

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-183118

(P2008-183118A)

(43) 公開日 平成20年8月14日(2008.8.14)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F I
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2007-17933 (P2007-17933)
(22) 出願日 平成19年1月29日(2007.1.29)

(71) 出願人 000005821
松下電器産業株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地
(71) 出願人 504157024
国立大学法人東北大学
宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
(74) 代理人 100101683
弁理士 奥田 誠司
(72) 発明者 金井 浩
宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
国立大学法人東北大学内
(72) 発明者 長谷川 英之
宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
国立大学法人東北大学内

最終頁に続く

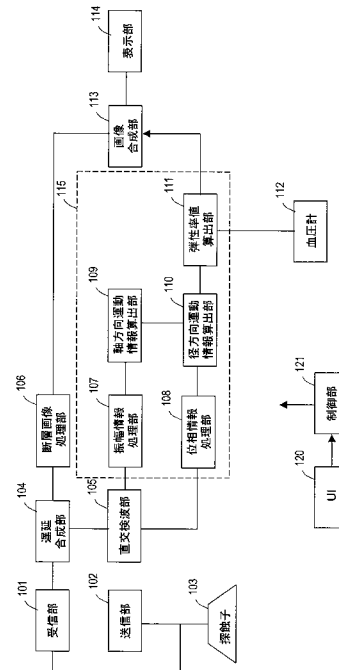
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】動脈壁の軸方向への移動を考慮して、動脈壁の厚さ変化量や弾性率を正確に求めることのできる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、複数の超音波ビームを送信するための超音波探触子を駆動する送信部102であって、フレームごとに、前記動脈血管壁の軸方向に沿って走査するように、前記超音波探触子を駆動する送信部102と、前記超音波ビームの反射波を、フレームごとに前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部101と、前記受信信号に基づいて、前記動脈血管壁の軸方向の運動情報を算出する軸方向運動情報算出部109と、前記軸方向の運動情報に基づき、各フレームにおける複数の超音波ビームから演算に用いる超音波ビームを選択し、選択した超音波ビームによる受信信号を用いて前記動脈血管壁の径方向の運動情報を算出する径方向運動情報算出部110とを備える。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の超音波ビームを送信するための超音波探触子を駆動する送信部であって、フレームごとに、前記複数の超音波ビームが動脈血管壁を含む被検体の計測領域を前記動脈血管壁の軸方向に沿って走査するように、前記超音波探触子を駆動する送信部と、

前記超音波ビームが前記被検体において反射することにより得られる反射波を、フレームごとに前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記動脈血管壁の軸方向の運動情報を算出する軸方向運動情報算出部と、

前記軸方向の運動情報に基づき、各フレームにおける複数の超音波ビームから演算に用いる超音波ビームを選択し、選択した超音波ビームによる受信信号を用いて前記動脈血管壁の径方向の運動情報を算出する径方向運動情報算出部と、
を備えた超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記軸方向運動情報算出部は、異なる 2 つのフレームにおいて、前記受信信号の振幅を比較することにより、前記軸方向の運動情報を算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記軸方向運動情報算出部は、異なる 2 つのフレームにおける受信信号の振幅情報の相関を計算することによって、前記計測領域内に設定された各計測点の前記 2 つのフレーム間における軸方向の変位量を算出する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記径方向運動情報算出部は、前記軸方向の変位量に基づいて、演算に用いる各フレームにおける超音波ビームを選択し、選択した超音波ビームを用いて前記異なる 2 つのフレーム間における各計測点の径方向の変位量を算出する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記軸方向運動情報算出部から前記各計測点の径方向の変位量を一心周期中において複数回受け取り、前記変位量の最大変位量と、外部から受け取る前記被検体の血圧に関する情報とに基づき、前記複数の計測点の任意の 2 点間の弾性率値を求める弾性率値算出部をさらに備える請求項 4 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記弾性率値算出部から前記弾性率値を受け取り、前記弾性率値の二次元マッピング画像を生成する画像合成部をさらに備える請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記受信信号に基づき前記被検体の計測領域における断層画像の信号を生成する断層画像処理部をさらに備え、

前記画像合成部は前記断層画像の信号を受け取り、前記弾性率値の二次元マッピング画像を前記断層画像に重畳して表示する画像を生成する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【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

50

は、自己相関法を用いることを開示している。

【0003】

ド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。

10

【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。

20

【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

【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

30

【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

【非特許文献2】S. Golemati, et al., *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 29, pp. 387-399, 2003.

【非特許文献3】J. Bang, et al., *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 29, pp. 967-976, 2003.

