

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の循環器組織へ超音波送信波を送信するための超音波プローブを駆動する送信部と、
前記超音波送信波が前記生体の循環器組織において反射することにより得られる超音波反射波を、前記超音波プローブを用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、
前記受信信号を位相検波し、位相検波信号を生成する位相検波部と、
前記位相検波信号から前記生体の循環器組織に設定された複数の測定対象位置における位置変位量をそれぞれ演算し、前記位置変位量から、前記複数の測定対象位置に基づいて設定された任意の 2 点間の形状特性値を複数演算する形状特性演算部と、
前記生体の循環器組織に関する血压値を受け取り、前記血压値を補正する血压補正演算部と、
前記複数の形状特性値と補正された血压値とに基づいて、複数の性状特性値を演算する性状特性演算部と、
を備えた超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記循環器組織は血管であり、
血压補正演算部は、前記血管の軸方向における血管形状の変化に応じて前記血压値を補正する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

血压補正演算部は、前記血管の軸方向における断面積の変化に応じて前記血压値を補正する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

血压補正演算部は、前記血管の軸方向における内径の変化に応じて前記血压値を補正する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記循環器組織は血管であり、
ドプラ法を用いて前記血管を移動する血液の血流速度を演算する血流速度演算部をさらに備え、

前記血压補正演算部は、前記血管の軸方向における血流速度の変化に応じて、前記血压値を補正する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記複数の性状特性値、前記複数の性状特性値の平均値、または前記複数の性状特性値の分布画像のうち、少なくともいずれか一つを表示する表示部をさらに備える請求項 1 から 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記性状特性値が、弾性特性および粘性特性のうち、少なくともいずれか一つである請求項 1 から 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記血压補正演算部は、心拍に同期して前記血压値の補正を行う請求項 1 から 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【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、特に動脈血管壁組織の弾性特性や粘性特性を測定することのできる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、心筋梗塞や脳梗塞などの循環器系疾病を患う人々が増加してきており、このような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。

50

【0003】

心筋梗塞や脳梗塞の発病には、動脈硬化が深く関係している。具体的には、動脈壁に粥腫が形成されたり、高血圧等の種々の要因によって動脈の新しい細胞が作られなくなったりとすると、動脈は弾力性を失い、硬く、脆くなる。そして、粥腫が形成された部分において血管が閉塞したり、粥腫を覆う血管組織が破裂することにより粥腫が血管内へ流出し、別の部分において動脈を閉塞させたり、動脈が硬化した部分が破裂したりすることによって、これらの疾病が引き起こされる。このため、動脈硬化を早期に診断することがこれらの疾病予防や治療には重要となる。

【0004】

従来、動脈硬化病変の診断は、血管カテーテルを用いて血管内部の様子を直接観察することによって行われていた。しかし、この診断には、血管カテーテルを血管に挿入する必要があるため、被験者への負担が大きいという問題があった。このため、血管カテーテルによる観察は、動脈硬化病変が存在していることが確かである被験者に対して、その場所を特定するために用いられ、例えば、健康管理のための検査として、この方法が用いられることはなかった。

10

【0005】

動脈硬化の一因であるコレステロール値を測定したり、血圧値を測定したりすることは、被験者への負担が少なく、容易に行うことのできる検査である。しかし、これらの値は、動脈硬化の度合いを直接示すものではない。

【0006】

また、動脈硬化を早期に診断して、動脈硬化の治療薬を被験者に対して投与することができれば、動脈硬化の治療に効果を発揮する。しかし、動脈硬化が進行してしまうと、治療薬によって動脈硬化の進展を抑制することはできても、硬化した動脈を完全に回復させることは難しいと言われている。

20

【0007】

こうした理由から、被験者への負担が少なく、動脈硬化が進行する前に早期段階で診断する診断方法あるいは診断装置が求められている。

【0008】

一方、被験者への負担が少ない非侵襲の医療診断装置として、超音波診断装置やX線診断装置が従来用いられている。超音波やX線を体外から照射することによって、被験者に苦痛を与えることなく、体内の形状情報、あるいは形状の時間変化情報を得ることができる。体内の測定対象物の形状の時間変化情報（運動情報）が得られると、測定対象物の性状情報を求めることができる。つまり、生体内の血管の弾性特性を求めることができ、動脈硬化の度合いを直接知ることが可能となる。

