135N、第3相関演算回路1362～136N、位相差演算回路1372～137N及び第2相関係数演算回路1382～138Nは、上述と同様の処理を順次遅延された遅延後の直交検波信号 $I_y(t - 2T/2) \cdots I_y(t - NT/2)$, $Q_y(t - 2T/2) \cdots Q_y(t - NT/2)$ に対して実行し、相関係数 $C_2(t) \sim C_N(t)$ 及び位相 $\phi_2(t) \sim \phi_N(t)$ を出力する。すなわち、言い換えれば、実施の形態2は、被検体との間で超音波信号を送受信する超音波探触子により検出された超音波信号のフレームデータからなるボリウムデータを記憶しておき、記憶された被検体の圧縮前後のボリウムデータに計測点を設定し、この計測点をボリウムデータに対して3次元方向に移動して、計測点を囲む3次元相関窓に属する圧縮前後の相関係数が最大となる位置及び位相差を求め、求められた相関係数が最大となる位置及び位相差に基づいて圧縮に伴う計測点の変位を求めることを特徴とする。さらに、求めた変位に基づいて、被検体の歪み分布を求めることができる。

【0087】

次に、3次元有限要素モデルを用いた弾性係数分布再構成法について説明する。弾性係数分布再構成逆問題を簡単化するため、この実施の形態では組織をモデル化する。これはまた、本実施の形態の弾性係数分布再構成法において有限要素法を用いるためでもある。この実施の形態では、組織を以下のように仮定及びモデル化する。

【0088】

まず、組織を等方性弾性体と仮定する。組織歪み分布を推定する際、外部から圧力を加えて組織を静的に圧縮する。しかし、組織圧縮前後のRF信号間の相関を保つために、微

10

20

30

40

50

小圧縮しか行わない。そのため、この場合、応力と歪みの間の関係はほぼ線形である。すなわち、組織を弾性体として近似できる。また、今回対象としている軟組織はほぼ等方性が成り立つため、この実施の形態では組織を等方性弾性体と仮定する。

【0089】

さらに、組織を近非圧縮性と仮定する。生体組織は、非圧縮性（ポアソン比 $\nu = 0.5$ ）に近いことが知られている。そこで、ポアソン比を 0.49 とし、生体内で一定とする。ここで、完全な非圧縮性を仮定しないのは、ポアソン比 $\nu = 0.5$ とすると特殊な弾性方程式となり、本実施の形態で用いている有限要素法が適用できなくなるためである。そして、ポアソン比を生体内で一定とすることで弾性係数分布推定の推定パラメータをヤング率のみとすることができ、逆問題を簡単化できる。また、ポアソン比はヤング率に比べ生体中であまり変化しないパラメータであるため、この実施の形態ではポアソン比を 0.49 で一定とする。

10

【0090】

組織を3次元有限要素モデル化する。この弾性係数分布再構成法では有限要素法を用いるため、組織を有限個の直方体要素に分割する。そして、各要素内では、弾性係数、応力、歪みは一樣であると仮定する。一般的に逆問題を解くには、それに対応する順問題を理解することが重要である。今回の歪み分布と境界条件から弾性係数分布を推定する逆問題の場合、それに対応する順問題とは、弾性係数分布と境界条件から歪み分布を求めることである。そして、この順問題の数値解法の1つが有限要素法（FEM: Finite Element Method）である。

20

【0091】

ここで、有限要素法とは対象となる連続体を有限個の要素の集合で近似し、この集合体に対して成り立つ連立1次方程式を数値的に解く手法のことである。なお、有限要素法の定式化については後述する。ここでは有限要素法とは「入力として物体の弾性係数分布と境界条件を与えれば、出力としてそのときの歪み（変位）分布と応力分布が得られるもの」として捉えておけば十分である。

【0092】

この実施の形態では、組織を等方性弾性体で近似するため、組織内では以下のような弾性方程式（つりあい方程式・歪み - 変位関係式・応力 - 歪み関係式）が成り立つ。

【0093】

30

つりあい方程式は次式のように表される。

【数19】

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} + f_i = 0$$

$$(i, j = 1, 2, 3)$$

歪み - 変位関係式は次式のように表される。

【数20】

$$\epsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right)$$

40

応力 - 歪み関係式（一般化したフックの法則）は次式のように表される。

【数21】

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1+\nu} \left(\epsilon_{ij} + \frac{\nu}{1-2\nu} \delta_{ij} \epsilon_{nn} \right)$$

上記の式ではテンソル表現を用いており、実際にはつりあい方程式として3式、歪み - 変

50

位方程式として 6 式、応力 - 歪み関係式として 6 式が存在する。また、座標系 (x_1, x_2, x_3) は (x, y, z) を表しており、その他の記号は以下のことを表している。

E : ヤング率 (弾性係数とはヤング率のことを表している)

ν : ポアソン比

ε_{ij} : 歪みテンソル

($\varepsilon_{nn} = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33}$: 体積歪み)

σ_{ij} : 応力テンソル

δ_{ij} : クロネッカーのデルタ

u_i : 変位ベクトル

f_i : 体積力ベクトル (重力の影響は無視できるため、ここでは $f_i = 0$ とする)

ここで、応力 - 歪み関係式を ε_{ij} について整理すると、次のような歪み - 応力関係式が得られる。

【数 2 2】

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1+\nu}{E} \left(\sigma_{ij} - \frac{\nu}{1+\nu} \delta_{ij} \sigma_{nn} \right)$$

ただし、 $\sigma_{nn} = \sigma_{11} + \sigma_{22} + \sigma_{33}$ である。よって、この式の中で $i = j = 2$ とし、ヤング率 E について整理すると次式が得られる。

【数 2 3】

$$\begin{aligned} E &= \frac{\sigma_{22} - \nu(\sigma_{11} + \sigma_{33})}{\varepsilon_{22}} \\ &= \frac{\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)}{\varepsilon_y} \end{aligned}$$

従って、軸方向 (この実施の形態では、 y 方向を超音波ビーム方向、すなわち軸方向とする) の歪み成分と全方向の応力成分がわかれば、ヤング率すなわち弾性係数を求めることができる。なお、上述の計算式からは、応力分布を直接計測することは現状では困難である。そこで、この実施の形態では応力分布と弾性係数分布を交互に推定・更新しながら、推定弾性係数分布を実際の分布に近づけていく。その弾性係数分布再構成の手順は、以下のようになる。

【0094】

第 1 に、未知弾性係数分布の初期値分布 $\{E^0\}$ として一様分布を考える。第 2 に、初期弾性係数分布 $\{E^0\}$ のときに生じる応力分布 $\{\sigma^0\}$ を 3 次元有限要素法により求める。具体的には、まず組織モデル内の各要素に対して歪み - 変位関係式及び応力 - 歪み関係式をつりあい方程式に代入して得られる次式のようなつりあい方程式を作る。

【数 2 4】

$$\frac{\partial}{\partial x_j} \left[\frac{E}{2(1+\nu)} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) + \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \delta_{ij} \frac{\partial u_n}{\partial x_n} \right] + f_i = 0$$

ただし、

10

20

30

40

【数 2 5】

$$\frac{\partial u_n}{\partial x_n} = \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3}$$

である。そして、この連立方程式を以下のような境界条件のもとガウスの消去法を用いて変位について解き、弾性係数分布 $\{E^0\}$ のときの変位分布 $\{u^0\}$ を求める。

【数 2 6】

$$u_i|_{y=bottom} = 0$$

10

$$\sigma_i|_{y=top} = p_i$$

$$\sigma_n|_{x,z=side} = 0$$

上式において、 p_i は体表における外部圧力ベクトル、 σ_n は側面に垂直な方向の応力成分である。また、上段の式は底面が固定されていることを示し、中段の式は体表での応力分布は外部圧力分布に等しいことを示し、下段の式は側面が拘束されていないことをそれぞれ示している。次に、この変位分布 $\{u^0\}$ を歪み - 変位関係式に代入して、弾性係数分布 $\{E^0\}$ のときの歪み分布 $\{\varepsilon^0\}$ を求める。そして、この歪み分布 $\{\varepsilon^0\}$ を応力 - 歪み関係式に代入することにより、弾性係数分布 $\{E^0\}$ のときの応力分布 $\{\sigma^0\}$ を得る。

20

【0 0 9 5】

第 3 に、3 次元有限要素法により得られた応力分布と拡張複合自己相関法により推定した軸方向 (y 方向) 歪み分布 $\{\varepsilon_y\}$ を用いて、弾性係数分布 $\{E^k\}$ を次式により更新する。

【数 2 7】

$$\hat{E}^{k+1} = \frac{\hat{\sigma}_y^k - \nu(\hat{\sigma}_x^k + \hat{\sigma}_z^k)}{\varepsilon_y}$$

30

ただし、この式は、上述の応力 - 歪み関係式を ε_{ij} について整理し、式中の $i = j = 2$ とし、ヤング率 E について整理した式を書き改めたものであり、式中の k は繰り返し回数を表している。

