

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5148203号
(P5148203)

(45) 発行日 平成25年2月20日(2013.2.20)

(24) 登録日 平成24年12月7日(2012.12.7)

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

請求項の数 9 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2007-206519 (P2007-206519)	(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
(22) 出願日	平成19年8月8日(2007.8.8)	(74) 代理人	100101683 弁理士 奥田 誠司
(65) 公開番号	特開2009-39258 (P2009-39258A)	(72) 発明者	加藤 真 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内
(43) 公開日	平成21年2月26日(2009.2.26)	(72) 発明者	門倉 雅彦 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内
審査請求日	平成22年7月30日(2010.7.30)	審査官	右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の振動子が一次元に配列された探触子であって、前記探触子内部において、前記配列方向に対して垂直な方向に前記複数の振動子が移動可能な探触子を用い、動脈血管の血管壁を含む被検体に前記探触子を接触させることにより、前記被検体の測定を行う超音波診断装置であって、

前記動脈血管の血管壁を含む被検体の測定領域へ、第1および第2の送信波を送信するように前記探触子の振動子を駆動する送信部と、

前記配列方向に対して垂直な方向における振動子の位置を制御する探触子制御部と、

前記第1および第2の送信波が前記被検体において反射することによりそれぞれ得られる反射波を前記探触子を用いて受信し、第1および第2の受信信号をそれぞれ生成する受信部と、

前記探触子制御部を制御し、一心周期ごとに前記振動子の位置を変化させながら前記第1の受信信号の強度を測定し、前記強度に基づき、前記一心周期中の動脈血管の軸の位置変化を推定し、推定した位置変化と一致するように前記振動子の位置が変化するように前記探触子制御部を制御する測定位置決定部と、

前記推定した位置変化と一致するように前記振動子の位置を変化させることによって得られた前記第2の受信信号に基づいて前記被検体の形状値を算出する演算部と、を備えた超音波診断装置。

【請求項2】

10

20

前記送信部は、前記複数の振動子を順に駆動することにより、前記測定領域を前記第2の送信波で走査するごとに1フレーム分の前記第2の受信信号を前記一心周期ごとに複数フレーム分繰り返して送信し、かつ、前記第1の送信波を前記フレームごとに送信する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記測定位置決定部は、フレームごとに前記第1の受信信号が最大となる振動子の位置を決定し、決定した位置に一致するように前記振動子の位置が変化するように、前記探触子制御部を制御する請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記第1の受信信号の振幅情報に基づいてBモード画像用信号を生成する断層画像生成部をさらに備える請求項3に記載の超音波診断装置。

10

【請求項5】

複数の振動子が一次元に配列された探触子であって、前記探触子内部において、前記配列方向に対して垂直な方向に前記複数の振動子が移動可能な探触子を用い、動脈血管の血管壁を含む被検体に前記探触子を接触させることにより、前記被検体の測定を行う超音波診断装置であって、

前記配列方向に対して垂直な方向における前記振動子の位置を制御する探触子制御部と、

前記動脈血管の血管壁を含む被検体の測定領域へ、第1および第2の送信波を送信するように前記探触子の振動子を駆動する送信部であって、前記複数の振動子を順に駆動することにより、前記測定領域を前記第2の送信波で走査するごとに1フレーム分の前記第2の受信信号を一心周期ごとに複数フレーム分繰り返して送信し、かつ、前記フレームごとに前記第2の送信波を送信する前に前記第1の送信波を少なくとも1回送信するように前記探触子を駆動する送信部と、

20

前記第1および第2の超音波送信波が前記被検体において反射することによりそれぞれ得られる反射波を前記探触子を用いて受信し、第1および第2の受信信号をそれぞれ生成する受信部と、

第1の受信信号の強度を、フレームごとに直前のフレームと比較し、前記強度が所定の値に低下していた場合、前記振動子が前記配列方向に対して垂直な方向に移動するように、前記探触子制御部を制御する移動方向決定部と、

30

前記第2の受信信号に基づいて前記被検体の形状値を算出する演算部と、を備えた超音波診断装置。

【請求項6】

前記送信部は、前記移動方向決定部が、前記振動子が移動するように前記探触子制御部を制御した場合に2回目の第1の送信波を送信するように前記探触子を駆動し、

前記移動方向決定部は、前記2回目の第1の送信波による第1の受信信号と最初の第1の受信信号との強度を比較し、前記強度が増加していない場合、その心周期における測定を終了する信号を出力する請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記移動方向決定部は、前記振動子の移動方向を記憶し、直前の心周期における測定が途中で終了した場合、直前の心周期における前記振動子の移動方向とは逆の方向に前記振動子が移動するように移動方向を決定する請求項6に記載の超音波診断装置。

40

【請求項8】

前記演算部は、前記形状値に基づいて前記被検体の性状値を算出する請求1から7のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記性状値は弾性率である請求項8に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は医療用の超音波診断装置に関し、特に血管壁を測定す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。

【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、血管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。

10

【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。

20

【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。

30

【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早期段階において、動脈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。

【0008】

被験者への負担が少ない非侵襲の医療診断装置としては、超音波診断装置が広く用いられている。従来の超音波診断装置は、エコー信号の強度を対応する画素の輝度に変換することにより、被検体の構造を示す断層画像を得る。断層画像はリアルタイムで取得され、断層画像から被検体の内部の構造を診断するために利用されている。

【0009】

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が可能となり、これに伴って、生体組織の微小運動を測定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は、制約付き最小二乗法を用いて超音波エコー信号の振幅と位相を解析することにより、測定対象を高精度でトラッキングする技術を開示している。この技術を位相差トラッキング法と呼ぶ。この技術によれば、血管運動による振幅が数マイクロンであり、周波数が数百Hzまでの速い振動成分を高精度に測定できる。このため、血管壁の厚さ変化や歪みを数マイクロンのオーダーで高精度に測定することが可能になると報告されている。

40

【0010】

特許文献2、3は、特許文献1の技術を利用して血管壁の形状値を取得し、弾性率を算出する技術を開示している。

50

【 0 0 1 1 】

図 1 4 (a) および (b) は超音波診断装置を用いて動脈血管 (以下、単に血管と称する) の血管壁の運動を解析する場合の探触子と血管 5 1 との配置を模式的に示している。図 1 4 (a) は血管の軸に平行でありかつ軸を含む血管壁の断面を示し、図 1 4 (b) は、軸に垂直な断面を示している。これらの図に示すように、血管 5 1 は血管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 E に拡張・収縮する。つまり、血管の拡張・収縮によって血管壁は軸 5 1 a を中心として放射状に移動するため、血管 5 1 の血管壁の各組織は、軸 5 1 a と平行であり、かつ、軸 5 1 a およびその組織を含む平面上において移動する。

【 0 0 1 2 】

また、血管の拡張・収縮は、血管壁の軸 5 1 a と垂直な方向のみの運動による。したがって、図 1 4 (a) に示すように、軸 5 1 a を含む平面上において超音波ビーム L 1 を軸 5 1 a と垂直な方向に走査させた場合、各超音波ビームの音響線上においてのみ各組織は移動することになる。したがって、各超音波ビームから得られるエコー信号によって血管壁の運動を解析することが可能である。言い換えれば、各超音波ビーム上にある血管壁の組織の運動は、隣接する超音波ビームによるエコー信号を用いることなく、求めることができる。例えば図 1 4 (a) に示すように位置 A 1 にある組織は血管 5 1 の拡張によって位置 A 1 ' へ移動するが、移動前後において同じ音響線に位置している。このため、位置 A 1 を通る音響線を持つ超音波ビームによるエコー信号のみを用いることによって位置 A 1 にある組織の運動を解析することができる。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、比較的少ない演算量で、血管壁組織の厚さ変化量の二次元分布を測定することができ、弾性率を求めることができる。