30

【0009】

特に超音波診断は、X線診断と比較した場合、被験者に超音波プローブをあてるだけで測定できるので、被験者への造影剤投与が不要である点やX線被爆のおそれがない点で優れている。

【0010】

また、近年のエレクトロニクス技術の進歩によって、超音波診断装置の測定精度を飛躍的に向上させることも可能になってきた。これに伴って、生体組織の微小運動を計測する超音波診断装置の開発が進んでいる。例えば、特許文献1に記載された技術を用いると、血管運動の振幅数ミクロンで数百Hzまでの速い振動成分を高精度に計測できるため、血管壁の厚さ変化や歪みを数ミクロンのオーダーで高精度な計測をすることが可能になると報告されている。

40

【0011】

このような高精度な計測手法を用いることにより、動脈壁の弾性特性の二次元分布を詳細に測定することが可能となる。例えば非特許文献1では、頸動脈血管壁の弾性率の二次元分布の様子をBモード断層像に重ねて表示した一例を示している。動脈壁の硬さ度合いは一樣ではなく、ある分布を持って存在しており、動脈硬化症の診断においては、動脈の

50

硬化度合いを示す特徴量である弾性率の局所的な分布を的確に把握することが重要なためである。

【特許文献 1】特開平 10-5226 号公報

【非特許文献 1】Hiroshi Kanai et al, "Elasticity Imaging of Atheroma With Transcutaneous Ultrasound Preliminary Study," Circulation, Vol.107, p.3018-3021, 2003.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

動脈硬化症が進展すると、粥腫と呼ばれる内部に脂質を多く含んだ腫瘍が生成されたり、内中膜厚が肥厚したりして、血管に狭窄部が発生する。狭窄のない血管断面積の大きい部分から血管断面積の小さい狭窄部へ血液が流れ込むと、その流速は上昇する。ベルヌーイの定理によれば、連続流体において以下の式が成り立つ。

【0013】

【数 1】

$$p + \frac{1}{2} \rho v^2 = \text{const.} \quad (1)$$

【0014】

ここで、 p は血圧、 ρ は血液の密度、 v は血液の流速である。式 (1) より、動脈血管に狭窄部が生成発生している場合、その部分における血圧は低下していると考えられる。

【0015】

しかしながら、従来の超音波診断装置では、このような血圧の低下を考慮せず、弾性特性を求めていた。このため、従来の超音波診断装置によれば、特に、動脈血管壁の腫瘍部分や内中膜厚が肥厚している部分の弾性特性の計測が不正確になる可能性があった。

【0016】

本発明は、このような課題を解決し、より正確な血管壁の弾性特性を求めることが可能な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】

【0017】

本発明の超音波診断装置は、生体の循環器組織へ超音波送信波を送信するための超音波プローブを駆動する送信部と、前記超音波送信波が前記生体の循環器組織において反射することにより得られる超音波反射波を、前記超音波プローブを用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号を位相検波し、位相検波信号を生成する位相検波部と、前記位相検波信号から前記生体の循環組織に設定された複数の測定対象位置における位置変位量をそれぞれ演算し、前記位置変位量から、前記複数の測定対象位置に基づいて設定された任意の 2 点間の形状特性値を複数演算する形状特性演算部と、前記生体の循環器組織に関する血圧値を受け取り、前記血圧値を補正する血圧補正演算部と、前記複数の形状特性値と補正された血圧値とに基づいて、複数の性状特性値を演算する性状特性演算部とを備える。

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記循環器組織は血管であり、血圧補正演算部は、前記血管の軸方向における血管形状の変化に応じて前記血圧値を補正する。

【0019】

ある好ましい実施形態において、血圧補正演算部は、前記血管の軸方向における断面積の変化に応じて前記血圧値を補正する。

【0020】

ある好ましい実施形態において、血圧補正演算部は、前記血管の軸方向における内径の変化に応じて前記血圧値を補正する。

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記循環器組織は血管であり、前記超音波診断装置は、ドプラ法を用いて前記血管を移動する血液の血流速度を演算する血流速度演算部をさらに備え、前記血圧補正演算部は、前記血管の軸方向における血流速度の変化に応じて、前記血圧値を補正する。

【0022】

ある好ましい実施形態において、前記超音波診断装置は、前記複数の性状特性値、前記複数の性状特性値の平均値、または前記複数の性状特性値の分布画像のうち、少なくともいずれか一つを表示する表示部をさらに備える。

