

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4191980号
(P4191980)

(45) 発行日 平成20年12月3日(2008.12.3)

(24) 登録日 平成20年9月26日(2008.9.26)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 12 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2002-325610 (P2002-325610)</p> <p>(22) 出願日 平成14年11月8日(2002.11.8)</p> <p>(65) 公開番号 特開2004-159672 (P2004-159672A)</p> <p>(43) 公開日 平成16年6月10日(2004.6.10)</p> <p>審査請求日 平成17年8月26日(2005.8.26)</p> <p>(出願人による申告) 国等の委託研究成果に係る特許出願(平成14年度新エネルギー・産業技術総合開発機構委託研究、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受けるもの)</p>	<p>(73) 特許権者 000005821 パナソニック株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地</p> <p>(74) 代理人 100101683 弁理士 奥田 誠司</p> <p>(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</p> <p>(72) 発明者 橋本 雅彦 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内</p> <p>(72) 発明者 杉ノ内 剛彦 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波計測方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波プローブから測定対象物へ超音波送信波を送信するための駆動パルス信号を出力する超音波プローブ駆動部と、

前記測定対象物からの超音波反射波を受信する受信部と、

前記超音波送信波および前記超音波反射波の超音波ビームの音響線の方向を制御するための遅延時間制御部と、

前記超音波反射波を位相検波する位相検波部と、

前記測定対象物の前記音響線上において順番に配列している複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n (n は 3 以上の自然数) における前記測定対象物の運動速度を前記位相検波された信号からそれぞれ求める運動速度演算部と、

前記それぞれの運動速度から隣接する一対の前記測定対象位置に挟まれる前記測定対象物の各部の伸縮量を求める伸縮演算部と、

を備えた超音波診断装置であって、

前記複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n の各位置において、前記超音波反射波の振幅の大きさまたは前記超音波反射波の包絡線の振幅の大きさが所定の閾値以上である場合に前記運動速度が正常な値であるとし、前記超音波反射波の振幅の大きさまたは前記超音波反射波の包絡線の振幅の大きさが所定の閾値より小さい場合に前記運動速度が正常な値ではないとし、

前記測定対象物の 1 または連続した複数の測定対象位置 $P_i \dots P_j$ (i 、 j は 2

$i, j, n - 1$ を満たす自然数)における運動速度が前記正常な値ではなく、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における運動速度が前記正常な値である場合、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における正常な運動速度を用いて測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} に挟まれる領域全体における測定対象物の伸縮量を求める超音波診断装置。

【請求項 2】

超音波プローブから測定対象物へ超音波送信波を送信するための駆動パルス信号を出力する超音波プローブ駆動部と、

前記測定対象物からの超音波反射波を受信する受信部と、

前記超音波送信波および前記超音波反射波の超音波ビームの音響線の方向を制御するための遅延時間制御部と、

前記超音波反射波を位相検波する位相検波部と、

前記測定対象物の前記音響線上において順番に配列している複数の測定対象位置 P_1, P_2, \dots, P_n (n は 3 以上の自然数)における前記測定対象物の運動速度を前記位相検波された信号からそれぞれ求める運動速度演算部と、

前記それぞれの運動速度から隣接する一対の前記測定対象位置に挟まれる前記測定対象物の各部の伸縮量を求める伸縮演算部と、

を備えた超音波診断装置であって、

前記複数の測定対象位置 P_1, P_2, \dots, P_n の各位置において、前記駆動パルス信号ごとに生じる前記超音波反射波間の相関係数が所定の閾値以上である場合に前記運動速度が前記正常な値であるとし、前記駆動パルス信号ごとに生じる前記超音波反射波間の相関係数が所定の閾値より小さい場合に前記運動速度が前記正常な値ではないとし、

前記測定対象物の 1 または連続した複数の測定対象位置 $P_i \dots P_j$ (i, j は $2 \leq i < j \leq n - 1$ を満たす自然数)における運動速度が前記正常な値ではなく、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における運動速度が前記正常な値である場合、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における正常な運動速度を用いて測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} に挟まれる領域全体における測定対象物の伸縮量を求める超音波診断装置。

【請求項 3】

超音波プローブから測定対象物へ超音波送信波を送信するための駆動パルス信号を出力する超音波プローブ駆動部と、

前記測定対象物からの超音波反射波を受信する受信部と、

前記超音波送信波および前記超音波反射波の超音波ビームの音響線の方向を制御するための遅延時間制御部と、

前記超音波反射波を位相検波する位相検波部と、

前記測定対象物の前記音響線上において順番に配列している複数の測定対象位置 P_1, P_2, \dots, P_n (n は 3 以上の自然数)における前記測定対象物の運動速度を前記位相検波された信号からそれぞれ求める運動速度演算部と、

前記それぞれの運動速度から隣接する一対の前記測定対象位置に挟まれる前記測定対象物の各部の伸縮量を求める伸縮演算部と、

を備えた超音波診断装置であって、

前記複数の測定対象位置 P_1, P_2, \dots, P_n の各位置において、前記運動速度を積分した値が所定の閾値以下である場合に前記運動速度が前記正常な値であるとし、前記運動速度を積分した値が所定の閾値より大きい場合に前記運動速度が前記正常な値ではないとし、

前記測定対象物の 1 または連続した複数の測定対象位置 $P_i \dots P_j$ (i, j は $2 \leq i < j \leq n - 1$ を満たす自然数)における運動速度が前記正常な値ではなく、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における運動速度が前記正常な値である場合、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における正常な運動速度を用いて測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} に挟まれる領域全体における測定対象物の伸縮量を求める超音波診断装置。

【請求項 4】

前記測定対象物は力を受けることにより前記各部が運動し、前記力に関する情報にもと

10

20

30

40

50

づいて、前記伸縮量から弾性率を求める弾性率演算部をさらに備える請求項 1 から 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記各部の弾性率を二次元マッピングする表示部をさらに備える請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記測定対象物は生体の血管壁であり、前記力に関する情報は前記血管壁が構成する血管を流れる血液の血圧値である請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

制御部と、前記制御部により制御される超音波プローブ駆動部、受信部、遅延時間制御部、位相検波部および演算部とを備えた超音波診断装置によって測定対象物の伸縮量を求める超音波計測方法であって、前記制御部による制御に基づき、

前記超音波プローブ駆動部が駆動パルス信号を生成し、前記超音波プローブから超音波送信波を送信するステップと、

前記受信部が前記測定対象物からの超音波反射波を受信するステップと、

前記遅延時間制御部が、遅延時間制御を制御することにより、前記超音波送信波および前記超音波反射波の超音波ビームの音響線の方向を制御するステップと、

前記位相検波部が、前記超音波反射波を位相検波するステップと、

前記演算部が、前記位相検波された信号から前記測定対象物の前記音響線上に配列している複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n (n は 3 以上の自然数) における前記測定対象物の運動速度をそれぞれ求めるステップと、

前記演算部が、前記それぞれの運動速度から隣接する一対の前記測定対象位置に挟まれる前記測定対象物の各部の伸縮量を求めるステップと、
を包含し、

前記複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n の各位置において、前記超音波反射波の振幅の大きさまたは前記超音波反射波の包絡線の振幅の大きさが所定の閾値以上である場合に前記運動速度が正常な値であるとし、前記超音波反射波の振幅の大きさまたは前記超音波反射波の包絡線の振幅の大きさが所定の閾値より小さい場合に前記運動速度が正常な値ではないとし、