【0 0 9 6】

第 4 に、上述のように更新された弾性係数分布と上述の境界条件を用いて再び 3 次元有限要素解析を行い、応力分布を更新する。

【0 0 9 7】

そして、第 3 及び第 4 の処理を繰り返すことにより弾性係数分布を実際の分布に近づけていく。ただし、次式の条件が満たされた時点で弾性係数分布推定は収束したとみなし、推定を終了する。

40

【数 2 8】

$$\frac{1}{N} \sum_i^N |\hat{E}_i^{k+1} - \hat{E}_i^k| < \Gamma$$

ここで、1 は要素番号、 N は要素数、 Γ はしきい値である。

【0 0 9 8】

以上が、実施の形態 2 の 3 次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法であり、こ

50

の方法は３次元のつりあい方程式を基に弾性係数分布を推定している。そのため、本手法は従来の手法よりもより実際の生体組織に近い仮定に基づいているので、より正確な弾性係数推定が可能になる。また、本手法は精度良く推定可能な軸方向の歪み分布のみから弾性係数分布を再構成するため、安定した弾性係数分布再構成が行える。ただし、本手法は組織弾性係数の３次元分布を推定する手法であるため、２次元アレイ超音波プローブを用いるか、１次元アレイ超音波プローブをスライス方向に機械的に走査することにより、対象を３次元的に走査する必要がある。

（実施形態１，２のシミュレーション）

本発明の実施の形態１，２の拡張複合自己相関法と３次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法の有効性をシミュレーションによって実証する。図１５は、このシミュレーションの手順の概略を示す図である。

10

【００９９】

第１に、推定したい弾性係数分布を持つ組織モデルを作成する。このとき、組織モデル内には超音波エコー信号を発生させるための散乱体を分布させておく。第２に、この組織モデルに対して外部圧力を加え、計算機上で組織圧縮を行う。そして、この圧縮による各散乱体の移動先を有限要素法などにより求める。第３に、組織モデル圧縮前後の散乱体分布を基に圧縮前後のＲＦ信号を作成する。第４に、この圧縮前後のシミュレーションＲＦ信号に対して拡張複合自己相関法を適用し、組織歪み分布を推定する。第５に、拡張複合自己相関法により推定された歪み分布と組織モデル圧縮の際に設定した境界条件（外部圧力分布など）とから３次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法により組織弾性係数分布を推定する。

20

【０１００】

今回のシミュレーションで用いた組織モデルの弾性係数分布は、各シミュレーションにおいて異なるが、いずれの場合も等方性弾性体を仮定する。なお、各シミュレーションで設定した弾性係数の値としては、本実施の形態の組織弾性計測システムで主な対象としている乳房組織の弾性係数にほぼ即している。また、組織圧縮前後のシミュレーションＲＦ信号を作成するために、各組織モデルには点散乱体を分布させた。その際、点散乱体の平均密度としては５００個／ｃｍ³とし、組織圧縮前の散乱体の位置は一様乱数により、散乱係数は平均１．０、標準偏差０．３の正規乱数により決めた。そして、組織圧縮後の散乱体位置は有限要素解析の結果に応じて組織圧縮前の各散乱体を移動させることにより決めている。ここで、実際の組織の散乱体に関する情報は未知であるが、シミュレーションＲＦ信号を基にＢモード像にした際、実際の組織のＢモード像に近くなるように各パラメータを設定する。

30

【０１０１】

この実施の形態では、組織モデルに対する組織圧縮前後のシミュレーションＲＦ信号を次式のように組織圧縮前後の散乱体関数と超音波システムの点広がり関数との畳み込みにより作成する。

【数２９】

$$i_1(x, y, z) = \iiint h(x - x', y - y', z - z') t_1(x', y', z') dx' dy' dz'$$

40

$$i_2(x, y, z) = \iiint h(x - x', y - y', z - z') t_2(x', y', z') dx' dy' dz'$$

ここで、 $i_1(x, y, z)$ は組織圧縮前のＲＦ信号、 $i_2(x, y, z)$ は組織圧縮後のＲＦ信号、 $h(x, y, z)$ は超音波システムの点広がり関数（インパルス応答）、 $t_1(x, y, z)$ は組織圧縮前の散乱体関数、 $t_2(x, y, z)$ は組織圧縮後の散乱体関数である。ただし、散乱体関数とは組織モデル内の散乱体が存在する位置ではその散乱係数の値を取り、その他の位置では０であるような関数である。また、組織圧縮後の散乱体関数 $t_2(x, y, z)$ は組織圧縮前散乱体関数 $t_1(x, y, z)$ の各散乱体の位置

50

を組織モデルの変形に応じて移動させたものである。ただし、組織圧縮に伴う各散乱体位置での変位は有限要素解析により得られる要素節点での変位ベクトルを線形補間することにより求めている。

【 0 1 0 2 】

また、この実施の形態ではシミュレーション超音波システムとして無焦点、かつ減衰のないシステムを仮定する。すなわち、超音波システムの点広がり関数 $h(x, y, z)$ は空間的に不変であると仮定する。さらに、点広がり関数は次式のように方向ごとに分離できると仮定する。

【 数 3 0 】

$$h(x, y, z) = h_x(x)h_y(y)h_z(z)$$

10

ここで、 $h_y(y)$ は超音波ビーム方向の点広がり関数、 $h_x(x)$ 、 $h_z(z)$ はそれぞれ超音波ビームに直交した方向の点広がり関数である。ただし、 x 方向は超音波断層面内の方向（横方向）、 z 方向は超音波断層面に垂直な方向（スライス方向）とする。そして、各方向の点広がり関数は実際の超音波装置により計測したワイヤー・ターゲット（水中に張った直径 0.13 mm のワイヤー）からの反射エコー分布を基に作成する。図 16 は、超音波中心周波数 5.0 MHz の場合に用いた各点広がり関数の一例を示す図である。図 16 (A) は軸方向の点広がり関数 $h_y(y)$ を示し、これはガウス関数に正弦波をかけたものによって実際のワイヤー・ターゲットからの反射エコー分布を近似し、図 16 (B) は横方向点の広がり関数 $h_x(x)$ を、図 16 (C) はスライス方向の広がり関数 $h_z(x)$ をそれぞれ示し、これらはガウス関数によって実際のワイヤー・ターゲットからの反射エコー分布を近似する。また、各関数のパラメータは中心周波数に応じて変えており、各シミュレーションの際に改めて説明する。

20

【 0 1 0 3 】

次に、変位（歪み）分布推定法として本実施の形態の拡張複合自己相関法の有効性をシミュレーションにより評価する。まず、拡張複合自己相関法の複合自己相関法に対する拡張点である組織の横方向変位に対応できる点について検証する。

【 0 1 0 4 】

図 17 は、組織モデルの概略を示す図である。組織モデルは、外形 60 mm × 60 mm（2次元）で、一様な弾性係数分布をもつモデルである。そして、この組織モデルを軸方向に一様な 3% の歪みが生じるように圧縮する。ここで、このシミュレーションに関しては拡張複合自己相関法のみの評価を行うため、組織モデルとしては単純な 1次元弾性体を仮定している。そして、組織の横方向移動（超音波プローブに対する相対的な横方向移動）に関する影響を検証するため、軸方向の圧縮と同時に横方向に 0.0 mm から 1.4 mm までの横方向変位を与えた。ただし、横方向に関しては単純な平行移動であり、組織に対して超音波プローブが完全に滑った場合を想定している。

30

【 0 1 0 5 】

そして、この組織モデルに対して変形前後のシミュレーション RF 信号を作成する。その際用いた超音波システムに関するパラメータは、中心周波数 5.0 MHz、パルス幅 0.5 mm、超音波ビーム幅 1.0 mm、走査ライン間隔 0.5 mm、サンプリング周波数 30 MHz である。そして、この圧縮前後のシミュレーション RF 信号を用いて、本発明に係る拡張複合自己相関法により歪み分布を推定する。また、比較のために複合自己相関法と空間相関法を用いても歪み分布推定を行った。ここで、単純に精度等を比較できるように各手法では同じサイズの相関窓と探索範囲を用いた。具体的には、拡張複合自己相関法と空間相関法では 1.6 mm（軸方向）× 2.5 mm（横方向）の 2次元相関窓と 5.6 mm（軸方向）× 7.5 mm（横方向）の 2次元探索範囲を用い、1次元処理の複合自己相関法では軸方向だけ同じ 1.6 mm の 1次元相関窓と 5.6 mm の 1次元探索範囲を用いた。

40

【 0 1 0 6 】

50

このようにして各手法により歪み分布を推定した結果、図 18～図 20 のようになる。ここで、図 18 は横方向変位に対する各手法の歪み推定誤差を示している。○は複合自己相関法、□は拡張複合自己相関法、△は空間相関法を示す。ただし、歪み推定誤差 e としては次式を用いた。

