

(19) 日本国特許庁(JP)

## 再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2006/082966

発行日 平成20年6月26日 (2008.6.26)

(43) 国際公開日 平成18年8月10日 (2006.8.10)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 48 頁)

出願番号	特願2007-501665 (P2007-501665)	(71) 出願人	000005821
(21) 国際出願番号	PCT/JP2006/301995		松下電器産業株式会社
(22) 国際出願日	平成18年2月6日 (2006.2.6)		大阪府門真市大字門真1006番地
(31) 優先権主張番号	特願2005-30533 (P2005-30533)	(74) 代理人	100101683
(32) 優先日	平成17年2月7日 (2005.2.7)		弁理士 奥田 誠司
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	砂川 和宏
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		(72) 発明者	反中 由直
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		(72) 発明者	加藤 真
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

## (57) 【要約】

本発明の超音波診断装置は、生体の動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定する超音波診断装置であって、複数の超音波振動子1を含む超音波プローブ2の各超音波振動子1の遅延制御を行う遅延制御部3と、遅延制御部3の制御に基づき、超音波プローブ2が所定のフレーム期間毎に、生体の動脈の軸方向に沿った走査領域内の複数の異なる位置において、それぞれ第1の超音波ビームを送信するよう、超音波プローブを駆動する送信部5と、所定のフレーム期間毎に、複数の第1の超音波ビームが動脈壁において反射することによりそれぞれ得られる複数の超音波エコーを超音波プローブにより受信し、複数の第1の超音波エコー信号を出力する受信部6と、複数の第1の超音波エコー信号に基づいて、動脈壁組織に設定された複数の測定点間の動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率の演算を行う信号処理部13とを備え、信号処理部13は、動脈壁組織の軸方向の運動速度に基づいて、フレーム期間ごとに各測定点における演算のための第1の超音波エコー信号を選択する。

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

生体の動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定する超音波診断装置であって、  
複数の超音波振動子を含む超音波プローブの各超音波振動子の遅延制御を行う遅延制御部と、

前記遅延制御部の制御に基づき、前記超音波プローブが所定のフレーム期間毎に、前記生体の動脈の軸方向に沿った走査領域内の複数の異なる位置において、それぞれ第 1 の超音波ビームを送信するよう、前記超音波プローブを駆動する送信部と、

前記所定のフレーム期間毎に、前記複数の第 1 の超音波ビームが前記動脈壁において反射することによりそれぞれ得られる複数の超音波エコーを前記超音波プローブにより受信し、複数の第 1 の超音波エコー信号を出力する受信部と、

前記複数の第 1 の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織に設定された複数の測定点間の前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率の演算を行う信号処理部と、  
を備え、

前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度に基づいて、前記フレーム期間ごとに各測定点における演算のための第 1 の超音波エコー信号を選択する、超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記信号処理部は、運動速度検出部を含み、

前記送信部は第 2 の超音波ビームを送信し、

前記受信部は前記第 2 の超音波ビームが前記動脈壁において反射することにより得られる第 2 の超音波エコー信号を出力し、

前記運動速度検出部は、前記第 2 の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度を求める請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記第 1 の超音波ビームと前記第 2 の超音波ビームとの偏向角度は異なっている請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記遅延制御部が所定の周期で前記遅延制御の量を偏向することにより、前記第 2 の超音波ビームを送信する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記遅延制御部は、前記生体に関する生体信号を受け取り、前記生体信号の周期に同期した周期で前記遅延制御の量を偏向することにより、前記第 2 の超音波ビームを送信する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記生体信号の周期は心周期である請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記第 1 の超音波ビームは前記動脈の軸方向に対しておおよそ垂直であり、前記第 2 の超音波ビームは前記動脈の軸方向と非垂直である請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記複数の測定点は二次元に配置されており、前記演算部は、前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を二次元で求める請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記演算部の演算結果を二次元マッピング表示するための表示部をさらに備える請求項 8 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、

超音波プローブを用いて、所定のフレーム期間毎に、前記生体の動脈の軸方向に沿った走査領域内の複数の異なる位置において、それぞれ第 1 の超音波ビームを送信するステップと、

10

20

30

40

50

前記所定のフレーム期間毎に、前記複数の第 1 の超音波ビームが前記動脈の動脈壁において反射することによりそれぞれ得られる複数の超音波エコーを前記超音波プローブにより受信し、複数の第 1 の超音波エコー信号を得るステップと、

前記動脈壁組織の軸方向の運動速度に基づいて、前記フレーム期間ごとに各測定点における演算のための第 1 の超音波エコー信号を選択するステップと、

前記選択した第 1 の超音波エコー信号を用いて、前記動脈壁組織に設定された複数の測定点選ばれる少なくとも 2 点間における前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率の演算を行うステップと、

を包含する超音波診断装置の制御方法。

【請求項 11】

前記演算ステップは、第 2 の超音波ビームを前記動脈へ送信し、前記第 2 の超音波ビームが前記動脈壁において反射することにより得られる第 2 の超音波エコー信号を得るステップと、

前記第 2 の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度を求めるステップと、

をさらに包含する請求項 10 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 12】

前記第 2 の超音波ビームを、前記生体に関する生体信号の周期に同期した周期で送信する請求項 11 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 13】

前記生体信号の周期は心周期である請求項 12 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【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、動脈壁組織の厚さ変化量あるいは弾性率を算出する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を用いて生体組織の運動速度あるいは移動変位量を計測する手法として、超音波エコー信号のドップラ効果による周波数偏移を検出するドップラ法が知られている。たとえば、特許文献 1 はドップラ法により血流速度を計測する方法を開示している。また、周波数偏移の生じた超音波エコー信号の周波数解析を正確に行うために、非特許文献 1 は、高速フーリエ変換 (FFT) を用いることを開示している。特許文献 2 および特許文献 3 は、自己相関法を用いることを開示している。

【0003】

ドップラ法による計測は比較的簡単であるが、生体組織の移動方向と直交する方向に反射する超音波エコーにはドップラ効果が生じないという問題がある。言い換えれば、超音波エコーと直交する方向における生体組織の運動速度はドップラ法では検出できない。このため、特許文献 4 から特許文献 7 は、複数の偏向角度が異なる超音波ビームを用いて、生体組織の完全な二次元あるいは三次元運動を検出する方法を開示している。

【0004】

一方、特許文献 8 は、超音波エコー信号の位相変化を最小二乗法を用いて高精度で推定し、計測点の運動量を精度良く推定する方法を開示している。この方法によれば、生体組織の各部の運動量から、生体組織の厚さ変化量 (歪み量) を算出することが可能となる。生体組織は、弾性繊維、膠原繊維、脂肪、血栓などによって構成されており、これらは弾性率が異なる。このため、生体内組織に応力を加えたときの厚さ変化量から弾性率を求めることによって組織の構成を特定したり、弾性率の値から組織の病変状態を推定することが可能となる。

【0005】

近年、心筋梗塞や脳梗塞などの循環器系疾病を患う人が増加してきており、これらの疾

10

20

30

40

50

病の予防および治療を行うことが大きな課題となっている。心筋梗塞や脳梗塞の発病には、動脈硬化が関与しているので、上述したように超音波診断装置を用いて動脈壁組織の弾性率を測定することができれば、動脈の硬化の度合を診断することが可能となり、これらの疾病の予防や治療に役立つと考えられる。このため、動脈壁組織の弾性率を測定することが可能な超音波診断装置の開発が求められている。

【特許文献１】特開２００１－０７０３０５号公報

【特許文献２】特公昭６２－４４４９４号公報

【特許文献３】特開平６－１１４０５９号公報

【特許文献４】特開平５－１１５４７９号公報

【特許文献５】特開平１０－２６２９７０号公報

10

【特許文献６】米国特許第６７７００３４号明細書

【特許文献７】米国特許第６２５８０３１号明細書

【特許文献８】特開平１０－５２２６号公報

【非特許文献１】（社）日本電子機械工業会編「改訂医用超音波機器ハンドブック」、コロナ社、１９９７年１月２０日発行、第１１６－１２３頁

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

動脈は、動脈内を移動する血液の血流および血圧変化に応じて径方向に拡張・収縮する。このため、動脈の軸を通る断面において、軸方向と垂直な方向から超音波ビームを動脈へ入射させ、超音波エコーを受信することにより、動脈壁組織の厚さ変化量を測定することができ、弾性率を求めることができると考えられる。

20

【０００７】

しかしながら、本願発明者の詳細な実験によれば、動脈壁は心周期に同期してわずかに軸方向へ移動することがあることが分かった。また、動脈壁の軸方向への移動は、常に観測されるわけではなく、測定位置や被験者による個体差などによっては、動脈壁の軸方向への運動がほとんど生じない場合もあることが分かった。

【０００８】

動脈壁が軸方向へ運動している場合において、軸方向へ運動していないと仮定して求められた弾性率は正確ではなく、誤差を含んでいる。しかし、動脈壁の軸方向への移動が生じているかどうか分からない限り、得られた弾性率が正しいかどうかを判断することは困難である。

30

【０００９】

動脈壁が軸方向へ移動する場合、動脈の軸を通る断面において、動脈壁の二次元運動を正確に測定することによって、正確な弾性率を求めることができると考えられる。たとえば、特許文献４から７に示された方法を用いて動脈壁の運動を正確に解析し、弾性率を求めることが考えられる。しかし、これらの方法により、二次元運動を測定するためには、大規模な計測回路が必要となり、また、測定対象点の追跡を行うための演算量も膨大なものになってしまう。特に、生体組織の厚さ変化量や弾性率を求めるための演算量は、測定対象点の運動速度を求めるための演算量に比べ膨大である。このため、従来の超音波診断装置に用いられていたコンピュータでは、そのような膨大な演算を行うことが非常に困難である。また、演算能力が非常に高いコンピュータを超音波診断装置に採用する場合、超音波診断装置が高価になってしまう。

40

【００１０】

本発明は、このような従来技術の課題を解決するためになされたものであり、動脈壁の軸方向への移動を考慮して、生体組織の厚さ変化量や弾性率を簡単な演算回路を用いて正確に計測することのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１１】

本発明の超音波診断装置は、生体の動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定する超

50

音波診断装置であって、複数の超音波振動子を含む超音波プローブの各超音波振動子の遅延制御を行う遅延制御部と、前記遅延制御部の制御に基づき、前記超音波プローブが所定のフレーム期間毎に、前記生体の動脈の軸方向に沿った走査領域内の複数の異なる位置において、それぞれ第1の超音波ビームを送信するよう、前記超音波プローブを駆動する送信部と、前記所定のフレーム期間毎に、前記複数の第1の超音波ビームが前記動脈壁において反射することによりそれぞれ得られる複数の超音波エコーを前記超音波プローブにより受信し、複数の第1の超音波エコー信号を出力する受信部と、前記複数の第1の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織に設定された複数の測定点間の前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率の演算を行う信号処理部とを備え、前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度に基づいて、前記フレーム期間ごとに各測定点における演算のための第1の超音波エコー信号を選択する。

10

#### 【0012】

ある好ましい実施形態において、前記信号処理部は、運動速度検出部を含み、前記送信部は第2の超音波ビームを送信し、前記受信部は前記第2の超音波ビームが前記動脈壁において反射することにより得られる第2の超音波エコー信号を出力し、前記運動速度検出部は、前記第2の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度を求める。

#### 【0013】

ある好ましい実施形態において、前記第1の超音波ビームと前記第2の超音波ビームとの偏向角度は異なっている。

20

#### 【0014】

ある好ましい実施形態において、前記遅延制御部が所定の周期で前記遅延制御の量を偏向することにより、前記第2の超音波ビームを送信する。

#### 【0015】

ある好ましい実施形態において、前記遅延制御部は、前記生体に関する生体信号を受け取り、前記生体信号の周期に同期した周期で前記遅延制御の量を偏向することにより、前記第2の超音波ビームを送信する。

#### 【0016】

ある好ましい実施形態において、前記生体信号の周期は心周期である。

#### 【0017】

ある好ましい実施形態において、前記第1の超音波ビームは前記動脈の軸方向に対しておおよそ垂直であり、前記第2の超音波ビームは前記動脈の軸方向と非垂直である。

30

#### 【0018】

ある好ましい実施形態において、前記複数の測定点は二次元に配置されており、前記演算部は、前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を二次元で求める。

#### 【0019】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記演算部の演算結果を二次元マッピング表示するための表示部をさらに備える。

#### 【0020】

本発明の超音波診断装置の制御方法は、超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、超音波プローブを用いて、所定のフレーム期間毎に、前記生体の動脈の軸方向に沿った走査領域内の複数の異なる位置において、それぞれ第1の超音波ビームを送信するステップと、前記所定のフレーム期間毎に、前記複数の第1の超音波ビームが前記動脈の動脈壁において反射することによりそれぞれ得られる複数の超音波エコーを前記超音波プローブにより受信し、複数の第1の超音波エコー信号を得るステップと、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度に基づいて、前記フレーム期間ごとに各測定点における演算のための第1の超音波エコー信号を選択するステップと、前記選択した第1の超音波エコー信号を用いて、前記動脈壁組織に設定された複数の測定点から選ばれる少なくとも2点間における前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率の演算を行うステップとを包含する。

40

50

## 【 0 0 2 1 】

ある好ましい実施形態において、前記演算ステップは、第 2 の超音波ビームを前記動脈へ送信し、前記第 2 の超音波ビームが前記動脈壁において反射することにより得られる第 2 の超音波エコー信号を得るステップと、前記第 2 の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度を求めるステップとをさらに包含する。

## 【 0 0 2 2 】

ある好ましい実施形態において、前記第 2 の超音波ビームは前記生体に関する生体信号の周期に同期した周期で送信される。

## 【 0 0 2 3 】

ある好ましい実施形態において、前記生体信号の周期は心周期である。

10

## 【 0 0 2 4 】

本発明の超音波診断装置は、生体の動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定する超音波診断装置であって、複数の超音波振動子を含む超音波プローブの各超音波振動子の遅延制御を行う遅延制御部と、前記遅延制御部の制御に基づき、前記超音波プローブが前記生体の動脈の軸方向に沿った走査領域内の複数の異なる位置において、それぞれ第 1 の超音波ビームを送信し、かつ、第 1 の超音波ビームとは異なる偏向角度で前記生体の動脈に向けて第 2 の超音波ビームを送信するよう、前記超音波プローブを駆動する送信部と、前記複数の第 1 の超音波ビームが前記動脈壁において反射することによりそれぞれ得られる複数の超音波エコーおよび前記第 2 の超音波ビームを前記超音波プローブにより受信し、複数の第 1 の超音波エコー信号および第 2 の超音波エコー信号を出力する受信部と、前記複数の第 1 の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織に設定された複数の測定点間における前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率の演算を行い、かつ、前記第 2 の超音波エコー信号に基づいて、前記複数の測定点間における動脈壁の軸方向の運動速度または移動変位量を検出する信号処理部と、前記厚さ変化量または弾性率を表示する表示部とを備え、前記表示部は、前記動脈壁組織の運動速度または移動変位量に基づいて、前記表示部における厚さ変化量または弾性率の表示を変更する。

20

## 【 0 0 2 5 】

ある好ましい実施形態において、前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量が所定の閾値以上である場合、対応する組織の厚さ変化量または弾性率を前記表示部へ出力しない。

30

## 【 0 0 2 6 】

ある好ましい実施形態において、前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量が所定の閾値以上である場合、対応する組織の厚さ変化量または弾性率を所定の値に設定し、表示部へ出力する。

## 【 0 0 2 7 】

ある好ましい実施形態において、前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量が所定の閾値以上である場合、前記表示部に所定の文字情報または図形情報を表示させる。

## 【 0 0 2 8 】

ある好ましい実施形態において、前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量が所定の閾値以上である場合、前記動脈壁組織の軸方向において、複数の組織における厚さ変化量または弾性率の平均を求め、前記表示部に出力する。

40

## 【 0 0 2 9 】

ある好ましい実施形態において、前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量が所定の閾値以上である場合、前記運動速度または移動変位量に基づき、前記動脈壁組織の軸方向において、厚さ変化量または弾性率の平均を求める組織の数を決定し、決定した数の組織における前記厚さ変化量または弾性率の平均を求め、前記表示部に出力する。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 3 0 】

50

本発明によれば、動脈壁組織の軸方向の運動速度に基づいて、各測定点間の厚さ変化量や弾性率を求めるための超音波エコー信号をフレーム期間ごとに選択する。各測定点における運動速度などは、選択した超音波ビームを用い従来と同様の方法により求めることができる。したがって、演算量を著しく増大させることなく高精度で生体の動脈組織の形状特性または性状特性を測定することが可能となる。これにより、超音波診断装置に高い演算能力を備えた演算回路を用いる必要がなく、弾性率測定を高精度で行うことのできる超音波診断装置を低コストで実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 1 】

【図 1】本発明の超音波装置の第 1 の実施形態を示すブロック図である。

10

【図 2】超音波プローブから送信される超音波ビームを説明する模式図である。

【図 3】図 1 の超音波診断装置を用いて計測を行う手順を示すフローチャートである。

【図 4】生体内の動脈壁組織の軸方向への運動を説明する模式図である。

【図 5】フレームごとに超音波ビームを選択する様子を説明する模式図である。

【図 6】第 2 の超音波ビームを用いて動脈壁組織の軸方向の運動速度を求める方法を説明する模式図である。

【図 7】( a ) および ( b ) は、第 1 の超音波ビームおよび第 2 の超音波ビームを送信するタイミングを説明する模式図である。

【図 8】超音波ビーム上の測定点を説明する図である。

【図 9】測定点間の伸縮量を求める手順を説明する図である。

20

【図 1 0】( a ) ~ ( f ) は、それぞれ一心周期における動脈壁振動速度波形、心電波形、血流速度波形、血管内径変化、血管壁厚さ変化および軸方向変位を示す図である。

【図 1 1】( a ) および ( b ) は、血管壁の厚さが最大となる時刻  $t_1$  および最小となる時刻  $t_2$  における動脈壁中の対象組織の位置を説明する図である。

【図 1 2】本発明の超音波装置の第 2 の実施形態を示すブロック図である。

【図 1 3】図 1 2 の超音波診断装置を用いて計測を行う手順を示すフローチャートである。

【図 1 4】図 1 2 の超音波診断装置の表示部に表示される画面の一例を模式的に示している。

【図 1 5】図 1 2 の超音波診断装置の表示部に表示される画面の他の例を模式的に示している。

30

【図 1 6】図 1 2 の超音波診断装置を用いて計測を行う他の手順を示すフローチャートである。

【図 1 7】図 1 6 の手順により動作する超音波診断装置の表示部に表示される画面の一例を模式的に示している。

【図 1 8】図 1 6 の手順により動作する超音波診断装置の表示部に表示される画面の他の例を模式的に示している。

【符号の説明】

【 0 0 3 2 】

- 1 超音波振動子
- 2 超音波プローブ
- 3 遅延制御部
- 4 遅延制御量記憶部
- 5 送信部
- 6 受信部
- 7 受信信号記憶部
- 8 運動速度検出部
- 9 演算部
- 1 0 表示部
- 1 1 制御部

