

(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2011-78744

(P2011-78744A)

(43) 公開日 平成23年4月21日(2011.4.21)

(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 未請求 請求項の数 22 O L (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2010-144921 (P2010-144921)  
 (22) 出願日 平成22年6月25日 (2010. 6. 25)  
 (31) 優先権主張番号 特願2009-209656 (P2009-209656)  
 (32) 優先日 平成21年9月10日 (2009. 9. 10)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

特許法第30条第1項適用申請有り 電子情報通信学会  
 技術研究報告書 Vol. 109 No. 135 (平成  
 21年7月10日発行、発行者：社団法人電子情報通信  
 学会) にて発表

(71) 出願人 502350504  
 学校法人上智学院  
 東京都千代田区紀尾井町7番1号  
 (74) 代理人 100110777  
 弁理士 宇都宮 正明  
 (74) 代理人 100100413  
 弁理士 渡部 温  
 (72) 発明者 炭 親良  
 東京都千代田区紀尾井町7番1号 学校法  
 人 上智学院内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB09 BB16 DD19  
 DD23 EE07 EE08 EE09 GB03  
 GB04 GB06 GB14 HH25 HH31  
 HH38 JB49 JC16

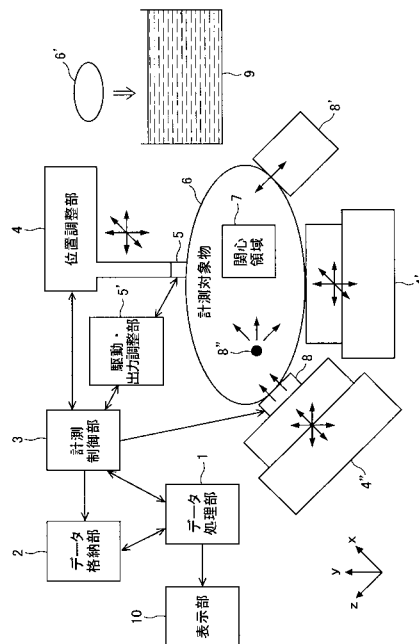
(54) 【発明の名称】 変位計測方法及び装置、並びに、超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】ビームフォーミングに時間を要せずに、また、1つのエコーデータフレームを生成する間の組織変位による誤差を最小限にとどめることのできるビームフォーミング法に基づいて、実時間の高精度な変位ベクトル計測を実現する。

【解決手段】変位計測方法は、計測対象物の略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とさらにこれらの方向と略直交するエレベーション方向とを3軸とする任意の3次元の直交座標系を取り、1つの偏向角度を有する超音波ステアリングビームを電子的及び/又は機械的に生成して、前記ステアリングビームで計測対象物を横軸方向に走査して超音波エコーデータフレームを生成するステップ(a)と、2以上の異なる時相において生成される前記超音波エコーデータフレームに所定のブロックマッチングを施して、変位ベクトル分布を算出するステップ(b)とを具備する。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

計測対象物の略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とさらにこれらの方向と略直交するエレベーション方向とを 3 軸とする任意の 3 次元の直交座標系、又は、略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とを 2 軸とする任意の 2 次元の直交座標系を取り、1 つの偏向角度を有する超音波ステアリングビームを電子的及び / 又は機械的に生成して、前記ステアリングビームで計測対象物を横軸方向に走査して超音波エコーデータフレームを生成するステップ ( a ) と、

2 以上の異なる時相において生成される前記超音波エコーデータフレームに所定のブロックマッチングを施して、変位ベクトル分布を算出するステップ ( b ) と、  
を具備する変位計測方法。

10

**【請求項 2】**

特に計測対象物の変位が一方向に支配的である場合に、その変位方向を深さ方向又は深さ方向に直交する横方向又はこれらの方向と直交するエレベーション方向のいずれかの軸とする任意の直交座標系を取り、1 つの偏向角度を有する超音波ステアリングビームを電子的及び / 又は機械的に生成して、前記ステアリングビームで計測対象物を横軸方向に走査して超音波エコーデータフレームを生成するステップ ( a ) と、

2 以上の異なる時相において生成される前記超音波エコーデータフレームに所定の変位計測法を施して、その一方向変位の分布を算出するステップ ( b ) と、  
を具備する変位計測方法。

20

**【請求項 3】**

ステップ ( a ) が、横方向キャリア周波数を高くして変位ベクトルの内の横方向の変位成分又は横方向の変位の計測精度を向上させるべく、電子的ビームステアリングと機械的ビームステアリングとを組み合わせることを含む、請求項 1 又は 2 記載の変位計測方法。

**【請求項 4】**

ステップ ( a ) が、電子的及び / 又は機械的ステアリングビームの使用時において、十分に高い横方向キャリア周波数が得られない場合に、超音波エコーデータフレームの座標の回転を行うことを含む、請求項 1 又は 2 記載の変位計測方法。

**【請求項 5】**

ステップ ( a ) が、機械的なステアリングを行った場合に、偏向角度を感知して、ビームフォーミング後に前記偏向角度だけ傾いている座標系を回転させて、支配的に変位している方向に横軸を持つ様に座標系を取り直す処理を行うことを含む、請求項 1 又は 2 記載の変位計測方法。

30

**【請求項 6】**

単数又は複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して単数又は複数の受信信号を出力する単数又は複数の超音波振動子を含む超音波探触子と、

単数又は複数の駆動信号を生成すると共に、単数又は複数の受信信号を処理する駆動・出力調整手段と、

計測対象物の略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とさらにこれらの方向と略直交するエレベーション方向とを 3 軸とする任意の 3 次元の直交座標系、又は、略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とを 2 軸とする任意の 2 次元の直交座標系を取り、1 つの偏向角度を有する超音波ステアリングビームを電子的及び / 又は機械的に生成して、前記ステアリングビームで計測対象物を横軸方向に走査して超音波エコーデータフレームを生成するように各部を制御する計測制御手段と、

40

2 以上の異なる時相において生成される超音波エコーデータフレームに所定のブロックマッチングを施して、変位ベクトル分布を算出するデータ処理部と、  
を具備する変位計測装置。

**【請求項 7】**

単数又は複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して単

50

数又は複数の受信信号を出力する単数又は複数の超音波振動子を含む超音波探触子と、  
単数又は複数の駆動信号を生成すると共に、単数又は複数の受信信号を処理する駆動・出力調整手段と、

特に計測対象物の変位が一方向に支配的である場合に、その変位方向を深さ方向又は深さ方向に直交する横方向又はこれらの方向と直交するエレベーション方向のいずれかの軸とする任意の直交座標系を取り、1つの偏向角度を有する超音波ステアリングビームを電子的及び/又は機械的に生成して、前記ステアリングビームで計測対象物を横軸方向に走査して超音波エコーデータフレームを生成するように各部を制御する計測制御手段と、

2以上の異なる時相において生成される前記超音波エコーデータフレームに所定の変位計測法を施して、その一方向変位の分布を算出するデータ処理部と、  
を具備する変位計測装置。

10

【請求項 8】

前記計測制御手段が、ビームフォーミングに関して、超音波トランスデューサの物理開口の正面方向へのビームを使用することと、1つの偏向角度を有するステアリングビームを使用することと、同ステアリングを基礎とする横方向変調ビームを使用することとの内のいずれか1つを、計測対象を決めることにより、変位計測法との組み合わせとして選択される、又は、変位計測法との組み合わせとして自動的に選択する機能を有する、請求項6又は7記載の変位計測装置。

【請求項 9】

前記データ処理部が、計測対象の変位が横方向に支配的である場合に、その横方向変位の方向に座標系の横軸をとり、その横方向変位の分布を一方向変位として算出する、請求項7記載の変位計測装置。

20

【請求項 10】

前記データ処理部が、計測対象の変位が一方向に支配的である場合に、その変位方向に座標系の軸をとれない場合には、その方向の変位成分と残りの2軸方向又は1軸方向の変位成分との和を算出する、請求項7記載の変位計測装置。

【請求項 11】

前記データ処理部が、前記超音波エコーデータフレームに、所定のミラーセッティング処理を加えた上で、所定の変位計測法を施して、一方向の変位分布を算出する、請求項7記載の変位計測装置。

30

【請求項 12】

前記データ処理部が、計測対象の変位が一方向に支配的である場合に、前記超音波エコーデータフレームに、その軸方向の瞬時周波数で2以上の異なる時相において取得された超音波の瞬時位相の差を除することにより、その軸方向の変位分布を算出する、請求項7記載の変位計測装置。

【請求項 13】

前記データ処理部が、横方向変調ビームを使用して変位ベクトルを算出するべく、2以上の異なる時相における単一スペクトルから得られる超音波の瞬時位相の差を核に持つ複素信号の積と共役積の計算に基づいて得られる各方向の瞬時周波数に変位を掛けることによって表される瞬時位相の差の2倍値を、前記各方向の瞬時周波数の2倍値で除することにより、各方向の変位成分を算出する、請求項8記載の変位計測装置。

40

【請求項 14】

前記データ処理部が、横方向変調ビームを使用して変位ベクトルを算出するべく、横方向に非対称な電子的及び/又は機械的ステアリングビームを実現した場合に、超音波エコーデータフレームの座標を回転させて横方向に対称なステアリングビームを得ることを特徴とする、請求項13記載の変位計測装置。

【請求項 15】

前記データ処理部が、超音波エコー信号の位相を用いて3次元変位ベクトル又は2次元変位ベクトル又は1方向変位成分を計測するにあたり、3次元変位ベクトルを計測するために3次元複素解析信号を求める際に、2次元変位ベクトルを計測するために2次元複素

50

解析信号を求める際に、又は、１方向変位成分を計測するために１次元複素解析信号を求める際に、１つのエコー信号のスペクトラムを複数個に周波数分割して得られる複素解析信号を含む複数の複素解析信号を用い、同一帯域の変形前後の複素解析信号から導出される式を各点で連立して、変位ベクトル又は変位を求める、請求項６～８のいずれか１項記載の変位計測装置。

【請求項１６】

前記計測制御手段が、仮想音源をアレイ物理開口より後方に設ける、又は、超音波物理開口、アレイ素子、ビームフォーミングの焦点位置には依らずに仮想音源又は仮想受信器を設ける、請求項６～８のいずれか１項記載の変位計測装置。

【請求項１７】

前記データ処理部が、ステアリングビームの偏向角度を大きくしてビームピッチで決まるナイキスト定理の最高周波数以上の横方向キャリア周波数を実現する場合に、周波数領域において前記最高周波数より高い周波数帯域をも使用することとする広帯域化、又は、空間領域において横方向のビーム数の補間を行う、請求項６～８のいずれか１項記載の変位計測装置。

【請求項１８】

前記データ処理部が、多次元周波数領域において、サイドローブ又はグレーティングローブを除く機能、又は、交差しているステアリングビーム又は任意方向からの到来信号を分離する機能を有する、請求項６～８のいずれか１項記載の変位計測装置。

【請求項１９】

前記データ処理部が、超音波エコー信号の高調波信号を用いる、請求項６～８のいずれか１項記載の変位計測装置。

【請求項２０】

前記データ処理部が、算出された変位ベクトル成分又は変位、又はその分布、又はその時系列データに空間微分フィルタ又は時間微分フィルタを施すことにより、歪テンソル成分又は歪、又は、歪速度テンソル成分又は歪速度、又は、加速度ベクトル成分又は加速度、又は、速度ベクトル成分又は速度、又はその分布、又はその時系列をも求める、請求項６～１９のいずれか１項記載の変位計測装置。

【請求項２１】

前記データ処理部が、算出された変位ベクトル成分又は変位、又は、歪テンソル成分又は歪、又は、歪速度テンソル成分又は歪速度、主歪又は主歪速度、又は、加速度ベクトル成分又は加速度、又は、速度ベクトル成分又は速度、又はそれらの分布、又はそれらの時系列と、その際に使用した超音波エコーデータフレームそのもの又はそれらの重ね合わせを検波して得られる信号との内の少なくとも１つに基づく画像を、計測結果として表示部に表示させる、請求項６～２０のいずれか１項記載の変位計測装置。

【請求項２２】

請求項６～２１のいずれか１項記載の変位計測装置を具備する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、物体、物質、材料、生体等の計測対象物内部の力学的な特性や物理量（変位、歪、速度、加速度等）を非破壊で定量的に計測する変位計測方法及び変位計測装置に関し、例えば、加圧源又は加振源、放射圧等の力源により対象物に力を作用させ、これにより対象物内部に生ずる変位ベクトル分布ないし歪テンソル、歪速度テンソル、加速度ベクトル等を計測するために適切にビームフォーミングを行い、その上でエコーデータを生成する新しい方法及び装置に関する。また、自ら動く組織（心臓、肺壁等）や、体動や呼吸、心拍や脈拍等を力源として動く組織も対象とすることができ、無論、心腔や血管内の血流ベクトルの計測にも使用でき、造影剤を使用した場合にも適用できる。これらの同時計測が行われることもある。また、これらの計測結果より、力学的な特性や熱物性の計測等が行われることもあり、応用範囲は多義にわたる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 2 】

典型的な応用分野としては、生体内部を観察する超音波診断装置、核磁気共鳴撮像装置、光学診断装置等、放射線治療等の医療分野において、組織の変形能や血行動態や動態能を見て診断できるだけでなく、治療部位等の組織変位をトラッキングすることにより各種治療の安全性や信頼性を確保できると共に治療効果を向上させることができる。関心部位の治療効果として組織変性をモニタリングする手段にも適用される。但し、本発明はこれらに限られるものではなく、非破壊的計測法として、様々な対象において、その評価、検査、診断等に適用することができる。

## 【 背景技術 】

## 【 0 0 0 3 】

例えば、医療分野においては、放射線治療、強力超音波照射、レーザ照射、電磁 R F 波照射、電磁マイクロ波照射、冷凍（冷却）治療等により、病変部の治療を施すことが提案されている。この場合には、前記のトラッキングと治療効果を非侵襲的にモニタリングを行うことが提案されている。また、抗癌剤等の薬剤投与の効果等を非侵襲で観察することが提案されている。例えば、放射線治療等を施すと、病変部の温度が変化することから、その変性（温度変化を含む）を非侵襲により計測できれば、治療効果をモニタリングできる。或いは、病変部の血流の観測により病変の進行を鑑別する等の診断にも役立ち、病変部や治療部位の生体組織の関心部位に作用する力によって生じる、その関心部位の変位や歪やその変化を計測し、その計測結果に基づいて、例えば弾性係数等の生体組織の性状を求め、関心部位を含む組織性状の違い等に基づいて診断及び治療の効果等を観察する技術が提案されている。

## 【 0 0 0 4 】

ところで、対象物の関心部位の温度は、その部位の弾性率、粘弾性率、弾性率と粘弾性率に関わる遅延時間や緩和時間、密度等に相関することが知られている。したがって、対象物内部のずり弾性率やポアソン比等の弾性率、粘ずり弾性率や粘ポアソン比等の粘弾性率、これらの各弾性率と対応する粘弾性率に関わる遅延時間や緩和時間、密度等を非破壊で計測することができれば、関心部位の温度又は温度分布を計測することができる。ここで、ずり弾性率及び粘ずり弾性率は、それぞれ、せん断弾性率及び粘せん断弾性率とも称される物性量である。また、温度変化に伴い計測される歪分布を用いて温度分布を直接的に推定することができ、これらの方法により、温度分布が計測されれば、各種加熱治療のモニタリングや、熱物性分布を求めることにより治療プランニングに応用することもできる。

## 【 0 0 0 5 】

一方、医療分野で用いられている超音波診断装置は、超音波探触子（以下、単に「探触子」という。）等の超音波トランスデューサから超音波を生体内に送信し、生体内から反射される超音波エコー信号（以下、単に「エコー信号」という。）を超音波探触子により受信し、受信したエコー信号に基づいて生体内の組織等の分布を計測して、観察可能な画像等に変換するものである。従って、任意の力源により生じた変位を計測することにより、あるいは計測した変位データに基づいて歪テンソルや弾性定数分布等を求めることにより、肝臓ガン等のような病変組織と正常な生体組織の違いを外部から非侵襲で観察することができる。

