

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4667177号

(P4667177)

(45) 発行日 平成23年4月6日(2011.4.6)

(24) 登録日 平成23年1月21日(2011.1.21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2005-258241 (P2005-258241)	(73) 特許権者	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成17年9月6日(2005.9.6)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2007-68731 (P2007-68731A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成19年3月22日(2007.3.22)	(72) 発明者	原田 烈光 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ カ株式会社内
審査請求日	平成20年6月27日(2008.6.27)	(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
		審査官	後藤 順也
		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】

複数の超音波ビームを形成して各超音波ビームごとにエコー信号を取得する送受波手段と、

複数の超音波ビームのうちの基準ビームに設定されたトラッキング点に基づいて他の超音波ビームのトラッキング点を設定するトラッキング点設定手段と、

各超音波ビームごとにトラッキング点に対応したエコー信号の特徴点をトラッキングするトラッキング手段と、

を有し、

前記トラッキング点設定手段は、複数の超音波ビームのうちの基準ビームと関連ビームについて、互いの部分エコー信号列同士の相関関係から基準ビームの部分エコー信号列に対応した関連ビームの部分エコー信号列を特定することにより、基準ビームのトラッキング点に対応した関連ビーム上の位置を検出して検出した位置に関連ビームのトラッキング点を設定する、

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、

前記トラッキング点設定手段は、関連ビームの部分エコー信号列を関連ビームに沿って移動しながら段階的に抽出し、各段階ごとに基準ビーム上の所定位置の部分エコー信号列との相互相関値を算出し、段階的に得られる複数の相互相関値の比較から基準ビームの部

10

20

分エコー信号列に対応した関連ビームの部分エコー信号列を特定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記トラッキング点設定手段は、関連ビームの部分エコー信号列を関連ビームに沿って移動しながら段階的に抽出し、各段階ごとに基準ビーム上の所定位置の部分エコー信号列との S A D (Sum of Absolute Difference) 値を算出し、段階的に得られる複数の S A D 値の比較から基準ビームの部分エコー信号列に対応した関連ビームの部分エコー信号列を特定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 4】

血管の伸長方向に並んだ複数の超音波ビームを形成して各超音波ビームごとにエコー信号を取得する送受波手段と、

複数の超音波ビームのうちの基準ビームに設定された血管壁に対応したトラッキング点に基づいて他の超音波ビームのトラッキング点を設定するトラッキング点設定手段と、

各超音波ビームごとにトラッキング点に対応したエコー信号のゼロクロス点を検出してトラッキングするエコートラッキング手段と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

20

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記トラッキング点設定手段は、複数の超音波ビームのうちの基準ビームと関連ビームについて、互いの部分エコー信号列同士の相関関係から基準ビームの部分エコー信号列に対応した関連ビームの部分エコー信号列を特定することにより、基準ビームのトラッキング点に対応した関連ビーム上の位置を検出して検出した位置に関連ビームのトラッキング点を設定する、

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】

30

本発明は、超音波診断装置に関し、特に複数の超音波ビームを利用してトラッキング処理を実行する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において、超音波ビームから得られるエコー信号に基づいて血管壁などを追跡するエコートラッキング法が知られている。エコートラッキング法により、超音波の波長以下の数 μm 程度の精度で血管壁などの変位を計測することができる（特許文献 1 ～ 3 参照）。

【0003】

例えば、特許文献 2 には、血管の B モード像を観察しながら、ある特定の超音波ビーム上で血管前壁側と後壁側にトラッキング点を手動で設定し、手動設定された前壁側と後壁側のトラッキング点を追跡することにより、血管径の変位を高精度に計測するエコートラッキング法が提案されている。この技術を応用して血圧と血管径の変化から各種の血管弾性指標を計測することができる。

40

【0004】

【特許文献 1】特開 2002-17728 号公報

【特許文献 2】特開 2001-218768 号公報

【特許文献 3】特開 2005-268 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

【0005】

エコー-tracking法を利用して1本の超音波ビームで血管径を計測する場合、血管の特定位置のみの径を測定することになる。このため、例えば、血管の伸長方向に沿ったある程度の範囲で平均的な弾性指標を求める場合には、異なる位置において複数の超音波ビームで血管径を計測する必要がある。この場合、超音波ビームごとにtrackingの開始点などを設定するのは面倒である。

