

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5528935号
(P5528935)

(45) 発行日 平成26年6月25日 (2014. 6. 25)

(24) 登録日 平成26年4月25日 (2014. 4. 25)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2010-169495 (P2010-169495)
 (22) 出願日 平成22年7月28日 (2010. 7. 28)
 (65) 公開番号 特開2012-29722 (P2012-29722A)
 (43) 公開日 平成24年2月16日 (2012. 2. 16)
 審査請求日 平成25年6月4日 (2013. 6. 4)

(73) 特許権者 390029791
 日立アロカメディカル株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
 (72) 発明者 岡田 孝
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
 カ株式会社内
 (72) 発明者 射谷 和徳
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
 カ株式会社内
 審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体に対して超音波を送受するプローブと、
 プローブを制御することにより生体内の対象物に対して複数の超音波ビームを形成して
 各超音波ビームごとに受信信号を得る送受信部と、
 各超音波ビームごとにその受信信号内において対象物の境界を特定することにより、複
 数の超音波ビームに対応した複数の境界点を得る境界特定部と、
 前記複数の境界点に基づいて対象物の境界の形状を反映させた境界データを得る形状特
 定部と、
 互いに異なる時刻に得られた境界データ同士を比較することにより、対象物の変位に関
 する計測結果として、境界データの移動量を算出する変位計測部と、
 を有する、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
 前記形状特定部は、前記境界データとして、対象物の境界に関する近似曲線である境界
 線データを形成し、
 前記変位計測部は、境界線データ上の座標に対応したデータと他の座標に対応したデー
 タとを識別した二次元データについて、互いに異なる時刻に得られた二次元データ同士の
 相関演算により前記移動量を算出する、

10

20

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

前記変位計測部は、各超音波ビームに対して交差する方向に沿った前記移動量の成分を算出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記送受信部は、前記境界データの移動量に基づいて、対象物の変位に追従するように前記複数の超音波ビームの位置を変更する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記境界特定部は、各超音波ビームごとに得られる受信信号内においてエコートラッキング処理により各境界点を追跡する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記形状特定部は、前記境界データとして、複数の境界点を結ぶ境界線データを形成する、

ことを特徴と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、超音波診断装置に関し、特に、対象物の変位を計測する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を利用して生体内の対象物の変位を計測する技術として、例えば特許文献 1 に記載されたエコートラッキングの技術が知られている。その技術によれば、例えば、超音波ビームに沿って得られるエコー信号内において、血管壁などに対応した信号部分のゼロクロス点が検知され、さらにそのゼロクロス点が追跡される。これにより、血管壁などの変位を極めて高い精度で計測することが可能になる。

【0003】

また、特許文献 2 には、エコートラッキングの技術を利用して、骨の力学的特性を評価する旨の極めて画期的な発明が記載されている。特許文献 2 には、例えばエコートラッキングを利用して複数の超音波ビームから骨表面に対応する複数の表面ポイントを特定し、複数の表面ポイントに基づいて骨表面の形状データを生成し、形状データの変化に基づいて骨の力学的特性を評価する旨の技術が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特許第 3 6 0 9 6 8 8 号公報

【特許文献 2】特許第 3 9 5 4 9 8 1 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、超音波を利用して生体内の対象物の変位を計測する技術について研究開発を重ねてきた。特に、超音波ビームに沿った方向に関する変位成分はもちろんのこと、超音波ビームに対して交差する方向に沿った変位成分、例えば超音波ビームに対して直交する方向に沿った変位成分にも注目した。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 6 】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波を利用した変位の計測に係る新しい計測原理を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記目的を達成する好適な超音波診断装置は、生体に対して超音波を送受するプローブと、プローブを制御することにより生体内の対象物に対して複数の超音波ビームを形成して各超音波ビームごとに受信信号を得る送受信部と、各超音波ビームごとにその受信信号内において対象物の境界を特定することにより、複数の超音波ビームに対応した複数の境界点を得る境界特定部と、前記複数の境界点に基づいて対象物の境界に関する形状データを10
得る形状特定部と、互いに異なる時刻に得られた形状データ同士を比較することにより対象物の変位に関する計測結果として、形状データの移動量を算出する変位計測部と、を有することを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