## 【 0 0 0 6 】

このことから、従来、超音波を時間間隔をおいて複数回送信し、前回送信時のエコー信号と今回送信時のエコー信号の変化に基づいて、生体内の各部の変位を計測することが提案されている。そして、計測された各部の変位に基づいて歪等の生体内部の力学的物理量を求め、これに基づいて組織性状の異同の分布を非侵襲で診断することが提案されている。具体的には、対象物内に 3 次元、2 次元、又は 1 次元の関心領域を設定し、その関心領域内に生じた 3 次元変位ベクトルの 3 成分、2 成分、又は 1 成分（の分布）を計測する。そして、計測された変位データ、及び変位データに基づいて評価される歪データから、関心領域内の弾性定数分布等を演算により求めることが行なわれている。

## 【 0 0 0 7 】

なお、探触子は、変位ないし歪センサとして機能するものであるが、変位・歪センサとしては超音波探触子に限らず、磁場や光、レーザの検出素子等、周知のものを適用できる（接触又は非接触）。また、力源としては、超音波探触子そのものを加圧源又は加振源とすること、加圧・加振源として別の力源を適用すること、又は生体内の心臓の動きや心拍を力源とすることがある。また、超音波探触子を変位又は歪センサとして用い、照射する超音波によって関心領域が変形する場合には、関心部位を変形させる格別な力源を設ける必要はない。また、組織性状の違いには弾性定数のほか、治療により変化した弾性定数や上昇した治療部位の温度や熱物性等が含まれる。

## 【 0 0 0 8 】

しかし、最も古典的な従来の変位計測においては、超音波ビーム方向のみの変位が生じているものとして超音波エコー信号（直交検波や包絡線検波したものや複素解析信号を含む。以下、同様。）のビーム方向の1次元処理を行うことにより変位成分を求めていることから、超音波ビーム方向と直交する方向の変位が存在する実際の計測においては、ビーム方向の変位の計測精度は低い（非特許文献1）。また、その直交する方向の変位の計測も不可能である。その様な意味では、心腔内や体表と平衡して走行する血管内の血流を精度よく計るには限界があり、また、対外からの変形制御が困難である部位や心拍等と同期して変形するためにやはり制御が困難となる組織（深部組織でいうと肝等）を対象とすることは難しくなることがある。

## 【 0 0 0 9 】

これに対して、超音波エコー信号の多次元（つまり、3次元又は2次元）相互相関や超音波エコー信号の多次元クロススペクトラムの位相の勾配を求め、この位相の勾配から変位ベクトルを求める方法を本願発明者は提案している（非特許文献1、非特許文献2等）。また、本願発明者は多次元解析信号を用いる場合において使用できる多次元自己相関法や多次元ドブラ法等も提案している（非特許文献3等）。これらは、目的に合う様に、計測精度及び計算時間等を指標として、使い分けされ、また、適切に組み合わせて使用されることもある。

## 【 0 0 1 0 】

また、その際には、本願発明者の発明した多次元位相マッチング法が有効である（非特許文献1～3）。この多次元位相マッチングとは、ビーム方向の大変位によるエイリアシングを回避するだけでなく計測対象の全ての方向の計測精度を向上させるべく、同エコーフレーム間にこれらの多次元の方法（多次元相互相関法又は多次元クロススペクトラム位相勾配法）を用いて得られた粗い（coarse）計測結果を用いて、多次元空間（すなわち、走査方向やエレベーション方向にも）において、対応する組織からのエコーの粗い（coarse）マッチングを行って信号間の相関性やコヒーレント性を向上させた上で、前記多次元クロススペクトラム位相勾配法や多次元自己相関法や多次元ドブラ法等の多次元の方法を用いて多次元変位ベクトルを細かく（fine）計測するか、又は、計測精度は低下するもののその粗い（coarse）計測後に多次元の方法の代わりに1次元処理を用いてビーム方向のみの変位計測が行われたり（非特許文献3等）、又は、それらの粗い（coarse）計測では各方向に1次元エコーデータが使用される等されている。従って、位相マッチングは、求められた変位成分を用いて位相をアナログ回転するか、又は、各方向の変位成分を各方向のサンプリング間隔の整数倍に切り上げ又は切り下げした上で空間的にシフティングすることによって行われる。

## 【 0 0 1 1 】

これらによれば、例えば、加圧器又は加振器（探触子が兼ねることがある）の他に、他の力源や、対象物内に制御不可能な力源（生体観察の場合には、例えば、心拍、呼吸、血管、体動等。肺、空気、血管、血液等は関心領域に含めることが多い）が存在する場合でも、変位ベクトルやビーム方向の変位を計測することが可能である。この様に、多次元位相マッチングは、取得したエコーデータが取り損ねとなることを回避するものである。尚、これらの多次元変位ベクトル計測法は1次元の方法と同様に実時間の表示を可能とする

10

20

30

40

50

高速演算を行うものである。

【0012】

しかし、その様なマッチングを行ったとしても、超音波ビーム方向と直交する方向の変位成分が残る限り、それらの計測精度は低くなる。すなわち、それらの計測精度はマッチングの粗さの如何による。また、特に変位ベクトル計測を行う場合においては、通常の診断装置を用いた場合に、横方向にはキャリア周波数を有さないこと、及びビーム幅が広く横方向はビーム方向に比べて帯域が狭いことから、超音波ビーム方向と直交する方向の変位成分計測の計測精度及び空間分解能が低くなる。従って、多次元の変位ベクトル及び多次元の歪テンソル成分の計測精度は、超音波ビームの走査方向の変位成分の計測精度に大きく依存して低いという問題を生じる。

10

【0013】

これに関して、本願発明者は、走査方向やエレベーション方向にもキャリア周波数を持つエコーを生成して、前記変位ベクトル計測を適用することにより、既に格段に精度の高い計測を実現した。その場合に、走査方向やエレベーション方向の変位のみならず、ビーム方向の変位の計測精度をも向上せしめた。いわゆる、横方向変調である（例えば、非特許文献3、非特許文献4、非特許文献5等）。ジェンセン（Jensen）らの様に所望する点拡がり関数を生成するべくフラウンホーファー（Fraunhofer）近似に基づいてアボダイゼーション関数を決定するものもあれば（非特許文献6、非特許文献7）、本願発明者による最適化理論に基づいてアボダイゼーション関数を決定するものもある（非特許文献8等）。

20

【0014】

その際の送受信のビームフォーミングには、1セットのエコーデータにおいて古典的なモノスタティック（monostatic）又はマルチスタティック（multistatic）の開口面合成が行われることもあれば、同一の時間に交差ビームを送波して同交差ビームを受波することもあれば、同時刻に交差する偏向平面波を送波して広い領域から得た受波ビーム群を重ね合わせることもあれば、これらの交差ビームを異なる物理開口を用いて実現して重ね合わせる、又は、交差ビームを異なる時刻に得たもので重ね合わせることもあり、本願発明者は色々な方法を実現した（非特許文献4）。

【0015】

横方向変調法は、任意方向のステアリングビームを用いて交差ビームを実現すれば良い点において、リニアアレイ型トランスデューサ等を含む任意のタイプのトランスデューサを使用する場合において、任意の座標系及びその座標系において任意方向にビームが交差され得るものであり、横方向に対称なビームが使用されとは限らない（複数のトランスデューサが使用される場合もある）。例えば、体表付近の骨等が障害物となる場合に、横方向に非対称なビームが使用されることがある。ステアリングをしないで正面に放射したビームを1つのビーム成分として使用することもある。また、機械走査が併用されることもある。関心領域内の各点において、偏向角度又は交差角度は、可能な限り大きいことが望ましい。アボダイゼーション（すなわち、ビーム形状）を考慮せずにこの横方向変調を行うこともあろうが、上記の最適化したアボダイゼーションを行うと、広帯域のエコーを得ることができ、高分解能の変調超音波画像が得られると共に変位ベクトル計測の精度も向上する。

30

40

【0016】

この横方向変調においては、アボダイゼーションを施すにせよ施さないにせよ、3次元エコーデータフレーム（すなわち、3次元変位計測のための解析対象となる超音波エコーの3次元データ）を得るためには4方向又は3方向から偏向させて重ね合わせた交差ビームが必要であり、2次元エコーデータフレーム（すなわち、2次元変位計測のための解析対象となる超音波エコーの2次元データ）を得るためには2方向からの交差ビームが必要である（非特許文献3）。尚、本願明細書においても、通常の場合と同様に、連続して生成されることのある3次元又は2次元のエコーデータフレームの個々は、近似的に、とある時相の組織の分布状態を表すエコーデータフレームとして扱われ、それらのフレーム間

50

の時間の逆数をフレームレートという。従って、それら 3 次元又は 2 次元のエコーデータフレームの個々を異なるとある時相のものとして扱うためには、組織変位が存在することを考えると、極力短時間に受信された複数又は単数のエコーデータから生成されることが望ましい。以下、本願明細書中に記載される時相は、この意味で使われる。

【 0 0 1 7 】

しかし、ビームフォーミングの点からすると、これらの横方向変調を行うと、1 つの超音波エコーデータフレーム（すなわち、上記の超音波エコーの 3 次元又は 2 次元データ）を得るのに通常の正面放射の場合の数倍多くのビームを生成せねばならず、そのために多くの時間を要するし、これに加えて、エコーデータを収集するためやエコーデータを生成するための信号処理（アポダイゼーション、スイッチング、遅延処理、位相整合、加算処理等）の量が多くなるため時間をさらに要することとなり、フレームレートが低下してしまうことがある。また、古典的な開口面合成処理により横方向変調を実現する際に、一素子ごとの送信パワーが弱い場合には、得られるエコー信号の S N 比が低くなる問題を生じる。また、深部の組織を対象とする際には、通常の物理開口からの正面放射を行う場合と比べて広い物理開口を要するため、体表付近の骨等が障害物となる場合には、深部の組織を対象とすることができない。また、横方向やエレベーション方向の視野領域も狭くなってしまう。

【 0 0 1 8 】

この他に、変位ベクトルの高精度計測には、前記の如く、多方向にビームを実現し、これを重ね合わせることなく、各々のビーム方向のエコーデータを用いて高精度に計測されたその方向の変位成分を合成することで高精度な変位ベクトル計測を実現する方法がある（非特許文献 3）。しかし、横方向変調の場合と同様に、フレームレートが低くなることもある。また、これらのビームフォーミングにおいて、異なる時刻に生成したビームのエコー信号を使用した場合には、その間における組織変位が計測誤差となり、また、対象の動きがビーム走査に比べて至極早い場合にも計測精度が低くなってしまう。

【 先行技術文献 】

【 非特許文献 】

【 0 0 1 9 】

【 非特許文献 1 】 C. Sumi et al, "Phantom experiment on estimation of shear modulus distribution in soft tissue from ultrasonic measurement of displacement vector field," IEICE Trans. on Fundamental, vol. E78-A, no. 12, pp. 1655-1664, Dec. 1995

【 非特許文献 2 】 C. Sumi, "Fine elasticity imaging on utilizing the iterative rf-echo phase matching method," IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 46, no. 1, pp. 158-166, January 1999

【 非特許文献 3 】 C. Sumi, "Displacement vector measurement using instantaneous ultrasound signal phase -Multidimensional autocorrelation and Doppler methods," IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 55, pp. 24-43, January 2008

【 非特許文献 4 】 C. Sumi et al, "Effective lateral modulations with applications to shear modulus reconstruction using displacement vector measurement," IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 55, pp. 2607-2625, Dec. 2008

【 非特許文献 5 】 C. Sumi et al, "Comparison of parabolic and Gaussian lateral cosine modulations in ultrasound imaging, displacement vector measurement, and elasticity measurement," Jpn. J. Appl. Phys., vol. 47 (5B), pp. 4137-4144, May 2008

【 非特許文献 6 】 J. A. Jensen, "A new method for estimation of velocity vectors," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 45, pp. 837-851, 1998

【 非特許文献 7 】 M. E. Anderson, "Multi-dimensional velocity estimation with ultrasound using spatial quadrature," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.

10

20

30

40

50



r., vol. 45, pp. 852-861, 1998

【非特許文献 8】C. Sumi et al, "A demonstration of optimal apodization determination for proper lateral modulation," Jpn. J. Appl. Phys., vol. 48 (7B), July 2009

【非特許文献 9】J. A. Jensen, "A new estimator for vector velocity estimation," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 48, pp. 886-894, 2001

【非特許文献 10】M. E. Anderson, "A heterodyning demodulation technique for spatial quadrature," in 2000 IEEE Ultrasonics Symposium

【非特許文献 11】C. H. Frazier et al, IEEE Trans UFFC, vol. 45, pp. 196-207, 1998

【非特許文献 12】C. Sumi, "Increasing accuracy of tissue shear modulus reconstruction using ultrasonic strain tensor measurement - Regularization and lateral modulation," in Acoustical Imaging, vol. 29, pp. 59-69, Springer, 2008

【非特許文献 13】C. Sumi and H. Yanagimura, "Spatial inhomogeneity of tissue thermal parameter of Ebbini's model and its dependency on temperature," Jpn J Appl Phys, vol. 46, no. 7b, pp. 4790-4792, 2007

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0020】

このような点に鑑み、本発明は、ビームフォーミングに時間を要せずに、また、1つのエコーデータフレームを生成する間の組織変位による誤差を最小限にとどめることのできるビームフォーミング法に基づいて、実時間の高精度な変位ベクトル又は1方向変位の計測を実現することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0021】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る変位計測方法は、計測対象物の略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とさらにこれらの方向と略直交するエレベーション方向とを3軸とする3次元の任意の直交座標系、又は、略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とを2軸とする2次元の任意の直交座標系を取り、1つの偏向角度を有する超音波ステアリングビームを電子的及び/又は機械的に生成して、前記ステアリングビームで計測対象物を横軸方向に走査して超音波エコーデータフレームを生成するステップ(a)と、2以上の異なる時相において生成される前記超音波エコーデータフレームに所定のブロックマッチングを施して、変位ベクトル分布を算出するステップ(b)とを具備する。

【0022】

また、本発明の1つの観点に係る変位計測装置は、単数又は複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して単数又は複数の受信信号を出力する単数又は複数の超音波振動子を含む超音波探触子と、単数又は複数の駆動信号を生成すると共に、単数又は複数の受信信号を処理する駆動・出力調整手段と、計測対象物の計測対象物の略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とさらにこれらの方向と略直交するエレベーション方向とを3軸とする任意の3次元の直交座標系、又は、略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とを2軸とする任意の2次元の直交座標系を取り、1つの偏向角度を有する超音波ステアリングビームを電子的及び/又は機械的に生成して、前記ステアリングビームで計測対象物を横軸方向に走査して超音波エコーデータフレームを生成するように各部を制御する計測制御手段と、2以上の異なる時相において生成される超音波エコーデータフレームに所定のブロックマッチングを施して、変位ベクトル分布を算出するデータ処理部とを具備する。

【0023】

本発明の1つの観点において用いられるビームフォーミング法は、通常において使用されるアポダイゼーション、スイッチング、遅延処理、位相整合、加算処理等、また、時に

10

20

30

40

50

は機械走査を行い、これらを基礎として、計測対象物の3次元関心空間、又は、2次元又は横方向を主とした1次元関心領域に、ある1つの偏向角度を持った超音波偏向ビームを送信し、前記計測対象物にて発生する超音波エコーを同一の偏向角度のビームとして取得する、いわゆるステアリングビームを基礎として使用し、必要に応じてそのビームで計測対象物を走査し、エコーデータフレーム(3次元又は2次元)を得、これとは異なる時相において得られた同ステアリングビームとの位相差又は同エコーデータフレームとの位相差に基づいて、前記変位ベクトル計測法又は1方向変位計測法と適切に組み合わせて使用することにより、局所変位ベクトル又は横方向を主とした局所1方向変位、又は、その分布の計測を可能とする。開口面合成を行うこともある。

