

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体へ超音波を送信する探触子を駆動するための第 1 の駆動信号を含む N 種類 (N は 3 以上の整数) の駆動信号を生成する送信部と、

前記 N 種類の駆動信号による超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、生成した信号をそれぞれ増幅することにより、前記第 1 の駆動信号に基づく第 1 の受信信号および N - 1 個の受信エコー信号を生成する受信部と、

前記第 1 の受信エコー信号を記憶する記憶部と、

前記記憶部に記憶された前記第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第 1 の受信エコー信号の音響線上における計測領域内に M (M は 2 以上 N - 1 以下の整数) 種類のエコー領域を決定し、前記 M 種類のエコー領域における第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記受信部における N - 1 種類の受信エコー信号を生成するための増幅の利得、または、前記第 1 の駆動信号以外の N - 1 種類の駆動信号の波形を決定する調整部と、

前記 N - 1 種類の受信エコー信号から前記 M 種類のエコー領域における変位量をそれぞれ測定する変位測定部と、

前記 M 種類のエコー領域の変位量から、前記被検体の計測領域内の性状特性値を算出する性状値算出部と、

を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記 N - 1 および M は 2 であって、

前記 M 種類のエコー領域は、エコー信号の強度が相対的に大きい強エコー領域およびエコー信号の強度が相対的に小さい弱エコー領域であって、

前記送信部は、前記の第 1 の駆動信号と、第 2 および第 3 の駆動信号とを生成し、

前記受信部は、前記第 1、第 2 および第 3 の駆動信号による超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、生成した信号をそれぞれ第 1、第 2 および第 3 の利得で増幅することにより、前記第 1 の受信エコー信号と、第 2 および第 3 の受信エコー信号を生成し、

前記調整部は、前記記憶部に記憶された前記第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第 1 の受信エコー信号の音響線上における計測領域内に前記強エコー領域および前記弱エコー領域を決定し、前記強エコー領域および弱エコー領域における第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第 2 および第 3 の利得を決定し、

前記変位測定部は、前記第 2 の受信エコー信号から前記強エコー領域の変位量を測定し、前記第 3 の受信エコー信号から前記弱エコー領域の変位量を測定し、

前記性状値算出部は、前記強エコー領域の変位量および前記弱エコー領域の変位量から、前記被検体の計測領域内の性状特性値を算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記調整部は、前記第 1 の受信エコー信号の振幅値に基づき、前記第 2 および第 3 の受信エコー信号のそれぞれ前記強エコー領域および前記弱エコー領域における振幅の最大値が所定の範囲内の値になるよう、前記強エコー領域用および前記弱エコー領域用の利得を決定する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記調整部は、前記被検体の心周期に一致して前記強エコー領域用および前記弱エコー領域用の利得を決定する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記調整部は、前記被検体の変形周期内において、前記第 2 および第 3 の利得を一定に保つ請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記 N - 1 および M は 2 であって、

前記 M 種類のエコー領域は、エコー信号の強度が相対的に大きい強エコー領域およびエ

10

20

30

40

50

コー信号の強度が相対的に小さい弱エコー領域であって、

前記送信部は、前記の第 1 の駆動信号と、第 2 および第 3 の駆動信号とを生成し、

前記受信部は、前記第 1、第 2 および第 3 の駆動信号による超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、生成した信号をそれぞれ増幅することにより、前記第 1 の受信エコー信号と、第 2 および第 3 の受信エコー信号とを生成し、

前記調整部は、前記記憶部に記憶された前記第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第 1 の受信エコー信号の音響線上における計測領域内に、前記強エコー領域および前記弱エコー領域を決定し、前記強エコー領域および弱エコー領域における第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記送信部の前記第 2 および第 3 の駆動信号の波形を決定し、

10

前記変位測定部は、前記第 2 の受信エコー信号から前記強エコー領域の変位量を測定し、前記第 3 の受信エコー信号から前記弱エコー領域の変位量を測定し、

前記性状値算出部は、前記強エコー領域の変位量および前記弱エコー領域の変位量から、前記被検体の計測領域内の性状特性値を算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記調整部は、前記第 1 のエコー信号の振幅値に基づき、前記第 2 の受信エコー信号の前記強エコー領域における振幅の最大値および前記第 3 の受信エコー信号の前記弱エコー領域における振幅の最大値がそれぞれ所定の範囲内の値になるよう、前記第 2 および第 3 の駆動信号の波形を決定する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

20

前記調整部は、前記駆動信号の振幅値を調整する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記調整部は、前記被検体の心周期に一致して前記第 2 および第 3 の駆動信号の波形を決定する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記調整部は、前記被検体の変形周期内において、前記第 2 および第 3 の駆動信号の波形を一定に保つ請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記第 1 の受信エコー信号の特徴量が前記第 1 の受信エコー信号の振幅である請求項 3 または 7 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 12】

前記調整部は、前記第 1 の受信エコー信号の振幅値が所定の閾値以上の部分を前記強エコー領域と決定する請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記調整部は、前記第 1 の受信エコー信号の振幅値が所定の閾値より小さい部分を前記弱エコー領域と決定する請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記閾値が、前記第 1 の受信エコー信号の最大振幅に基づいて決定される請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

40

前記閾値が、前記第 1 の受信エコー信号の振幅の平均値に基づいて決定される請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記閾値が、前記第 1 の受信エコー信号の振幅の平均値と標準偏差とに基づいて決定される請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

前記調整部は、前記被検体に接続された心電計または心音計から前記心周期に関する情報を受け取る請求項 4 または 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記被検体の少なくとも一部は加振装置により周期的に変形し、前記調整部は前記加振

50

装置から変形の周期に関する情報を受け取る請求項 1 から 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

前記性状特性は歪み量である請求項 1 から 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

前記性状特性は弾性率である請求項 1 から 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 21】

前記被検体上に複数の音響線を設定し、複数の超音波が対応する音響線上において前記被検体を走査するように、前記送信部が前記第 1、第 2 および第 3 の駆動信号をそれぞれ複数生成し、

前記受信部は前記複数の音響線上において複数の第 1、第 2 および第 3 の受信エコー信号を生成し、

前記記憶部は、前記複数の第 1 の受信エコー信号を記憶する請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の組織性状を測定する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、そのエコー信号に含まれる情報を解析することにより、被検体内の生体情報を取得する。従来から広く用いられている超音波診断装置は、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、被検体の構造を断層画像として取得する。これにより、被検体の内部の構造を知ることができる。

【0003】

近年、エコー信号の振幅や位相情報を解析することで、被検体内の組織の動きを測定し、その組織の歪みや弾性特性、粘性特性などの組織性状を把握するという試みがある。たとえば、特許文献 1 や非特許文献 1 は、心拍に起因する血管壁に設定された測定点の変位量から歪み量を求め、歪み量と血圧差から、測定点周辺の局所的な弾性特性を求める方法および、弾性特性の空間分布を画像表示する方法を開示している。以下、これらの方法を説明する。

【0004】

動脈壁は拍動による血圧変化により変形するが、この変形度合い（歪み量）と、血圧によって生ずる動脈壁内の応力との関係から動脈壁の弾性特性が定義される。ここで、動脈壁内の応力分布を非観血的に計測することや、間接的に推定することは困難である。このため、一心拍間における動脈壁の歪み量 ε を超音波を利用して計測すると共に、別途血圧計にて計測した最低血圧 P_d と最高血圧 P_s との差、つまり、脈圧 $\Delta P = P_s - P_d$ との関係から、式 (1) で示すように動脈血管壁の弾性特性 E を定義する。

【数 1】

$$E = \frac{\Delta P}{\varepsilon} \quad (1)$$

【0005】

超音波による歪み量の計測はたとえば以下の方法によって行うことができる。

【0006】

図 12 (a) に示すように、被検体 503 中の動脈血管 502 の血管壁において、内膜側の A 点および外膜側の B 点を設定する。探触子 501 から超音波ビーム 504 を送信し、得られるエコー信号からこの 2 点間の血管壁の歪み量 ε を計測することを考える。

【0007】

10

20

30

50

時刻 t でのこの 2 点の位置をそれぞれ $XA(t)$ 、 $XB(t)$ とし、心拡張末期における心電図の R 波をトリガとして時刻 $t = 0$ を設定する。図 12 (b) は、 $XA(t)$ および $XB(t)$ の波形の一例を示している。 $t = 0$ 後、 $XA(t)$ および $XB(t)$ が減少するが、これは、血管が収縮するからである。

【0008】

初期厚さ h_0 は、 $h_0 = XB(0) - XA(0)$ で表わされ、最大厚さ変化量 Δh は、式 (2) で表わされる。

【数 2】

$$\Delta h = \text{MAX} [|XB(t) - XA(t)|] \quad (2)$$

歪み量 ε は式 (3) で表される。ここで、 $\text{MAX} [*]$ は $*$ の最大値を返す関数である。

【数 3】

$$\varepsilon = \frac{\Delta h}{h_0} = \frac{\text{MAX} [|XB(t) - XA(t)|]}{XB(0) - XA(0)} \quad (3)$$

【0009】

一般に動脈血管の拡張・収縮に伴う動脈壁の変位は数百 μm 程度であるのに対し、血管壁の最大厚さ変化量 Δh は数十 μm 程度であり、計測に用いる超音波の波長 (約 300 μm) よりも 1 桁程度小さな厚さ変化を正確に捉える必要がある。

20

【0010】

上述の説明では、内膜側と外膜側の 2 点間の歪み量 ε の算出について説明したが、特許文献 1 および非特許文献 1 で示されている方法では、図 13 に示すように、計測領域 510 内において、1 本の超音波ビーム 504 上に 80 μm 程度の間隔で複数の変位計測点を設定し、各計測点の変位量を計測する。測定に用いる超音波のパルス幅が約 400 μm 程度であることから、式 (1) の初期厚さ h_0 が 400 μm 程度となるように 2 つの計測点を選択し、その 2 点間では厚さ変化が均一であると仮定して式 (2) により最大厚さ変化量 Δh を算出し、その 2 点間の中心点における最大厚さ変化量を Δh とする。この層を血管壁の内膜側から外膜側まで変位計測点間隔分ずつ、縦方向に移動させながら、各々の計測点に関して Δh を算出する。さらに、超音波ビーム 504 を血管 502 の長軸方向に沿って数百 μm 程度の間隔で走査することによって、血管壁の軸方向と深さ方向に数千個の微小領域を設定し、各微小領域において Δh を算出する。このようにして得られた h_0 、 Δh とから各微小領域の歪み量 ε を算出し、別途血圧計にて計測した脈圧 ΔP とから、式 (1) にしたがって各微小領域 511 の弾性特性 E を得る。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献 1】特開 2000 - 229078 号

【特許文献 2】特許第 2507383 号

【特許文献 3】特開 2006 - 230618 号

【非特許文献】

【0012】

【非特許文献 1】金井他、INNERVISION 20, 9, pp. 31 - 33, 2005

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

上述の方法において、各測定点の変位量を正確に測定するためには、各測定点でのエコー信号の SN 比が大きいこと、つまり、各測定点でのエコー信号の振幅が大きく、かつ、

50

飽和していないことが必要となる。

【 0 0 1 4 】

種々の受信装置などには、受信信号の強度を一定に保つため、自動利得調整回路（A G C）が備えられている。しかし、A G Cはテレビ映像信号のような連続した信号を対象としているため、公知のA G Cの特許文献1や非特許文献1に開示された超音波診断装置に用いると、エコー強度の弱い部分から強い部分へ切り替わるところで受信信号が飽和してしまう。

【 0 0 1 5 】

このような問題を解決するため、特許文献2は、超音波深傷用受信装置において、時間ゲート回路を用いて対象物からのエコー信号のピークを検出し、そのピークが最大になるように利得を調整することを開示している。しかし、この手法を特許文献1や非特許文献1で開示されている超音波診断装置に適用する場合、1つの音響線を構成するエコーの受信中に利得が変化してしまい、測定点の変位を正確に測定できないという問題が生じる。

【 0 0 1 6 】

特許文献3は、受信されたエコー信号の最大値に基づき、被検体の変形の周期に同期して、エコー信号の利得または被検体へ照射する超音波部信号の強度の少なくとも一方を調整することを開示している。しかし、一般に生体組織からのエコー信号の強度は、対象組織の構造によって大きく異なる。このため、動脈血管の軸に対して垂直に音響走査線を設定し、超音波を送信してエコー信号を取得した場合、血流 - 内膜境界や中膜 - 外膜境界付近などのエコー強度が非常に高い部分と、内中膜領域や周辺組織などに存在するエコー強度の弱い部分とで、エコー信号のS N比が大きく異なってしまい、測定対象領域内で変位測定精度に大きなばらつきが生じてしまう。

【 0 0 1 7 】

本発明は、このような従来技術の問題点を解決し、被検体の性状特性を精度良く測定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 8 】

本発明の超音波診断装置は、被検体へ超音波を送信する探触子を駆動するための第1の駆動信号を含むN種類（Nは3以上の整数）の駆動信号を生成する送信部と、前記N種類の駆動信号による超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、生成した信号をそれぞれ増幅することにより、前記第1の駆動信号に基づく第1の受信信号およびN - 1個の受信エコー信号を生成する受信部と、前記第1の受信エコー信号を記憶する記憶部と、前記記憶部に記憶された前記第1の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第1の受信エコー信号の音響線上における計測領域内にM（Mは2以上N - 1以下の整数）種類のエコー領域を決定し、前記M種類のエコー領域における第1の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記受信部におけるN - 1種類の受信エコー信号を生成するための増幅の利得、または、前記第1の駆動信号以外のN - 1種類の駆動信号の波形を決定する調整部と、前記N - 1種類の受信エコー信号から前記M種類のエコー領域における変位量をそれぞれ測定する変位測定部と、前記M種類のエコー領域の変位量から、前記被検体の計測領域内の性状特性値を算出する性状値算出部とを備える。