【数 3 1】

$$e = \sqrt{\frac{\sum_i^N (\hat{\varepsilon}_i - \varepsilon_i)^2}{\sum_i^N \varepsilon_i^2}}$$

10

ここで、 $\hat{\varepsilon}_i$ は推定された歪み、 ε_i は実際の歪み（理想値）、 i は要素番号、 N は要素数である。また、図 19 は横方向変位が 0.0 mm の場合の各手法（複合自己相関法、拡張複合自己相関法、空間相関法）により推定した歪み分布、図 20 は横方向変位が 0.4 mm の場合の各手法（複合自己相関法、拡張複合自己相関法、空間相関法）により推定した歪み分布を示す図である。なお、図 19 及び図 20 は軸方向の深さごとに推定された歪みの平均値と標準偏差を表している。

【0107】

このシミュレーション結果より、1次元の複合自己相関法（CA法）では組織の相対的な横方向変位が超音波ビームを越えて生じてしまう（今回の場合、横方向変位がビーム幅の片側分である 0.5 mm を越えてしまう）と歪み推定が急に悪くなってしまうのに対し、2次元の拡張複合自己相関法では横方向変位の大きさにかかわらず安定して歪み推定が可能であることが理解できる。また、空間相関法も横方向変位にかかわらず安定して歪み推定が行えるものの、拡張複合自己相関法と比べると 2 倍以上誤差が大きく精度が悪いことが理解できる。また、各手法の処理時間を比較したところ、下表のように拡張複合自己相関法は複合自己相関法に比べて 3.6 倍時間がかかってしまうものの、空間相関法と比べると 1/(7.7) の時間しかかからなかった。そのため、拡張複合自己相関法はある程度リアルタイム性が保たれていることが理解できる。

20

手 法	処理時間	処理時間比較
複合自己相関法	26 秒	1 / (3.6)
拡張複合自己相関法	1 分 34 秒	1.0
空間相関法	12 分 5 秒	7.7

30

次に、斜め方向圧縮に関する検証について説明する。前述のシミュレーションでは簡単な 2次元の均一組織モデルを用いたが、次は実際の生体組織と同じ 3次元構造を持つ組織モデルを用いてシミュレーションを行う。また、超音波プローブにより組織を圧縮する際、超音波ビーム方向（軸方向）に圧縮するのが理想であるが、ここでは斜めに圧縮してしまった場合の影響を検証する。

40

【0108】

図 21 は、斜め方向圧縮の検証に使用される組織モデルの概略を示す図である。組織モデルは、図 21 (A) に示すように、外形が 60 mm × 60 mm × 60 mm の 3次元構造をしており、この組織モデル中に直径 15 mm、長さ 60 mm の硬い円柱形内包物が存在するようなモデルである。ここで、周辺の弾性係数（ヤング率）は 10 kPa、内包物の弾性係数は周辺より 3 倍硬い 30 kPa とする。ただし、この弾性係数の値は今回主な対象としている乳房組織の弾性係数および乳がんの弾性係数を基に設定する。そして、この組織モデルを 2通りの方法で圧縮を行った。1つ目は、図 21 (B) に示すように、この

50

組織モデルに対して上面から軸方向に一樣な 200 Pa の外部圧力を加えて、組織モデルを軸方向に約 2% 圧縮する。2つ目は、図 2 1 (C) に示すように、この組織モデルに対してモデル上面から斜め方向の一樣な外部圧力 (軸方向に 200 Pa 、横方向に 30 Pa) を加えて、組織モデルを斜め方向に圧縮する。

【 0 1 0 9 】

そして、上記の 2 通りの場合についてそれぞれ組織圧縮前後のシミュレーション RF 信号を作成し、拡張複合自己相関法により歪み分布を推定する。なお、ここでも比較のために複合自己相関法と空間相関法による歪み分布推定も行う。ただし、単純に比較できるように各手法で用いた相関窓サイズと探索範囲は同じとし、そのサイズは前のシミュレーションと同じとする。また、シミュレーション RF 信号作成の際に用いた超音波システムに関するパラメータも前のシミュレーションと同じ、中心周波数 5.0 MHz 、パルス幅 0.5 mm 、横方向超音波ビーム幅 1.0 mm 、スライス方向超音波ビーム幅 2.0 mm 、走査ライン間隔 0.5 mm 、サンプリング周波数 30 MHz とする。

10

【 0 1 1 0 】

上記のようにして行ったシミュレーションの結果は、図 2 2 及び図 2 3 に示すようになる。ここで、図 2 2 は組織モデルを単純に軸方向に圧縮した場合の歪み分布推定結果を示し、図 2 3 は組織モデルを斜め方向に圧縮した場合の歪み分布推定結果を示す。なお、各図における理想的な歪み分布とは、各条件で 3 次元有限要素解析を行って得られた軸方向歪み分布であり、この歪み分布を正解としている。また、図 2 2 及び図 2 3 における結果は組織モデルの中央断面での結果である。ここで、図 2 3 において理想歪み分布が左右対称でないのは斜め方向に圧縮した影響であり、特に今回の場合は図に向かって右斜め下に圧縮したため、図右上の部分の横方向変位が大きくなっている。

20

【 0 1 1 1 】

そして、このシミュレーションの結果より、軸方向に圧縮した場合は拡張複合自己相関法と複合自己相関法はほぼ同じ結果となったが、斜め方向に圧縮した場合は横方向変位が大きくなるため、複合自己相関法では推定できなくなる領域が生じてしまうのに対し、拡張複合自己相関法では先のシミュレーション同様に横方向変位の大きさにかかわらず安定して歪み推定が可能であることが改めて確認された。また、空間相関法も横方向変位の大きさには依存しないものの拡張複合自己相関法の結果と比較すると明らかに推定精度が悪いのが見てとれる。そのため、前のシミュレーションと合わせて改めて拡張複合自己相関の有効性が確認された。

30

【 0 1 1 2 】

前述の拡張複合自己相関法は、精度良く、かつ高速に組織歪み分布を推定できることができる。そこで、次に組織弾性映像システムの第 2 段階である歪み分布から弾性係数分布を推定する手法で、実施の形態 2 の 3 次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法についてシミュレーションにより検証を行う。

【 0 1 1 3 】

実施の形態 2 の弾性係数分布再構成法の最大の特徴は 3 次元の力学的つりあい方程式に基づいて弾性係数分布を推定することである。そこで、実施の形態 2 の手法と手順的には同じであるが、2次元の力学的つりあい方程式を基にしている点だけが異なる実施形態 1 の 2 次元再構成法を用いて、実施の形態 2 の 3 次元再構成法と比較することにより検証を行う。実施形態 1 の 2 次元再構成法では、2次元の平面歪み状態を仮定した弾性方程式および有限要素法を用いて弾性係数分布を推定する。

40

【 0 1 1 4 】

そこで、まず組織モデルとして、実際の生体組織と同じ 3 次元構造を持つ図 2 4 のような 2 つのモデルを用いる。図 2 4 は、3 次元構造を持つ 2 つの組織モデルの一例を示す図である。図 2 4 (a) の内包物モデルは、乳がんを模擬したモデルで、外形 $100\text{ mm} \times 100\text{ mm} \times 100\text{ mm}$ のモデル中に直径 20 mm の硬い内包物が存在するもので、内包物の弾性係数は 30 kPa 、周辺の弾性係数は 10 kPa とする。これらの弾性係数の値は、先ほどのシミュレーションと同じように実際の乳房組織の弾性係数を基に決めている

50

。また、周辺と内包物のポアソン比としては、共に非圧縮性に近いため 0.49 で一様とする。そして、図 24 (b) の層状モデルは筋肉などの層状のものを模擬したモデルで、外形 100 mm × 100 mm × 100 mm のモデル中に厚さ 20 mm の硬い層がモデル中に存在するというもので、硬い層の弾性係数は 30 kPa、周辺の弾性係数は 10 kPa とする。そして、このモデルの場合もポアソン比は 0.49 で一様とする。

【0115】

そして、図 24 (a) の内包物モデルの場合はモデル上部から軸方向に 100 Pa の一様な外部圧力により、図 24 (b) の層状モデルの場合はモデル上部から軸方向に 150 Pa の一様な外部圧力により、各モデルをコンピュータ上で圧縮する。ここで、2つのモデルで外部圧力の強さを変えているのは、各モデルとも同じ約 1% の歪みが生じるようにするためである。そして、これらの組織モデル圧縮前後のシミュレーション RF 信号を作成し、拡張複合自己相関法により軸方向歪み分布を推定する。そして、この推定された軸方向歪み分布と圧縮の際の境界条件とから、提案した 3次元弾性係数分布再構成法により弾性係数分布を推定する。また、同じ軸方向歪み分布と境界条件を用いて比較のために 2次元再構成法によっても弾性係数分布を推定する。ここで、シミュレーション RF 信号を作成するために用いた超音波システムのパラメータとしては、中心周波数 3.75 MHz、パルス幅 0.75 mm、横方向超音波ビーム幅 2.0 mm、スライス方向超音波ビーム幅 2.0 mm、走査ライン間隔 2.0 mm である。また、拡張複合自己相関法における相関窓のサイズは 3.2 mm (軸方向) × 4.0 mm (横方向)、探索範囲は 11.2 mm (軸方向) × 14.0 mm (横方向) とする。さらに、3次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成では 2 mm (軸方向) × 2 mm (横方向) × 5 mm (スライス方向) の直方体要素 5000 個を用いて組織モデルを構成する。