#### 【0024】

このビームフォーミング法は、方向の異なる複数のステアリングビームを生成する必要がなく、ビーム走査による1エコーデータフレームを得る間の組織変位による影響(誤差)を最小に留めたものである。また、該ビームフォーミングが必ずしも最良の計測及びイメージングを実現するとは限らず(後に詳述)、該ビームフォーミングを実現できる同ハードウェア構成で実行し得る横方向変調法(欠点の解決に新しい仮想音源や仮想受信機を使用する)や、超音波トランスデューサの物理開口からの正面方向へのビーム放射を行う機能も、変位計測法と併せて選択できる。後述の通り、機械走査が行われることもある。また、選択されたビームフォーミングを行った後で変位を求める際に、後述の通り、座標系を回転する等して座標系を取り直して変位計測法を実施することもある。また、周波数空間において、後述の方法により、スペクトルを分割することもある。また、本発明の1つの観点に係る超音波診断装置は、それらのビームフォーミング及び変位計測法の選択機能を具備する超音波診断装置である。開口面合成が行われることもある。

#### 【発明の効果】

#### 【0025】

本発明の1つの観点によれば、1方向に偏向したステアリングビームでスキャンするビームフォーミングを基礎とし、さらに、適宜、エコー信号に所定の処理を施した上で前記変位計測法と適切に組み合わせることにより、実時間の高精度な変位ベクトル又は横方向を主とした1方向変位の計測を実現する新しい変位計測方法、変位計測装置、及び超音波診断装置を提供することができる。開口面合成することもある。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0026】

【図1】本発明の一実施形態に係る変位計測装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】変位・歪検出センサの機械走査機構の動作を説明するための図である。

【図3】ビームフォーミングを実現するためのアポダイゼーション、スイッチング、遅延処理、位相整合、加算処理を行う構成要素の例を示す図である。

【図4】本発明に適用可能な変位・歪検出センサの例を示す図である。

【図5】1方向偏向角度のビームステアリングによる横方向走査を示す図である。

【図6】機械走査によりビームを偏向させる場合を示す図である。

【図7】図4の1方向偏向角度のビームステアリングによる走査を行う場合の2次元(a)と3次元(b)のスペクトルを示す図である。

【図8】2次元関心領域における横方向変調時の偏向ビームの交差(a)とそのスペクトル(b)を示す図である。

【図9】2次元関心領域内における局所の剛体変位を仮定した場合(a)と、とある点の変位(b)を示す図である。

【図10】体表と平行して走行する血管内の血流を電子的又は機械的ビームステアリングにより計測する際に、座標系の横軸を変位方向に合わせる様子を示す図である。

【図11】(a)は、周波数空間におけるミラーセッティング(2次元の場合)を示す図であり、(b)及び(c)は、深さ方向の軸方向及び横方向のミラーセッティングをそれぞれ示す図である。

【図12】(a)は、物理開口、アレイ素子、ビームフォーミングの焦点位置に実現され

10

20

30

40

50

る仮想音源（公知の仮想音源）を説明するための図であり、（b）は、送信パワーを稼ぐことを可能とする仮想音源や仮想受信機を説明するための図であり、（c）及び（d）は、物理開口、アレイ素子、ビームフォーミングの焦点位置に依存することなく設定される仮想音源を説明するための図であり、（c）は、視野領域及びビーム方向の再生成を目的とした仮想音源を示し、（d）は、散乱体を応用した仮想音源を示す。

【図13】（a）は、座標系の横軸方向のキャリア周波数を高くするべく偏向角度を大きくした際にビームピッチが粗い場合に生じる折り返し現象（ナイキスト定理が満足されない場合）を説明するための図であり、（b）は、ビームの偏向角度を大きくすることによりサイドローブ及びグレーティングローブが大きく成長した場合の周波数領域におけるフィルタリング除去が可能である例を説明するための図であり、（c）は、ビームの偏向角度を大きくした際にナイキスト定理の最高周波数以上の横方向キャリア周波数を実現するべく、その最高周波数より高い周波数帯域において信号スペクトル以外のスペクトルをゼロ詰めすることによる広帯域化（座標系の横方向サンプリング間隔の補間）を説明するための図である。

【図14】（a）は、偏向ビームから成る超音波エコーデータフレームの座標の回転を説明するための図であり、（b）は、周波数領域における座標回転を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。

図1は、本発明の一実施形態に係る変位計測装置の全体構成を示すブロック図である。この装置は、計測対象物6の3次元（又は2次元又は横方向を主とする1次元）の関心領域7内の歪テンソル場、歪速度テンソル場、加速度ベクトル場等における変位ベクトル成分（分布や時系列）、歪テンソル成分（分布や時系列）、及び、これらの時空間偏微分（の分布）等を計測する装置であると共に、この装置等を使用して得られるそれらの計測結果を用いて、ずり弾性率分布、ポアソン比分布、粘ずり弾性率分布、粘ポアソン比分布、遅延時間分布、緩和時間分布、密度分布等を計測する装置である。この装置において、本発明の一実施形態に係る変位計測方法が実施される。さらに、この装置を用いて、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置が構成される。

【0028】

図1に示すように、計測対象物6の表面に接して、又は、適当な媒質を介して変位・歪検出センサ5が設けられる。本実施形態では、変位・歪検出センサ5として複数の超音波振動子を含む1次元又は2次元アレイ型等の超音波探触子（超音波トランスデューサ）が使用される。単一の超音波振動子からなる超音波探触子が使用されることもある。単数又は複数の超音波振動子は、単数又は複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して単数又は複数の受信信号を出力する。送信ビームフォーミング処理によって、単数又は複数の超音波振動子から送信される超音波は送信超音波ビームを形成し、また、受信ビームフォーミング処理によって、単数又は複数の超音波振動子により受信される超音波は受信超音波ビームを形成する。

【0029】

変位・歪検出センサ5は、位置調整部4によって測定対象物6との距離を機械的に調整可能になっている。また、変位・歪検出センサ5と測定対象物6との相対距離を機械的に調整する位置調整部4'が設けられている。さらに、変位・歪検出センサ5を駆動するための単数又は複数の駆動信号を生成する超音波送信器及び超音波パルサ、及び変位・歪検出センサ5から出力される単数又は複数の受信信号（エコー信号）を処理する受信器及び増幅器を備えた駆動・出力調整部5'が備えられている。また、対象物6を積極的に変形させる場合に使用する加圧・加振器等の力源8や8'、及びその位置を機械的に決める位置調整部4"が備えられている。また、力源としては、超音波探触子そのものを加圧源又は加振源とすること、又は生体内の心臓の動きや心拍を力源8"とすることがある。

【0030】

駆動・出力調整部 5' から出力されるエコー信号は、計測制御部 3 を介してデータ格納部 2 に格納される。従って、駆動・出力調整部 5' はアナログ/ディジタル (A/D) 変換器も有することがあるし、外部に存在することもある。後述の通り、駆動・出力調整部 5' は、送信ビームフォーミングを行うが、受信ビームフォーミングをも行うことがあり、受信ビームフォーミング処理が施されたエコー信号を表す超音波エコーデータフレームが生成されてデータ格納部 2 に格納される場合もあるし、また、受信ビームフォーミング前の超音波振動子の出力した複数の受信信号がデータ格納部 2 に格納され、データ処理部 1 により読み出され、データ処理部 1 が、受信ビームフォーミング処理を行い、受信ビームフォーミング処理が施されたエコー信号を表す超音波エコーデータフレームを生成する場合もある。後者の場合には、生成された超音波エコーデータフレームは、計測制御部 3 を介してデータ格納部 2 に格納されることがある。いずれの場合にせよ、変位計測を行う指令が計測制御部 3 から出力されると、複数の異なる時相において生成された超音波エコーデータフレームから、任意の時相における関心領域 7 内の変位ベクトル成分 (分布、時系列) 又は 1 方向変位 (分布、時系列) を後述する演算処理により求めることとなり、前者の場合において、データ処理部 1 は、格納部 2 に格納された超音波エコーデータフレームを読み出して演算する。また、後者の場合においては、超音波エコーデータフレームを生成するための受信ビームフォーミングと変位を求めるための演算処理が別のプロセッサにより行われることもある。変位ベクトル成分 (分布、時系列) 又は 1 方向変位 (分布、時系列) の演算結果は、データ格納部 2 に格納されることがある。

10

20

30

40

50

#### 【0031】

また、データ処理部 1 は、これらの時空間偏微分の分布である、歪 (テンソル成分、分布、時系列)、歪速度 (テンソル成分、分布、時系列)、加速度 (ベクトル成分、分布、時系列) 等を演算により求める。すなわち、関心領域 7 内の変位 (ベクトル成分、分布、時系列) が演算により求められる場合には、歪 (テンソル成分、分布、時系列) は、求められた変位 (ベクトル成分、分布、時系列) に 3 次元、2 次元、又は 1 次元の空間微分フィルタ処理 (フィルタの遮断周波数は、一般的なフィルタと同様に、適宜、時空間方向毎に、各空間位置及び各時刻において異なるものに設定されることがある。) を施すことにより求められる。また、加速度 (ベクトル成分、分布、時系列) は、計測された変位 (ベクトル成分、分布、時系列) に時間微分フィルタ処理を 2 回施すことにより求められ、歪速度 (テンソル成分、分布、時系列) は、計測された変位 (ベクトル成分、分布、時系列) に時間微分フィルタ処理を 1 回施すことにより得られる速度 (ベクトル成分、分布、時系列) に空間微分フィルタ処理を施すことにより求められるか、あるいは、計測された歪 (テンソル成分、分布、時系列) に時間微分フィルタ処理を 1 回施すことにより求められる。

#### 【0032】

さらに、データ処理部 1 は、当該データ処理部等を使用して計測された歪 (テンソル成分、分布、時系列)、歪速度 (テンソル成分、分布、時系列)、加速度 (ベクトル成分、分布、時系列) 等から、ずり弾性率分布、ポアソン比分布、粘ずり弾性率分布、粘ポアソン比分布、遅延時間分布、緩和時間分布、密度分布等を演算により求めるようになっている。これらの演算結果は、データ格納部 2 に格納されることがある。

#### 【0033】

計測制御部 3 は、データ処理部 1、位置調整部 4、位置調整部 4'、及び駆動・出力調整部 5' をコントロールするようになっている。尚、これらの位置調整部 4 と 4' と 4'' は、計測者の手により直接的に操作されて、変位・歪検出センサ 5 や力源 8 の位置決めが行われることもある。また、測定対象物 6 が固定されている場合には、位置制御手段 4' は不要である。また、変位・歪検出センサ 5 が電子走査型の場合には、位置調整部 4 は必ずしも必要ない。つまり、関心領域 7 の大きさによっては、機械走査を行うことなく測定できる場合がある。また、変位・歪検出センサ 5 は、対象物 6 に直接接触させて計測するほか、強力超音波 (HIFU) 治療を行う際に治療効果のモニタリングを行う場合には、対象物 6' を液体槽 9 中の液体に浸漬し、変位・歪検出センサ 5 を液体槽 9 中の液体に浸し

て、非接触的に計測を行うこともある。

【0034】

図2は、変位・歪検出センサの機械走査機構の動作を説明する図である。変位・歪検出センサ5の動作には、機械的なステアリングも含む。図1に示す位置調整部4は、例えば、図2に示すように、変位・歪検出センサ5と対象物6との相対的な位置決めを機械的に行うもので、上下左右並進、回転、扇状の回転を機械的に行う機械走査機構を使用する。従って、手で位置調整部が実現されることもある。

【0035】

再び図1を参照すると、駆動・出力調整部5'の出力は、時間的に連続的に、あるいは所定の間隔において、データ格納部2に格納される。データ処理部1は、計測制御部3を介して駆動・出力調整部5'を制御することにより、3次元の関心領域7（又は、2次元関心領域）内のエコー信号の基本波（ $n = 1$ ）、第 $n$ 次高調波（ $n = 2 \sim N$ ）、又は全成分を取得して、後述するデータ演算処理を施して所望の変位、歪、歪速度、加速度データを求めることもある。

【0036】

前記の通り、駆動・出力調整部5'とデータ処理部1は、計測制御部3の指令に従って、変位・歪検出センサ5との間で送受する駆動信号及びエコー信号について、送信固定フォーカシング処理又はマルチ送信固定フォーカシング処理、及び、受信ダイナミックフォーカシング処理等のフォーカシング処理を行うビームフォーミングを行う。また、超音波強度について、アポダイゼーションを行って、例えば、超音波ビームのビーム形状をシャープにするべく各素子において送信・受信される超音波信号に重み付けを行う処理を行いながら、ビームステアリング処理を行い、3次元（又は2次元あるいは1次元）関心領域7内のエコー信号が取得される。これらは、通常の超音波診断装置に搭載されている、アポダイゼーション、スイッチング、遅延処理、位相整合、加算処理等の機能により実現される。これらを実現するための構成要素の例を図3に示す。

【0037】

図3は、ビームフォーミングを実現するためのアポダイゼーション、スイッチング、遅延処理、位相整合、加算処理を行う構成要素の例を示すブロック図である。変位・歪検出センサ5に含まれている各々の超音波振動子5aには、増幅器等を介して遅延素子11が接続され、さらに、遅延素子11には、アポダイゼーション素子又はスイッチ12が接続されている。アポダイゼーション素子は、信号の増幅器や減衰器等によって構成され、スイッチは、チャンネルのオンとオフとを切り替える。遅延素子11、及び、アポダイゼーション素子又はスイッチ12は、計測制御部3（図1）により適宜制御される。複数のアポダイゼーション素子又はスイッチ12は、加算器13に接続されている。

【0038】

超音波エコーを受信する際には、複数の超音波振動子5aから増幅器等、遅延素子11、及びアポダイゼーション素子（乗算や除算が計算機械により実現されることもある）又はスイッチ12を介して出力される複数のエコー信号が加算器13によって加算されて、受信フォーカスが絞り込まれた各々の受信ビームを表す信号が生成される。この信号は、アナログ/デジタル（A/D）変換器によってA/D変換され、超音波エコーデータフレームが生成される。一方、超音波ビームを送信する際には、駆動信号が、加算器13によって、アポダイゼーション素子又はスイッチ12、遅延素子11、及び増幅器等を介して複数の超音波振動子5aに分配される。これらの構成要素の全てが、図1に示すデータ処理部1で実現されることもあるし、部分的に駆動・出力調整部5'で実現されることもあり、構成要素の接続の順番等も含めて構成そのものには様々な形態が存在する。

【0039】

本実施形態においては、これらの構成要素により、後述の1つの偏向角度を持つステアリングビームが実現され、また、必要に応じて、ステアリングビームによって計測対象物6が横方向（深さ方向に略直交する方向）に走査される。但し、計測対象物6内の異なる点が、必ずしも平行に走査されるとは限らない。つまり、関心領域内の各点において、で

10

20

30

40

50

きる限り大きい偏向角度又は交差角度が実現される様にビームフォーミングされることが望ましい。また、単一振動子と機械走査の組み合わせ等を使用する場合を含めて、開口面合成を行う場合においては、適切にフィルタリング処理や増幅処理された受信信号が A / D 変換され、その他の全ての処理が計算機で行われることもある。

#### 【 0 0 4 0 】

図 4 は、本発明に適用可能な変位・歪検出センサの例を示す図である。本発明においては、変位・歪検出センサ 5 として、機械走査の可能な 2 次元超音波素子アレイ、電子走査型 2 次元超音波素子アレイ、電子走査型 1 次元超音波素子アレイ、機械走査が可能な 2 次元、及び 1 次元超音波素子アレイを用いることができる。機械走査が可能であるアレイ型でない超音波素子（センサ）が使用されることもある。また、セクタ型トランスデューサ等の任意のトランスデューサが使用され得る。そして、それらは、偏向角度を稼ぐために機械走査されることがある。