この超音波診断装置では、互いに異なる時刻に得られたそれぞれの形状データを比較することにより、対象物の変位に関する計測結果として、形状データの移動量が算出される。そのため、例えば二次元的な形状データに基づいて二次元的な移動量を算出することができ、必要に応じて、例えば超音波ビームに直交する方向に関する移動量の成分を得ることもできる。もちろん、超音波ビームを立体的に走査して三次元的な形状データを形成し、その形状データに基づいて三次元的な移動量を算出してもよい。20

【 0 0 0 9 】

望ましい具体例において、前記変位計測部は、互いに異なる時刻に得られた形状データ同士の相関演算により前記移動量を算出する、ことを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

望ましい具体例において、前記変位計測部は、各超音波ビームに対して交差する方向に沿った前記移動量の成分を算出する、ことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

望ましい具体例において、前記送受信部は、前記形状データの移動量に基づいて、対象物の変位に追従するように前記複数の超音波ビームの位置を変更することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

望ましい具体例において、前記境界特定部は、各超音波ビームごとに得られる受信信号内においてエコートラッキング処理により各境界点を追跡する、ことを特徴とする。30

【 0 0 1 3 】

望ましい具体例において、前記形状特定部は、前記形状データとして、複数の境界点を結ぶ境界線データを形成する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

本発明により、超音波を利用した変位の計測に係る新しい計測原理が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、二次元的な形状データに基づいて二次元的な移動量を算出することができ、必要に応じて、超音波ビームに直交する方向に関する移動量の成分40
を得ることもできる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 5 】

【図 1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。

【図 2】境界線データの形成処理を説明するための図である。

【図 3】移動量の算出処理を説明するための図である。

【図 4】超音波ビームの位置の変更を説明するための図である。

【図 5】三次元座標系における変位の計測を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 6 】

10

20

30

40

50

以下に本発明の好適な実施形態を説明する。

【0017】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。プローブ10は、例えば被検者の体表に当接して用いられる超音波探触子である。プローブ10は、被検者の体内に向けて超音波ビームを形成し、その超音波ビームを走査する。プローブ10としては、例えば、二次元平面内で超音波ビームをリニア走査するリニアプローブが好適であるため、以下においてはリニアプローブを利用した形態について説明する。なお、プローブ10として、コンベックスプローブや、三次元空間内で超音波ビームを立体的に走査する三次元プローブが利用されてもよい。

【0018】

プローブ10は、送受信部12により制御され、被検者の体内の対象組織を含む二次元平面内で超音波ビームを電子的に走査する。そして、複数の超音波ビームが次々に電子走査され、各超音波ビームごとにエコー信号（受信信号）が取得される。取得された複数のエコー信号は超音波画像形成部20に出力され、超音波画像形成部20は複数のエコー信号に基づいて対象組織を含む超音波画像（例えばBモード画像など）を形成する。

【0019】

送受信部12で取得されたエコー信号は、エコートラッキング処理部（ET処理部）22へも出力される。エコートラッキング処理部22は、例えば特許文献1または特許文献2などに記載されたエコートラッキング処理により、対象組織の境界に対応した境界点を追跡する。エコートラッキング処理においては、複数のトラッキング用の超音波ビームが利用される。トラッキング用の超音波ビームは、超音波画像の形成に利用される複数の超音波ビームの中から選択されてもよいし、超音波画像用の超音波ビームとは別に、トラッキング用の超音波ビームが形成されてもよい。