【非特許文献4】M. Cinthio, et al., *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, vol. 52, pp. 1300-1311, 2005.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0006】

動脈血管は、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、心周期に同期して動脈壁は径方向へ移動する。通常、動脈血管は軸方向へ運動しないと見なされ、動脈壁の運動解析においても、軸方向への運動は考慮されていなかった。

【0007】

しかし、非特許文献2、3および4などに示されているように、近年、動脈硬化の指標として計測される頸動脈の動脈壁は、心周期に同期してわずかに軸方向へ運動することが確認されている。この運動は、心臓の収縮・拡張に伴って、頸動脈が心臓に引っ張られることにより生じるものと考えられる。

50

【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。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。

【0009】

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。

10

【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、動脈壁の厚さ変化量や弾性率を正確に求め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、複数の超音波ビームを送信するための超音波探触子を駆動する送信部であって、フレームごとに、前記複数の超音波ビームが動脈血管壁を含む被検体の計測領域を前記動脈血管壁の軸方向に沿って走査するように、前記超音波探触子を駆動する送信部と、前記超音波ビームが前記被検体において反射することにより得られる反射波を、フレームごとに前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記動脈血管壁の軸方向の運動情報を算出する軸方向運動情報算出部と、前記軸方向の運動情報に基づき、各フレームにおける複数の超音波ビームから演算に用いる超音波ビームを選択し、選択した超音波ビームによる受信信号を用いて前記動脈血管壁の径方向の運動情報を算出する径方向運動情報算出部とを備える。

20

【0012】

ある好ましい実施形態において、前記軸方向運動情報算出部は、異なる2つのフレームにおいて、前記受信信号の振幅を比較することにより、前記軸方向の運動情報を算出する。

30

【0013】

ある好ましい実施形態において、前記軸方向運動情報算出部は、異なる2つのフレームにおける受信信号の振幅情報の相関を計算することによって、前記計測領域内に設定された各計測点の前記2つのフレーム間における軸方向の変位量を算出する。

【0014】

ある好ましい実施形態において、前記径方向運動情報算出部は、前記軸方向の変位量に基づいて、演算に用いる各フレームにおける超音波ビームを選択し、選択した超音波ビームを用いて前記異なる2つのフレーム間における各計測点の径方向の変位量を算出する。

40

【0015】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記軸方向運動情報算出部から前記各計測点の径方向の変位量を一心周期中において複数回受け取り、前記変位量の最大変位量と、外部から受け取る前記被検体の血圧に関する情報とに基づき、前記複数の計測点の任意の2点間の弾性率値を求める弾性率値算出部をさらに備える。

【0016】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記弾性率値算出部から前記弾性率値を受け取り、前記弾性率値の二次元マッピング画像を生成する画像合成部をさらに備える。

50

【 0 0 1 7 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記受信信号に基づき前記被検体の計測領域における断層画像の信号を生成する断層画像処理部をさらに備え、前記画像合成部は前記断層画像の信号を受け取り、前記弾性率値の二次元マッピング画像を前記断層画像に重畳して表示する画像を生成する。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明の超音波診断装置によれば、軸方向運動情報算出部によって動脈血管壁の軸方向の運動情報を算出し、算出した軸方向の運動情報に基づいて径方向の運動情報を求める演算に用いるための超音波ビームを選択、決定する。このため、軸方向の動脈壁の運動を考慮した上で、径方向の運動速度や位置変位量などの運動情報および弾性率値を求めることができ、動脈壁組織のより正確な径方向の運動情報や弾性率値を計測することが可能となる。

10

【 0 0 1 9 】

また、軸方向の運動情報の算出には、計測領域を軸方向に走査する超音波ビームを用いるため、軸方向の運動情報を算出するために特別な超音波を付加的に送信する必要がない。このため、探触子の駆動制御が複雑になったり、受信信号の処理が大幅に増加したりすることがなく、制御部や演算部の処理能力の負担を抑制することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 0 】

まず、図 1 (a) ~ (d) を参照して、頸動脈の血管壁の径方向および軸方向の運動について説明する。図 1 (a) は超音波診断装置を用いて計測を行った被検体の計測領域を模式的に示している。図 1 (a) に示すように、血管壁の血管腔に近い側から順に計測点 A、B、C を設定している。図 1 (b) は、一心周期分の心電波形を示しており、図 1 (c) および (d) は、それぞれ計測点 A、B、C の軸方向および径方向の変位量の一心周期分を示している。図 1 (c) および (d) において、横軸は時間を示しており、心臓側への移動方向および血管の外側への移動方向を縦軸の正の方向にとっている。径方向および軸方向は短軸方向および長軸方向とも言う。

20

【 0 0 2 1 】

これらの図に示すように、心臓の収縮期において血液が心臓により押し出され、血圧が上昇することによって血管が拡張し、血管壁の計測点 A、B、C が血管の外側へ移動する。一方、血管壁は血管壁の移動の少し前から心臓の収縮によって心臓方向に移動し、血管壁の変位量が最大となる時刻より少し遅れて心臓方向への変位量が最大となる。また、最大変位量は、軸方向においては血管壁の内側ほど大きくなっている。一方、径方向においては、最大変位量は計測点 A が最も大きく、計測点 B、C の最大変位量はほぼ等しくなっている。これは、頸動脈の外側は体組織に覆われていること、動脈壁は、内膜、中膜および外膜という異なる組織によって構成され、組織ごとに弾性率が異なることなどの理由により、動脈壁の位置によって軸方向および径方向の変位量が異なるためと考えられる。