【 0 0 1 3 】

図 1 4 (b) に示すように、血管の軸 5 1 a を通らない平面上において、血管 5 1 の位置 A 2 の組織に超音波ビーム L 1 ' を送信した場合、血管 5 1 の拡張によって位置 A 2 にあった組織は位置 A 2 ' へ移動する。しかし、超音波ビーム L 1 ' の音響線は、位置 A 2 ' 上にはない。したがって、A 2 の位置にある組織の運動は、軸 5 1 a を通らない超音波ビーム L 1 ' を用いて解析することはできない。このように、血管壁各組織の運動を超音波を用いて解析する場合、血管壁の軸に平行でありかつ軸を含む断面において超音波ビームを走査させることが重要である。

【特許文献 1】特開平 1 0 - 5 2 2 6 号公報

【特許文献 2】国際公開第 2 0 0 6 / 0 1 1 5 0 4 号パンフレット

【特許文献 3】国際公開第 2 0 0 6 / 0 4 3 5 2 8 号パンフレット

【特許文献 4】特開 2 0 0 6 - 4 5 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 4 】

上述の方法によって血管壁の運動を解析し、組織の弾性率を求める場合、血管は拡張・収縮するものの血管の位置は変化しないことを前提としている。一般的には、血管の周囲には血管外組織が存在し、血管の位置を維持しているため、血管の位置が変化しないという前提は成立する。しかし、血管の位置や、被験者によっては、血管の位置が軸と平行な方向へ横ぶれするように移動することがある。例えば図 1 5 に示すように、血管外組織 5 2 内にある血管 5 1 が破線 5 1 ' で示すように軸 5 1 a に対して矢印 D で示すように平行に移動することがある。これは、血管 5 1 を囲む血管外組織 5 2 が不均一な組成を有しており、例えば、血管 5 1 の一部は脂肪で囲まれ、他の部分は筋肉に囲まれる場合などに、血管 5 1 の拡張・収縮に伴って軸 5 1 a の位置が移動することが考えられる。このような移動は、血管 5 1 の拡張・収縮に関連するため、一心周期に一致した周期で生じる。

【 0 0 1 5 】

血管が横ぶれする場合、軸 5 1 a を通る平面上において走査される超音波ビームは、血

10

20

30

40

50

管の移動に伴って軸 5 1 a を外れる。その結果、軸 5 1 a を通る平面に設定されていた位置 A 1 の組織は、超音波ビームの音響線から外れてしまい、正しい運動の解析ができなくなる。

【 0 0 1 6 】

このような課題を解決するために、血管を 3 次元的に解析することが考えられる。例えば特許文献 4 は、血管の形状を 3 次元的に画像化し、得られた 3 次元画像から任意の断面における血管壁の厚さを求める技術を開示している。しかしこの技術は単にある時刻における血管の 3 次元形状を求めているに過ぎず、血管壁の動きを 3 次元的に解析してはいない。

【 0 0 1 7 】

血管の動きを 3 次元的に解析することも理論上は可能である。しかし、血管壁の運動を 3 次元的に解析するためには、大規模な測定回路が必要となり、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演算回路では、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 8 】

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、血管壁の横ぶれを考慮し、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測定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 9 】

本発明の超音波診断装置は、複数の振動子が一次元に配列された探触子であって、前記探触子内部において、前記配列方向に対して垂直な方向に前記複数の振動子が移動可能な探触子を用い、動脈血管の血管壁を含む被検体に前記探触子を接触させることにより、前記被検体の測定を行う超音波診断装置であって、前記動脈血管の血管壁を含む被検体の測定領域へ、第 1 および第 2 の送信波を送信するように前記探触子の振動子を駆動する送信部と、前記配列方向に対して垂直な方向における振動子の位置を制御する探触子制御部と、前記第 1 および第 2 の送信波が前記被検体において反射することによりそれぞれ得られる反射波を前記探触子を用いて受信し、第 1 および第 2 の受信信号をそれぞれ生成する受信部と、前記探触子制御部を制御し、一心周期ごとに前記振動子の位置を変化させながら前記第 1 の受信信号の強度を測定し、前記強度に基づき、前記一心周期中の動脈血管の軸の位置変化を推定し、推定した位置変化と一致するように前記振動子の位置が変化するように前記探触子制御部を制御する測定位置決定部と、前記推定した位置変化と一致するように前記振動子の位置を変化させることによって得られた前記第 2 の受信信号に基づいて前記被検体の形状値を算出する演算部とを備える。

【 0 0 2 0 】

ある好ましい実施形態において、前記送信部は、前記複数の振動子を順に駆動することにより、前記測定領域を前記第 2 の送信波で走査するごとに 1 フレーム分の前記第 2 の受信信号を前記一心周期ごとに複数フレーム分繰り返して送信し、かつ、前記第 1 の送信波を前記フレームごとに送信する。

【 0 0 2 1 】

ある好ましい実施形態において、前記測定位置決定部は、フレームごとに前記第 1 の受信信号が最大となる振動子の位置を決定し、決定した位置に一致するように前記振動子の位置が変化するように、前記探触子制御部を制御する。

【 0 0 2 2 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記第 1 の受信信号の振幅情報に基づいて B モード画像用信号を生成する断層画像生成部をさらに備える。

【 0 0 2 3 】

本発明の超音波診断装置は、複数の振動子が一次元に配列された探触子であって、前記探触子内部において、前記配列方向に対して垂直な方向に前記複数の振動子が移動可能な探触子を用い、動脈血管の血管壁を含む被検体に前記探触子を接触させることにより、前記被検体の測定を行う超音波診断装置であって、前記配列方向に対して垂直な方向における前記振動子の位置を制御する探触子制御部と、前記動脈血管の血管壁を含む被検体の測定領域へ、第1および第2の送信波を送信するように前記探触子の振動子を駆動する送信部であって、前記複数の振動子を順に駆動することにより、前記測定領域を前記第2の送信波で走査するごとに1フレーム分の前記第2の受信信号を一心周期ごとに複数フレーム分繰り返して送信し、かつ、前記フレームごとに前記第2の送信波を送信する前に前記第1の送信波を少なくとも1回送信するように前記探触子を駆動する送信部と、前記第1および第2の超音波送信波が前記被検体において反射することによりそれぞれ得られる反射波を前記探触子を用いて受信し、第1および第2の受信信号をそれぞれ生成する受信部と、第1の受信信号の強度を、フレームごとに直前のフレームと比較し、前記強度が所定の値に低下していた場合、前記振動子が前記配列方向に対して垂直な方向に移動するように、前記探触子制御部を制御する移動方向決定部と、前記第2の受信信号に基づいて前記被検体の形状値を算出する演算部とを備える。

10

【0024】

ある好ましい実施形態において、前記送信部は、前記移動方向決定部が、前記振動子が移動するように前記探触子制御部を制御した場合に2回目の第1の送信波を送信するように前記探触子を駆動し、前記移動方向決定部は、前記2回目の第1の送信波による第1の受信信号と最初の第1の受信信号との強度を比較し、前記強度が増加していない場合、その心周期における測定を終了する信号を出力する。