前記測定対象物の 1 または連続した複数の測定対象位置 $P_i \dots P_j$ (i 、 j は $2 \leq i < j \leq n - 1$ を満たす自然数) における運動速度が前記正常な値ではなく、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における運動速度が前記正常な値である場合、前記演算部が、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における正常な運動速度を用いて測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} に挟まれる領域全体における測定対象物の伸縮量を求める超音波計測方法。

【請求項 8】

制御部と、前記制御部により制御される超音波プローブ駆動部、受信部、遅延時間制御部、位相検波部および演算部とを備えた超音波診断装置によって測定対象物の伸縮量を求める超音波計測方法であって、前記制御部による制御に基づき、

前記超音波プローブ駆動部が駆動パルス信号を生成し、前記超音波プローブから超音波送信波を送信するステップと、

前記受信部が前記測定対象物からの超音波反射波を受信するステップと、

前記遅延時間制御部が、遅延時間制御を制御することにより、前記超音波送信波および前記超音波反射波の超音波ビームの音響線の方向を制御するステップと、

前記位相検波部が、前記超音波反射波を位相検波するステップと、

前記演算部が、前記位相検波された信号から前記測定対象物の前記音響線上に配列している複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n (n は 3 以上の自然数) における前記測定対象物の運動速度をそれぞれ求めるステップと、

前記演算部が、前記それぞれの運動速度から隣接する一対の前記測定対象位置に挟まれる前記測定対象物の各部の伸縮量を求めるステップと、
を包含し、

10

20

30

40

50

前記複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n の各位置において、前記駆動パルス信号ごとに生じる前記超音波反射波間の相関係数が所定の閾値以上である場合に前記運動速度が前記正常な値であるとし、前記駆動パルス信号ごとに生じる前記超音波反射波間の相関係数が所定の閾値より小さい場合に前記運動速度が前記正常な値ではないとし、

前記測定対象物の 1 または連続した複数の測定対象位置 $P_i \dots P_j$ (i 、 j は $2 \leq i < j \leq n - 1$ を満たす自然数) における運動速度が前記正常な値ではなく、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における運動速度が前記正常な値である場合、前記演算部が、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における正常な運動速度を用いて測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} に挟まれる領域全体における測定対象物の伸縮量を求める超音波計測方法。

【請求項 9】

制御部と、前記制御部により制御される超音波プローブ駆動部、受信部、遅延時間制御部、位相検波部および演算部とを備えた超音波診断装置によって測定対象物の伸縮量を求める超音波計測方法であって、前記制御部による制御に基づき、

前記超音波プローブ駆動部が駆動パルス信号を生成し、前記超音波プローブから超音波送信波を送信するステップと、

前記受信部が前記測定対象物からの超音波反射波を受信するステップと、

前記遅延時間制御部が、遅延時間制御を制御することにより、前記超音波送信波および前記超音波反射波の超音波ビームの音響線方向を制御するステップと、

前記位相検波部が、前記超音波反射波を位相検波するステップと、

前記演算部が、前記位相検波された信号から前記測定対象物の前記音響線上に配列している複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n (n は 3 以上の自然数) における前記測定対象物の運動速度をそれぞれ求めるステップと、

前記演算部が、前記それぞれの運動速度から隣接する一対の前記測定対象位置に挟まれる前記測定対象物の各部の伸縮量を求めるステップと、

を包含し、

前記複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n の各位置において、前記運動速度を積分した値が所定の閾値以下である場合に前記運動速度が前記正常な値であるとし、前記運動速度を積分した値が所定の閾値より大きい場合に前記運動速度が前記正常な値ではないとし、

前記測定対象物の 1 または連続した複数の測定対象位置 $P_i \dots P_j$ (i 、 j は $2 \leq i < j \leq n - 1$ を満たす自然数) における運動速度が前記正常な値ではなく、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における運動速度が前記正常な値である場合、前記演算部が、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における正常な運動速度を用いて測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} に挟まれる領域全体における測定対象物の伸縮量を求める超音波計測方法。

【請求項 10】

前記測定対象物は力を受けることにより前記各部が運動し、前記演算部が、前記力に関する情報に基づいて、前記伸縮量から弾性率を求める請求項 7 から 9 のいずれかに記載の超音波計測方法。

【請求項 11】

前記超音波診断装置は表示制御部を更に備え、

前記表示制御部が、前記各部の弾性率を二次元マッピングして表示するステップをさらに包含する請求項 10 に記載の超音波計測方法。

【請求項 12】

前記測定対象物は生体の血管壁であり、前記力に関する情報は前記血管壁が構成する血管を流れる血液の血圧値である請求項 10 に記載の超音波計測方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置および超音波計測方法に関し、特に生体内の組織の性状診断を行うための超音波診断装置および超音波計測方法に関する。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 2 】

【 従来 の 技術 】

近年、心筋梗塞や脳梗塞などの循環器系疾病を患う国民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。

【 0 0 0 3 】

心筋梗塞や脳梗塞の発病には、動脈の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。

10

【 0 0 0 4 】

従来より、動脈が硬化しているかどうかは、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診断されていた。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、患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、動脈が硬化していることが確かである患者に対して、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。

【 0 0 0 5 】

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、患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、動脈が硬化している度合いを直接示すものではない。

20

【 0 0 0 6 】

また、動脈硬化の治療薬を動脈の硬化が余り進行していない患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の硬化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。

【 0 0 0 7 】

こうした理由から、患者への負担が少なく、動脈の硬化が進行する前に動脈の硬化の度合いを診断する診断方法あるいは診断装置が求められている。

30

【 0 0 0 8 】

一方、患者への負担が少ない医療診断装置として、超音波診断装置が従来より用いられている。超音波診断装置を用いて超音波を体外から照射することによって、患者に苦痛を与えることなく、体内の形状情報、運動情報あるいは質情報を得ることができる。

【 0 0 0 9 】

特に超音波による計測を行えば、測定対象物の運動情報が得られるため、変位量から、測定対象物の弾性率を求めることができる。つまり、生体内の血管の弾性率を求めることができ、動脈の硬化の度合いを直接知ることが可能となる。また、患者に超音波プローブをあてるだけで測定できるため、患者への負担も少ない。このため、超音波診断装置を用いれば、動脈硬化の正確な診断も可能であるし、予防のための検診を被験者に対して負担を与える場合がなく行うことが期待される。

40

【 0 0 1 0 】

しかし、従来より用いられている超音波診断装置は、例えば胎児の形状を観察したり、胎児の心音を聴診したりする超音波診断装置に代表されるように、形状情報や運動情報の分解能はそれほど高くない。このため、従来の超音波診断装置を用いて、心拍に合わせて収縮する動脈の弾性率を求めることは不可能であった。例えば、特許文献1に示されているものように、測定対象の変位量計測が十分ではないものが多かった。

【 0 0 1 1 】

近年、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

50

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2は、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し、高精度な位相のトラッキングを実現する超音波振動装置を開示している。この装置は、拍動により大きく動いている組織上の微小振動を計測することができる。この公報によれば、振幅が10mm以上ある拍動に伴う大振幅変位運動上の数百Hzまでの微小振動を拍動が10回程度繰り返されても十分再現よく計測することができる。