【0020】

エコートラッキング処理では、各超音波ビームごとに、そのエコー信号内の比較的振幅の大きな信号部分で、対象組織の境界に対応した境界点が特定される。単に振幅の大きな部分として信号部分を捉えてしまうと、信号部分は時間軸方向（深さ方向）に広がっているため、その広がりの程度に応じた誤差が生じてしまう可能性がある。そこで、エコートラッキング処理では、信号部分の代表点としてゼロクロス点が検知され、検知されたゼロクロス点をトラッキングすることで、境界点の特定の精度を飛躍的に高めている。ゼロクロス点は、トラッキングの範囲として設定されたトラッキングゲート期間内において、エコー信号（受信信号）の振幅が正から負へ、または、負から正へと極性が反転するタイミングとして検知される。ゼロクロス点が検知されるとその点を中心として、新たにトラッキングゲートが設定される。そして、次の送受信タイミングで、同じ部位から取得されるエコー信号においては、新たに設定されたトラッキングゲート期間内でゼロクロス点が検知される。こうして、エコートラッキング処理により、各超音波ビームごとに境界点が特定され、複数のトラッキング用の超音波ビームを利用して複数の境界点が追跡される。

【0021】

形状データ生成部24は、複数の境界点に基づいて、対象組織の境界に関する形状データを生成する。形状データ生成部24は、形状データとして、例えば複数の境界点を結ぶ境界線データを形成する。さらに、移動量算出部26は、互いに異なる時刻に得られた形状データ同士を比較することにより、対象組織の変位に関する計測値として、形状データの移動量を算出する。つまり、境界線データの移動量が算出される。境界線データの形成処理と移動量の算出処理については後に詳述する。

【0022】

表示画像形成部30は、超音波画像形成部20から得られる超音波画像や、移動量算出部26において算出された移動量を表示した表示画像を形成する。そして、形成された表示画像が表示部40に表示される。なお、図1に示す超音波診断装置内の各部は、制御部50により制御される。

【0023】

次に、図 1 の超音波診断装置による変位の計測原理について詳述する。なお、既に図 1 に示した部分（構成）については、以下の説明においても図 1 の符号を利用する。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、境界線データの形成処理を説明するための図である。図 2（A）は、対象組織が変位する前の計測状態を示しており、図 2（A）には、プローブ 10 により形成される 5 本のトラッキング用の超音波ビーム B 1 ～ B 5 と、各超音波ビーム上において特定される境界点 P 1 ～ P 5 が図示されている。

【 0 0 2 5 】

境界点 P 1 ～ P 5 は、エコトラッキング処理部 22 において前述のエコトラッキング処理により追跡されるゼロクロス点である。形状データ生成部 24 は、境界点 P 1 ～ P 5 に基づいて、対象組織の境界の形状を反映させた境界線データ L a を形成する。

10

【 0 0 2 6 】

超音波ビーム B 1 ～ B 5 は、送受信部 12 の制御に応じてプローブ 10 により形成される。そのため、プローブ 10 を基準とした図 2 の X Y 座標系上において、各超音波ビーム B 1 ～ B 5 の X 軸上における位置は予め分かっている。そして、各超音波ビーム B 1 ～ B 5 上において、エコトラッキング処理により各境界点 P 1 ～ P 5 が追跡され、各境界点 P 1 ～ P 5 の Y 軸上における位置（深さ）が計測される。これにより、図 2 の X Y 座標系内における各境界点 P 1 ～ P 5 の座標値が得られる。

【 0 0 2 7 】

形状データ生成部 24 は、図 2 の X Y 座標系上において、各境界点 P 1 ～ P 5 の座標値に基づいて、5 つの境界点 P 1 ～ P 5 を結ぶ境界線データ L a を形成する。形状データ生成部 24 は、例えば、5 つの境界点 P 1 ～ P 5 を対象とした多項式近似やスプライン補間などの数学的な演算を用い、対象組織の境界線に関する近似曲線である境界線データ L a を形成する。

20

【 0 0 2 8 】

エコトラッキング処理部 22 は、各超音波ビーム B 1 ～ B 5 上において、刻々と変位する境界点 P 1 ～ P 5 を追跡している。そのため、図 2（A）の変位前と同様に、図 2（B）に示す対象組織が変位した後においても、各境界点 P 1 ～ P 5 の Y 軸上における位置が計測され、図 2 の X Y 座標系内において各境界点 P 1 ～ P 5 の座標値が得られる。