20

【0025】

ある好ましい実施形態において、前記移動方向決定部は、前記振動子の移動方向を記憶し、直前の心周期における測定が途中で終了した場合、直前の心周期における前記振動子の移動方向とは逆の方向に前記振動子が移動するように移動方向を決定する。

【0026】

ある好ましい実施形態において、前記演算部は、前記形状値に基づいて前記被検体の性状値を算出する。

【0027】

ある好ましい実施形態において、前記性状値は弾性率である。

30

【発明の効果】

【0028】

このように本発明によれば、測定位置決定部が、探触子制御部を制御し、一心周期ごとに振動子の位置を変化させながら第1の受信信号の強度を測定する。測定値決定部は、測定した強度に基づき、一心周期中の血管軸の位置変化をさらに推定し、推定した位置変化と一致するように振動子の位置が変化するように、探触子制御部を制御する。このため、血管が軸と平行な方向に移動する場合でも、血管の動きを3次的に解析することなく、比較的簡単な回路構成で血管の移動による測定誤差の発生を抑制し、正しい弾性率を求めることが可能となる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

(第1の実施形態)

以下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、本発明による超音波診断装置101の構造を示すブロック図である。

【0030】

超音波診断装置101は、受信部12、送信部13、遅延時間制御部14、位相検波部15、演算部16、断層画像生成部17、測定位置決定部18および画像合成部19および探触子制御部25を備える。また、操作者が超音波診断装置101に指令を与えるためのユーザインターフェース24と、ユーザインターフェース24からの指令に基づき、こ

50

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 2 3 とを備えている。

【 0 0 3 1 】

なお、図 1 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、位相検波部 1 5、演算部 1 6、測定位置決定部 1 8などは、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。

【 0 0 3 2 】

超音波診断装置 1 0 1 には、超音波を送受信するための探触子 1 1 および測定結果を表示する表示部 2 0 が接続される。これらは、超音波診断装置 1 0 1 が備えていてもよいし、汎用の探触子 1 1 および表示部 2 0 を利用してもよい。表示部 2 0 には、例えば、パーソナルコンピュータなどで利用されるモニタを好適に用いることができる。

10

【 0 0 3 3 】

探触子 1 1 は、一次元に配列された複数の振動子を含む。振動子は例えば圧電体によって構成され、圧電体を駆動することにより、超音波を送信し、また、超音波を圧電体を受けることによって超音波を電気信号に変換する。探触子 1 1 において、超音波を送受信する複数の振動子は、配列方向に対して垂直な方向に移動可能である。このような探触子 1 1 はメカニカル 3 D プローブとして知られている。

【 0 0 3 4 】

図 2 (a) および (b) は、メカニカル 3 D プローブの一例を示している。これらの図において、複数の振動子 1 1 a は紙面の手前から奥に向かって 1 次元に配列されている。複数の振動子 1 1 a は支持部 1 1 b に支持されており、図 2 (a) において矢印で示すように、支持部 1 1 b をモーターなどの駆動機構などによって駆動することにより、複数の振動子 1 1 a がその配列方向に対して垂直な方向に移動する。あるいは、図 2 (b) に示すように、支持部 1 1 b は複数の振動子 1 1 a の配列方向と平行な軸 1 1 c によって回転可能に支持されており、矢印で示すように、軸 1 1 c の回りに駆動機構によって回転駆動されてもよい。

20

【 0 0 3 5 】

また、探触子 1 1 として 2 D アレイプローブを用いてもよい。この場合、2次元に配列された複数の振動子のうち、1方向の配列を測定領域の走査に用い、走査に用いる配列を変えることによって、超音波を送受信する複数の振動子を走査の配列方向に対して垂直な方向に移動させることができる。2Dアレイプローブのこの機能は、どの振動子を駆動するかによって実現することができるため、以下において詳細に説明する探触子制御部 2 5 の機能は、送信部 1 3 および遅延時間制御部 1 4 に含まれることになる。

30

【 0 0 3 6 】

探触子制御部 2 5 は、以下において説明するように、測定位置決定部 1 8 からの指令に基づき、上述した振動子 1 1 a の配列方向に対して垂直な方向における振動子 1 1 a の位置を制御する。

【 0 0 3 7 】

送信部 1 3 は、制御部 2 3 の指令を受けて、指定されたタイミングで探触子 1 1 を駆動する高圧の送信信号を発生する。探触子 1 1 は、送信部 1 3 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。以下において詳細に説明するように、探触子 1 1 から、第 1 の送信波および第 2 の送信波が送信されるように、送信部 1 3 は探触子 1 1 を駆動する。第 1 の送信波は、被検体に含まれる血管壁の移動方向を決定するために用いられ、第 2 の送信波は、血管壁の形状値を算出し、さらに性状値を算出するために用いられる。好ましくは、送信部 1 3 は、さらに測定領域の断層画像 (B モード画像) を生成するための送信波を生成する。この断層画像の送信波は第 1 の送信波を兼ねることができる。

40

【 0 0 3 8 】

被検体内部から反射してきた第 1 および第 2 の送信波による第 1 および第 2 の反射波は、探触子 1 1 を用いて電気信号に変換され、受信部 1 2 により増幅される。これにより第 1 および第 2 の受信信号がそれぞれ生成する。

【 0 0 3 9 】

50

遅延時間制御部 14 は、送信部 13 および受信部 12 を制御することによって、探触子 11 内の圧電素子の選択、および、圧電素子に電圧を与えるタイミングの調整を行い、第 1 および第 2 の送信波の音響線の偏向角およびフォーカスを制御する。また、第 1 および第 2 の反射波として受信すべき超音波の偏向角およびフォーカスを制御する。

【0040】

送信部 13、受信部 12 および遅延時間制御部 14 のこのような動作により、探触子 11 から照射する第 1 および第 2 の超音波が被検体の測定領域を超音波で走査し、1 フレーム分の第 1 および第 2 の受信信号を得る。被検体の一心周期中にこの走査を複数回繰り返す、複数のフレーム分の第 1 および第 2 の受信信号を得る。たとえば、数十フレーム分の受信信号を取得する。

10

【0041】

位相検波部 15 は、第 2 の受信信号を直交検波する。演算部 16 は、形状値算出部 16a および性状値算出部 16b を含む。形状値算出部 16a は、直交検波された第 2 の受信信号に基づいて被検体の形状値を算出する。具体的には、被検体の測定領域内に設定される関心領域 (ROI) 内において二次元に設定された測定対象位置の運動速度を第 2 の受信信号から算出し、運動速度から位置変位量を求める。性状値算出部 16b は、各測定対象位置間または任意の 2 つの測定対象位置間の歪み量を位置変位量から求める。また、血圧計 21 から動脈の血圧に関する情報を受け取り、歪み量から弾性率を求める。歪み量や弾性率などの性状値は、測定対象位置で挟まれる対象組織ごとに求められるため、関心領域内において性状値の二次元分布が求められる。性状値算出部 16b は、画像表示に適した分布信号をさらに生成する。演算部 16 における演算は、心電計 22 から受け取る心電波形などをトリガとして心周期ごとに行われる。

20

【0042】

断層画像生成部 17 は、例えば、フィルタ、対数増幅器および検波器などを含み、第 1 の受信信号からその信号強度 (振幅の大きさ) に応じた輝度情報を有する B モード画像用信号を生成する。

【0043】

測定位置決定部 18 は、探触子制御部 25 を制御し、一心周期ごとに前記振動子の位置を変化させながら前記第 1 の受信信号の強度を測定する。また、測定した受信信号の強度に基づいて、一心周期中の血管軸の位置変化を推定する。そして、推定した位置変化と一致するように振動子 11a の位置が変化するように探触子制御部 25 を制御する。