30

【 0 0 2 2 】

このように、動脈壁は、軸方向へ運動している場合があるため、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。本発明の超音波診断装置は、動脈壁の軸方向への運動を考慮した上で、動脈壁組織の厚さ変化量あるいは弾性率を算出することができる。

40

【 0 0 2 3 】

以下、本発明による超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。図 2 は、本発明による超音波診断装置の一実施形態の構成を示すブロック図である。本発明の超音波診断装置は、頸動脈や心臓に近接し、心臓の収縮・拡張に伴って心臓に引っ張られる動脈に限られず、軸方向へ運動しない血管壁の厚さ変化量や弾性率も好適に求めることができる。

【 0 0 2 4 】

本実施形態の超音波診断装置は、受信部 1 0 1、送信部 1 0 2、遅延合成部 1 0 4、直

50

交検波部 105、断層画像処理部 106、演算部 115 および画像合成部 113 を備える。また、操作者が超音波診断装置に指令を与えるためのユーザインターフェース 120 と、ユーザインターフェース 120 からの指令に基づき、これらの各構成要素を制御するマイコンなどからなる制御部 121 とを備えている。なお、図 2 に示す各構成要素は必ずしも独立したハードウェアによって構成される必要はない。例えば、以下において詳細に説明する演算部 115 の各部は、マイコンおよびソフトウェアにより構成され、各部の機能が実現されていてもよい。

【0025】

送信部 102 および受信部 101 には、超音波ビームを被検体へ向けて送信し、被検体から得られる反射波（超音波エコー）を受信するための探触子 103 が接続される。超音波診断装置は専用の探触子 103 を備えていてもよいし、汎用の探触子を探触子 103 として用いてもよい。探触子 103 内には複数の圧電素子が配置され、遅延合成部 104 による圧電素子の選択、および、圧電変換素子に電圧を与えるタイミングの設定によって、送受信する超音波ビームの送信のタイミング、偏向角およびフォーカスを制御する。

10

【0026】

送信部 102 は、制御部 121 の指令を受けて、指定されたタイミングで探触子 103 を駆動する高圧信号を発生する。探触子 103 は、送信部 101 で発生した送信信号を超音波に変換して被検体に照射する。

【0027】

被検体内部から反射してきた反射波は、探触子 103 を用いて電気信号に変換され、電気信号が受信部 103 により増幅されることによって受信信号が生成する。前述したように受信部 103 は、遅延合成部 104 による探触子 103 の圧電変換素子の選択によって、定められた位置（フォーカス）または方向（偏向角）からの超音波のみを検出することができる。

20

【0028】

送信部 102、受信部 103 および遅延合成部 104 のこのような動作により、探触子 103 から照射する超音波ビームが、被検体に含まれる動脈血壁の軸方向に沿って被検体の計測領域を走査し、1 フレーム分の受信信号を得る。被検体の一心周期中にこの走査を繰り返し、複数のフレーム分の受信信号を得る。たとえば、10～30 フレーム分の受信信号を取得する。

30

【0029】

断層画像処理部 106 はフィルタ、対数増幅器および検波器などを含み、受信部 101 から受け取った受信信号を信号強度に応じた輝度情報を有する信号に変換する。これにより、被検体の計測領域における断層画像を示す信号が得られる。

【0030】

直交検波部 105 は受信信号を直交検波し、演算部 115 へ検波した受信信号を出力する。

【0031】

演算部 115 は大きく分けて2つの機能を備える。具体的には、演算部 115 は、受信信号に基づいて動脈血管壁の軸方向の運動情報を算出する機能、および、算出した軸方向の運動情報に基づき、動脈血管壁の軸方向への移動を考慮した上で動脈血管壁の径方向の運動情報を算出する機能を備える。このために、演算部 115 は、振幅情報処理部 107、位相情報処理部 108、軸方向運動情報算出部 109、径方向運動情報算出部 110 および弾性率値算出部 111 を含む。

40

【0032】

振幅情報処理部 107 は、直交検波された受信信号から振幅情報を求め、軸方向運動情報算出部 109 へ出力する。

【0033】

軸方向運動情報算出部 109 は、直交検波された受信信号の振幅情報に基づき、動脈血管壁の軸方向の運動情報を算出する。軸方向の運動情報が得られる限り、運動情報算出部

50

109は、二次元の運動情報を求めてもよいし、三次元の運動情報を求めてもよい。より具体的には、軸方向運動情報算出部109は、異なる2つのフレーム間における受信信号の振幅情報の相関を計算することによって、計測領域内に設定された複数の計測点のそれぞれの2つのフレーム間における軸方向への変位量を算出する。