10

#### 【 0 0 4 1 】

図 5 は、1 方向偏向角度のビームステアリングによる横方向走査を示す図であり、 $\theta$  は偏向角度を表している ( $0^\circ < \theta < 90^\circ$ )。図 5 の (a) は、1 次元アレイを用いて 2 次元領域を走査する場合を示しており、図 5 の (b) は、2 次元アレイを用いて 3 次元空間を走査する場合を示している。また、図 6 は、機械走査によりビームを偏向させる場合を示す図であり、 $m$  は偏向角度を表している ( $0^\circ < m < 90^\circ$ )。エコーの収集時又は収集後において、計測対象物内の略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とさらにこれらの方向と略直交するエレベーション方向とを 3 軸とする任意の 3 次元の直交座標系、又は、略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とを 2 軸とする任意の 2 次元の直交座標系を取り直す必要がある。開口面合成が行われることもある。

20

#### 【 0 0 4 2 】

本実施形態においては、段落 0 0 3 5 ~ 0 0 3 7 に記載した 1 つの偏向角度を持つビームステアリングが行われる（図 5）。段落 0 0 3 5 ~ 0 0 3 7 に記載の通り、ビームステアリングは、電子的にビームフォーミング（アポダイゼーション、スイッチング、遅延処理、位相整合、加算処理等）そのものにより行われる場合と、段落 0 0 3 3 に記載の機械走査（図 2、図 6）により、変位・歪検出センサ 5 を傾け、ビームを偏向させて実現される場合がある。開口面合成が行われることもある。

30

#### 【 0 0 4 3 】

前者の電子的にステアリングを行う場合においては、ステアリングビーム生成時に対象内の略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とさらにこれらの方向と略直交するエレベーション方向とを 3 軸とする任意の 3 次元の直交座標系、又は、略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とを 2 軸とする任意の 2 次元の直交座標系を取る。尚、横方向に支配的に変位している対象を扱う場合には、変位ベクトル計測ではなく後に詳述する 1 方向変位計測を適用することも可能であり、その場合には、精度を得るべく、深さ方向の軸ではなく横軸をその変位方向と合わせる様に心がける。また、その場合に、実質的に機械走査により、変位・歪検出センサ 5 を傾けなければいけないこともある。該方法によれば、通常の正面ビームの生成においてビームを変位方向に合わせることができないことを原因として生じる前記の超音波エコーデータの取り損ねを生じさせずに、前記の横方向変調法と同様に、計測手技を簡便にし、計測精度も得られる。また、深さ方向に支配的に変位している対象を扱う場合においては、一方向変位計測を適用する場合は、深さ方向の軸をその変位方向と合わせる様に心がけて計測するとやはり効果を得る。すなわち、支配的に変位している方向の方角と近くてとりやすい方の軸を選ぶ。また、ステアリングビームは、従来と同様に、支配的に変位している方向に取る様に心がける。そのために、実質的に機械走査により、変位・歪検出センサ 5 を傾けなければいけないこともある。但し、この一方向変位計測の応用は、後述の通り、通常では計測が困難な横方向変位の高精度計測が主たるものとなる。また、開口面合成が行われることもある。

40

#### 【 0 0 4 4 】

これに対して、後者の機械的にビームステアリングを行う場合には、計測対象に対して

50

、機械走査により、変位・歪検出センサ 5 を傾けて充てなければならず（図 6）、計測手技としては前者の方が簡便である。また、前者においては不必要であるが、後者においては、ビームフォーミング時の機械的な偏向角度（図 6 中の  $m$ ）を感知して、ビームフォーミングの際に対象内の略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とさらにこれらの方向と略直交するエレベーション方向とを 3 軸とする任意の 3 次元の直交座標系、又は、略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とを 2 軸とする任意の 2 次元の直交座標系を取るか、ビームフォーミング後に  $m$  だけ傾いている座標系を回転させてその様に取り直す必要がある（図 6）。すなわち、デジタル化された偏向ビームデータに対して、補間処理が必要となることがある。開口面合成と組み合わせで行われることがある。

#### 【0045】

この場合においても、横方向に支配的に変位している対象を扱う場合には、変位ベクトル計測ではなく後に詳述する 1 方向変位計測を適用することも可能であり、その場合には、精度を得るべく、深さ方向の軸ではなく横軸をその変位方向と合わせる様に心がける。深さ方向に支配的に変位している対象を扱う場合は、一方向変位計測を適用する場合は、深さ方向の軸をその変位方向と合わせる様に心がけて計測するとやはり効果を得る。すなわち、支配的に変位している方向の角度と近くてとりやすい方の軸を選ぶ。また、ステアリングビームは、従来と同様に、支配的に変位している方向に取る様に心がける。尚、補間処理は、厳密には、前記の位相マッチングの応用によりナイキスト定理に基づく補間処理が行われることが望ましい（フーリエ変換を行い、そのフーリエ空間において複素エクスponentialを乗ずることによる位相シフトを行うことで、空間領域における空間的なシフティングを実現し、所望する位置のエコー値を得る。'1'を参照。）が、線形補間等、他の補間処理により近似補間が行われることもある。開口面合成と組み合わせで処理されることがある。

#### 【0046】

空間分布を計測対象とする場合には、同一の偏向角度を保つ偏向ビームで計測対象物を空間的に走査することとなる。その走査方向は、極力、最終的な座標系の横方向と一致する様にする。但し、関心領域内の各点（サンプリングポイント）において、偏向ビームが 1 つの偏向角度（ $0^\circ$  でない入射角）を有することが必要最低限必要である（横方向変調の場合には、とにもかくにも交差ビームを得る必要がある）。例えば、コンベックス型やセクタ型のトランスデューサを使用する場合にも、各々の直交座標系（各トランスデューサの開きの曲率等を含む設定され得る任意の直交座標系等）の深さ方向の座標軸に対して 1 つの偏向角度を実現し、計測対象物がその座標系の横方向に走査されることがある。開口面合成処理が行われることもある。また、後述の仮想音源や仮想受信機を用いる場合を含め、限界はあるものの、遅延処理による整相加算やアポダイゼーション処理により、トランスデューサの開き形状に捉われずに、任意方向の任意形状のビームを生成できるので、これに従い、任意の直交座標系にて 1 つの偏向角度を持つビームステアリングを実現することもできる。尚、走査中において偏向角度がぶれると誤差を生じるが、本出願において使用する変位計測法は比較的このぶれに強く、許容範囲の誤差に収めることができることもある。

#### 【0047】

そして、図 1 に示すデータ処理部 1 が、偏向ビームから成る変形前後の少なくとも 2 つの超音波エコーデータフレームに、必要に応じてミラーセッティング（Mirror setting）処理（後に詳述）を加え、適切な変位計測法を施し、2 次元又は 3 次元変位ベクトル成分（分布、時系列）か、1 方向変位（分布、時系列）を算出する。本発明においては、変位ベクトルの計測法として、後に詳述する通り、ブロックマッチングの範疇の多次元変位ベクトル計測法が用いられ、その場合には、ミラーセッティング（Mirror setting）を行う必要は無い。これに対して、1 方向変位計測（実質的には後述の通り横方向の変位）の計測には、該ブロックマッチングの方法も使用できるが、より高い精度が得られる方法として、ブロックマッチングを行わない多次元変位ベクトル計測法の方が有用であり、この計測法が使用される場合においてのみ、ミラーセッティングが必要となる。いわゆる 1 方向

変位計測法もまさに後者には使用できるが、移動平均処理等を多次元空間で行っても対応する多次元変位ベクトル計測法に比べて精度は低い。

【0048】

また、データ処理部1は、変位計測とは別の応用で、同偏向ビームからなる超音波エコーデータフレームにミラーセッティング処理を加え、エコーイメージングを行うことができる。これにより、偏向ビームを局所で鏡写ししたものを重ね合わせることができ、擬似の横方向変調を実現できる。尚、1方向変位計測法は、横方向変調を行った場合には、変位ベクトルの計測に使用することができ、そのときにはデモジュレーション(Demodulation)法が必要となる。非特許文献9や非特許文献10等の報告があるが、本願発明者は、より簡単に且つ精度よくデモジュレーション(Demodulation)を行う方法も発明した(後述)。

10

【0049】

再度、断っておくことになるが、これらの多次元変位ベクトル又は1方向変位を計測するために使用される方法は、いずれも、異なる2つ以上の時相において取得された超音波エコー信号の位相を指標とするものである。

【0050】

データ処理部1は、計測された変位(ベクトル成分、分布、時系列)データに空間微分フィルタや時間微分フィルタを施すことにより、歪(テンソル成分、分布、時系列)や歪速度(テンソル成分、分布、時系列)や加速度(ベクトル成分、分布、時系列)や速度(ベクトル成分、分布、時系列)を算出する。

20

【0051】

その際には、走査方向変位の計測精度を得るべく、極力、前記電子走査や前記機械走査によるビームステアリングのステアリング角度(図5中の  $\theta$  又は図6中の  $\theta_m$ )を大きくし(例えば、 $45^\circ$ 、又は、 $\theta_m = 45^\circ$ とする)、走査方向のキャリア周波数が高くなる様に設定することを心がける(超音波周波数が高い方がイメージをよく、変位の計測精度も高いため)。電子的に偏向角度をあまり大きくするとエコーの十分なSN比が得られず、従って、必要に応じて、電子的及び機械的な両ビームステアリングを組み合わせで行うこともある。また、開口面合成が行われることがある。

【0052】

この走査方向のキャリア周波数は高いほど良いが、ビームピッチにより決まる走査方向の最高周波数がサンプリング定理に基づいて折り返し現象を生じない様に超音波ビーム間隔で決まるサンプリング周波数の1/2以下に設定される必要がある。従って、必要に応じて、ビームピッチを細かくする必要がある。しかし、ビームの偏向角度を大きくすると、サイドローブ及びグレーティングローブが大きく成長するため、周波数領域においてこれを除く処理を行う。また、開口面合成が行われることがある。

30

【0053】

また、ビームの偏向角度を大きくしてナイキスト定理の最高周波数以上の横方向キャリア周波数を実現できる場合には、データ処理部1は、その最高周波数より高い周波数帯域において信号スペクトル以外のスペクトルを零(ゼロ)詰めすることによる広帯域化(すなわち、座標系の横方向サンプリング間隔の補間)を行う。空間においてもビーム数を補間することができる。また、ビームフォーミング時において、ビームピッチを短くして高密度のビーム群を生成すれば良い。また、十分に、横方向キャリア周波数が得られない場合には、データ処理部1は、機械走査によるステアリングの応用として、偏向ビームから成る超音波エコーデータフレームの座標の回転を行う。但し、例えば、体表と並行して走行する血管内の血流(変位や速度等)を計測対象とする場合にその計測精度を得るためには、極力、ビームをその変位方向に偏向しておかなければいけない(図6)。また、開口面合成が組み合わされることもある。

40

【0054】

これらにおいて、3次元関心領域、又は、2次元又は横方向を主とした1次元関心領域内において得られた該超音波エコー信号の基本波成分、又は、キャリア周波数が高いこと

50



により超音波ビーム方向の変位成分の計測精度が向上する高調波成分、且つ、基本波で構成される超音波ビームに較べて超音波走査方向に広帯域（細いビームを実現できる）であることにより超音波走査方向の計測精度を向上させることの可能である高調波成分、又は、高調波成分のみではそのＳＮ比が低くなることのあるために超音波エコー信号の全成分を有効に利用することがある。

【００５５】

すなわち、超音波エコー信号そのものを、抽出した基本波（ $n = 1$ ）のみを、抽出した第 $n$ 次高調波（ $n = 2 \sim N$ ）のみを、又は、これらの組み合わせを用いて、エコーイメージングが行われる、また、後述の如く、変位ベクトル又は横方向を主として１方向変位の計測が行われることがある。

【００５６】

以上説明したように、本実施形態に係る変位計測装置は、計測対象物の３次元関心空間、又は、２次元又は横方向を主とした１次元関心領域内に生じた変位ベクトル（分布、時系列）又は１方向変位（分布、時系列）、歪（テンソル、分布、時系列）、これらに加えて、歪速度（テンソル、分布、時系列）や加速度（ベクトル、分布、時系列）や速度（ベクトル、分布、時系列）等を、３次元関心空間、又は、２次元又は横方向を主とした１次元領域内にわたって測定した前記超音波エコーデータフレームから計測する装置であって、変位・歪検出センサ（超音波トランスデューサ）及び測定対象物の相対的な位置決め・上下左右並進、回転、扇状の回転を機械的に行うための機械走査機構と、変位・歪検出センサ５（超音波トランスデューサ）に駆動信号を供給する送信器又は超音波パルス及び変位・歪検出センサ５から出力されるエコー信号を処理する受信器又は増幅器を含む駆動・出力調整部５'と、ビームフォーミング処理〔フォーカシング処理（送信固定フォーカシング・受信ダイナミックフォーカシング、又は、マルチ送信固定フォーカシング・受信ダイナミックフォーカシング）及びアボダイゼーション（超音波ビームの改善、すなわち、ビーム形状をシャープにするべく各素子から送信される超音波信号に重み付けを行う処理）〕を基本とした所定のビームステアリングを行う駆動・出力調整部５'又はデータ処理部１と、変位・歪検出センサの出力を格納するためのデータ格納部２とを有することを特徴とする。開口面合成を行う場合には、エコー信号のＡ／Ｄ変換後において、データ格納部とデータ処理部が主体となって処理をする。

【００５７】

これより、変位（ベクトル、分布、時系列）や歪（テンソル、分布、時系列）や歪速度（テンソル、分布、時系列）や加速度（ベクトル、分布、時系列）や速度（ベクトル、分布、時系列）等を計測するためのデータ処理（信号処理）手段と、計測されたこれらの変位（ベクトル、分布、時系列）や歪（テンソル、分布、時系列）や歪速度（テンソル、分布、時系列）や加速度（ベクトル、分布、時系列）や速度（ベクトル、分布、時系列）等もデータ格納部２に格納される。さらに、ビームステアリングとして機械的な走査と組み合わせ、超音波エコー信号を取得することもできる。

【００５８】

この場合において、データ処理部１は、超音波データの取得（収集）及び信号処理を施すことにより計測された前記３次元関心空間内の３次元又は２次元変位ベクトル（分布、時系列）、２次元関心領域内の２次元変位ベクトル（分布、時系列）、３次元関心空間、又は、２次元又は横方向（又は深さ方向）を主とした１次元領域内の１方向変位（分布、時系列）に、帯域制限を施した空間微分フィルタ（３次元、２次元、又は、１次元空間フィルタ）又は周波数空間にて帯域制限のある空間微分フィルタの周波数応答（３次元、２次元、又は、１次元周波数応答）をかけることにより歪（テンソル、分布、時系列）を求めることを特徴とする。

【００５９】

また、データ処理部１は、これらの時系列に帯域制限を施した時間微分フィルタ又は周波数空間にて帯域制限のある時間微分フィルタの周波数応答をかけることにより歪速度（テンソル、分布、時系列）や加速度（ベクトル、分布、時系列）や速度（ベクトル、分布

10

20

30

40

50

、時系列)を求めるようにしても良い。

【0060】

また、少なくとも1つ以上の歪テンソル場(変位ベクトル場)を前記計測対象物の前記3次元関心空間、又は、2次元又は横方向(又は深さ方向)を主とした1次元関心領域内に発生せしめることができるように力源として加圧器又は加振器を使用しても良い。あるいは、対象が生体の動き(心拍、脈拍、呼吸等)を力源として、これに同期して前記計測対象物の前記3次元関心空間、又は、2次元又は横方向(又は深さ方向)を主とした1次元関心領域内に生じる歪(テンソル場)や変位(ベクトル場)を計測することもできる。

【0061】

また、超音波トランスデューサのタイプは、次の態様をとることができる。すなわち、変位又は歪の検出センサとして、機械走査の可能な超音波素子、電子走査型2次元超音波素子アレイ(時に機械走査が可能)、又は、電子走査型1次元超音波素子アレイ(時に機械走査が可能)を使用して、ビームフォーミングにより所定のステアリングビームを実現し、エコー信号を取得することができる。開口面合成されることもある。このような変位又は歪の検出センサを用いてエコー信号を取得する際に、検出センサを対象物に接触させて測定を行う場合には、この検出センサの接触部そのものが力源となっており、これが加圧・加振器を兼ねることがある。さらに、強力超音波(HIFU)治療を行う場合において、患部を水浸させる場合には、上述の変位又は歪の検出センサ及び対象物を、適切な液体中に浸して測定を行うことにより非接触に計測を行うことができる。