30

【0044】

測定位置決定部 18 は、遅延時間制御部から出力される第 1 の受信信号を受け取って、第 1 の受信信号の信号強度を求めてもよいし、第 1 の受信信号を断層画像生成部 17 に入力し、断層画像生成部 17 において受信信号の振幅情報を求め、測定位置決定部 18 へ出力してもよい。また、第 1 の送信波が断層画像用送信波である場合には、測定位置決定部 18 は、断層画像生成部 17 において得られる受信信号の振幅情報を受け取る。

【0045】

画像合成部 19 は、断層画像生成部 17 が生成した B モード画像用信号による測定領域の断層画像と演算部 16 の性状値算出部 16b が生成した分布信号による性状値の二次元分布画像を重畳した画像信号を生成し表示部 20 へ出力する。表示部 20 は画像信号に基づきこれらの画像を表示する。

40

【0046】

次に、超音波診断装置 101 の動作を詳細に説明する。まず、血管軸の位置変化を推定する方法を説明する。図 3 (a) は、本実施形態の超音波診断装置を用いて血管 51 の運動を解析する場合における探触子 11 と血管 51 との配置を模式的に示している。図 3 (a) に示すように、振動子 11a の配列方向は、紙面に垂直であり、振動子 11a の配列方向に対して垂直に血管 51 の軸が位置するように、探触子 11 を被検体に接触させる。図 3 (a) において、矢印 a ~ e は、支持部 11b を移動させることによって振動子 11a が送信可能な超音波ビームの音響線の位置を示している。図 3 (a) において矢印 D で示

50

すように、血管51が一心周期中に最大で破線51'で示す位置へ横ずれをする場合、血管51の移動に対応して振動子11aから送信する超音波ビームの音響線の位置をcからeへ移動させる。これにより、常に、血管51の軸51aを通るように超音波ビームを探触子11から送信し、反射波を探触子11によって受信することができる。

【0047】

被検者が安静にしている場合、前述したように血管51の横ずれは心周期に一致すると考えられる。したがって、血管51の軸51aの位置変化を一心周期分推定し、推定した位置変化に一致させて振動子11aから送信する超音波ビームの音響線の位置を変化させてやれば、血管の横ぶれの影響を抑制し、正しく血管壁の運動を解析し、血管壁の弾性率分布を求めることができる。

10

【0048】

血管51の軸51aの位置は、反射波の受信強度を測定することによって推定することができる。図3(b)は、血管51の軸に垂直な断面において超音波ビームを送信した場合に得られる反射波の強度と超音波ビームの音響線の位置との関係を示すグラフである。グラフの上に血管51の断面を模式的に示している。

【0049】

血管51は軸51aを中心とした管形状を有しているため、血管外組織と血管壁の外膜との境界や内膜と血流との境界において反射する超音波は半径方向(接線に垂直な線)に対して超音波が入射する角度と等しい角度で反射する。したがって、音響線の方向と半径方向一致するほど、検出される反射波の強度は強くなり、音響線の方向と半径方向とがなす角度が90度に近いほど検出される反射波の強度は小さくなる。たとえば、図3(b)に示すように血管51の軸を通る音響線L1を持つ超音波ビームを送信した場合、音響線L1の超音波による反射波の強度は最も強い。これに対し、音響線L2と半径方向とのなす角度は小さくないため、反射波の強度は小さくなる。したがって、図3(b)に示すように、反射波の強度は、超音波ビームが血管51の軸を通る場合に最も強く、軸の位置から遠ざかるにつれて、反射波の強度も低下する。

20

【0050】

この関係を利用すれば、血管51が横ぶれをしていない場合、図3(a)に示すように、探触子11内において振動子11aの位置を変化させながら超音波を送信し、反射波の強度を測定すれば、最も強い反射波が得られた音響線上あるいはその近傍に血管の軸が位置していると推定することができる。

30

【0051】

血管が横ぶれしている場合には、振動子11aの位置を変化させる間に血管の軸も移動し得る。しかし、血管の横ぶれは心周期に一致した周期をもつため、一心周期中における血管の軸位置の変化は、どの心周期においても同じである。つまり、心周期開始から所定の時間を経過したときの軸の位置は、どの心周期においても同じである。このことを利用すれば、心周期ごとに図3(a)において例えばa~eで示すように、振動子11aの位置を変えて超音波を送受信して反射波の強度を測定すれば、一心周期中の任意の時刻において、a~eの全ての位置における反射強度を取得することができる。よって、一心周期中の各時刻における反射強度が最も強い位置を決定することにより、その時刻に血管の軸がある位置を推定でき、一心周期中の血管軸の位置変化を推定できる。本発明は、この方法によって、一心周期中の血管軸の位置変化を推定し、推定した位置の情報を用いて弾性特性を測定する。

40

【0052】

次に図1、図3(a)、図4、図5および図6を参照しながら、超音波診断装置101を用いて弾性特性を測定する手順を詳細に説明する。

【0053】

図4に示すように、まず、一心周期ごとに振動子の位置を変化させながら反射波の強度を測定する(ステップS101)。図3(a)に示すように、まず、血管51の軸の移動量に合わせて、振動子11aを移動させる量を決定する。通常、血管が横ぶれする場合の

50

移動量は数mm程度であり、振動子11aの移動量を所望の分解能に合わせて決定する。図3(a)では、a~eの5つの位置に振動子11aを移動させる例を示している。

【0054】

図5(a)は、一心周期ごとの振動子11aの位置を示している。最初の心周期S1では、振動子11aを位置aに固定し、第1の送信波を送信する。心周期がS2、S3、S4、S5と変わるたびに、振動子11aの位置をb、c、dおよびeへ移動させ、同様に第1の送信波を送信する。振動子11aの位置は、測定位置決定部18から出力される制御信号に基づき、探触子制御部25が探触子11の振動子11aを所定の位置へ移動させる。

【0055】

以下において説明するように、弾性率の測定は、一心周期中m回の測定値を取得することにより求められる。このため、推定する血管の軸の位置も1/mの分解能で求めればよい。一心周期中、m回の測定値を取得するそれぞれの期間をフレームと呼ぶ。弾性率の測定を行う場合、フレームごとに第2の超音波で測定領域を走査し反射波を得る。血管の軸の位置変化を推定するための第1の送信波による反射波の反射強度も各心周期においてフレームごとに求められる。

【0056】

第1の送信波は、反射強度を得ることができる限り、どのような種類の超音波でもよい。断層画像生成部17は、受信信号の振幅を輝度に変化することによって得られる信号を生成するので第1の送信波として、断層画像用の送信波を第1の送信波として用い、断層画像生成部17から得られる信号の強度情報を測定位置決定部18は受け取ってもよい。あるいは、遅延時間制御部14から出力される受信信号を受け取り、測定位置決定部18が受信信号の信号強度の情報に変換してもよい。

【0057】

図3(a)に示すように、各心周期において、心周期の開始時には血管51の軸51aは位置cと一致しており、矢印Dで示すように、最も横へぶれた場合、破線で示す位置51'へ移動するものとする。このとき血管の軸は、位置51a'へ移動しており、位置eと一致している。

【0058】

図6は、このようにして得られた反射波による受信信号の強度をフレームに対してプロットしたグラフである。心周期ごとに振動子11aの位置をa、b、c、d、eと変化させて測定行っているため、フレームごとに位置a、b、c、d、eにおける反射波による受信信号の強度が得られている。振動子11aの位置a、b、c、d、eごとに得られたデータを曲線で繋いでいる。また、フレームごとに最も強度の大きいデータに白丸をつけている。