【0034】

位相情報処理部108は、直交検波された受信信号の位相情報を生成する。受信信号の位相情報は径方向運動情報算出部110へ出力される。

【0035】

径方向運動情報算出部110は、受信信号の位相情報に基づき、計測領域内に設定された複数の計測点のそれぞれの径方向の運動情報を算出する。この際、軸方向運動情報算出部109から得られる軸方向の運動情報に基づき、各フレームにおける複数の超音波ビームから演算に用いる超音波ビームを選択し、選択した超音波ビームによる受信信号を用いて前記動脈血管壁の径方向の運動情報を算出する。具体的には、前記径方向運動情報算出部109は、前記軸方向の変位量に基づいて、演算に用いる各フレームにおける超音波ビームを選択し、選択した超音波ビームを用いて前記異なる2つのフレーム間における各計測点の径方向の変位量を算出する。

10

【0036】

弾性率値算出部111は、径方向運動情報算出部110から各計測点の径方向における移動量を受け取る。超音波ビームによる走査をフレーム単位で繰り返して行うことにより、フレームごとに受信信号が得られる結果、隣接するフレーム間で逐次各計測点の径方向の変位量が弾性率値算出部111に入力される。弾性率値算出部111は、一心周期分の各計測点の径方向の変位量から最大変位量を求める。また、血圧計112から被検体の血圧に関する情報、具体的には、一心周期の最大血圧および最小血圧に関する情報を受け取る。弾性率値算出部111は、これらを用いて複数の計測点の任意の2点間の弾性率値を求め、画像合成部113へ出力する。

20

【0037】

画像合成部113は、各計測点間の弾性率値を受け取り、弾性率値に応じた色調や諧調で弾性率の計測領域における分布を示す二次元マッピング画像のデータを生成する。生成したデータは表示部114へ出力され、表示部114に弾性率値の二次元マッピング画像が表示される。好ましくは、画像合成部113は、断層画像処理部106から被検体の計測領域における断層画像の信号を受け取り、断層画像と弾性率の二次元マッピング画像とを合成した画像信号を生成する。

30

【0038】

ユーザインターフェース120は、操作者が超音波診断装置に指令を与えるための入力部である。具体的には、ユーザインターフェース120はキーボードやトラックボール、マウスなどの入力デバイスである。操作者は、ユーザインターフェース120を用いて、弾性率を算出するための関心領域(ROI)を設定する。

【0039】

次に本発明による超音波診断装置の計測原理を詳細に説明する。図3は、生体組織30内の動脈31を模式的に示している。図3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3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。

40

【0040】

図3に示すように、動脈31組織の弾性率を測定する場合、探触子103の超音波振動

50

子 1 0 3 a の配列方向が動脈 3 1 の軸方向と一致するように、探触子 1 0 3 が動脈 3 1 に対して配置される。矢印 A 1、A 2、A 3・・・で示すように、超音波ビームが探触子 1 0 3 の計測領域 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。計測領域 R 1 内の走査が終わることによって 1 フレーム分の超音波ビームが送信される。送信された超音波ビームは、反射波として探触子 1 0 3 により受信される。

【 0 0 4 1 】

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計測点 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、動脈壁組織の弾性率はその計測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 3 において超音波ビーム A 2 による計測結果は計測点 M の軸方向と垂直な方向の運動には影響しない。

10

【 0 0 4 2 】

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、計測領域 R 1 を走査する超音波ビーム A 1、A 2、A 3・・・を計測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 上に位置していた計測点 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計測点 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。このとき、計測点 M は軸方向に d_x 移動し、径方向に d_y 移動している。

20

【 0 0 4 3 】

各計測点について、フレーム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 4 は、計測領域 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計測点 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_1 から F_m で示されるフレームの受信信号が取得される。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 n の位置は変化せず一致している。

【 0 0 4 4 】

図 4 に示すように、フレーム F_1 を取得する $t = t_1$ では、計測点 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_2 を取得する $t = t_2$ においては、計測点は 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_{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 A 1 上に位置している。この場合、計測点 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 A 3 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 A 1 を選択する。

30

【 0 0 4 5 】

各計測点について、フレームごとにどの超音波ビームを選択するかを決定するため、軸方向運動情報算出部 1 0 9 は、異なる 2 つのフレーム間における受信信号の振幅情報の相関を計算することによって、計測領域内に設定された複数の計測点のそれぞれの 2 つのフレーム間における軸方向への変位量を算出する。この軸方向の変位量の算出を詳細に説明する。

40

【 0 0 4 6 】

まず、図 5 (a) に示すように、例えば第 1 フレームにおける関心領域 2 0 中に相関を計算するための基準 2 1 を設定する。相関の計算は計測領域 R 1 全体において行ってもよい。しかし、軸方向への変位量を求めるのは、正確な弾性率を求めるためであるため、弾性率を求める関心領域内で求めれば十分である。これにより、相関の計算に必要な演算量を低減することができる。