【 0 0 2 9 】

30

そして、形状データ生成部 24 は、図 2（B）の変位後においても、各境界点 P 1 ～ P 5 の座標値に基づいて、5 つの境界点 P 1 ～ P 5 を結ぶ境界線データ L b を形成する。境界線データ L b も、例えば 5 つの境界点 P 1 ～ P 5 を対象とした多項式近似やスプライン補間などにより形成される。

【 0 0 3 0 】

こうして、対象組織の変位前と変位後において、境界線データ L a と境界線データ L b が形成されると、移動量算出部 26 は、境界線データ L a と境界線データ L b を比較して境界線の移動量を算出する。

【 0 0 3 1 】

図 3 は、移動量の算出処理を説明するための図である。図 3 には、図 2 の X Y 座標系内において形成された境界線データ L a と境界線データ L b が図示されている。図 2 に示す変位前と変位後において、プローブ 10 に対して対象組織が変位すると、図 3 に示すように、対象組織の変位に応じて境界線データも変位する。

40

【 0 0 3 2 】

移動量算出部 26 は、境界線データ L a と境界線データ L b とを対象とした相関演算により、境界線データの移動量を算出する。その相関演算においては、例えば、X Y 座標系内において境界線データ L a 上の座標に対応したデータを「1」として他の座標に対応したデータを「0」とした変位前の二次元データと、X Y 座標系内において境界線データ L b 上の座標に対応したデータを「1」として他の座標に対応したデータを「0」とした変位後の二次元データが利用される。

50

【 0 0 3 3 】

そして、移動量算出部 2 6 は、変位前の二次元データを X 軸方向と Y 軸方向に段階的に微小距離だけ移動させつつ、各段階ごとに、変位後の二次元データとの間の全座標に亘るデータの相関値を算出し、相関値が最大となる X 軸方向の移動量 Δx と Y 軸方向の移動量 Δy を探索する。つまり、パターンマッチングの原理により、移動量 Δx と移動量 Δy が特定される。なお、変位前の二次元データを X 軸方向と Y 軸方向に段階的に微小距離だけ移動させつつ、さらに微小角度だけ回転させつつパターンマッチングを行うことにより、移動量 Δx と移動量 Δy に加えて、回転移動量を算出してもよい。

【 0 0 3 4 】

このようにして算出された境界線データに関する移動量 Δx と移動量 Δy が、対象組織の変位の計測結果として、例えば表示画像形成部 3 0 を介して表示部 4 0 に表示される。また、算出された境界線データに関する移動量に基づいて、トラッキング用の超音波ビームの位置が変更されてもよい。

10

【 0 0 3 5 】

図 4 は、超音波ビームの位置の変更を説明するための図である。図 4 (B) は、超音波ビームの位置が変更される前の計測状態を示しており、この計測状態は、図 2 (B) の変位後の計測状態と同じである。

【 0 0 3 6 】

上述したように、図 2 (A) の変位前から図 2 (B) の変位後において、図 3 に示したように境界線データに関する移動量 Δx と移動量 Δy が得られる。そこで、制御部 5 0 はビームの走査方向に対応した移動量 Δx に基づいて、送受信部 1 2 を制御してトラッキング用の超音波ビームの位置を移動させる。

20

【 0 0 3 7 】

図 4 (C) は、超音波ビームの位置が変更された後の計測状態を示している。図 4 (C) においては、5 本のトラッキング用の超音波ビーム B 2 ~ B 6 が利用されている。つまり、図 4 (B) において利用されていた超音波ビーム B 1 に代えて、図 4 (C) では超音波ビーム B 6 が利用されており、5 本のトラッキング用の超音波ビームが全体として X 軸に沿って正方向にシフトされている。このように、対象組織の変位に追従するように、5 本のトラッキング用の超音波ビームの位置を変更してもよい。もちろん、5 本のトラッキング用の超音波ビームの各々を移動量 Δx だけ X 軸の正方向にシフトさせてもよい。