【0059】

測定位置決定部18は、このように得られた反射強度から一心周期における血管の軸の位置変化を推定する(ステップS102)。前述したように最も反射強度の強い振動子位置が血管の軸の位置を示している。図3(a)に示すように各心周期における最初のフレームつまりフレームf1では、血管51の軸51aは位置cにある。このため、図6に示すように位置cで得られた反射波の強度が強い。時間の経過、つまりフレーム数が大きくなるにつれて、軸51aは位置d、eへと移動するため、反射波の強度が最も強くなる位置もd、eと移動する。その後、最も横へぶれた位置から元の位置へ血管51は戻ってくる。このため、反射強度が最大となる位置も、d、cと移動する。

【0060】

このように、図6から血管51の軸51aの位置は、一心周期中、c、d、e、d、cと変化していると推定できる。したがって、振動子11aをこの軸51aに位置変化に一致させて移動させれば、血管が横へぶれている場合でも、常に血管51の軸51aを通るように超音波を送信することができる。

【0061】

10

20

30

40

50

次に、推定した血管の位置変化と一致するように振動子を移動させ、第2の超音波を送受信する(ステップS103)。図5(b)は、第2の送信波を送信する際に移動させる振動子11aの位置を示している。図6から決定した振動子11aの軸51aの位置変化に一致させて振動子を移動させる。この位置変化を心周期ごとに繰り返す。

【0062】

血管壁の運動の解析および弾性率の測定を行う場合、フレームごとに第2の送信波を送信し、第2の受信信号を得る。このため、図5(c)に示すように第2の送信波P2はフレームごとに送信する。また、好ましくは断層画像をフレーム周期ごとに取得するため、断層画像用送信波W0もフレームごとに送信する。

【0063】

このように振動子11aを振動子の配列方向に対して垂直な方向へ移動させながら複数の振動子を配列方向に順に駆動し、測定領域を第2の送信波で走査することにより、血管が横ぶれする場合でも、同じ振動子から送信される送信波によって、血管壁の各組織を追跡することが可能となる。

【0064】

次に第2の送信波を受信することにより得られる第2の受信信号から形状測定値および性状測定値を求める方法を説明する。

【0065】

図7に示すように、音響線L上に位置する血管壁51(前壁)の複数の測定対象位置 P_n (P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_k ・・・ P_n 、 n は3以上の自然数)は、ある一定間隔で探触子11に近い順に P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_k ・・・ P_n と配列している。図7上方を正、下方を負とする座標軸を深さ方向に設け、測定対象位置 P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_k ・・・ P_n の座標をそれぞれ Z_1 、 Z_2 、 Z_3 、 Z_k 、・・・ 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15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演算部16に入力する。測定対象位置 P_n は一心周期中の基準となる時刻、例えば、最も血管壁が収縮する時刻において、血管壁組織に設定される。これらの測定対象位置 P_n は血管壁の拡張・伸縮に伴い音響線L上を移動し、次の心周期における基準時刻に再び元の位置に戻る。

【0066】

前述したように音響線Lは、血管の横ぶれによる軸の位置変化に一致するように、振動子11aの配列方向(x方向)に垂直に移動しているため、基準となる時刻において設定した測定対象位置 P_n は常に音響線L上にある。

【0067】

演算部16は位相検波した信号から形状値算出部16aにおいて位置変位量を求め、性状値算出部16bにおいて、厚さ変化量および厚さ変化量の最大値、最小値を順に求める。具体的には、形状値算出部16aは、反射波信号 $r(t)$ と微小時間 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(制約付最小二乗法)。この位相差から、測定対象位置 P_n の運動速度 $V_n(t)$ を求め、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。

【0068】

図8は、測定対象位置 P_n と弾性率を求める対象組織 T_n との関係を模式的に示している。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 h を有して位置している。本実施形態では n 個の測定対象位置 P_1 ・・・ P_n から $(n-1)$ 個の対象組織 T_1 ・・・ T_{n-1} を規定している。

【0069】

性状値算出部16b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、厚さ変化量 $D_k(t)$ を $D_k(t) = d_k(t) - d_{k+1}(t)$ の関係を用いて求め

10

20

30

40

50

る。

【0070】

さらに性状値算出部16bは、厚さ変化量の最大値および最小値を求める。血管前壁の組織 T_k の厚さの変化は、血管前壁が構成する血管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 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 を以下の式によって求めることができる。最低血圧値と最高血圧値とは、血圧計21から受け取る。

$$E_k = p \times H_k / h_k$$

10

【0071】

上記説明では、隣接する測定対象位置間の対象組織 T_n の弾性率を求めているが、弾性率は複数ある測定対象位置の任意の2点を選択することができる。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。

【0072】

このようにして、第2の送信波の音響線上において、複数の対象組織 T_n が設定され、その弾性率が算出される。第2の送信波は、測定領域を走査するように、血管壁51の軸方向にそって複数送信されるため、測定領域内において弾性率が二次元で求められる。

【0073】

20

図9は、表示部20に表示される画面の一例を示している。表示部20の画面には断層画像生成部17が生成した血管壁51を含む断層画像54が示されている。断層画像54には、血管外組織52および血管腔53も示されている。

【0074】

断層画像54には、弾性率を求める領域を指定する関心領域56が示される。関心領域56はユーザインターフェース24により、操作者が任意の位置に指定することができる。

【0075】

求めた弾性率の二次分布画像55は、断層画像54に重畳され、画面に表示される。二次分布画像55は、弾性率の値に応じた諧調あるいは色調で示され、弾性率と諧調あるいは色調との対応を示すバー57が合わせて画面に示される。弾性率の平均値や、標準偏差などの数値58を画面表示してもよい。

30

【0076】

このように本実施形態の超音波診断装置によれば、測定位置決定部が、探触子制御部を制御し、一心周期ごとに振動子の位置を変化させながら第1の受信信号の強度を測定する。測定値決定部は、測定した強度に基づき、一心周期中の血管軸の位置変化をさらに推定し、推定した位置変化と一致するように振動子の位置が変化するように、探触子制御部を制御する。このため、本実施形態の超音波診断装置によれば、血管が軸と平行な方向に移動する場合でも、血管の動きを3次的に解析することなく、比較的簡単な回路構成で血管の移動による測定誤差の発生を抑制し、正しい弾性率を求めることが可能となる。

40

(第2の実施形態)

以下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。図10は、本発明による超音波診断装置102の構造を示すブロック図である。

【0077】

超音波診断装置102は、第1の実施形態の測定位置決定部18に換えて移動方向決定部27を備えている点で第1の実施形態とは異なる。

【0078】

第1の実施形態では、探触子の振動子を移動させながら反射波の強度を測定することによって血管の軸の位置変化を最初に推定し、推定した位置変化と一致するように振動子を移動させて測定を行っていた。これに対し、本実施形態では、リアルタイムで、血管の軸

50

の移動方向を探索しながら測定を行う。

【 0 0 7 9 】

図 1 1 は、血管に向けて送信した超音波の反射強度の分布を示している。図 3 (b) を参照して説明したように、血管の軸に対して垂直な断面において、超音波を送信し、反射波の強度を測定した場合、軸を通る音響線の超音波ビームの反射波の強度が最も強くなり、軸から離れるにつれて反射強度は弱くなる。図 1 1 では、位置 i において最も強い強度 I_0 が得られ、位置 i に血管の軸が位置している。