50

【 0 0 4 7 】

図 5 (a) に示すように関心領域 2 0 において計測点が例えば n 行 m 列で配置されるとする。基準領域 2 1 は計測点 (s, t) (s, t はそれぞれ n, m 以下の整数) の移動量を求めるために用いられる。

【 0 0 4 8 】

図 5 (b) に示すように、第 1 フレームから所定の時間が経過した第 n フレームでは、動脈壁が拡張することにより径方向へ dy 移動するとともに軸方向に dx 移動したとする。この場合、設定した基準領域 2 1 は、軸方向および径方向へ移動し、計測点 (p, q) を中心とする領域 2 1' へ移動している。この場合、図 5 (c) に示すように、第 n フレームにおいて、関心領域 2 0 内の各計測点について、基準領域 2 1 と同じ大きさの領域 2 3 を設定し、第 1 フレームの基準領域 2 1 に対応する受信信号の振幅情報と第 n フレームにおける領域 2 3 に対応する受信信号の振幅情報との相関を相関関数を用いて計算し、相関係数を求める。関心領域 2 0 内のすべての計測点について領域 2 3 を設定し、相関を計算した場合、図 5 (b) に示すように、領域 2 1' との相関が最も高く、相関係数も最大となる。したがって、関心領域 2 1 は第 n フレームにおいて領域 2 1' へ移動したと推定され、このときの計測点 (s, t) の軸方向の変位量は dx となる。受信信号の相関を利用して 2 つのフレーム間における注目する部位の位置を特定する方法は、例えば、特開平 8 - 1 6 4 1 3 9 号公報に開示されている。

10

【 0 0 4 9 】

軸方向運動情報算出部 1 0 9 は、この計算を各計測点について行うことにより、関心領域内のすべての計測点の所定の 2 つのフレーム間での変位量を求める。軸方向運動情報算出部 1 0 9 は軸方向の変位量を求めればよく、径方向の変位量は求めなくてもよい。

20

【 0 0 5 0 】

相関を求める計算の精度は、基準領域 2 1 の大きさに依存する。一般に、基準領域が大きくなるほど計算の精度は高くなるが、計算量が増大する。このため、計算量と必要な計算精度とを考慮して基準領域 2 1 の大きさを定めることが好ましい。

【 0 0 5 1 】

本願発明者による実験および検討によれば、ヒト頸動脈血管は、0.1 秒間に 0.5 mm 程度軸方向へ移動する。つまり、頸動脈血管の軸方向の運動速度は 5 mm / s である。超音波診断装置のフレームレートが 2 0 0 Hz 程度であれば、隣接するフレーム間において頸動脈血管が軸方向へ移動する距離は 2 5 μ m 程度になる。この距離は、探触子 1 0 3 が計測領域 R 1 を走査する超音波ビームの間隔よりも十分小さい。したがって、隣接するフレーム間において、各計測点の変位量を求めるために行う相関の演算は、血管の軸方向に ± 1 ビーム程度あるいはせいぜい \pm 数ビーム程度の範囲で行えばよい。こうした理由から、軸方向運動情報算出部 1 0 9 が実際に行う相関演算の演算量はそれほど多くなく、高性能の CPU などの演算装置を超音波診断装置が備えていなくても、軸方向運動情報算出部 1 0 9 の演算を実現することが可能である。

30

【 0 0 5 2 】

軸方向運動情報算出部 1 0 9 は、フレームごとに直前のフレームとの間で受信信号の振幅情報の相関を計算することによって、計測領域内に設定された各計測点の 2 つのフレーム間における軸方向への変位量を逐次算出する。これにより、連続的に各計測点の軸方向の変位を追跡することができる。しかし、変位量が超音波ビームの音響線の間隔の $1/2$ より小さい場合、あるいは所定の設定値よりも小さい場合には、各計測点は隣接する超音波ビームの音響線の位置にまで移動していないことになる。この場合、軸方向の変位量の算出に用いる超音波ビームは直前の超音波ビームと同じでよい。したがって、隣接する 2 つのフレーム間では、変位量が超音波ビームの音響線の間隔より小さいとあらかじめ判断される場合、フレームごとに軸方向の変位量を求めなくてもよい。これにより演算量を低減することができる。つまり、動脈壁の軸方向の移動量および超音波ビームの間隔に応じて、軸方向の計算を行う間隔を決定すればよい。

40

【 0 0 5 3 】

50

径方向運動情報算出部 110 は、軸方向運動情報算出部 109 から得られる各計測点の軸方向の変位量を受け取り、演算に用いる超音波ビームを変位量に応じて選択する。前述したように超音波ビームの間隔よりも軸方向の変位量が小さい場合には、軸方向の変位量を求めた 2 つのフレーム間で、同じ位置の超音波ビームを選択し径方向の変位量を求める。また、変位量が、たとえば、超音波ビームの間隔の 1.5 倍以上であれば、2 つのフレーム間において、基準となる超音波ビームと、2 つ以上離れた超音波ビームとを選択し、径方向の変位量を求める。

