

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織内の動脈壁の歪量を計測する歪量計測手段と、一心拍の動脈内の血圧変化値を計測する血圧値計測手段と、動脈壁の弾性率の算出を行う弾性率演算手段と、一心拍ごとの動脈径の変化量に基づき、動脈内の血圧変化値を補正する血圧値補正手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

歪量計測手段は、
少なくとも超音波の一音響線上に設定した複数の計測点の位置変位または運動速度いずれか一方を演算し、さらに前記複数の計測点間の位置変位の差を演算する位置変位計測手段と、
動脈壁の歪量および動脈径を同時に演算する機能とを有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。 10

【請求項 3】

歪量計測手段は、
超音波の音響線を走査することにより、少なくとも複数の音響線上に設定した複数の計測点の位置変位または運動速度いずれか一方を演算し、さらに前記複数の計測点間の位置変位の差を演算する位置変位計測手段と、動脈壁の歪量および動脈径を空間的に演算する機能とを有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

歪量計測手段は、一心拍前までに亘って動脈壁の歪量および動脈径を記憶する歪記憶手段を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。 20

【請求項 5】

血圧値補正手段は、少なくとも歪計測手段で演算された動脈径の連続する心拍間の変化量の割合または予め記憶されたある一心拍間の動脈径変化量に基づき動脈内の血圧変化値いずれか一方を補正するいずれか一方を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

血圧値補正手段は、超音波の音響線を走査し、歪量計測手段で演算された複数の音響線の動脈径の連続する心拍間の変化量の平均値の割合に基づき、動脈内の血圧変化値を補正することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。 30

【請求項 7】

血圧値補正手段は、超音波の音響線を走査し、歪量計測手段で演算された複数の音響線の動脈径の連続する心拍間の変化量の少なくとも最大値または最小値いずれか一方の割合に基づき、動脈内の血圧変化値を補正することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

血圧値補正手段は、超音波の音響線を走査し、前記歪量計測手段で演算された複数の音響線の動脈径の連続する心拍間の変化量の最小二乗値の割合に基づき、動脈内の血圧変化値を補正することを特徴とする請求項 1 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、超音波を用いて生体内の動脈壁組織の位置変位あるいは運動速度を検出し、動脈壁組織の弾性率を算出する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体内組織の性状を識別・同定する手段の一つとして、生体内組織を構成する弾性繊維、膠原線維、脂肪や血栓などによって、弾性率に相違があることを利用して、生体内組織に応力を加えたときの歪みから弾性率を求める手法が知られている。 50

【0003】

例えば、特許文献1あるいは特許文献2に示されているように、超音波を生体組織内に送信し、生体組織からの超音波反射波から、生体組織に応力が加わったときの組織の変位を計測し、組織の歪量、あるいは、別の手法で計測された応力値に基づき弾性率を求める手法が知られている。

【0004】

計測された生体組織の歪量から弾性率を算出するためには、生体組織に加わった応力値を計測する必要がある。

【0005】

動脈壁の弾性率を求める場合、計測された歪量と血圧計を用いて計測された最大血圧値（心臓収縮期血圧）と最小血圧値（心臓拡張期血圧）の差（脈圧）から演算することができ、一般的に用いられている。 10

【0006】

しかしながら、心臓の拍動は常に一定ではないために、血圧値も心拍ごとに変化が起きていることが知られており、この心拍ごとの血圧値に応じて、動脈壁に発生する歪量についても、心拍ごとに変化が発生する。

【0007】

一般的に用いられているカフ式血圧計は、この心拍ごとの血圧値を計測することは不可能であり、カフ式血圧計で得られた血圧値を用いて、動脈壁の弾性率を演算する場合、心拍ごとの動脈壁の歪量の変化が影響し、演算された動脈壁の弾性率についても、心拍ごとに変化が発生してしまうという課題があった。 20

【特許文献1】特開平11-188036号公報

【特許文献2】特開平10-5226号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

この問題を解決するために、トノメトリ式等のリアルタイムに血圧を計測することが可能な血圧計を用いる手法も存在するが、一般的にリアルタイム式血圧計は、カフ式血圧計と比較して構造が複雑であり、また、超音波の計測部位と同じ部位の血圧を計測することは困難であるために、超音波で計測した歪量とリアルタイム血圧計で計測した血圧値に、血圧が動脈内を伝搬する時間（脈波伝搬時間）による時間補正が必要となる課題があった。 30