【0006】

ちなみに、血管の伸長方向に沿った平均的な弾性指標を求めるために、Bモード画像から血管径を求める計測ソフトウェアが知られている。しかし、Bモード画像処理を利用した血管計測では、計測精度が0.1mm程度のオーダーであるため、動脈硬化などにより血管径の変化が小さい場合には、計測精度が不十分である。

10

【0007】

本発明は、このような背景において成されたものであり、その目的は、複数の超音波ビームを利用して容易にtracking処理を実行する技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、複数の超音波ビームを形成して各超音波ビームごとにエコー信号を取得する送受波手段と、複数の超音波ビームのうちの基準ビームに設定されたtracking点に基づいて他の超音波ビームのtracking点を設定するtracking点設定手段と、各超音波ビームごとにtracking点に対応したエコー信号の特徴点をtrackingするtracking手段と、を有し、前記tracking点設定手段は、複数の超音波ビームのうちの基準ビームと関連ビームについて、互いの部分エコー信号列同士の相関関係から基準ビームの部分エコー信号列に対応した関連ビームの部分エコー信号列を特定することにより、基準ビームのtracking点に対応した関連ビーム上の位置を検出して検出した位置に関連ビームのtracking点を設定する、ことを特徴とする。

20

【0009】

上記構成では、基準ビームに設定されたtracking点に基づいて他の超音波ビームのtracking点が設定される。基準ビームのtracking点の初期位置は、例えば、ユーザによって血管壁などに設定される。上記構成の超音波診断装置では、例えば、ユーザによって設定された基準ビームのtracking点に基づいて、そのtracking点に対応した関連ビーム上の位置を装置が自動検出し、検出した位置に関連ビームのtracking点を設定する。このため、複数の超音波ビームを利用してtracking処理を行う場合のユーザ操作などが大幅に簡略化される。

30

【0010】

また、望ましい態様の超音波診断装置において、前記tracking点設定手段は、関連ビームの部分エコー信号列を関連ビームに沿って移動しながら段階的に抽出し、各段階ごとに基準ビーム上の所定位置の部分エコー信号列との相互相関値を算出し、段階的に得られる複数の相互相関値の比較から基準ビームの部分エコー信号列に対応した関連ビームの部分エコー信号列を特定する、ことを特徴とする。

40

【0011】

また、望ましい態様の超音波診断装置において、前記tracking点設定手段は、関連ビームの部分エコー信号列を関連ビームに沿って移動しながら段階的に抽出し、各段階ごとに基準ビーム上の所定位置の部分エコー信号列とのSAD (Sum of Absolute Difference) 値を算出し、段階的に得られる複数のSAD値の比較から基準ビームの部分エコー信号列に対応した関連ビームの部分エコー信号列を特定する、ことを特徴とする。

【0012】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、血管の伸長方向に並んだ複数の超音波ビームを形成して各超音波ビームごとにエコー信号を取得する送受波手段と、複数の超音波ビームのうちの基準ビームに設定された血管壁に対応したト

50

ラッキング点に基づいて他の超音波ビームのトラッキング点を設定するトラッキング点設定手段と、各超音波ビームごとにトラッキング点に対応したエコー信号のゼロクロス点を検出してトラッキングするエコートラッキング手段と、を有することを特徴とする。

【0013】

また、望ましい態様の超音波診断装置において、前記トラッキング点設定手段は、複数の超音波ビームのうちの基準ビームと関連ビームについて、互いの部分エコー信号列同士の相関関係から基準ビームの部分エコー信号列に対応した関連ビームの部分エコー信号列を特定することにより、基準ビームのトラッキング点に対応した関連ビーム上の位置を検出して検出した位置に関連ビームのトラッキング点を設定する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0014】

本発明により、複数の超音波ビームを利用して容易にトラッキング処理を実行することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0016】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成図である。アレイプローブ10は超音波探触子であり、被検体の体表に当接して用いられる超音波探触子が好適である。もちろん被検体内に挿入して用いられる超音波探触子を利用してもよい。アレイプローブ10は、被検体の体内の血管50に向けて超音波ビーム40を形成する。アレイプローブ10としては、超音波ビーム40を電子走査するリニア電子スキャンプローブ（リニアプローブ）が好適であるが、セクタ電子スキャンなどの方式を利用するものでもよい。なお、診断対象となる血管50は、例えば、頸動脈などである。