【 0 0 1 9 】

ある好ましい実施形態において、前記N - 1およびMは2であって、前記M種類のエコー領域は、エコー信号の強度が相対的に大きい強エコー領域およびエコー信号の強度が相対的に小さい弱エコー領域であって、前記送信部は、前記第1の駆動信号と、第2および第3の駆動信号とを生成し、前記受信部は、前記第1、第2および第3の駆動信号による超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、生成した信号をそれぞれ第1、第2および第3の利得で増幅することにより前記第1の受信エコー信号と、第2および第3の受信エコー信号とを生成し、前記調整部は、前記記憶部に記憶された前記第1の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第1の受信エコー信号の音響線上における計測領域内に前記強エコー領域および前記弱エコー領域を決定し

、前記強エコー領域および弱エコー領域における第1の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第2および第3の利得を決定し、前記変位測定部は、前記第2の受信エコー信号から前記強エコー領域の変位量を測定し、前記第3の受信エコー信号から前記弱エコー領域の変位量を測定し、前記性状値算出部は、前記強エコー領域の変位量および前記弱エコー領域の変位量から、前記被検体の計測領域内の性状特性値を算出する。

【0020】

ある好ましい実施形態において、前記N-1およびMは2であって、前記M種類のエコー領域は、エコー信号の強度が相対的に大きい強エコー領域およびエコー信号の強度が相対的に小さい弱エコー領域であって、前記送信部は、前記第1の駆動信号と、第2および第3の駆動信号とを生成し、前記受信部は、前記第1、第2および第3の駆動信号による超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、生成した信号をそれぞれ増幅することにより前記第1の受信エコー信号と、第1、第2および第3の受信エコー信号とを生成し、前記調整部は、前記記憶部に記憶された前記第1の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第1の受信エコー信号の音響線上における計測領域内に、前記強エコー領域および前記弱エコー領域を決定し、前記強エコー領域および弱エコー領域における第1の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記送信部の前記第2および第3の駆動信号の波形を決定し、前記変位測定部は、前記第2の受信エコー信号から前記強エコー領域の変位量を測定し、前記第3の受信エコー信号から前記弱エコー領域の変位量を測定し、前記性状値算出部は、前記強エコー領域の変位量および前記弱エコー領域の変位量から、前記被検体の計測領域内の性状特性値を算出する。

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記被検体の変形周期内において、前記第2および第3の利得を一定に保つ。

【0022】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記被検体の変形周期内において、前記第2および第3の駆動信号の波形を一定に保つ。

【0023】

ある好ましい実施形態において、前記第1の受信エコー信号の特徴量が前記第1の受信エコー信号の振幅である。

【0024】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記第1の受信エコー信号の振幅値に基づき、前記第2の受信エコー信号の強エコー領域における振幅値および第3の受信エコー信号の前記弱エコー領域における振幅値がそれぞれ所定の範囲内になるよう、前記第2および第3の利得を決定する。

【0025】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記第1の受信エコー信号の振幅値に基づき、前記第2の受信エコー信号の強エコー領域における振幅値および第3の受信エコー信号の前記弱エコー領域における振幅値がそれぞれ所定の範囲内になるよう、第2および第3の駆動信号の波形を決定する。

【0026】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記第1の受信エコー信号の振幅値が所定の閾値以上の部分を前記強エコー領域と決定する。

【0027】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記第1の受信エコー信号の振幅値が所定の閾値より小さい部分を前記弱エコー領域と決定する。

【0028】

ある好ましい実施形態において、前記閾値が、前記第1の受信エコー信号の最大振幅に基づいて決定される。

【0029】

ある好ましい実施形態において、前記閾値が、前記第1の受信エコー信号の振幅の平均

値に基づいて決定される。

【 0 0 3 0 】

ある好ましい実施形態において、前記閾値が、前記第 1 の受信エコー信号の振幅の平均値と標準偏差とに基づいて決定される。

【 0 0 3 1 】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記第 1 の受信エコー信号の振幅値に基づき、前記第 2 および第 3 の受信エコー信号のそれぞれ前記強エコー領域および前記弱エコー領域における振幅の最大値が所定の範囲内の値になるよう、前記強エコー領域用および前記弱エコー領域用の利得を決定する。

【 0 0 3 2 】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記第 1 のエコー信号の振幅値に基づき、前記第 2 の受信エコー信号の前記強エコー領域における振幅の最大値および前記第 3 の受信エコー信号の前記弱エコー領域における振幅の最大値がそれぞれ所定の範囲内の値になるよう、前記第 2 および第 3 の駆動信号の波形を決定する。

【 0 0 3 3 】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記被検体の心周期に一致して前記強エコー領域用および前記弱エコー領域用の利得を決定する。

【 0 0 3 4 】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記被検体の心周期に一致して前記第 2 および第 3 の駆動信号の波形を決定する。

【 0 0 3 5 】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記被検体に接続された心電計または心音計から前記心周期に関する情報を受け取る。

【 0 0 3 6 】

ある好ましい実施形態において、前記被検体の少なくとも一部は加振装置により周期的に変形し、前記調整部は前記加振装置から変形の周期に関する情報を受け取る。

【 0 0 3 7 】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記駆動信号の振幅値を調整する。

【 0 0 3 8 】

ある好ましい実施形態において、前記性状特性は歪み量である。

【 0 0 3 9 】

ある好ましい実施形態において、前記性状特性は弾性率である。

【 0 0 4 0 】

ある好ましい実施形態において、前記被検体上に複数の音響線を設定し、複数の超音波が対応する音響線上において前記被検体を走査するように、前記送信部が前記第 1、第 2 および第 3 の駆動信号をそれぞれ複数生成し、前記受信部は前記複数の音響線上において複数の第 1、第 2 および第 3 の受信エコー信号を生成し、前記記憶部は、前記複数の第 1 の受信エコー信号を記憶する。

【 発明の効果 】

【 0 0 4 1 】

本発明によれば、第 1 の駆動信号による第 1 の受信エコー信号を用いて被検体の計測領域中に受信エコー信号の信号強度が強い強エコー領域と信号強度が弱い弱エコー領域とを決定し、第 1 の受信エコー信号の強エコー領域および弱エコー領域における信号強度に関する特徴量から第 2 および第 3 の利得を決定する。決定した第 2 および第 3 の利得を用いて増幅された第 2 および第 3 の受信エコー信号は、それぞれ、強エコー領域および弱エコー領域における信号強度が飽和しない範囲で最も大きくできる。このため、S/N 比の高い受信エコー信号を利用することができ、計測領域全体において同程度に精度の高い測定結果を得ることが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 2 】

10

20

30

40

50

【図 1】図 1 は本発明の超音波診断装置の一実施形態を示すブロック図である。

【図 2】図 2 (a) および図 2 (b) は、それぞれ受信部の構成を示すブロック図である。

【図 3】図 3 (a) は図 1 の超音波診断装置によって得られる断層画像の一例を示し、図 3 (b) は計測領域を走査する超音波およびその音響線上に設定される変位計測点を説明する図である。図 3 (c) はある音響線上で得られた受信エコー信号の信号強度を示す図である。

【図 4】図 4 (a) は第 1 の駆動信号の波形を示し、図 4 (b) は第 1 の受信エコー信号の波形を示し、図 4 (c) は第 1 の受信エコー信号の信号強度曲線を示している。

【図 5】図 5 (a) は第 2 の駆動信号の波形を示し、図 5 (b) は第 2 の受信エコー信号の波形を示し、図 5 (c) は第 2 の受信エコー信号の信号強度曲線を示している。

【図 6】図 6 (a) は第 3 の駆動信号の波形を示し、図 6 (b) は第 3 の受信エコー信号の波形を示し、図 6 (c) は第 3 の受信エコー信号の信号強度曲線を示している。

【図 7】図 7 (a) ~ 図 7 (c) は、強エコー領域および弱エコー領域と第 2 および第 3 の受信エコー信号との関係を示す模式図である。

【図 8】図 8 は送信駆動信号と利得との関係を示すタイミングチャートである。

【図 9】図 9 (a) ~ 図 9 (c) は、計測領域を走査する場合の第 1、第 2 および第 3 の駆動信号のタイミングを説明する模式図である。

【図 10】図 10 (a) および図 10 (b) は、駆動信号を調整する場合の波形例を示している。

【図 11】図 11 は、静止臓器の弾性特性を求めるための構成を示す模式図である。

【図 12】図 12 (a) および図 12 (b) は、血管壁に設定した変位計測点における変位量の波形を測定する方法を示す模式図および変位波形の一例を示す。

【図 13】図 13 は従来の弾性特性の測定方法を説明する模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0043】

以下図面を参照しながら、本発明の実施形態を説明する。

【0044】

図 1 は、本発明による超音波診断装置の一実施形態を示すブロック図である。本実施形態の超音波診断装置は被検体の形状特性または性状特性を測定する。特に、被検体が生体である場合において、動脈壁組織の弾性特性を測定するのに好適に用いられる。以下では、被検体中の動脈壁組織の性状特性値を測定する場合を例に挙げて本実施形態を説明する。動脈は心臓が血液を駆出することによって、周期的に拡張および収縮を繰り返すように変形している。

【0045】

図 1 に示すように、本実施形態の超音波診断装置は、送信部 102、受信部 103、断層画像処理部 104、性状値算出部 105、画像合成部 106、記憶部 110、調整部 111 および変位測定部 112 を備える。また、これら各部を制御する制御部 100 を含んでいる。制御部 100 には、図示していないキーボードやトラックボール、スイッチ、ボタンといったユーザーインターフェースが接続されており、操作者がユーザーインターフェースを介して制御部 100 に指令を入力することにより、制御部 100 が超音波診断装置の各部を制御する。制御部 100 はマイクロコンピュータなどによって構成される。また、性状値算出部 105、画像合成部 106、記憶部 110、調整部 111 および変位測定部 112 はソフトウェアによって以下で説明する機能が実現されていてもよい。

【0046】

超音波診断装置には、探触子 101 およびモニタ 107 が接続される。探触子 101 には汎用のものを用いることができ、本実施形態の超音波診断装置が探触子 101 を備えていてもよい。動脈壁組織の性状特性値の二次元分布を得るためには、探触子 101 は二次元または三次元アレイプローブであることが好ましい。モニタ 107 は測定結果を表示できるものであれば、どのようなものであってもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

超音波診断装置にはさらに血圧値取得部 1 0 8 および同期信号検出器 1 0 9 が接続される。血圧値取得部 1 0 8 は、たとえば、血圧計であり、被検体の最高血圧および最低血圧を計測し、超音波診断装置へ出力する。同期信号検出器 1 0 9 はたとえば、心電計であり、心周期に同期した信号を超音波診断装置へ出力する。以下において詳細に説明するように、たとえば、被検体から取得した心電波形の R 波を超音波診断装置へ出力する。

【 0 0 4 8 】

送信部 1 0 2 は、制御部 1 0 0 の制御に基づき、被検体へ超音波を送信する探触子 1 0 1 を駆動するための駆動信号を生成する。送信部 1 0 2 は、以下において詳細に説明するように、用途の異なる第 1、第 2 および第 3 の駆動信号を生成し、探触子 1 0 1 へ出力する。駆動信号には複数のパルス信号が含まれる。

10

【 0 0 4 9 】

本発明では同一の音響線上で取得される受信エコー信号のうち、エコーが強い領域と弱い領域とで信号の利得を変化させる。前述したように、ひとつの受信エコー信号において途中で利得の値を変更すれば、変位量が不正確になるため、2 つの駆動信号、つまり、第 2 および第 3 の駆動信号を用いる。また、音響線上の計測領域内において、エコーが強い領域であるのか弱い領域であるのかを判定するために第 1 の駆動信号を用いる。これらの駆動信号については、以下において詳細に説明する。

【 0 0 5 0 】

探触子 1 0 1 は、複数の圧電体振動子を含み、駆動信号の印加によって各圧電体振動子が振動し、超音波を生成する。より具体的には、送信部 1 0 2 によって印加される第 1、第 2 および第 3 の駆動信号により超音波がそれぞれ生成し、生成した超音波は、被検体へ向けて送信される。被検体において反射した超音波はエコーとして探触子 1 0 1 へ戻る。探触子 1 0 1 は受信したエコーを電気信号に変換し、第 1、第 2 および第 3 の検出信号を生成する。

20

【 0 0 5 1 】

受信部 1 0 3 は、たとえば図 2 (a) に示すように、プリアンプ 1 0 3 a、ゲインコントロールアンプ 1 0 3 b および A / D コンバータ 1 0 3 c を含む。プリアンプ 1 0 3 a は、探触子 1 0 1 が受信した第 1、第 2 および第 3 の検出信号を所定の利得で増幅し、第 1、第 2 および第 3 の受信エコー信号を得る。ゲインコントロールアンプ 1 0 3 b は、調整部 1 1 1 からの制御信号に基づいて利得を変化させることが可能である。より具体的には、調整部 1 1 1 からの制御信号に基づいて第 1、第 2 および第 3 の検出信号を第 1、第 2 および第 3 の利得で増幅する。得られた第 1、第 2 および第 3 の受信エコー信号は A / D コンバータ 1 0 3 c へ出力され、それぞれデジタル信号に変換される。なお、図 1 および図 2 (a) には示していないが、受信部 1 0 3 はビームフォーマをさらに含み、探触子 1 0 1 の複数の圧電体振動子のそれぞれの遅延時間を制御する。これにより、探触子 1 0 1 の複数の圧電体振動子で検出したエコーによる信号が、所定方向から得られる反射波となるようにプリアンプ 1 0 3 a に入力される前に合成される。