40

50

- 1 2 記憶部
- 1 3 信号処理部
- 1 4 画像生成部
- 2 0 超音波診断装置
- 3 1 生体信号検出部
- 5 1 断層画像
- 6 1 動脈前壁
- 6 2 血管腔
- 6 3 動脈後壁

A、A 1 ・ ・ A n 第 1 の超音波ビーム

B 第 2 の超音波ビーム

【発明を実施するための最良の形態】

【0033】

(第 1 の実施形態)

以下、図面を参照しながら、本発明による超音波診断装置の第 1 の実施形態を説明する。図 1 は、超音波診断装置 2 0 のブロック図を示している。超音波診断装置 2 0 は超音波プローブ 2 を用いて生体の形状特性または性状特性を測定する。特に、生体の動脈壁組織の弾性率を測定するのに好適に用いられる。ここで、生体の形状特性とは、生体組織の形状または、形状の時間変化による生体組織の運動速度やその積分値である位置変位量、生体組織に設定した 2 点間の厚さ変化量などをいう。生体の性状特性は、生体組織の弾性率などをいう。超音波診断装置 2 0 は、遅延制御部 3、遅延制御量記憶部 4、送信部 5、受信部 6、受信信号記憶部 7、信号処理部 1 3、表示部 1 0、制御部 1 1 および記憶部 1 2 を備えている。

【0034】

超音波プローブ 2 は複数の超音波振動子 1 を含み、測定対象である動脈壁組織へ超音波ビームを送信し、送信した超音波ビームが動脈壁組織において反射することにより得られる超音波エコーを受信するために用いられる。以下において詳細に説明するように、超音波プローブ 2 は少なくとも一次元に配列された複数の超音波振動子 1 を含んでいることが好ましい。超音波プローブ 2 は、遅延制御部 3 に接続される。

【0035】

送信部 5 は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子 1 を駆動し、動脈壁組織へ超音波ビームを送信するための超音波送信信号を生成する。生成した超音波送信信号は遅延制御部 3 に入力され、各超音波振動子 1 が所定のタイミングで駆動するように遅延制御される。これにより、動脈壁組織へ超音波ビームが送信される。送信部 5 が生成する超音波送信信号には、測定対象である動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定するために用いるものと、動脈壁組織の軸方向の運動速度を求めるために用いられるものがある。このため、超音波プローブ 2 から送信される超音波ビームにも動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定するために用いるものと、動脈壁組織の軸方向の運動速度を求めるために用いられるものがある。これをそれぞれ第 1 および第 2 の超音波ビームと呼ぶ。

【0036】

図 2 は、超音波プローブ 2 から送信される超音波ビームを模式的に示している。超音波プローブ 2 では、送信部 5 で生成される超音波送信信号が遅延制御部 3 による遅延制御を受けることにより、複数（たとえば十数個から数十個度）の超音波振動子 1 が音響線 2 5 を有する 1 つの第 1 の超音波ビーム 2 6 を生成する。超音波振動子 1 が一次元に配列されているため、駆動する超音波振動子 1 の組み合わせを超音波振動子 1 の配列方向（矢印 D 1）へ順次シフトさせることによって、第 1 の超音波ビーム 2 6 の位置を超音波振動子 1 の配列方向へシフトさせることができる。これにより、第 1 の超音波ビーム 2 6 を走査させ、第 1 の超音波ビーム 2 6 の走査方向（矢印 D 1）および深さ方向（矢印 D 2）で規定される二次元の走査領域 R 1 において動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定することができる。走査領域 R 1 をフレームと呼び、第 1 の超音波ビーム 2 6 によって 1 回走査

10

20

30

40

50



する期間をフレーム期間と呼ぶ。動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定するためには、１秒間に複数回走査領域 R 1 を第 1 の超音波ビーム 2 6 が走査することが好ましい。

【 0 0 3 7 】

図 2 に示すように音響線 2 7 を備える第 2 の超音波ビーム 2 8 は、第 1 の超音波ビーム 2 6 と異なる偏向角度で送信される。好ましくは、第 1 の超音波ビーム 2 6 はその音響線 2 5 が測定対象である動脈壁組織の軸方向と垂直となるように、超音波プローブ 2 から送信され、第 2 の超音波ビーム 2 8 は、その音響線 2 7 が動脈壁組織の軸方向と非垂直となるように、超音波プローブ 2 から送信される。

【 0 0 3 8 】

反射により動脈壁から超音波プローブ 2 へ向かう超音波エコーは、超音波プローブ 2 の各超音波振動子 1 で受信され、遅延制御部 3 で遅延制御された後、受信部 6 において合成および増幅される。受信部 6 は合成した超音波エコー信号を信号処理部 1 3 へ出力する。第 1 および第 2 の超音波ビームの反射による超音波エコーを合成した信号をそれぞれ第 1 の超音波エコー信号および第 2 の超音波エコー信号と呼ぶ。

【 0 0 3 9 】

遅延制御部 3 における超音波の送信時および超音波エコーの受信時の遅延制御は、遅延制御量記憶部 4 に予め記憶された超音波振動子 1 ごとの遅延制御量に基づき、超音波ビームを超音波プローブ 2 から送信するたびに行われる。また、受信部 6 で合成された超音波エコー信号は、受信信号記憶部 7 において記憶される。受信信号記憶部 7 は、複数のフレーム分の第 1 の超音波エコー信号を記憶することのできる容量を備えていることが好ましい。

【 0 0 4 0 】

信号処理部 1 3 は、運動速度検出部 8 および演算部 9 を含む。運動速度検出部 8 は、第 1 の超音波エコー信号から、動脈壁組織の各測定点における運動速度またはその積分値である移動変位量を検出する。また、第 2 の超音波エコー信号から動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量を求める。

【 0 0 4 1 】

演算部 9 は、第 1 の超音波エコー信号から得られた動脈壁組織の各測定点における運動速度または移動変位量に基づき、測定点間の動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を演算する。この際、演算部 9 は、第 2 の超音波エコー信号から求めた動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量に基づき、フレーム期間ごとおよび各測定点間の動脈壁組織ごとに厚さ変化量または弾性率を求めるための第 1 の超音波エコー信号を選択する。このようにして選択した第 1 の超音波エコー信号を用いて演算を行うことにより、動脈壁組織の軸方向の運動を考慮して動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を求めることができる。

【 0 0 4 2 】

運動速度検出部 8 における各計測点の運動速度の検出は、一般的に用いられている F F T ドップラ法、自己相関法など、どの手法を用いてもよい。しかし、以下において詳細に説明するよう、制限付き最小二乗法を用いることによって、より微細な領域の厚さ変化量または弾性率を演算することができる。

【 0 0 4 3 】

表示部 1 0 は、信号処理部 1 3 において求めた動脈壁組織各部の運動速度や厚さ変化量などの形状特性、または、弾性率などの性状特性の少なくとも一方を表示する。測定位置に応じてこれらの値を二次元マッピング表示してもよいし、さらに、一般的な超音波診断装置の基本機能である B モード断層画像上に重ねて表示してもよい。形状特性や性状特性は、求めた特性量に応じた諧調あるいは色調を用いて表示してもよい。

【 0 0 4 4 】

制御部 1 1 は超音波診断装置 2 0 全体の制御を行う。具体的には、制御部 1 1 は遅延制御部 3、送信部 5、受信部 6、信号処理部 1 3 および表示部 1 0 の制御を行い、また、遅延制御部 3、送信部 5、受信部 6、信号処理部 1 3 および表示部 1 0 で得られた情報および制御情報を記憶部 1 2 に記憶させる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 5 】

超音波診断装置 20 は、図 3 に示すフローチャートの手順により計測を行う。まず、ステップ 102 に示すように、送信部 5 を用いて超音波プローブ 2 から動脈血管を含む生体へ向けて超音波を送信する。送信された超音波が生体において反射することにより得られた超音波エコーは超音波プローブ 2 を用いて受信部 6 により受信される。送信される超音波には、第 1 および第 2 の超音波ビームが含まれ、これらの反射エコーにより、受信部 6 は第 1 の超音波エコー信号および第 2 の超音波エコー信号を出力する。

## 【 0 0 4 6 】

ステップ 103 に示すように、信号処理部 13 の運動速度検出部 8 は、第 1 の超音波エコー信号を用いて動脈壁組織の各測定点における運動速度または移動変位量を検出する。このとき求められる運動速度または移動変位量は超音波ビームと平行な方向の成分のみである。したがって、第 1 の超音波ビーム 26 が走査することによって得られた複数の第 1 の超音波エコー信号のそれぞれから得られた各測定点における運動速度または移動変位量は、他の第 1 の超音波エコー信号から独立に求められる。

## 【 0 0 4 7 】

続いて、ステップ 104 に示すように、運動速度検出部 8 は第 2 の超音波エコー信号を用いて動脈壁の軸方向の運動速度を検出する。さらに移動変位量を算出してもよい。演算部 9 は、ステップ 105 に示すように、動脈壁の軸方向の運動速度または移動変位量に基づいて、以下において詳細に説明するように、測定点間の動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を求めるために用いる第 1 の超音波エコー信号を選択する。そして、ステップ 106 に示すように選択された第 1 の超音波エコー信号から得られる各測定点における運動速度または移動変位量を用いて測定点間の動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を演算する。

## 【 0 0 4 8 】

ステップ 102 に示される超音波の送受信は計測中繰り返し行われ、ステップ 102 から 106 も繰り返し実行される。ステップ 103 とステップ 104 とはこの順で実行される必要はなく同時に実行されてもよいし、ステップ 104 を先に実行してもよい。

## 【 0 0 4 9 】

次に、超音波診断装置 20 における計測の原理を詳細に説明する。図 4 は、生体組織 30 内の動脈 31 を模式的に示している。図 4 に示すように、心臓の収縮によって血液が周期的に押し出され、血流  $F$  が生じる。また、動脈 31 内を流れる血液は圧力  $P$  を受ける。圧力  $P$  により、動脈 31 は周期的に拡張および収縮し、拡張にともなって血管壁が薄くなる。この運動は、図 4 に示すように、動脈 31 の軸方向と垂直な方向 ( $y$  方向) の運動となる。一方、血流  $F$  は動脈 31 の血管壁にせん断応力  $Q$  を生じさせる。このため、動脈 31 の血管壁は、せん断応力  $Q$  によって動脈 31 の軸方向へ変位する。動脈 31 の計測領域が心臓に近い場合、心臓の収縮によって物理的に動脈 31 が軸方向へ変位することも考えられる。これら運動は、動脈 31 の軸方向 ( $x$  方向) の運動となる。動脈 31 のこれら軸方向および軸方向と垂直な方向の運動は心周期に一致した周期で繰り返される。

## 【 0 0 5 0 】

図 4 に示すように、動脈 31 の形状特性または性状特性を測定する場合、超音波プローブ 2 の超音波振動子 1 の配列方向が動脈 31 の軸方向と一致するように、超音波プローブ 2 が動脈 31 に対して配置される。矢印  $A_1$ 、 $A_2$ 、 $A_3 \cdots$  で示すように、超音波ビームが超音波プローブ 2 の走査領域  $R_1$  を軸方向において所定の時間間隔で順に送信される。また矢印  $A_1$ 、 $A_2$ 、 $A_3$  で示される超音波ビームの反射波が超音波エコーとしてそれぞれ超音波プローブ 2 へ戻ってくる。図 2 を参照して説明したように、各超音波ビームは遅延制御された複数の超音波振動子 1 から送信される超音波を合成することにより形成される。

## 【 0 0 5 1 】

このとき、動脈 31 の動脈壁組織が心臓の収縮により拡張および収縮のみを行うのであれば、動脈壁組織に設定した測定点  $M$  は、超音波ビーム  $A_1$ 、 $A_2$ 、 $A_3 \cdots$  と平行な

方向にのみ変位する。このため、動脈壁組織の形状特性または性状特性はその測定点を通過する超音波ビームのみによって計測することが可能である。言い換えれば、図4において超音波ビームA2による計測結果は測定点Mの軸方向と垂直な方向の運動には影響しない。

#### 【0052】

しかし、動脈壁組織は軸方向に運動している。このため、超音波診断装置20では、動脈壁組織の軸方向への変位に合わせて、計測のための超音波ビームも動脈壁組織の軸方向へ変位させる。これは、走査領域R1を走査する超音波ビームA1、A2、A3・・・を測定点の変位量に応じて選択することによって実現できる。具体的には、動脈壁組織の軸方向への運動によって時刻 $t = 0$ において超音波ビームA1上に位置していた測定点Mが所定の時間 $t = t'$ 後においてM'へ移動する場合、動脈壁組織に設定した測定点Mの形状および性状特性を求めるための超音波ビームとして、 $t = 0$ において超音波ビームA1を選択し、 $t = t'$ において超音波ビームA3を選択する。

10

#### 【0053】

フレーム期間ごとにどの超音波ビームを選択するかは、動脈壁組織の軸方向への運動速度に依存する。図5は、超音波診断装置20において、走査領域R1を走査する超音波ビームと、軸方向へ運動する動脈壁組織内に設定した測定点Mとの関係とを模式的に示す図である。一心周期中にm回、走査領域R1を超音波ビームが走査して、走査領域R1の形状または性状特性を測定する場合、 $t = t_1$ から $t = t_m$ の時刻において、 $F_1$ から $F_m$ で示されるフレームが取得される。各フレームにおいて順次走査するように送信される超音波ビームA1からAnの位置は変化せず一致している。

20

#### 【0054】

図5に示すように、フレーム $F_1$ を取得する $t = t_1$ では、測定点Mは超音波ビームA1上に位置している。動脈壁組織の軸方向の運動により、フレーム $F_2$ を取得する $t = t_2$ においては、測定点はM'で示すように超音波ビームA3上に位置する場所へ移動している。その後、動脈壁組織はゆっくり元の位置へ戻り、フレーム $F_{m-1}$ および $F_m$ を取得する $t = t_{m-1}$ および $t = t_m$ においては、元の位置である超音波ビームA1上に位置している。この場合、測定点Mにおける動脈壁組織の形状および性状特性を測定するために、フレーム $F_2$ において、超音波ビームA3を選択し、他のフレーム $F_1$ 、 $F_{m-1}$ 、 $F_m$ においては、超音波ビームA1を選択する。

30

#### 【0055】

図5では、測定点Mのみを示しているが、測定点Mが軸方向へ運動するのにもなって動脈壁組織が全体として運動する場合には、測定点M以外の各測定点についても同様に、超音波ビームをシフトさせて選択すればよい。一方、動脈壁組織の走査領域R1内における位置によって軸方向の運動速度が異なる場合には、測定点に応じて超音波ビームを選択する。どの超音波ビームを選択するかは、上述したように動脈壁組織の各測定点の軸方向の運動速度に依存する。一心周期中における動脈壁組織の軸方向の運動特性があらかじめ分かっている場合には、信号演算部13において、その運動特性に基づいてフレーム毎に超音波ビームを選択し、選択した超音波ビームを用いて各測定点の運動速度などを求めることができる。

40

#### 【0056】

一方、動脈壁組織の各測定点の軸方向の運動特性が既知でない場合や、各測定点の軸方向の運動を正確に求めたい場合には、前述した第2の超音波ビームを利用する。図6に示すように、動脈壁組織の軸方向に対して $\theta_1$ の偏向角度をなすように、超音波プローブ2から第2の超音波ビームBを動脈31へ送信する。偏向角度 $\theta_1$ は動脈壁組織を計測するための第1の超音波ビームAの偏向角度とは異なっており、かつ、90度以外に設定する。偏向角度 $\theta_1$ は、超音波プローブ2の各超音波振動子1の遅延時間を制御することにより調整することができる。

#### 【0057】

図6に示すように、第2の超音波ビームBが動脈31の後壁において反射することによ

50

り得られる第2の超音波エコー $B'$ を超音波プローブ2で検出し、遅延時間を遅延制御部で制御した後、受信部6が第2の超音波エコー信号を生成する。信号処理部13の運動速度検出部8は、第2の超音波エコー信号から偏向角度 $\alpha$ 方向における各測定点の運動速度 $v'$ を求める。各測定点の軸方向の運動速度 $v_a$ は、 $v_a = v' / \cos \alpha$ の關係を用いて求めることができる。このとき、各測定点の軸方向と垂直な方向（径方向）の運動速度 $v_r$ は $v_r = v' \cos \alpha$ の關係を用いて求めることができる。ここで、角度 $\alpha$ は、偏向角度 $\alpha$ の余角である。動脈壁組織は2つの測定点によって規定され、測定点の運動速度が動脈壁組織の運動速度となる。

#### 【0058】

図6では、第2の超音波ビームBは1つしか示していないが、第1の超音波ビームAと同様、走査領域R1を走査するように複数の第2の超音波ビームBを送信してもよい。走査領域R1内において、動脈壁組織は全体として同じ速度で軸方向へ運動している場合には、1つの第2の超音波ビームBを用いて軸方向の運動速度を求めるだけで十分である。動脈壁組織の位置によって、軸方向の運動速度が異なる場合には、複数の第2の超音波ビームBを送信し、複数の測定点における運動速度をそれぞれ求めればよい。

#### 【0059】

図7(a)および(b)は、第2の超音波ビームBを用いて動脈壁組織の軸方向の運動速度を求めるタイミングを模式的に示している。図7に示すように、一心周期中にn回、第1の超音波ビームAによる走査を行い、フレーム $F_n$ を取得する場合、図7(a)に示すように第2の超音波ビームBを各フレーム間において送信してもよいし、図7(b)に示すように、第1の超音波ビームAによる各フレームの走査中に第2の超音波ビームBを送信してもよい。また、すべてのフレームに対応させて第2の超音波ビームBを送信する必要はなく、フレームの数よりも第2の超音波ビームBを送信する回数は少なくてもよい。さらに、一心周期中、動脈壁組織の軸方向の運動が大きい期間のみ第2の超音波ビームBを送信して、運動速度を求めてもよい。少なくとも、第2の超音波ビームBの送信は、心周期に一致していることが好ましい。

#### 【0060】

信号処理部13の演算部9は、このようにして求めた運動速度 $v_a$ を運動速度検出部8から受け取り、運動速度 $v_a$ に基づいて、各測定点における形状特性または性状特性を求めるための第1の超音波エコー信号をフレームごとに選択する。この際、第1の超音波エコー信号はリアルタイムで取得されるものを用いてもよいし、受信信号記憶部7に記憶されていた第1の超音波エコー信号を用いてもよい。具体的には、運動速度 $v_a$ を逐次積分し、各測定点の任意の時刻における変位位置を求めてもよいし、運動速度 $v_a$ に基づいて、所定時間後のフレームにおける各測定点の変位位置を求めてもよい。前述したように、各フレームに対応させて運動速度 $v_a$ を求めていない場合や計測の結果、運動速度 $v_a$ が小さい場合には、同じ位置の第1の超音波エコー信号を連続して選択する。このようにして各測定点について選択された第1の超音波エコー信号を用い、変位量または運動速度を求め、さらに厚さ変化量を求める。