【0116】

そして、このシミュレーションの結果は、図 25 ~ 図 28 に示すようになる。図 25 及び図 26 は内包モデルにおける各推定結果を示す、図 27 及び図 28 は層状モデルにおける各推定結果を示す。ただし、3次元再構成法では弾性係数の 3次元分布を推定しているが、ここではモデル中央断面での結果のみを示す。これは、2次元再構成法では 2次元断面での弾性係数分布しか推定できないので、ここでは比較できる中央断面のみ示す。また、各組織モデルにおける 3次元再構成結果と 2次元再構成結果を数値的に評価したところ次のような結果が得られた。

		周辺領域に おける弾性係数 誤差 [%]	周辺領域に おける標準 偏差 [%]	モデル中心に おけるコントラ スト誤差 [%]
内包物モデル	3次元再構成法	3.5	15.5	11.0
層状モデル	3次元再構成法	30.9	17.9	35.9
層状モデル	3次元再構成法	8.5	26.8	3.1
層状モデル	3次元再構成法	24.9	22.1	43.5

ここで、用いた評価用のパラメータは、周辺領域における弾性係数誤差 e_s 、周辺領域における標準偏差 SD_s 、モデル中心におけるコントラスト誤差 e_c であり、それぞれ次式のように定義する。

【数 3 2】

$$e_s = \frac{\frac{1}{N_s} \sum_i^{N_s} |\hat{E}_i - E_i|}{\bar{E}_s}$$

$$SD_s = \frac{\sqrt{\frac{1}{N_s} \sum_i^{N_s} (\hat{E}_i - \bar{E}_s)^2}}{\bar{E}_s}$$

$$e_c = \frac{|(\hat{E}_c - \bar{E}_s) - (E_c - E_s)|}{E_c - E_s}$$

10

ただし、上式における Σ は周辺領域における総和、 $\hat{E}$ は推定された弾性係数、 E は実際の弾性係数、 N_s は周辺領域の要素数、 $\bar{E}_s$ は周辺領域における弾性係数の平均値、 $\hat{E}_c$ はモデル中心における推定弾性係数、 E_c はモデル中心における実際の弾性係数、 E_s は周辺領域における実際の弾性係数である。

【0 1 1 7】

以上のシミュレーション結果より、実施形態2の3次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法の方が平面応力状態を仮定した2次元再構成法よりもより正確な弾性係数を推定できることが確認された。ここで、3次元再構成法では弾性係数の値が正確に推定されているのに対し、2次元再構成法では実際の弾性係数の値よりも小さく推定しまっている。これは、前もって予想されていたように2次元状態では2次元考察面に垂直な方向の動きが制限されてしまうためである。そのため、実際の生体組織と同じ3次元を基にした弾性係数分布再構成法が必要であることがこのシミュレーションにより改めて示された。

20

【0 1 1 8】

次に、上述の拡張複合自己相関法と3次元有限要素モデルによる弾性係数再構成法を実装した超音波診断システムの具体的構成について説明する。図29は、この超音波診断システムの基本構成を示す図である。この超音波診断システムは、3次元超音波スキャナ281、超音波診断装置282、パーソナルコンピュータ283、パルスモータコントローラ284、パルスモータ285、圧力計286などから構成される。3次元超音波スキャナ281は超音波パルスを組織内に送信し、かつ組織からの超音波エコー信号を受信するためのものである。ただし、ここでは3次元有限要素モデルによる弾性係数再構成法を用いるため、組織内の3次元的なデータが必要になる。そこで、この超音波診断システムでは3次元超音波スキャナ281は3次元走査が可能な構成となっている。超音波診断装置282は3次元超音波スキャナ281を制御したり、リアルタイムに超音波Bモード画像を表示して計測部位を決定したりするためのもので、従来の超音波診断装置をそのまま用いることができる。この超音波診断装置はフルデジタル化された装置で内部にフレームメモリを持っているため、計測したRF信号を一時的に保存しておくことが可能となっている。パーソナルコンピュータ283は、超音波診断装置282によって計測されたRF信号を受け取り、組織弾性特性推定のための処理（前述の提案手法の処理）、および処理結果の表示を行うためのものである。パルスモータ285は組織圧縮を制御するためのものであり、位置固定が可能なアームの先端に固定されており、かつパルスモータ285の可動部分には3次元超音波スキャナ281が取り付けられている。そして、パルスモータコントローラ284によりこのパルスモータ285を制御し、超音波スキャナ281を組織表面で上下に動かすことにより数パーセントの微小組織圧縮を精度良く行う。圧力計286は弾性係数再構成の際に必要な境界条件である体表上での圧力を測るためのもので、超音波スキャナ281と体表との間に置かれる。ただし、ここでは超音波スキャナ281で組織圧縮を行った際の体表上での圧力分布は一樣であると仮定し、圧力計286で計測された値をその圧力値として用いる。

30

40

【0 1 1 9】

図30は、この超音波診断システムで用いた超音波スキャナ281の具体的構成を示す

50

図である。３次元超音波スキャナ２８１は、超音波振動子が２次元平面状に並んだ２次元アレイ型ではなく、コンベックス型の２次元走査プローブを水中で機械的にスライス方向に振ることにより３次元走査を行うタイプのものである。

【０１２０】

図２９の超音波診断システムは、乳がん診断を主な対象としているため、超音波スキャナの特性も乳腺用に設定してある。今回用いた超音波スキャナの主な特性としては、超音波中心周波数７．５ＭＨｚ、サンプリング周波数３０ＭＨｚ、走査ライン数７１本、フレーム数４４枚、振動子の振れ角３０°、１回の３次元走査にかかる時間０．５秒となっている。ここで、振動子の振れ角とはコンベックス型のプローブをスライス方向に振る際の振れ角のことであり、フレーム数とはコンベックス型のプローブを１回振る際に取得される走査面（フレーム）の数である。また、水中のワイヤー・ターゲットにより超音波パルスの特性を計測したところ、パルス幅約０．５ｍｍ、横方向ビーム幅約１．５ｍｍ、スライス方向ビーム幅約２．６ｍｍであった。

【０１２１】

図２９の超音波診断システムの弾性計測の動作例について説明する。まず、超音波診断装置２８２のリアルタイムＢモード像を見ながら、アームにつながった３次元超音波スキャナ２８１を動かし、計測を行いたい部位に超音波スキャナ２８１を設定する。この際、超音波スキャナ２８１は３次元走査を行わず（すなわち、コンベックス型のプローブを機械的に振らず）、スキャナの中央面のＢモード像のみを超音波診断装置２８２に表示する。これは、実施の形態の超音波診断装置２８２で３次元走査をするとリアルタイムにＢモードを表示できないためである。従って、リアルタイムにＢモードを表示することのできる超音波診断装置の場合は、３次元走査を行いながら部位の設定を行なうことができる。計測部位に超音波スキャナ２８１を移動させたら、アームの可動部を固定し、超音波スキャナ２８１を固定する。そして、組織圧縮前の３次元ＲＦ信号を計測する。これは、３次元走査用のボタンを押すことにより自動的に３次元走査される。また、１回の３次元走査にかかる時間はわずか０．５秒である。このとき、計測された圧縮前のＲＦデータは超音波装置内のフレームメモリに保存しておく。次に、パルスモータ・コントローラ２８４の圧縮用のボタンを１回押すことにより、アームに取り付けられたパルスモータ２８５が前もって設定しておいた量だけ超音波スキャナ２８１を動かし、超音波スキャナ２８１自身により組織を圧縮する。そして、パルスモータ２８５が止まって組織圧縮を行っている状態

で、再び３次元走査用のボタンを押し、組織圧縮後のＲＦデータを計測する。ここで、組織圧縮後のＲＦデータも圧縮前のＲＦデータと同様に超音波装置２８２内のフレームメモリに保存される。また、圧縮している状態で超音波スキャナ２８１の端に取り付けられた圧力計の圧力を計測しておく。以上で、計測部は終わり、組織圧縮を解除し、被験者は解放される。

【０１２２】

被検者解放後は、パーソナルコンピュータ２８３から超音波診断装置２８２内のフレームメモリにアクセスし、組織圧縮前後のＲＦデータをパーソナルコンピュータ２８３上のハードディスクに保存する。これは、超音波装置内のフレームメモリは一時的なものであり、１回の計測分しか容量がないためである。パーソナルコンピュータ２８３は、拡張複合自己相関法と３次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法のプログラムを実行し、組織圧縮前後のＲＦデータから歪み分布及び弾性係数分布を推定する。そして、パーソナルコンピュータ２８３は、表示用のプログラムによってモニタ上にＢモード像、歪み像、弾性係数像を並べて表示する。