30

【 0 0 5 2 】

本実施形態では、性状値を求めるために、受信エコー信号は A / D コンバータ 1 0 3 c によってデジタル処理される。このため、A / D コンバータ 1 0 3 c の A / D 変換のダイナミックレンジの上限が受信エコー信号の飽和レベルとなる。ただし、本発明に A / D コンバータは必須ではなく、受信エコー信号をアナログ処理する場合でも、信号処理が正しく行える振幅の上限が存在し、その上限が受信エコー信号の飽和レベルとなる。

40

【 0 0 5 3 】

記憶部 1 1 0 は、デジタル化された第 1 の受信エコー信号を記憶する。調整部 1 1 1 は、記憶部 1 1 0 に記憶された第 1 の受信エコー信号の特徴量、特に信号強度に関する特徴量に基づき、第 1 の受信エコー信号の音響線上における計測領域内で、信号強度が相対的に大きい強エコー領域および信号強度が相対的に小さい弱エコー領域を決定する。さらに強エコー領域および弱エコー領域における第 1 の受信エコー信号の信号強度に関する特徴

50

量に基づき、第2および第3の利得を決定する。決定した利得で第2および第3の検出信号を増幅するように受信部103に指令を出力する。

【0054】

変位測定部112は、受信部103から第2および第3の受信エコー信号を取得し、第2の受信エコー信号から強エコー領域の変位量を測定する。また、第3の受信エコー信号から弱エコー領域の変位量を測定する。変位測定部112および性状値算出部105における演算は、たとえば、特許文献1および非特許文献1に開示された方法により行うことができる。

【0055】

性状値算出部105は、強エコー領域の変位量および弱エコー領域の変位量から、被検体の計測領域内の性状特性値、具体的には、弾性特性や歪み量、粘性特性などを算出する。たとえば、強エコー領域内にある変位計測点の変位量および弱エコー領域内にある変位計測点の変位から、任意の2つの測定点間の厚さ変化量（歪み量）を求める。さらに、血圧値取得部108から被検体の最高血圧および最低血圧に関する情報を受け取り、これらを用いて被検体組織の弾性特性を求める。算出された弾性特性や歪み量などの性状値は画像合成部106へ出力される。

10

【0056】

断層画像処理部104は、フィルタ、検波器、対数増幅器などからなり、受信エコー信号の主に振幅を解析して、被検体の内部構造を画像化した断層画像のデータを生成する。得られた断層画像のデータは画像合成部106に出力される。

20

【0057】

画像合成部106は、断層画像処理部104から得られた断層画像の上に、性状値算出部105によって得られた弾性特性の二次元分布画像を重畳し、モニタ107に表示させる。性状値算出部105で求めた弾性特性などを数値のままモニタ107に表示してもよいし、統計処理をほどこし、グラフ化してもよい。モニタ107の表示は、被検体の変形の周期に同期して更新するようにしてもよい。

【0058】

以下、本実施形態の超音波診断装置の動作をより具体的に説明する。図3(a)は、本実施形態の超音波診断装置により得られる頸動脈血管壁200近傍の断層画像を示している。この断層画像は、図3(b)に示すように、計測領域511内において被検体をm本の超音波ビーム504で走査することにより得られる。各超音波ビーム504の音響線上には変位計測点506が所定の間隔で設定され、前述したように、各変位計測点での変位量が算出され、算出された変位量から弾性特性が算出される。

30

【0059】

図3(a)に示す断層画像は通常、被検体の1心周期中、複数枚取得され、リアルタイムで画像が更新される。各断層画像はフレームと呼ばれる。以下の説明では、まず、図3(b)における1本の音響線上において計測を行う場合を例に挙げて説明する。

【0060】

図3(c)は、図3(a)の破線504で示す音響線上において得られた受信エコー信号強度の計測領域における深さ方向の分布曲線である。図3(c)において200で示される領域が頸動脈血管壁である。たとえば、頸動脈血管壁の弾性特性を測定する場合、頸動脈血管壁200における受信エコー信号の強度分布は非常に広い。本実施形態の超音波診断装置では、このようにエコー強度が大きく異なる部分を測定領域に含む場合において、まず、エコー強度が強い領域と弱い領域とを決定する。

40

【0061】

このために第1の駆動信号を用いる。図4(a)は第1の駆動信号211の波形を示しており、図4(b)は第1の駆動信号211による超音波が被検体で反射し、得られた第1の受信エコー信号212の波形を示している。また、図4(c)は、第1の受信エコー信号212の信号強度213を示している。これらの図において、横軸は、測定領域内の深さ方向の位置を示している。

50

【 0 0 6 2 】

探触子 1 0 1 によって受信された第 1 の検出信号は、受信部 1 0 3 において第 1 の利得で増幅され、第 1 の受信エコー信号が生成する。この第 1 の利得は、第 1 の受信エコー信号 2 1 2 の最大振幅部分が飽和しない値にあらかじめ設定されており、第 1 の受信エコー信号 2 1 2 は記憶部 1 1 0 に記憶されている。

【 0 0 6 3 】

調整部 1 1 1 は、記憶部 1 1 0 から第 1 の受信エコー信号 2 1 2 のデータを読み込み、第 1 の受信エコー信号 2 1 2 の特徴量に基づき、第 1 の受信エコー信号 2 1 2 の音響線上における計測領域内に強エコー領域および弱エコー領域を決定する。特徴量としては、第 1 の受信エコー信号の強度を示す特徴量を算出することが好ましい。たとえば、第 1 の受信エコー信号の包絡線検波波形、もしくは、第 1 の受信エコー信号の対数表示を信号強度曲線 2 1 3 として用いる。あるいは、第 1 の受信エコー信号の絶対値を求め、そのまま振幅値として利用してもよい。

10

【 0 0 6 4 】

次に、たとえば、第 1 の受信エコー信号の最大振幅に基づいて閾値を定める。たとえば、信号強度曲線 2 1 3 の最大値 S_1 を 1 として、最大値の $1 / 10$ を閾値として決定する。閾値よりも信号強度が小さい部分を第 1 の受信エコー信号の計測領域内において弱エコー領域 2 0 2 として決定する。より具体的には、閾値よりも信号強度が小さい変位計測点を特定し、特定された変位計測点が弱エコー領域 2 0 2 に属すると決定する。また、信号強度が閾値以上である部分を強エコー領域 2 0 1 と決定する。つまり信号強度が閾値以上である変位計測点を特定し、特定された変位計測点が強エコー領域 2 0 1 に属すると決定する。なお、図 4 (c) では、2 つの強エコー領域 2 0 1 の外側の領域は計測領域外であるとしているため、2 つの強エコー領域 2 0 1 の外側に位置している信号強度の小さい部分は弱エコー領域 2 0 2 と決定していない。閾値は、第 1 の受信エコー信号の振幅の平均値に基づいて決定してもよい。あるいは、第 1 の受信エコー信号の振幅の平均値および標準偏差を求め、平均値および標準偏差に基づいて閾値を決定してもよい。また、計測領域内において、強エコー領域 2 0 1 および弱エコー領域 2 0 2 が少なくとも 1 つずつ含まれるように閾値を決定することが好ましい。

20

【 0 0 6 5 】

続いて、強エコー領域 2 0 1 における第 1 の受信エコー信号の特徴量、つまり、信号強度曲線 2 1 3 に基づいて、第 2 の利得を決定する。この第 2 の利得は、第 2 の受信エコー信号を増幅したときに、強エコー領域 2 0 1 の部分で信号が飽和しないように決定される。具体的には、強エコー領域 2 0 1 における信号強度曲線 2 1 3 の最大値を S_1 とし、第 2 の利得を G_2 とし、受信部の飽和レベルを L_{max} とした場合、 $S_1 \times G_2$ が L_{max} を超えないように G_2 を決定する。たとえば、 $S_1 \times G_2 = 0.8 \times L_{max}$ と設定する。

30

【 0 0 6 6 】

同様に、弱エコー領域 2 0 2 における第 1 の受信エコー信号の特徴量、つまり、信号強度曲線 2 1 3 に基づいて、第 3 の利得を決定する。この第 3 の利得は、第 3 の受信エコー信号を増幅したときに、弱エコー領域 2 0 2 において信号が飽和しないように決定される。具体的には、弱エコー領域 2 0 2 における信号強度曲線 2 1 3 の最大値を S_2 とし、第 3 の利得を G_3 とし、受信部 1 0 3 の飽和レベルを L_{max} とした場合、 $S_2 \times G_3$ が L_{max} を超えないように G_3 を決定する。たとえば、 $S_2 \times G_3 = 0.8 \times L_{max}$ と設定する。この場合、第 2 の利得 G_2 よりも第 3 の利得 G_3 のほうが大きい。

40

【 0 0 6 7 】

このように設定した第 2 および第 3 の利得を用いて第 2 および第 3 の駆動信号を送信し、計測を行う。図 5 (a) に示すように第 2 の駆動信号 2 2 1 を生成し、探触子 1 0 1 を駆動する。図 5 (b) は、受信した信号を第 2 の利得で増幅することにより得られた第 2 の受信エコー信号 2 2 2 の波形を示している。また、図 5 (c) は、第 2 の受信エコー信号 2 2 2 の信号強度曲線 2 2 3 を示している。図 5 (c) に示すように、強エコー領域 2 0 1 の最大振幅は受信部 1 0 3 の飽和レベル L_{max} の 0.8 倍以内に収まり、飽和しない

50

。これは、上述したように第2の利得G2を決定したからである。このように、第2の受信エコー信号222は、強エコー領域201において飽和せず、かつ十分な強度となるように増幅されている。

【0068】

続いて図6(a)に示すように、第3の駆動信号231を生成し、探触子101を駆動する。図6(b)は、受信した信号を第3の利得で増幅することにより得られた第3の受信エコー信号232の波形を示している。また、図6(c)は、第3の受信エコー信号232の信号強度曲線233を示している。図6(c)に示すように、弱エコー領域202の最大振幅は受信部103の飽和レベル L_{max} の0.8倍以内に収まり、飽和しない。これは、上述したように第3の利得G3を決定したからである。このように、第3の受信エコー信号232は、弱エコー領域202において飽和せず、かつ十分な強度となるように増幅されている。このとき、強エコー領域201では振幅は受信部103の飽和レベル L_{max} に達してしまっており、信号が正しく増幅されていない。しかし、第3の受信エコー信号の強エコー領域201における部分は計測に使用されないため、計測に影響を与えない。

10

【0069】

このようにして第2および第3の利得で増幅された第2および第3の受信エコー信号は、変位測定部112に出力され、各変位計測点における変位量が求められる。このとき、変位測定部112は、調整部111から、強エコー領域201および弱エコー領域202に含まれる変位計測点の情報を取得し、変位量の算出に利用する。図7(a)に示すように、第2の受信エコー信号222は、強エコー領域201内にある変位計測点の変位量を求めるためだけに使用される。同様に図7(b)に示すように、第3の受信エコー信号232は、弱エコー領域202内にある変位計測点の変位量を求めるためだけに使用される。つまり、図7(c)に示すように、同一音響線239上において、強エコー領域201内では、第2の利得G2で増幅された第2の受信エコー信号のうち、強エコー領域201内の信号部分222aを利用し、弱エコー領域202内では、第3の利得G3で増幅された第3の受信エコー信号のうち、弱エコー領域202内の信号部分232aを利用する。したがって、1つの音響線上において得られる受信エコー信号が異なる利得で増幅されたのと同じ結果を得ることができ、1つの音響線上の受信エコー信号のうち、信号強度が強い領域では、受信エコー信号は飽和しない程度に適切な利得で信号が増幅され、信号強度が弱い領域では、従来に比べて、十分大きなレベルで信号が増幅されている。

20

30

【0070】

このため、信号強度が強い領域および弱い領域においてほぼ同程度の精度で変位量を測定することが可能となる。その結果、従来は比較的測定精度が低かった受信エコー信号の弱かった領域の変位量も高い精度で計測を行うことができる。

【0071】

また、各変位計測点に着目した場合、変位量の算出に用いる受信エコー信号は第2の受信エコー信号または第3の受信エコー信号のいずれかであり、途中で変わることはない。このため、正しく変位量を算出することができる。

【0072】

上述したように、超音波による計測は1心周期中複数回行われる。したがって、上述した手順を複数回繰り返すことになる。ただし、受信エコー信号の信号強度の強弱は被検体の組織の差異に依存するため、計測中に得られる信号強度は大きくは変化しない。つまり、信号強度が弱い計測領域は、概ね常に信号強度が弱く、その強度も大きく変化することはない。したがって、一度、強エコー領域201および弱エコー領域202を決定し、また、第2および第3の利得を決定したら、以降の計測においても同じ値を用いて受信エコー信号を増幅することができる。したがって、上述した第1の駆動信号を用い、強エコー領域201および弱エコー領域202を決定し、また、第2および第3の利得を決定する手順は、たとえば、1心周期中に1回、あるいは、数回行えば十分である。心周期に一致して行えばよく、数心周期に1回程度に強エコー領域201および弱エコー領域202と