10

【0062】

また、安定的に弾性率分布や粘弾性率分布を計測するために、変位又は歪の検出センサである超音波トランスデューサそのものを力源としてこれを用いて対象を圧迫する場合には、検出センサと対象物の間に弾性率や粘弾性率計測のための参照物を挟んだ状態にて計測を行うことがある。また、治具を用いて参照物をトランスデューサ側に装着したり、参照物とトランスデューサが一体になっているものを使用することもある。

20

【0063】

基本的には、前述した態様の変位又は歪の検出センサを用いて所定のビームステアリングを行って取得される3次元関心空間、又は、2次元又は横方向(又は深さ方向)を主とした1次元関心領域内の超音波エコー信号から所定のデータ処理部(信号処理)により求められる前記3次元関心空間内の3次元又は2次元変位ベクトル(分布、時系列)、2次元関心領域内の2次元変位ベクトル(分布、時系列)、3次元関心空間、又は、2次元又は横方向(又は深さ方向)を主とした1次元関心領域内の1方向変位(分布、時系列)、及び、これら変位計測データから歪(テンソル、分布、時系列)や歪速度(テンソル、分布、時系列)や加速度(ベクトル、分布、時系列)や速度(ベクトル、分布、時系列)を評価することができる。

30

【0064】

さらに、この場合において、取得する超音波エコー信号の基本波成分、又は、超音波エコー信号の高調波成分、又は、これらの全エコー信号成分から所定のデータ処理部(信号処理)により、上述の各変位(ベクトル、分布、時系列)、及び、変位計測データから歪(テンソル、分布、時系列)や歪速度(テンソル、分布、時系列)や加速度(ベクトル、分布、時系列)や速度(ベクトル、分布、時系列)を評価することができる。

40

【0065】

以下、駆動・出力調整部又はデータ処理部において使用される処理である、ビームフォーミング(すなわち、ビームステアリング)と使用される変位計測法について詳細に説明する。

段落0035~0037に記載の通り、本実施形態においては、1つの偏向角度を持つビームステアリングが行われる(図5の(a):2次元領域、図5の(b):3次元領域)。ビームステアリングは、段落0035~0037に記載の通り、電子的にビームフォーミング(アポダイゼーション、スイッチング、遅延処理、位相整合、加算処理等)そのものにより行われる場合と、段落0033に記載の機械走査(図2)により、ビームを偏

50

向させて実現される場合とがある。開口面合成されることもある。

【 0 0 6 6 】

前者においては、偏向ビーム生成時に対象内の略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とさらにこれらの方向と略直交するエレベーション方向とを3軸とする任意の3次元の直交座標系、又は、略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とを2軸とする任意の2次元の直交座標系を取る。尚、横方向に支配的に変位している対象を扱う場合には、変位ベクトル計測ではなく後に詳述する1方向変位計測を適用することも可能であり、その場合には、精度を得るべく、深さ方向の軸ではなく横軸をその変位方向と合わせる様に心がける。また、その場合に、実質的に機械走査により、変位・歪検出センサ5を傾けなければいけない。また、深さ方向に支配的に変位している対象を扱う場合においては、一方向変位計測を適用する場合は、深さ方向の軸をその変位方向と合わせる様に心がけて計測するとやはり効果を得る。すなわち、支配的に変位している方向の方角と近くてとりやすい方の軸を選ぶ。また、ステアリングビームは、従来と同様に、支配的に変位している方向に取る様に心がける。そのために、実質的に機械走査により、変位・歪検出センサ5を傾けなければいけないこともある。但し、この一方向変位計測の応用は、通常では計測が困難な横方向変位の高精度計測が主たるものとなる。開口面合成されることもある。

10

【 0 0 6 7 】

これに対して、後者の場合には、計測対象に対して、変位・歪検出センサ5を傾けて充てなければならず(図6)、計測手技としては前者の方が簡便性に富む。また、前者には不必要であるが、後者においては、ビームフォーミング時の機械的な偏向角度(図6中の $m$ )を感知して、ビームフォーミングの際に対象内の略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とさらにこれらの方向と略直交するエレベーション方向とを3軸とする任意の3次元の直交座標系、又は、略深さ方向と深さ方向に略直交する横方向とを2軸とする任意の2次元の直交座標系を取るか、ビームフォーミング後に $m$ だけ傾いている座標系を回転させてその様に取り直す必要がある(図6)。すなわち、AD変換された偏向ビームデータに対して、補間処理が必要となることがある。尚、この場合においても、横方向に支配的に変位している対象を扱う場合には、変位ベクトル計測ではなく後に詳述する1方向変位計測を適用することも可能であり、その場合には、精度を得るべく、深さ方向の軸ではなく横軸をその変位方向と合わせる様に心がける。深さ方向に支配的に変位している対象を扱う場合は、深さ方向の軸をその変位方向と合わせる様に心がけて計測するとやはり効果を得る。すなわち、支配的に変位している方向の方角と近くてとりやすい方の軸を選ぶ。また、ステアリングビームは、従来と同様に、支配的に変位している方向に取る様に心がける。開口面合成と組み合わせて行われることがある。

20

30

【 0 0 6 8 】

補間処理は、厳密には、前記の位相マッチングの応用によりナイキスト定理に基づく補間処理が行われることが望ましい(フーリエ変換を行い、そのフーリエ空間において複素エクスポネンシャルを乗ずることによる位相シフトを行うことで、空間領域における空間的なシフティングを実現し、所望する位置のエコー値を得る。非特許文献1を参照。)が、線形補間等、他の補間処理により近似補間が行われることもある。空間分布を計測対象とする場合には、同一の偏向角度を保つ偏向ビームで計測対象物を空間的に走査することとなる。その走査方向は、極力、最終的な座標系の横方向と一致する様にする。但し、関心領域内の各点で1つの偏向角度を持つことが最低限必要である(横方向変調の場合には、とにもかくにも交差ビームを得る必要がある)。例えば、コンベックス型やセクタ型のトランスデューサを使用する場合にも、各々の直交座標系(各トランスデューサの開口の曲率等の直交座標系等)の深さ方向の座標軸に対して1つの偏向角度を実現し、そして、計測対象物が、その座標系の横方向に走査されることがある。開口面合成と組み合わせて処理されることもある。尚、前記の如く、後述の仮想音源や仮想受信機を用いる場合を含め、限界はあるものの、遅延処理による整相加算やアポダイゼーション処理により、トランスデューサの開口形状に捉われずに、任意方向の任意形状のビームを生成できるので、これに従い、任意の直交座標系にて1つの偏向角度を持つビームステアリングを実現する

40

50

こともできる。尚、走査中において偏向角度がぶれると誤差を生じるが、本出願において使用する変位計測法は比較的はこのぶれに強く、許容範囲の誤差に収めることができることもある。

#### 【0069】

その結果、2次元関心領域と3次元関心空間の両者において、それぞれ、図7の(a)に示すような単一(single)クォドラント(quadrant: 4分象限)のスペクトルと、図7の(b)に示すような単一(single)オクタント(octant: 8分象限)のスペクトルとが得られる。周波数領域において、2つの象限にスペクトルが存在するが、原点を中心として対称である同一のスペクトルである。図7において、 $\theta$ は図5中の偏向角度を表している。

10

#### 【0070】

段落0013に記載の横方向変調においては、2次元関心領域を対象とした場合には、図8の(a)に示される様に、本発明の1つの偏向角度を持つステアリングビームに対して左右対称にビームを交差させたものと等価である(非特許文献3)。従って、スペクトルは、本発明の1つの偏向角度を持ったビームステアリングを行った場合には、図7の(a)になるのに対して、図8の(b)に示されるスペクトルが得られる。すなわち、独立した2つのクォドラント(quadrant)のスペクトルが得られる。3次元関心空間を対象とした場合には、3本又は4本の偏向ビームを交差させたものと等価であり、8象限のフーリエ空間において、独立した、3つ、又は4つのオクタント(octant)のスペクトルが得られる(非特許文献3のFig. 1aを参照のこと)。実質的に、本発明の変位計測装置においては、後述の通り、偏向角度を空間的に対称であるステアリングビームを生成する機能を有していることが望ましく、また、要求される変位ベクトル又は1方向変位の計測精度の如何によっては、スイッチングによって横方向変調モードに切り替えることができる様にしておく。その場合には、変位計測とは別の応用として、Bモード画像として、横方向変調によって得られるRF信号を検波して得られる画像を提示することも可能とする。これにより、Bモード画像として、深さ方向の軸方向と横方向の空間分解能にさほど違いのない、高い空間分解能の画像を得ることができる。開口面合成が行われることもある。

20

#### 【0071】

また、横方向変調は、上述した通り、交差ビームを実現すれば良い点において、任意のタイプのトランスデューサを使用する場合において、任意の座標系及びその座標系において任意方向にビームが交差され得るものであり、横方向に非対称なビームを使用することも可能である(複数のトランスデューサが使用される場合もある)。例えば、体表付近の骨等が障害物となる場合に、横方向に非対称なビームが使用されることがある。また、機械走査が併用されることもある。関心領域内の各点において、偏向角度又は交差角度は、可能な限り大きいことが望ましい。また、各変位ベクトル成分の計測精度の調整を図るべく、上記の通り、適切に座標系を回転した上で、変位計測を行うことがある(詳細は以下)。また、1次元の変位計測法(すなわち、1方向変位計測法)を用いる場合には、座標系を回転させて対称なビーム(つまり、スペクトル)を得た上でデモジュレーションを行い、変位ベクトル成分を求めることもある(詳細は以下)。

30

#### 【0072】

この横方向変調時においては、本願発明者が近年に開発した、前記の多次元クロススペクトラム位相勾配法(Multidimensional cross-spectrum phase gradient method: MCSPGM、(非特許文献1や非特許文献2)、多次元自己相関法(Multidimensional autocorrelation method: MAM、非特許文献3)、多次元ドブラ法(Multidimensional Doppler method: MDM、非特許文献3)等の多次元変位ベクトル計測法を使用して、多次元変位ベクトルを計測できる。

40

#### 【0073】

MCSPGMは、局所のエコーの位相特性を指標として、異なる2時相において得られた超音波エコーデータフレーム間の局所領域の変位ベクトルを求めるものであり、その局所領域の剛体運動を仮定する、いわゆる、ブロックマッチング法の範疇に分類される変位

50

ベクトル計測法である。そこでは、周波数領域において、その2時相の局所超音波信号のクロススペクトルの位相の勾配に最小二乗法が使用されて、実質的に超音波デジタル信号からアナログの変位ベクトルの計測結果が得られる。2次元関心領域において、変位2成分が計測対象である場合を図9の(a)に示す。3次元関心空間領域においても同様である。

#### 【0074】

この他に、ブロックマッチング法として、相互相関法やSAD (Sum Absolute Difference) 法があり、動画圧縮等においても使用される変位計測法がある。しかし、これらの計測法を該組織変位の計測に応用した場合に、デジタル信号のサンプリング間隔の整数倍(すなわち、デジタル値)としてしか、変位ベクトルを評価することができない。従って、細かい(fine)計測にではなく、前記の粗い(coarse)計測に使用されることがある。

10

#### 【0075】

また、MAM及びMDMは、段落0068にて説明した独立した単一クォドラント(single quadrant)又は単一オクタント(single octant)のスペクトルの1つ1つから2次元又は3次元の解析信号が得られるが、異なる2時相の同一象限の解析信号から関心領域内の各点の未知変位ベクトル成分に関する方程式が1つずつ得られるので、それらを連立することにより各点の変位ベクトル成分を求めることができる(3次元変位ベクトルを対象とする場合には、未知変位成分の数以上の4つの独立した単一オクタント(single octant)のスペクトルが得られる場合があり、それらの全ての式を使用する場合には最小二乗法が適用される)。2次元関心領域において、とある点の変位2成分が計測対象である場合を図9の(b)に示す。3次元関心空間領域においても同様である。

20

#### 【0076】

各点において導出される式中、未知変位ベクトル成分にかかる係数はその点のエコーの瞬時周波数であり、また、定数項はその点の2時相のエコーの瞬時位相の差である。通常、安定的に変位ベクトル成分を求めるためには、これらの瞬時周波数と瞬時位相差に移動平均処理を施して求める必要がある。また、これらMAM及びMDMにおいて、MCSPGMと同様に、局所領域の剛体を仮定して、その局所領域内にて導出される式の未知変位ベクトルを1つにして式を連立して解く方法もある。通常、局所領域内にて得られる式の数未知変位成分の数よりも多く設定するが、その場合には、最小二乗法が使用される。この場合のMAMとMDMは、MCSPGMと同様に、ブロックマッチング法の範疇に含まれ、これらのMAMとMDMは、以後、MAMBとMDMbと称することとする。これらのMAMBとMDMbにおいても、瞬時周波数と瞬時位相差に移動平均処理を施して、さらに安定化が施されることはある。

30

#### 【0077】

一般に、最小二乗法が単独で使用される場合に、計算量は移動平均処理に較べて少なく済む。しかし、一般的に、ブロックマッチング法は、剛体変位のみならず、歪や歪の空間分布を求める場合において計測精度が低い。尚、これらの方法により得られる変位成分の空間分解能は、使用された移動平均幅や局所領域の大きさで決まる。

#### 【0078】

これらの多次元変位ベクトル計測法の1次元の方法、すなわち、1方向の変位のみを計測対象とする方法(すなわち、1次元クロススペクトラム位相勾配方、1次元自己相関法、1次元ドブラ法、1次元相互相関法、1次元SAD)の中には横方向変調を行わない場合において50年近くもの歴史があるものがあり、これらの方法において、その計測精度を得るためには、一般的に対象の移動方向にキャリア周波数を持つように、ビームをその移動方向に向けることを心がける。

40

#### 【0079】

しかし、例えば、体表に平行して走行する血管内の血流を計測対象とする場合にはビームをその方向に向ける必要があるが、自ずと得られる精度には限界がある(図6)。また、心拍と同期して横方向に大きく変位(変形)する肝の動きの計測も困難である。また、

50

複雑な運動をする心臓や心腔内の血流計測の精度にも限界がある。これらの場合の様に、深さ方向の軸方向以外に横方向やエレベーション方向の変位が存在する場合においては、横方向変調とこれらの多次元変位ベクトル計測を併用することが有効なのである。実質的に、その様な場合において、ビーム方向変位の計測精度が得られるだけでなく、横方向変位の計測をもが可能となる。この場合においては、超音波トランスデューサを関心部位近傍の体表に充てるのみで構わず、計測手技が簡便にもなる。

#### 【 0 0 8 0 】

これに対して、乳房や頸部軟組織の弾性特性や歪の計測には、トランスデューサそのもので体外から適切にビーム方向に変形を加えることができるため、その様な場合においては、それらの 1 方向変位計測が使用されることもあるが、組織変位がビームから外れると精度が得られないために、段落 0 0 1 0 ~ 0 0 1 1 に記載した通り、本願発明者が過去に発明した多次元位相マッチング法が共に必要とされねばならない。

10

#### 【 0 0 8 1 】

しかし、この多次元位相マッチングを行う機能を持たせることにより、1 方向変位計測法を用いた多次元変位ベクトル計測の精度を向上させることができるが、これにより、この横方向変調時においてもそれらの 1 方向変位計測法を使用した変位ベクトル計測をも可能にできる。そのためには、本願発明者外の著である非特許文献 9 や非特許文献 1 0 等に記載のあるデモジュレーション処理が必要となるが、本願発明者は、より簡単に且つ精度の高いデモジュレーションを行う方法を発明した。交差ビーム（すなわち、それらのスペクトル）が横方向座標に対して非対称である場合には、座標系を回転した上でデモジュレーションを行う必要がある。