【０１２３】

以上説明したように、本発明の各実施形態の超音波診断システム、歪み分布表示方法及び弾性係数分布表示方法によれば、横方向変位に対応して変位分布を推定することができると共に超音波ビーム方向（軸方向）の歪み分布のみから弾性係数分布を再構成することができる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 1 2 4 】

【図 1】超音波診断装置の原理を説明するための図である。

【図 2】超音波信号（受信エコー信号）をディスプレイに表示する方法を示す図であり、図 2（A）は A モード方式、図 2（B）は B モード方式、図 2（C）は M モード方式を示す。

【図 3】超音波プローブの種類を示す図である。

【図 4】超音波診断装置を用いて、組織の硬さに関する情報（組織の弾性特性）を計測する手法（機械的振動下における横波伝播速度からの弾性特性評価）の一例を示す図である。

【図 5】静的圧縮による組織弾性計測方式の具体例及び静的圧縮による組織弾性計測方式の原理を示す図である。

10

【図 6】空間相関法の原理を示す図である。

【図 7】ドブラ法の原理を示す図である。

【図 8】複合自己相関法の原理を示す図である。

【図 9】複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路構成を示すブロック図である。

【図 10】本発明の一実施の形態である超音波診断システムの概略構成を示すブロック図である。

【図 11】3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを示すフローチャート図である。

【図 12】本発明の他の実施の形態の超音波診断システムに係る3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを示すフローチャート図であり、図 11 の処理の一部の詳細を示すフローチャート図である。

20

【図 13】図 12 のステップ S 15 の高速化された複合自己相関法の詳細を示すフローチャート図である。

【図 14】本発明の他の実施の形態の超音波診断システムに係る3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路構成を示すブロック図である。

【図 15】シミュレーションの手順の概略を示す図である。

【図 16】超音波中心周波数 5 . 0 MHz の場合に用いた各点広がり関数の一例を示す図である。

【図 17】組織モデルの概略を示す図である。

30

【図 18】横方向変位に対する各手法の歪み推定誤差を示す図である。

【図 19】横方向変位が 0 . 0 mm の場合の各手法（複合自己相関法、拡張複合自己相関法、空間相関法）により推定した歪み分布を示す図である。

【図 20】横方向変位が 0 . 4 mm の場合の各手法（複合自己相関法、拡張複合自己相関法、空間相関法）により推定した歪み分布を示す図である。

【図 21】斜め方向圧縮の検証に使用される組織モデルの概略を示す図である。

【図 22】組織モデルを単純に軸方向に圧縮した場合の歪み分布推定結果を示す。

【図 23】組織モデルを斜め方向に圧縮した場合の歪み分布推定結果を示す。

【図 24】3次元構造を持つ2つの組織モデルの一例を示す図である。

【図 25】内包モデルにおける各推定結果を示す第 1 の図である。

40

【図 26】内包モデルにおける各推定結果を示す第 2 の図である。

【図 27】層状モデルにおける各推定結果を示す第 1 の図である。

【図 28】層状モデルにおける各推定結果を示す第 2 の図である。

【図 29】超音波診断システムの基本構成を示す図である。

【図 30】超音波診断システムで用いた超音波スキャナの具体的構成を示す図である。

【符号の説明】

【 0 1 2 5 】

9 1	超音波プローブ
9 2	直交検波器
9 3	複素 2 次元相関計算部

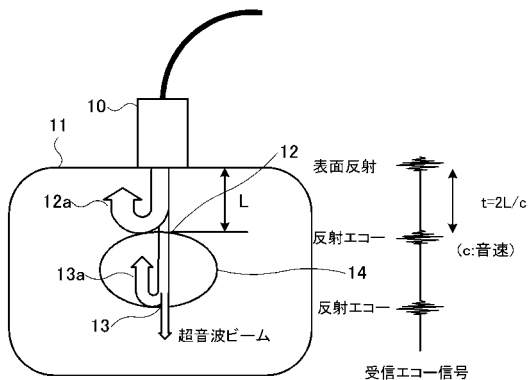
50

9 4	横方向変位計算部
9 5	軸方向変位計算部
9 6	横方向歪み計算部
9 7	軸方向歪み計算部
9 8	量子化部
9 9	表示部
1 3 1	加圧前直交検波回路
1 3 2	加圧後直交検波回路
1 3 3	第 1 相関演算回路
1 3 4	第 1 遅延回路
1 3 5	第 2 遅延回路
1 3 6	第 3 遅延回路
1 3 7	第 4 遅延回路
1 3 4 0 ~ 1 3 4 N	第 2 相関演算回路
1 3 5 0 ~ 1 3 5 N	第 1 相関係数演算回路
1 3 6 0 ~ 1 3 6 N	第 3 相関演算回路
1 3 7 0 ~ 1 3 7 N	位相差演算回路
1 3 8 0 ~ 1 3 8 N	第 2 相関係数演算回路
2 8 1	3 次元超音波スキャナ
2 8 2	超音波診断装置
2 8 3	パーソナルコンピュータ
2 8 4	パルスモータコントローラ
2 8 5	パルスモータ
2 8 6	圧力計

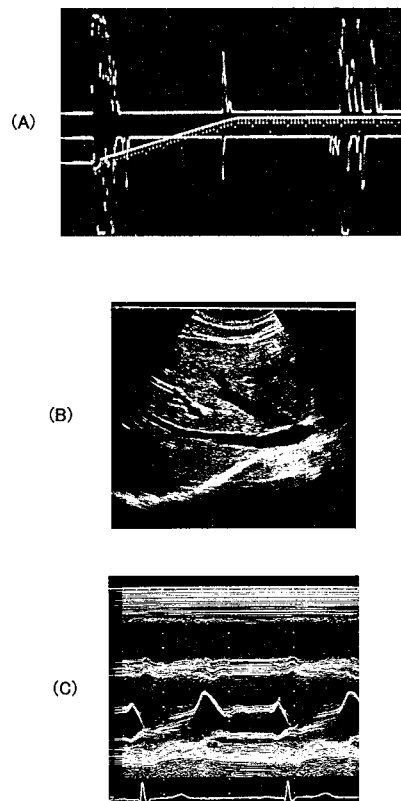
10

20

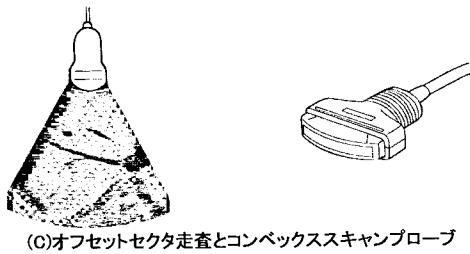
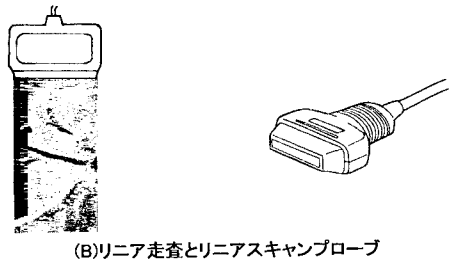
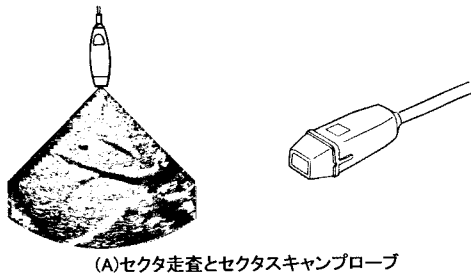
【 図 1 】



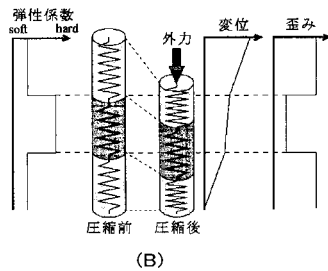
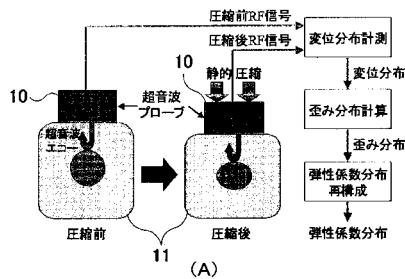
【 図 2 】