40

50

第2および第3の利得を決定してもよい。

【0073】

図8は、1心周期中に1回のみ第1の駆動信号を送信する場合における送信信号の駆動波形と、受信部103で用いる利得との関係を示すタイミングチャートである。心電図のR波251をトリガとして1心周期を決定する場合、R波251を検出後、第1の駆動信号211を1回生成し、所定の利得G1で第1の受信エコー信号を取得し、強エコー領域201および弱エコー領域202を決定する。また、第2および第3の利得G2、G3を決定する。その後、続いて、第2および第3の駆動信号221、231を生成し、第2および第3の検出信号を決定した第2および第3の利得G2、G3で増幅することにより、第2および第3の受信エコー信号を生成する。これ以降、同一音響線上で計測を行う場合には、第2および第3の駆動信号221、231のみを繰り返し送信し、最初に決定した第2および第3の利得G2、G3で第2および第3の受信エコー信号222、232を生成すればよい。次のR波251を受信した場合には、再び第1の駆動信号211を生成して、その心周期中に用いられる強エコー領域201および弱エコー領域202と、第2および第3の利得を決定する。

10

【0074】

以上、1本の音響線上において計測を行う場合を例に挙げて説明した。次に、2次元で計測を行う場合における駆動信号のタイミングを説明する。

【0075】

図9(a)に示すように、1心周期中nフレーム分計測を行うとする。この場合、図2(b)に示すように各フレームにおいて被検体の測定領域511をm本の超音波で走査する。1心周期の最初のフレーム、つまり、第1フレームでは、上述したように第1の駆動信号を送信して、強エコー領域201および弱エコー領域202と、第2および第3の利得を決定する必要がある。図9(b)に示すように、まず第1の駆動信号211をm回送信し、測定領域を走査する。これにより1～m番目の各音響線上において、それぞれ、強エコー領域201および弱エコー領域202と、第2および第3の利得を決定する。続いて、第2の駆動信号をm回送信し、測定領域を走査する。各音響線上で得られる第2の検出信号を第2の利得を用いて増幅し、第2の受信エコー信号を得る。次に第3の駆動信号をm回送信し、測定領域を走査する。各音響線上で得られる第3の検出信号を第3の利得を用いて増幅し、第3の受信エコー信号を得る。これで、第1フレーム目の計測が終了する。以降第2～第nフレームでは、上述したように第2および第3の駆動信号を送信し、第1フレームで決定した第2および第3の利得を用いて、第2および第3の受信エコー信号を取得する。

20

30

【0076】

変位測定部112は、音響線ごとに上述したように第2および第3の受信エコー信号を用いて、各音響線上の変位計測点の変位量を求める。これにより、計測領域の変位量を2次元で求めることができ、弾性特性の二次元分布画像を求めることができる。

【0077】

このように音響線ごとに、強エコー領域201および弱エコー領域202と第2および第3の利得とを求める場合、音響線と垂直な方向に被検体の組織が均一でなくても計測領域全体で精度の高い計測が可能となる。逆に、音響線と垂直な方向に被検体の組織が均一であることがわかっている場合、たとえば、頸動脈が表皮に対してほぼ平行に位置していることが断層画像などから明らかである場合には、すべての音響線上において、強エコー領域201および弱エコー領域202と第2および第3の利得とを求める必要はない。たとえば、所定の間隔で選択した音響線上でのみ強エコー領域201および弱エコー領域202と第2および第3の利得とを求め、他の音響線上の測定には、隣接する音響線において求められた強エコー領域201および弱エコー領域202と第2および第3の利得とを用いてもよい。

40

【0078】

このように本発明によれば、第1の駆動信号による第1の受信エコー信号を用いて被検

50

体の計測領域中に受信エコー信号の信号強度が強い強エコー領域と信号強度が弱い弱エコー領域とを決定し、第1の受信エコー信号の強エコー領域および弱エコー領域における信号強度に関する特徴量から第2および第3の利得を決定する。決定した第2および第3の利得を用いて増幅された第2および第3の受信エコー信号は、それぞれ、強エコー領域および弱エコー領域における信号強度が飽和しない範囲で最も大きくなっている。このため、強エコー領域については第2の受信エコー信号を用い、弱エコー領域については第3の受信エコー信号を用いて変位量や性状特性値を求めることによって、計測領域全体において同程度に精度の高い測定結果を得ることが可能となる。したがって、被検体の測定領域に動脈血管壁が含まれる場合、受信エコー信号の弱い内中膜領域や周辺組織においても、受信エコー信号の強いその他の領域と同程度の精度で変位量を求めることが可能となる。

10

【0079】

なお、上記実施形態では、調整部111は第1の受信エコー信号から第2および第3の利得を決定した。しかし、図1において破線で示すように、調整部111は送信部102から出力する駆動信号を調整し、探触子101から送信される超音波の強度を調整してもよい。

【0080】

たとえば、図10(a)に示すように、まず第1の駆動信号211'を生成し、上述したように第1の受信エコー信号の信号強度に関する特徴量から、強エコー領域201および弱エコー領域202を決定する。次に、強エコー領域201および弱エコー領域202における第1の受信エコー信号の信号強度に関する特徴量から受信部103において信号が飽和しない範囲で第2の受信エコー信号の強エコー領域201における信号成分および第3の受信エコー信号の弱エコー領域202における信号成分がそれぞれ最も大きくなるように、送信する超音波の強度を変化させてもよい。これには、図10(a)に示すように第2および第3の駆動信号221'、231'の振幅w1、w2を調整することによって送信する超音波の強度を変化させることができる。あるいは、図10(b)に示すように、第2および第3の駆動信号221''、231''の振幅w1は一定にしておき、パルスの振幅や波数を変化させても良い。ただし、あまり波数を多くすると分解能が低下してしまう。このため、求められる測定精度に応じてパルスの波数を決定することが好ましい。

20

【0081】

また、受信部103はゲインコントロールアンプ103bを1つ備えていたが、2以上備えていてもよい。図2(b)は受信部103の他の構成を示すブロック図である。図2(b)に示す受信部103は、プリアンプ103a、ゲインコントロールアンプ1103d、ゲインコントロールアンプ2103e、A/Dコンバータ-1103gおよびA/Dコンバータ-2103fを備えている。プリアンプ103aで増幅された信号は、まず利得g1のゲインコントロールアンプ1103dに入力され、ゲインコントロールアンプ1103dの出力が、利得g2のゲインコントロールアンプ2103eに入力される。利得g1は第2の利得G2と等しく、利得g1と利得g2との積が第3の利得G3と等しくなるように調整部111によって制御される。第2の検出信号はゲインコントロールアンプ1において利得g1(第2の利得G2)で増幅された後、A/Dコンバータ-1103gにおいてデジタル信号に変換される。また、第3の検出信号は、ゲインコントロールアンプ1において利得g1で増幅され、さらにゲインコントロールアンプ2において利得g2で増幅された後、A/Dコンバータ-2103fにおいてデジタル信号に変換される。このような構成によれば、強エコー領域201内の受信エコー信号と弱エコー領域202内の受信エコー信号とを別のA/Dコンバータでデジタル化できるため、ダイナミックレンジを拡大することができる。

30

40

【0082】

また、本実施形態では、第2の駆動信号による第2の受信エコー信号を強エコー領域の測定に用い、第3の駆動信号による第3の受信エコー信号を弱エコー領域の測定に用いているがこの組み合わせは、逆でもよい。つまり、第2の受信エコー信号を弱エコー領域の

50

測定に用い、第3の受信エコー信号を強エコー領域の測定に用いてもよい。この場合、第2の利得のほうが第3の利得よりも大きい。同様に、第2の駆動信号および第3の駆動信号をこの順で送信しなくてもよく、第3の駆動信号を第2の駆動信号より先に送信してもよい。

【0083】

また、本実施形態では第1の受信エコー信号の信号強度に関する特徴量に基づいて、計測領域を強エコー領域および弱エコー領域の2つに分けていたが、3つ以上の領域に分けてもよい。たとえば、3つの領域に分ける場合、第1の受信エコー信号の信号強度に関する特徴量に基づいて2つの閾値を決定し、2つの閾値を用いて、音響線上の計測領域内に強エコー領域、中エコー領域および弱エコー領域を決定する。また、決定した領域内の第1の受信エコー信号の信号強度に関する特徴量に基づいて第2、第3および第4の利得G2、G3、G4を決定する。第2、第3および第4の駆動信号を生成し、第2、第3および第4の駆動信号による第2、第3および第4の検出信号を第2、第3および第4の利得G2、G3、G4でそれぞれ増幅し、第2、第3および第4の受信エコー信号を得る。この場合、変位測定部は、強エコー領域、中エコー領域および弱エコー領域内の変位計測点における変位量を第2、第3および第4の受信エコー信号からそれぞれ測定することができる。

【0084】

また、本実施形態では、1フレームのデータを取得するために用いる受信信号の数と計測領域を分類する数とは一致していた。具体的には、本実施形態では、計測領域を2つのエコー領域に分割し、第2および第3の受信エコー信号で1フレーム分のデータを取得していた。しかし、1フレーム分を構成する受信エコー信号の数は、計測領域を分類する数以上であってもよい。たとえば、計測領域に強エコー領域および弱エコー領域の2種類のエコー領域を設定し、1フレーム分のデータを3以上の受信信号によって構成してもよい。より具体的には、上記実施形態と同様に、計測領域に強エコー領域および弱エコー領域の2つの領域を設定し、第2、第3および第4の駆動信号による第2、第3および第4の受信エコー信号を用いて、1フレーム分のデータを構成してもよい。この場合、たとえば、第2の受信エコー信号は第2の利得で増幅し、第3および第4の受信エコー信号はそれぞれ第3の利得で増幅する。また、第2の受信エコー信号から強エコー領域における変位量を測定し、第3および第4の受信エコー信号から弱エコー領域における変位量を測定する。第3および第4の受信エコー信号から得られた2つの弱エコー領域における変位量を平均し、弱エコー領域における変位量として用いれば、ノイズの影響を低減することができる。

【0085】

このように、同じ利得を用いて同じ種類のエコー領域における変位量を測定する受信エコー信号の数を2以上にしてもよい。つまり、本発明の超音波診断装置では、第1の駆動信号を含むN（Nは3以上の整数）種類の駆動信号を送信し、第1の受信エコー信号およびN-1種類の受信エコー信号を生成し、計測領域をM（Mは2以上N-1以下の整数）種類のエコー領域に分類してもよい。

【0086】

また、上記実施形態では、被検体は心臓の拍動によって能動的に変形していたが、本発明の超音波診断装置は静止臓器など、能動的には変形しない組織の弾性特性などの性状特性も上述した方法によって高い精度で測定することができる。図11は、静止臓器の弾性特性を計測するための構成を模式的に示している。被検体351中に肝臓などの静止臓器352が含まれている場合、静止臓器352を周期的に変形させるために加振装置310を用いる。加振装置310は、被検体351と接触する接触部302を有するアーム300および駆動部304を備えており、アーム300は矢印で示すように駆動部304によって所定の周期で振動する。接触部302を被検体に接触させてアーム300を振動させると、周期的に被検体を変形させることができる。

【0087】

静止臓器 3 5 2 の弾性特性を計測する場合、加振装置 3 1 0 を用いて被検体 3 5 1 の静止臓器 3 5 2 を周期的に圧迫および弛緩を繰り返しながら、探触子 1 0 1 による超音波の送受信を行う。この際、加振装置 3 1 0 から振動の周期に同期したトリガ信号を記憶部 1 1 0、調整部 1 1 1、性状値算出部 1 0 5 および画像合成部 1 0 6 へ入力させ、上述したように計測を行う。これにより、静止臓器 3 5 2 に設定した測定点間の厚さ変化量（歪み量）を計測することができる。また、加振装置 3 1 0 の振動から被検体 3 5 1 へ加えられる圧力差を求めることができる。したがって、厚さ変化量と圧力差とを用いて弾性率を求めることができる。

【 0 0 8 8 】

このように加振装置 3 1 0 を用いる場合、生体ではない被検体の弾性率を求めることも可能である。たとえば、弾性体からなる配管の弾性率を測定し、配管の劣化状況を判定することも可能である。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 8 9 】

本発明の超音波診断装置は、被検体の内部の性状値を測定するのに好適に用いられ、特に、エコー強度が大きく異なる部分が含まれる被検体の性状値を高い精度で計測するのに好適に用いられる。

【符号の説明】

【 0 0 9 0 】

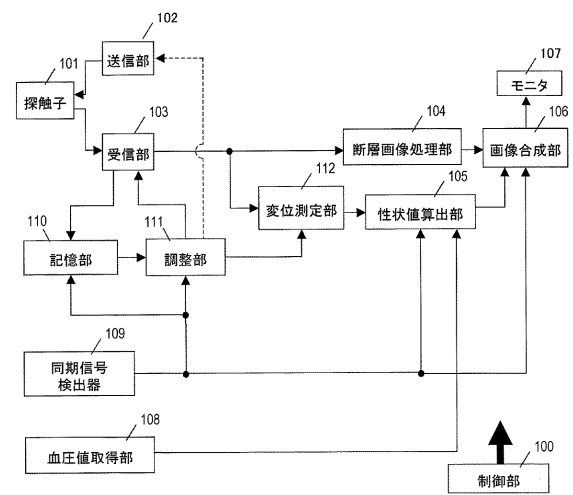
- 1 0 0 制御部
- 1 0 1 探触子
- 1 0 2 送信部
- 1 0 3 受信部
- 1 0 4 断層画像処理部
- 1 0 5 性状値算出部
- 1 0 6 画像合成部
- 1 0 7 モニタ
- 1 0 8 血圧値取得部
- 1 0 9 同期信号検出部
- 1 1 0 記憶部
- 1 1 1 調整部
- 1 1 2 変位測定部
- 2 1 0 被検体
- 2 1 2 静止臓器
- 3 0 0 アーム
- 3 0 2 接触部
- 3 0 4 駆動部
- 3 1 0 加振装置