【0009】

本発明は、このような課題を解決するためになされたものであり、最大血圧値（心臓収縮期血圧）と最小血圧値（心臓拡張期血圧）の差（脈圧）の変化割合と、動脈の径変化量の変化割合の相関が非常に高いことを利用し、超音波で計測された動脈径変化量の心拍ごとの変化割合から、動脈壁の弾性率を演算するための血圧値を補正し、心拍ごとに安定した動脈壁の弾性率を求めることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の超音波診断装置は、生体組織内の動脈壁の歪量を計測する歪量計測手段と、一心拍の動脈内の血圧変化値を計測する血圧値計測手段と、動脈壁の弾性率の算出を行う弾性率演算手段と、一心拍ごとの動脈径の変化量に基づき、動脈内の血圧変化値を補正する血圧値補正手段とを有する。 40

【0011】

この構成により、リアルタイムに血圧値を計測することなく、心拍ごとに変化する血圧値を補正することが可能となる。

【0012】

また、歪量計測手段は、超音波の一音響線上に設定した複数の計測点の位置変位あるいは運動速度を演算し、さらに前記複数の計測点間の位置変位の差を演算する位置変位計測 50

手段を有したものである。

【0013】

この構成により、動脈壁の歪量および動脈径を同時に演算することが可能となる。

【0014】

さらに、歪量計測手段は、超音波の音響線を走査することにより、複数の音響線上に設定した複数の計測点の位置変位あるいは運動速度を演算し、前記複数の計測点間の位置変位の差を演算する位置変位計測手段を有したものである。

【0015】

この構成により、動脈壁の歪量および動脈径を空間的に演算することが可能となる。

【0016】

また、歪量計測手段は、少なくとも一心拍前までに亘って前記動脈壁の歪および動脈径を記憶する歪量記憶手段を有したものである。

【0017】

さらに、血压値補正手段は、前記歪量計測手段で演算された動脈径の連続する心拍間の変化量の割合に基づき、動脈内の血压変化値を補正する機能を有したものである。

【0018】

また、血压値補正手段は、超音波の音響線を走査し、前記歪量計測手段で演算された複数の音響線の動脈径の連続する心拍間の変化量の平均値、最大値、最小値、あるいは、最小二乗値の割合に基づき、動脈内の血压変化値を補正する機能を有したものである。

【0019】

これらの構成により、動脈の径変化量に基づいた血压値の変化量の補正を空間的に一定の割合で補正することが可能となる。

【発明の効果】

【0020】

本発明は、生体組織内の動脈壁の歪量を計測する歪量計測手段と、一心拍の動脈内の血压変化値を計測する血压値計測手段と、動脈壁の弾性率の算出を行う弾性率演算手段を有し、さらに、一心拍ごとの動脈径の変化量に基づき、動脈内の血压変化値を補正する血压値補正手段を有したものであり、最大血压値（心臓収縮期血压）と最小血压値（心臓拡張期血压）の差（脈圧）の変化割合と、動脈の径変化量の変化割合の相関が非常に高いことを利用し、超音波で計測された動脈径変化量の心拍ごとの変化割合から、動脈壁の弾性率を演算するための血压値を補正し、心拍ごとに安定した動脈壁の弾性率を求めることができるものである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、本発明の実施の形態について、図1から図4を用いて説明する。

【0022】

（第1の実施の形態）

図1は、本発明の実施の形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図であり、超音波振動子群1、超音波プローブ2、送受信部3、送信信号発生部4、歪量計測部5、歪量記憶部6、弾性率演算部7、血压値補正部8、表示部9、制御部10、記憶部11、血压計31から構成される。

【0023】

送信信号発生部4で生成された超音波送信信号は、送受信部3を介して、超音波プローブ2の超音波振動子群1から生体内に送信される。

【0024】

生体内の組織で反射した超音波エコーは、超音波プローブ2の超音波振動子群1の各振動子で検出され、送受信部3で受信される。

【0025】

歪量計測部5は、送受信部3で受信された超音波エコー信号から、超音波ビーム上に設定した複数計測点の動脈壁の位置変位あるいは運動速度を検出し、動脈壁の歪量および動

10

20

30

40

50

脈の径変化量を演算する。

【0026】

なお、前記生体内の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ドブラ法、自己相関法など、どの手法でも良く、また、超音波ビームを走査させることにより、空間的に生体内の複数の計測点の運動速度を検出しても良い。