20

【0017】

送受信部12は、アレイプローブ10を制御して、断層面（図1に示す血管50の切断面）内において超音波ビーム40を電子走査する。アレイプローブ10がリニアプローブの場合、例えば120本の超音波ビーム40（図1には、後に詳述するエコートラッキング用の超音波ビーム5本のみを図示している）が次々に電子走査され、各超音波ビーム40ごとにエコー信号が取得される。取得された複数のエコー信号は断層画像形成部18に出力され、断層画像形成部18は複数のエコー信号に基づいて血管50の断層画像（Bモード画像）を形成する。形成された血管50の断層画像は、表示画像形成部28を介してディスプレイ30に表示される。

30

【0018】

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20へも出力される。エコートラッキング処理部20は、各エコー信号から血管壁に対応する信号部分を抽出してトラッキングする、いわゆるエコートラッキング処理を行うものである。エコートラッキング処理には、例えば、特開2001-309918号公報に詳述される技術が利用される。エコートラッキング処理には、例えば5本のトラッキング用エコー信号が利用される。トラッキング用エコー信号は、断層画像形成に利用されるエコー信号（例えば120本のエコー信号）の中から選択されてもよく、あるいは、断層画像形成用のビームとは別に、5本のトラッキング用エコー信号を形成してもよい。

40

【0019】

図1に示す5本の超音波ビーム40は、各々、トラッキング用エコー信号を取得するためのビームである。検査者は操作パネル16を介して、送受信制御部14に対して超音波の送受波に関する指示を入力し、送受信制御部14は検査者の指示に基づいて送受信部12を制御する。これにより、トラッキング用エコー信号を取得するための超音波ビーム40が、検査者の指示に基づいて血管50に送波される。

【0020】

50

血管 50 の血管壁は、外膜、中膜および内膜の三層構造となっている。血管壁のエコートラッキング処理を行う場合には、例えば、中膜と外膜の境界がトラッキングの対象となる。このため、検査者は、Bモード画像を観察しながら、基準となる 1 本の超音波ビーム 40 に対して、中膜と外膜の境界部分にトラッキングの開始点（トラッキング点）を設定する。検査者によるトラッキング点の設定は、操作パネル 16 を介して行われる。

【0021】

エコートラッキング処理部 20 は、各エコー信号の特徴点としてゼロクロス点を検知してそのゼロクロス点をトラッキングすることで抽出精度を飛躍的に高めている。ゼロクロス点は、設定されたトラッキング点の近傍において、エコー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、トラッキングゲートが設定される。そして、次回、同じ部位から取得されるエコー信号においては、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。このようにして、各エコー信号ごとに（各超音波ビーム 40 ごとに）ゼロクロス点が血管壁としてトラッキングされる。

10

【0022】

本実施形態においては、検査者によって基準となる 1 本の超音波ビーム 40 に対して手動設定されたトラッキング点に基づいて、他の超音波ビーム 40 のトラッキング点が装置によって自動設定される。そこで、次に、複数の超音波ビーム 40 に対するトラッキング点の設定処理について説明する。なお、図 1 に示す部分については、以下の説明においても図 1 の符号を利用する。

20

【0023】

図 2 は、トラッキング点の設定処理を説明するための図であり、図 1 における血管 50 の長軸断面の Bモード画像と、エコートラッキング用の 5 本の超音波ビーム 40 を示している。5 本の超音波ビーム 40 は、血管 50 の伸長方向に略等間隔で並んでおり、ビーム #1 とビーム #5 の間の距離は、例えば、数 cm 程度である。

【0024】

まず、中央のビーム #3 上で、血管 50 の前壁側のトラッキング点 A3 と後壁側のトラッキング点 P3 がそれぞれ手動で設定される。つまり、検査者が図 2 の長軸断面の Bモード画像を観察しながら、操作パネル 16 を介して、トラッキング点 A3 とトラッキング点 P3 を手動で設定する。設定された点 A3 の位置と点 P3 の位置は装置内に記憶される。例えば、メモリ 22 に記憶される。

30

【0025】

ビーム #3 に点 A3 と点 P3 が設定されると、トラッキング点設定部 24 は、点 A3 と点 P3 の各々の位置を中心として、ビーム #3 上で、各々の点の位置から前後（ビームの深さ方向） Δz の領域のエコー信号を部分エコー信号列として抽出する。エコー信号は、検波処理前の RF データでもよいし検波処理後の検波データでもよい。こうして、ビーム #3 から、点 A3 を中心とする前壁側の部分エコー信号列と、点 P3 を中心とする後壁側の部分エコー信号列が抽出される。