#### 【0061】

超音波診断装置20によれば、動脈壁組織の軸方向の運動速度に基づいて、各測定点間の厚さ変化量や弾性率を求めるための超音波エコー信号をフレーム期間ごとに選択する。各測定点における運動速度などは、選択した超音波ビームを用い従来と同様の方法により求めることができる。このため、大規模な演算回路を用いることなく、動脈の中心軸を通る断面において二次元運動する動脈壁組織の弾性率を正確に求めることができる。

#### 【0062】

次に、本発明の超音波診断装置を用いた計測の具体例として、超音波診断装置20を用い、制約付最小二乗法により動脈壁組織の弾性率を計測する例を説明する。

#### 【0063】

まず、動脈壁組織が軸方向へ移動しない場合の計測を説明する。動脈壁組織が軸方向へ移動しない場合、動脈壁組織は動脈の軸と垂直な径方向へのみ運動する。このため、動脈

壁の各部の弾性率はその位置を通る超音波ビームによりえられる超音波エコー信号のみから求めることができる。

#### 【 0 0 6 4 】

図 8 に示すように、超音波プローブ 2 から送信された第 1 の超音波ビーム 2 6 は、生体組織 3 0 内の動脈 3 1 中を伝播する。動脈 3 1 の動脈壁組織において反射した超音波の一部は超音波プローブ 2 へ戻り、第 1 の超音波エコーとして受信され、第 1 の超音波エコー信号が信号処理部 1 3 へ入力される。第 1 の超音波エコー信号は時系列信号  $r(t)$  として処理され、超音波プローブ 2 に近い組織から得られる反射の時系列信号ほど、時間軸上で原点近くに位置する。第 1 の超音波ビーム 2 6 の幅（ビーム径）は、遅延時間を変化させることにより制御することができる。

10

#### 【 0 0 6 5 】

第 1 の超音波ビーム 2 6 の音響線 2 5 上に位置する動脈 3 1 の複数の測定対象点  $P_n$  ( $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ 、 $P_k$ ・・・ $P_n$ 、 $n$  は 3 以上の自然数) は、ある一定間隔で超音波プローブ 2 に近い順に  $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ 、 $P_k$ ・・・ $P_n$  と配列している。生体組織 3 0 の表面を原点とする深さ方向の座標を  $Z_1$ 、 $Z_2$ 、 $Z_3$ 、 $Z_k$ 、・・・ $Z_n$  とすると、測定対象点  $P_k$  からの反射は、時間軸上で  $t_k = 2Z_k / c$  に位置することになる。ここで  $c$  は体組織内での超音波の音速を示す。

#### 【 0 0 6 6 】

反射波信号  $r(t)$  を運動速度検出部 8 に設けられた位相検波部において位相検波し、検波した信号を実部信号および虚部信号に分離してフィルタ部を通過させる。反射波信号  $r(t)$  と微小時間  $t$  後の反射波信号  $r(t + t)$  において振幅は変化せず、位相および反射位置のみが変化するという制約のもとで、反射波信号  $r(t)$  と  $r(t + t)$  との波形の整合誤差が最小となるよう最小二乗法によって位相差を求める。この位相差から、測定対象点  $P_n$  の運動速度  $V_n(t)$  が求められ、さらにこれを積分することにより、位置変位量  $d_n(t)$  を求めることができる。

20

#### 【 0 0 6 7 】

図 9 は、測定対象点  $P_n$  と弾性率演算の対象組織  $T_n$  との関係を示す図である。対象組織  $T_k$  は、隣接する測定対象点  $P_k$  と  $P_{k+1}$  とに挟まれた範囲に厚さ  $h$  を有して位置している。 $n$  個の測定対象点  $P_1$ ・・・ $P_n$  からは  $(n - 1)$  個の対象組織  $T_1$ ・・・ $T_{n-1}$  を設けることができる。

30

#### 【 0 0 6 8 】

対象組織  $T_k$  の伸縮量あるいは歪み量である厚さ変化量  $D_k(t)$  は、測定対象点  $P_k$  と  $P_{k+1}$  の位置変位量  $d_k(t)$  と  $d_{k+1}(t)$  とから、 $D_k(t) = d_{k+1}(t) - d_k(t)$  として求められる。対象組織が軸方向へ運動しない場合、測定対象点の位置変位量の差が常に対象組織の伸縮量あるいは歪み量である厚さ変化量を示すことになる。

#### 【 0 0 6 9 】

動脈壁 3 1 の組織  $T_k$  の厚さの変化は、動脈壁 3 1 を流れる血液が心拍によって変化することにより生じる。よって、対象組織  $T_k$  の厚さの最大値  $H_k$  (最低血圧時の値)、対象組織の厚さ変化量  $D_k(t)$  の最大値と最小値との差である最大厚さ変化量  $h_k$  および最低血圧値と最高血圧値との差である脈圧  $p$  を用い、対象組織  $T_k$  の歪み率である血管半径方向の弾性率  $E_k$  は以下の式によって求めることができる。

40

#### 【 0 0 7 0 】

$$E_k = (p \times H_k) / h_k \quad (1)$$

#### 【 0 0 7 1 】

弾性率は隣接する測定対象点間に限らず、複数ある測定点の任意の 2 点の間においても求めることができる。この場合には、選択した 2 点間の厚さの最大値および選択した 2 点間の厚さ変化量の最大値と最小値との差を用いて同様に計算することができる。たとえば、動脈壁の内膜と外膜とにそれぞれ設定した 2 点間の厚さ変化量および弾性率を求めることもできる。

50

## 【 0 0 7 2 】

これまで説明してきたように、対象組織  $T_k$  は軸方向に運動する。このため、本実施形態の超音波診断装置では、第 2 の超音波ビームを用いて対象組織  $T_k$  の軸方向の運動速度を求め、運動速度に基づいて、上述の演算に用いる第 1 の超音波ビームを選択する。ただし、弾性率  $E_k$  を求める場合、一心周期中の厚さ変化量  $D_k(t)$  の最大値と最小値との差である最大厚さ変化量  $h_k$  が分かればよく、一心周期中の連続して対象組織  $T_k$  の伸縮量を測定する必要はない。

## 【 0 0 7 3 】

図 10 ( a ) ~ ( e ) は、一心周期中の動脈壁の振動速度波形、心電図波形、血流速度波形、血管内径変化波形および血管壁厚さ変化波形を示している。図 10 ( b ) に示すように心臓の駆出期は、一般に心電波形の R 波から T 波の期間で示される。R 波の発生は、心臓が収縮を開始する時刻である。この時刻では図 10 ( c ) に示すように動脈内には血流が発生していない。このため、血流による剪断応力も生じず、図 10 ( a ) に示すように動脈壁の軸方向の運動は発生しない。こうした理由から、R 波の発生時あるいはその直後が、一心周期中において、もっとも血管が収縮し、血管壁も厚くなる。

## 【 0 0 7 4 】

R 波の発生からしばらくすると、心臓の収縮によって血流が生じる。これにより図 10 ( d ) および ( e ) に示すように、血管が拡張するとともに血管壁も薄くなる。また、血流による剪断応力が発生し、動脈壁の軸方向の運動が生じる。

## 【 0 0 7 5 】

図 10 ( b ) に示すように、心電波形の T 波は、心臓の収縮末期に発生する。この時刻において血流速度は最も大きくなり、また、血管が最も拡張し、血管壁も最も薄くなる。図 10 ( f ) に示すように軸方向の変位も最大となる。その後、血流速度は徐々に低下し、心電波形の R 波が発生する時刻まで、血管内径は徐々に小さくなり、また、血管壁も徐々に厚くなる。

## 【 0 0 7 6 】

図 10 ( e ) から明らかなように、血管壁の最大厚さ変化量  $h$  は、心電波形の R 波の直後および T 波の直後における血管壁の厚さ変化量を計測することによって得られる。したがって、弾性率を求めるためには、一心周期中の R 波および T 波の発生直後の厚さ変化量がそれぞれ分かればよい。これには、厚さを規定する 2 つの測定点において、R 波および T 波に同期して運動速度あるいは位置を計測すればよい。具体的には、R 波および T 波の発生時あるいはその直後に第 2 の超音波ビームを送信することによって、厚さを規定する 2 つの測定点における軸方向の運動速度を測定し、測定結果に基づいて 2 つの測定点における計測結果を求めるための第 1 の超音波ビームを選択すればよい。

## 【 0 0 7 7 】

これには、例えば図 1 に示すように、生体信号検出器 31 として、心電計を超音波診断装置 20 に接続し、心電波形中の R 波および T 波の検出信号を用いて第 2 の超音波ビームを生成させればよい。そして、これらの時刻においてのみ動脈壁組織の軸方向の運動速度を求めることによって、演算量が増えることなく、動脈壁組織の正確な厚さ変化量を測定することができる。

## 【 0 0 7 8 】

本実施形態では、生体信号検出器 31 として心電計を用い、心電波形の R 波および T 波を検出したが、他の生体信号検出器を用いてもよい。例えば、心音計を用い、心臓が駆出するときに発生する I 音および拡張に移り大動脈弁が閉鎖するときに発生する II 音に同期して、第 2 の超音波ビームを送信してもよい。

## 【 0 0 7 9 】

図 11 ( a ) および ( b ) は、血管壁の厚さが最大となる時刻  $t = t_1$  および最小となる  $t = t_2$  における動脈壁の対象組織の位置を説明する図である。上述したようにこれらの時刻は心電波形の R 波が生じる直後および T 波が生じる直後である。これらの図において A1、A2、A3 および A4 は互いに隣接する第 1 の超音波ビームおよびそのエコーが

10

20

30

40

50

ら得られる第1の超音波エコー信号の位置を示している。図11(a)に示すように、時刻 $t_1$ において、第1の超音波ビームA1上には、測定点の間の組織として規定される対象組織 $T_{1,1} \sim T_{1,n-1}$ が位置している。また、それぞれの対象組織の厚さ変化量は $D_{1,1}(t_1) \sim D_{1,n-1}(t_1)$ で示される。同様に第1の超音波ビームA2、A3およびA4上の対象組織および厚さ変化量は $T_{2,1} \sim T_{2,n-1}$ 、 $D_{2,1}(t_1) \sim D_{2,n-1}(t_1)$ 等で示される。

#### 【0080】

図11(b)に示すように、血管壁の厚さが最小となる時刻 $t_2$ では、第1の超音波ビームA1上にあった対象組織 $T_{1,1} \sim T_{1,n-1}$ は動脈の軸方向への運動により、第1の超音波ビームA3上に位置している。同様に第1の超音波ビームA2上にあった対象組織 $T_{2,1} \sim T_{2,n-1}$ は動脈の軸方向への運動により、第1の超音波ビームA4上に位置している。このとき、対象組織 $T_{1,1} \sim T_{1,n-1}$ および $T_{2,1} \sim T_{2,n-1}$ の厚さ変化量は $D_{3,1}(t_2) \sim D_{3,n-1}(t_2)$ および $D_{4,1}(t_2) \sim D_{4,n-1}(t_2)$ で示される。第1の超音波ビームA1、A2上には、時刻 $t_1$ において測定範囲外にあった対象組織 $T_{-1,1} \sim T_{-1,n-1}$ 、 $T_{-2,1} \sim T_{-2,n-1}$ が位置している。

#### 【0081】

したがって、時刻 $t_1$ を基準とした場合、第1の超音波ビームA1の対象組織 $T_{1,1} \sim T_{1,n-1}$ の最大厚さ変化量 $h_{1,1} \sim h_{1,n-1}$ は、それぞれ $D_{1,1}(t_1) \sim D_{3,1}(t_2) \sim D_{1,n-1}(t_1) \sim D_{3,n-1}(t_2)$ で求められる。

また、弾性率は、上記式(1)の係数を用いて求めることができる。血管壁の厚さが最小となる時刻 $t_2$ における各第1の超音波ビーム上の厚さ変化量は、各超音波ビームの反射による第1の超音波エコー信号により従来と同様の演算によって求められる。したがって、弾性率を求める演算量は、従来の方法によって弾性率を求める場合とほぼ同程度である。

#### 【0082】

このように、動脈壁の弾性率を求める場合には、動脈壁の厚さが最大となる時刻を含むフレーム期間において、超音波ビームを走査することにより得られる第1の超音波エコー信号、および、動脈壁の厚さが最小となる時刻を含むフレーム期間において、超音波ビームを走査することにより得られる第1の超音波エコー信号を軸方向の運動速度または移動変位量に基づき選択すればよい。また、動脈壁の厚さが最大となる時刻では動脈壁の軸方向への運動が最も小さく、軸方向への移動変位量はゼロである。このため、動脈壁の厚さが最小となる時刻を含むフレーム期間あるいはそれに近接した時刻において第2の超音波ビームを送信し、得られる第2の超音波エコー信号から動脈壁軸方向の運動速度または移動変位量を求めればよい。弾性率は心周期に一致して周期的に変化するため、このような第1の超音波エコー信号の選択を心周期ごとに行えばよい。

#### 【0083】

##### (第2の実施形態)

以下、図面を参照しながら、本発明による超音波診断装置の第2の実施形態を説明する。本実施形態の超音波診断装置21は、動脈の軸方向の運動速度または移動変位量を検出し、動脈が軸方向に運動していることが検出された場合、動脈が軸方向に運動しているため、正しい計測が行えないことが操作者に分かるような表示を行う。図12は、本実施形態による超音波診断装置21のブロック図を示している。超音波診断装置21は、遅延制御部3、遅延制御量記憶部4、送信部5、受信部6、受信信号記憶部7、信号処理部13、表示部10、制御部11、記憶部12、断層画像生成部14および表示部10を備えている。

#### 【0084】

第1の実施形態と同様、送信部5は、超音波プローブ2の各超音波振動子1を駆動し、動脈壁組織へ第1の超音波ビームおよび第2の超音波部ビームを送信するための超音波送信信号を生成する。生成した超音波送信信号は遅延制御部3に入力され、各超音波振動子

1 が所定のタイミングで駆動するように遅延制御される。

【 0 0 8 5 】

動脈壁において第 1 の超音波ビームおよび第 2 の超音波ビームが反射することにより得られる超音波エコーは、超音波プローブ 2 の各超音波振動子 1 で受信され、遅延制御部 3 で遅延制御された後、受信部 6 においてそれぞれ合成および増幅される。これにより、受信部 6 は第 1 の超音波エコー信号および第 2 の超音波エコー信号を出力する。

【 0 0 8 6 】

信号処理部 1 3 ' は、運動速度検出部 8 および演算部 9 ' を含む。運動速度検出部 8 は、第 1 の超音波エコー信号から、動脈壁組織の各測定点における運動速度またはその積分値である移動変位量を検出する。また、第 2 の超音波エコー信号から、各測定点の動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量を求める。

10

【 0 0 8 7 】

超音波診断装置 2 1 により厚さ変化量または弾性率を測定する場合、一心周期中における動脈壁組織の最大厚さおよび最小厚さを正確に求めることが重要である。第 1 の実施形態において説明したように、動脈壁組織の厚さが最小となる時動脈壁の軸方向への移動変位量が最大となるので、動脈壁組織の厚さが最小となる時刻を含むフレーム期間またはそれに近接した時刻において第 2 の超音波ビームを送信し、得られた第 2 の超音波エコー信号を用いて、各測定点の動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量を求めることが好ましい。

【 0 0 8 8 】

演算部 9 は、第 1 の超音波エコー信号から得られた動脈壁組織の各測定点における運動速度または移動変位量に基づき、測定点間の動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を演算する。また、演算部 9 は、厚さ変化量または弾性率を求めた各動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量とあらかじめ定めた閾値とを比較する。運動速度または移動変位量が閾値よりも大きい場合には、その動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を表示部 1 0 へ出力しない。あるいは、厚さ変化量または弾性率の値が異常であることが判断できるような値、たとえば、所定の負の値と求めた厚さ変化量または弾性率の値とを入れ替える。運動速度または移動変位量が閾値よりも小さいかまたは等しい場合には、その動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を表示部 1 0 へ出力する。

20

【 0 0 8 9 】

断層画像生成部 1 4 は、受信部 9 から出力される第 1 の超音波エコー信号から断層画像を生成する。たとえば第 1 の超音波エコー信号の振幅強度を表示部に表示する画像の輝度情報に変換することによって B モード断層画像を生成する。

30

【 0 0 9 0 】

表示部 1 0 は、断層画像生成部 1 4 から得られる断層画像と、演算部 9 ' から出力される各動脈組織の厚さ変化量または弾性率とを重畳して表示する。

【 0 0 9 1 】

次に、超音波診断装置 2 1 による計測の手順を図 1 3 に示すフローチャートを参照しながら説明する。

【 0 0 9 2 】

まず、ステップ 1 1 2 に示すように、送信部 5 を用いて超音波プローブ 2 から動脈血管を含む生体へ向けて超音波を送信する。送信された超音波が生体において反射することにより得られた超音波エコーは超音波プローブ 2 を用いて受信部 6 により受信される。送信される超音波には、第 1 および第 2 の超音波ビームが含まれ、これらの反射エコーにより、受信部 6 は第 1 の超音波エコー信号および第 2 の超音波エコー信号を出力する。

40

【 0 0 9 3 】

ステップ 1 1 3 に示すように、信号処理部 1 3 の運動速度検出部 8 は、第 1 の超音波エコー信号を用いて動脈壁組織の各測定点における運動速度または移動変位量を検出する。

【 0 0 9 4 】

続いて、ステップ 1 1 4 に示すように、運動速度検出部 8 は第 2 の超音波エコー信号を

50



用いて各測定点の軸方向の運動速度を検出する。さらに移動変位量を算出してもよい。

【0095】

演算部9'は、ステップ115に示すように、各測定点における運動速度または移動変位量から、測定点間に位置する各動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を演算する。

【0096】

次にステップ116に示すように、厚さ変化量または弾性率を求めた各動脈壁組織の運動速度または移動変位量と閾値とを比較する。閾値よりも厚さ変化量または弾性率が大きい場合、演算部9'は、その組織に対して求めた厚さ変化量または弾性率を表示部10に表示させないよう、表示部10へ出力をやめ、閾値よりも小さい組織に対して求めた厚さ変化量または弾性率のみを表示部10へ出力する。一方、全ての動脈壁組織の運動速度または移動変位量が閾値よりも小さい場合には、求めた全ての動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を表示部10へ出力する。