【0027】

また、前記歪量計測部5で演算された前記動脈壁の歪量および動脈の径変化量は、少なくとも一心拍以上に亘って、歪量記憶部6に記憶される。

【0028】

弾性率演算部7は、歪量計測部5で演算された動脈壁の歪量と、血压計31で計測され、血压値補正部8で補正された血压値から、動脈壁の弾性率を演算する。 10

【0029】

血压値補正部8は、血压計31で計測された最大血压値（心臓収縮期血压）と最小血压値（心臓拡張期血压）の差（脈圧）を、歪量計測部5で演算された心拍間の動脈の径変化量の割合に基づき、補正を行う。

【0030】

表示部9は、弾性率演算部7で得られた動脈壁の弾性率、血压値補正部で得られた血压値を表示する。

【0031】

なお、前記動脈壁の弾性率および血压値は、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良い。 20

【0032】

制御部10は、送受信部3、送信信号発生部4、歪量計測部5、弾性率演算部7、血压値補正部8、および、表示部9の制御を行い、また、前記送受信部3、送信信号発生部4、歪量計測部5、弾性率演算部7、血压値補正部8、および、表示部9の制御情報を記憶部11に記憶する。

【0033】

（第2の実施の形態）

図2は、動脈壁の位置変位、運動速度から、動脈壁の歪量、動脈の径変化量を計測する一実施例である。 30

【0034】

図2の一実施例に示すように、一つの超音波音響線上に、動脈の前壁および後壁の内膜側と外膜側に計測点を複数設定し、同時に前記複数の計測点の運動速度あるいは位置変位を検出する。なお、動脈壁は動脈前壁と動脈後壁とから構成される。

【0035】

動脈壁の歪量は、動脈壁内膜側および動脈壁外膜側の位置変位の差、あるいは、動脈壁内膜側および動脈壁外膜側の運動速度の差の時間積分で求めることができる。

【0036】

また、動脈の径変化量は、一例として、動脈の内径の場合、動脈壁前壁と動脈壁後壁の内膜側の位置変位の差、あるいは、動脈壁前壁と動脈壁後壁の内膜側の運動速度の差の時間積分で求めることができる。 40

【0037】

なお、本実施例では、動脈壁の内膜側と外膜側に計測点を設定したが、内膜側から外膜側に複数の計測点を設定しても良い。

【0038】

（第3の実施の形態）

図3は、超音波音響線を走査することにより、動脈壁の位置変位、運動速度から、動脈壁の歪量、動脈の径変化量を、空間的に計測する一実施例である。

【0039】

図3の一実施例に示すように、超音波音響線を長軸方向に走査させることにより、動脈 50

壁の長軸に沿って空間的に、動脈壁の位置変位、運動速度を計測することが可能となり、動脈壁の歪量、動脈の径変化量についても、動脈壁の長軸に沿って、空間的に求めることが可能となる。なお、超音波音響線 A - 1 ~ A - 3 は 1 本または複数本同時に送信される。

【 0 0 4 0 】

(第 4 の実施の形態)

図 4 は、心電波形と、心拍に伴う動脈壁の振動速度波形、動脈径変化波形、および、動脈壁歪変化波形の一例を示したものである。

【 0 0 4 1 】

心電波形は、波形の特徴的な形状の部分から、P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波、U 波のように呼ばれており、この心電波形の R 波のタイミングで心臓の収縮が起き、血液が拍出されることにより圧力変化が動脈に伝搬する。

10

【 0 0 4 2 】

このとき、動脈内腔の血圧は最高値（収縮期血圧）となる。

【 0 0 4 3 】

また、心電波形の R 波のタイミングの直前の動脈の血圧は最低値（拡張期血圧）となり、前記最高値（収縮期血圧）と最低値（拡張期血圧）の差が脈圧と呼ばれ、動脈径は、この脈圧にほぼ比例して変化することが知られている。

【 0 0 4 4 】

歪量計測部 5 で計測された動脈径変化量は、少なくとも一心拍前までに亘って、歪量計測部 6 に記憶することが可能である。

20

【 0 0 4 5 】

なお、一心拍の区切りとして、一般的に心電波形の R 波を基準にすることが一般的であるが、P 波、Q 波など、他の心電波形を基準としても良く、また、心音波形、動脈の径変化波形の立ち上がり等を基準としても良い。

【 0 0 4 6 】

血圧値補正部 8 は、現時刻の動脈径の最大値と最小値の差である径変化量と、歪量記憶部 6 に記憶された一心拍前の動脈径の最大値と最小値の差である径変化量とを比較し、前記現時刻の動脈の径変化量と、前記一心拍前の動脈の径変化量の割合に基づき、血圧計 3 1 で計測された血圧値を補正する。