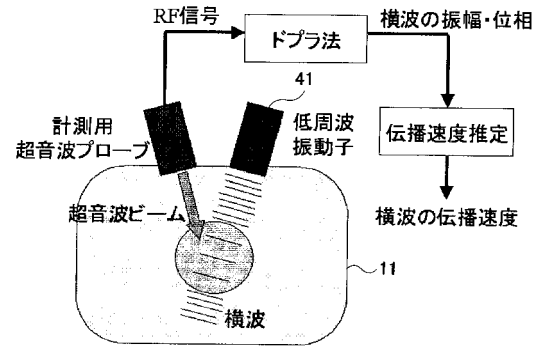
【図 3】



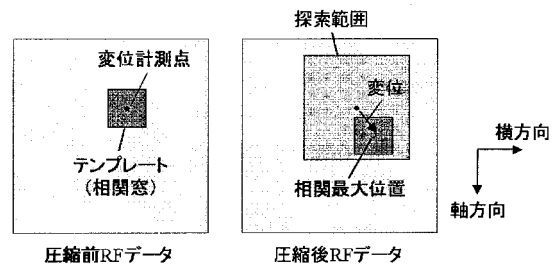
【図 5】



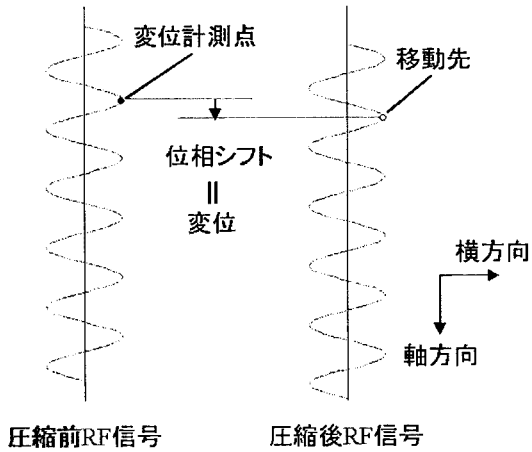
【図 4】



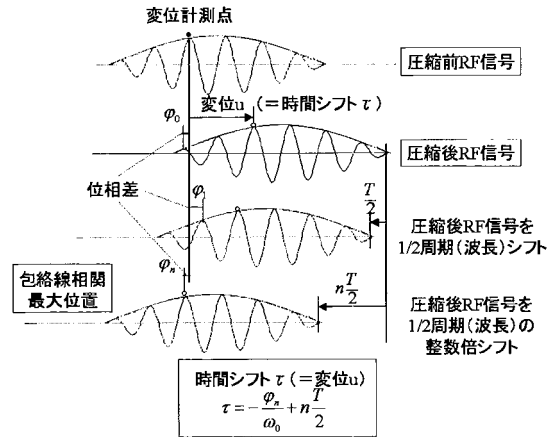
【図 6】



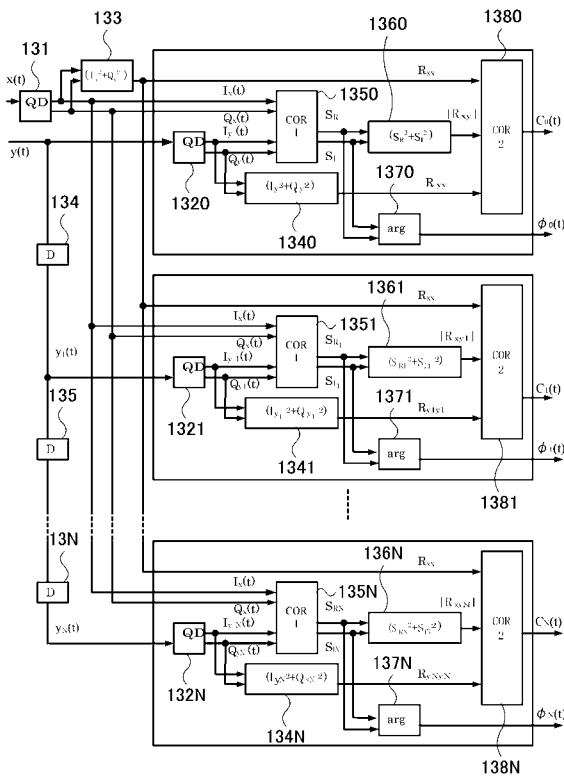
【図 7】



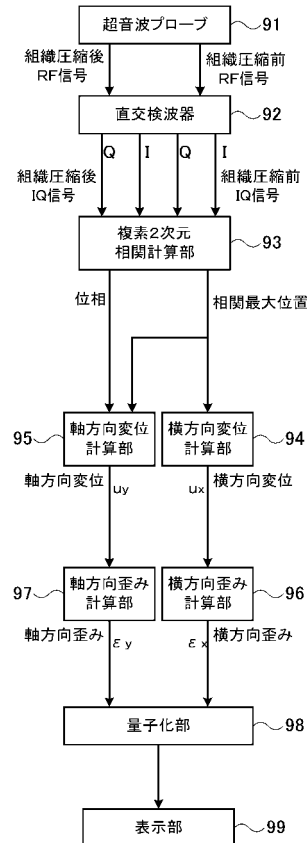
【図 8】



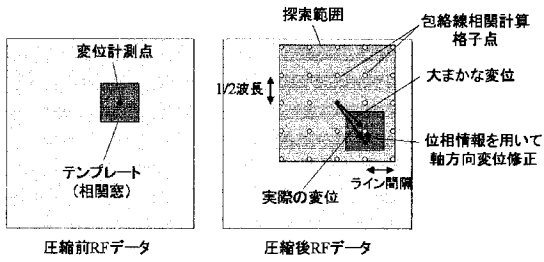
【図 9】



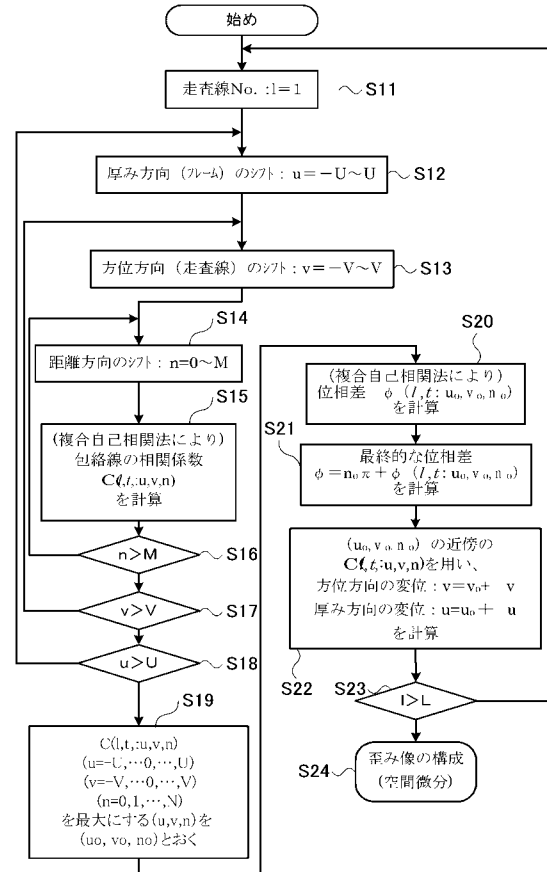
【図 10】



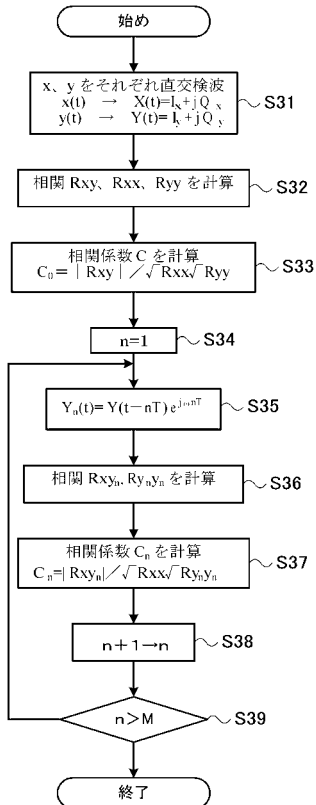
【図 1 1】



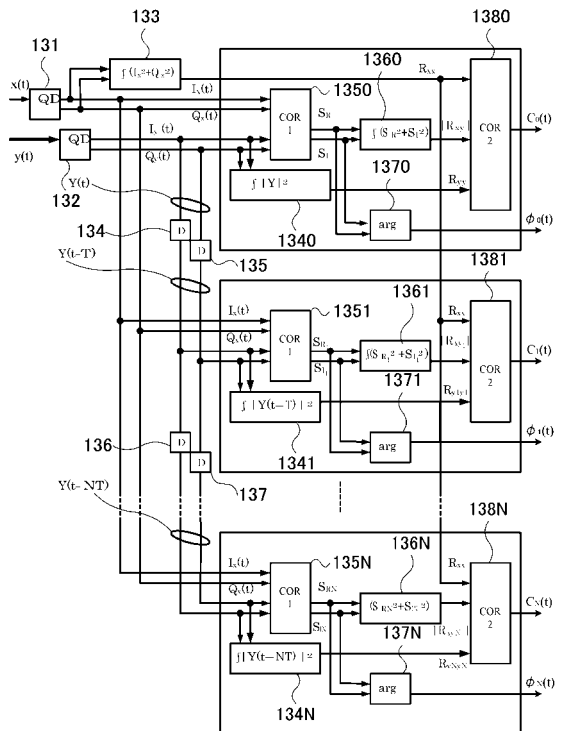
【図 1 2】



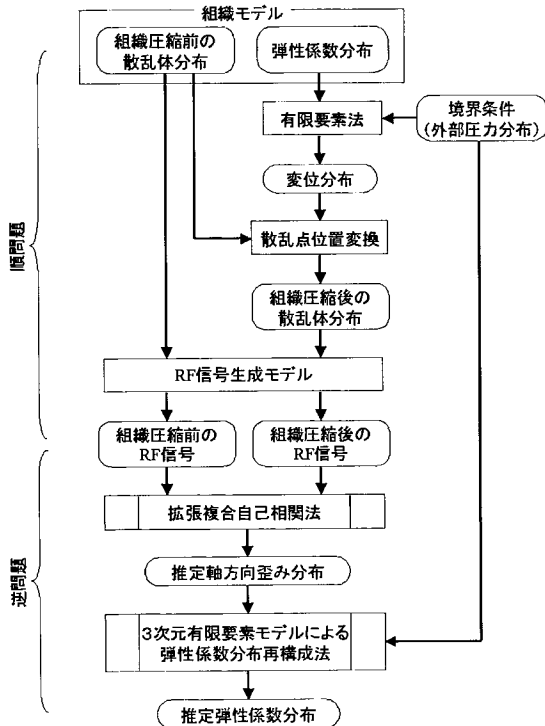
【図 1 3】



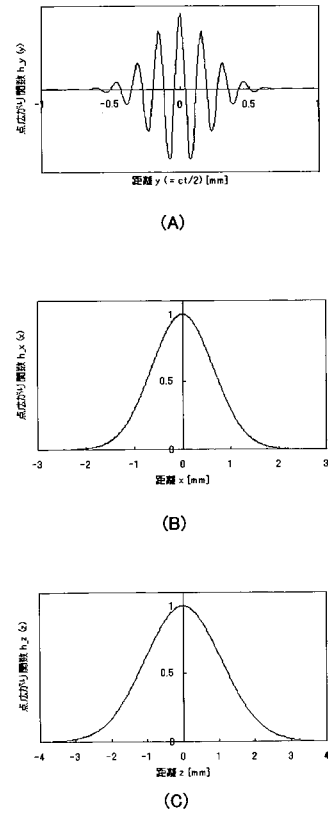
【図 1 4】



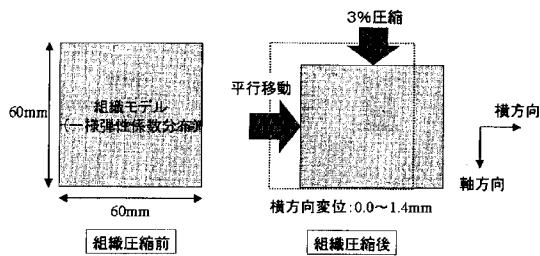
【図 15】



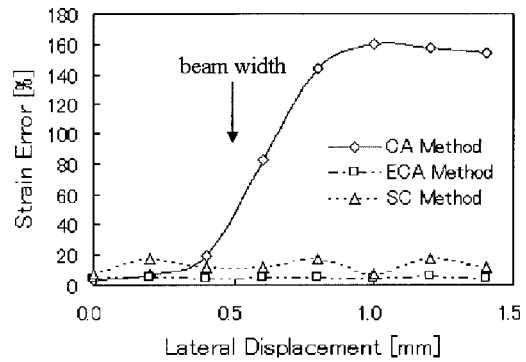
【図 16】



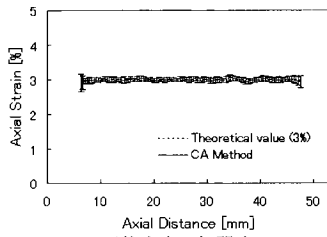
【図 17】



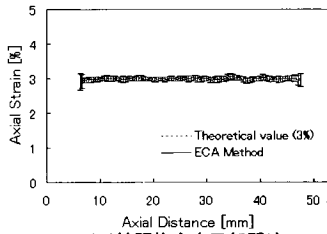