【0012】

この公報の装置は、数百Hzまでの高い周波数成分を再現性よく計測でき、超音波ビームを収束させることによって心筋や動脈壁上の直径1～2mm程度の領域の弾性特性を得ることができる。また、一心拍中、あらゆる時相の成分の超音波信号が得られ、その信号の周波数スペクトル解析が可能である等の優れた特徴を備えていると報告されている。

10

【0013】

したがって、この公報の技術を用いた超音波診断装置によれば、たとえば、健康診断などにおいて、被験者に負担を与えることなく、経時的に動脈硬化の進行度合いを調べ、動脈硬化による疾病を予防することが可能となると期待される。また、動脈の微小領域における弾性特性を測定することによって、血管破裂が生じやすい部位を特定し、その部位を治療することが可能になると期待される。

【0014】

【特許文献1】

特開昭62-266040号公報

【特許文献2】

特開平10-5226号公報

20

【0015】

【発明が解決しようとする課題】

超音波診断装置による画像には、しばしば、スペックルと呼ばれる干渉波による特有の様子が現れることが知られている。スペックルは、使用する超音波の波長以下の大きさを有し、ランダムに配置された反射体や散乱体からの反射波が重なり合って発生する現象であり、観測している対象の形状などの情報とは無関係な情報を含む。スペックルが見られる場合、反射波の振幅が、対象の実態とは無関係に小さくなったり、大きくなったりする。超音波エコー画像では、スペックルによる模様が、包絡線の振幅が大きい箇所において明るく、振幅の小さい箇所において暗く表示される。

30

【0016】

スペックルは、従来より用いられている超音波診断装置においても発生していた。この場合、スペックルの模様と同程度以下の分解能で対象物の形状情報や運動情報を得ることは困難となる。しかし、従来の超音波診断装置では、スペックルの影響が問題となるような高い分解能が必要とされることは少なかったため、実用上、スペックルの影響は問題とならないことが多かった。

【0017】

これに対して、特許文献2の技術を用いた超音波診断装置は、特に運動速度をサブミクロンのオーダで測定することを目的としているため、スペックルによる影響は大きな問題となる。具体的には、観測している対象から得られるべき必要な情報が正確に得られなかったり、反射波の位相が不連続に変化してしまい、微小運動の計測を正確に行うことができないという問題が生じる。

40

【0018】

本発明はこのような問題を解決し、スペックルによる影響を少なくし、測定対象物の各部の運動速度や各微小な領域の伸縮量や弾性率を計測することのできる超音波診断装置および超音波計測方法を提供する。

【0019】

【課題を解決するための手段】

50

本発明の超音波診断装置は、超音波プローブから測定対象物へ超音波送信波を送信するための駆動パルス信号を出力する超音波プローブ駆動部と、前記測定対象物からの超音波反射波を受信する受信部と、前記超音波送信波および前記超音波反射波の超音波ビームの音響線の方向を制御するための遅延時間制御部と、前記超音波反射波を位相検波する位相検波部と、前記測定対象物の前記音響線上において順番に配列している複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n (n は3以上の自然数)における前記測定対象物の運動速度を前記位相検波された信号からそれぞれ求める運動速度演算部と、前記それぞれの運動速度から隣接する一対の前記測定対象位置に挟まれる前記測定対象物の各部の伸縮量を求める伸縮演算部とを備える。前記測定対象物の1または連続した複数の測定対象位置 P_i 、 \dots 、 P_j (i 、 j は2 i j $n - 1$ を満たす自然数)における運動速度が正常な値では

10

【0020】

ある好ましい実施形態において、前記超音波診断装置は、前記測定対象物は力を受けることにより前記各部が運動し、前記力に関する情報にもとづいて、前記伸縮量から弾性率を求める弾性率演算部をさらに備える。

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記超音波診断装置は、前記各部の弾性率を二次元マッピングする表示部をさらに備える。

20

【0022】

ある好ましい実施形態において、前記測定対象物は生体の血管壁であり、前記力に関する情報は前記血管壁が構成する血管を流れる血液の血圧値である。

【0023】

ある好ましい実施形態において、前記複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n における運動速度が正常な値であるかどうかの判断を、前記超音波反射波の振幅の大きさまたは前記超音波反射波の包絡線の振幅の大きさに基づいて行う。

【0024】

ある好ましい実施形態において、前記複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n における運動速度が正常な値であるかどうかの判断を駆動パルス信号ごとに生じる前記超音波反射波間の相関係数に基づいて行う。

30

【0025】

ある好ましい実施形態において、前記複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n における運動速度が正常な値であるかどうかの判断を前記運動速度を積分した値に基づいて行う。

【0026】

また、本発明の超音波計測方法は、駆動パルス信号により、超音波プローブから測定対象物へ超音波送信波を送信するステップと、前記測定対象物からの超音波反射波を受信するステップと、遅延時間制御を制御することにより、前記超音波送信波および前記超音波反射波の超音波ビームの音響線の方向を制御するステップと、前記超音波反射波を位相検波するステップと、前記位相検波された信号から前記測定対象物の前記音響線上に配列している複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n (n は3以上の自然数)における前記測定対象物の運動速度をそれぞれ求めるステップと、前記それぞれの運動速度から隣接する一対の前記測定対象位置に挟まれる前記測定対象物の各部の伸縮量を求めるステップとを包含する。前記測定対象物の1または連続した複数の測定対象位置 P_i 、 \dots 、 P_j (i 、 j は2 i j $n - 1$ を満たす自然数)における運動速度が正常な値ではなく、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における運動速度が正常な値である場合、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における正常な運動速度を用いて測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} に挟まれる領域全体における測定対象物の伸縮量を求める。

40

【0027】

50

ある好ましい実施形態において、前記測定対象物は力を受けることにより前記各部が運動し、前記力に関する情報に基づいて、前記伸縮量から弾性率を求める。

【0028】

ある好ましい実施形態において、前記方法は、前記各部の弾性率を二次元マップンして表示するステップをさらに包含する。

【0029】

ある好ましい実施形態において、前記測定対象物は生体の血管壁であり、前記力に関する情報は前記血管壁が構成する血管を流れる血液の血圧値である。

【0030】

ある好ましい実施形態において、前記複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n における運動速度が正常な値であるかどうかの判断を前記超音波反射波の振幅の大きさまたは前記超音波反射波の包絡線の振幅の大きさに基づいて行う。

10

【0031】

ある好ましい実施形態において、前記複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n における運動速度が正常な値であるかどうかの判断を駆動パルス信号ごとに生じる前記超音波反射波間の相関係数に基づいて行う。

【0032】

ある好ましい実施形態において、前記複数の測定対象位置 P_1 、 P_2 、 \dots 、 P_n における運動速度が正常な値であるかどうかの判断を前記運動速度を積分した値に基づいて行う。

20

【0033】

また、本発明の超音波計測方法は、駆動パルス信号によって超音波振動子を駆動し、前記超音波振動子から測定対象物へ超音波送信波を送信し、前記測定対象物から超音波反射波を受信し、受信した超音波反射波に基づいて、前記測定対象物に関する情報を得る。前記受信した超音波反射波のうち、包絡線の振幅が所定の閾値以上である部分のみを計測の演算に用いることにより、前記測定対象物に関する情報を画像化した際、前記画像からスペックルの影響を除去する。