【0026】

次に、トラッキング点設定部 24 は、ビーム #3 に最近接のビーム #2 とビーム #4 の各々のビーム上に、演算の開始中心点として、ビーム #2 上に点 A2' と点 P2' を設定し、ビーム #4 上に点 A4' と点 P4' を設定する。つまり、ビーム #2 に対して、ビーム #3 に設定された点 A3 と点 P3 の各々と同じ位置（ビームの深さ方向で同じ位置）に、開始中心点として点 A2' と点 P2' を設定し、また、ビーム #4 に対して、ビーム #3 に設定された点 A3 と点 P3 の各々と同じ位置（ビームの深さ方向で同じ位置）に、開始中心点として点 A4' と点 P4' を設定する。

40

【0027】

次に、トラッキング点設定部 24 は、ビーム #2 から、点 A2' の位置を中心として前後（ビームの深さ方向） Δz の領域のエコー信号を前壁側の部分エコー信号列として抽出する。そしてトラッキング点設定部 24 は、ビーム #3 から抽出した前壁側の部分エコー

50

信号列と、ビーム#2から抽出した前壁側の部分エコー信号列との間の相関関係（類似性）を演算する。相関関係の評価には、相互相関値の演算などが利用される。具体的な演算については後に詳述する。

【0028】

相関関係の演算は、ビーム#2に設定された点A2'の位置を δ だけ段階的にずらしながら各段階ごとに行われる。つまり、ビーム#2の部分エコー信号列をビーム#2に沿って移動しながら段階的に抽出し、各段階ごとに、ビーム#3とビーム#2の互いの部分エコー信号列同士の相関関係が演算される。こうして、段階的に得られる複数の相関関係の演算結果から、ビーム#3の部分エコー信号列との間で最も類似性の高いビーム#2の部分エコー信号列が検出される。トラッキング点設定部24は、最も類似性の高いビーム#2の部分エコー信号列の中心位置にビーム#2の前壁側のトラッキング点A2を設定する。

10

【0029】

また、トラッキング点設定部24は、ビーム#2から、点P2'の位置を中心として前後（ビームの深さ方向） Δz の領域のエコー信号を後壁側の部分エコー信号列として抽出する。そしてトラッキング点設定部24は、ビーム#3から抽出した後壁側の部分エコー信号列と、ビーム#2から抽出した後壁側の部分エコー信号列との間の相関関係（類似性）を演算する。相関関係の演算は、ビーム#2の点P2'の位置を δ だけ段階的にずらしながら各段階ごとに行われる。こうして、前壁側の場合と同様に、段階的に得られる複数の相関関係の演算結果から、ビーム#3の部分エコー信号列との間で最も類似性の高いビーム#2の部分エコー信号列が検出され、最も類似性の高いビーム#2の部分エコー信号列の中心位置に、ビーム#2の後壁側のトラッキング点P2が設定される。

20

【0030】

トラッキング点設定部24は、ビーム#4に対しても、ビーム#2の場合と同様な手法により、前壁側のトラッキング点と後壁側のトラッキング点を設定する。つまり、ビーム#4から、点A4'の位置を中心とする前壁側の部分エコー信号列を抽出し、ビーム#3から抽出した前壁側の部分エコー信号列との間の相関関係を段階的に演算し、最も類似性の高い部分エコー信号列の中心位置に、ビーム#4の前壁側のトラッキング点A4を設定する。また、ビーム#4から、点P4'の位置を中心とする後壁側の部分エコー信号列を抽出し、ビーム#3から抽出した後壁側の部分エコー信号列との間の相関関係を段階的に演算し、最も類似性の高い部分エコー信号列の中心位置に、ビーム#4の後壁側のトラッキング点P4を設定する。

30

【0031】

こうして、ビーム#3に対して検査者が手動によって設定した前壁側のエコートラッキング点A3と後壁側のエコートラッキング点P3に基づいて、トラッキング点設定部24は、ビーム#2に対して前壁側のエコートラッキング点A2と後壁側のエコートラッキング点P2を自動設定し、また、ビーム#4に対して前壁側のエコートラッキング点A4と後壁側のエコートラッキング点P4を自動設定する。