【0023】

ある好ましい実施形態において、前記性状特性値は、弾性特性および粘性特性のうち、少なくともいずれか一つである。

【0024】

ある好ましい実施形態において、前記血圧補正演算部は、心拍に同期して前記血圧値の補正を行う。

【発明の効果】

【0025】

本発明の超音波診断装置によれば、血圧補正演算部が性状特性を求める位置ごとに血圧値を補正する。したがって、血管の狭窄部における血管壁組織の弾性特性をより正確に求めることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、本発明による超音波診断装置の実施形態を説明する。

【0027】

図1は、本実施形態の超音波診断装置11を用いて血管壁組織の性状診断を行うための構成を示すブロック図である。超音波診断装置11に接続された超音波プローブ13は被験者の体表2に密着するよう設置され、血管外組織1の内部へ超音波を送信する。送信された超音波は血管3や血液5にて反射、散乱し、その一部が超音波プローブ13へ戻り、エコー（超音波反射波）として受信される。超音波診断装置11は、受信信号の解析、演算を行い、血管前壁4の形状情報や運動情報を求める。また、超音波診断装置11には血圧計12が接続されており、血圧計12が測定した被験者の血圧データは超音波診断装置11へと入力される。超音波診断装置11は、例えば特許文献1に開示されている方法にしたがって、検波信号の振幅および位相の両方を用い、制約付最小二乗法によって対象の瞬時の位置を決定する。高精度な（位置変化量の測定精度は ± 0.2 ミクロン）位相トラッキングを行うことにより、血管前壁4における微小部位の厚さや厚さ変化量の時間変化の様子を十分な精度で測定することができる。さらに、血圧計12から得た血圧データを用いることで、血管前壁4における局所微小部位の弾性特性を求めることができる。また、超音波診断装置11には心電計22が接続されており、心電計22が測定した心電波形は超音波診断装置11へと入力され、データ取得やデータリセットのタイミングを決定するトリガ信号として使用される。心電計22は他の生体信号検出手段である心音計や脈波計と置き換えることも可能であり、心電波形の代わりに心音波形や脈波波形をトリガ信号として用いることも可能である。

【0028】

以下、超音波診断装置11の構成および動作を詳細に説明する。従来の超音波診断装置では、血管壁に弾性変形を生じさせる応力である血圧は、血管の位置に関わらず一定であると仮定していた。これに対し、本実施形態の超音波診断装置11では、狭窄部が生じるなどの理由によって血管壁の形状変化することを考慮し、血管の軸方向において血圧を補

正し、補正した血圧値を用いて弾性特性などを求める。

【0029】

図2は、超音波診断装置11の構成を示すブロック図である。超音波診断装置11は、送信部14、受信部15、遅延時間制御部16、位相検波部17、フィルタ部18、演算部19、記憶部20および表示部21を備えている。また、操作者が超音波診断装置11に指令を与えるためのユーザインターフェース25と、ユーザインターフェース25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23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19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。

10

【0030】

送信部14は、所定の駆動パルス信号を生成し、超音波プローブ13に出力する。駆動パルス信号により超音波プローブ13から送信される超音波送信波は、血管3等の生体組織において反射、散乱し、生じた超音波反射波が超音波プローブ13で受信される。超音波を発生させる駆動パルスの周波数は、時間軸上で隣接している前後の超音波パルスが重ならないように、測定対象の深さと超音波の音速とを考慮して決定される。

【0031】

受信部15は超音波プローブ13を用いて超音波反射波を受信する。受信部15はA/D変換部を含み、超音波反射波を増幅して受信信号を生成し、さらにデジタル信号に変換する。送信部14および受信部15は電子部品などを用いて構成される。

20

【0032】

遅延時間制御部16は送信部14および受信部15に接続されており、送信部14から超音波プローブ13の超音波振動子群に与える駆動パルス信号の遅延時間を制御する。これにより、超音波プローブ13から送信される超音波送信波の超音波ビームの音響線の方角や焦点深度を変化させる。また、超音波プローブ13によって受信され、受信部15によって増幅された受信信号の遅延時間を制御することにより、開口径を変化させたり、焦点位置を変化させたりすることができる。遅延時間制御部16の出力は位相検波部17に入力される。

【0033】

断層画像生成部24はフィルタ、対数増幅器および検波器などを含み、遅延時間制御部16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。