30

【 0 0 4 7 】

血圧値の補正は、血圧計 3 1 で計測された血圧値に、前記現時刻の動脈の径変化量と、前記一心拍前の動脈の径変化量の割合を乗算することで、求めることができる。

【 0 0 4 8 】

なお、補正するための動脈径変化量は、予め計測されたある一心拍の動脈径変化量を用いても良い。

【 0 0 4 9 】

また、前記血圧値を補正するための前記一心拍前の動脈の径変化量の割合に、一定値の定数をさらに乗算し、重み付けしても良い。

【 0 0 5 0 】

また、血圧値補正部 8 は、超音波を走査することにより、複数の音響線ごとに得られた前記現時刻の動脈の径変化量と、前記一心拍前の動脈の径変化量の割合の平均値に基づき、血圧計 3 1 で計測された血圧値を補正することが可能であり、動脈の形状や組織性状等の要因により、動脈の径変化にばらつきが生じた場合においても、血圧値を最適に補正することができる。

40

【 0 0 5 1 】

また、血圧値補正部 8 は、超音波を走査することにより、複数の音響線ごとに得られた前記現時刻の動脈の径変化量と、前記一心拍前の動脈の径変化量の割合の最大値あるいは最小値に基づき、血圧計 3 1 で計測された血圧値を補正することが可能であり、前記第 6 の実施の形態と同様に、動脈の形状や組織性状等の要因により、動脈の径変化にばらつき

50

が生じた場合においても、血圧値を最適に補正することができる。

【0052】

また、血圧値補正部8は、超音波を走査することにより、複数の音響線ごとに得られた前記現時刻の動脈の径変化量と、前記一心拍前の動脈の径変化量の割合の最小二乗値に基づき、血圧計31で計測された血圧値を補正することが可能であり、前記第6の実施の形態、および、前記第7の実施の形態と同様に、動脈の形状や組織性状等の要因により、動脈の径変化にばらつきが生じた場合においても、血圧値を最適に補正することができる。

【産業上の利用可能性】

【0053】

本発明は、生体組織内の動脈壁の歪量を計測する歪量計測手段と、一心拍の動脈内の血圧変化値を計測する血圧値計測手段と、動脈壁の弾性率の算出を行う弾性率演算手段を有し、さらに、一心拍ごとの動脈径の変化量に基づき、動脈内の血圧変化値を補正する血圧値補正手段を有したものであり、最大血圧値（心臓収縮期血圧）と最小血圧値（心臓拡張期血圧）の差（脈圧）の変化割合と、動脈の径変化量の変化割合の相関が非常に高いことを利用し、超音波で計測された動脈径変化量の心拍ごとの変化割合から、動脈壁の弾性率を演算するための血圧値を補正し、心拍ごとに安定した動脈壁の弾性率を求めることができるものであり、生体内の動脈壁の歪量を超音波計測し、血圧値から弾性率を求める超音波診断装置などに有用である。

10

【図面の簡単な説明】

【0054】

20

【図1】本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の概略ブロック図

【図2】本発明の第2の実施の形態における動脈壁の位置変位、運動速度から、動脈壁の歪量、動脈の径変化量を計測する模式図

【図3】本発明の第3の実施の形態における、超音波音響線を走査することにより、動脈壁の位置変位、運動速度から、動脈壁の歪量、動脈の径変化量を、空間的に計測する模式図