【0034】

また、本発明の超音波計測方法は、駆動パルス信号によって超音波振動子を駆動し、前記超音波振動子から測定対象物へ超音波送信波を送信し、前記測定対象物から超音波反射波を受信し、受信した超音波反射波に基づいて、前記測定対象物に関する情報を得る。前記駆動パルス信号ごとに生じる前記超音波反射波間の相関係数を求め、前記受信した超音波反射波のうち前記相関係数が所定の閾値以上である部分のみを計測の演算に用いることにより、前記測定対象物に関する情報を画像化した際、前記画像からスペックルの影響を除去する。

30

【0035】

また、本発明の超音波計測方法は、動パルス信号によって超音波振動子を駆動し、前記超音波振動子から測定対象物へ超音波送信波を送信し、前記測定対象物から超音波反射波を受信し、受信した超音波反射波に基づいて、前記測定対象物の各部の運動に関する情報を得る。前記受信した超音波反射波を位相検波し、検波した信号から各部の運動速度および運動速度を積分した値を求め、前記積分した値が、所定の閾値以上となる部分の運動速度を除外することにより、前記測定対象物の各部の運動に関する情報を画像化した際、前記画像からスペックルの影響を除去する。

40

【0036】

【発明の実施の形態】

本発明の超音波診断装置は測定対象物の各部の運動速度や各微小な領域における伸縮量および弾性率を測定する。物体自体は移動しないが、超音波を反射し、各位置における運動速度が異なっている種々の物体を好適に本発明の超音波診断装置の測定対象物とすることができる。特に、生体の各部の弾性率を計測するのに適している。以下では、生体の各部を「組織」と称する場合がある。

50

【 0 0 3 7 】

まず、本発明による超音波診断装置の一実施形態を概略的に説明する。図 1 は、超音波診断装置 5 0 の構成を示すブロック図である。超音波診断装置 5 0 は、超音波診断装置本体 1 と、超音波プローブ 2 と、モニタ 1 3 とを備えている。また、血压計 1 4 と E C G (心電計) 1 5 が超音波診断装置本体 1 へ接続されている。

【 0 0 3 8 】

超音波診断装置本体 1 は、超音波送受信部 3、C P U 4、遅延時間制御部 5、遅延データ記憶部 6、位相検波部 7、およびフィルタ 8 を含む。

【 0 0 3 9 】

超音波プローブ 2 は超音波診断装置本体 1 の超音波送受信部 3 に接続されており、測定対象物である生体に対して超音波の送受信を行う。超音波プローブ 2 は、アレイ状に配列された複数の超音波振動子(超音波振動子群)を有している。

10

【 0 0 4 0 】

超音波送受信部 3 は、電子部品等を用いて構成され、超音波プローブ駆動部となる超音波プローブ 2 を駆動する駆動回路と、超音波反射波を増幅する受信部となる受信回路を含む。超音波診断装置本体 1 全体の制御等を行う C P U 4 の制御にしたがって、超音波プローブ駆動回路は所定の駆動パルス信号を超音波プローブ 2 に与える。駆動パルスにより超音波プローブ 2 から送信される超音波送信波は、生体において反射し、生じた超音波反射波が超音波プローブ 2 で受信される。超音波プローブ 2 により受信された超音波反射波は、受信回路において増幅される。超音波送受信部 3 はまた A / D 変換回路を含み、受信回路において増幅された超音波反射波はデジタル信号に変換される。

20

【 0 0 4 1 】

遅延時間制御部 5 は超音波送受信部 3 に接続されており、超音波送受信部 3 から超音波プローブ 2 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 2 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向や焦点深度を変化させる。また、超音波プローブ 2 によって受信され、超音波送受信部 3 によって増幅された超音波反射波信号の遅延時間を制御することにより、受信される超音波の音響線の方向を変化させることができる。遅延時間制御部 5 の出力は位相検波部 7 に入力される。駆動パルス信号および受信反射波信号の遅延時間を制御するためのデータは、遅延データ記憶部 6 に記憶されている。

30

【 0 0 4 2 】

位相検波部 7 は、遅延時間制御部 5 で遅延制御された受信反射波信号を位相検波し、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 8 に入力される。フィルタ 8 は組織運動以外の反射成分を除去する。なお、遅延時間制御部 5 および位相検波部 7 はソフトウェアによってもハードウェアによっても実現される。

【 0 0 4 3 】

超音波診断装置本体 1 は、演算部 9、演算データ記憶部 1 0、D S C (デジタル・スキャン・コンバータ) 1 1、および表示制御部 1 2 をさらに含み、位相検波した信号から対象となる生体組織の運動速度および位置変位量を演算する。演算部 9 および演算データ記憶部 1 0 はソフトウェアまたはハードウェアにより実行され、D S C 1 1 および表示制御部 1 2 は電子部品を用いた回路により構成される。

40

【 0 0 4 4 】

具体的には、フィルタ 8 の出力は演算部 9 に入力される。演算部 9 は、運動速度演算部と、位置演算部と、伸縮演算部と、弾性率演算部とを含む。位相検波された信号の実部信号および虚部信号を用いて、運動速度演算部が対象となる生体組織の運動速度を求め、位置演算部および伸縮演算部が運動速度を積分することにより位置変位量および伸縮量を求める。さらに、弾性率演算部において、血压計 1 4 から入力される最低血压値および最高血压値に関するデータを用いて対象となる組織の弾性率を求める。演算部 9 の出力は D S C 1 1 に入力される。また、適宜演算データ記憶部 1 0 に出力され、演算部 9 で演算されたデータが記憶される。

50

【 0 0 4 5 】

D S C 1 1 は演算部 9 から出力される信号のデータフォーマットをモニタ 1 3 で表示するための画像フォーマットに変換する。たとえば、二次元マッピングデータに変換する。D S C 1 1 の出力は表示制御部 1 2 に入力される。表示制御部 1 2 には、血圧計 1 4 から得られる最低血圧値および最高血圧値と E C G (心電計) 1 5 から得られる心電図の波形信号も入力される。表示制御部 1 2 は、これらの信号を映像信号に変換し、D S C 1 1 からの映像信号に重畳する。表示制御部 1 2 の出力はモニタ 1 3 に入力され、モニタ 1 3 はこれを表示する。

【 0 0 4 6 】

次に、超音波診断装置 5 0 の動作を概略的に説明する。遅延時間制御部 5 により遅延時間が制御された複数の駆動パルス信号が超音波送受信部 3 から出力され、超音波プローブ 2 は、各駆動パルス信号を超音波送信波に変換し、生体へ送信する。生体組織によって反射して得られる超音波反射波は、超音波プローブ 2 で受信され、電気信号に変換される。超音波送受信部 3 において受信した受信反射波信号は、遅延時間制御部 5 を経て位相検波部 7 に入力される。遅延データ記憶部 6 には予め設定した超音波送信波および受信波の音響線の偏向角度や焦点深度に基づいた遅延時間データが複数記憶されており、駆動パルス信号ごとに遅延時間制御部 5 が異なる遅延時間データを読み出すことによって、駆動パルス信号ごとに異なる偏向角度で超音波の送受信を行うことができる。