30

【0034】

位相検波部17は、遅延時間制御部16で遅延制御された受信信号を位相検波し、実部信号と虚部信号とに分離する。分離された実部信号および虚部信号はフィルタ部18に入力される。フィルタ部18は、高周波成分、測定対象以外からの反射成分およびノイズ成分等を除去する。位相検波部17およびフィルタ部18はソフトウェアによってもハードウェアによっても構成することができる。位相検波された受信信号の実部信号および虚部信号は、演算部19へ入力される。

【0035】

図3は演算部19の構成を詳細に示すブロック図である。演算部19は、形状特性演算部31、性状特性演算部32および血圧補正演算部33を含む。演算部19は、ソフトウェアによってもハードウェアによっても構成することができる。

40

【0036】

形状特性演算部31は、受信信号の実部信号および虚部信号に基づいて、複数の測定対象位置における生体組織の運動速度を求め、運動速度を積分することによって、位置変位量（位置の時間変位量）を求める。求めた位置変位量から各測定対象位置間における生体組織の厚さ変化量（伸縮量）や血管直径の変化量を求める。また、心電計22から一心周期に関する情報を受け取り、一心周期における厚さ変化量の最大値と最小値との差分である最大厚さ変化量と厚さの最大値を求める。

50

【0037】

血圧補正演算部33は、血圧計12から血圧データを受け取り、血管の軸方向における形状の差異、すなわち軸方向の断面積の変化あるいは内径の変化に応じて、受け取った血圧データを補正する。あるいは、血管の軸方向における血流速度の変化に応じて、受け取った血圧データを補正する。血圧データの補正方法については、以下において詳述する。

【0038】

性状特性演算部32は、最大厚さ変化量と厚さの最大値（または初期値）を受け取り、生体組織の歪みを求める。さらに血圧補正演算部33にて補正された血圧データを用いて、各測定対象位置間の組織の弾性特性を求める。

【0039】

このようにして求められた生体組織の最大厚さ変化量、歪み量、あるいは弾性特性は、計測領域に対応してマッピングされ、これら複数の値の空間分布を示す心周期毎の空間分布フレームとして表示部21へ出力される。また表示部21にて表示されるのは、これら複数の値そのものや、これらの平均値であってもよい。断層画像生成部24において生成した断層画像の信号も表示部21へ入力され、計測領域の断層画像が表示部21に表示される。

【0040】

次に、図4および図5を参照しながら、演算部19における演算をさらに詳しく説明する。図4は、生体60を伝播する超音波ビーム67を模式的に示しており、図では血管壁64および血管以外の生体組織62が示されている。生体60の表面に配置された超音波プローブ13から送信した超音波送信波は、生体60中を進行する。超音波送信波は、ある有限の幅を持つ超音波ビーム67として生体60中を伝播し、その過程において生体組織62および血管壁64によって反射または散乱した超音波の一部が超音波プローブ13へ戻り、超音波反射波として受信される。超音波反射波は時系列信号 $r(t)$ として検出され、超音波プローブ13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67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。

【0041】

超音波ビームの中心軸である音響線66上に位置する血管壁62中の複数の測定対象位置 P_n （ P_1 、 P_2 、 $\dots$ 、 P_k 、 $\dots$ 、 P_n 、 n は3以上の自然数）は、ある一定間隔 L で超音波プローブ13に近い順に P_1 、 P_2 、 $\dots$ 、 P_k 、 $\dots$ 、 P_n と配列している。生体60の表面を原点とする深さ方向の座標を Z_1 、 Z_2 、 $\dots$ 、 Z_k 、 $\dots$ 、 Z_n とすると、測定対象位置 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 は生体内での超音波の音速を示す。反射波信号 $r(t)$ を位相検波部17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18を通過させる。演算部19の形状測定値演算部31では、反射波信号 $r(t)$ と微小時間 Δt 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、測定対象位置 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。

【0042】

図5は、測定対象位置 P_n と弾性特性演算の対象組織 T_n との関係を示している。対象組織 T_k は、隣接する測定対象位置 P_k と P_{k+1} とに挟まれた範囲に厚さ L を有して位置している。 n 個の測定対象位置 $P_1 \dots P_n$ 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。

【0043】

対象組織 T_k の伸縮量である厚さ変化量 $H_k(t)$ は、測定対象位置 P_k と P_{k+1} の位置変位量 $h_k(t)$ と $h_{k+1}(t)$ とから、 $H_k(t) = h_{k+1}(t) - h_k(t)$ として求められる。