20

#### 【 0 0 8 2 】

デモジュレーションとは、具体的には、各方向の変位成分のみで決まる位相を導出して、各方向の変位成分を求めるものであるが、本願発明者が発明したデモジュレーション法では、以下の如く、例えば、2 次元変位ベクトル(dx,dy)を計測する場合において、2 次元関心領域内のとある点の異なる 2 時相間における瞬時位相の差が、図 8 の ( b ) に示す独立した 2 つの単一クォドラント ( single quadrant ) のスペクトルを用いて、解析信号  $\exp j(f_x dx + f_y dy)$  と  $\exp j(f_x dx - f_y dy)$  の位相として表されるため、それらの積や共役積を計算することにより、 $\exp j(2f_x dx)$  と  $\exp j(2f_y dy)$  を得、各々の方向の瞬時位相の差  $2f_x dx$  と  $2f_y dy$  を各方向の瞬時周波数  $f_x$  と  $f_y$  で除することにより、未知変位ベクトル(dx,dy)を得るというものである。それらの積及び共役積は、各方向の瞬時周波数の 2 倍の周波数を生じさせるため、ナイキスト定理に基づいて予め帯域幅を広く取ってビームフォーミングしておくか、空間にてビーム数の補間を行うか、周波数領域において信号スペクトル以外のスペクトルをゼロ詰めによる広帯域化（データ補間）を行う必要がある。

30

#### 【 0 0 8 3 】

この方法は、3 次元変位ベクトル(dx,dy,dz)の計測に容易に拡張でき、得られる 4 つの解析信号  $\exp j(f_x dx + f_y dy + f_z dz)$ 、 $\exp j(f_x dx + f_y dy - f_z dz)$ 、 $\exp j(f_x dx - f_y dy + f_z dz)$ 、 $\exp j(f_x dx - f_y dy - f_z dz)$  [非特許文献 3 の Fig. 1a 参照] の内の少なくとも 3 つを用いて、同様にして容易に求めることができる。同じく、それらの積及び共役積は、各方向の瞬時周波数の 2 倍の周波数を生じさせるため、ナイキスト定理に基づいて予め帯域幅を広く取ってビームフォーミングしておくか、空間においてビーム数の補間を行うか、周波数領域において信号スペクトル以外のスペクトルをゼロ詰めによる広帯域化（データ補間）を行う必要がある。

40

#### 【 0 0 8 4 】

しかし、たとえ、この多次元位相マッチングを行ったとしても、1 方向変位計測を各方向に施す場合において、その方向と直交する方向に変位の残差が存在すれば計測誤差を生じ、対応する多次元変位ベクトル計測法を使用した場合と比べて精度は低い。そして、その残差変位の大きさが大きいほど、計測誤差も大きくなる。いわゆる、1 方向変位計測を施した際の適切なエコーデータの取り損ねを生じる。

#### 【 0 0 8 5 】

50

次に、1つの偏向角度にてビームステアリング（開口面合成により実現される場合もある）を行った場合には、横方向変調時に使用できる変位ベクトル計測法の内、多次元クロススペクトラム位相勾配法（Multidimensional cross-spectrum phase gradient method: M C S P G M）、ブロックマッチングを行う多次元自己相関法（Multidimensional auto correlation method with a block matching: M A M b）、又は、ブロックマッチングを行う多次元ドプラ法（Multidimensional Doppler method with a block matching: M D M b）を使用して、多次元変位ベクトルを計測できる。いずれもブロックマッチングであり、多次元相互相関法や S A D も使用でき、多次元変位ベクトルを計測できるだけでなく、横方向周波数を持つがため、横方向変位の計測精度も得られる。但し、前記の通り、ブロックマッチング法であるがため、十分な精度が得られない場合があり、可能であれば、横方向変調を行った方が良い。

10

#### 【0086】

また、超音波エコー信号の位相を用いて3次元変位ベクトル又は2次元変位ベクトル又は1方向変位成分を計測するにあたり、3次元変位ベクトルを計測するために3次元複素解析信号を求めた際に、2次元変位ベクトルを計測するために2次元複素解析信号を求めた際に、又は、1方向変位成分を計測するために1次元複素解析信号を求めた際に、スペクトラムを複数個に周波数分割して、1つのエコー信号から複数の複素解析信号を生成し、同一帯域の変形前後の複素解析信号から導出される式を各点で連立して、変位ベクトル又は変位を求めることもできる。その分割には、何かしらの窓が適切に使用されることがある。また、周波数分割を施せずに得られる複素解析信号と組み合わせられることもある。それらの場合には、上記のブロックマッチング法の他に、M A M や M D M や M C S P G M、及び、それらの1次元の方法の全てを使用することができる。また、超音波周波数や横方向周波数付近のスペクトルを積極的に使用する場合や、高周波スペクトラムを積極的に使用する場合や、低周波スペクトラムを積極的に使用する場合や、スペクトラムの S N 比を考慮して適切な帯域のスペクトラムを積極的に使用する場合等もあり、得られる複数の解析信号より導出される各式に信頼度や精度に応じて重み付けをして得られる連立方程式より変位ベクトル又は変位を求めることもある（使用しない分割された周波数帯域のスペクトルから式を立てないことは、重みを零にすることと等価である）。尚、導出される式は、求めたい変位成分の数以上必要である。また、横方向変調を行った場合にも同様にスペクトルの周波数分割が行われ、適切に変位計測が行われる。これらにおいて、最小二乗法や正則化が使用されることもある。

20

30

#### 【0087】

次に、1つの偏向角度にてビームステアリング（開口面合成により実現される場合もある）を行った場合において、変位ベクトル計測は不可能であるが、次の変位計測法等を使用することにより、1方向変位計測法として、横方向かエレベーション方向に支配的に変位している場合の計測が可能である。無論、深さ方向に支配的に変位している場合にも使用できるが、この1方向変位計測法は、主として、横方向かエレベーション方向の変位の計測に応用されるところとなる。これらの内の横方向変位を計測対象とした際に、直交する他の2方向の内のいずれか1方向に変位が同時に存在しただけで、後述の通り、計測誤差を生じる。従って、Bモード画像や、該方法かその他の方法を用いて計測された血流画像（変位や測度等）、組織変位画像、組織歪画像等を見ながら、その変位方向に座標の深さ方向の軸ではなく横軸を合わせることを行う（図10）。図10において、は最終的に定まった座標系で表されるステアリング角度を表している。この場合においても、上記の周波数分割が行われることがある。

40

#### 【0088】

また、前記の如く、必要に応じて機械的ステアリング角度  $m$ （図6）の検出をセンサで行い、また、必要に応じて表示ディスプレイをインターフェースとしてペンでなぞる等して触ることで補正すべき角度を入力し、ビームステアリング時かビームフォーミング後に座標系を適切に定めるべく、電子的ステアリング角度（図5）や機械的ステアリング角度（図6）の補正値を数値で表示する、また、補正の間に視覚的にその補正が適切である

50

かわかる様に角度を極座標系にて表示する、また、その補正すべき角度の数値を用いて電子的ステアリング（開口面合成により実現される場合もある）及び機械的ステアリングにより自動的に補正することができる。尚、超音波画像中にて血管壁等の組織構造の情報を自動的に得て組織変位の方向を評価したり、実時間で得られる組織変位の計測結果も必要に応じて使用したりすることにより、ステアリング角度の補正値を自動的に得ることもある。この場合においても、上記の周波数分割が行われることがある。

#### 【 0 0 8 9 】

この様に、次の変位計測等を使用することにより実現される 1 方向変位計測では、厳密には、前記の変位計測を行う際の最終的な座標系は、3 次元座標であろうと、2 次元座標であろうと、変位方向の方角と近くてとりやすい方の軸を計測対象の変位方向に極力合う様にする。従って、計測対象が横方向に支配的に変位している場合は、深さ方向の軸ではなくその横軸がその変位方向に合うように心がける。該方法によれば、通常の正面ビームの生成においてビームを変位方向に合わせることができない（図 6）ことを原因として生じる前記の超音波エコーデータの取り損ねを生じさせずに、前記の横方向変調法と同様に、計測手技を簡便にし、計測精度も得られる。

#### 【 0 0 9 0 】

該計測にもブロックマッチング法も使用できるが、まず 1 つ目の方法として、偏向ビームから成る変形前後の少なくとも 2 つの超音波エコーデータフレームにミラーセッティング処理を加え、MAM か MDM のいずれか 1 つの方法を使用して、1 方向変位（分布、時系列）を計測することが可能である。ミラーセッティング（Mirror setting）とは、周波数領域において、例えば、2 次元の場合に、図 11 の（a）に示される様にスペクトルを A か B の位置に鏡状にセットし、結果的に、図 11 の（b）に示される深さ方向の軸方向へのミラーセッティングか、図 11 の（c）に示される横方向のミラーセッティングを実現するか、又は、空間領域において、図 11 の（b）に示される深さ方向の軸方向へのミラーセッティングか、図 11 の（c）に示される横方向のミラーセッティングを実現するものである。局所的にこのミラーセッティングを行う必要があることがほとんどであるが、オリジナルとそのミラーセッティングしたものを重ね合わせるにより、変位計測とは別の応用として、擬似的に横方向の変調イメージングを行える。このミラーセッティングは 3 次元の場合に容易に拡張できる。

#### 【 0 0 9 1 】

このミラーセッティングにより、MAM と MDM で必要とされる数以上の独立した単一クォドラント（single quadrant）のスペクトル（2 次元の場合）と単一オクタント（single octant）のスペクトル（3 次元の場合）を得、すなわち、未知変位成分の数以上の独立した式を得ることができる。但し、計測対象の変位は、深さ方向の軸方向のミラーセッティングの場合には横方向に支配的に変位している場合の計測に適しているし、横方向のミラーセッティングの場合には深さ方向の軸方向に支配的に変位している場合の計測に適している。通常の正面ビーム送信の場合に 1 方向変位計測法を使用すれば、深さ方向の軸方向の変位は精度良く計測できるので、基本的には、図 11 の（b）に示される深さ方向の軸方向のミラーセッティングによる横方向の変位を計測する方法と考えてよい。この場合においても、上記の周波数分割が行われることがある。

#### 【 0 0 9 2 】

以下、一方向変位計測に関しては、計測対象が横方向に支配的に変位している場合を例に扱う。座標系の横軸を組織変位の方向に合わせることができれば（図 10）、ミラーセッティングにより、1 方向変位計測法として横軸方向の変位の計測が可能であるわけだが、これと直交する 2 方向の内のいずれか 1 方向に変位が同時に存在すると、計測誤差を生じる。例えば、2 次元領域のとある点に関して、オリジナルの単一クォドラント（single quadrant）のスペクトルから、2 次元変位ベクトル(dx,dy)に関する方程式

$$fxdx + fydy = c \quad (1)$$

が得られるが、そのスペクトルのミラーセッティングにより、

$$-fxdx' + fydy = c \quad \text{ここで、} dx' = -dx \quad (1)'$$

10

20

30

40

50



を得る。 $c$ は瞬時位相の差、 $f_x$ と $f_y$ は各方向の瞬時周波数である。深さ方向の軸方向変位 $d_x$ が零であれば、連立方程式(1)と(1)'を解けば、 $dx' = dx$ の下で、 $dx = 0$ 、 $dy = c/dy$ と求まる。しかしながら、 $dx = 0$ であるとする、(1)'は $(dx, dy)$ に関して $(dx', dy)$ として解くこととなるため、計測誤差を生じる。3次元の場合も同様である。座標系を適切に設定することの重要性を確認できる。

#### 【0093】

この一方向変位計測とは、実質的に、計測対象が横方向に支配的に変位している際に効力を発揮するため、実質的に横方向変位計測法といっても過言ではない。その計測精度を得るためには、前記の変位計測を行う際の最終的な座標系を、深さ方向の軸ではなくその横軸が、計測対象の変位方向に合うようにする(図10)。例えば、頸動脈の血流計測等、図6に示される様に、通常の正面ビームの生成においてビームを変位方向に合わせることができない場合に1方向変位計測法を用いて生じる前記の超音波エコーデータの取り損ねを生じにくく、前記の横方向変調法と同様に、計測手技を簡便にし、計測精度も得られる方法である。

#### 【0094】

尚、この横方向変位計測、すなわち、1方向変位計測は、前記の1方向変位計測法(すなわち、1次元クロススペクトラム位相勾配法、1次元自己相関法、1次元ドブラ法、1次元相互相関法、1次元SAD)を用いても計測できる。これらは、MAMやMDMを使用する場合とは異なり、ミラーセッティングを行う必要が無く、また、横方向変調を実施した場合とも異なり、デモジュレーションを行う必要も無い。いずれの方法でも、単に $c/dy$ と表される横方向変位を計測できる。すなわち、瞬時の位相差をその計測方向の瞬時周波数で除すればよい。縦方向変位計測も同様である。この場合においても、上記の周波数分割が行われることがある。

#### 【0095】

しかしながら、位相マッチング、移動平均、ブロックマッチングも2次元領域か3次元空間にて行われることが望ましい。これにより、1次元領域、すなわち、横方向を主とした1ライン領域毎にそのライン上のデータのみを用いて計測を行うよりも、精度が得られる。縦方向の場合も同様である。しかし、ミラーセッティングを行った場合等、各々の多次元処理を行った場合の精度には達し得ない。

#### 【0096】

この1方向変位計測法を用いた横方向変位計測において、深さ方向の変位 $dx$ が零の場合に、計測誤差は $-(f_x/f_y) \times dx$ と表される。ミラーセッティングを行ってMAMとMDMを使用する場合と同様に、横方向変位の計測精度を得るためには、やはり、座標系の横軸を計測対象の変位方向に取る必要がある。しかし、 $dx = 0$ のとき、ステアリングビームの送信先を計測対象の変位方向に向け、深さ方向のマイナスのsingleスペクトルを使用すれば、瞬時周波数で重み付けした変位の和 $(f_x/f_y) \times dx + dy$ を得ることとなる。仮に、図5の(a)、図6、図10のステアリング角度を $45^\circ$ に設定できたとしても、 $f_x = f_y$ となり、この場合に、変位成分の大きさの和 $(dx + dy)$ を求めることもできる。3次元空間における3変位成分が存在する場合も同様である。 $dx = 0$ 且つエレベーション変位成分 $dy = 0$ の場合も同様である。つまり、 $(f_x/f_y) \times dx + (f_z/f_y) \times dz + dy$ が計測されることとなり、ステアリング角度を同様に $45^\circ$ とすると、変位成分の和 $(dx + dy + dz)$ を求めることができる。この場合においても、上記の周波数分割が行われることがある。

#### 【0097】

以上の多次元変位ベクトル法又は1方向変位計測法の計測精度を比較すると、多次元変位ベクトル計測に関し、精度が高い組み合わせは、順に、(横方向変調 + MAM、MDM) > (横方向変調 + MAMB、MDMb、MCSPGM) > (1方向偏向 + MAMB、MDMb、MCSPGM)であり、ブロックマッチングの精度が低くなる傾向があることに併せて、横方向変調を行った方が1方向偏向角度のビームステアリングよりも式の数が増える点で精度が高くなる傾向がある。また、デモジュレーション法と1方向変位計測法の組み合わせも変位ベクトルを計測できるが、対応する多次元計測法に比べて精度は低くな

る。尚、横方向変調と1方向偏向には、開口面合成が行われることがある。

【0098】

また、横方向（又は一方向）変位計測に関し、精度が高い組み合わせは、順に、（1方向偏向、ミラーセッティング+MAM、MDM）>（横方向変調+MAM、MDM）、また、（1方向偏向+1方向変位計測法）>（横方向変調+1方向変位計測法）であり、逆に、1方向の偏向を行った方が、横方向変調よりも精度が高くなる傾向にある。1方向変位計測法は、対応する多次元計測法に比べて精度が低い。ブロックマッチングの精度はやはり低くなる傾向にある。尚、横方向変調と1方向偏向には、開口面合成が行われることがある。