【0054】

径方向運動情報算出部 110 は、選択した超音波ビームを用いて、各計測点の径方向の運動情報である運動速度および変位量を求める。さらに弾性率値算出部 111 は、変位量から弾性率値を算出する。軸方向の運動情報は、超音波ビームの選択に用いられるため、運動情報の算出精度はそれほど高い必要はない。これに対して、径方向の運動情報は弾性率の算出に用いるため高い精度で運動情報を算出する必要がある。このため、径方向運動情報算出部 110 は、位相差トラッキング法により径方向の運動情報を算出することが好ましい。この算出方法を以下において詳細に説明する。

10

【0055】

図 6 に示すように、探触子 103 から送信された超音波ビーム 26 は、生体組織 30 内の動脈 31 中を伝播する。動脈 31 の動脈壁組織において反射した超音波の一部は探触子 103 へ戻り、反射波として受信され、受信信号が受信部 101 から出力される。受信信号は、時系受信信号 $r_1(t)$ として処理され、探触子 103 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。超音波ビーム 26 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。

20

【0056】

超音波ビーム 26 の音響線 25 上に位置する動脈 31 の複数の測定対象点 P_n (P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_k 、 \dots 、 P_n 、 n は 3 以上の自然数) は、ある一定間隔で探触子 103 に近い順に P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_k 、 \dots 、 P_n と配列している。生体組織 30 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 、 \dots 、 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 は生体組織内での超音波の音速を示す。受信信号 $r_1(t)$ を直交検波部 105 において直交検波し、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。

30

【0057】

受信信号 $r_1(t)$ が得られたフレームから微小時間 t 後に次のフレームの受信信号が得られたとする。上述した手順により、軸方向運動情報算出部 109 は測定対象点 P_n の軸方向の変位量を求める。求めた変位量から、径方向運動情報算出部 110 は、次のフレームにおいて、測定対象点 P_n が位置する超音波ビームの音響線を決定する。たとえば、隣接する超音波ビームを選択したとする。隣接する超音波ビームによる受信信号を $r_2(t)$ とした場合、受信信号 $r_1(t)$ と微小時間 t 後の受信信号 $r_2(t+t)$ 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 $r_1(t)$ と $r_2(t+t)$ 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。

40

【0058】

図 7 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 、 \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。

【0059】

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

50

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。

【0060】

動脈壁31の組織 T_k の厚さの変化は、動脈壁31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値 E_k は以下の式によって求めることができる。

【0061】

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

【0062】

弾性率値は隣接する計測点間に限らず、複数ある計測点の任意の2点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。

【0063】

また、弾性率値 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。

【0064】

画像合成部113は、このようにして求めた各計測点間の弾性率値から二次元マッピング画像の信号を生成し、断層画像処理部106から得られる断層画像に弾性率値の二次元マッピング画像を重畳した信号を生成し、表示部114へ出力する。

【0065】

図8は表示部114に表示される画像の一例を示している。表示部114の画面10には、被検体の断層画像51が示されている。断層画像51には、動脈血管壁61、63と血管腔62を含む計測領域が示されている。断層画像51の動脈血管壁63には弾性率値の二次元マッピング画像52が重畳されている。二次元マッピング画像52において、動脈壁組織の弾性率はその値に応じた諧調あるいは色調で表示される。断層画像に重畳して弾性率値の二次元マッピング画像を表示することにより、弾性率の求められた領域が被検体の計測領域中においてどこに位置しているか把握しやすくなる。また、動脈血管壁の軸方向への変位を考慮して弾性率を算出しているため、精度の高い弾性率値が得られている。したがって、本発明の超音波診断装置を用いて被検体の診断をより正確に行うことができる。

【0066】

本実施形態の超音波診断装置によれば、軸方向運動情報算出部によって動脈血管壁の軸方向の運動情報を算出し、算出した軸方向の運動情報に基づいて径方向の運動情報を求める演算に用いるための超音波ビームを選択、決定する。このため、軸方向の動脈壁の運動を考慮した上で、径方向の運動速度や位置変位量などの運動情報および弾性率値を求めることができ、動脈壁組織のより正確な径方向の運動情報や弾性率値を計測することが可能となる。

【0067】

また、軸方向の運動情報の算出には、計測領域を軸方向に走査する超音波ビームを用いるため、軸方向の運動情報を算出するために特別な超音波を付加的に送信する必要がない。このため、探触子の駆動制御が複雑になったり、受信信号の処理が大幅に増加したりすることがなく、制御部や演算部の処理能力の負担を抑制することができる。したがって、超音波診断装置の製造コストを抑えることができる。さらに、軸方向運動情報算出部は、隣接する超音波ビームの間隔以上に動脈壁組織が軸方向へ運動した場合にのみ運動情報を径方向運動情報算出部へ出力すればよいので、軸方向の運動情報を算出する周期を動脈壁の軸方向の運動に合わせて長くすることが可能であり、算出のための演算を低減すること