10

【0097】

図14は、超音波診断装置21の表示部10に表示される表示画面の一例を模式的に示している。図14に示すように表示部10には、計測領域の断層画像51が示される。断層画像51は、動脈前壁61と、血管腔62と、動脈後壁63とを含む。動脈後壁63に計測領域が設定されているため、断層画像51の動脈後壁63に弾性率または厚さ変化量の二次元マッピング像52が重畳されている。

【0098】

二次元マッピング像52において、領域52aおよび52cには、動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率とその値に応じた諧調あるいは色調で表示される。一方、領域52bには、動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率が表示されておらず、動脈後壁63の画像が現れている。このため、操作者は、領域52bでは動脈壁組織が軸方向の運動しており、正しく弾性率が求められなかったことを容易に認識することができる。

20

【0099】

このように、本実施形態によれば、動脈壁が軸方向に運動することによって厚さ変化量や弾性率が正確に計測できない部分を判定し、表示部には正確に計測できた部分のみの厚さ変化量や弾性率が表示される。したがって、操作者は、表示部に表示された情報から、正しい診断を行うことが可能となる。

【0100】

なお、本実施形態では、演算部9'は動脈壁が軸方向に運動することによって厚さ変化量や弾性率が正確に計測できない部分を判定しているが、計測領域内の動脈壁組織の一部が軸方向に運動している場合、操作者にそのこと示す文字情報あるいは画像情報を表示部10に表示し、弾性率はそのまま表示するようにしてもよい。より具体的には、図14および図13のステップ116、119に示すように、演算部9'は、厚さ変化量または弾性率を求めた各動脈壁組織の運動速度または移動変位量と閾値とを比較する。閾値よりも厚さ変化量または弾性率が大きい組織が1つでもある場合、図14に示すように演算部9'は表示部10に計測が正しく行われなかったことを示す情報53を生成し、表示部10に信号を出力するとともに、求めた厚さ変化量または弾性率をすべて表示部10に表示させる。このような表示をおこなっても、操作者は、正しい計測が行えなかったことを容易に判断することができる。計測が正しく行われなかったことを示す情報53を表示するとともに、図13に示すように、厚さ変化量や弾性率が正確に計測できない部分を判定し、その部分の弾性率は表示しないようにしてもよい。

30

40

【0101】

また、軸方向に動脈壁が運動している場合、動脈壁組織の軸方向において、複数の組織における厚さ変化量または弾性率の平均を求め、平均した弾性率を表示部10に表示してもよい。以下、図16に示すフローチャートを参照しながらこのような形態を説明する。

【0102】

図16のステップ112、113、114に示すように、第1の超音波ビームおよび第2の超音波ビームを送信し、受信により得た第1の超音波エコー信号および第2の超音波

50

エコー信号を用いて、動脈壁組織の各測定点における運動速度または移動変位量を検出する。また、第2の超音波エコー信号を用いて各測定点の軸方向の運動速度または移動変位量を算出する。

【0103】

次にステップ116に示すように、各測定点における運動速度または移動変位量と閾値とを比較する。ステップ118に示すように、運動速度または移動変位量が閾値より大きい測定点がある場合には、軸方向運動速度が閾値より大きい測定点には含まれる組織については、軸方向に平均をとって厚さ変化量または弾性率の平均を求める。具体的には、まず、従来と同様にして、各測定点によって挟まれる組織の厚さ変化量または弾性率を全て求める。次に、軸方向運動速度が閾値より大きい測定点には含まれる組織について、あ

10

【0104】

図17は、このような手順により求められた弾性率が表示された表示部10の画面の一例を模式的に示している。図17に示すように表示部10には、計測領域の断層画像51が示される。断層画像51は、動脈前壁61と、血管腔62と、動脈後壁63とを含む。動脈後壁63に計測領域が設定されているため、断層画像51の動脈後壁63に弾性率または厚さ変化量の二次元マッピング像52が重畳されている。

【0105】

二次元マッピング像52において、領域52aおよび52dには、動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率がその値に応じた諧調あるいは色調で表示される。ただし、領域52dでは、軸方向に隣接する組織における弾性率の平均が求められ、隣接する組織が1つの組織であるとして弾性率が示されている。このため、動脈壁組織が軸方向へ運動することにより生じる弾性率の演算誤差が抑制される。

20

【0106】

平均を求める組織の数は、前述したようにあらかじめ決めておいてもよいし、動脈壁の運動速度または位置変位量に応じて設定してもよい。この場合には、たとえば図16に示すように、ステップ116において各測定点における運動速度または移動変位量と閾値とを比較する。ステップ119に示すように、運動速度または移動変位量が閾値より大きい測定点がある場合には、そのそれぞれの測定点において、運動速度または移動変位量に基づき、軸方向に平均を求める距離を決定する。続いてステップ118に示すように、各測定点によって挟まれる組織の厚さ変化量または弾性率を全て求める。次に、軸方向運動速度が閾値より大きい測定点には含まれる組織について、ステップ119で決定した距離に対応する数の組織に対して求められた厚さ変化量または弾性率を平均する。

30

【0107】

図18は、このような手順により求められた弾性率が表示された表示部10の画面の一例を模式的に示している。図18に示すように二次元マッピング像52の領域52eでは、運動速度または移動変位量に基づいて決定された距離に対応する組織の数、ここでは3つの組織の厚さ変化量または弾性率の平均が求められている。動脈壁の軸方向における運動速度または位置変位量に基づいて、平均を求める組織の数を決定しているため、動脈壁組織が軸方向へ運動することにより生じる弾性率の演算誤差がより抑制される。

40

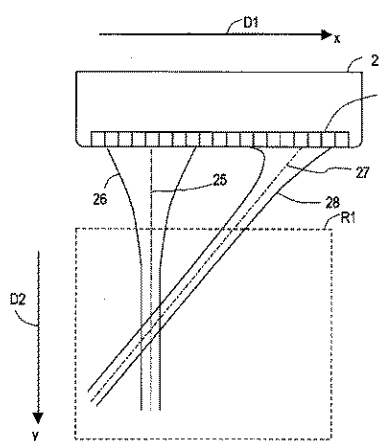
【0108】

このように本実施形態によれば、第2の超音波ビームを用いて動脈壁の軸方向における運動速度または位置変位量を求め、運動速度または位置変位量に基づいて、厚さ変化量または弾性率の表現方法を変更する。このため、操作者は、動脈壁が軸方向へ運動していることによって、厚さ変化量や弾性率が正しく求められていないことを的確に認識することができ、超音波診断装置を用いてより正確な診断を行うことができる。また、厚さ変化量または弾性率の演算には軸方向の運動を考慮しないため、演算量が増大することもなく、高性能な演算装置も必要ではない。このため、低コストで超音波診断装置を提供することが可能となる。

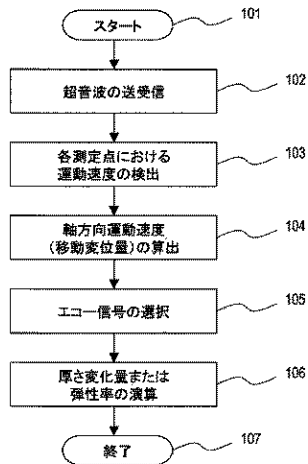
50

【 0 1 0 9 】

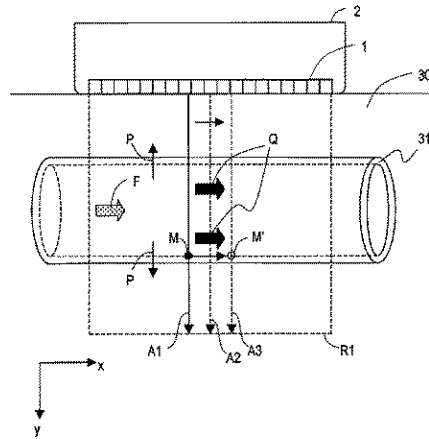
【圖 2】



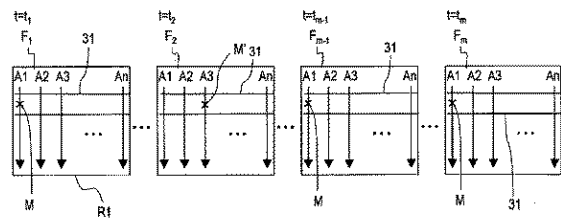
【図 3】



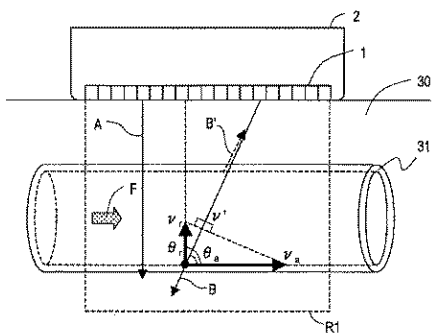
【図 4】



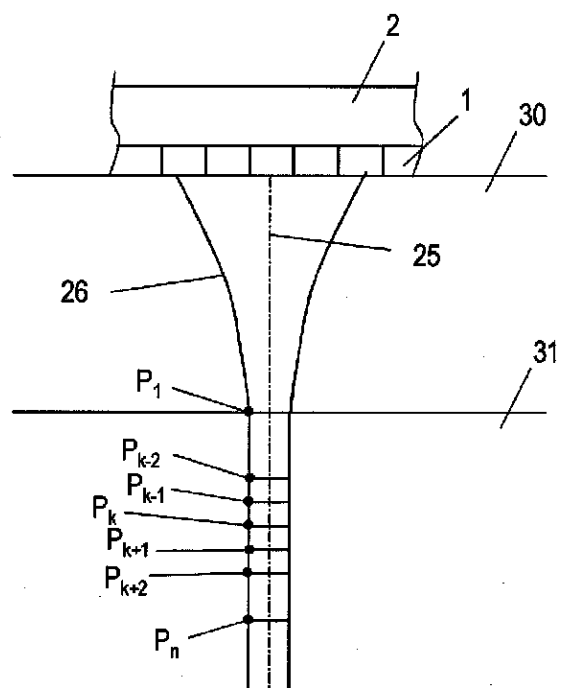
【図 5】



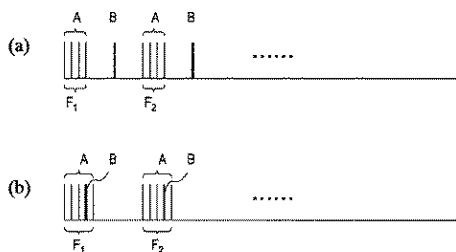
【図 6】



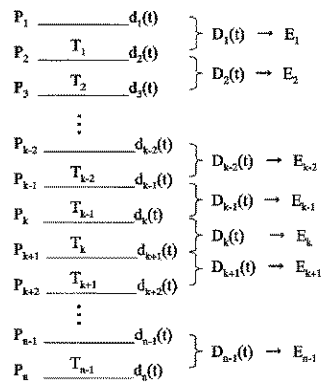
【図 8】



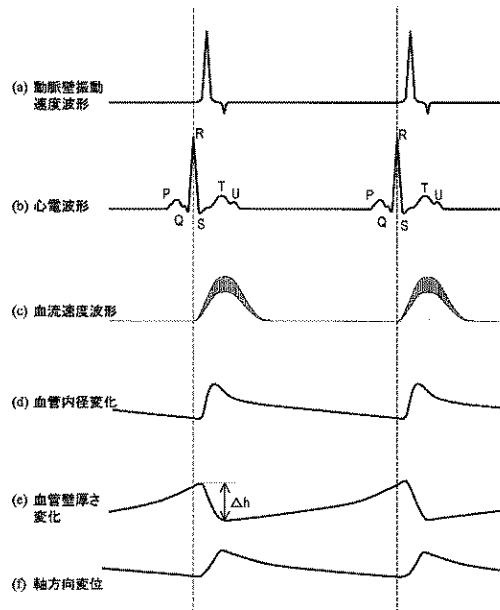
【図 7】



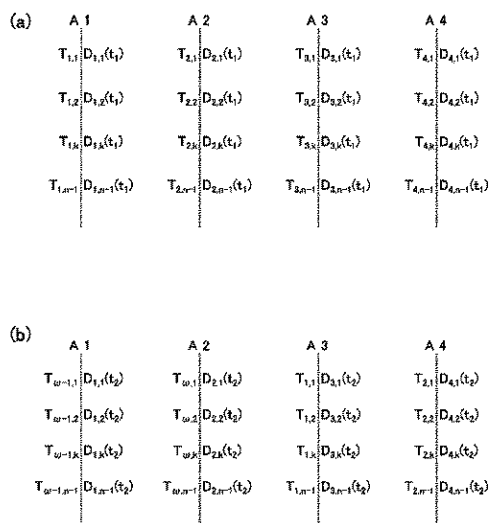
【図 9】



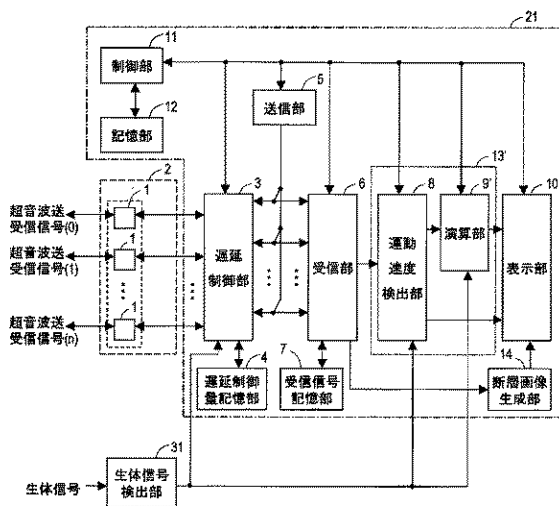
【図 10】



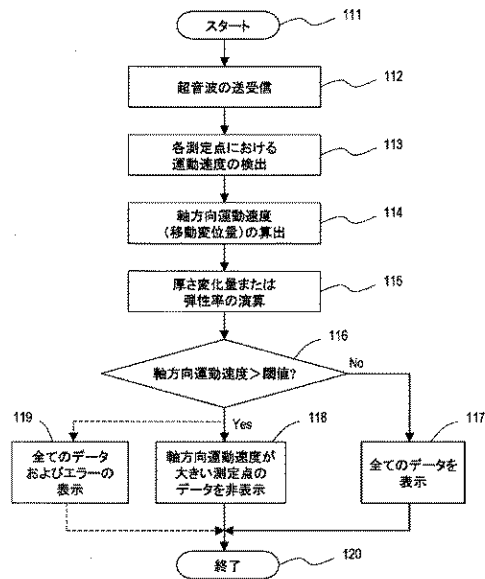
【図 11】



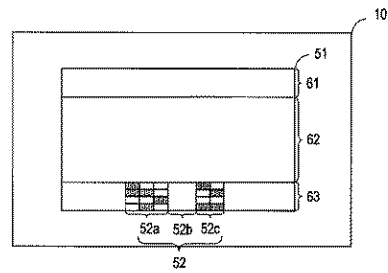
【図 12】



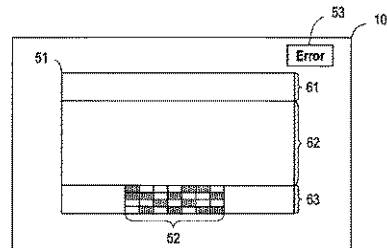
【図 13】



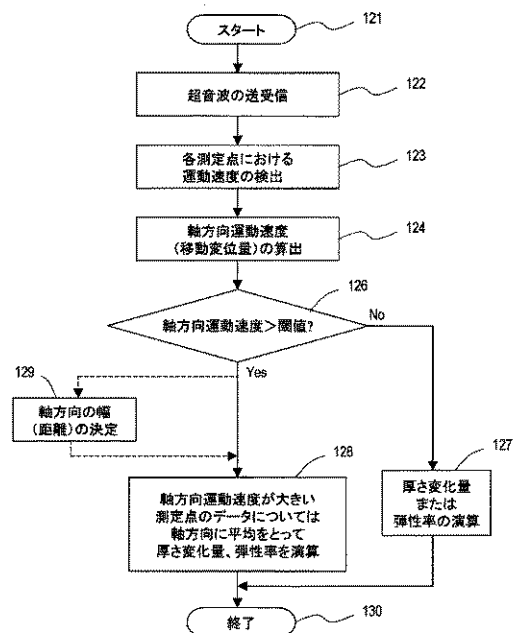
【図 14】



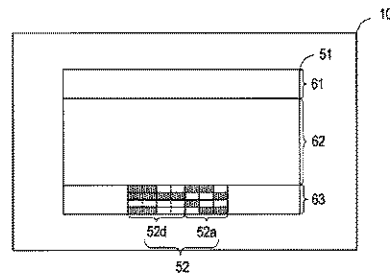
【図 15】



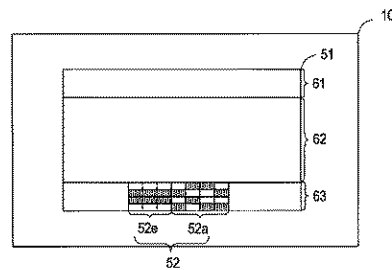
【図 16】



【図 17】



【図 18】



## 【手続補正書】

【提出日】平成19年3月28日(2007.3.28)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定する超音波診断装置であって、  
複数の超音波振動子を含む超音波プローブの各超音波振動子の遅延制御を行う遅延制御部と、

10

前記遅延制御部の制御に基づき、前記超音波プローブが所定のフレーム期間毎に、前記生体の動脈の軸方向に沿った走査領域内の複数の異なる位置において、それぞれ第1の超音波ビームを送信するよう、前記超音波プローブを駆動する送信部と、

前記所定のフレーム期間毎に、前記複数の第1の超音波ビームが前記動脈壁において反射することによりそれぞれ得られる複数の超音波エコーを前記超音波プローブにより受信し、複数の第1の超音波エコー信号を出力する受信部と、

前記複数の第1の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織に設定された複数の測定点間の前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率の演算を行う信号処理部と、  
を備え、

20

前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度に基づいて、前記フレーム期間ごとに各測定点における演算のための第1の超音波エコー信号を選択する、超音波診断装置。

【請求項2】

前記信号処理部は、運動速度検出部を含み、

前記送信部は第2の超音波ビームを送信し、

前記受信部は前記第2の超音波ビームが前記動脈壁において反射することにより得られる第2の超音波エコー信号を出力し、

前記運動速度検出部は、前記第2の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度を求める請求項1に記載の超音波診断装置。

30

【請求項3】

前記第1の超音波ビームと前記第2の超音波ビームとの偏向角度は異なっている請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記遅延制御部が所定の周期で前記遅延制御の量を偏向することにより、前記第2の超音波ビームを送信する請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記遅延制御部は、前記生体に関する生体信号を受け取り、前記生体信号の周期に同期した周期で前記遅延制御の量を偏向することにより、前記第2の超音波ビームを送信する請求項3に記載の超音波診断装置。