10

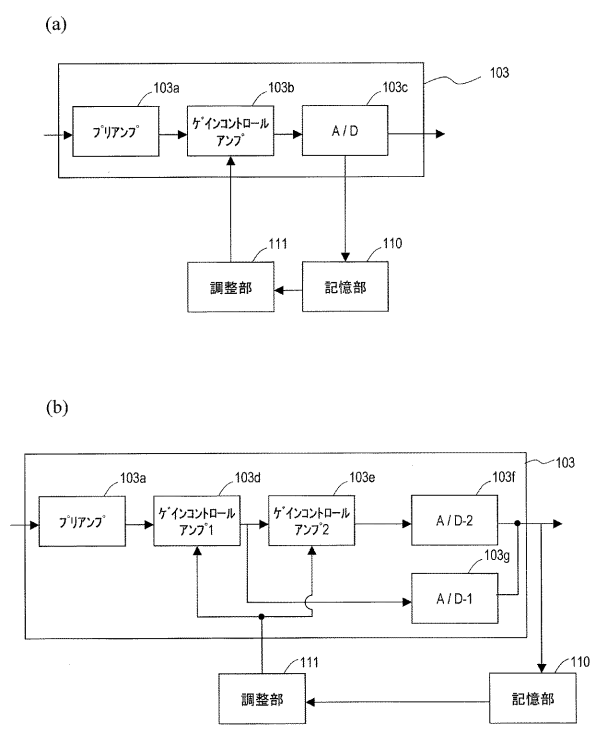
20

30

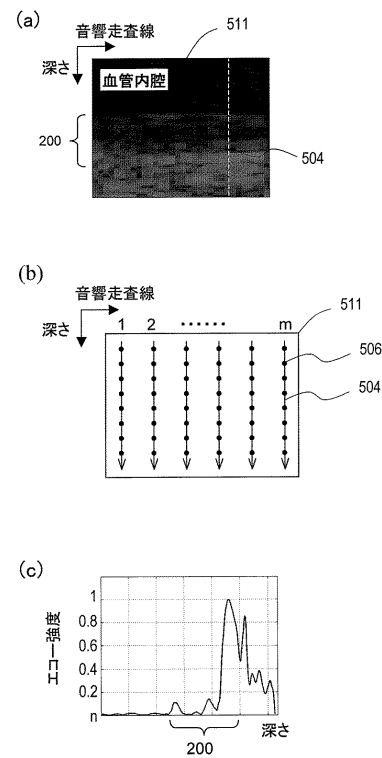
【図 1】



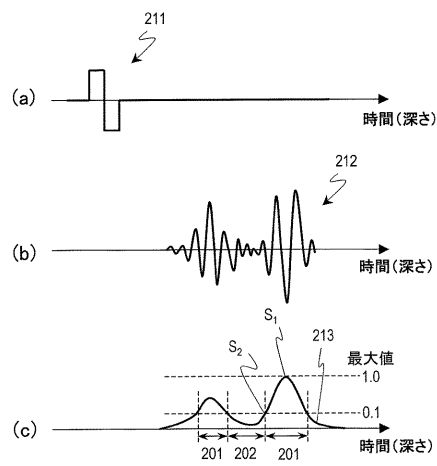
【図 2】



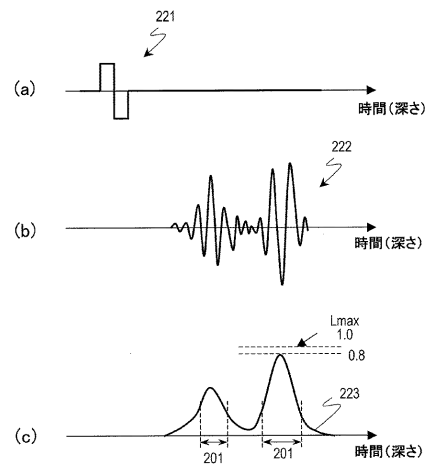
【図 3】



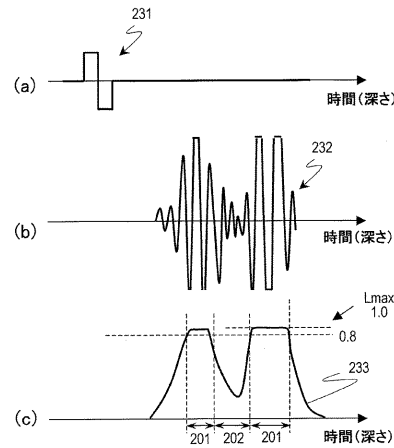
【図 4】



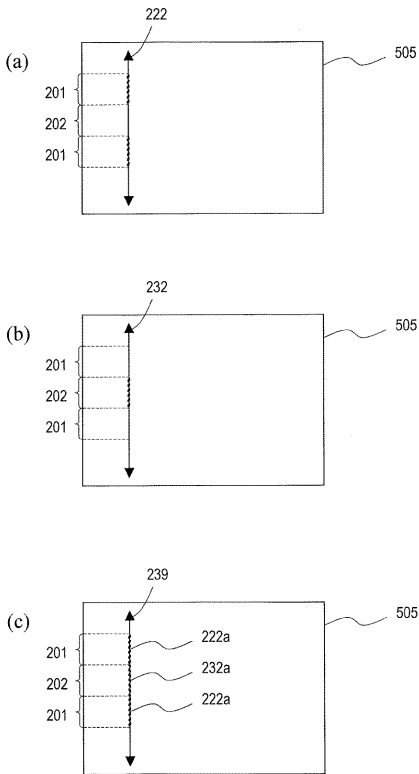
【図 5】



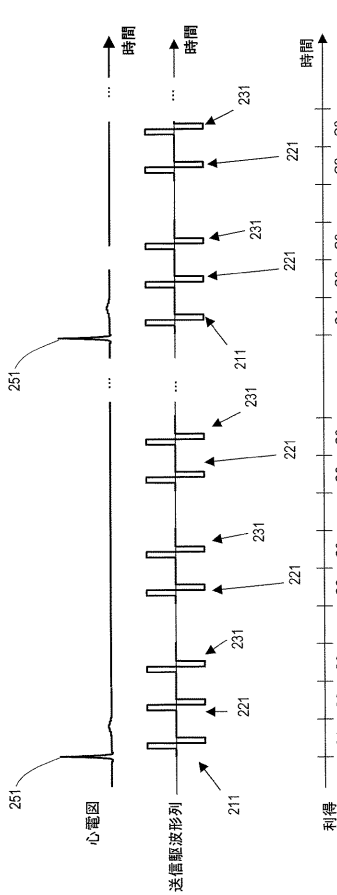
【図 6】



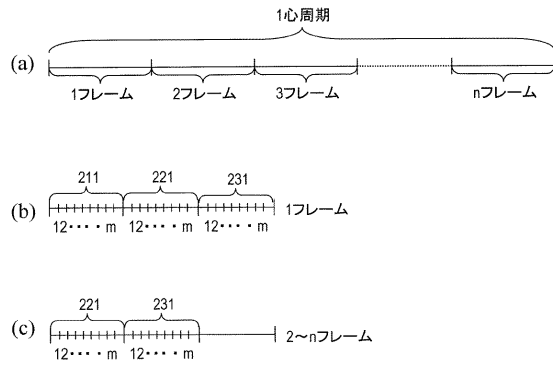
【図 7】



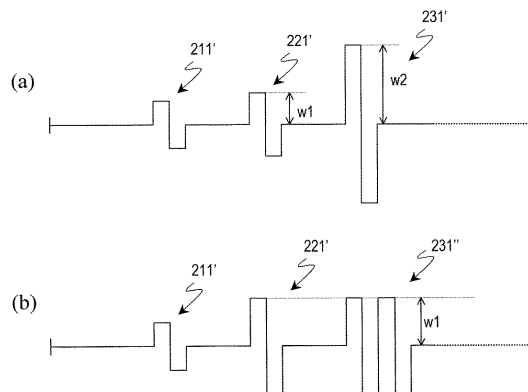
【図 8】



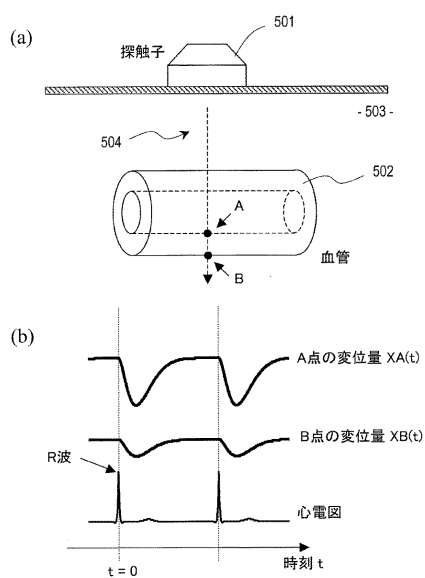
【図 9】



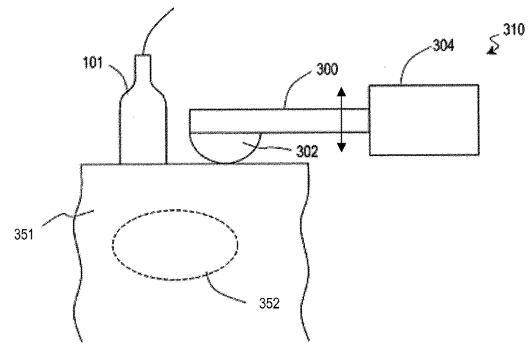
【図 10】



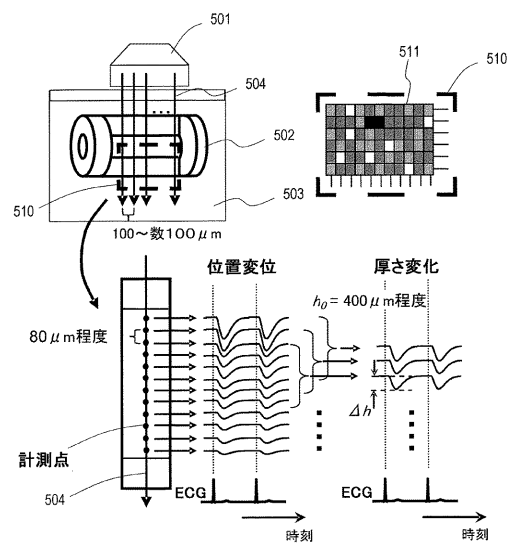
【図 12】



【図 11】



【図 13】



【手続補正書】

【提出日】平成22年7月20日(2010.7.20)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の組織性状を測定する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、そのエコー信号に含まれる情報を解析することにより、被検体内の生体情報を取得する。従来から広く用いられている超音波診断装置は、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、被検体の構造を断層画像として取得する。これにより、被検体の内部の構造を知ることができる。

【0003】

近年、エコー信号の振幅や位相情報を解析することで、被検体内の組織の動きを測定し、その組織の歪みや弾性特性、粘性特性などの組織性状を把握するという試みがある。たとえば、特許文献1や非特許文献1は、心拍に起因する血管壁に設定された測定点の変位量から歪み量を求め、歪み量と血圧差から、測定点周辺の局所的な弾性特性を求める方法および、弾性特性の空間分布を画像表示する方法を開示している。以下、これらの方法を説明する。

【0004】

動脈壁は拍動による血圧変化により変形するが、この変形度合い（歪み量）と、血圧によって生ずる動脈壁内の応力との関係から動脈壁の弾性特性が定義される。ここで、動脈壁内の応力分布を非観血的に計測することや、間接的に推定することは困難である。このため、一心拍間における動脈壁の歪み量 ε を超音波を利用して計測すると共に、別途血圧計にて計測した最低血圧 P_d と最高血圧 P_s との差、つまり、脈圧 $\Delta P = P_s - P_d$ との関係から、式(1)で示すように動脈血管壁の弾性特性 E を定義する。

【数1】

$$E = \frac{\Delta P}{\varepsilon} \quad (1)$$

【0005】

超音波による歪み量の計測はたとえば以下の方法によって行うことができる。

【0006】

図12(a)に示すように、被検体503中の動脈血管502の血管壁において、内膜側のA点および外膜側のB点を設定する。探触子501から超音波ビーム504を送信し、得られるエコー信号からこの2点間の血管壁の歪み量 ε を計測することを考える。

【0007】

時刻 t でのこの2点の位置をそれぞれ $X_A(t)$ 、 $X_B(t)$ とし、心拡張末期における心電図のR波をトリガとして時刻 $t = 0$ を設定する。図12(b)は、 $X_A(t)$ および $X_B(t)$ の波形の一例を示している。 $t = 0$ 後、 $X_A(t)$ および $X_B(t)$ が減少するが、これは、血管が収縮するからである。

【0008】

初期厚さ h_0 は、 $h_0 = X_B(0) - X_A(0)$ で表わされ、最大厚さ変化量 Δh は、式(2)で表わされる。

10

20

30

40

50

【数 2】

$$\Delta h = \text{MAX} [|XB(t) - XA(t)|] \quad (2)$$

歪み量 ε は式 (3) で表される。ここで、 $\text{MAX} [*]$ は * の最大値を返す関数である。

【数 3】

$$\varepsilon = \frac{\Delta h}{h_0} = \frac{\text{MAX} [|XB(t) - XA(t)|]}{XB(0) - XA(0)} \quad (3)$$

【0009】

一般に動脈血管の拡張・収縮に伴う動脈壁の変位は数百 μm 程度であるのに対し、血管壁の最大厚さ変化量 Δh は数十 μm 程度であり、計測に用いる超音波の波長 (約 300 μm) よりも 1 桁程度小さな厚さ変化を正確に捉える必要がある。