30

【 0 0 3 8 】

以上、図 1 の超音波診断装置による変位の計測原理について説明したが、トラッキング用の超音波ビームは 5 本以外の複数本であってもよいことは言うまでもない。また、以上の説明では、リニアプローブの走査態様に適した X Y 直交座標系を利用しているが、座標系は直交座標系に限定されない。例えば、コンベックスプローブの走査態様に合わせて、ビームの深さ方向を r として扇状に走査されるビームの走査方向を θ とした、二次元 $r \theta$ 座標系が利用されてもよい。さらに、上述した二次元の X Y 座標系内における変位の計測原理を三次元の座標系に拡張することも可能である。

【 0 0 3 9 】

図 5 は、三次元座標系における変位の計測を説明するための図である。対象組織の変位を三次元的に計測するためには、プローブ 1 0 として、三次元空間内で超音波ビームを立体的に走査する三次元プローブが利用される。例えば、方位方向を電子走査方向、エレベーション方向を機械走査方向として、超音波ビームが立体的に走査される。図 5 には、方位方向を X 軸とし、エレベーション方向を Z 軸とし、深さ方向を Y 軸とした、三次元の X Y Z 座標系が図示されている。

40

【 0 0 4 0 】

三次元的な計測においては、X Y 平面内の複数の走査位置にトラッキング用の超音波ビームが設定される。例えば、同一直線上に無い 3 つ以上の走査位置にトラッキング用の超音波ビームが設定され、各超音波ビームごとに、エコートラッキング処理により、対象組織の境界に対応した境界点が追跡される。

50

【 0 0 4 1 】

こうして、三次元のX Y Z座標系内において複数の境界点が特定されると、それら複数の境界点に基づいて、対象組織の境界の形状を二次元的に反映させた境界面S fが形成される。そして、対象組織の変位前の境界面S f aと変位後の境界面S f bの比較から、対象組織の変位の計測結果として、境界面S fのX軸方向の移動量 Δx とY軸方向の移動量 Δy とZ軸方向の移動量 Δz が算出される。変位前後の境界面S fの比較においても、三次元のX Y Z座標系内において、例えば相関演算とマッチング処理が利用される。