【0099】

更に、横方向変調法と1つの偏向角度を持つビームステアリングのビームフォーミングの質の違いを比較する。横方向変調の場合には、以下のような問題点がある。

（1）複数方向の偏向ビームを用いるため、古典的な開口面合成を行う場合には、1素子ごとの超音波送信となるために送信強度が弱い。

（2）極短時間だけ異なる2時相の偏向ビームの重ね合わせでもその2時相間に組織変位があると誤差になる。

（3）交差ビームのパスが異なるためにその間の減衰や散乱による異なる周波数変調により変調周波数（横方向キャリア周波数）が影響を受ける。また、音速の不均質性により焦点精度が低下する。

（4）少なくともビームフォーミング又は変位計測の信号処理に時間を要する。

【0100】

これに対し、1つの偏向角度のビームステアリングを行う場合には、使用できる変位ベクトル計測法や計測可能なケースが上記の様に限られることがあるが、ビームフォーミングが簡易であり、これら（1）から（4）は全く問題とならずに、計測及びそのイメージングの実時間性を向上せしめ、且つ、高精度な計測を実現できる。但し、1素子の送信強度が十分である場合や、組織変位や組織の超音波特性の不均質性等が問題とならない場合には、逆に、複数ビームを使用した方がエコーのSN比がよい（ビームフォーミング時のエコーの加算回数が多く、エコーのSN比を稼げる）。

【0101】

また、問題（1）に関しては、以下の新しい仮想音源や仮想受信機を応用することにより、解決可能である。この問題は、古典的な開口面合成処理により横方向変調を実現する場合に、一素子ごとの送信パワーが弱い場合に得られるエコー信号のSN比が低くなる問題である。また、新しい仮想音源を応用することにより、深部組織までを対象にしようすると横方向変調は広い物理開口を必要とするために深い組織を扱うには限界があった問題と、横方向やエレベーション方向にも視野領域が狭くなる問題をも解決することができる。この問題は、深部の組織を対象とする場合に、横方向変調方が通常の物理開口からの正面放射を行う場合と比べて広い物理開口を要するため、体表付近の骨等が障害物となる場合には深部の組織を対象とすることができなくなるという問題である。また、横方向やエレベーション方向の視野領域も狭くなる。

【0102】

そもそも仮想音源は、超音波ビームを送信して得られるBモード画像の横方向の高分解能化に応用された（非特許文献11）。図12の（a）に示す通り、超音波物理開口、アレイ素子、ビームフォーミングの焦点位置に仮想音源を置き、その焦点位置にて実現された横方向分解能を全ての深さ位置に実現するものである。物理開口の前方に仮想音源を並べるため、送信パワーは稼げるものの、その近傍、すなわち、浅い領域でのイメージングや変位計測はできず、深さ方向のレンジが短くなる。

【0103】

これに対して、図1に示す計測制御部3は、送信パワーを稼ぐことをベースとして、仮想音源をアレイ物理開口より後方に並べる（図12の（b））。これにより、1つの仮想音源に対して、複数素子を用いた超音波の送信が可能となり、送信パワーを稼ぐことが出

10

20

30

40

50

来る（図１２の（ｂ））。アレイ物理開口前方の浅い組織のイメージング及び計測も可能とでき、深さ方向のレンジを短くしない。

【０１０４】

また、図１２の（ｃ）及び（ｄ）に示す通り、計測制御部３は、超音波物理開口、アレイ素子、ビームフォーミングの焦点位置に依らずに、仮想音源や仮想受信機を設ける。これにより、受信した開口面合成用のエコーデータ群の中に、どこそこの位置で散乱し、その散乱波成分を含むエコーを見つけて、開口面合成を行うことができる。これにより、深さ方向及び横方向やエレベーション方向に視野領域を拡大したり、また、トランスデューサ開口形状（コンベックスやリニア型等）に依らずにある意味、任意形状の任意方向のビームを実現することに仮想音源を応用することを発明した（図１２の（ｃ））。また、物理音源の近傍に積極的に介在物を用いて散乱体や回析（格子）を使用することで新しいイメージングを行うことも可能である（図１２の（ｄ））。微小孔を使用することもある。すなわち、これらを音源と考えるのである。計測対象の組織内の散乱体を同様に扱うこともある。

10

20

30

40

50

【０１０５】

従って、仮想音源の位置は、厳密に設定する場合と、散乱体媒体中に適当に設置する場合がある。これらにより、物理開口の素子サイズにより決まる横方向分解能の限界を越えることが可能となる。理想的には、点音源を実現しようとする中で、音の拡がりや深達度（エコーのＳＮ比）との間にトレードオフの関係がある。そこでは最適化が必要であるが、基本的には、強い放射超音波を使用できる。散乱や回析を適切に実現するべく、散乱体のインピーダンス、形状、大きさ等、位置、又は、構造物（回析）を調節する必要もある。適切なマイクロバブルも使用できる。

【０１０６】

上記の開口面合成においては、必要に応じて、仮想音源位置と物理開口との距離を考え、音の減衰を考慮した重みづけを行った上で開口面合成を行うことが必要となる。その重みに関しては仮想音源から球面波が放射されたものとする、すなわち、仮想音源を点音源とすることもあるし、点音源としない場合の重みは、とある有限の大きさを持つとある開口形状を持つ仮想音源から放射される超音波の解析解や数値計算に基づいて決定することや、所望する点拡がり関数を実現するべく前記ビームフォーミングパラメータを最適化理論に基づいて仮想音源（開口の大きさや形状、放射強度）ならびに物理開口とそこからの放射強度を決定することも可能である。放射強度が問題となることがあるが、基本的には使用する物理素子開口は小さいものが望ましく、それらの多くの素子を使用するのがよい。尚、これらの新しい仮想音源及び仮想受信機は、横方向変調において特に効果的であるが、横方向変調に限らず、本願発明の１偏向角度のビームステアリング時や開口正面方向へのビームフォーミングにおいても同効果を得ることができ、また、送信と受信の遅延に基づく整相加算（重ね合わせ）を基礎とする実時間ビームフォーミングの時にも使用できるものであり、その使用は上記の開口面合成に限られるものでもない。

【０１０７】

臓器毎に体表付近の骨等の障害物が存在するために物理開口が制約されることもあるし（横方向変調法の方が１方向偏向ビームステアリングよりも広い物理開口を必要とする）、臓器毎に運動が異なるし、臓器の運動の違いにより得られる超音波エコーデータフレーム構成時に決まるエコーのＳＮ比も異なるし、実時間ビームフォーミングを行うか開口面合成を行うかを含めて、使用するビームフォーミングにより変位計測法の計測精度も異なるし、また、エコーのＳＮ比に応じて自己相関法（ＡＭ）、ドブラ法（ＤＭ）、クロススペクトラム位相勾配法（ＣＳＰＧＭ）の計測精度の順位が異なる（エコーのＳＮ比が高いときは、ＡＭ、ＣＳＰＧＭ、ＤＭの順に、１次元の方法よりも多次元の方法の方が精度が高く、エコーのＳＮ比が低いときは逆。非特許文献３に詳しい。）ため、本発明の変位計測装置（方法）では、計測制御部３が、ビームフォーミング法に関して、実時間ビームフォーミングを行うか開口面合成を行うかを含めて、物理開口からの通常の正面方向のビームか、横方向変調法のビームか、１つの偏向角度を持つステアリングビームのいずれかを、

変位計測法との組み合わせとして、適切に選択することになる。この組み合わせは、臓器毎に最適な組み合わせを推奨できるものでもあり、臓器を選択して、自動設定されうるものである。その際には、上述の通り、周波数空間においてスペクトルを分割して処理することもある。

【0108】

以上の通り、本発明は、1つの偏向角度のビームステアリング及びそれによる走査を行うビームフォーミング（開口面合成による場合もある）が必ずしも最良の計測及びイメージングを実現するとは限らず、該ビームフォーミングを実現し得る同ハードウェア構成で実行可能な、横方向変調法や、超音波トランスデューサの物理開口からの正面方向のビームを使用する機能も、変位計測法と併せて選択できることも特徴とする、実質的に新しいビームフォーミングと新しい変位計測法を含む方法から最適な組み合わせの選択機能/方法（自動選択を含む）を有する計測制御部3及びデータ処理部1を具備する変位計測装置及び超音波診断装置を供するものである。その際には、上述の通り、周波数空間においてスペクトルを分割して処理することもある。

10

【0109】

その際には、走査方向変位に関して十分な計測精度を得るべく、極力、電子走査（開口面合成を行う場合もある）や機械走査によるビームステアリングのステアリング角度（図5、図6、図10中の ）を大きくし、走査方向のキャリア周波数を高く設定することを心がける（超音波周波数が高い方がイメージがよく、変位の計測精度も高い）。電子的に偏向角度をあまり大きくするとエコーの十分なS/N比が得られず、従って、必要に応じて、電子的及び機械的な両ビームステアリングを組み合わせで行うこともある。

20

【0110】

この走査方向のキャリア周波数は高いほど良いが、ビームピッチにより決まる走査方向の最高周波数がサンプリング定理に基づいて折り返し現象（図13の（a））を生じないように超音波ビーム間隔で決まるサンプリング周波数の1/2以下に設定される必要がある。つまり、必要に応じて、ビームピッチを細かくする必要がある。横方向変調においても同様である。開口面合成が行われる場合もある。

【0111】

しかし、ビームの偏向角度を大きくすると、サイドローブ及びグレーティングローブが大きく成長するため、周波数領域においてそれらのスペクトルを零としてこれをフィルタリング除去する処理を行う（図13の（b））。また、スペクトラムを抽出することにより、偏向角度の異なるステアリングビームを分離することができる。また、到来方向の異なる信号の分離を行うこともできる。開口面合成が行われる場合もある。

30

【0112】

また、ビームの偏向角度を大きくしてナイキスト定理の最高周波数以上の横方向キャリア周波数を実現できる場合には、最高周波数より高い周波数帯域において信号スペクトル以外のスペクトルをゼロ詰めすることによる広帯域化（すなわち、座標系の横方向サンプリング間隔の補間）を行う（図13の（c））か、空間においてビーム数を補間するか、密なビームピッチでビームフォーミングを行う。横方向変調においても、交差ビームを交差させる場合には、この広帯域化を行う方法は有効である。開口面合成が行われる場合もある。

40

【0113】

また、電子的なステアリングのみでは、高い横方向キャリア周波数やエレベーション方向キャリア周波数が得られない場合には、機械走査によるステアリングの応用として、偏向ビームから成る超音波エコーデータフレームの座標の回転を行う（図14の（a））。また、変位ベクトル成分の計測精度を調整することを目的として座標を回転させることもある。座標の回転は周波数領域において行うこともできる（図14の（b））。但し、例えば、体表と並行して走行する血管内の血流（変位や速度等）を計測対象とする場合にその計測精度を得るためには、極力、ビームをその変位方向に偏向しておかなければいけない。開口面合成と組み合わせで行われる場合もある。

50

## 【0114】

これらにおいて、3次元関心領域、又は、2次元関心領域内において得られた該超音波エコー信号の基本波成分、又は、キャリア周波数が高いことにより超音波ビーム方向の変位成分の計測精度が向上する高調波成分、且つ、基本波で構成される超音波ビームに較べて超音波走査方向に広帯域（細いビームを実現できる）であることにより超音波走査方向の計測精度を向上させることの可能である高調波成分、又は、高調波成分のみではそのS/N比が低くなることがあるために超音波エコー信号の全成分を有効に利用することがある。すなわち、超音波エコー信号そのものを、抽出した基本波（ $n = 1$ ）のみを、抽出した第 $n$ 次高調波（ $n = 2 \sim N$ ）のみを、又は、これらの組み合わせ（重ね合わせ）を用いて、エコーイメージングが行われる、また、各々の波より得られるエコー信号を用いて、変位ベクトル又は1方向変位の計測が行われることがある。

10

## 【0115】

その際には、各エコーより導出される式を連立して変位成分を求めることがあり、その場合は、各エコーの信頼度やS/N比に応じて、重み付けをして連立方程式を解くことがある（最小二乗法や正則化が使用されることもある）。また、エコーイメージングには、上記の周波数分割を行って得られる各スペクトル（各解析信号）が使用されることもあり、また、これらを重みづけして重畳して重ね合わせ表示することもある（使用しない周波数帯域のスペクトルは、重みを零とすることと等価である）。また、周波数分割を施せずに得られる複素解析信号と組み合わせられることもある。それらの重ね合わせは、各々を検波した上で重ね合わせる場合と、生rf信号を重ね合わせした上で検波する場合とがある。横方向変調や正面放射の場合も同様である。

20

## 【0116】

データ処理部1において算出された3次元関心空間内の3次元又は2次元変位ベクトル、2次元関心領域内の2次元変位ベクトル、3次元関心空間又は2次元関心領域内の1方向変位に帯域制限を施した微分フィルタ（3次元、2次元、又は、1次元空間フィルタ）を畳み込み積分するか、又は周波数空間にて帯域制限のある微分フィルタの周波数応答（3次元、2次元、又は、1次元周波数応答）をかけることにより歪テンソル成分又は歪が求められる。同様に、これらの変位（ベクトル成分、分布、時系列）又は歪（テンソル成分、分布、時系列）に帯域制限を施した時間微分フィルタを施すことにより歪（テンソル成分、分布、時系列）や歪速度（テンソル成分、分布、時系列）や加速度（ベクトル成分、分布、時系列）や速度（ベクトル成分、分布、時系列）が求められる。

30

## 【0117】

以上の計測結果として、少なくとも計測された変位ベクトル成分又は変位、又は、歪テンソル成分又は歪、又は、歪速度テンソル成分又は歪速度、又は、加速度ベクトル成分又は加速度、又は、速度ベクトル成分又は速度、又はその分布、又はその時系列と、その再を使用した超音波エコーデータフレームそのものを包絡線検波や2乗検波等の検波を行って得られるBモードグレー画像を、CRT等の表示部10（図1）に画像表示することも可能である。テンソル量に関しては主歪や主歪速度が求められ、これらが画像表示されることもある。必要に応じて、いわゆるカラードブラやパワードブラ、エラストグラフィ（Elastography）等の様に、それらの分布がBモードグレー画像中にカラー表示されたりして、空間的な位置や、方向や、大きさ（強さ）に関して分解能を持つ表示方法は全て該当する。また、ベクトル量や主歪、主歪速度はベクトル線図で示されることもある。また、これらが互いに重畳されて表示されることもある。

40

## 【0118】

上記の様に、本発明は、1方向にのみ偏向したビームでスキャンするビームフォーミングを基礎とし（開口面合成が行われる場合もある）、これにより、他ビームフォーミング法に較べて時間を要さずエコーデータを収集することができ、その結果、その間の組織変位により生じる誤差を最小限にとどめることができ、さらに、適宜、所定の方法でエコー信号を処理した上で所定の変位計測法と適切に組み合わせる使用することにより、変位ベクトル又は横方向を主とした1方向変位の高精度な計測を実現する新しい方法及び装置（

50

技法)を提供するものである(深さ方向の1方向変位の高精度計測も可能である)。

【0119】

また、上記の実施形態により計測された変位ベクトル分布データから求めた歪テンソル分布データに基づいて、ずり弾性定数分布を演算により求めることができる(例えば、非特許文献12参照)。なお、ずり弾性率を求める場合には、ずり弾性率が既知の物体を参照物として利用するものとし、関心領域内に参照領域を設定する。この参照領域は、ずり弾性率の絶対値が既知の領域、又はずり弾性率を推定済の領域を設定する。安定的にずり弾性率分布を計測するためには、参照領域は、支配的に変形している方向と直交する方向に広く存在することが必要である。したがって、超音波トランスデューサそのものを力源として対象物を圧迫する場合には、トランスデューサと対象物との間に参照物を挟んで圧迫を加える。この場合に、参照物は、治具を用いてトランスデューサ側に装着することもできる。