40

【請求項6】

前記生体信号の周期は心周期である請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記第1の超音波ビームは前記動脈の軸方向に対しておおよそ垂直であり、前記第2の超音波ビームは前記動脈の軸方向と非垂直である請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記複数の測定点は二次元に配置されており、前記演算部は、前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を二次元で求める請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

50

前記演算部の演算結果を二次元マッピング表示するための表示部をさらに備える請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、

超音波プローブを用いて、所定のフレーム期間毎に、前記生体の動脈の軸方向に沿った走査領域内の複数の異なる位置において、それぞれ第 1 の超音波ビームを送信するステップと、

前記所定のフレーム期間毎に、前記複数の第 1 の超音波ビームが前記動脈の動脈壁において反射することによりそれぞれ得られる複数の超音波エコーを前記超音波プローブにより受信し、複数の第 1 の超音波エコー信号を得るステップと、

前記動脈壁組織の軸方向の運動速度に基づいて、前記フレーム期間ごとに各測定点における演算のための第 1 の超音波エコー信号を選択するステップと、

前記選択した第 1 の超音波エコー信号を用いて、前記動脈壁組織に設定された複数の測定点から選ばれる少なくとも 2 点間における前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率の演算を行うステップと、

を包含する超音波診断装置の制御方法。

【請求項 11】

前記演算ステップは、第 2 の超音波ビームを前記動脈へ送信し、前記第 2 の超音波ビームが前記動脈壁において反射することにより得られる第 2 の超音波エコー信号を得るステップと、

前記第 2 の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度を求めるステップと、

をさらに包含する請求項 10 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 12】

前記第 2 の超音波ビームを、前記生体に関する生体信号の周期に同期した周期で送信する請求項 11 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 13】

前記生体信号の周期は心周期である請求項 12 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、動脈壁組織の厚さ変化量あるいは弾性率を算出する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を用いて生体組織の運動速度あるいは移動変位量を計測する手法として、超音波エコー信号のドップラ効果による周波数偏移を検出するドップラ法が知られている。たとえば、特許文献 1 はドップラ法により血流速度を計測する方法を開示している。また、周波数偏移の生じた超音波エコー信号の周波数解析を正確に行うために、非特許文献 1 は、高速フーリエ変換 (FFT) を用いることを開示している。特許文献 2 および特許文献 3 は、自己相関法を用いることを開示している。

【0003】

ドップラ法による計測は比較的簡単であるが、生体組織の移動方向と直交する方向に反射する超音波エコーにはドップラ効果が生じないという問題がある。言い換えれば、超音波エコーと直交する方向における生体組織の運動速度はドップラ法では検出できない。こ

10

20

30

40

50



のため、特許文献 4 から特許文献 7 は、複数の偏向角度が異なる超音波ビームを用いて、生体組織の完全な二次元あるいは三次元運動を検出する方法を開示している。

【 0 0 0 4 】

一方、特許文献 8 は、超音波エコー信号の位相変化を最小二乗法を用いて高精度で推定し、計測点の運動量を精度良く推定する方法を開示している。この方法によれば、生体組織の各部の運動量から、生体組織の厚さ変化量（歪み量）を算出することが可能となる。生体組織は、弾性繊維、膠原線維、脂肪、血栓などによって構成されており、これらは弾性率が異なる。このため、生体内組織に応力を加えたときの厚さ変化量から弾性率を求めることによって組織の構成を特定したり、弾性率の値から組織の病変状態を推定することが可能となる。

10

【 0 0 0 5 】

近年、心筋梗塞や脳梗塞などの循環器系疾病を患う人が増加してきており、これらの疾病の予防および治療を行うことが大きな課題となっている。心筋梗塞や脳梗塞の発病には、動脈硬化が関与しているので、上述したように超音波診断装置を用いて動脈壁組織の弾性率を測定することができれば、動脈の硬化の度合を診断することが可能となり、これらの疾病の予防や治療に役立つと考えられる。このため、動脈壁組織の弾性率を測定することが可能な超音波診断装置の開発が求められている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 0 7 0 3 0 5 号公報

【特許文献 2】特公昭 6 2 - 4 4 4 9 4 号公報

【特許文献 3】特開平 6 - 1 1 4 0 5 9 号公報

【特許文献 4】特開平 5 - 1 1 5 4 7 9 号公報

【特許文献 5】特開平 1 0 - 2 6 2 9 7 0 号公報

【特許文献 6】米国特許第 6 7 7 0 0 3 4 号明細書

【特許文献 7】米国特許第 6 2 5 8 0 3 1 号明細書

【特許文献 8】特開平 1 0 - 5 2 2 6 号公報

【非特許文献 1】（社）日本電子機械工業会編「改訂医用超音波機器ハンドブック」、コロナ社、1 9 9 7 年 1 月 2 0 日発行、第 1 1 6 - 1 2 3 頁

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

動脈は、動脈内を移動する血液の血流および血圧変化に応じて径方向に拡張・収縮する。このため、動脈の軸を通る断面において、軸方向と垂直な方向から超音波ビームを動脈へ入射させ、超音波エコーを受信することにより、動脈壁組織の厚さ変化量を測定することができ、弾性率を求めることができると考えられる。

30

【 0 0 0 7 】

しかしながら、本願発明者の詳細な実験によれば、動脈壁は心周期に同期してわずかに軸方向へ移動することがあることが分かった。また、動脈壁の軸方向への移動は、常に観測されるわけではなく、測定位置や被験者による個体差などによっては、動脈壁の軸方向への運動がほとんど生じない場合もあることが分かった。

【 0 0 0 8 】

動脈壁が軸方向へ運動している場合において、軸方向へ運動していないと仮定して求められた弾性率は正確ではなく、誤差を含んでいる。しかし、動脈壁の軸方向への移動が生じているかどうか分からない限り、得られた弾性率が正しいかどうかを判断することは困難である。

40

【 0 0 0 9 】

動脈壁が軸方向へ移動する場合、動脈の軸を通る断面において、動脈壁の二次元運動を正確に測定することによって、正確な弾性率を求めることができると考えられる。たとえば、特許文献 4 から 7 に示された方法を用いて動脈壁の運動を正確に解析し、弾性率を求めることが考えられる。しかし、これらの方法により、二次元運動を測定するためには、大規模な計測回路が必要となり、また、測定対象点の追跡を行うための演算量も膨大なも

50

のになってしまう。特に、生体組織の厚さ変化量や弾性率を求めるための演算量は、測定対象点の運動速度を求めるための演算量に比べ膨大である。このため、従来の超音波診断装置に用いられていたコンピュータでは、そのような膨大な演算を行うことが非常に困難である。また、演算能力が非常に高いコンピュータを超音波診断装置に採用する場合、超音波診断装置が高価になってしまう。

【 0 0 1 0 】

本発明は、このような従来技術の課題を解決するためになされたものであり、動脈壁の軸方向への移動を考慮して、生体組織の厚さ変化量や弾性率を簡単な演算回路を用いて正確に計測することのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明の超音波診断装置は、生体の動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定する超音波診断装置であって、複数の超音波振動子を含む超音波プローブの各超音波振動子の遅延制御を行う遅延制御部と、前記遅延制御部の制御に基づき、前記超音波プローブが所定のフレーム期間毎に、前記生体の動脈の軸方向に沿った走査領域内の複数の異なる位置において、それぞれ第1の超音波ビームを送信するよう、前記超音波プローブを駆動する送信部と、前記所定のフレーム期間毎に、前記複数の第1の超音波ビームが前記動脈壁において反射することによりそれぞれ得られる複数の超音波エコーを前記超音波プローブにより受信し、複数の第1の超音波エコー信号を出力する受信部と、前記複数の第1の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織に設定された複数の測定点間の前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率の演算を行う信号処理部とを備え、前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度に基づいて、前記フレーム期間ごとに各測定点における演算のための第1の超音波エコー信号を選択する。

【 0 0 1 2 】

ある好ましい実施形態において、前記信号処理部は、運動速度検出部を含み、前記送信部は第2の超音波ビームを送信し、前記受信部は前記第2の超音波ビームが前記動脈壁において反射することにより得られる第2の超音波エコー信号を出力し、前記運動速度検出部は、前記第2の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度を求める。

【 0 0 1 3 】

ある好ましい実施形態において、前記第1の超音波ビームと前記第2の超音波ビームとの偏向角度は異なっている。

【 0 0 1 4 】

ある好ましい実施形態において、前記遅延制御部が所定の周期で前記遅延制御の量を偏向することにより、前記第2の超音波ビームを送信する。

【 0 0 1 5 】

ある好ましい実施形態において、前記遅延制御部は、前記生体に関する生体信号を受け取り、前記生体信号の周期に同期した周期で前記遅延制御の量を偏向することにより、前記第2の超音波ビームを送信する。

【 0 0 1 6 】

ある好ましい実施形態において、前記生体信号の周期は心周期である。

【 0 0 1 7 】

ある好ましい実施形態において、前記第1の超音波ビームは前記動脈の軸方向に対しておおよそ垂直であり、前記第2の超音波ビームは前記動脈の軸方向と非垂直である。

【 0 0 1 8 】

ある好ましい実施形態において、前記複数の測定点は二次元に配置されており、前記演算部は、前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を二次元で求める。

【 0 0 1 9 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記演算部の演算結果を二次元マッピング表示するための表示部をさらに備える。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 0 】

本発明の超音波診断装置の制御方法は、超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、超音波プローブを用いて、所定のフレーム期間毎に、前記生体の動脈の軸方向に沿った走査領域内の複数の異なる位置において、それぞれ第1の超音波ビームを送信するステップと、前記所定のフレーム期間毎に、前記複数の第1の超音波ビームが前記動脈の動脈壁において反射することによりそれぞれ得られる複数の超音波エコーを前記超音波プローブにより受信し、複数の第1の超音波エコー信号を得るステップと、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度に基づいて、前記フレーム期間ごとに各測定点における演算のための第1の超音波エコー信号を選択するステップと、前記選択した第1の超音波エコー信号を用いて、前記動脈壁組織に設定された複数の測定点から選ばれる少なくとも2点間における前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率の演算を行うステップとを包含する。

10

## 【 0 0 2 1 】

ある好ましい実施形態において、前記演算ステップは、第2の超音波ビームを前記動脈へ送信し、前記第2の超音波ビームが前記動脈壁において反射することにより得られる第2の超音波エコー信号を得るステップと、前記第2の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度を求めるステップとをさらに包含する。

## 【 0 0 2 2 】

ある好ましい実施形態において、前記第2の超音波ビームは前記生体に関する生体信号の周期に同期した周期で送信される。

20

## 【 0 0 2 3 】

ある好ましい実施形態において、前記生体信号の周期は心周期である。

## 【 0 0 2 4 】

本発明の超音波診断装置は、生体の動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定する超音波診断装置であって、複数の超音波振動子を含む超音波プローブの各超音波振動子の遅延制御を行う遅延制御部と、前記遅延制御部の制御に基づき、前記超音波プローブが前記生体の動脈の軸方向に沿った走査領域内の複数の異なる位置において、それぞれ第1の超音波ビームを送信し、かつ、第1の超音波ビームとは異なる偏向角度で前記生体の動脈に向けて第2の超音波ビームを送信するよう、前記超音波プローブを駆動する送信部と、前記複数の第1の超音波ビームが前記動脈壁において反射することによりそれぞれ得られる複数の超音波エコーおよび前記第2の超音波ビームを前記超音波プローブにより受信し、複数の第1の超音波エコー信号および第2の超音波エコー信号を出力する受信部と、前記複数の第1の超音波エコー信号に基づいて、前記動脈壁組織に設定された複数の測定点間における前記動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率の演算を行い、かつ、前記第2の超音波エコー信号に基づいて、前記複数の測定点間における動脈壁の軸方向の運動速度または移動変位量を検出する信号処理部と、前記厚さ変化量または弾性率を表示する表示部とを備え、前記表示部は、前記動脈壁組織の運動速度または移動変位量に基づいて、前記表示部における厚さ変化量または弾性率の表示を変更する。

30

## 【 0 0 2 5 】

ある好ましい実施形態において、前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量が所定の閾値以上である場合、対応する組織の厚さ変化量または弾性率を前記表示部へ出力しない。

40

## 【 0 0 2 6 】

ある好ましい実施形態において、前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量が所定の閾値以上である場合、対応する組織の厚さ変化量または弾性率を所定の値に設定し、表示部へ出力する。

## 【 0 0 2 7 】

ある好ましい実施形態において、前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量が所定の閾値以上である場合、前記表示部に所定の文字情報または図形情報を表示させる。

50

## 【 0 0 2 8 】

ある好ましい実施形態において、前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量が所定の閾値以上である場合、前記動脈壁組織の軸方向において、複数の組織における厚さ変化量または弾性率の平均を求め、前記表示部に出力する。

## 【 0 0 2 9 】

ある好ましい実施形態において、前記信号処理部は、前記動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量が所定の閾値以上である場合、前記運動速度または移動変位量に基づき、前記動脈壁組織の軸方向において、厚さ変化量または弾性率の平均を求める組織の数を決定し、決定した数の組織における前記厚さ変化量または弾性率の平均を求め、前記表示部に出力する。

10

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 3 0 】

本発明によれば、動脈壁組織の軸方向の運動速度に基づいて、各測定点間の厚さ変化量や弾性率を求めるための超音波エコー信号をフレーム期間ごとに選択する。各測定点における運動速度などは、選択した超音波ビームを用い従来と同様の方法により求めることができる。したがって、演算量を著しく増大させることなく高精度で生体の動脈組織の形状特性または性状特性を測定することが可能となる。これにより、超音波診断装置に高い演算能力を備えた演算回路を用いる必要がなく、弾性率測定を高精度で行うことのできる超音波診断装置を低コストで実現することができる。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

20

## 【 0 0 3 1 】

## ( 第 1 の実施形態 )

以下、図面を参照しながら、本発明による超音波診断装置の第 1 の実施形態を説明する。図 1 は、超音波診断装置 20 のブロック図を示している。超音波診断装置 20 は超音波プローブ 2 を用いて生体の形状特性または性状特性を測定する。特に、生体の動脈壁組織の弾性率を測定するのに好適に用いられる。ここで、生体の形状特性とは、生体組織の形状または、形状の時間変化による生体組織の運動速度やその積分値である位置変位量、生体組織に設定した 2 点間の厚さ変化量などをいう。生体の性状特性は、生体組織の弾性率などをいう。超音波診断装置 20 は、遅延制御部 3、遅延制御量記憶部 4、送信部 5、受信部 6、受信信号記憶部 7、信号処理部 13、表示部 10、制御部 11 および記憶部 12 を備えている。

30

## 【 0 0 3 2 】

超音波プローブ 2 は複数の超音波振動子 1 を含み、測定対象である動脈壁組織へ超音波ビームを送信し、送信した超音波ビームが動脈壁組織において反射することにより得られる超音波エコーを受信するために用いられる。以下において詳細に説明するように、超音波プローブ 2 は少なくとも一次元に配列された複数の超音波振動子 1 を含んでいることが好ましい。超音波プローブ 2 は、遅延制御部 3 に接続される。

## 【 0 0 3 3 】

送信部 5 は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子 1 を駆動し、動脈壁組織へ超音波ビームを送信するための超音波送信信号を生成する。生成した超音波送信信号は遅延制御部 3 に入力され、各超音波振動子 1 が所定のタイミングで駆動するように遅延制御される。これにより、動脈壁組織へ超音波ビームが送信される。送信部 5 が生成する超音波送信信号には、測定対象である動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定するために用いるものと、動脈壁組織の軸方向の運動速度を求めるために用いられるものがある。このため、超音波プローブ 2 から送信される超音波ビームにも動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定するために用いるものと、動脈壁組織の軸方向の運動速度を求めるために用いられるものがある。これをそれぞれ第 1 および第 2 の超音波ビームと呼ぶ。

40

## 【 0 0 3 4 】

図 2 は、超音波プローブ 2 から送信される超音波ビームを模式的に示している。超音波プローブ 2 では、送信部 5 で生成される超音波送信信号が遅延制御部 3 による遅延制御を

50

受けることにより、複数（たとえば十数個から数十個度）の超音波振動子 1 が音響線 2 5 を有する 1 つの第 1 の超音波ビーム 2 6 を生成する。超音波振動子 1 が一次元に配列されているため、駆動する超音波振動子 1 の組み合わせを超音波振動子 1 の配列方向（矢印 D 1）へ順次シフトさせることによって、第 1 の超音波ビーム 2 6 の位置を超音波振動子 1 の配列方向へシフトさせることができる。これにより、第 1 の超音波ビーム 2 6 を走査させ、第 1 の超音波ビーム 2 6 の走査方向（矢印 D 1）および深さ方向（矢印 D 2）で規定される二次元の走査領域 R 1 において動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定することができる。走査領域 R 1 をフレームと呼び、第 1 の超音波ビーム 2 6 によって 1 回走査する期間をフレーム期間と呼ぶ。動脈壁組織の形状特性または性状特性を測定するためには、1 秒間に複数回走査領域 R 1 を第 1 の超音波ビーム 2 6 が走査することが好ましい。

10

#### 【0035】

図 2 に示すように音響線 2 7 を備える第 2 の超音波ビーム 2 8 は、第 1 の超音波ビーム 2 6 と異なる偏向角度で送信される。好ましくは、第 1 の超音波ビーム 2 6 はその音響線 2 5 が測定対象である動脈壁組織の軸方向と垂直となるように、超音波プローブ 2 から送信され、第 2 の超音波ビーム 2 8 は、その音響線 2 7 が動脈壁組織の軸方向と非垂直となるように、超音波プローブ 2 から送信される。

#### 【0036】

反射により動脈壁から超音波プローブ 2 へ向かう超音波エコーは、超音波プローブ 2 の各超音波振動子 1 で受信され、遅延制御部 3 で遅延制御された後、受信部 6 において合成および増幅される。受信部 6 は合成した超音波エコー信号を信号処理部 1 3 へ出力する。第 1 および第 2 の超音波ビームの反射による超音波エコーを合成した信号をそれぞれ第 1 の超音波エコー信号および第 2 の超音波エコー信号と呼ぶ。

20

#### 【0037】

遅延制御部 3 における超音波の送信時および超音波エコーの受信時の遅延制御は、遅延制御量記憶部 4 に予め記憶された超音波振動子 1 ごとの遅延制御量に基づき、超音波ビームを超音波プローブ 2 から送信するたびに行われる。また、受信部 6 で合成された超音波エコー信号は、受信信号記憶部 7 において記憶される。受信信号記憶部 7 は、複数のフレーム分の第 1 の超音波エコー信号を記憶することのできる容量を備えていることが好ましい。

#### 【0038】

信号処理部 1 3 は、運動速度検出部 8 および演算部 9 を含む。運動速度検出部 8 は、第 1 の超音波エコー信号から、動脈壁組織の各測定点における運動速度またはその積分値である移動変位量を検出する。また、第 2 の超音波エコー信号から動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量を求める。