【0010】

上述の説明では、内膜側と外膜側の 2 点間の歪み量 ε の算出について説明したが、特許文献 1 および非特許文献 1 で示されている方法では、図 13 に示すように、計測領域 510 内において、1 本の超音波ビーム 504 上に 80 μm 程度の間隔で複数の変位計測点を設定し、各計測点の変位量を計測する。測定に用いる超音波のパルス幅が約 400 μm 程度であることから、式 (1) の初期厚さ h_0 が 400 μm 程度となるように 2 つの計測点を選択し、その 2 点間では厚さ変化が均一であると仮定して式 (2) により最大厚さ変化量 Δh を算出し、その 2 点間の中心点における最大厚さ変化量を Δh とする。この層を血管壁の内膜側から外膜側まで変位計測点間隔分ずつ、縦方向に移動させながら、各々の計測点に関して Δh を算出する。さらに、超音波ビーム 504 を血管 502 の長軸方向に沿って数百 μm 程度の間隔で走査することによって、血管壁の軸方向と深さ方向に数千個の微小領域を設定し、各微小領域において Δh を算出する。このようにして得られた h 、 Δh とから各微小領域の歪み量 ε を算出し、別途血圧計にて計測した脈圧 ΔP とから、式 (1) にしたがって各微小領域 511 の弾性特性 E を得る。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0011】

【特許文献 1】特開 2000 - 229078 号

【特許文献 2】特許第 2507383 号

【特許文献 3】特開 2006 - 230618 号

【非特許文献】

【0012】

【非特許文献 1】金井他、INNERVISION 20, 9, pp. 31 - 33, 2005

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0013】

上述の方法において、各測定点の変位量を正確に測定するためには、各測定点でのエコー信号の SN 比が大きいく、つまり、各測定点でのエコー信号の振幅が大きく、かつ、飽和していないことが必要となる。

【0014】

種々の受信装置などには、受信信号の強度を一定に保つため、自動利得調整回路 (AGC) が備えられている。しかし、AGC はテレビ映像信号のような連続した信号を対象としているため、公知の AGC を特許文献 1 や非特許文献 1 に開示された超音波診断装置に用いると、エコー強度の弱い部分から強い部分へ切り替わるところで受信信号が飽和してしまう。

50

【 0 0 1 5 】

このような問題を解決するため、特許文献 2 は、超音波深傷用受信装置において、時間ゲート回路を用いて対象物からのエコー信号のピークを検出し、そのピークが最大になるように利得を調整することを開示している。しかし、この手法を特許文献 1 や非特許文献 1 で開示されている超音波診断装置に適用する場合、1 つの音響線を構成するエコーの受信中に利得が変化してしまい、測定点の変位を正確に測定できないという問題が生じる。

【 0 0 1 6 】

特許文献 3 は、受信されたエコー信号の最大値に基づき、被検体の変形の周期に同期して、エコー信号の利得または被検体へ照射する超音波部信号の強度の少なくとも一方を調整することを開示している。しかし、一般に生体組織からのエコー信号の強度は、対象組織の構造によって大きく異なる。このため、動脈血管の軸に対して垂直に音響走査線を設定し、超音波を送信してエコー信号を取得した場合、血流 - 内膜境界や中膜 - 外膜境界付近などのエコー強度が非常に高い部分と、内中膜領域や周辺組織などに存在するエコー強度の弱い部分とで、エコー信号の S N 比が大きく異なってしまい、測定対象領域内で変位測定精度に大きなばらつきが生じてしまう。

【 0 0 1 7 】

本発明は、このような従来技術の問題点を解決し、被検体の性状特性を精度良く測定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 8 】

本発明の超音波診断装置は、被検体へ超音波を送信する探触子を駆動するための第 1 の駆動信号を含む N 種類 (N は 3 以上の整数) の駆動信号を生成する送信部と、前記 N 種類の駆動信号による超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、生成した信号をそれぞれ増幅することにより、前記第 1 の駆動信号に基づく第 1 の受信信号および N - 1 個の受信エコー信号を生成する受信部と、前記第 1 の受信エコー信号を記憶する記憶部と、前記記憶部に記憶された前記第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第 1 の受信エコー信号の音響線上における計測領域内に M (M は 2 以上 N - 1 以下の整数) 種類のエコー領域を決定し、前記 M 種類のエコー領域における第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記受信部における N - 1 種類の受信エコー信号を生成するための増幅の利得、または、前記第 1 の駆動信号以外の N - 1 種類の駆動信号の波形を決定する調整部と、前記 N - 1 種類の受信エコー信号から前記 M 種類のエコー領域における変位量をそれぞれ測定する変位測定部と、前記 M 種類のエコー領域の変位量から、前記被検体の計測領域内の性状特性値を算出する性状値算出部とを備える。

【 0 0 1 9 】

ある好ましい実施形態において、前記 N - 1 および M は 2 であって、前記 M 種類のエコー領域は、エコー信号の強度が相対的に大きい強エコー領域およびエコー信号の強度が相対的に小さい弱エコー領域であって、前記送信部は、前記第 1 の駆動信号と、第 2 および第 3 の駆動信号とを生成し、前記受信部は、前記第 1、第 2 および第 3 の駆動信号による超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、生成した信号をそれぞれ第 1、第 2 および第 3 の利得で増幅することにより前記第 1 の受信エコー信号と、第 2 および第 3 の受信エコー信号とを生成し、前記調整部は、前記記憶部に記憶された前記第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第 1 の受信エコー信号の音響線上における計測領域内に前記強エコー領域および前記弱エコー領域を決定し、前記強エコー領域および弱エコー領域における第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第 2 および第 3 の利得を決定し、前記変位測定部は、前記第 2 の受信エコー信号から前記強エコー領域の変位量を測定し、前記第 3 の受信エコー信号から前記弱エコー領域の変位量を測定し、前記性状値算出部は、前記強エコー領域の変位量および前記弱エコー領域の変位量から、前記被検体の計測領域内の性状特性値を算出する。

【 0 0 2 0 】

ある好ましい実施形態において、前記 N - 1 および M は 2 であって、前記 M 種類のエコ

ー領域は、エコー信号の強度が相対的に大きい強エコー領域およびエコー信号の強度が相対的に小さい弱エコー領域であって、前記送信部は、前記第1の駆動信号と、第2および第3の駆動信号とを生成し、前記受信部は、前記第1、第2および第3の駆動信号による超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、生成した信号をそれぞれ増幅することにより前記第1の受信エコー信号と、第1、第2および第3の受信エコー信号とを生成し、前記調整部は、前記記憶部に記憶された前記第1の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第1の受信エコー信号の音響線上における計測領域内に、前記強エコー領域および前記弱エコー領域を決定し、前記強エコー領域および弱エコー領域における第1の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記送信部の前記第2および第3の駆動信号の波形を決定し、前記変位測定部は、前記第2の受信エコー信号から前記強エコー領域の変位量を測定し、前記第3の受信エコー信号から前記弱エコー領域の変位量を測定し、前記性状値算出部は、前記強エコー領域の変位量および前記弱エコー領域の変位量から、前記被検体の計測領域内の性状特性値を算出する。

10

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記被検体の変形周期内において、前記第2および第3の利得を一定に保つ。

【0022】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記被検体の変形周期内において、前記第2および第3の駆動信号の波形を一定に保つ。

【0023】

ある好ましい実施形態において、前記第1の受信エコー信号の特徴量が前記第1の受信エコー信号の振幅である。

20

【0024】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記第1の受信エコー信号の振幅値に基づき、前記第2の受信エコー信号の強エコー領域における振幅値および第3の受信エコー信号の前記弱エコー領域における振幅値がそれぞれ所定の範囲内になるよう、前記第2および第3の利得を決定する。

【0025】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記第1の受信エコー信号の振幅値に基づき、前記第2の受信エコー信号の強エコー領域における振幅値および第3の受信エコー信号の前記弱エコー領域における振幅値がそれぞれ所定の範囲内になるよう、第2および第3の駆動信号の波形を決定する。

30

【0026】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記第1の受信エコー信号の振幅値が所定の閾値以上の部分を前記強エコー領域と決定する。

【0027】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記第1の受信エコー信号の振幅値が所定の閾値より小さい部分を前記弱エコー領域と決定する。

【0028】

ある好ましい実施形態において、前記閾値が、前記第1の受信エコー信号の最大振幅に基づいて決定される。

40

【0029】

ある好ましい実施形態において、前記閾値が、前記第1の受信エコー信号の振幅の平均値に基づいて決定される。

【0030】

ある好ましい実施形態において、前記閾値が、前記第1の受信エコー信号の振幅の平均値と標準偏差とに基づいて決定される。

【0031】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記第1の受信エコー信号の振幅値に基づき、前記第2および第3の受信エコー信号のそれぞれ前記強エコー領域および前記弱

50

エコー領域における振幅の最大値が所定の範囲内の値になるよう、前記強エコー領域用および前記弱エコー領域用の利得を決定する。

【 0 0 3 2 】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記第 1 のエコー信号の振幅値に基づき、前記第 2 の受信エコー信号の前記強エコー領域における振幅の最大値および前記第 3 の受信エコー信号の前記弱エコー領域における振幅の最大値がそれぞれ所定の範囲内の値になるよう、前記第 2 および第 3 の駆動信号の波形を決定する。

【 0 0 3 3 】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記被検体の心周期に一致して前記強エコー領域用および前記弱エコー領域用の利得を決定する。

10

【 0 0 3 4 】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記被検体の心周期に一致して前記第 2 および第 3 の駆動信号の波形を決定する。

【 0 0 3 5 】

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記被検体に接続された心電計または心音計から前記心周期に関する情報を受け取る。

【 0 0 3 6 】

ある好ましい実施形態において、前記被検体の少なくとも一部は加振装置により周期的に変形し、前記調整部は前記加振装置から変形の周期に関する情報を受け取る。

【 0 0 3 7 】

20

ある好ましい実施形態において、前記調整部は、前記駆動信号の振幅値を調整する。

【 0 0 3 8 】

ある好ましい実施形態において、前記性状特性は歪み量である。

【 0 0 3 9 】

ある好ましい実施形態において、前記性状特性は弾性率である。

【 0 0 4 0 】

ある好ましい実施形態において、前記被検体上に複数の音響線を設定し、複数の超音波が対応する音響線上において前記被検体を走査するように、前記送信部が前記第 1、第 2 および第 3 の駆動信号をそれぞれ複数生成し、前記受信部は前記複数の音響線上において複数の第 1、第 2 および第 3 の受信エコー信号を生成し、前記記憶部は、前記複数の第 1 の受信エコー信号を記憶する。

30

【 発明の効果 】

【 0 0 4 1 】

本発明によれば、第 1 の駆動信号による第 1 の受信エコー信号を用いて被検体の計測領域中に受信エコー信号の信号強度が強い強エコー領域と信号強度が弱い弱エコー領域とを決定し、第 1 の受信エコー信号の強エコー領域および弱エコー領域における信号強度に関する特徴量から第 2 および第 3 の利得を決定する。決定した第 2 および第 3 の利得を用いて増幅された第 2 および第 3 の受信エコー信号は、それぞれ、強エコー領域および弱エコー領域における信号強度が飽和しない範囲で最も大きくできる。このため、S/N 比の高い受信エコー信号を利用することができ、計測領域全体において同程度に精度の高い測定結果を得ることが可能となる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 2 】

【 図 1 】 図 1 は本発明の超音波診断装置の一実施形態を示すブロック図である。

【 図 2 】 図 2 (a) および図 2 (b) は、それぞれ受信部の構成を示すブロック図である。

。

【 図 3 】 図 3 (a) は図 1 の超音波診断装置によって得られる断層画像の一例を示し、図 3 (b) は計測領域を走査する超音波およびその音響線上に設定される変位計測点を説明する図である。図 3 (c) はある音響線上で得られた受信エコー信号の信号強度を示す図である。

50

【図４】図４（ａ）は第１の駆動信号の波形を示し、図４（ｂ）は第１の受信エコー信号の波形を示し、図４（ｃ）は第１の受信エコー信号の信号強度曲線を示している。

【図５】図５（ａ）は第２の駆動信号の波形を示し、図５（ｂ）は第２の受信エコー信号の波形を示し、図５（ｃ）は第２の受信エコー信号の信号強度曲線を示している。

【図６】図６（ａ）は第３の駆動信号の波形を示し、図６（ｂ）は第３の受信エコー信号の波形を示し、図６（ｃ）は第３の受信エコー信号の信号強度曲線を示している。

【図７】図７（ａ）～図７（ｃ）は、強エコー領域および弱エコー領域と第２および第３の受信エコー信号との関係を示す模式図である。

【図８】図８は送信駆動信号と利得との関係を示すタイミングチャートである。

【図９】図９（ａ）～図９（ｃ）は、計測領域を走査する場合の第１、第２および第３の駆動信号のタイミングを説明する模式図である。

【図１０】図１０（ａ）および図１０（ｂ）は、駆動信号を調整する場合の波形例を示している。

【図１１】図１１は、静止臓器の弾性特性を求めるための構成を示す模式図である。

【図１２】図１２（ａ）および図１２（ｂ）は、血管壁に設定した変位計測点における変位量の波形を測定する方法を示す模式図および変位波形の一例を示す。

【図１３】図１３は従来の弾性特性の測定方法を説明する模式図である。

【発明を実施するための形態】

【００４３】

以下図面を参照しながら、本発明の実施形態を説明する。

【００４４】

図１は、本発明による超音波診断装置の一実施形態を示すブロック図である。本実施形態の超音波診断装置は被検体の形状特性または性状特性を測定する。特に、被検体が生体である場合において、動脈壁組織の弾性特性を測定するのに好適に用いられる。以下では、被検体中の動脈壁組織の性状特性値を測定する場合を例に挙げて本実施形態を説明する。動脈は心臓が血液を駆出することによって、周期的に拡張および収縮を繰り返すように変形している。