【0032】

トラッキング点設定部24は、ビーム#1およびビーム#5に対しても、ビーム#2およびビーム#4の場合と同様な手法により、前壁側のトラッキング点と後壁側のトラッキング点を設定する。つまり、ビーム#1に対して、ビーム#3に設定された点A3と点P3の各々の位置を基準として、ビーム#1およびビーム#3の各々から部分エコー信号列を抽出し、ビーム#1の部分エコー信号列を段階的に移動させながら、ビーム#3の部分エコー信号列との相関関係を演算して、最も類似性の高い部分エコー信号列を検出することにより、ビーム#1の前壁側のトラッキング点A1および後壁側のトラッキング点P1を設定する。同様に、ビーム#3の部分エコー信号列との比較から、ビーム#5の前壁側のトラッキング点A5および後壁側のトラッキング点P5を設定する。

40

【0033】

こうして、ビーム#3に対して検査者が手動によって設定した前壁側のエコートラッキ

50

ング点 A 3 と後壁側のエコートラッキング点 P 3 に基づいて、トラッキング点設定部 2 4 は、ビーム # 1、ビーム # 2、ビーム # 4、ビーム # 5 の各々に対して、前壁側のエコートラッキング点 (A 1, A 2, A 4, A 5) と後壁側のエコートラッキング点 (P 1, P 2, P 4, P 5) を自動設定する。

【0034】

なお、ビーム # 1 およびビーム # 5 のトラッキング点は、ビーム # 2 およびビーム # 4 のトラッキング点を基準として設定してもよい。つまり、ビーム # 1 に対して、ビーム # 2 に設定された点 A 2 と点 P 2 の各々と同じ位置 (ビームの深さ方向で同じ位置) に、開始中心点として点 A 1' と点 P 1' を設定して、前壁側と後壁側の各々について、ビーム # 1 およびビーム # 2 の各々から部分エコー信号列を抽出し、ビーム # 1 の部分エコー信号列を段階的に移動させながら、ビーム # 2 の部分エコー信号列との相関関係を演算して、ビーム # 2 の部分エコー信号列との間で最も類似性の高い部分エコー信号列を検出することにより、ビーム # 1 の前壁側のトラッキング点 A 1 および後壁側のトラッキング点 P 1 を設定してもよい。

【0035】

同様に、ビーム # 5 に対して、ビーム # 4 に設定された点 A 4 と点 P 4 の各々と同じ位置 (ビームの深さ方向で同じ位置) に、開始中心点として点 A 5' と点 P 5' を設定して、前壁側と後壁側の各々について、ビーム # 4 およびビーム # 5 の各々から部分エコー信号列を抽出し、ビーム # 5 の部分エコー信号列を段階的に移動させながら、ビーム # 4 の部分エコー信号列との相関関係を演算して、ビーム # 4 の部分エコー信号列との間で最も類似性の高い部分エコー信号列を検出することにより、ビーム # 5 の前壁側のトラッキング点 A 5 および後壁側のトラッキング点 P 5 を設定してもよい。

【0036】

なお、自動設定されたビーム # 2 などのトラッキング点は、最終的に検査者が画像上でその位置を確認してから、自動設定されたトラッキング点を採用するか否かを判断してもよい。

【0037】

次に部分エコー信号列同士の相関関係 (類似性) の演算について説明する。相関関係の演算には、例えば、相互相関関数を利用する。基準ビームのトラッキング点近傍のエコー信号 (例えば、図 2 のビーム # 3 の前壁側の部分エコー信号列) を $x(n)$ とする。この信号と関連ビームの信号 (例えば、図 2 のビーム # 2 の前壁側の部分エコー信号列) を $y(n)$ とすると、相互相関関数は次式で定義される。

【数 1】

$$r_{xy}(L) = \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^{n=N} x(n)y(n-L)$$

ここで、 L は時間シフト量 (ビーム深さ方向のシフト量) で、 $-N$ から N の範囲のデータを使って演算される。数 1 によって求められる相互相関値 $r_{xy}(L)$ が大きいほど、 $x(n)$ と $y(n)$ の両信号の類似度が高い。 L を変えて、つまり関連ビーム (例えば、ビーム # 2) の部分エコー信号列を段階的に移動させて、相互相関値を演算して最大値となる L を探すことで、最も類似性の高い部分エコー信号列を検出することができる。