【図4】本発明の第4の実施の形態における心電波形と、心拍に伴う動脈壁の振動速度波形、動脈径変化波形、および、動脈壁歪変化波形の一例を示した模式図

【符号の説明】

【0055】

30

1 超音波振動子群

2 超音波プローブ

3 送受信部

4 送信信号発生部

5 歪量計測部

6 歪量記憶部

7 弾性率演算部

8 血圧値補正部

9 表示部

10 制御部

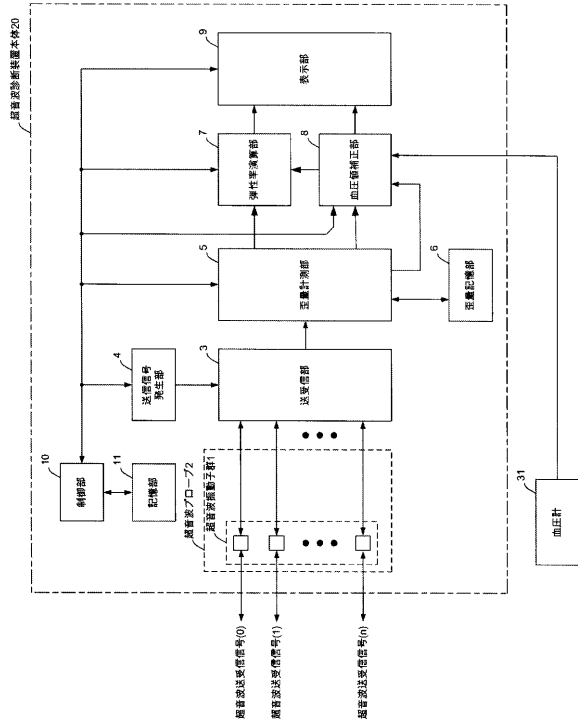
40

11 記憶部

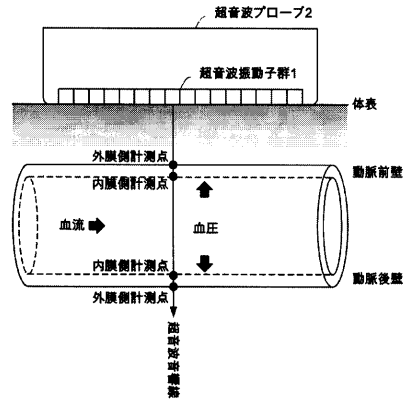
20 超音波診断装置本体

31 血圧計

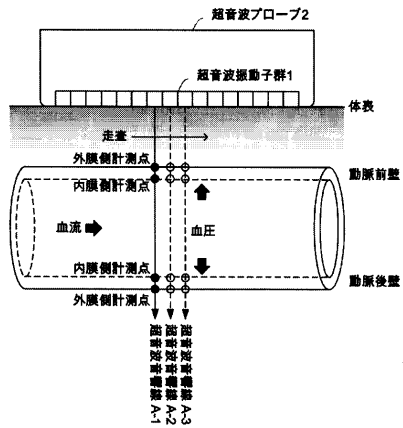
【 図 1 】



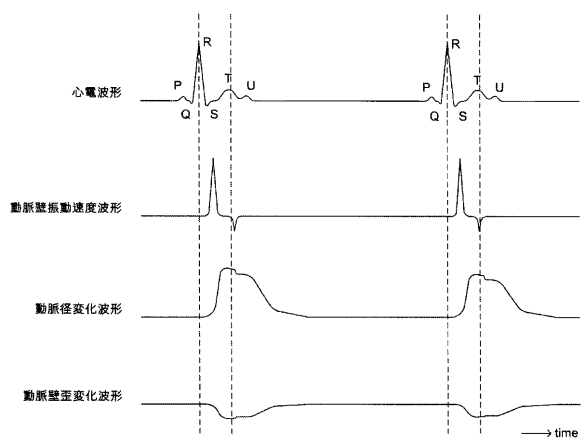
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 萩原 尚

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA07 AC30 FF05

4C601 DD05 DD06 DD14 DD19 DE03 EE09 EE11 FF08 GB04 JB43

JC37 KK12 KK30

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006166955A	公开(公告)日	2006-06-29
申请号	JP2004359439	申请日	2004-12-13
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 加藤真 萩原尚		
发明人	砂川 和宏 加藤 真 萩原 尚		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/02		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/02.A A61B8/14		
F-TERM分类号	4C017/AA07 4C017/AC30 4C017/FF05 4C601/DD05 4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/JB43 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK30		
代理人(译)	内藤裕树		
其他公开文献	JP4655616B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在最大血压值（收缩压）和最小血压值（舒张压）之间的差（脉压）的变化率与动脉直径变化量的变化率之间使用非常高的相关性。然后，根据每个心跳的由超声波测量的动脉直径变化量的变化率，校正用于计算动脉壁的弹性模量的血压值，并且获得每个心跳的稳定的动脉壁弹性模量。解决方案：应变测量单元5，用于测量生物组织中动脉壁的应变；血压计8，用于测量一个心跳的动脉血压变化值；以及用于计算动脉壁弹性模量的弹性。速率计算单元7还基于每个心跳的动脉直径的变化量，血压值校正单元8，用于校正动脉中的血压变化值，最大血压值和最小血压值。利用动脉直径的变化与动脉直径的变化的变化率之差的变化率非常高的事实，动脉壁的弹性模量校正用于计算的血压值，并针对每个心跳获得稳定的动脉壁弹性模量。 [选型图]图1