10

【 0 0 4 7 】

位相検波部 7 は、受信反射波信号を位相検波し、実部信号および虚部信号に分離する。実部信号および虚部信号は、フィルタ 8 によって組織の運動速度以外の反射波成分が除去され、演算部 9 に入力される。

20

【 0 0 4 8 】

演算部 9 では、位相検波された受信反射波信号の実部信号および虚部信号に基づいて、組織の運動速度が求められる。また、運動速度を積分することにより組織の位置変位量、伸縮量および弾性率を計算し、演算データ記憶部 1 0 に記憶するとともに、D S C 1 1 に出力する。D S C 1 1 は、求められた組織の運動速度、位置変位量および弾性率を映像信号に変換し、表示制御部 1 2 を経て、モニタ 1 3 に出力する。また表示制御部 1 2 では、血圧計 1 4 から得られる最低血圧値および最高血圧値と E C G 1 5 から得られる心電図の波形とを映像信号に変換し、D S C 1 1 からの映像信号に重畳して、モニタ 1 3 に出力する。

30

【 0 0 4 9 】

次に、演算部 9 における組織の位置変位量の演算について、図 2 を用いて説明する。ここでは、生体組織として血管壁組織の位置変位量を求める。図 2 は、生体 2 1 および血管壁 2 3 を伝播する超音波ビーム 2 4 を模式的に示している。生体 2 1 の表面に配置された超音波プローブ 2 から発信した超音波送信波は、生体 2 1 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 2 4 として生体 2 1 中を伝播し、その過程において生体 2 1 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 2 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 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。超音波ビーム 2 4 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。

40

【 0 0 5 0 】

超音波ビームの中心軸である音響線 2 2 上に位置する血管壁 2 3 中の複数の測定対象位置 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 H で超音波プローブ 2 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 2 1 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、測定対象位置 P_k からの反射は、時間軸上で $t_k = 2 Z_k / c$ 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。反射波信号 $r(t)$ を位相検波部 7 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 8 を通過させる。演算部 9 で

50

は、反射波信号 $r(t + \Delta t)$ と微小時間 Δt 後の反射波信号 $r(t)$ 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。

【0051】

次に、これらの測定演算結果を用いた弾性率の演算・表示について、図3を用いて説明する。図3は、測定対象位置 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、隣接する測定対象位置 P_k と P_{k+1} とに挟まれた範囲に厚み H を有して位置している。 n 個の測定対象位置 $P_1 \cdots P_n$ からは $(n - 1)$ 個の対象組織 $T_1 \cdots T_{n-1}$ を設けることができる。

10

【0052】

対象組織 T_k の伸縮量である厚み変化量 $D_k(t)$ は、測定対象位置 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。血管壁23の組織 T_k の厚みの変化は、心拍による血圧の変化に応じて生じる。よって、対象組織 T_k の厚み H (最低血圧時の値)、対象組織の厚み変化量 $D_k(t)$ の最大値 D_{kmax} 、および最低血圧値と最高血圧値との差である脈圧 B を用い、対象組織 T_k の歪み率である弾性率 ϵ_k を $\epsilon_k = (B \times H) / D_{kmax}$ により求めることができる。ここで、弾性率 ϵ_k は血管半径方向の弾性率である。そして、遅延時間を制御し、送受信する超音波の偏向角度を走査させることにより、血管壁23の任意の断面における弾性率を二次元マッピング表示することができる。二次元マッピング表示では、弾性率の大きさにしたがって、輝度を分布させたり色に濃淡をつけたりすることができる。たとえば弾性率の大きい箇所および小さい箇所をそれぞれ青色および赤色で表示し、弾性率がその中間の値である箇所は青色と赤色の中間色で表示することができる。色相の組み合わせは、ユーザが自由に選択できるようにしてもよい。

20

【0053】

超音波反射波画像にスペックルが発生している場合、スペックルは、超音波反射波信号 $r(t)$ 上では振幅の大小として現れる。このような信号を用いて上述した位置変位量や弾性率を求める場合、スペックルによりある測定対象位置 P_k からの反射波信号 $r(t)$ の振幅が小さくなり、運動速度や位置変位量を正しく求めることが困難となる。これは、信号の振幅が小さい箇所では S/N が悪化し、ノイズ成分の影響を大きく受けてしまうためである。測定対象位置 P_k の運動速度 $V_k(t)$ および位置変位量 $d_k(t)$ が正しい値を示さないと、この値を用いて演算する厚み変化量 $D_{k-1}(t)$ および $D_k(t)$ の二つの値も正しい値を示さなくなる。さらには、厚み変化量 $D_{k-1}(t)$ および $D_k(t)$ から求める弾性率 ϵ_{k-1} および ϵ_k も正しい値を示さなくなる。

30

【0054】

この場合、不正確な弾性率 ϵ_{k-1} および ϵ_k を有する組織 T_{k-1} および T_k に隣接する組織 T_{k-2} および T_{k+1} の弾性率 ϵ_{k-2} および ϵ_{k+1} の平均値を求め、この平均値を組織 T_{k-1} および T_k の弾性率とすることが考えられる。しかし、組織 T_{k-1} および T_k の内部に、例えば悪性腫瘍など特異的な弾性率を有する微小領域があった場合、隣接する組織 T_{k-2} および T_{k+1} の弾性率で組織 T_{k-1} および T_k の弾性率を求めてしまうと、この微小領域を見落としてしまうことになる。

40

【0055】

本発明の超音波診断装置では、スペックルにより正しい位置変位量 $d_k(t)$ が得られない場合でも、このような問題を回避する。図4は、本発明による弾性率の演算方法を示している。図4に示すように、測定対象位置 P_k の位置変位量 $d_k(t)$ が正しい値でない場合、つまり、異常な値である場合、隣接する測定対象位置 P_{k-1} および P_{k+1} によって挟まれる、厚さ $2H$ の組織 T'_k を1つの組織として全体の弾性率 ϵ'_k を求める。具体的には、測定対象位置 P_{k-1} および P_{k+1} の位置変位量 $d_{k-1}(t)$ および $d_{k+1}(t)$ から、厚み変化量 $D'_k(t) = d_{k+1}(t) - d_{k-1}(t)$ として求める。

50

【 0 0 5 6 】

そして、対象組織 T'_k の厚さ $2H$ 、対象組織の厚み変化量 $D'_k(t)$ および最低血圧値・最高血圧値を用いて、対象組織 T'_k の歪み率、すなわち弾性率 $'_k$ を求める。DSC 11では、これらのデータを用いて二次元にマッピングする際、組織 T'_k を一つのセルとして表示する。組織 T'_k を示すセルは、他のセルよりも長い場合、分解能は低下する。しかし、特異的な弾性率を有する微小領域の見落としは回避することができる。