【００４５】

図１に示すように、本実施形態の超音波診断装置は、送信部１０２、受信部１０３、断層画像処理部１０４、性状値算出部１０５、画像合成部１０６、記憶部１１０、調整部１１１および変位測定部１１２を備える。また、これら各部を制御する制御部１００を含んでいる。制御部１００には、図示していないキーボードやトラックボール、スイッチ、ボタンといったユーザーインターフェースが接続されており、操作者がユーザーインターフェースを介して制御部１００に指令を入力することにより、制御部１００が超音波診断装置の各部を制御する。制御部１００はマイクロコンピュータなどによって構成される。また、性状値算出部１０５、画像合成部１０６、記憶部１１０、調整部１１１および変位測定部１１２はソフトウェアによって以下で説明する機能が実現されていてもよい。

【００４６】

超音波診断装置には、探触子１０１およびモニタ１０７が接続される。探触子１０１には汎用のものを用いることができ、本実施形態の超音波診断装置が探触子１０１を備えていてもよい。動脈壁組織の性状特性値の二次元分布を得るためには、探触子１０１は２次元または３次元アレイプローブであることが好ましい。モニタ１０７は測定結果を表示できるものであれば、どのようなものであってもよい。

【００４７】

超音波診断装置にはさらに血圧値取得部１０８および同期信号検出器１０９が接続される。血圧値取得部１０８は、たとえば、血圧計であり、被検体の最高血圧および最低血圧を計測し、超音波診断装置へ出力する。同期信号検出器１０９はたとえば、心電計であり、心周期に同期した信号を超音波診断装置へ出力する。以下において詳細に説明するように、たとえば、被検体から取得した心電波形のＲ波を超音波診断装置へ出力する。

【００４８】

10

20

30

40

50

送信部 102 は、制御部 100 の制御に基づき、被検体へ超音波を送信する探触子 101 を駆動するための駆動信号を生成する。送信部 102 は、以下において詳細に説明するように、用途の異なる第 1、第 2 および第 3 の駆動信号を生成し、探触子 101 へ出力する。駆動信号には複数のパルス信号が含まれる。

【0049】

本発明では同一の音響線上で取得される受信エコー信号のうち、エコーが強い領域と弱い領域とで信号の利得を変化させる。前述したように、ひとつの受信エコー信号において途中で利得の値を変更すれば、変位量が不正確になるため、2 つの駆動信号、つまり、第 2 および第 3 の駆動信号を用いる。また、音響線上の計測領域内において、エコーが強い領域であるのか弱い領域であるのかを判定するために第 1 の駆動信号を用いる。これらの駆動信号については、以下において詳細に説明する。

10

【0050】

探触子 101 は、複数の圧電体振動子を含み、駆動信号の印加によって各圧電体振動子が振動し、超音波を生成する。より具体的には、送信部 102 によって印加される第 1、第 2 および第 3 の駆動信号により超音波がそれぞれ生成し、生成した超音波は、被検体へ向けて送信される。被検体において反射した超音波はエコーとして探触子 101 へ戻る。探触子 101 は受信したエコーを電気信号に変換し、第 1、第 2 および第 3 の検出信号を生成する。

【0051】

受信部 103 は、たとえば図 2 (a) に示すように、プリアンプ 103 a、ゲインコントロールアンプ 103 b および A / D コンバータ 103 c を含む。プリアンプ 103 a は、探触子 101 が受信した第 1、第 2 および第 3 の検出信号を所定の利得で増幅し、第 1、第 2 および第 3 の受信エコー信号を得る。ゲインコントロールアンプ 103 b は、調整部 111 からの制御信号に基づいて利得を変化させることが可能である。より具体的には、調整部 111 からの制御信号に基づいて第 1、第 2 および第 3 の検出信号を第 1、第 2 および第 3 の利得で増幅する。得られた第 1、第 2 および第 3 の受信エコー信号は A / D コンバータ 103 c へ出力され、それぞれデジタル信号に変換される。なお、図 1 および図 2 (a) には示していないが、受信部 103 はビームフォーマをさらに含み、探触子 101 の複数の圧電体振動子のそれぞれの遅延時間を制御する。これにより、探触子 101 の複数の圧電体振動子で検出したエコーによる信号が、所定の方向から得られる反射波となるようにプリアンプ 103 a に入力される前に合成される。

20

30

【0052】

本実施形態では、性状値を求めるために、受信エコー信号は A / D コンバータ 103 c によってデジタル処理される。このため、A / D コンバータ 103 c の A / D 変換のダイナミックレンジの上限が受信エコー信号の飽和レベルとなる。ただし、本発明に A / D コンバータは必須ではなく、受信エコー信号をアナログ処理する場合でも、信号処理が正しく行える振幅の上限が存在し、その上限が受信エコー信号の飽和レベルとなる。

【0053】

記憶部 110 は、デジタル化された第 1 の受信エコー信号を記憶する。調整部 111 は、記憶部 110 に記憶された第 1 の受信エコー信号の特徴量、特に信号強度に関する特徴量に基づき、第 1 の受信エコー信号の音響線上における計測領域内で、信号強度が相対的に大きい強エコー領域および信号強度が相対的に小さい弱エコー領域を決定する。さらに強エコー領域および弱エコー領域における第 1 の受信エコー信号の信号強度に関する特徴量に基づき、第 2 および第 3 の利得を決定する。決定した利得で第 2 および第 3 の検出信号を増幅するように受信部 103 に指令を出力する。

40

【0054】

変位測定部 112 は、受信部 103 から第 2 および第 3 の受信エコー信号を取得し、第 2 の受信エコー信号から強エコー領域の変位量を測定する。また、第 3 の受信エコー信号から弱エコー領域の変位量を測定する。変位測定部 112 および性状値算出部 105 における演算は、たとえば、特許文献 1 および非特許文献 1 に開示された方法により行うこと

50

ができる。

【 0 0 5 5 】

性状値算出部 1 0 5 は、強エコー領域の変位量および弱エコー領域の変位量から、被検体の計測領域内の性状特性値、具体的には、弾性特性や歪み量、粘性特性などを算出する。たとえば、強エコー領域内にある変位計測点の変位量および弱エコー領域内にある変位計測点の変位から、任意の 2 つの測定点間の厚さ変化量（歪み量）を求める。さらに、血圧値取得部 1 0 8 から被検体の最高血圧および最低血圧に関する情報を受け取り、これらを用いて被検体組織の弾性特性を求める。算出された弾性特性や歪み量などの性状値は画像合成部 1 0 6 へ出力される。

【 0 0 5 6 】

断層画像処理部 1 0 4 は、フィルタ、検波器、対数増幅器などからなり、受信エコー信号の主に振幅を解析して、被検体の内部構造を画像化した断層画像のデータを生成する。得られた断層画像のデータは画像合成部 1 0 6 に出力される。

【 0 0 5 7 】

画像合成部 1 0 6 は、断層画像処理部 1 0 4 から得られた断層画像の上に、性状値算出部 1 0 5 によって得られた弾性特性の二次元分布画像を重畳し、モニタ 1 0 7 に表示させる。性状値算出部 1 0 5 で求めた弾性特性などを数値のままモニタ 1 0 7 に表示してもよいし、統計処理をほどこし、グラフ化してもよい。モニタ 1 0 7 の表示は、被検体の変形の周期に同期して更新するようにしてもよい。

【 0 0 5 8 】

以下、本実施形態の超音波診断装置の動作をより具体的に説明する。図 3（a）は、本実施形態の超音波診断装置により得られる頸動脈血管壁 2 0 0 近傍の断層画像を示している。この断層画像は、図 3（b）に示すように、計測領域 5 1 1 内において被検体を m 本の超音波ビーム 5 0 4 で走査することにより得られる。各超音波ビーム 5 0 4 の音響線上には変位計測点 5 0 6 が所定の間隔で設定され、前述したように、各変位計測点での変位量が算出され、算出された変位量から弾性特性が算出される。

【 0 0 5 9 】

図 3（a）に示す断層画像は通常、被検体の 1 心周期中、複数枚取得され、リアルタイムで画像が更新される。各断層画像はフレームと呼ばれる。以下の説明では、まず、図 3（b）における 1 本の音響線上において計測を行う場合を例に挙げて説明する。

【 0 0 6 0 】

図 3（c）は、図 3（a）の破線 5 0 4 で示す音響線上において得られた受信エコー信号強度の計測領域における深さ方向の分布曲線である。図 3（c）において 2 0 0 で示される領域が頸動脈血管壁である。たとえば、頸動脈血管壁の弾性特性を測定する場合、頸動脈血管壁 2 0 0 における受信エコー信号の強度分布は非常に広い。本実施形態の超音波診断装置では、このようにエコー強度が大きく異なる部分を測定領域に含む場合において、まず、エコー強度が強い領域と弱い領域とを決定する。

【 0 0 6 1 】

このために第 1 の駆動信号を用いる。図 4（a）は第 1 の駆動信号 2 1 1 の波形を示しており、図 4（b）は第 1 の駆動信号 2 1 1 による超音波が被検体で反射し、得られた第 1 の受信エコー信号 2 1 2 の波形を示している。また、図 4（c）は、第 1 の受信エコー信号 2 1 2 の信号強度 2 1 3 を示している。これらの図において、横軸は、測定領域内の深さ方向の位置を示している。

【 0 0 6 2 】

探触子 1 0 1 によって受信された第 1 の検出信号は、受信部 1 0 3 において第 1 の利得で増幅され、第 1 の受信エコー信号が生成する。この第 1 の利得は、第 1 の受信エコー信号 2 1 2 の最大振幅部分が飽和しない値にあらかじめ設定されており、第 1 の受信エコー信号 2 1 2 は記憶部 1 1 0 に記憶されている。

【 0 0 6 3 】

調整部 1 1 1 は、記憶部 1 1 0 から第 1 の受信エコー信号 2 1 2 のデータを読み込み、

10

20

30

40

50

第1の受信エコー信号212の特徴量に基づき、第1の受信エコー信号212の音響線上における計測領域内に強エコー領域および弱エコー領域を決定する。特徴量としては、第1の受信エコー信号の強度を示す特徴量を算出することが好ましい。たとえば、第1の受信エコー信号の包絡線検波波形、もしくは、第1の受信エコー信号の対数表示を信号強度曲線213として用いる。あるいは、第1の受信エコー信号の絶対値を求め、そのまま振幅値として利用してもよい。

【0064】

次に、たとえば、第1の受信エコー信号の最大振幅に基づいて閾値を定める。たとえば、信号強度曲線213の最大値 S_1 を1として、最大値の $1/10$ を閾値として決定する。閾値よりも信号強度が小さい部分を第1の受信エコー信号の計測領域内において弱エコー領域202として決定する。より具体的には、閾値よりも信号強度が小さい変位計測点を特定し、特定された変位計測点が弱エコー領域202に属すると決定する。また、信号強度が閾値以上である部分を強エコー領域201と決定する。つまり信号強度が閾値以上である変位計測点を特定し、特定された変位計測点が強エコー領域201に属すると決定する。なお、図4(c)では、2つの強エコー領域201の外側の領域は計測領域外であるとしているため、2つの強エコー領域201の外側に位置している信号強度の小さい部分は弱エコー領域202と決定していない。閾値は、第1の受信エコー信号の振幅の平均値に基づいて決定してもよい。あるいは、第1の受信エコー信号の振幅の平均値および標準偏差を求め、平均値および標準偏差に基づいて閾値を決定してもよい。また、計測領域内において、強エコー領域201および弱エコー領域202が少なくとも1つずつ含まれるように閾値を決定することが好ましい。

【0065】

続いて、強エコー領域201における第1の受信エコー信号の特徴量、つまり、信号強度曲線213に基づいて、第2の利得を決定する。この第2の利得は、第2の受信エコー信号を増幅したときに、強エコー領域201の部分で信号が飽和しないように決定される。具体的には、強エコー領域201における信号強度曲線213の最大値を S_1 とし、第2の利得を G_2 とし、受信部の飽和レベルを L_{max} とした場合、 $S_1 \times G_2$ が L_{max} を超えないように G_2 を決定する。たとえば、 $S_1 \times G_2 = 0.8 \times L_{max}$ と設定する。

【0066】

同様に、弱エコー領域202における第1の受信エコー信号の特徴量、つまり、信号強度曲線213に基づいて、第3の利得を決定する。この第3の利得は、第3の受信エコー信号を増幅したときに、弱エコー領域202において信号が飽和しないように決定される。具体的には、弱エコー領域202における信号強度曲線213の最大値を S_2 とし、第3の利得を G_3 とし、受信部103の飽和レベルを L_{max} とした場合、 $S_2 \times G_3$ が L_{max} を超えないように G_3 を決定する。たとえば、 $S_2 \times G_3 = 0.8 \times L_{max}$ と設定する。この場合、第2の利得 G_2 よりも第3の利得 G_3 のほうが大きい。

【0067】

このように設定した第2および第3の利得を用いて第2および第3の駆動信号を送信し、計測を行う。図5(a)に示すように第2の駆動信号221を生成し、探触子101を駆動する。図5(b)は、受信した信号を第2の利得で増幅することにより得られた第2の受信エコー信号222の波形を示している。また、図5(c)は、第2の受信エコー信号222の信号強度曲線223を示している。図5(c)に示すように、強エコー領域201の最大振幅は受信部103の飽和レベル L_{max} の0.8倍以内に収まり、飽和しない。これは、上述したように第2の利得 G_2 を決定したからである。このように、第2の受信エコー信号222は、強エコー領域201において飽和せず、かつ十分な強度となるように増幅されている。