30

#### 【0039】

演算部 9 は、第 1 の超音波エコー信号から得られた動脈壁組織の各測定点における運動速度または移動変位量に基づき、測定点間の動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を演算する。この際、演算部 9 は、第 2 の超音波エコー信号から求めた動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量に基づき、フレーム期間ごとおよび各測定点間の動脈壁組織ごとに厚さ変化量または弾性率を求めるための第 1 の超音波エコー信号を選択する。このようにして選択した第 1 の超音波エコー信号を用いて演算を行うことにより、動脈壁組織の軸方向の運動を考慮して動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を求めることができる。

40

#### 【0040】

運動速度検出部 8 における各計測点の運動速度の検出は、一般的に用いられている FFT ドップラ法、自己相関法など、どの手法を用いてもよい。しかし、以下において詳細に説明するよう、制限付き最小二乗法を用いることによって、より微細な領域の厚さ変化量または弾性率を演算することができる。

#### 【0041】

表示部 1 0 は、信号処理部 1 3 において求めた動脈壁組織各部の運動速度や厚さ変化量などの形状特性、または、弾性率などの性状特性の少なくとも一方を表示する。測定位置

50

に応じてこれらの値を二次元マッピング表示してもよいし、さらに、一般的な超音波診断装置の基本機能であるBモード断層画像上に重ねて表示してもよい。形状特性や性状特性は、求めた特性量に応じた諧調あるいは色調を用いて表示してもよい。

#### 【0042】

制御部11は超音波診断装置20全体の制御を行う。具体的には、制御部11は遅延制御部3、送信部5、受信部6、信号処理部13および表示部10の制御を行い、また、遅延制御部3、送信部5、受信部6、信号処理部13および表示部10で得られた情報および制御情報を記憶部12に記憶させる。

#### 【0043】

超音波診断装置20は、図3に示すフローチャートの手順により計測を行う。まず、ステップ102に示すように、送信部5を用いて超音波プローブ2から動脈血管を含む生体へ向けて超音波を送信する。送信された超音波が生体において反射することにより得られた超音波エコーは超音波プローブ2を用いて受信部6により受信される。送信される超音波には、第1および第2の超音波ビームが含まれ、これらの反射エコーにより、受信部6は第1の超音波エコー信号および第2の超音波エコー信号を出力する。

#### 【0044】

ステップ103に示すように、信号処理部13の運動速度検出部8は、第1の超音波エコー信号を用いて動脈壁組織の各測定点における運動速度または移動変位量を検出する。このとき求められる運動速度または移動変位量は超音波ビームと平行な方向の成分のみである。したがって、第1の超音波ビーム26が走査することによって得られた複数の第1の超音波エコー信号のそれぞれから得られた各測定点における運動速度または移動変位量は、他の第1の超音波エコー信号から独立に求められる。

#### 【0045】

続いて、ステップ104に示すように、運動速度検出部8は第2の超音波エコー信号を用いて動脈壁の軸方向の運動速度を検出する。さらに移動変位量を算出してもよい。演算部9は、ステップ105に示すように、動脈壁の軸方向の運動速度または移動変位量に基づいて、以下において詳細に説明するように、測定点間の動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を求めるために用いる第1の超音波エコー信号を選択する。そして、ステップ106に示すように選択された第1の超音波エコー信号から得られる各測定点における運動速度または移動変位量を用いて測定点間の動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を演算する。

#### 【0046】

ステップ102に示される超音波の送受信は計測中繰り返し行われ、ステップ102から106も繰り返し実行される。ステップ103とステップ104とはこの順で実行される必要はなく同時に実行されてもよいし、ステップ104を先に実行してもよい。

#### 【0047】

次に、超音波診断装置20における計測の原理を詳細に説明する。図4は、生体組織30内の動脈31を模式的に示している。図4に示すように、心臓の収縮によって血液が周期的に押し出され、血流Fが生じる。また、動脈31内を流れる血液は圧力Pを受ける。圧力Pにより、動脈31は周期的に拡張および収縮し、拡張にともなって血管壁が薄くなる。この運動は、図4に示すように、動脈31の軸方向と垂直な方向(y方向)の運動となる。一方、血流Fは動脈31の血管壁にせん断応力Qを生じさせる。このため、動脈31の血管壁は、せん断応力Qによって動脈31の軸方向へ変位する。動脈31の計測領域が心臓に近い場合、心臓の収縮によって物理的に動脈31が軸方向へ変位することも考えられる。これら運動は、動脈31の軸方向(x方向)の運動となる。動脈31のこれら軸方向および軸方向と垂直な方向の運動は心周期に一致した周期で繰り返される。

#### 【0048】

図4に示すように、動脈31の形状特性または性状特性を測定する場合、超音波プローブ2の超音波振動子1の配列方向が動脈31の軸方向と一致するように、超音波プローブ2が動脈31に対して配置される。矢印A1、A2、A3・・・で示すように、超音波ビ

ームが超音波プローブ 2 の走査領域 R 1 を軸方向において所定の時間間隔で順に送信される。また矢印 A 1、A 2、A 3 で示される超音波ビームの反射波が超音波エコーとしてそれぞれ超音波プローブ 2 へ戻ってくる。図 2 を参照して説明したように、各超音波ビームは遅延制御された複数の超音波振動子 1 から送信される超音波を合成することにより形成される。

#### 【0049】

このとき、動脈 3 1 の動脈壁組織が心臓の収縮により拡張および収縮のみを行うのであれば、動脈壁組織に設定した測定点 M は、超音波ビーム A 1、A 2、A 3・・・と平行な方向にのみ変位する。このため、動脈壁組織の形状特性または性状特性はその測定点を通過する超音波ビームのみによって計測することが可能である。言い換えれば、図 4 において超音波ビーム A 2 による計測結果は測定点 M の軸方向と垂直な方向の運動には影響しない。

10

#### 【0050】

しかし、動脈壁組織は軸方向に運動している。このため、超音波診断装置 2 0 では、動脈壁組織の軸方向への変位に合わせて、計測のための超音波ビームも動脈壁組織の軸方向へ変位させる。これは、走査領域 R 1 を走査する超音波ビーム A 1、A 2、A 3・・・を測定点の変位量に応じて選択することによって実現できる。具体的には、動脈壁組織の軸方向への運動によって時刻  $t = 0$  において超音波ビーム A 1 上に位置していた測定点 M が所定の時間  $t = t'$  後において M' へ移動する場合、動脈壁組織に設定した測定点 M の形状および性状特性を求めるための超音波ビームとして、 $t = 0$  において超音波ビーム A 1 を選択し、 $t = t'$  において超音波ビーム A 3 を選択する。

20

#### 【0051】

フレーム期間ごとにどの超音波ビームを選択するかは、動脈壁組織の軸方向への運動速度に依存する。図 5 は、超音波診断装置 2 0 において、走査領域 R 1 を走査する超音波ビームと、軸方向へ運動する動脈壁組織内に設定した測定点 M との関係とを模式的に示す図である。一心周期中に m 回、走査領域 R 1 を超音波ビームが走査して、走査領域 R 1 の形状または性状特性を測定する場合、 $t = t_1$  から  $t = t_m$  の時刻において、F<sub>1</sub> から F<sub>m</sub> で示されるフレームが取得される。各フレームにおいて順次走査するように送信される超音波ビーム A 1 から A<sub>n</sub> の位置は変化せず一致している。

#### 【0052】

30

図 5 に示すように、フレーム F<sub>1</sub> を取得する  $t = t_1$  では、測定点 M は超音波ビーム A 1 上に位置している。動脈壁組織の軸方向の運動により、フレーム F<sub>2</sub> を取得する  $t = t_2$  においては、測定点は M' で示すように超音波ビーム A 3 上に位置する場所へ移動している。その後、動脈壁組織はゆっくり元の位置へ戻り、フレーム F<sub>3</sub> および F<sub>4</sub> を取得する  $t = t_3$  および  $t = t_4$  においては、元の位置である超音波ビーム A 1 上に位置している。この場合、測定点 M における動脈壁組織の形状および性状特性を測定するために、フレーム F<sub>2</sub> において、超音波ビーム A 3 を選択し、他のフレーム F<sub>1</sub>、F<sub>3</sub>、F<sub>4</sub> においては、超音波ビーム A 1 を選択する。

#### 【0053】

図 5 では、測定点 M のみを示しているが、測定点 M が軸方向へ運動するのにともなって動脈壁組織が全体として運動する場合には、測定点 M 以外の各測定点についても同様に、超音波ビームをシフトさせて選択すればよい。一方、動脈壁組織の走査領域 R 1 内における位置によって軸方向の運動速度が異なる場合には、測定点に応じて超音波ビームを選択する。どの超音波ビームを選択するかは、上述したように動脈壁組織の各測定点の軸方向の運動速度に依存する。一心周期中における動脈壁組織の軸方向の運動特性があらかじめ分かっている場合には、信号演算部 1 3 において、その運動特性に基づいてフレーム毎に超音波ビームを選択し、選択した超音波ビームを用いて各測定点の運動速度などを求めることができる。

40

#### 【0054】

一方、動脈壁組織の各測定点の軸方向の運動特性が既知でない場合や、各測定点の軸方

50

向の運動を正確に求めたい場合には、前述した第2の超音波ビームを利用する。図6に示すように、動脈壁組織の軸方向に対して $\theta$ の偏向角度をなすように、超音波プローブ2から第2の超音波ビームBを動脈31へ送信する。偏向角度 $\theta$ は動脈壁組織を計測するための第1の超音波ビームAの偏向角度とは異なっており、かつ、90度以外に設定する。偏向角度 $\theta$ は、超音波プローブ2の各超音波振動子1の遅延時間を制御することにより調整することができる。

#### 【0055】

図6に示すように、第2の超音波ビームBが動脈31の後壁において反射することにより得られる第2の超音波エコーB'を超音波プローブ2で検出し、遅延時間を遅延制御部で制御した後、受信部6が第2の超音波エコー信号を生成する。信号処理部13の運動速度検出部8は、第2の超音波エコー信号から偏向角度 $\theta$ 方向における各測定点の運動速度 $v'$ を求める。各測定点の軸方向の運動速度 $v_a$ は、 $v_a = v' \cos \theta$ の関係を用いて求めることができる。このとき、各測定点の軸方向と垂直な方向（径方向）の運動速度 $v_r$ は $v_r = v' \sin \theta$ の関係を用いて求めることができる。ここで、角度 $\theta$ は、偏向角度 $\theta$ の余角である。動脈壁組織は2つの測定点によって規定され、測定点の運動速度が動脈壁組織の運動速度となる。

#### 【0056】

図6では、第2の超音波ビームBは1つしか示していないが、第1の超音波ビームAと同様、走査領域R1を走査するように複数の第2の超音波ビームBを送信してもよい。走査領域R1内において、動脈壁組織は全体として同じ速度で軸方向へ運動している場合には、1つの第2の超音波ビームBを用いて軸方向の運動速度を求めるだけで十分である。動脈壁組織の位置によって、軸方向の運動速度が異なる場合には、複数の第2の超音波ビームBを送信し、複数の測定点における運動速度をそれぞれ求めればよい。

#### 【0057】

図7(a)および(b)は、第2の超音波ビームBを用いて動脈壁組織の軸方向の運動速度を求めるタイミングを模式的に示している。図7に示すように、一心周期中にn回、第1の超音波ビームAによる走査を行い、フレームFを取得する場合、図7(a)に示すように第2の超音波ビームBを各フレーム間において送信してもよいし、図7(b)に示すように、第1の超音波ビームAによる各フレームの走査中に第2の超音波ビームBを送信してもよい。また、すべてのフレームに対応させて第2の超音波ビームBを送信する必要はなく、フレームの数よりも第2の超音波ビームBを送信する回数は少なくてもよい。さらに、一心周期中、動脈壁組織の軸方向の運動が大きい期間のみ第2の超音波ビームBを送信して、運動速度を求めてもよい。少なくとも、第2の超音波ビームBの送信は、心周期に一致していることが好ましい。

#### 【0058】

信号処理部13の演算部9は、このようにして求めた運動速度 $v_a$ を運動速度検出部8から受け取り、運動速度 $v_a$ に基づいて、各測定点における形状特性または性状特性を求めるための第1の超音波エコー信号をフレームごとに選択する。この際、第1の超音波エコー信号はリアルタイムで取得されるものを用いてもよいし、受信信号記憶部7に記憶されていた第1の超音波エコー信号を用いてもよい。具体的には、運動速度 $v_a$ を逐次積分し、各測定点の任意の時刻における変位位置を求めてもよいし、運動速度 $v_a$ に基づいて、所定時間後のフレームにおける各測定点の変位位置を求めてもよい。前述したように、各フレームに対応させて運動速度 $v_a$ を求めていない場合や計測の結果、運動速度 $v_a$ が小さい場合には、同じ位置の第1の超音波エコー信号を連続して選択する。このようにして各測定点について選択された第1の超音波エコー信号を用い、変位量または運動速度を求め、さらに厚さ変化量を求める。

#### 【0059】

超音波診断装置20によれば、動脈壁組織の軸方向の運動速度に基づいて、各測定点間の厚さ変化量や弾性率を求めるための超音波エコー信号をフレーム期間ごとに選択する。各測定点における運動速度などは、選択した超音波ビームを用い従来と同様の方法により



求めることができる。このため、大規模な演算回路を用いることなく、動脈の中心軸を通る断面において二次元運動する動脈壁組織の弾性率を正確に求めることができる。

#### 【 0 0 6 0 】

次に、本発明の超音波診断装置を用いた計測の具体例として、超音波診断装置 2 0 を用い、制約付最小二乗法により動脈壁組織の弾性率を計測する例を説明する。

#### 【 0 0 6 1 】

まず、動脈壁組織が軸方向へ移動しない場合の計測を説明する。動脈壁組織が軸方向へ移動しない場合、動脈壁組織は動脈の軸と垂直な径方向へのみ運動する。このため、動脈壁の各部の弾性率はその位置を通る超音波ビームによりえられる超音波エコー信号のみから求めることができる。

#### 【 0 0 6 2 】

図 8 に示すように、超音波プローブ 2 から送信された第 1 の超音波ビーム 2 6 は、生体組織 3 0 内の動脈 3 1 中を伝播する。動脈 3 1 の動脈壁組織において反射した超音波の一部は超音波プローブ 2 へ戻り、第 1 の超音波エコーとして受信され、第 1 の超音波エコー信号が信号処理部 1 3 へ入力される。第 1 の超音波エコー信号は時系列信号  $r(t)$  として処理され、超音波プローブ 2 に近い組織から得られる反射の時系列信号ほど、時間軸上で原点近くに位置する。第 1 の超音波ビーム 2 6 の幅（ビーム径）は、遅延時間を変化させることにより制御することができる。

#### 【 0 0 6 3 】

第 1 の超音波ビーム 2 6 の音響線 2 5 上に位置する動脈 3 1 の複数の測定対象点  $P_i$  ( $P_1, P_2, P_3, P_i, \dots, P_n$ ,  $n$  は 3 以上の自然数) は、ある一定間隔で超音波プローブ 2 に近い順に  $P_1, P_2, P_3, P_i, \dots, P_n$  と配列している。生体組織 3 0 の表面を原点とする深さ方向の座標を  $Z_1, Z_2, Z_3, Z_i, \dots, Z_n$  とすると、測定対象点  $P_i$  からの反射は、時間軸上で  $t_i = 2Z_i/c$  に位置することになる。ここで  $c$  は体組織内での超音波の音速を示す。

#### 【 0 0 6 4 】

反射波信号  $r(t)$  を運動速度検出部 8 に設けられた位相検波部において位相検波し、検波した信号を実部信号および虚部信号に分離してフィルタ部を通過させる。反射波信号  $r(t)$  と微小時間  $\Delta t$  後の反射波信号  $r(t + \Delta t)$  において振幅は変化せず、位相および反射位置のみが変化するという制約のもとで、反射波信号  $r(t)$  と  $r(t + \Delta t)$  との波形の整合誤差が最小となるよう最小二乗法によって位相差を求める。この位相差から、測定対象点  $P_i$  の運動速度  $V_i(t)$  が求められ、さらにこれを積分することにより、位置変位量  $d_i(t)$  を求めることができる。

#### 【 0 0 6 5 】

図 9 は、測定対象点  $P_i$  と弾性率演算の対象組織  $T_i$  との関係を示す図である。対象組織  $T_i$  は、隣接する測定対象点  $P_i$  と  $P_{i+1}$  とに挟まれた範囲に厚さ  $h$  を有して位置している。 $n$  個の測定対象点  $P_1, \dots, P_n$  からは  $(n - 1)$  個の対象組織  $T_1, \dots, T_{n-1}$  を設けることができる。

#### 【 0 0 6 6 】

対象組織  $T_i$  の伸縮量あるいは歪み量である厚さ変化量  $D_i(t)$  は、測定対象点  $P_i$  と  $P_{i+1}$  の位置変位量  $d_i(t)$  と  $d_{i+1}(t)$  とから、 $D_i(t) = d_{i+1}(t) - d_i(t)$  として求められる。対象組織が軸方向へ運動しない場合、測定対象点の位置変位量の差が常に対象組織の伸縮量あるいは歪み量である厚さ変化量を示すことになる。

#### 【 0 0 6 7 】

動脈壁 3 1 の組織  $T_i$  の厚さの変化は、動脈壁 3 1 を流れる血液が心拍によって変化することにより生じる。よって、対象組織  $T_i$  の厚さの最大値  $H_i$  (最低血圧時の値)、対象組織の厚さ変化量  $D_i(t)$  の最大値と最小値との差である最大厚さ変化量  $h_i$  および最低血圧値と最高血圧値との差である脈圧  $p$  を用い、対象組織  $T_i$  の歪み率である血管半径方向の弾性率  $E_i$  は以下の式によって求めることができる。

#### 【 0 0 6 8 】

10

20

30

40

50

$$E_i = (p \times H_i) / h_i \quad (1)$$

【0069】

弾性率は隣接する測定対象点間に限らず、複数ある測定点の任意の2点の間においても求めることができる。この場合には、選択した2点間の厚さの最大値および選択した2点間の厚さ変化量の最大値と最小値との差を用いて同様に計算することができる。たとえば、動脈壁の内膜と外膜とにそれぞれ設定した2点間の厚さ変化量および弾性率を求めることもできる。

【0070】

これまで説明してきたように、対象組織  $T_i$  は軸方向に運動する。このため、本実施形態の超音波診断装置では、第2の超音波ビームを用いて対象組織  $T_i$  の軸方向の運動速度を求め、運動速度に基づいて、上述の演算に用いる第1の超音波ビームを選択する。ただし、弾性率  $E_i$  を求める場合、一心周期中の厚さ変化量  $D_i(t)$  の最大値と最小値との差である最大厚さ変化量  $h_i$  が分かればよく、一心周期中の連続して対象組織  $T_i$  の伸縮量を測定する必要はない。