【 0 0 8 0 】

血管が横ぶれを生じ、軸が移動する場合、移動方向は血管の軸に対して垂直な断面において、2 方向しかない。例えば軸が図 1 1 において負の方向へ移動し、血管の軸が位置 h へ移動したとする。移動後の血管に対して超音波を送信し反射波の強度を測定した場合、反射強度は、破線で示す分布を示す。血管の移動後位置 i において同様に超音波を送信し、反射波の強度を測定すると、強度は I_1 に低下する。血管の軸が移動し、位置 i 上にはないからである。

【 0 0 8 1 】

このとき、超音波ビームの音響線の位置を換えて再度超音波を送信し反射波の強度を測定する。血管の移動方向と、2 回目の超音波を送信する位置の移動方向とが一致すれば、2 回目の反射強度は、血管の移動後に最初に測定したときに得られた反射強度 I_1 よりも強くなる。2 回目の超音波を送信する位置を移動させることによって、移動後の血管の軸の位置に近づくからである。例えば、位置 h で再度超音波を送信すれば、反射波の強度は I_0 となり、 I_1 よりも増大する。

【 0 0 8 2 】

これに対し、血管の移動方向と、2 回目の超音波を送信する位置の移動方向とが逆であれば、2 回目の反射強度は、血管の移動後に最初に測定したときに得られた反射強度 I_1 よりも低下する。2 回目の超音波を送信する位置を移動させることによって、移動後の血管の軸の位置からより遠ざかるからである。例えば、位置 j で再度超音波を送信すれば、反射波の強度は I_2 となり、 I_1 よりも低下する。

【 0 0 8 3 】

したがって、反射波の強度を監視し、強度が所定の値以上に低下すれば、血管が移動したとみなし、振動子の位置をいずれかの方向へ移動させる。振動子の移動方向と血管の移動方向とが一致した場合には、反射強度が増加することにより確認できる。また、反射強度がさらに低下する場合には、振動子の移動方向と血管の移動方向とが逆であることが分かる。

【 0 0 8 4 】

血管の移動は心周期に一致するため、振動子の移動方向が血管の移動方向と逆であった場合には、その心周期での測定を終了し、次の心周期において、前回と逆の方向へ振動子を移動させればよい。図 1 5 に示すように、血管は、心周期の開始から一方向へ移動し、初期位置から最も離れた位置において移動方向が逆転し、元の位置へ戻る。

【 0 0 8 5 】

このような動作を行うため、移動方向決定部 2 7 は、第 1 の受信信号の強度を、フレームごとに直前のフレームと比較し、前記強度が所定の値以上低下していた場合、振動子 1 1 a が配列方向に対して垂直な方向に移動するように、探触子制御部 2 5 を制御する。

【 0 0 8 6 】

送信部 1 3 は、移動方向決定部 2 7 が、振動子 1 1 a が移動するように探触子制御部 2 5 を制御した場合に 2 回目の第 1 の送信波を送信するように探触子 1 1 を駆動し、移動方向決定部 2 7 は、2 回目の第 1 の送信波による第 1 の受信信号と最初の第 1 の受信信号との強度を比較する。強度が増加していない場合、振動子の移動方向は血管の移動方向と逆であるので、その心周期における測定を終了する信号を制御部 2 3 に出力する。また、振動子の移動方向を記憶し、直前の心周期における測定が途中で終了した場合、直前の心周期における振動子の移動方向とは逆の方向に振動子が移動するように移動方向を決定する

10

20

30

40

50

【 0 0 8 7 】

次に図 1 2 および図 1 3 を参照しながら超音波診断装置 1 0 2 の動作をより詳細に説明する。図 1 2 は、送信部 1 3 から送信される送信波のタイミングを示す図であり、図 1 3 は、超音波診断装置 1 0 2 の動作を説明するフローチャートである。

【 0 0 8 8 】

図 1 2 に示すように、一心周期内の第 1 のフレームでは、血管の位置をモニタするための第 1 の送信波 W_1 を出力し、その後、断層画像を生成するための画像生成用送信波 W_0 、および、測定領域内の各組織の運動を解析し、弾性特性を求めるための第 2 の送信波 W_2 を出力する。第 2 フレーム以降では、第 1 の送信波 W_1 を出力し、時間 t の経過後、再び第 1 の送信波 W_1' を出力する。 W_1' の出力後、時間 t' が経過したら画像生成用送信波 W_0 、および、第 2 の送信波 W_2 を出力する。2 回目の第 1 の送信波 W_1' は、2 フレームめ以降において、直前のフレームと比べて反射波の強度が低下している場合に利用される。このため、反射波の強度が低下している場合にのみ 2 回目の第 1 の送信波 W_1' を送信してもよい。しかし、第 1 の送信波 W_1' を出力しない場合でも、各フレームにおいて、画像生成用送信波 W_0 および第 2 の送信波 W_2 を出力するタイミングは同じであることが好ましい。

10

【 0 0 8 9 】

まず、初期状態として、振動子 1 1 a から送信される超音波の音響線が血管 5 1 の軸またはその近傍に位置するように、振動子 1 1 a の位置を予め設定する。例えば、第 1 の実施形態で用いたように、心周期ごとに振動子の位置を変化させながら心周期の開示時において超音波を送信し、反射強度を測定することにより、心周期の開示時の血管の軸の位置を決定することができる。

20

【 0 0 9 0 】

図 1 3 に示すように、超音波診断装置 1 0 2 は、測定開始後、まず 1 フレームの測定を行う (ステップ S 2 0 1)。具体的には、第 1 の送信波 W_1 、画像生成用送信波 W_0 および第 2 の送信波 W_2 を探触子 1 1 から送信し、それぞれ受信信号を得る。

【 0 0 9 1 】

次に 2 フレーム ($u = 2$) の第 1 の送信波 W_1 を探触子 1 1 から送信し、受信信号を得る (ステップ S 2 0 2)。第 1 のフレームと第 2 のフレームとにおいて、第 1 の送信波 W_1 による反射波の受信信号の強度を比較する (ステップ S 2 0 3)。強度が所定の閾値以上に低下している場合 (ステップ S 2 0 4 において YES) には、血管の軸が移動し、超音波の音響線が軸から外れていることを意味しているため、振動子 1 1 a を移動させ、移動方向およびそのフレームを記憶する (ステップ S 2 0 5)。このとき、直前の心周期における測定が途中で終了している場合には、直前の心周期における振動子の移動方向が記憶されているので、ほぼ同時刻となるフレームにおける振動子の移動方向と逆の方向へ振動子を移動させるように移動方向決定部 2 7 は探触子制御部 2 5 へ指令する。

30

【 0 0 9 2 】

次に 2 回目の第 1 の送信波 W_1' を探触子 1 1 から送信し、受信信号を得る (ステップ S 2 0 6)。また、1 回目の第 1 の送信波による反射波の受信信号の強度と、2 回目の第 1 の送信波 W_1' による反射波の受信信号の強度とを比較する (ステップ S 2 0 7)。強度が所定の閾値以上に増加していなければ (ステップ S 2 0 7 おいて NO)、振動子 1 1 a の移動方向と血管の軸の移動方向とは逆であり、正しく血管の動きを追跡できなかったと推定される。このため、この心周期での測定を終了する。