【図 18】



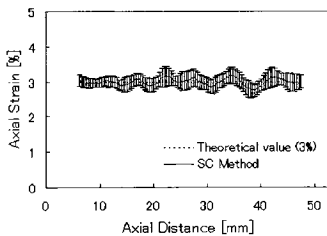
【図 19】



(A)複合自己相関法

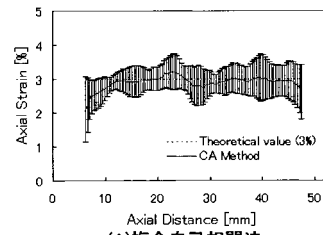


(B)拡張複合自己相関法

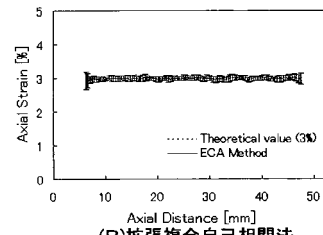


(C)空間相関法

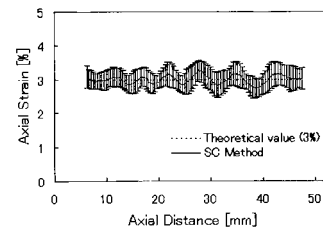
【図 20】



(A)複合自己相関法

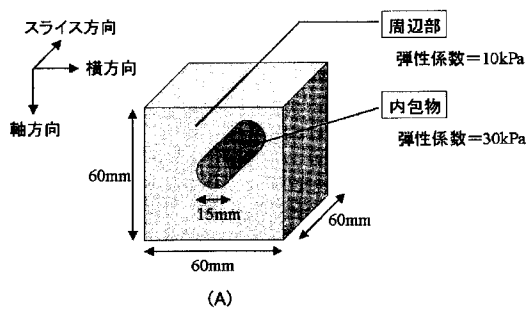


(B)拡張複合自己相関法



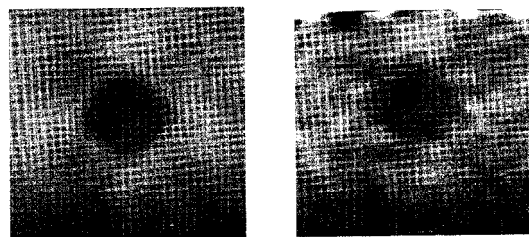
(C)空間相関法

【図 21】



(A)

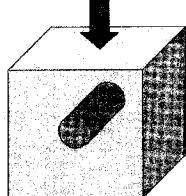
【図 22】



(a)理想歪み分布

(b)複合自己相関法

外部圧力: 軸方向200Pa
(モデル上面で一様)

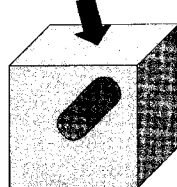


モデル底面固定

軸方向に圧縮

(B)

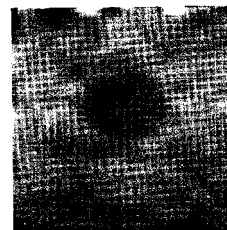
外部圧力: 軸方向200Pa, 横方向30Pa
(モデル上面で一様)



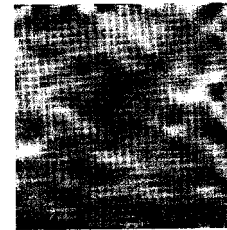
モデル底面固定

斜め方向に圧縮

(C)

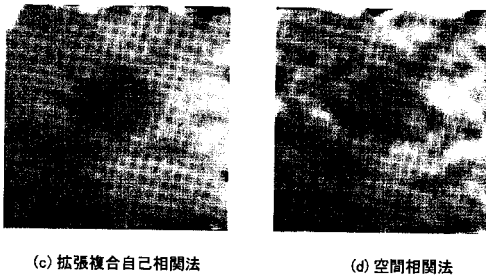
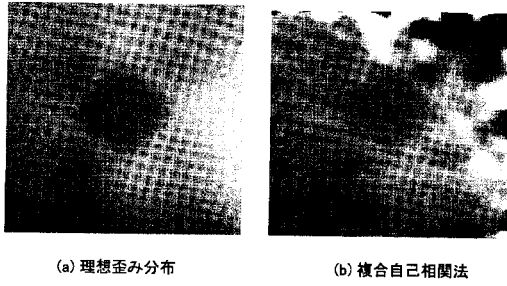