【0038】

なお、相互相関関数では乗算を用いるが、一般に乗算は演算負荷が大きい。この負荷を低減するために、 $x(n)$ と $y(n)$ の両信号の類似性を評価する際に、次式で定義される SAD (Sum of Absolute Difference) を用いても良い。

【数 2】

$$SAD_{xy}(L) = \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^{n=N} |x(n) - y(n-L)|$$

SADは両信号の差の絶対値の和を表し、SADが小さいほど類似度が高い。つまり、Lを変えてSADを演算し、最小値をとるLを捜すことで、最も類似性の高い部分エコー信号列を検出することができる。SADは減算と絶対値演算なので、相互相関関数を利用した演算に比較して演算量が小さく、大きいデータの高速演算に適している。

10

【0039】

図1に戻り、トラッキング点設定部24において、5本のエコートラッキング用の超音波ビーム40の各々のトラッキング点が設定されると、エコートラッキング処理部20によって各超音波ビーム40ごとに、血管50の前壁と後壁がトラッキングされる。これにより、各超音波ビーム40ごとに、前壁と後壁との間の距離である血管径が計測される。血管径の計測結果は、メモリ22を介して平均化演算部26へ供給される。

【0040】

平均化演算部26は、空間的な位置が異なる5つの超音波ビーム40の各々から得られる血管径の計測結果を平均し、その平均結果に基づいて、例えば、5つの超音波ビーム40が形成された領域の平均血管径変化波形を形成する。つまり、5つの超音波ビーム40から得られる血管径の平均値についての時間変化を示す変化波形を形成する。

20

【0041】

平均血管径変化波形は表示画像形成部28を介してディスプレイ30に表示される。例えば、表示画像形成部28は、血管50を含んだBモード画像と、その血管50に関する平均血管径変化波形を同時表示した表示画像を形成してディスプレイ30に表示させる。なお、平均化演算部26は、平均血管径と血圧データなどから、各種の血管弾性指標を演算してもよい。

【0042】

30

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態により、空間的なある領域の平均的な血管径の変位を求めることができる。空間的な血管径の変動が平均化されるため、計測結果のばらつきなどが低減される。また、相互相関法によって、手動で設定した基準ビームのトラッキング点のエコー特性に近い関連ビームのトラッキング点が推定され、複数ビーム上のトラッキング点を自動設定することができる。このため、検査者による操作が簡便になる。しかも、エコートラッキング法を利用しているため、血管壁の変位が数μmのオーダーで極めて高精度に計測される。

【0043】

なお、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。例えば、上述した実施形態では、血管を診断対象としているが、骨の表面を複数の超音波ビームでトラッキングする際に、図1の超音波診断装置を利用してもよい。また、ビームの本数は5本に限定されず、ビーム間隔も等間隔に限定されない。