40

【 0 0 9 3 】

第 1 のフレームと第 2 のフレームとにおいて、第 1 の送信波 W_1 による反射波の受信信号の強度が所定の閾値以上に低下しなかった場合 (ステップ S 2 0 4 において NO) には、血管が移動していないと推定されるので、第 2 フレームにおいて、画像生成用送信波 W_0 および第 2 の送信波 W_2 を探触子 1 1 から送信し、それぞれ受信信号を得る (ステップ S 2 0 9)。

50

【 0 0 9 4 】

次に、現在の測定が何フレーム目であるかを判定する（ステップ S 2 1 0）。現在のフレーム数 u が、一心周期の最後のフレーム数 m 以上である場合には、この心周期での測定を終了する。 u が m より小さければ、 $u + 1$ を新たな u として、ステップ S 2 0 2 に戻り、同様の手順で測定を繰り返す。これにより、送信する超音波の音響線が移動する血管の軸またはその近傍に位置するように、リアルタイムで血管の移動を追跡することができ、血管壁の正確な形状値および性状値を求めることが可能となる。

【 0 0 9 5 】

なお、上記第 1 および第 2 の実施形態では、血管の軸は、図 1 5 において D で示すように音響線 L 1 に対して垂直な方向へ移動する場合を例示した。しかし、血管の軸は、D' で示すように深さ方向にも移動していてもよい。血管の軸が D' の方向へ移動する場合、血管の軸の運動は、音響線 L 1 と垂直な成分および平行な成分とに分けられる。このうち、音響線 L 1 と垂直な方向の成分は、第 1 および第 2 の実施形態で説明したように振動子の位置を変化させることによって相殺することができる。垂直な方向の成分が相殺されれば、結局、血管の軸は、音響線 L 1 上において移動することになるため、対象となる組織が常に音響線 L 1 上にあることになり、上述した手順による測定によって正しく、血管壁組織の形状値や性状値を求めることが可能である。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 9 6 】

本発明の超音波診断装置は、生体組織の性状特性の測定に好適に用いられ、特に弾性率を正確に測定するのに適している。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 9 7 】

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

【 図 2 】 (a) および (b) は、第 1 の実施形態で用いる探触子の構造を模式的に示す図である。

【 図 3 】 (a) は、血管の移動と振動子 1 1 a の移動を説明する模式図であり、(b) は、血管の軸と垂直な断面における超音波の反射強度の分布を示す模式図である。

【 図 4 】 第 1 の実施形態の動作を説明するフローチャートである。

【 図 5 】 (a) は、血管の位置変化を推定するための測定における振動子の位置を示している。(b) は、推定した血管の位置変化に一致するように振動子を移動させるための位置を示す図である。(c) は、血管の形状値および性状値を求めるための送信波のタイミングを示す図である。

【 図 6 】 振動子の位置を心周期ごとに変化させながら反射波の強度を測定した結果を示す図である。

【 図 7 】 第 2 の送信波の音響線上に設定する測定対象位置を説明する図である。

【 図 8 】 測定対象位置と対象組織および弾性率の関係を示す図である。

【 図 9 】 第 1 の実施形態の表示部に表示される画像の一例を示す図である。

【 図 1 0 】 本発明の超音波診断装置の第 2 の実施形態を示すブロック図である。

【 図 1 1 】 第 2 の実施形態において血管の移動を追跡する方法を説明する図である。

【 図 1 2 】 第 2 の実施形態における送信波のタイミングを示す図である。

【 図 1 3 】 第 2 の実施形態の動作を説明するフローチャートである。

【 図 1 4 】 (a) および (b) は、血管の測定を行う場合の血管と探触子との配置を説明する図である。

【 図 1 5 】 血管の軸に平行な方向への移動を説明する図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 8 】

- 1 1 探触子
- 1 1 a 振動子
- 1 2 受信部

10

20

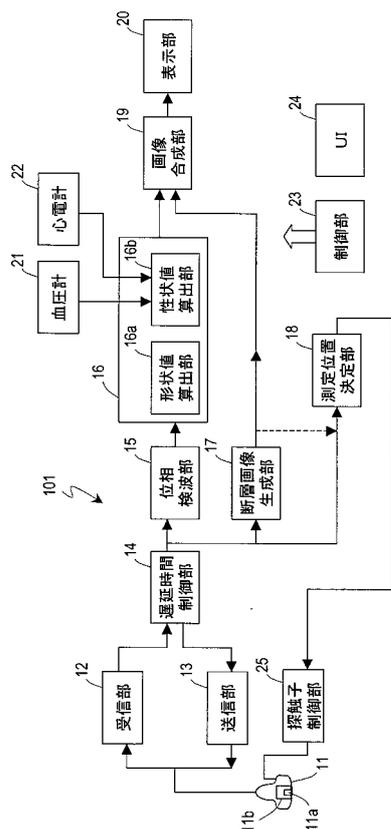
30

40

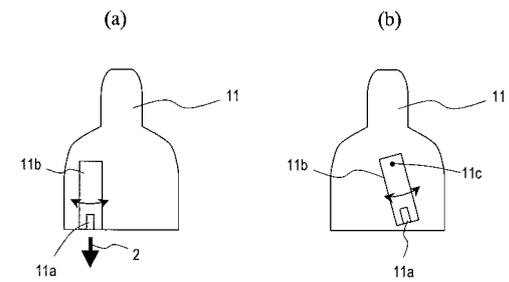
50

- 1 3 送信部
- 1 4 遅延時間制御部
- 1 5 位相検波部
- 1 6 演算部
- 1 6 a 形状値算出部
- 1 6 b 性状値算出部
- 1 7 断層画像生成部
- 1 8 測定位置決定部
- 1 9 画像合成部
- 2 0 表示部
- 2 1 血圧計
- 2 2 心電計
- 2 7 移動方向決定部
- 1 0 1、1 0 2 超音波診断装置