10

【0120】

ところで、変位ベクトル分布、歪テンソル分布、ずり弾性率分布を計測する狙いは、定量的に静力学又は動力学に関する物体、物質及び材料の非破壊による特性評価及び検査、生物の非侵襲的診断及び検査を行うことにある。例えば、ヒト生体軟組織を対象とした場合には、積極的に体外より圧迫ないし低周波振動を印加すると、病変の進行や組織性状の変化に伴う組織の静的弾性特性が変化することに着目したのである。また、体外より圧迫することに代えて、心拍や脈拍等による組織変形を計測しても同様であり、組織のずり弾性率の値及びその分布形態から組織性状鑑別を行うことができる。従って、数値表示だけでなく、段落0111に記載のCRT表示には、これら、さらに求められた弾性特性等も同様に表示される。

20

【0121】

また、放射線治療(強力超音波照射、レーザー照射、電磁RF波照射、電磁マイクロ波照射、等)による生体組織の治療効果(温度変化を含む:例えば、非特許文献13参照)のモニタリングに使用することもある。この場合に、段落0111に記載のCRT表示機能に基づき、治療前、治療間、治療後において、治療の制御を行うべく計測されるずり弾性率分布を計測してCRTに画像表示するだけでなく、本発明の各実施形態により計測される変位ベクトル分布、変位ベクトル成分分布、歪テンソル成分分布、歪テンソル成分の勾配分布の静止画像、動画像、各分布の経時的变化(差分値)を画像等、各分布の任意の位置における値、及び、各分布の任意の位置における値の経時的变化(グラフ)をCRTに表示する。

30

【0122】

また、超音波画像表示機能との併用により、体積弾性率及び密度の空間的变化そのもののリアルタイム測定及び画像化も可能として、体積弾性率及び密度の空間的变化そのものの画像に、計測結果として、変位ベクトル分布、変位ベクトル成分分布、歪テンソル成分分布、歪テンソル成分の勾配分布の静止画像、動画像、各分布の経時的变化(差分値)を重畳表示することもできる。変位ベクトル分布に関してはベクトル線図にて表示することもある。また、温度分布が計測された場合には、これより、熱物性分布を求め、治療計画を立てることも可能である(例えば、非特許文献13参照)。

40

【0123】

また、穿刺型放射線治療「強力超音波照射、レーザー照射、電磁RF波照射(不感電極も針電極)、電磁マイクロ波照射(不感電極も針電極)等による生体組織の治療効果(温度変化を含む)のモニタリング及び治療の制御、治療計画を立てるために使用する場合も同様である。また、抗癌剤投与により生体組織の治療効果(温度変化を含む)のモニタリング及び治療の制御、治療計画を立てるために使用する場合も同様である。

【0124】

これらの治療効果のモニタリングにおいては、特に、力源が存在しない、あるいは、積極的に使用しない場合には、変位ベクトル及び歪テンソルを計測することにより治療そのものによる組織の変性、組織の膨張・収縮(縮退)、組織の温度変化等の検出にも応用

50

できる。

【 0 1 2 5 】

また、生物や物体・物質・材料（生成時及び成長時を含む）を対象に、非破壊検査として、変位ベクトル分布、歪テンソル分布、及び、ずり弾性率分布の計測及びモニタリングを行うこともある。

【 0 1 2 6 】

本実施形態によれば、1方向にのみ偏向したビームでスキャン（走査）するビームフォーミングを基礎とする（開口面合成が行われる場合もある）ため、他ビームフォーミング法に較べてエコーデータの収集に時間を要さず、従って、その間の組織変位による誤差を最小限にとどめ、さらに、適宜、所定の方法でエコー信号を処理した上で、所定の変位計測法と適切に組み合わせて使用することにより、変位ベクトル又は横方向を主とした1方向変位の高精度な計測を実現できる（深さ方向の1方向変位の高精度計測も可能である）。同一のハードウェア構成で実現可能な、実時間ビームフォーミングを行うか開口面合成を行うかを含めて、同ビームステアリングを基礎として実現される横方向変調や、物理開口から正面放射する通常のビームフォーミング等の他のビームフォーミング法を含む候補、及び新しい変位計測法を含む変位計測法の候補から、計測対象にとって最適な組み合わせを選択することを可能とすることにより、最良の変位計測とエコーイメージングを供することができる。その際には、上述の通り、周波数空間においてスペクトルを分割して処理することもある。また、同一のハードウェア構成で実現できる横方向変調法において、古典的な開口面合成処理を行う場合に、一素子ごとの送信パワーが弱い場合に得られるエコー信号のSN比が低くなる問題と、深さ方向及び横方向やエレベーション方向の視野領域が狭くなる問題も解決する。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 2 7 】

本発明は、物体、物質、材料、生体等の計測対象物内部の力学的な特性（変位、歪、速度、加速度等）を非破壊で定量的に計測する変位計測装置及び超音波診断装置において利用することが可能である。

【符号の説明】

【 0 1 2 8 】

- 1 データ処理部
- 2 データ格納部
- 3 計測制御部
- 4、4'、4" 位置調整部
- 5 変位・歪検出センサ
- 5' 駆動・出力調整部
- 6 計測対象物
- 7 関心領域
- 8、8'、8" 力源
- 9 液体槽
- 10 表示部
- 11 遅延素子
- 12 アポダイゼーション素子又はスイッチ
- 13 加算器

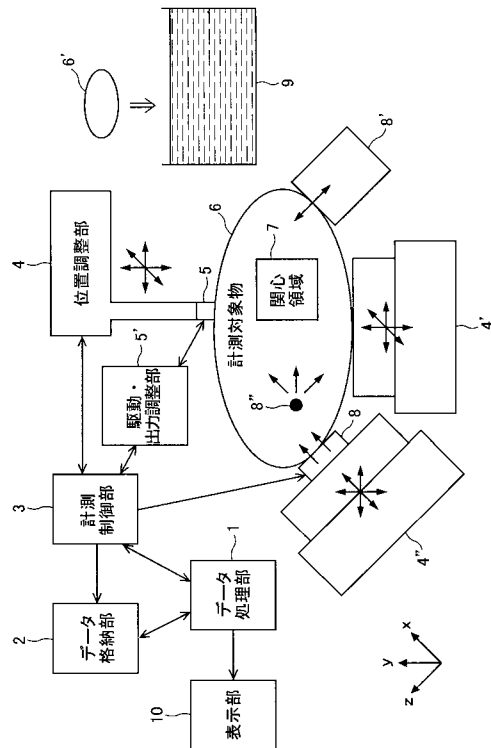
10

20

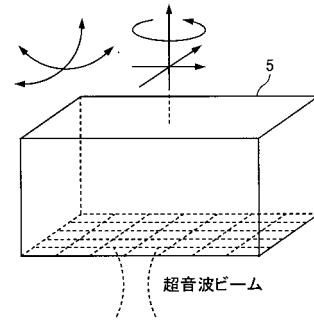
30

40

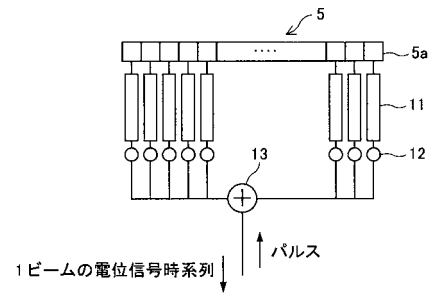
【図 1】



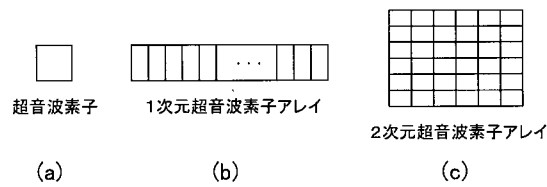
【図 2】



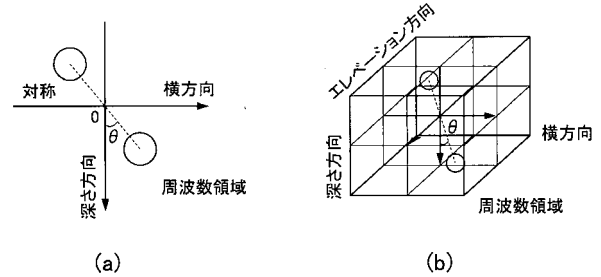
【図 3】



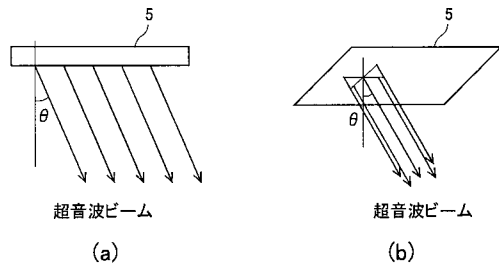
【図 4】



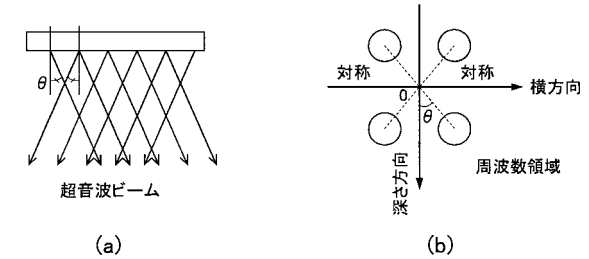
【図 7】



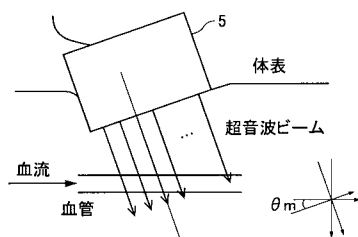
【図 5】



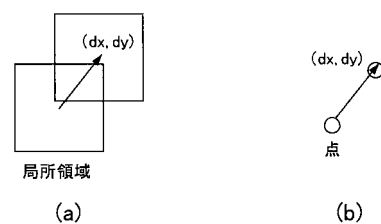
【図 8】



【図 6】

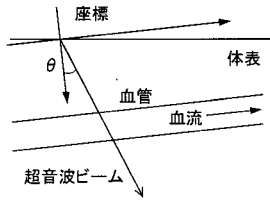


【図 9】

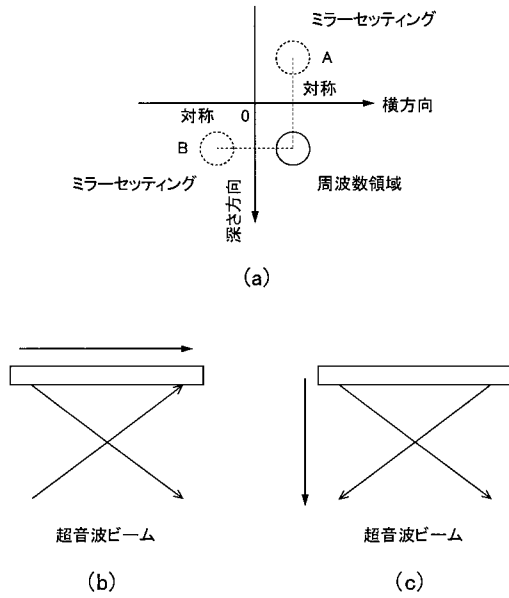




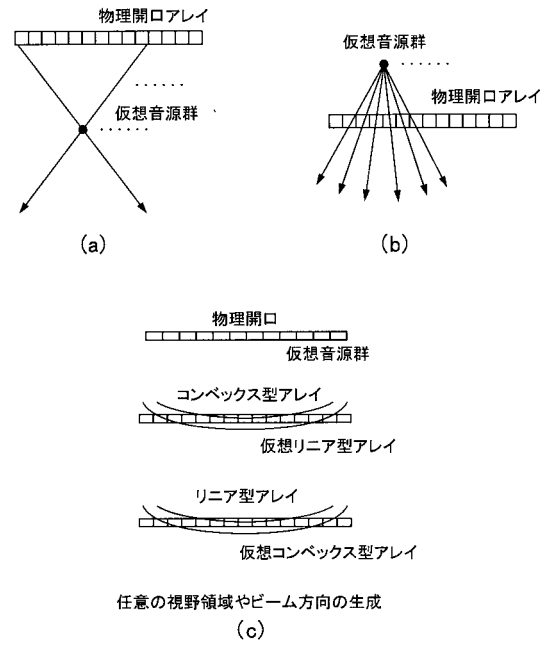
【図 10】



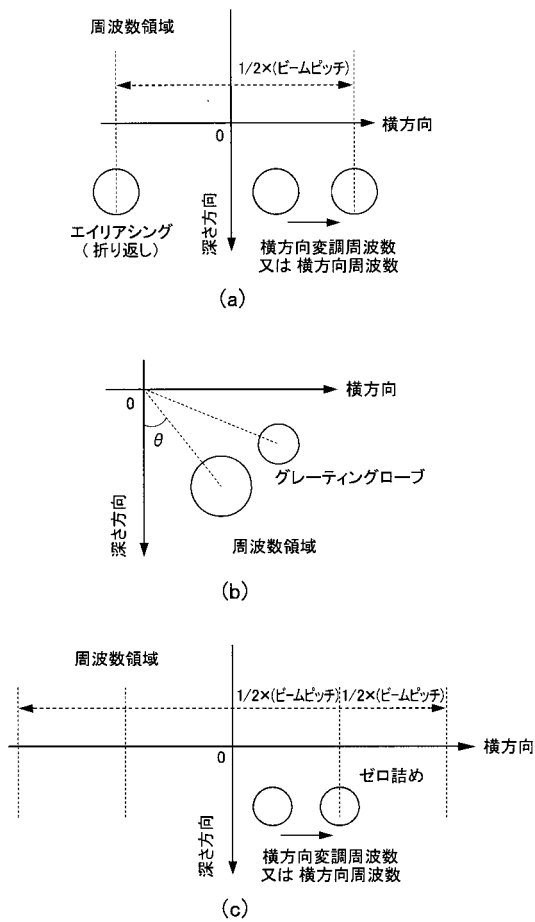
【図 11】



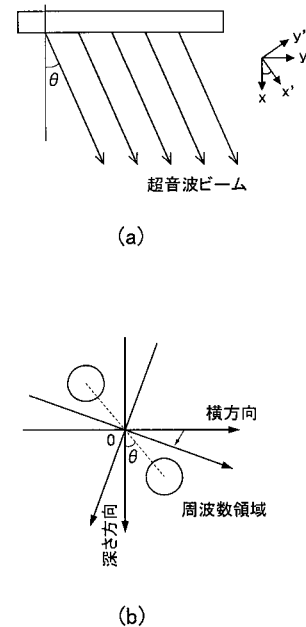
【図 12】



【図 13】



【図 14】



专利名称(译)	位移测量方法和装置，以及超声诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011078744A</a>	公开(公告)日	2011-04-21
申请号	JP2010144921	申请日	2010-06-25
[标]申请(专利权)人(译)	学校法人上智学院		
申请(专利权)人(译)	学校法人上智学院		
[标]发明人	炭親良		
发明人	炭 親良		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B5/0048 A61B5/0059 A61B5/015 A61B5/055 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/145 A61B8/42 A61B8/4416 A61B8/4466 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/54 G01R33/4814 G01S7/52042 G01S15/42 G01S15/8977 G01S15/8979 G01S15/899 G01S15/8997 G06T7/0016		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB16 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/EE09 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB14 4C601/HH25 4C601/HH31 4C601/HH38 4C601/JB49 4C601/JC16		
代理人(译)	宇都宫正明		
优先权	2009209656 2009-09-10 JP		
其他公开文献	JP5665040B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：基于波束形成方法实现实时高精度位移矢量测量，该方法最小化系统位移引起的误差，同时生成回波数据帧而不需要花费太多时间进行波束形成。解决方案：位移测量方法采用可选的三维正交三轴坐标系，其中被测物体的近似垂直方向以近似直角横穿其横向，并且其高度方向以近似直角交叉这两个方向，生成电子地和/或机械地具有偏转角的超声波转向梁，并且包括步骤（a）以通过在横轴方向上由转向梁扫描被测物体来产生超声回波数据帧，并且步骤（b）计算通过在两个或更多个不同时间相位处产生的超声回波数据帧之间应用规定的块匹配来获得位移矢量分布。