【 0 0 4 2 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

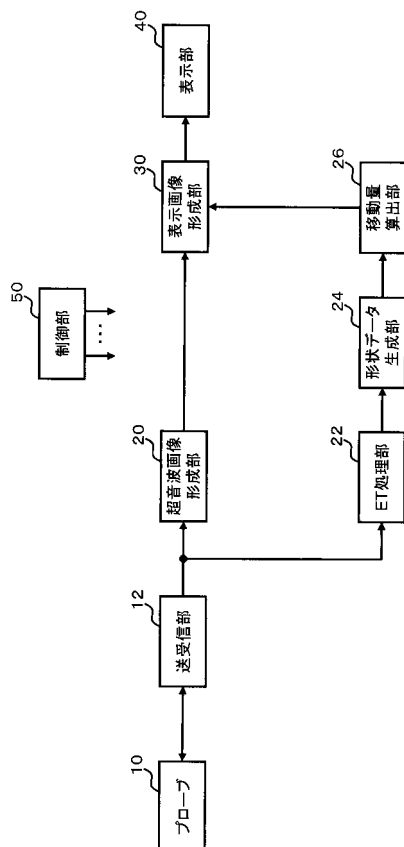
【符号の説明】

【 0 0 4 3 】

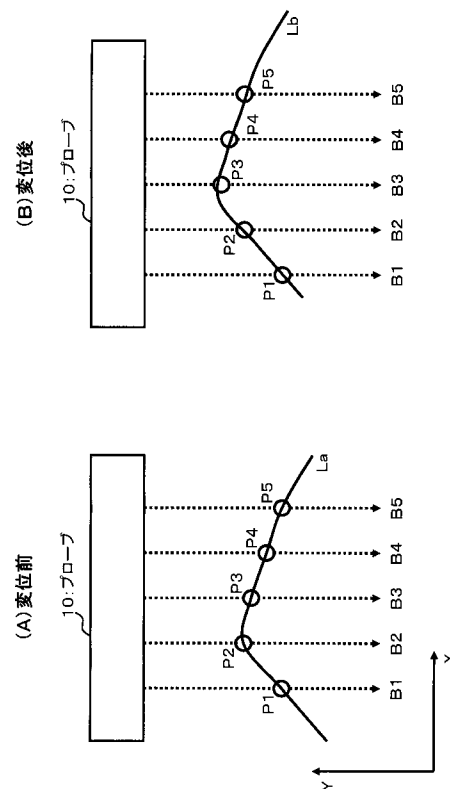
22 エコトラッキング処理部、24 形状データ生成部、26 移動量算出部。

10

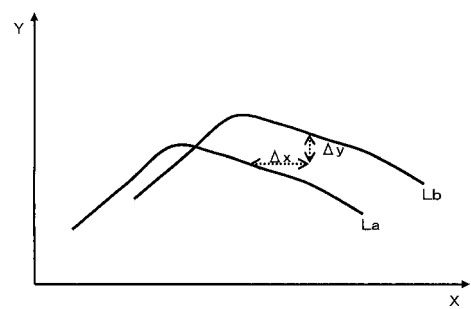
【 図 1 】



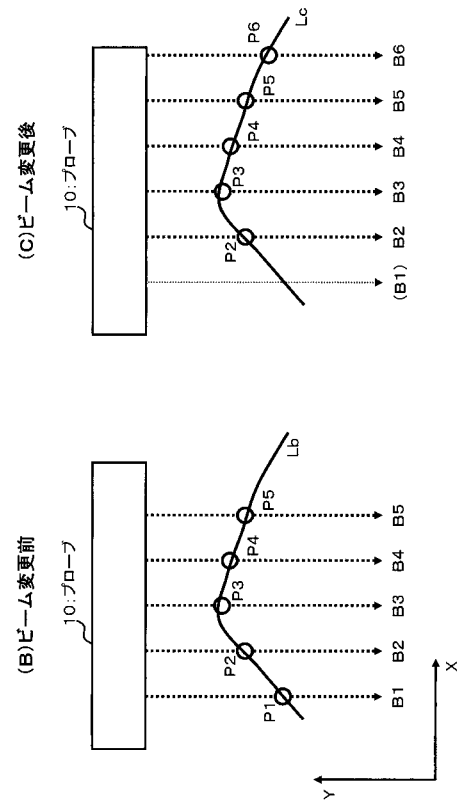
【 図 2 】



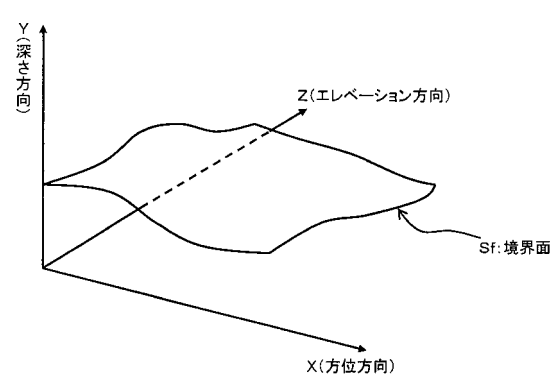
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 1 5 2 1 9 2 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 3 3 4 2 7 3 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 1 8 3 1 1 8 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 0 3 9 4 0 7 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 6 / 0 7 3 0 8 8 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5528935B2	公开(公告)日	2014-06-25
申请号	JP2010169495	申请日	2010-07-28
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	岡田孝 射谷和徳		
发明人	岡田 孝 射谷 和徳		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/JB42 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC23		
其他公开文献	JP2012029722A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供与利用超声波测量位移有关的新测量原理。解决方案：回波跟踪处理部分22通过回波跟踪处理跟踪对应于物体组织边界的多个边界点。形状数据生成部24基于多个边界点生成与对象组织的边界相关的形状数据。形状数据生成部分24生成连接多个边界点的边界线数据，例如，作为形状数据。此外，通过比较在彼此不同的时间获得的形状数据，移动量计算部分26计算形状数据的移动量作为与对象组织的位移有关的测量值。也就是说，计算边界线数据的移动量。

図 1