【 0 0 5 7 】

図4では、1つの測定対象位置 P_k の位置変位量 $d_k(t)$ が正しい値でない場合において弾性率を求める方法を説明したが、位置変位量の値が正しくない測定対象位置 P_k が2つ以上連続していてもよい。図5に示すように、測定対象位置 P_k および P_{k+1} の位置変位量 $d_k(t)$ および $d_{k+1}(t)$ の値が正確でない場合、測定対象位置 P_k および P_{k+1} を挟むように音響線22上に位置する測定対象位置 P_{k-1} および P_{k+2} によって挟まれる厚さ $3H$ の組織 T''_{k+1} を一つの組織として弾性率 $'_{k+1}$ を求める。具体的には、測定対象位置 P_{k-1} および P_{k+2} の位置変位量 $d_{k-1}(t)$ および $d_{k+2}(t)$ から、厚み変化量 $D''_{k+1}(t) = d_{k+2}(t) - d_{k-1}(t)$ として求める。そして、対象組織 T''_{k+1} の厚さ $3H$ 、対象組織の厚み変化量 $D''_{k+1}(t)$ および最低血圧値・最高血圧値を用いて、対象組織 T''_{k+1} の歪み率、すなわち弾性率 $'_{k+1}$ を求める。

【 0 0 5 8 】

このように、超音波プローブから測定対象物へ送信される超音波ビームの音響線上の測定対象位置 $P_1, P_2, P_3, \dots, P_n$ (n は3以上に自然数) において、1または連続した複数の測定対象位置 P_i, \dots, P_j (i, j は $2 \leq i < j \leq n-1$ を満たす自然数) における運動速度が正常な値ではなく、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における運動速度が正常であると判断される場合には、測定対象位置 P_i および P_j に隣接する測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} における正常な運動速度を用いて、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} に挟まれる領域を1つの領域とし、測定対象位置 P_{i-1} および P_{j+1} に挟まれる領域全体における測定対象物の厚み変化量および弾性率を求める。

【 0 0 5 9 】

測定対象位置 P_k における運動速度 $V_k(t)$ および位置変位量 $d_k(t)$ がスペックルによる影響を受けておらず、厚み変化量を求めるのに適した値であるかどうかは、言い換えれば、運動速度 $V_k(t)$ および位置変位量 $d_k(t)$ が正常な値か異常な値であるかは、たとえば、前記超音波反射波信号 $r(t)$ の振幅の大きさ、または、超音波反射波信号 $r(t)$ の包絡線の振幅の大きさから判断することができる。演算部9において、ある任意の大きさの閾値を予め決定しておき、前記超音波反射波信号 $r(t)$ の振幅の大きさまたは超音波反射波信号 $r(t)$ の包絡線の振幅が閾値より小さい場合には、該当する個所の反射波信号を運動速度 $V_k(t)$ および位置変位量 $d_k(t)$ に使用しないようにすればよい。たとえば閾値を、包絡線の最大振幅の10%とし、超音波反射波信号 $r(t)$ の包絡線の振幅が最大振幅の10%よりも小さい部分の反射波信号を運動速度 $V_k(t)$ および位置変位量 $d_k(t)$ に使用しないようにすることによって、いいかえれば、超音波反射波信号 $r(t)$ の包絡線の振幅が最大振幅の10%以上である部分の反射波信号のみを運動速度 $V_k(t)$ および位置変位量 $d_k(t)$ に使用すればよい。

【 0 0 6 0 】

あるいは、演算部9において、駆動パルス信号ごとに発生する超音波反射波信号 $r(t)$ 間の相関係数を求め、相関係数の大小から判断してもよい。超音波反射波信号の振幅が大きい箇所では、スペックルの影響を受けていないため、ノイズ成分は少ない。このため、駆動パルス信号ごとに発生する超音波反射波信号での相関を取ると、非常に高い相関性が得られる。これに対して、超音波反射波信号の振幅が小さい箇所では、スペックルの影響によってノイズ成分が多くなり、相関性は非常に低くなる。したがって、ある任意の大きさの閾値を予め決定しておき、相関係数がある閾値以上である場合に、該当する箇所の反射波信号を運動速度の演算に使用すればよい。

【 0 0 6 1 】

10

20

30

40

50

また、測定対象位置 P_n における位置変位量 $d_k(t)$ から直接、その値が厚み変化量を求めるのに適した値であるかを判断してもよい。超音波反射波の振幅が小さい箇所では、位相が不連続になっており、この箇所の反射波信号を用いて位相検波を行うと、正しい運動速度を得ることができない。この時、運動速度の積分値である位置変位量には、ドリフト成分が重畳する。このため、ある任意の大きさの閾値を予め決定しておき、運動速度の積分値、すなわち位置変位量がその閾値よりも大きい場合には、該当する箇所の運動速度は後の演算に使用しないようにすればよい。

【 0 0 6 2 】

このような方法により、超音波反射波のデータがスペックルによる影響を受けて、測定対象位置 P_k における測定対象物の運動速度 $V_k(t)$ および位置変位量 $d_k(t)$ が正しい値となるかどうかを判断することができる。また、このように判断した場合、スペックル等の影響により、測定対象位置 P_k の位置変位量 $d_k(t)$ が正しくない値になっている場合でも、測定の分解能は低下するものの、微小領域の組織弾性率を適切に演算・表示することが可能となる。

10

【 0 0 6 3 】

なお、上記実施形態では超音波反射波信号から測定対象組織の運動速度および位置変位量の特許文献 2 に開示された方法によって求めている。しかし、たとえば RF 信号に対するゼロクロス点検出法、組織ドブラ法のような他の方法を用いて運動速度および位置変位量を求めてもよい。

【 0 0 6 4 】

また、深さ方向における計測エリアが狭い（短い）場合には、超音波の送信焦点深度および受信焦点深度の両方を固定しても、分解能の高い計測をおこなうことのできる場合が多い。深さ方向における計測エリアが広い（長い）場合には、送信焦点深度を変えたり、受信時にダイナミックフォーカシングを行う等により分解能の高い像を得ることができる。

20

【 0 0 6 5 】

また、上述した測定対象位置 P_k における運動速度 $V_k(t)$ および位置変位量 $d_k(t)$ がスペックルによる影響を受けておらず、厚み変化量を求めるのに適した値であるかどうかを判断する方法は、本発明以外の超音波計測方法において、測定対象物に関する情報を画像化した際、画像からスペックルを除去する方法としても有用である。

【 0 0 6 6 】

以下、超音波診断装置 50 を用いて、弾性体材料の厚み変化量を測定した一例を説明する。

30

【 0 0 6 7 】

図 6 は、計測に用いる生体ファントムの厚さを変化させる微小振動発生装置 30 を模式的に示している。微小振動発生装置 30 は、ポリエチレン板 33、ガラス板 35、ポリエチレン板 33 およびガラス板 35 に挟まれた生体ファントム 34、およびポリエチレン板 33 とガラス板 35 との間の距離を変化させるアクチュエータ 36 を含む。生体ファントム 34 は、寒天、水、およびグラファイト粉末（重量比 3 : 100 : 5）からなる厚さ約 7 mm の弾性体であり、アクチュエータ 36 の伸縮に伴い、その厚みが増加する。ガラス板 35 およびアクチュエータ 36 は、固定治具 37 によって水槽 31 に対する相対位置が変化しないよう固定されている。ポリエチレン板 33、生体ファントム 34、およびガラス板 35 は、水 32 中に位置しており、超音波診断装置 50 の超音波プローブ 2 を介して送受信される超音波ビームにより、生体ファントム 34 の運動が計測される。本実施の形態においては、周波数 0.5 Hz の正弦波電圧によりアクチュエータ 36 を駆動し、約 3 μ m の振幅で生体ファントム 34 の厚みを変化させ、その運動を計測した。