10

20

30

40

50

ができる。

【0068】

一方、径方向の運動情報は、位相差トラッキング法などを用いることによって精度の高い運動情報を算出することができる。このとき、軸方向の運動情報に基づいて選択された超音波ビームによる受信信号を用いるが、算出に必要な演算量は軸方向の運動がないと仮定した場合とほとんど変わらない。したがって、演算量が大幅に増加することなく、弾性率値の精度を高めることが可能となる。

【0069】

なお、上述の方法によって、軸方向運動情報算出部が求める変位量の軸方向の分解能は、図9に示すように、超音波ビームの音響線間隔 l_1 によって決まる。間隔 l_1 が十分には小さくないため、軸方向の変位量の計測精度があまり高くない場合には、隣接する音響線23の受信信号を補間し、補間信号23'を生成してもよい。これにより軸方向の分解能を高くすることができる。また、径方向の分解能は、音響線23上に設定された計測点24の間隔 l_2 であるが、音響線23上の2つの計測点間において受信信号を補間し、補間計測点24'を生成してもよい。

10

【産業上の利用可能性】

【0070】

本発明は医療用の超音波診断装置に好適に用いられ、特に、動脈血管壁の診断に用いる超音波診断装置に好適に用いられる。

【図面の簡単な説明】

20

【0071】

【図1】頸動脈の動脈壁の運動を説明する図であって、(a)は、動脈壁に設定した計測点の位置を示す模式図であり、(b)は、被検体の心電図を示し、(c)および(d)は、計測点の軸方向および径方向の位置心周期中の移動量を示すグラフである。

【図2】本発明による超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【図3】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4】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5】(a)～(c)は、動脈壁の軸方向の運動情報を算出する手順を説明する図である。

30

【図6】超音波ビーム上の計測点を説明する図である。

【図7】軸方向の運動情報を算出する手順を説明する図である。

【図8】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9】計測領域における計測点を説明する図である。

【符号の説明】

【0072】

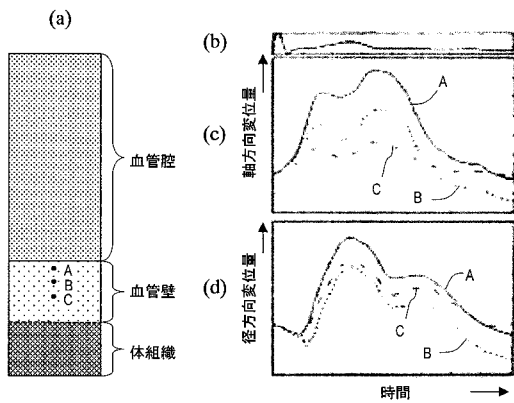
- 101 受信部
- 102 送信部
- 103 探触子
- 104 遅延合成部
- 105 直交検波部
- 106 断層画像処理部
- 107 振幅情報処理部
- 108 位相情報処理部
- 109 軸方向運動情報算出部
- 110 径方向運動情報算出部
- 111 弾性率値算出部
- 112 血圧計
- 113 画像合成部
- 114 表示部
- 120 ユーザーインターフェース