【0071】

図10(a)～(e)は、一心周期中の動脈壁の振動速度波形、心電図波形、血流速度波形、血管内径変化波形および血管壁厚さ変化波形を示している。図10(b)に示すように心臓の駆出期は、一般に心電波形のR波からT波の期間で示される。R波の発生は、心臓が収縮を開始する時刻である。この時刻では図10(c)に示すように動脈内には血流が発生していない。このため、血流による剪断応力も生じず、図10(a)に示すように動脈壁の軸方向の運動は発生しない。こうした理由から、R波の発生時あるいはその直後が、一心周期中において、もっとも血管が収縮し、血管壁も厚くなる。

【0072】

R波の発生からしばらくすると、心臓の収縮によって血流が生じる。これにより図10(d)および(e)に示すように、血管が拡張するとともに血管壁も薄くなる。また、血流による剪断応力が発生し、動脈壁の軸方向の運動が生じる。

【0073】

図10(b)に示すように、心電波形のT波は、心臓の収縮末期に発生する。この時刻において血流速度は最も大きくなり、また、血管が最も拡張し、血管壁も最も薄くなる。図10(f)に示すように軸方向の変位も最大となる。その後、血流速度は徐々に低下し、心電波形のR波が発生する時刻まで、血管内径は徐々に小さくなり、また、血管壁も徐々に厚くなる。

【0074】

図10(e)から明らかなように、血管壁の最大厚さ変化量  $h_i$  は、心電波形のR波の直後およびT波の直後における血管壁の厚さ変化量を計測することによって得られる。したがって、弾性率を求めるためには、一心周期中のR波およびT波の発生直後の厚さ変化量がそれぞれ分かればよい。これには、厚さを規定する2つの測定点において、R波およびT波に同期して運動速度あるいは位置を計測すればよい。具体的には、R波およびT波の発生時あるいはその直後に第2の超音波ビームを送信することによって、厚さを規定する2つの測定点における軸方向の運動速度を測定し、測定結果に基づいて2つの測定点における計測結果を求めるための第1の超音波ビームを選択すればよい。

【0075】

これには、例えば図1に示すように、生体信号検出器31として、心電計を超音波診断装置20に接続し、心電波形中のR波およびT波の検出信号を用いて第2の超音波ビームを生成させればよい。そして、これらの時刻においてのみ動脈壁組織の軸方向の運動速度を求めることによって、演算量が増えることなく、動脈壁組織の正確な厚さ変化量を測定することができる。

【0076】

本実施形態では、生体信号検出器31として心電計を用い、心電波形のR波およびT波を検出したが、他の生体信号検出器を用いてもよい。例えば、心音計を用い、心臓が駆出

するときに発生するⅠ音および拡張に移り大動脈弁が閉鎖するときに発生するⅡ音に同期して、第２の超音波ビームを送信してもよい。

#### 【００７７】

図１１（ａ）および（ｂ）は、血管壁の厚さが最大となる時刻  $t = t_1$  および最小となる  $t = t_2$  における動脈壁の対象組織の位置を説明する図である。上述したようにこれらの時刻は心電波形のＲ波が生じる直後およびＴ波が生じる直後である。これらの図において  $A_1$ 、 $A_2$ 、 $A_3$  および  $A_4$  は互いに隣接する第１の超音波ビームおよびそのエコーから得られる第１の超音波エコー信号の位置を示している。図１１（ａ）に示すように、時刻  $t_1$  において、第１の超音波ビーム  $A_1$  上には、測定点の間の組織として規定される対象組織  $T_{1,1} \sim T_{1,n,1}$  が位置している。また、それぞれの対象組織の厚さ変化量は  $D_{1,1}(t_1) \sim D_{1,n,1}(t_1)$  で示される。同様に第１の超音波ビーム  $A_2$ 、 $A_3$  および  $A_4$  上の対象組織および厚さ変化量は  $T_{2,1} \sim T_{2,n,1}$ 、 $D_{2,1}(t_1) \sim D_{2,n,1}(t_1)$  等で示される。

10

#### 【００７８】

図１１（ｂ）に示すように、血管壁の厚さが最小となる時刻  $t_2$  では、第１の超音波ビーム  $A_1$  上にあった対象組織  $T_{1,1} \sim T_{1,n,1}$  は動脈の軸方向への運動により、第１の超音波ビーム  $A_3$  上に位置している。同様に第１の超音波ビーム  $A_2$  上にあった対象組織  $T_{2,1} \sim T_{2,n,1}$  は動脈の軸方向への運動により、第１の超音波ビーム  $A_4$  上に位置している。このとき、対象組織  $T_{1,1} \sim T_{1,n,1}$  および  $T_{2,1} \sim T_{2,n,1}$  の厚さ変化量は  $D_{3,1}(t_2) \sim D_{3,n,1}(t_2)$  および  $D_{4,1}(t_2) \sim D_{4,n,1}(t_2)$  で示される。第１の超音波ビーム  $A_1$ 、 $A_2$  上には、時刻  $t_1$  において測定範囲外にあった対象組織  $T_{1,1} \sim T_{1,n,1}$ 、 $T_{2,1} \sim T_{2,n,1}$  が位置している。

20

#### 【００７９】

したがって、時刻  $t_1$  を基準とした場合、第１の超音波ビーム  $A_1$  の対象組織  $T_{1,1} \sim T_{1,n,1}$  の最大厚さ変化量  $h_{1,1} \sim h_{1,n,1}$  は、それぞれ  $D_{1,1}(t_1) - D_{3,1}(t_2) \sim D_{1,n,1}(t_1) - D_{3,n,1}(t_2)$  で求められる。また、弾性率は、上記式（１）の關係を用いて求めることができる。血管壁の厚さが最小となる時刻  $t_2$  における各第１の超音波ビーム上の厚さ変化量は、各超音波ビームの反射による第１の超音波エコー信号により従来と同様の演算によって求められる。したがって、弾性率を求める演算量は、従来の方法によって弾性率を求める場合とほぼ同程度である。

30

#### 【００８０】

このように、動脈壁の弾性率を求める場合には、動脈壁の厚さが最大となる時刻を含むフレーム期間において、超音波ビームを走査することにより得られる第１の超音波エコー信号、および、動脈壁の厚さが最小となる時刻を含むフレーム期間において、超音波ビームを走査することにより得られる第１の超音波エコー信号を軸方向の運動速度または移動変位量に基づき選択すればよい。また、動脈壁の厚さが最大となる時刻では動脈壁の軸方向へ運動が最も小さく、軸方向への移動変位量はゼロである。このため、動脈壁の厚さが最小となる時刻を含むフレーム期間あるいはそれに近接した時刻において第２の超音波ビームを送信し、得られる第２の超音波エコー信号から動脈壁軸方向の運動速度または移動変位量を求めればよい。弾性率は心周期に一致して周期的に変化するため、このような第１の超音波エコー信号の選択を心周期ごとに行えばよい。

40

#### 【００８１】

##### （第２の実施形態）

以下、図面を参照しながら、本発明による超音波診断装置の第２の実施形態を説明する。本実施形態の超音波診断装置２１は、動脈の軸方向の運動速度または移動変位量を検出し、動脈が軸方向に運動していることが検出された場合、動脈が軸方向に運動しているため、正しい計測が行えないことが操作者に分かるような表示を行う。図１２は、本実施形態による超音波診断装置２１のブロック図を示している。超音波診断装置２１は、遅延制御部３、遅延制御量記憶部４、送信部５、受信部６、受信信号記憶部７、信号処理部１３、表示部１０、制御部１１、記憶部１２、断層画像生成部１４および表示部１０を備え

50

ている。

【 0 0 8 2 】

第 1 の実施形態と同様、送信部 5 は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子 1 を駆動し、動脈壁組織へ第 1 の超音波ビームおよび第 2 の超音波部ビームを送信するための超音波送信信号を生成する。生成した超音波送信信号は遅延制御部 3 に入力され、各超音波振動子 1 が所定のタイミングで駆動するように遅延制御される。

【 0 0 8 3 】

動脈壁において第 1 の超音波ビームおよび第 2 の超音波ビームが反射することにより得られる超音波エコーは、超音波プローブ 2 の各超音波振動子 1 で受信され、遅延制御部 3 で遅延制御された後、受信部 6 においてそれぞれ合成および増幅される。これにより、受信部 6 は第 1 の超音波エコー信号および第 2 の超音波エコー信号を出力する。

10

【 0 0 8 4 】

信号処理部 1 3 ' は、運動速度検出部 8 および演算部 9 ' を含む。運動速度検出部 8 は、第 1 の超音波エコー信号から、動脈壁組織の各測定点における運動速度またはその積分値である移動変位量を検出する。また、第 2 の超音波エコー信号から、各測定点の動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量を求める。

【 0 0 8 5 】

超音波診断装置 2 1 により厚さ変化量または弾性率を測定する場合、一心周期中における動脈壁組織の最大厚さおよび最小厚さを正確に求めることが重要である。第 1 の実施形態において説明したように、動脈壁組織の厚さが最小となる時動脈壁の軸方向への移動変位量が最大となるので、動脈壁組織の厚さが最小となる時刻を含むフレーム期間またはそれに近接した時刻において第 2 の超音波ビームを送信し、得られた第 2 の超音波エコー信号を用いて、各測定点の動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量を求めることが好ましい。

20

【 0 0 8 6 】

演算部 9 は、第 1 の超音波エコー信号から得られた動脈壁組織の各測定点における運動速度または移動変位量に基づき、測定点間の動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を演算する。また、演算部 9 は、厚さ変化量または弾性率を求めた各動脈壁組織の軸方向の運動速度または移動変位量とあらかじめ定めた閾値とを比較する。運動速度または移動変位量が閾値よりも大きい場合には、その動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を表示部 1 0 へ出力しない。あるいは、厚さ変化量または弾性率の値が異常であることが判断できるような値、たとえば、所定の負の値と求めた厚さ変化量または弾性率の値とを入れ替える。運動速度または移動変位量が閾値よりも小さいかまたは等しい場合には、その動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を表示部 1 0 へ出力する。

30

【 0 0 8 7 】

断層画像生成部 1 4 は、受信部 9 から出力される第 1 の超音波エコー信号から断層画像を生成する。たとえば第 1 の超音波エコー信号の振幅強度を表示部に表示する画像の輝度情報に変換することによって B モード断層画像を生成する。

【 0 0 8 8 】

表示部 1 0 は、断層画像生成部 1 4 から得られる断層画像と、演算部 9 ' から出力される各動脈組織の厚さ変化量または弾性率とを重畳して表示する。

40

【 0 0 8 9 】

次に、超音波診断装置 2 1 による計測の手順を図 1 3 に示すフローチャートを参照しながら説明する。

【 0 0 9 0 】

まず、ステップ 1 1 2 に示すように、送信部 5 を用いて超音波プローブ 2 から動脈血管を含む生体へ向けて超音波を送信する。送信された超音波が生体において反射することにより得られた超音波エコーは超音波プローブ 2 を用いて受信部 6 により受信される。送信される超音波には、第 1 および第 2 の超音波ビームが含まれ、これらの反射エコーにより、受信部 6 は第 1 の超音波エコー信号および第 2 の超音波エコー信号を出力する。

50

## 【 0 0 9 1 】

ステップ 1 1 3 に示すように、信号処理部 1 3 の運動速度検出部 8 は、第 1 の超音波エコー信号を用いて動脈壁組織の各測定点における運動速度または移動変位量を検出する。

## 【 0 0 9 2 】

続いて、ステップ 1 1 4 に示すように、運動速度検出部 8 は第 2 の超音波エコー信号を用いて各測定点の軸方向の運動速度を検出する。さらに移動変位量を算出してもよい。

## 【 0 0 9 3 】

演算部 9 ' は、ステップ 1 1 5 に示すように、各測定点における運動速度または移動変位量から、測定点間に位置する各動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を演算する。

## 【 0 0 9 4 】

次にステップ 1 1 6 に示すように、厚さ変化量または弾性率を求めた各動脈壁組織の運動速度または移動変位量と閾値とを比較する。閾値よりも厚さ変化量または弾性率が大きい場合、演算部 9 ' は、その組織に対して求めた厚さ変化量または弾性率を表示部 1 0 に表示させないよう、表示部 1 0 へ出力をやめ、閾値よりも小さい組織に対して求めた厚さ変化量または弾性率のみを表示部 1 0 へ出力する。一方、全ての動脈壁組織の運動速度または移動変位量が閾値よりも小さい場合には、求めた全ての動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率を表示部 1 0 へ出力する。

## 【 0 0 9 5 】

図 1 4 は、超音波診断装置 2 1 の表示部 1 0 に表示される表示画面の一例を模式的に示している。図 1 4 に示すように表示部 1 0 には、計測領域の断層画像 5 1 が示される。断層画像 5 1 は、動脈前壁 6 1 と、血管腔 6 2 と、動脈後壁 6 3 とを含む。動脈後壁 6 3 に計測領域が設定されているため、断層画像 5 1 の動脈後壁 6 3 に弾性率または厚さ変化量の二次元マッピング像 5 2 が重畳されている。

## 【 0 0 9 6 】

二次元マッピング像 5 2 において、領域 5 2 a および 5 2 c には、動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率とその値に応じた諧調あるいは色調で表示される。一方、領域 5 2 b には、動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率が表示されておらず、動脈後壁 6 3 の画像が現れている。このため、操作者は、領域 5 2 b では動脈壁組織が軸方向の運動しており、正しく弾性率が求められなかったことを容易に認識することができる。

## 【 0 0 9 7 】

このように、本実施形態によれば、動脈壁が軸方向に運動することによって厚さ変化量や弾性率が正確に計測できない部分を判定し、表示部には正確に計測できた部分のみの厚さ変化量や弾性率が表示される。したがって、操作者は、表示部に表示された情報から、正しい診断を行うことが可能となる。

## 【 0 0 9 8 】

なお、本実施形態では、演算部 9 ' は動脈壁が軸方向に運動することによって厚さ変化量や弾性率が正確に計測できない部分を判定しているが、計測領域内の動脈壁組織の一部が軸方向に運動している場合、操作者にそのこと示す文字情報あるいは画像情報を表示部 1 0 に表示し、弾性率はそのまま表示するようにしてもよい。より具体的には、図 1 4 および図 1 3 のステップ 1 1 6、1 1 9 に示すように、演算部 9 ' は、厚さ変化量または弾性率を求めた各動脈壁組織の運動速度または移動変位量と閾値とを比較する。閾値よりも厚さ変化量または弾性率が大きい組織が 1 つでもある場合、図 1 4 に示すように演算部 9 ' は表示部 1 0 に計測が正しく行われなかったことを示す情報 5 3 を生成し、表示部 1 0 に信号を出力するとともに、求めた厚さ変化量または弾性率をすべて表示部 1 0 に表示させる。このような表示をおこなっても、操作者は、正しい計測が行えなかったことを容易に判断することができる。計測が正しく行われなかったことを示す情報 5 3 を表示するとともに、図 1 3 に示すように、厚さ変化量や弾性率が正確に計測できない部分を判定し、その部分の弾性率は表示しないようにしてもよい。

## 【 0 0 9 9 】

また、軸方向に動脈壁が運動している場合、動脈壁組織の軸方向において、複数の組織

10

20

30

40

50

における厚さ変化量または弾性率の平均を求め、平均した弾性率を表示部 10 に表示してもよい。以下、図 16 に示すフローチャートを参照しながらこのような形態を説明する。

【0100】

図 16 のステップ 112、113、114 に示すように、第 1 の超音波ビームおよび第 2 の超音波ビームを送信し、受信により得た第 1 の超音波エコー信号および第 2 の超音波エコー信号を用いて、動脈壁組織の各測定点における運動速度または移動変位量を検出する。また、第 2 の超音波エコー信号を用いて各測定点の軸方向の運動速度または移動変位量を算出する。

【0101】

次にステップ 116 に示すように、各測定点における運動速度または移動変位量と閾値とを比較する。ステップ 118 に示すように、運動速度または移動変位量が閾値より大きい測定点がある場合には、軸方向運動速度が閾値より大きい測定点には含まれる組織については、軸方向に平均をとって厚さ変化量または弾性率の平均を求める。具体的には、まず、従来と同様にして、各測定点によって挟まれる組織の厚さ変化量または弾性率を全て求める。次に、軸方向運動速度が閾値より大きい測定点には含まれる組織について、あらかじめ定められた数、たとえば軸方向に隣接する 2 つの組織に対して求められた厚さ変化量または弾性率を平均する。

【0102】

図 17 は、このような手順により求められた弾性率が表示された表示部 10 の画面の一例を模式的に示している。図 17 に示すように表示部 10 には、計測領域の断層画像 51 が示される。断層画像 51 は、動脈前壁 61 と、血管腔 62 と、動脈後壁 63 とを含む。動脈後壁 63 に計測領域が設定されているため、断層画像 51 の動脈後壁 63 に弾性率または厚さ変化量の二次元マッピング像 52 が重畳されている。

【0103】

二次元マッピング像 52 において、領域 52a および 52d には、動脈壁組織の厚さ変化量または弾性率とその値に応じた諧調あるいは色調で表示される。ただし、領域 52d では、軸方向に隣接する組織における弾性率の平均が求められ、隣接する組織が 1 つの組織であるとして弾性率が示されている。このため、動脈壁組織が軸方向へ運動することにより生じる弾性率の演算誤差が抑制される。

【0104】

平均を求める組織の数は、前述したようにあらかじめ決めておいてもよいし、動脈壁の運動速度または位置変位量に応じて設定してもよい。この場合には、たとえば図 16 に示すように、ステップ 116 において各測定点における運動速度または移動変位量と閾値とを比較する。ステップ 119 に示すように、運動速度または移動変位量が閾値より大きい測定点がある場合には、そのそれぞれの測定点において、運動速度または移動変位量に基づき、軸方向に平均を求める距離を決定する。続いてステップ 118 に示すように、各測定点によって挟まれる組織の厚さ変化量または弾性率を全て求める。次に、軸方向運動速度が閾値より大きい測定点には含まれる組織について、ステップ 119 で決定した距離に対応する数の組織に対して求められた厚さ変化量または弾性率を平均する。

【0105】

図 18 は、このような手順により求められた弾性率が表示された表示部 10 の画面の一例を模式的に示している。図 18 に示すように二次元マッピング像 52 の領域 52e では、運動速度または移動変位量に基づいて決定された距離に対応する組織の数、ここでは 3 つの組織の厚さ変化量または弾性率の平均が求められている。動脈壁の軸方向における運動速度または位置変位量に基づいて、平均を求める組織の数を決定しているため、動脈壁組織が軸方向へ運動することにより生じる弾性率の演算誤差がより抑制される。