(c)拡張複合自己相関法

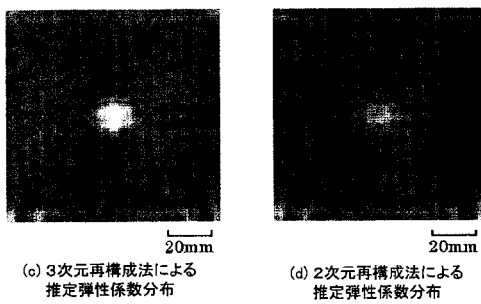
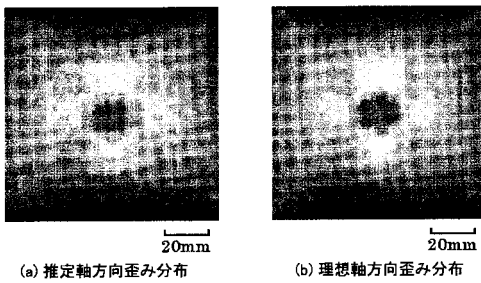


(d)空間相関法

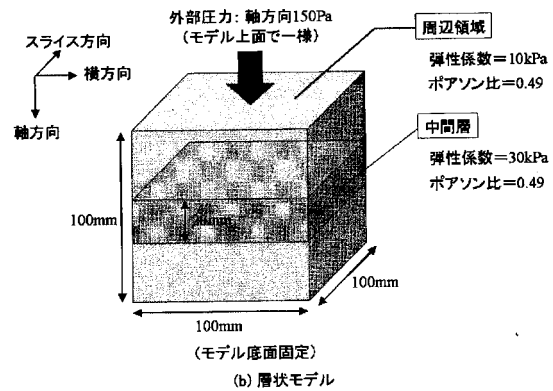
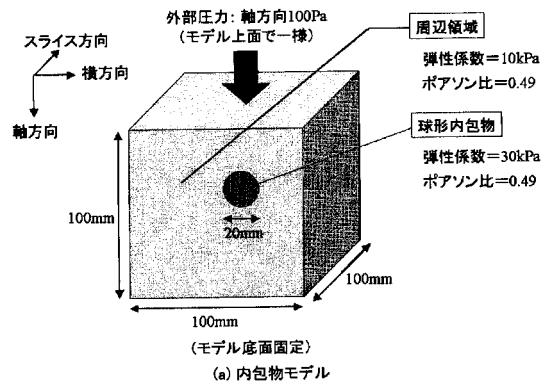
【図 2 3】



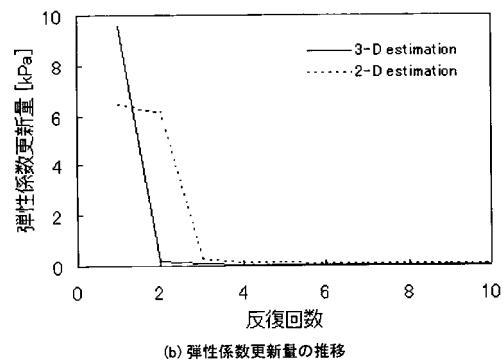
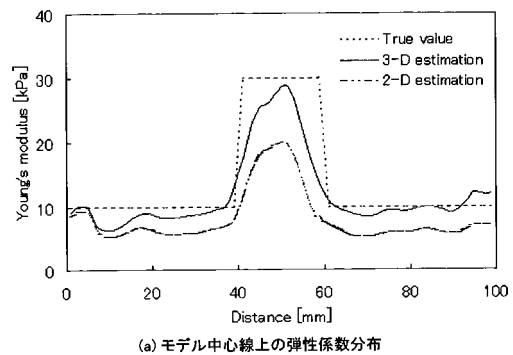
【図 2 5】



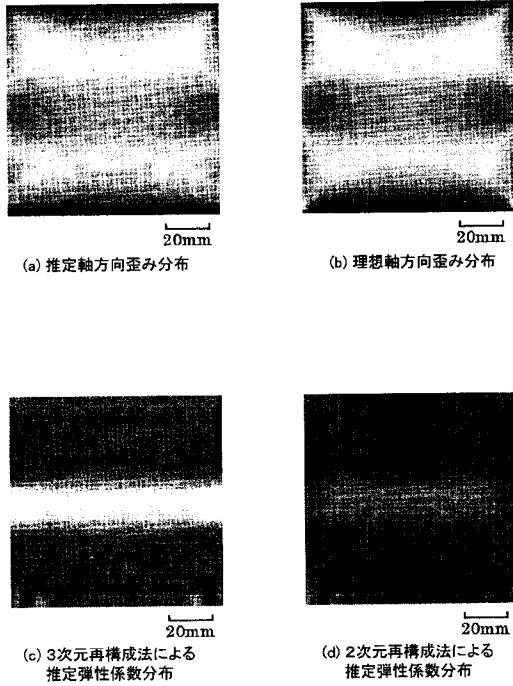
【図 2 4】



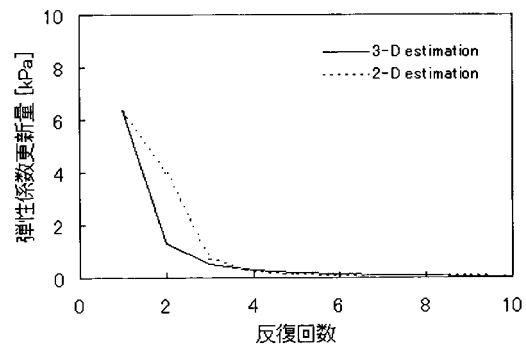
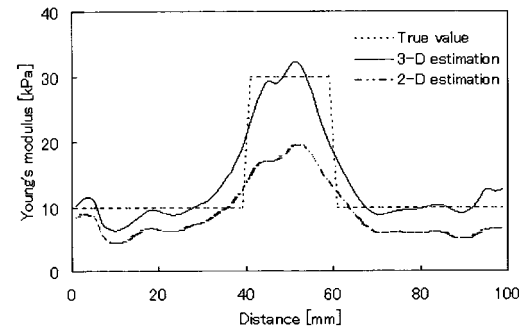
【図 2 6】



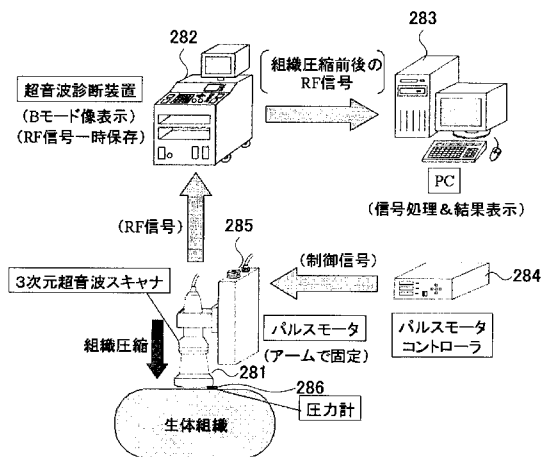
【図 27】



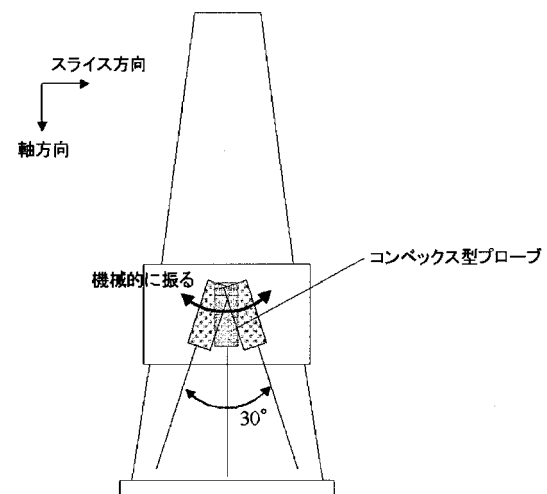
【図 28】



【図 29】



【図 30】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB16 BB21 BB22 BB23 DD19 DD23 DE01 EE07 EE09
GB04 GB06 JB22 JB24 JB42 JB46 JC23

专利名称(译)	超声诊断系统，应变分布显示方法和弹性系数分布显示方法		
公开(公告)号	JP2008136880A	公开(公告)日	2008-06-19
申请号	JP2008017502	申请日	2008-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	椎名刚 株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	椎名刚 株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	椎名毅 山川誠		
发明人	椎名 毅 山川 誠		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/DE01 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB22 4C601/JB24 4C601/JB42 4C601/JB46 4C601/JC23		
其他公开文献	JP4389091B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：缩短二维或三维位移分布的计算时间，并提高定量测量生物组织硬度时位移分布的计算精度。 解决方案：正交检测超声探头压缩前后的超声回波信号以产生包络信号，并在三维相关窗口内沿轴向计算压缩前后的包络信号之间的相关系数。 通过对在垂直于轴向方向的横向方向和垂直于轴向方向和横向方向的切片方向中的每个方向上以预定值分开的每条扫描线进行计算，来计算相关系数变为最大的位置。 获得在该位置压缩前后的超声回波信号之间的相位差，并且基于所获得的位置和相位差，获得由于压缩而在对象组织中沿轴向，横向和切片方向的位移信息。 基于在三个方向上的位移信息，获得二维或三维失真。 [选择图]图12