40

【 0 0 6 8 】

図 7 は、生体ファントム 34 からの超音波反射波信号の一部を示すグラフである。縦軸は超音波反射波の強度（任意単位）を示し、横軸は時間を示している。超音波プローブ 2 から発信される超音波ビームは、周波数 500 Hz にて 3000 ショット発信される。図 7 はそのうちの 1 ショット目のパルス反射波信号を示している。図 7 中に設けた 3 つの領域

50

P_1 、 P_2 、 P_3 (ドットで示す領域) はそれぞれ、生体ファントム 34 中で音響線 22 上に隣接している測定対象位置を示しており、位置 P_1 は生体ファントム 34 の上面から深さ約 4.5 mm の位置にある。また、 P_1 および P_2 ならびに P_2 および P_3 の間隔は、時間軸上では $1 \mu s$ である。生体ファントム 34 中の超音波の音速は $1500 m/s$ であることが計測から分かっており、 P_1 と P_2 との空間的な間隔および P_2 と P_3 との空間的な間隔はそれぞれ $750 \mu m$ となる。図 7 から明らかなように、位置 P_2 からの反射波信号の振幅は非常に小さくなっている。これはスペックルの影響によるので、位置 P_2 において本来観測されるべき信号が著しく小さくなり、 S/N 比が悪化している。

【0069】

図 8 (a) ~ (c) は、位置 P_1 、 P_2 、 P_3 からの反射波信号を基に演算した位置変化量 $d_1(t)$ 、 $d_2(t)$ 、 $d_3(t)$ のグラフである。 $d_1(t)$ および $d_3(t)$ には大きなドリフト成分も見られず、 $0.5 Hz$ の正弦波状の位置変位が確認できる。一方、 $d_2(t)$ では + 方向に大きなドリフトが見られ、また $0.5 Hz$ で繰り返される周期性も認められない。位置 P_1 と P_2 とに挟まれた領域 T_1 の厚み変化量 $D_1(t)$ は、 $D_1(t) = d_2(t) - d_1(t)$ として求められるが、 $d_2(t)$ の値が適切ではないため、領域 T_1 の厚み変化量 $D_1(t)$ も適切な値を示さない。同様に、領域 T_2 の厚み変化量 $D_2(t)$ も、 $D_2(t) = d_3(t) - d_2(t)$ として求めるため、適切な値を示さない。

【0070】

図 8 (a) および (b) から、正常な信号の振幅は $3 \mu m$ より小さいことが分かる。したがって、閾値を $\pm 3 \mu m$ とし、位置変化量 $d_1(t)$ 、 $d_2(t)$ 、 $d_3(t)$ の値が $\pm 3 \mu m$ より大きくなる場合には、位置変化量が厚み変化量を求めるのには適した値ではないと判断する。図 8 (b) に示す位置変化量 $d_2(t)$ の場合、およそ 1.5 秒後に位置変化量 $d_2(t)$ が $3 \mu m$ を超え、厚み変化量を求めるのには適した値でないと判断することができる。

【0071】

したがって、計測開始時には、 $D_1(t) = d_2(t) - d_1(t)$ および $D_2(t) = d_3(t) - d_2(t)$ によって、領域 T_1 および T_2 の厚み変化量 $D_1(t)$ および $D_2(t)$ を求める。また、位置変化量 $d_1(t)$ 、 $d_2(t)$ 、 $d_3(t)$ の値を継続してモニタし、位置変化量 $d_2(t)$ が $3 \mu m$ を超えるおよそ 1.5 秒からは位置変化量 $d_2(t)$ の値が厚み変化量を求めるのには適した値でないと判断する。そして、二つの領域 T_1 および T_2 を一つの領域 T'_2 としてとらえ、 T'_2 の厚み変化量 $D'_2(t)$ を $D'_2(t) = d_3(t) - d_1(t)$ から求める。図 9 は、1.5 秒後以降、位置変化量 $d_1(t)$ および $d_3(t)$ を用いて T'_2 の厚み変化量 $D'_2(t)$ を求めた結果を示している。図 9 に示すように、 $0.5 Hz$ の周波数で振幅が約 $1 \mu m$ 変化していることがわかる。

【0072】

図 9 に示す T'_2 の厚み変化量 $D'_2(t)$ から、生体ファントム 34 に加えられた力を用いて弾性率を求めることができる。

【0073】

以上、本実施形態では、生体を測定対象物として用い、本発明の超音波装置および超音波計測方法を説明したが、測定対象物は生体以外の物体であってもよい。たとえば、化学プロセスにおいて反応容器内の物質の運動情報を計測したり、配管を流れる流体の運動情報を計測する場合にも本発明の超音波装置や超音波計測方法を好適に用いることができる。

【0074】

【発明の効果】

本発明の超音波診断装置および超音波計測方法によれば、スペックルによる影響を少なくし、測定対象物の各部の運動速度や各微小な領域の伸縮量および弾性率を計測することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】生体の血管壁を伝播する超音波ビームを模式的に示している。

10

20

30

40

50

【図3】測定対象位置と弾性率を求める対象組織との関係を示す図である。

【図4】本発明による測定対象位置と弾性率を求める対象組織との関係を示す図である。

【図5】本発明による測定対象位置と弾性率を求める対象組織との関係を示す他の図である。

【図6】本実施形態で用いる生体ファントムに微小振動を与える微小振動発生装置を示す模式図である。

【図7】生体ファントムからの超音波反射波信号の一部を示すグラフである。

【図8】(a)から(c)は、図7に示す信号に基づいて求めた各測定対象位置における位置変化量を示すグラフである。

【図9】図7に示す信号に基づいて求めた厚さ変化量を示すグラフである。

10

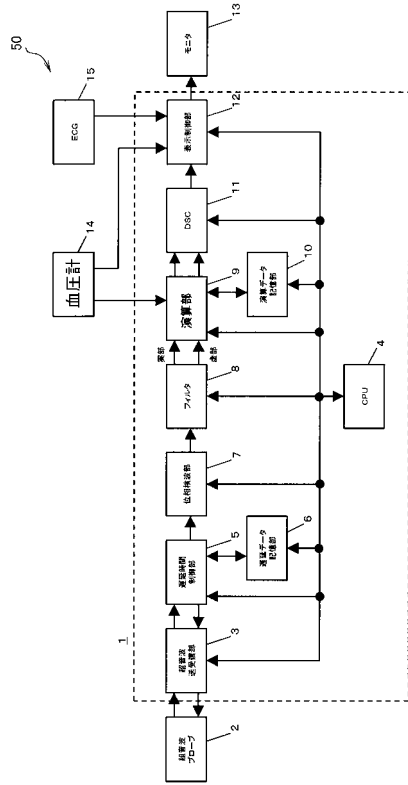
【符号の説明】

- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波プローブ
- 3 超音波送受信部
- 4 CPU
- 5 遅延時間制御部
- 6 遅延データ記憶部
- 7 位相検波部
- 8 フィルタ
- 9 演算部
- 10 演算データ記憶部
- 11 DSC
- 12 表示制御部
- 13 モニタ
- 14 血圧計
- 15 ECG
- 21 生体
- 22 音響線
- 23 血管壁
- 24 超音波ビーム
- 30 微小振動発生装置
- 31 水槽
- 32 水
- 33 ポリエチレン板
- 34 生体ファントム
- 35 ガラス板
- 36 アクチュエータ
- 37 固定治具