10

20

30

40

50

【0044】

血管壁64の組織Tkの厚さの変化は、心拍による血圧の変化に応じて生じ、心周期におよそ同期して繰り返される。したがって、弾性特性も心周期に同期して一心拍毎の数値を求めることが好適である。一心周期内の厚さ変化量 $H_k(t)$ から最大値と最小値とを抽出し、最大値と最小値との差分を最大厚さ変化量 Δh_k とする。また、血圧の最大値と最小値との差分を脈圧 Δp とする。対象組織の厚さの最大値（または初期値）を H_m としたとき、歪み S_k および弾性特性 x_k はそれぞれ次式で求めることができる。

【0045】

$$S_k = \Delta h_k / H_m$$

$$x_k = \Delta p / S_k = \Delta p \cdot H_m / \Delta h_k$$

10

【0046】

測定対象位置 P_n の数やその間隔は、測定の目的や測定対象物である生体組織の特性に応じて任意に設定できる。また、上述の説明では、隣接する測定対象位置間の厚さ変化量や弾性特性を求める例を示しているが、厚さ変化量や弾性特性は、1つ以上の測定対象位置を挟む2点間の値を求めてもよい。この場合、その2点間の位置変位量は、その2点およびその間の測定対象位置の位置変位量の平均値を用いることが好ましい。

【0047】

厚さ変化量や弾性特性を求める範囲は、任意の2点で挟まれた1箇所でもかまわないが、本実施の形態で用いている超音波プローブ13は、アレー状に配列された複数の超音波振動子を有しており、断層面内の任意の領域内すべての箇所の弾性特性を求めることが可能である。

20

【0048】

以上の手順により、演算部19は生体組織の最大厚さ変化量、歪み、あるいは弾性特性などを演算して画像情報を作成し、その画像が表示部21に表示される。また、計測部32で演算された最大厚さ変化量、歪み、弾性特性等のデータや画像および断層画像は、記憶容量の許す範囲内で記憶部20に記憶され、随時読み取ることが可能である。記憶部20に例えばリングメモリ等の素子を用いれば、常に最新のデータを更新蓄積することができる。したがって、記憶部20に記憶された各種データは、表示部21に随時表示することもできる。また、記憶部20に記憶されている複数フレームを時間方向に平均化して、一枚の分布画像を生成してもよい。

30

【0049】

次に、血圧補正演算部33の動作を詳細に説明する。図6は超音波診断装置11を用い、頸動脈血管壁の軸方向に平行な断面のBモード断層画像を表示部21に表示する一例を模式的に示している。断層像101内には、血管前壁102、内腔103、血管後壁104、血管外組織106等が異なる輝度で表示されている。内腔103内には血液105が図の左から右へ流れている。狭窄部107では、血管後壁104の一部が肥厚し、狭窄の存在しない部分（以下、正常部）に比べて血管内径が小さくなっている。

【0050】

ここで、正常部の血管内径を d 、血圧を p 、血流速度を v 、血液の密度を ρ とし、狭窄部107における最小の内径を d' 、血圧を p' 、血流速度を v' とすると、ベルヌーイの定理（式（1））より以下の関係が成り立つ。

40

【0051】

【数 2】

$$p + \frac{1}{2}\rho v^2 = p' + \frac{1}{2}\rho v'^2 \quad (2)$$

【0052】

10

また、血管断面積と血流速度の積は一定なので、血管断面形状が円とした場合、以下の関係が成り立つ。

【0053】

【数 3】

$$\pi \left(\frac{d}{2} \right)^2 v = \pi \left(\frac{d'}{2} \right)^2 v' \quad (3)$$

20

【0054】

式(2)(3)より、血圧 p' は式(4)より求められる。

【0055】

【数 4】

$$p' = p + \frac{1}{2}\rho \left(1 - \frac{d^4}{d'^4} \right) v^2 \quad (4)$$

30

【0056】

したがって、血管の内径が軸方向の位置によって異なる場合、血圧補正演算部33は弾性特性を求める位置毎に血管の内径を求め、求めた内径に基づき式(4)を用いて、血圧値を補正する。補正した血圧値は、性状特性演算部32へ出力される。これにより、性状特性演算部32は、より正確な弾性特性を求めることが可能となる。血管の軸方向の位置による内径変化を求めるために、血圧補正演算部33は、たとえば、断層画像の信号を受け取り、内腔103と血管前壁102および血管後壁104との信号強度の差を利用して血管の内径を求める。内腔103は血液で満たされており、血管壁組織である血管前壁102および血管後壁104とは音響インピーダンスが大きく異なるため、断層画像の信号の強度が大きく異なる。したがって、比較的正確にかつ、自動的に血管の内径を求めることができる。