40

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】トラッキング点の設定処理を説明するための図である。

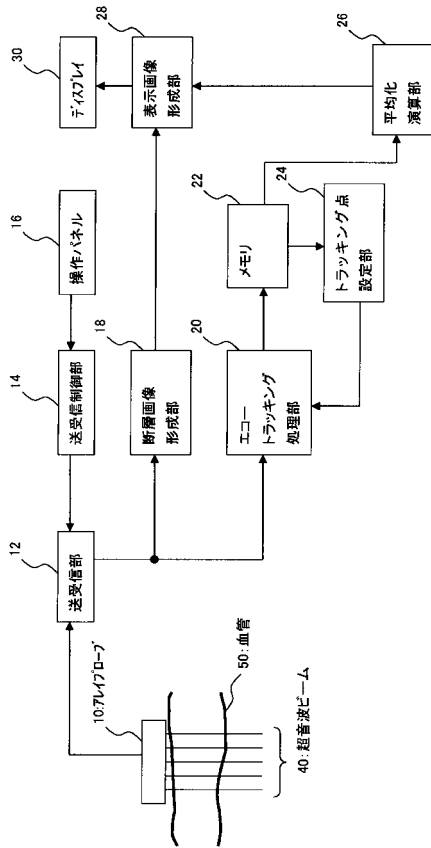
【符号の説明】

【0045】

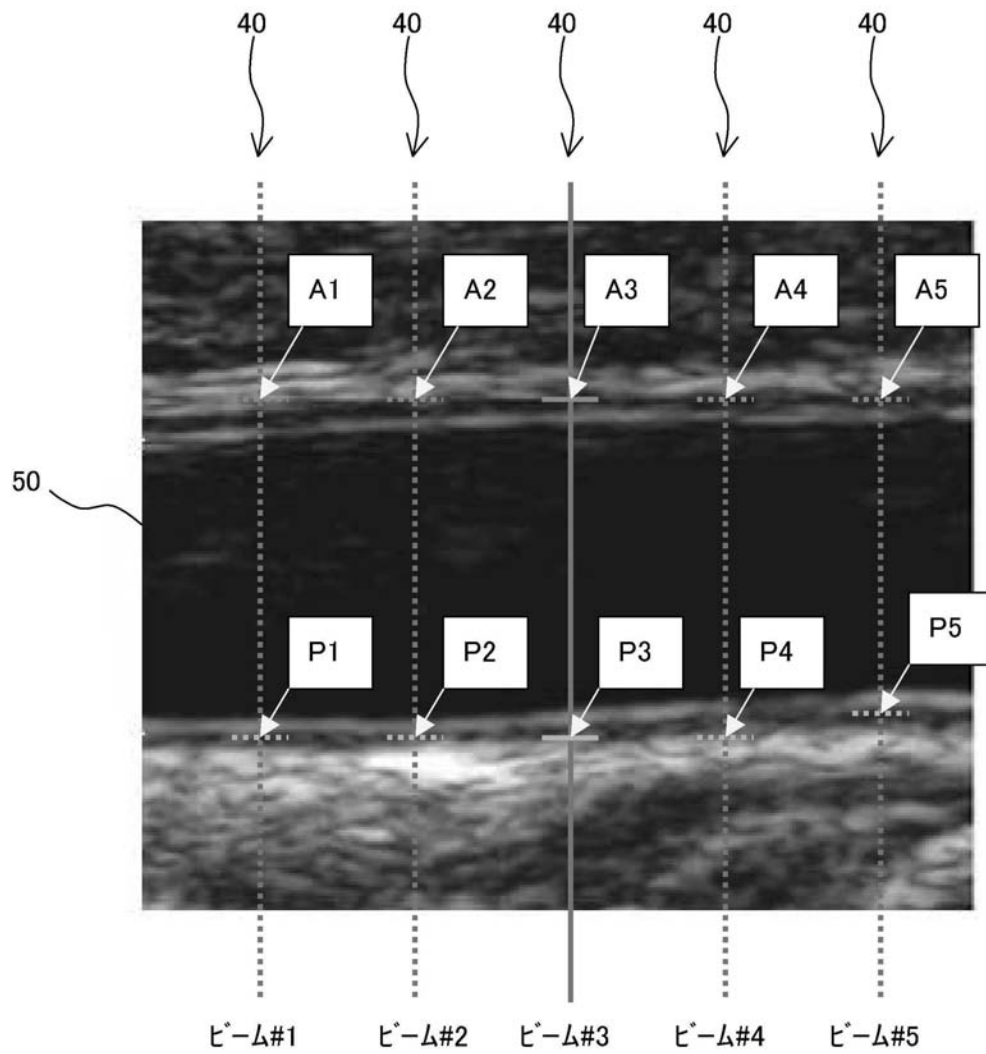
20 エコートラッキング処理部、24 トラッキング点設定部、26 平均化演算部。

50

【図1】



【図 2】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2005-152079 (JP, A)
特開 2001-309918 (JP, A)
特開 2002-238903 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 61 B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4667177B2	公开(公告)日	2011-04-06
申请号	JP2005258241	申请日	2005-09-06
[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)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	原田烈光 岡田孝		
发明人	原田 烈光 岡田 孝		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JC19 4C601/JC23 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA11 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/DA16 5B057/DB01 5B057/DB09 5B057/DC07		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2007068731A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用多个超声波束容易地执行跟踪过程。

ŽSOLUTION：对于作为多个超声波束40的标准的光束#3和作为相关光束的光束#2，该装置检测光束#2上对应于光束的跟踪点A3的位置#如图3所示，通过基于相互部分回波信号串之间的相关性指定光束#3的部分回波信号串，并在检测到的位置设置光束#2的跟踪点A2。 Ž

$$r_{xy}(L) = \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^{n=N} x(n)y(n-L)$$