【0106】

このように本実施形態によれば、第 2 の超音波ビームを用いて動脈壁の軸方向における運動速度または位置変位量を求め、運動速度または位置変位量に基づいて、厚さ変化量または弾性率の表現方法を変更する。このため、操作者は、動脈壁が軸方向へ運動している

10

20

30

40

50

ことによって、厚さ変化量や弾性率が正しく求められていないことを的確に認識することができ、超音波診断装置を用いてより正確な診断を行うことができる。また、厚さ変化量または弾性率の演算には軸方向の運動を考慮しないため、演算量が増大することもなく、高性能な演算装置も必要ではない。このため、低コストで超音波診断装置を提供することが可能となる。

【産業上の利用可能性】

【0107】

本発明は、生体組織の形状特性または性状特性を測定する超音波診断装置に好適に用いられる。特に、動脈の弾性率を測定することによって動脈硬化の診断を行うことのできる超音波診断装置に好適に用いられる。

10

【図面の簡単な説明】

【0108】

【図1】本発明の超音波装置の第1の実施形態を示すブロック図である。

【図2】超音波プローブから送信される超音波ビームを説明する模式図である。

【図3】図1の超音波診断装置を用いて計測を行う手順を示すフローチャートである。

【図4】生体内の動脈壁組織の軸方向への運動を説明する模式図である。

【図5】フレームごとに超音波ビームを選択する様子を説明する模式図である。

【図6】第2の超音波ビームを用いて動脈壁組織の軸方向の運動速度を求める方法を説明する模式図である。

【図7】(a)および(b)は、第1の超音波ビームおよび第2の超音波ビームを送信するタイミングを説明する模式図である。

20

【図8】超音波ビーム上の測定点を説明する図である。

【図9】測定点間の伸縮量を求める手順を説明する図である。

【図10】(a)～(f)は、それぞれ一心周期における動脈壁振動速度波形、心電波形、血流速度波形、血管内径変化、血管壁厚さ変化および軸方向変位を示す図である。

【図11】(a)および(b)は、血管壁の厚さが最大となる時刻 $t_1$ および最小となる時刻 $t_2$ における動脈壁中の対象組織の位置を説明する図である。

【図12】本発明の超音波装置の第2の実施形態を示すブロック図である。

【図13】図12の超音波診断装置を用いて計測を行う手順を示すフローチャートである。

30

【図14】図12の超音波診断装置の表示部に表示される画面の一例を模式的に示している。

【図15】図12の超音波診断装置の表示部に表示される画面の他の例を模式的に示している。

【図16】図12の超音波診断装置を用いて計測を行う他の手順を示すフローチャートである。

【図17】図16の手順により動作する超音波診断装置の表示部に表示される画面の一例を模式的に示している。

【図18】図16の手順により動作する超音波診断装置の表示部に表示される画面の他の例を模式的に示している。

40

【符号の説明】

【0109】

- 1 超音波振動子
- 2 超音波プローブ
- 3 遅延制御部
- 4 遅延制御量記憶部
- 5 送信部
- 6 受信部
- 7 受信信号記憶部
- 8 運動速度検出部

50

## 9 演算部

10 表示部

11 制御部

12 記憶部

13 信号処理部

14 画像生成部

20 超音波診断装置

31 生体信号検出部

51 断層画像

61 動脈前壁

62 血管腔

63 動脈後壁

A、A1・・・An 第1の超音波ビーム

B 第2の超音波ビーム

10

【手続補正3】

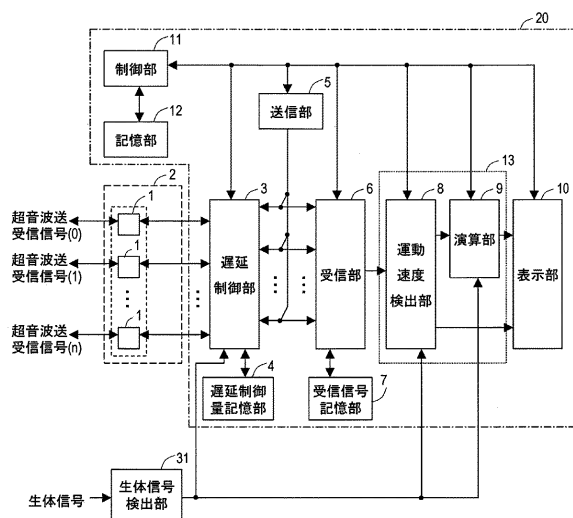
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】全図

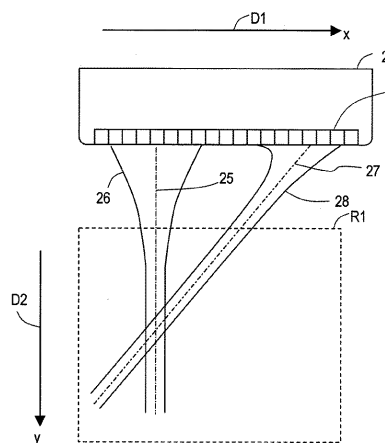
【補正方法】変更

【補正の内容】

【図1】

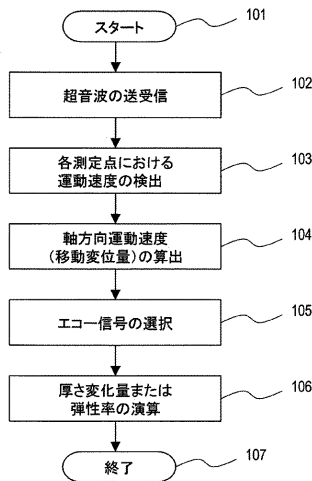


【図2】

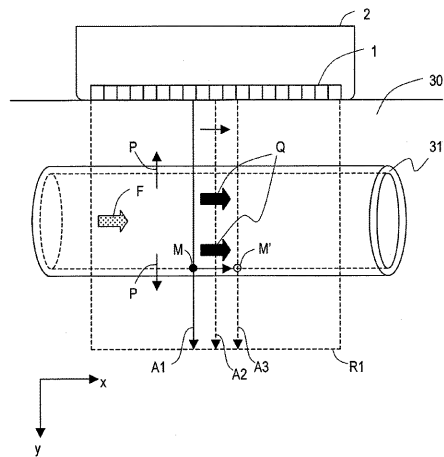




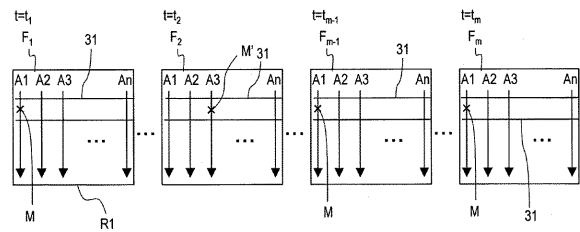
【図 3】



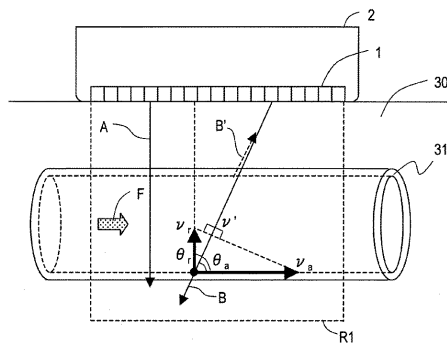
【図 4】



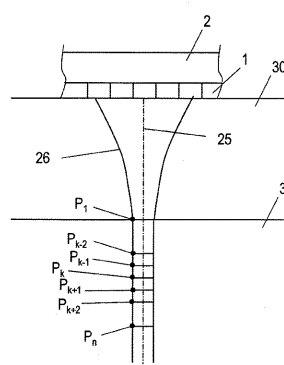
【図 5】



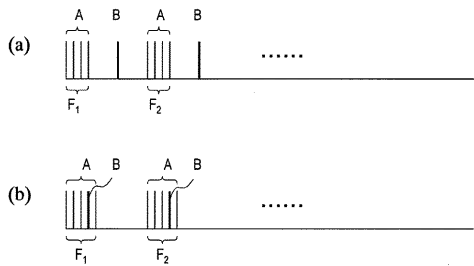
【図 6】



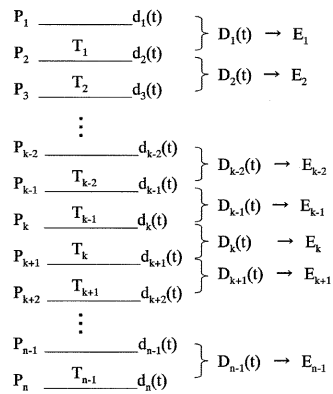
【図 8】



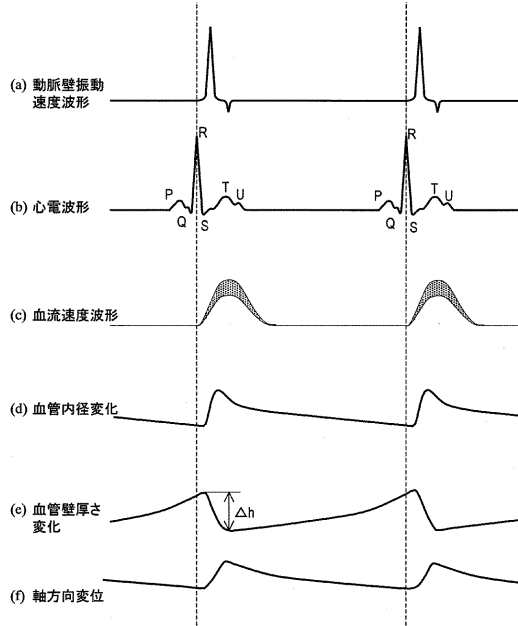
【図 7】



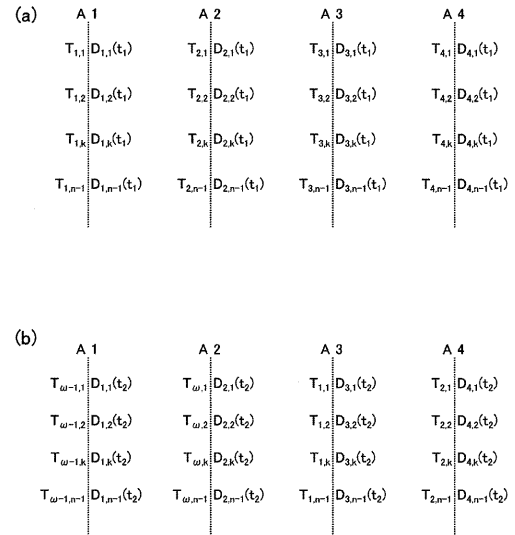
【図 9】



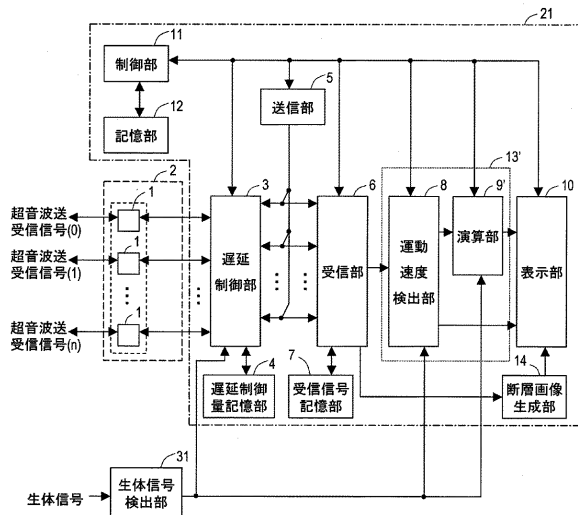
【図 10】



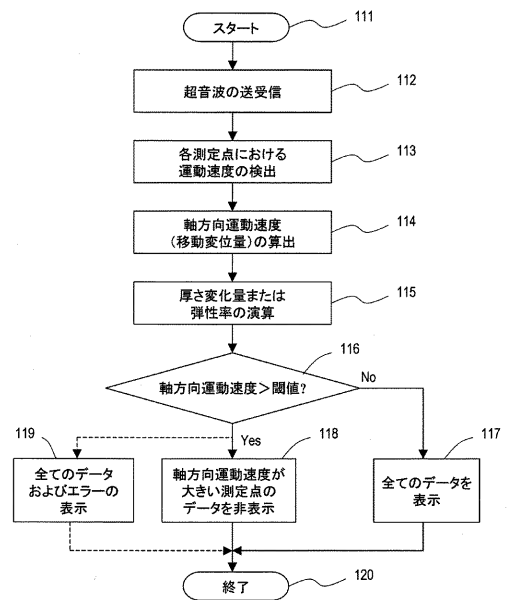
【図 11】



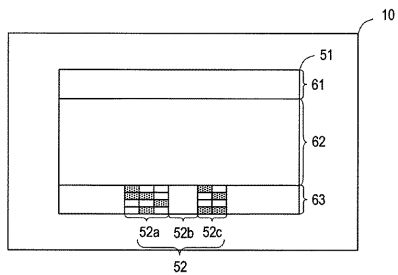
【図 12】



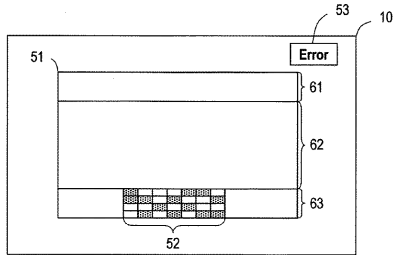
【図 13】



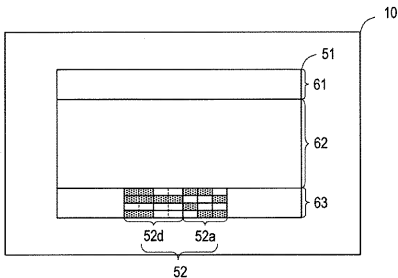
【図 1 4】



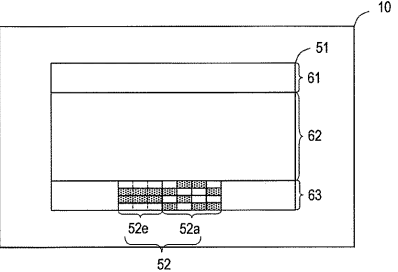
【図 1 5】



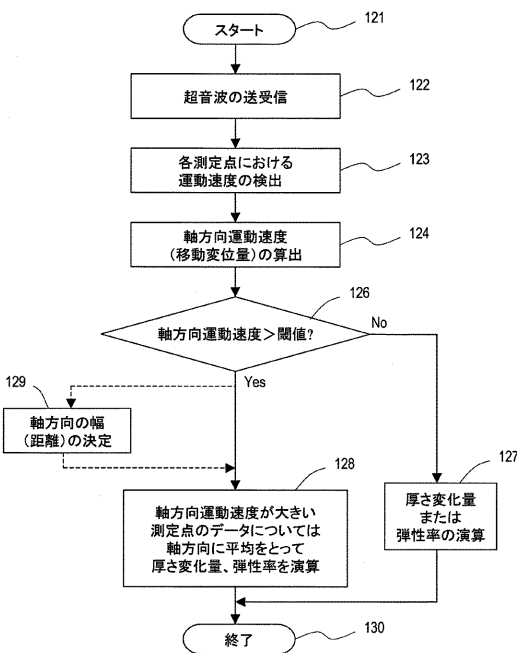
【図 1 7】



【図 1 8】



【図 1 6】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2006/301995
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER <b>A61B8/08</b> (2006.01)		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) <b>A61B8/00-8/15</b>		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5-31110 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Engineering Kabushiki Kaisha), 09 February, 1993 (09.02.93), Full text; all drawings (Family: none)	1-13
A	JP 2001-61840 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 13 March, 2001 (13.03.01), Full text; all drawings & US 6258031 B1 & EP 1079242 A3	1-13
A	JP 2001-70305 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 21 March, 2001 (21.03.01), Full text; all drawings (Family: none)	1-13
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 02 May, 2006 (02.05.06)		Date of mailing of the international search report 16 May, 2006 (16.05.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2006/301995

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2001-299752 A (Aloka Co., Ltd.), 30 October, 2001 (30.10.01), Full text; all drawings & US 6673020 B2 & EP 1123687 A2	1-13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 6 / 3 0 1 9 9 5									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B8/08(2006, 01)											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B8/00-8/15											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1 9 2 2 - 1 9 9 6 年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1 9 7 1 - 2 0 0 6 年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1 9 9 6 - 2 0 0 6 年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1 9 9 4 - 2 0 0 6 年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年	日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 6 年	日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 6 年	日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 6 年
日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年										
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 6 年										
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 6 年										
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 6 年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号									
A	JP 5-31110 A (株式会社東芝、株式会社東芝メディカルシステムズ株式会社) 1993.02.09 全文、全図 (ファミリーなし)	1-13									
A	JP 2001-61840 A(松下電器産業株式会社) 2001.03.13 全文、全図 &US 6258031 B1 &EP 1079242 A3	1-13									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献											
国際調査を完了した日 0 2 . 0 5 . 2 0 0 6		国際調査報告の発送日 1 6 . 0 5 . 2 0 0 6									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (I S A / J P) 郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也 電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2	2 Q 3 1 0 1								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 6 / 3 0 1 9 9 5
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2001-70305 A(松下電器産業株式会社) 2001. 03. 21 全文、全図 (ファミリーなし)	1-13
A	JP 2001-299752 A(アハ株式会社) 2001. 10. 30 全文、全図 &US 6673020 B2 &EP 1123687 A2	1-13

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),  
EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,  
BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,  
CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LC,LK,L  
R,LS,LT,LU,LV,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SY  
,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD14 DD19 EE09 FF08 GB04 HH16 HH31 JB36 JB40  
JB48 JB54 KK02 KK12 KK24

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2006082966A1</a>	公开(公告)日	2008-06-26
申请号	JP2007501665	申请日	2006-02-06
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	砂川和宏 反中由直 加藤真		
发明人	砂川 和宏 反中 由直 加藤 真		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B5/02007 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S15/8918 G01S15/8925 G01S15/8984		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/HH16 4C601/HH31 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/JB54 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24		
代理人(译)	奥田诚治		
优先权	2005030533 2005-02-07 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明的超声波诊断装置是用于测量所述形状特征或动脉壁组织的活体的特征性能的超声波诊断装置，各超声波探头2的超声换能器包括多个超声换能器1的如图1所示，在延迟控制部3的控制的基础上，超声波探头2在每个预定的帧周期沿着生物体的动脉的轴向在扫描区域中产生多个不同的位置。，用于驱动超声波探头以传输第一超声波束的发射部分5，通过在每个预定帧周期在动脉壁上反射获得多个第一超声波束。由所述多个超声回波的超声波探头的接收的，用于输出多个基于所述多个第一超声回波信号的第一超声信号的接收单元6被设置为动脉壁组织多个测量点之间的动脉和用于执行所述厚度变化的计算或组织时，信号处理单元13，基于在动脉壁组织的轴向运动速度，在每个帧周期的每个测量点计算的弹性模量的信号处理单元13并选择第一个超声回波信号。