40

【0057】

なお、血管壁組織の弾性特性を求める場合、血管壁組織の最大厚さ変化量を与える収縮

50

期血圧と拡張期血圧の差である脈圧 Δp が分かればよい。したがって、血圧補正演算部 33 は常時血圧値の補正演算を行う必要はなく、収縮期血圧と拡張期血圧とをそれぞれ一心周期に一度ずつ補正すればよい。従って、補正演算は心周期に同期して行うことが好ましい。心周期に同期した信号は、心電計 22 から得てもよいし、形状特性演算部 31 が演算した内径の時間変化量や血管 3 の任意位置の時間変位量を用いてもよい。

【0058】

式(3)は、血管の断面形状が円である場合の関係を示しているが、実際には血管断面形状が円でない場合も存在する。この場合、血圧補正演算部 33 は、軸方向の断面積の変化に応じて、受け取った血圧データを補正することが好ましい。

【0059】

このために、超音波診断装置 11 は、弾性特性を求める位置毎に、血管の軸方向に垂直な断面の B モード断層画像が得られるように超音波を送受信する。断層画像生成部 24 は、血管の軸方向に垂直な断面断層画像の信号を生成し、血圧補正演算部 33 へ出力する。

【0060】

血圧補正演算部 33 は血管の内径の算出と同様に断層画像の信号の強度から血管断面積を求める。あるいは、血圧補正演算部 33 は、断層画像から断面を楕円に近似し、断面積を求めてもよい。

【0061】

正常部の血管断面積を S 、狭窄部 107 において、内径が最小となる箇所の断面積を S' とすると、血圧 p' は次式より求められる。

【0062】

【数 5】

$$p' = p + \frac{1}{2} \rho \left(1 - \frac{S^2}{S'^2} \right) v^2 \quad (5)$$

【0063】

したがって、血圧補正演算部 33 は、求めた断面積を式(5)に代入することによって、血圧を補正することができる。このように、血管軸方向に血管の断面積が異なる場合には、弾性特性を求める位置毎に血圧値を補正することによって、より正確な弾性特性を求めることが可能となる。

【0064】

また、血圧補正演算部 33 は、血流速度に基づいて血圧値を補正してもよい。一般的に超音波診断装置は、ドプラ法を用いた血流速度演算機能を有する。従って、この機能を用いれば、新たな構成を超音波診断装置に付加することなく血圧値を補正できる。

【0065】

正常部の血流速度 v と狭窄部 107 の血流速度 v' とすると、狭窄部 107 の血圧 p' は以下の式(6)で表される。

【0066】

10

20

30

40

【数 6】

$$p' = p + \frac{1}{2} \rho (v^2 - v'^2) \quad (6)$$

【0067】

10

血流速度に基づいて血圧値を補正する場合、図3に示すように、超音波診断装置11は、血流速度演算部34をさらに備える。このような機能は、上述したように一般的な超音波診断装置に設けられている。血流速度演算部34は、ドプラ法に基づいて得られた受信信号を解析することによって、軸方向における弾性特性を求める位置毎に血流速度を求める。血圧補正演算部33は、血流速度を受け取り、式(6)を利用して、血圧値を補正する。

【0068】

なお、式(1)から式(6)において用いた血流速度 v や v' は、血管内の平均流速を用いる。血管内を流れる血流が層流の場合と乱流の場合とでは、中心部の流速と平均流速との関係は異なるので、留意が必要である。血管断面を円とした場合、血管内の平均流速は、層流の場合には血管の中心速度の $1/2$ であるが、乱流の場合は中心速度の $0.81 \sim 0.83$ 倍となる。

20

【0069】

このように、本実施形態の超音波診断装置によれば、血圧補正演算部33が、血管の内径、血管の断面積、または、血流速度に基づき、弾性特性を求める位置毎に血圧値を補正する。したがって、血管の狭窄部における血管壁組織の弾性特性をより正確に求めることができる。特に、血管の狭窄部は、動脈血管壁に生じた腫瘍や内中膜厚が肥厚することによって形成されるため、こうした病変組織の弾性特性をより正確に求めることにより、動脈血管に生じた病変を正確に診断することが可能になる。