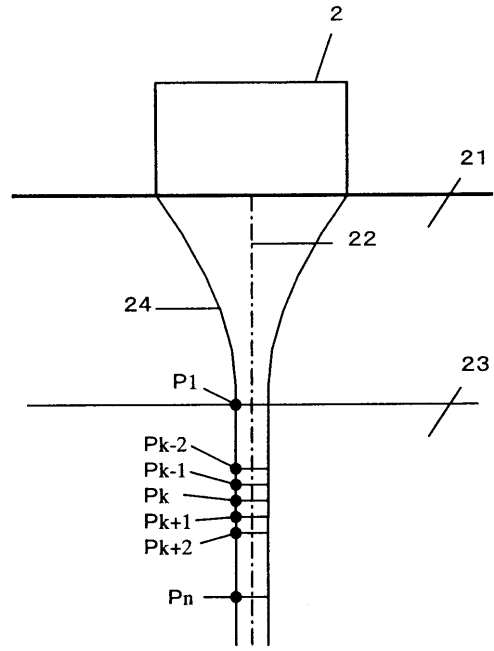
20

30

【図1】

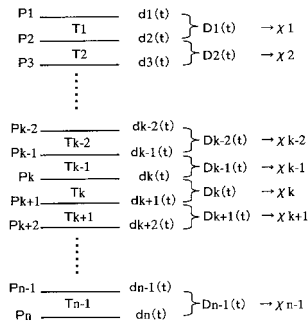


【図2】



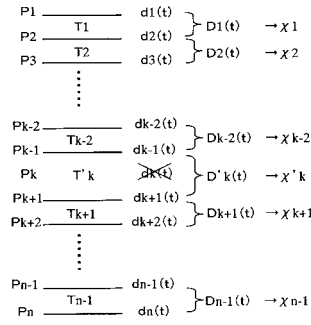
【図3】

Pn: 測定対象位置
 Tn: 弾性率演算対象組織
 dn(t): 位置変位量
 Dn(t): 厚み変化量
 χn: 弾性率

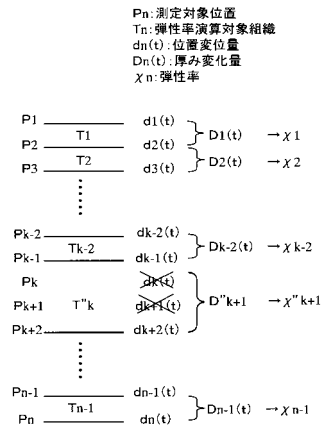


【図4】

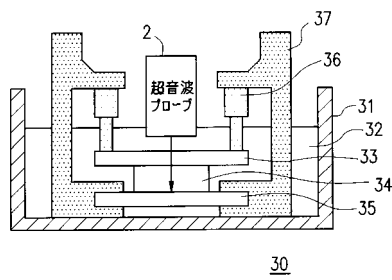
Pn: 測定対象位置
 Tn: 弾性率演算対象組織
 dn(t): 位置変位量
 Dn(t): 厚み変化量
 χn: 弾性率



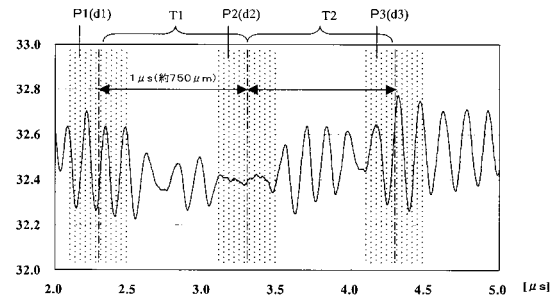
【 図 5 】



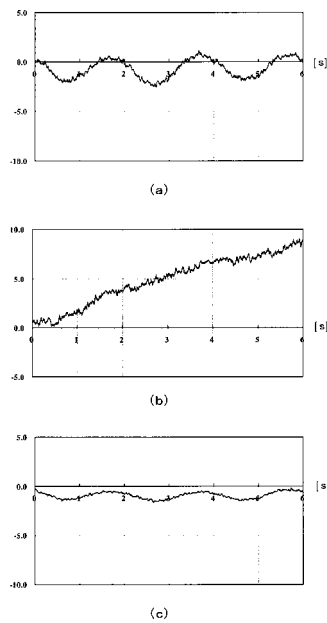
【 図 6 】



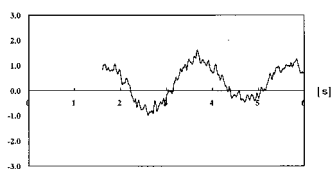
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開平10-005226(JP,A)
特開平09-313486(JP,A)
特開平02-289237(JP,A)
特開平03-155846(JP,A)
特開2000-229078(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波测量方法		
公开(公告)号	JP4191980B2	公开(公告)日	2008-12-03
申请号	JP2002325610	申请日	2002-11-08
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	加藤真 橋本雅彦 杉ノ内剛彦		
发明人	加藤 真 橋本 雅彦 杉ノ内 剛彦		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/02 A61B5/022 A61B8/06 G01S15/89		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/02.A A61B5/02.337.A A61B5/02.634.A A61B5/022.400.A A61B8/06 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	4C017/AA07 4C017/AA08 4C017/BC11 4C017/CC03 4C017/FF30 4C301/AA02 4C301/BB23 4C301/DD06 4C301/DD30 4C301/EE04 4C301/FF28 4C301/GB02 4C301/HH24 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/HH54 4C301/JB03 4C301/JB28 4C301/JB30 4C301/JB37 4C301/LL04 4C301/LL05 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/DD30 4C601/EE02 4C601/FF08 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JB19 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB46 4C601/JB55 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL05 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC11 5J083/AC28 5J083/AD09 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/BA01 5J083/BB15 5J083/BD07 5J083/BE06 5J083/BE10 5J083/BE19 5J083/BE38 5J083/BE39 5J083/BE57 5J083/CA01 5J083/DC05		
代理人(译)	奥田诚治		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2004159672A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种可以减少斑点影响的超声波检查仪，可以测量待测物体每个区域的运动速度或每个微小区域的膨胀量或弹性程度。
 ŽSOLUTION：超声波检查仪配备有超声波发送接收部分3，用于将超声波发送波发送到待测物体并接收来自待测物体的超声波反射波，延迟时间控制部分4用于控制声线方向超声波束，用于检测超声波反射波的相位的相位检测部分7和用于分别计算在多于一个测量位置处测量的物体的运动速度的运算部分9 1，P 2 -P n（n：自然数为3或更大）从被测信号中获得的信号依次排列在被测物体的声线上相位检测部分根据运动速度计算被保持在一对相邻测量位置之间的待测物体的每个区域的膨胀量。通过使用待测物体的两个正常端部处的正常运动速度来获得在整个测量区域上待测物体的膨胀量。Ž

【图 2】