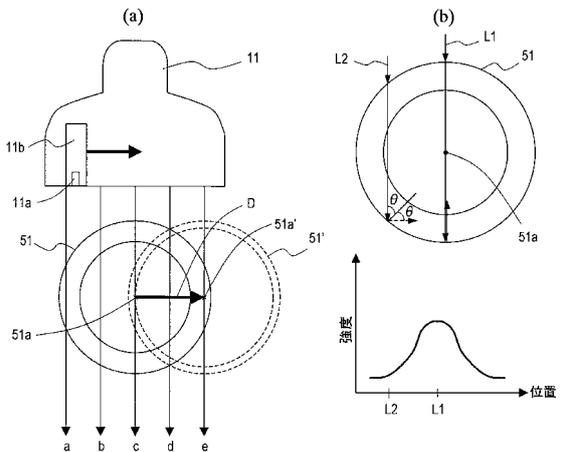
【図1】



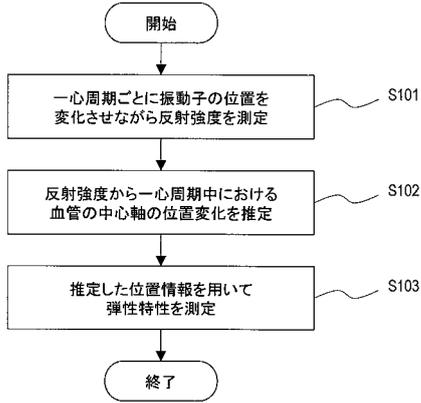
【図2】



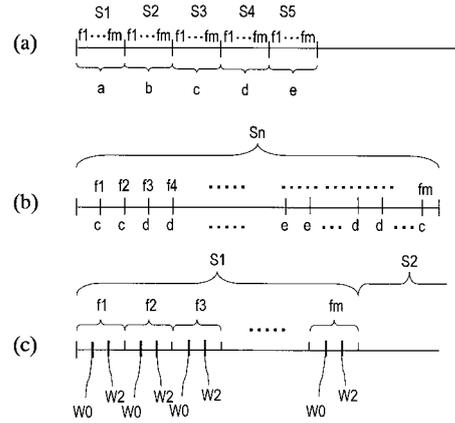
【図3】



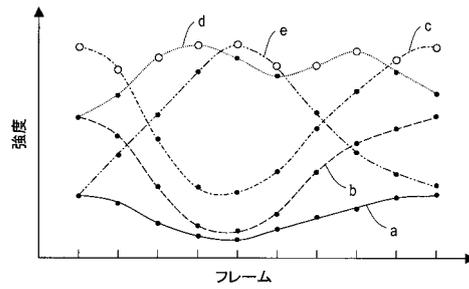
【図4】



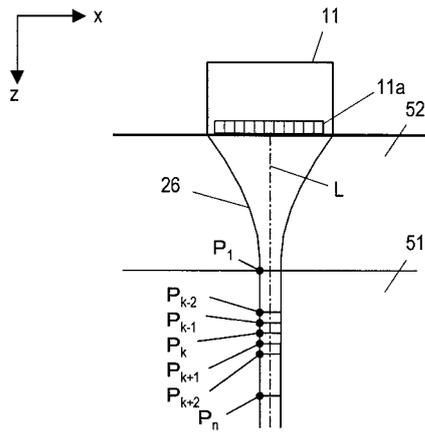
【図5】



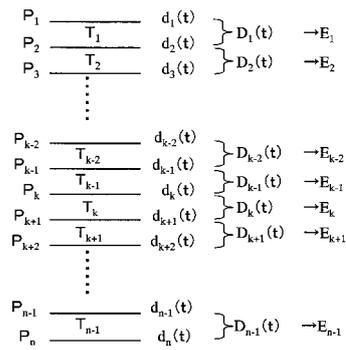
【図6】



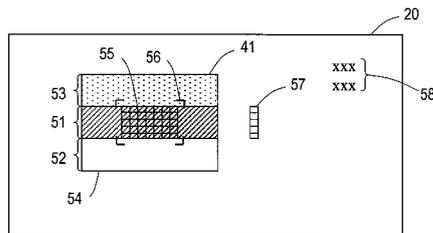
【図7】



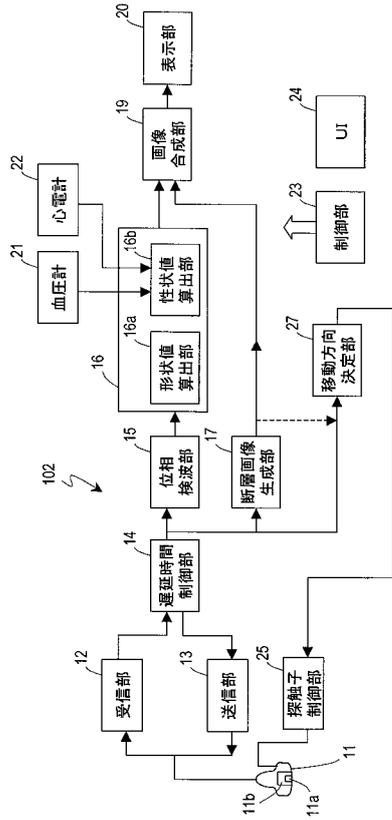
【図8】



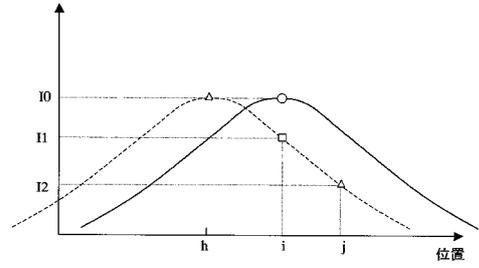
【図9】



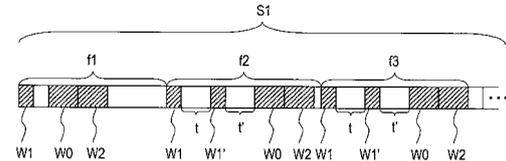
【図10】



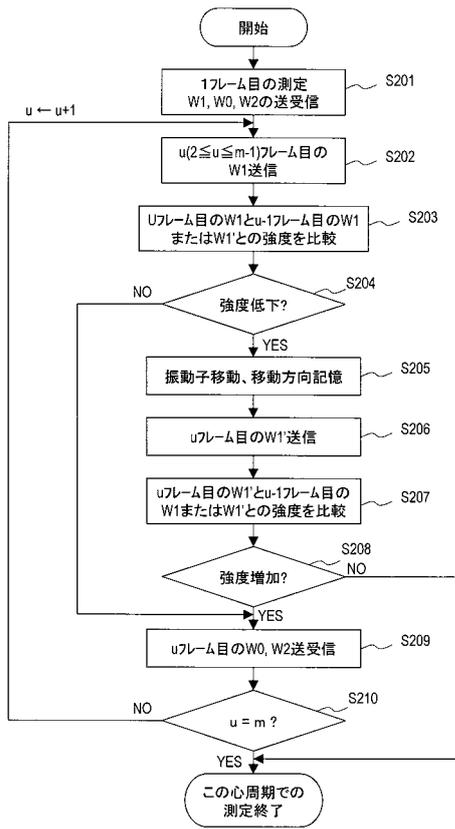
【図11】



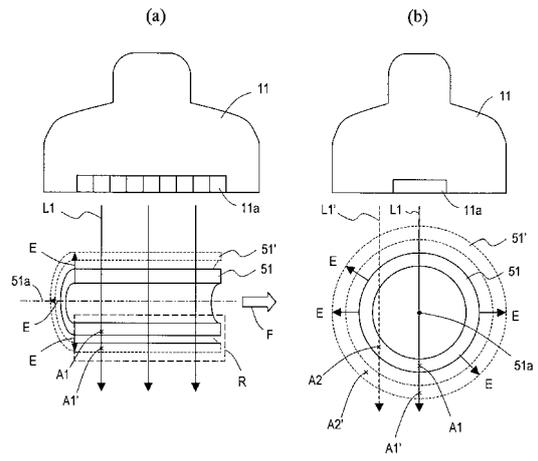
【図12】



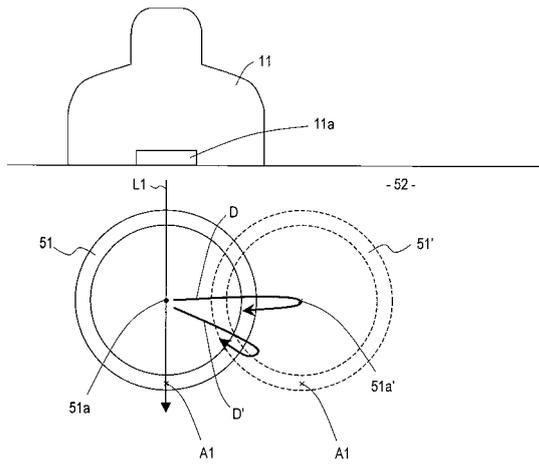
【図13】



【図14】



【 図 15 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平11 - 76233 (J P , A)
特開2003 - 180686 (J P , A)
特開2004 - 229823 (J P , A)
特開2005 - 74146 (J P , A)
特開2006 - 115937 (J P , A)
特表2007 - 521891 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B 8 / 0 8