【0070】

30

なお、本実施形態において、頸動脈における血圧 p は、カテーテル等により直接計測してもよいし、上腕部血圧測定値に任意の係数を積算して求めてもよい。さらには上腕部血圧測定値をそのまま頸動脈血圧値と仮定して用いてもかまわない。血管が狭窄する主要因として粥腫(プラーク)の存在があげられるが、粥腫の診断において最も重要なのは、その易破裂性であると言われている。粥腫が破裂すると、その内容物が末梢で血管を閉塞し脳梗塞や心筋梗塞を引き起こすため、その粥腫を覆う血管組織の弾性が高い(硬い)のか低い(軟らかい)のか診断のポイントとなる。従って、上腕部血圧測定値を頸動脈血圧値として用いても、周囲の正常組織に対する相対的な硬さ・軟らかさを知ることができ、医師に対して大変有益な情報を提供することが可能となる。

【0071】

40

さらに、本実施形態では弾性特性を求めているが、他の性状特性値を求めてもよい。たとえば、血管壁組織の粘性率の算出にも応力を用いるため、血圧補正演算部によって、軸方向の計測位置ごとに、血圧値を補正することによって、より正確な粘性率を求めることができる。

【産業上の利用可能性】

【0072】

本発明の超音波診断装置は、循環器組織中の微小部分における弾性特性等の性状特性を計測するのに好適に用いられ、特に動脈血管壁組織の弾性特性や粘性特性などの性状特性を正確に計測するのに好適に用いられる。

【図面の簡単な説明】

50

【0073】

【図1】本発明による超音波診断装置を用いて血管壁組織性状の診断を行うための構成を示すブロック図である。

【図2】本発明による超音波診断装置の実施形態の構成を示すブロック図である。

【図3】図2に示す超音波診断装置の演算部の構成を詳細に示すブロック図である。

【図4】血管壁を伝播する超音波ビームと測定対象位置とを模式的に示す図である。

【図5】測定対象位置と弾性特性を求める対象組織との関係を示す図である。

【図6】本発明による超音波診断装置を用いて測定した頸動脈の軸方向に平行な断面のBモード断層像の表示例を模式的に示す図である。

【符号の説明】

10

【0074】

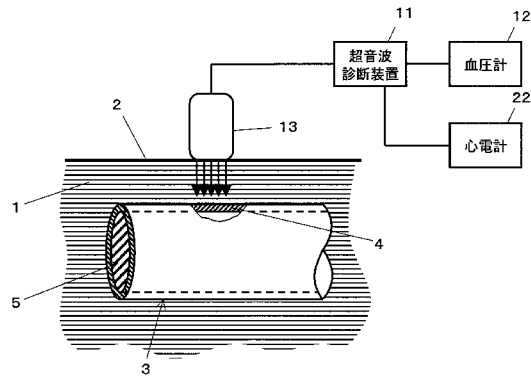
- 1 血管外組織
- 2 体表
- 3 血管
- 4 血管前壁
- 5 血液
- 11 超音波診断装置
- 12 血圧計
- 13 超音波プローブ
- 14 送信部
- 15 受信部
- 16 遅延時間制御部
- 17 位相検波部
- 18 フィルタ部
- 19 演算部
- 20 記憶部
- 21 表示部
- 22 心電計
- 23 制御部
- 24 断層画像生成部
- 25 ユーザインターフェース
- 31 形状特性演算部
- 32 性状特性演算部
- 33 血圧補正演算部
- 34 血流速度演算部
- 101 断層像
- 102 血管前壁
- 103 内腔
- 104 血管後壁
- 105 血液
- 106 血管外組織
- 107 狭窄部