40

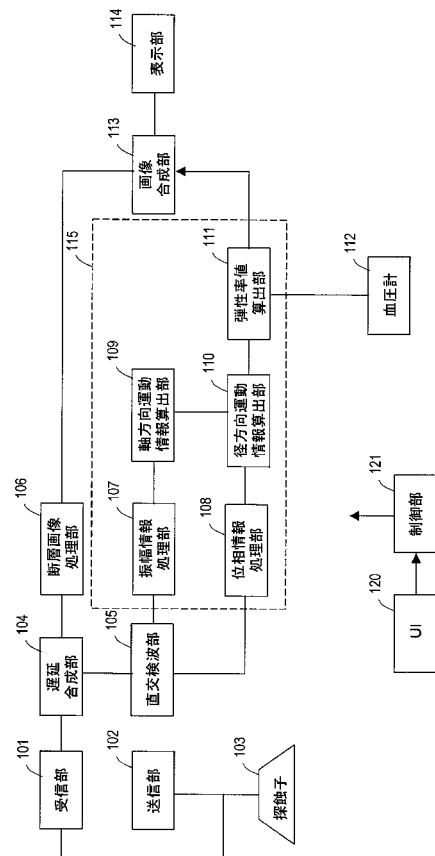
50

1 2 1 制御部

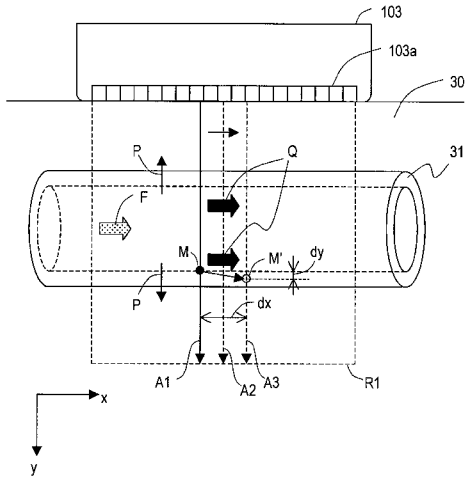
【 図 1 】



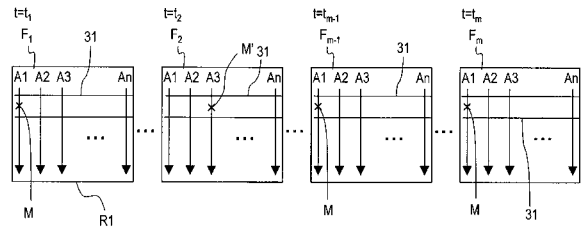
【 図 2 】



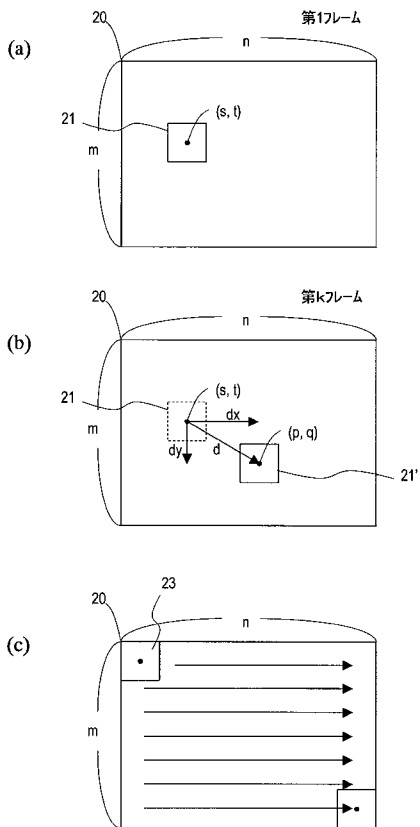
【 図 3 】



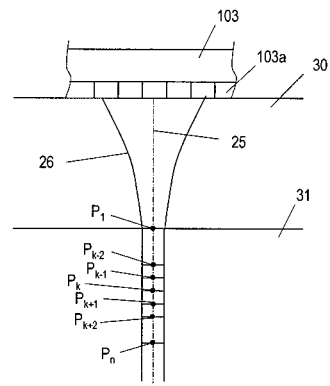
【 図 4 】



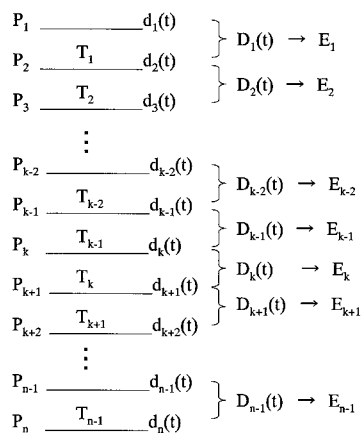
【 図 5 】



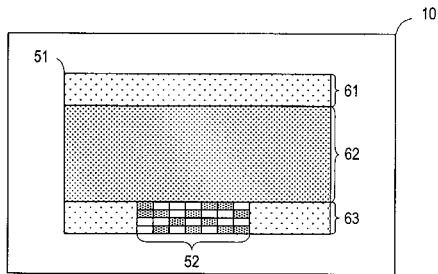
【 図 6 】



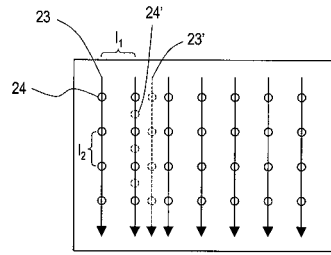
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 福元 剛智

大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 松下電器産業株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD14 DD19 EE09 JB36 JB37 JB42 JC37 KK02 KK12 KK24

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008183118A	公开(公告)日	2008-08-14
申请号	JP2007017933	申请日	2007-01-29
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司 国立大学法人东北大学		
[标]发明人	金井浩 長谷川英之 福元剛智		
发明人	金井 浩 長谷川 英之 福元 剛智		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/JB36 4C601/JB37 4C601/JB42 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24		
代理人(译)	奥田诚治		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够考虑到动脉壁在轴向上的运动而准确地获得动脉壁的厚度和弹性模量的变化量。超声波诊断装置是发送单元，该发送单元驱动用于发送多个超声波束的超声波探头，并沿每一帧沿着动脉血管壁的轴向扫描。如上所述，驱动超声波探头的发送单元102和使用超声波探头针对每个帧接收超声波束的反射波并生成接收信号的接收单元101。轴向运动信息计算单元109基于接收到的信号来计算动脉血管壁的轴向运动信息，并基于轴向运动信息来计算每帧中的多个超声波束的操作。径向运动信息计算单元110通过使用由所选择的超声波束接收的信号来计算在动脉血管壁的径向上的运动信息。[选择图]图2