20

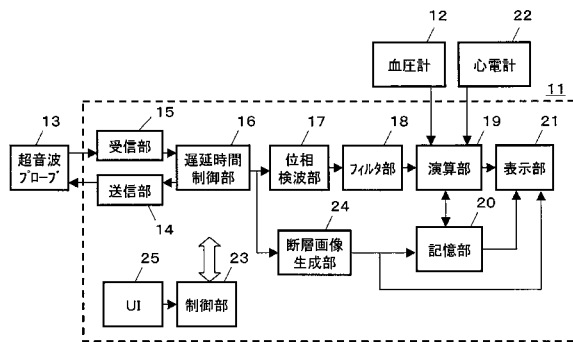
30

40

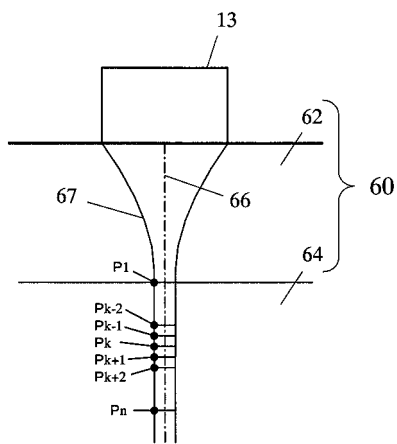
【図 1】



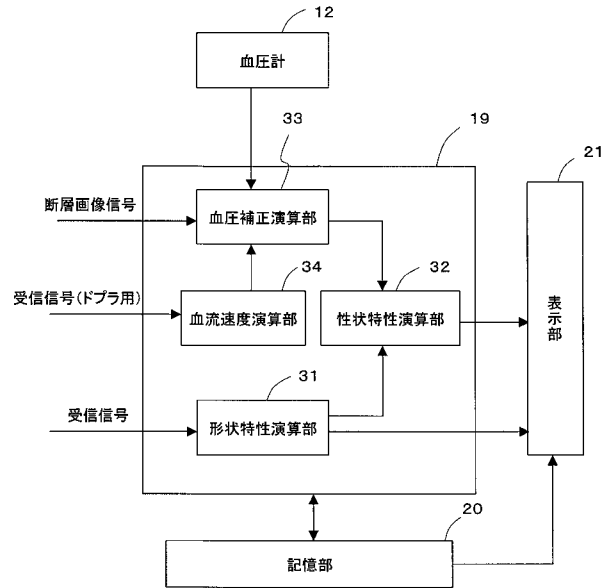
【図 2】



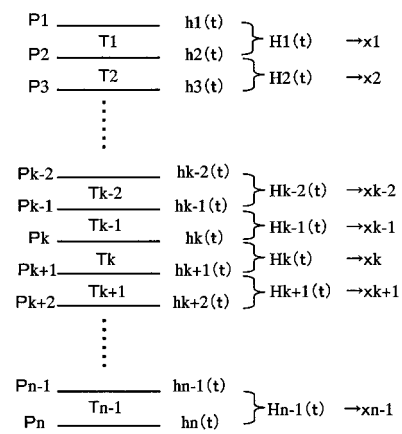
【図 4】



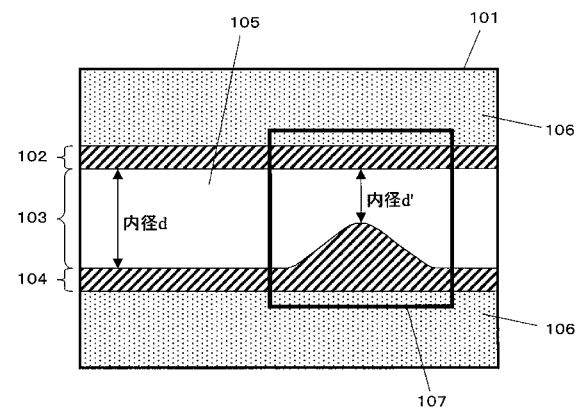
【図 3】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 反中 由直

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 BB02 BB06 DD01 DD03 DD14 DD19 DE03 EE09 EE11 FF08

GB04 JB23 JB51 JC37 KK12 KK18 KK30

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008161546A	公开(公告)日	2008-07-17
申请号	JP2006356095	申请日	2006-12-28
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	加藤真 萩原尚 鈴木隆夫 反中由直		
发明人	加藤 真 萩原 尚 鈴木 隆夫 反中 由直		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD01 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/JB23 4C601/JB51 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK30		
代理人(译)	奥田诚治		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

更能够获得准确心血管组织的特性的组织特性，提供一种超声波诊断装置。用于驱动超声波探头13的发送部14，利用超声波探头13的超声波的反射波由超声波发送波获得的活体的心血管组织被反射接收的接收信号接收单元15将要生成，相位检测单元17，用于从接收到的信号产生相位检测信号，分别在多个从所述相位检测信号设置为循环的组织活体测量目标位置的计算位置位移量，位置位移从量，形状特性计算部31在多个计算其多个测量点的基础上设置的任何两点之间的形状特性值接收，对于生物心血管组织中的血压值，以纠正血压值血压校正计算部33，基于多个形状特性值的和校正血压值，超声波诊断装置及性状特性运算部32用于计算多个属性的属性值。 .The