【0068】

続いて図6(a)に示すように、第3の駆動信号231を生成し、探触子101を駆動する。図6(b)は、受信した信号を第3の利得で増幅することにより得られた第3の受信エコー信号232の波形を示している。また、図6(c)は、第3の受信エコー信号2

3 2 の信号強度曲線 2 3 3 を示している。図 6 (c) に示すように、弱エコー領域 2 0 2 の最大振幅は受信部 1 0 3 の飽和レベル L_{max} の 0 . 8 倍以内に収まり、飽和しない。これは、上述したように第 3 の利得 G_3 を決定したからである。このように、第 3 の受信エコー信号 2 3 2 は、弱エコー領域 2 0 2 において飽和せず、かつ十分な強度となるように増幅されている。このとき、強エコー領域 2 0 1 では振幅は受信部 1 0 3 の飽和レベル L_{max} に達してしまっており、信号が正しく増幅されていない。しかし、第 3 の受信エコー信号の強エコー領域 2 0 1 における部分は計測に使用されないため、計測に影響を与えない。

【 0 0 6 9 】

このようにして第 2 および第 3 の利得で増幅された第 2 および第 3 の受信エコー信号は、変位測定部 1 1 2 に出力され、各変位計測点における変位量が求められる。このとき、変位測定部 1 1 2 は、調整部 1 1 1 から、強エコー領域 2 0 1 および弱エコー領域 2 0 2 に含まれる変位計測点の情報を取得し、変位量の算出に利用する。図 7 (a) に示すように、第 2 の受信エコー信号 2 2 2 は、強エコー領域 2 0 1 内にある変位計測点の変位量を求めるためだけに使用される。同様に図 7 (b) に示すように、第 3 の受信エコー信号 2 3 2 は、弱エコー領域 2 0 2 内にある変位計測点の変位量を求めるためだけに使用される。つまり、図 7 (c) に示すように、同一音響線 2 3 9 上において、強エコー領域 2 0 1 内では、第 2 の利得 G_2 で増幅された第 2 の受信エコー信号のうち、強エコー領域 2 0 1 内の信号部分 2 2 2 a を利用し、弱エコー領域 2 0 2 内では、第 3 の利得 G_3 で増幅された第 3 の受信エコー信号のうち、弱エコー領域 2 0 2 内の信号部分 2 3 2 a を利用する。したがって、1 つの音響線上において得られる受信エコー信号が異なる利得で増幅されたのと同じ結果を得ることができ、1 つの音響線上の受信エコー信号のうち、信号強度が強い領域では、受信エコー信号は飽和しない程度に適切な利得で信号が増幅され、信号強度が弱い領域では、従来に比べて、十分大きなレベルで信号が増幅されている。

【 0 0 7 0 】

このため、信号強度が強い領域および弱い領域においてほぼ同程度の精度で変位量を測定することが可能となる。その結果、従来は比較的測定精度が低かった受信エコー信号の弱かった領域の変位量も高い精度で計測を行うことができる。

【 0 0 7 1 】

また、各変位計測点に着目した場合、変位量の算出に用いる受信エコー信号は第 2 の受信エコー信号または第 3 の受信エコー信号のいずれかであり、途中で変わることはない。このため、正しく変位量を算出することができる。

【 0 0 7 2 】

上述したように、超音波による計測は 1 心周期中複数回行われる。したがって、上述した手順を複数回繰り返すことになる。ただし、受信エコー信号の信号強度の強弱は被検体の組織の差異に依存するため、計測中に得られる信号強度は大きくは変化しない。つまり、信号強度が弱い計測領域は、概ね常に信号強度が弱く、その強度も大きく変化することはない。したがって、一度、強エコー領域 2 0 1 および弱エコー領域 2 0 2 を決定し、また、第 2 および第 3 の利得を決定したら、以降の計測においても同じ値を用いて受信エコー信号を増幅することができる。したがって、上述した第 1 の駆動信号を用い、強エコー領域 2 0 1 および弱エコー領域 2 0 2 を決定し、また、第 2 および第 3 の利得を決定する手順は、たとえば、1 心周期中に 1 回、あるいは、数回行えば十分である。心周期に一致して行えばよく、数心周期に 1 回程度に強エコー領域 2 0 1 および弱エコー領域 2 0 2 と第 2 および第 3 の利得を決定してもよい。

【 0 0 7 3 】

図 8 は、1 心周期中に 1 回のみ第 1 の駆動信号を送信する場合における送信信号の駆動波形と、受信部 1 0 3 で用いる利得との関係を示すタイミングチャートである。心電図の R 波 2 5 1 をトリガとして 1 心周期を決定する場合、R 波 2 5 1 を検出後、第 1 の駆動信号 2 1 1 を 1 回生成し、所定の利得 G_1 で第 1 の受信エコー信号を取得し、強エコー領域 2 0 1 および弱エコー領域 2 0 2 を決定する。また、第 2 および第 3 の利得 G_2 、 G_3 を

決定する。その後、続いて、第2および第3の駆動信号221、231を生成し、第2および第3の検出信号を決定した第2および第3の利得G2、G3で増幅することにより、第2および第3の受信エコー信号を生成する。これ以降、同一音響線上で計測を行う場合には、第2および第3の駆動信号221、231のみを繰り返し送信し、最初に決定した第2および第3の利得G2、G3で第2および第3の受信エコー信号222、232を生成すればよい。次のR波251を受信した場合には、再び第1の駆動信号211を生成して、その心周期中に用いられる強エコー領域201および弱エコー領域202と、第2および第3の利得を決定する。

【0074】

以上、1本の音響線上において計測を行う場合を例に挙げて説明した。次に、2次元で計測を行う場合における駆動信号のタイミングを説明する。

【0075】

図9(a)に示すように、1心周期中nフレーム分計測を行うとする。この場合、図2(b)に示すように各フレームにおいて被検体の測定領域511をm本の超音波で走査する。1心周期の最初のフレーム、つまり、第1フレームでは、上述したように第1の駆動信号を送信して、強エコー領域201および弱エコー領域202と、第2および第3の利得を決定する必要がある。図9(b)に示すように、まず第1の駆動信号211をm回送信し、測定領域を走査する。これにより1～m番目の各音響線上において、それぞれ、強エコー領域201および弱エコー領域202と、第2および第3の利得を決定する。続いて、第2の駆動信号をm回送信し、測定領域を走査する。各音響線上で得られる第2の検出信号を第2の利得を用いて増幅し、第2の受信エコー信号を得る。次に第3の駆動信号をm回送信し、測定領域を走査する。各音響線上で得られる第3の検出信号を第3の利得を用いて増幅し、第3の受信エコー信号を得る。これで、第1フレーム目の計測が終了する。以降第2～第nフレームでは、上述したように第2および第3の駆動信号を送信し、第1フレームで決定した第2および第3の利得を用いて、第2および第3の受信エコー信号を取得する。

【0076】

変位測定部112は、音響線ごとに上述したように第2および第3の受信エコー信号を用いて、各音響線上の変位計測点の変位量を求める。これにより、計測領域の変位量を2次元で求めることができ、弾性特性の二次元分布画像を求めることができる。

【0077】

このように音響線ごとに、強エコー領域201および弱エコー領域202と第2および第3の利得とを求める場合、音響線と垂直な方向に被検体の組織が均一でなくても計測領域全体で精度の高い計測が可能となる。逆に、音響線と垂直な方向に被検体の組織が均一であることがわかっている場合、たとえば、頸動脈が表皮に対してほぼ平行に位置していることが断層画像などから明らかである場合には、すべての音響線上において、強エコー領域201および弱エコー領域202と第2および第3の利得とを求める必要はない。たとえば、所定の間隔で選択した音響線上でのみ強エコー領域201および弱エコー領域202と第2および第3の利得とを求め、他の音響線上の測定には、隣接する音響線において求められた強エコー領域201および弱エコー領域202と第2および第3の利得とを用いてもよい。

【0078】

このように本発明によれば、第1の駆動信号による第1の受信エコー信号を用いて被検体の計測領域中に受信エコー信号の信号強度が強い強エコー領域と信号強度が弱い弱エコー領域とを決定し、第1の受信エコー信号の強エコー領域および弱エコー領域における信号強度に関する特徴量から第2および第3の利得を決定する。決定した第2および第3の利得を用いて増幅された第2および第3の受信エコー信号は、それぞれ、強エコー領域および弱エコー領域における信号強度が飽和しない範囲で最も大きくなっている。このため、強エコー領域については第2の受信エコー信号を用い、弱エコー領域については第3の受信エコー信号を用いて変位量や性状特性値を求めることによって、計測領域全体におい

て同程度に精度の高い測定結果を得ることが可能となる。したがって、被検体の測定領域に動脈血管壁が含まれる場合、受信エコー信号の弱い内中膜領域や周辺組織においても、受信エコー信号の強いその他の領域と同程度の精度で変位量を求めることが可能となる。

【 0 0 7 9 】

なお、上記実施形態では、調整部 1 1 1 は第 1 の受信エコー信号から第 2 および第 3 の利得を決定した。しかし、図 1 において破線で示すように、調整部 1 1 1 は送信部 1 0 2 から出力する駆動信号を調整し、探触子 1 0 1 から送信される超音波の強度を調整してもよい。

【 0 0 8 0 】

たとえば、図 1 0 (a) に示すように、まず第 1 の駆動信号 2 1 1 ' を生成し、上述したように第 1 の受信エコー信号の信号強度に関する特徴量から、強エコー領域 2 0 1 および弱エコー領域 2 0 2 を決定する。次に、強エコー領域 2 0 1 および弱エコー領域 2 0 2 における第 1 の受信エコー信号の信号強度に関する特徴量から受信部 1 0 3 において信号が飽和しない範囲で第 2 の受信エコー信号の強エコー領域 2 0 1 における信号成分および第 3 の受信エコー信号の弱エコー領域 2 0 2 における信号成分がそれぞれ最も大きくなるように、送信する超音波の強度を変化させてもよい。これには、図 1 0 (a) に示すように第 2 および第 3 の駆動信号 2 2 1 ' 、 2 3 1 ' の振幅 w_1 、 w_2 を調整することによって送信する超音波の強度を変化させることができる。あるいは、図 1 0 (b) に示すように、第 2 および第 3 の駆動信号 2 2 1 ' ' 、 2 3 1 ' ' の振幅 w_1 は一定にしておき、パルスの振幅や波数を変化させても良い。ただし、あまり波数を多くすると分解能が低下してしまう。このため、求められる測定精度に応じてパルスの波数を決定することが好ましい。

【 0 0 8 1 】

また、受信部 1 0 3 はゲインコントロールアンプ 1 0 3 b を 1 つ備えていたが、2 以上備えていてもよい。図 2 (b) は受信部 1 0 3 の他の構成を示すブロック図である。図 2 (b) に示す受信部 1 0 3 は、プリアンプ 1 0 3 a、ゲインコントロールアンプ 1 1 0 3 d、ゲインコントロールアンプ 2 1 0 3 e、A / D コンバータ - 1 1 0 3 g および A / D コンバータ - 2 1 0 3 f を備えている。プリアンプ 1 0 3 a で増幅された信号は、まず利得 g_1 のゲインコントロールアンプ 1 1 0 3 d に入力され、ゲインコントロールアンプ 1 1 0 3 d の出力が、利得 g_2 のゲインコントロールアンプ 2 1 0 3 e に入力される。利得 g_1 は第 2 の利得 G_2 と等しく、利得 g_1 と利得 g_2 との積が第 3 の利得 G_3 と等しくなるように調整部 1 1 1 によって制御される。第 2 の検出信号はゲインコントロールアンプ 1 において利得 g_1 (第 2 の利得 G_2) で増幅された後、A / D コンバータ - 1 1 0 3 g においてデジタル信号に変換される。また、第 3 の検出信号は、ゲインコントロールアンプ 1 において利得 g_1 で増幅され、さらにゲインコントロールアンプ 2 において利得 g_2 で増幅された後、A / D コンバータ - 2 1 0 3 f においてデジタル信号に変換される。このような構成によれば、強エコー領域 2 0 1 内の受信エコー信号と弱エコー領域 2 0 2 内の受信エコー信号とを別の A / D コンバータでデジタル化できるため、ダイナミックレンジを拡大することができる。

【 0 0 8 2 】

また、本実施形態では、第 2 の駆動信号による第 2 の受信エコー信号を強エコー領域の測定に用い、第 3 の駆動信号による第 3 の受信エコー信号を弱エコー領域の測定に用いているがこの組み合わせは、逆でもよい。つまり、第 2 の受信エコー信号を弱エコー領域の測定に用い、第 3 の受信エコー信号を強エコー領域の測定に用いてもよい。この場合、第 2 の利得のほうが第 3 の利得よりも大きい。同様に、第 2 の駆動信号および第 3 の駆動信号をこの順で送信しなくてもよく、第 3 の駆動信号を第 2 の駆動信号より先に送信してもよい。

【 0 0 8 3 】

また、本実施形態では第 1 の受信エコー信号の信号強度に関する特徴量に基づいて、計測領域を強エコー領域および弱エコー領域の 2 つに分けていたが、3 つ以上の領域に分け

10

20

30

40

50

てもよい。たとえば、3つの領域に分ける場合、第1の受信エコー信号の信号強度に関する特徴量に基づいて2つの閾値を決定し、2つの閾値を用いて、音響線上の計測領域内に強エコー領域、中エコー領域および弱エコー領域を決定する。また、決定した領域内の第1の受信エコー信号の信号強度に関する特徴量に基づいて第2、第3および第4の利得G2、G3、G4を決定する。第2、第3および第4の駆動信号を生成し、第2、第3および第4の駆動信号による第2、第3および第4の検出信号を第2、第3および第4の利得G2、G3、G4でそれぞれ増幅し、第2、第3および第4の受信エコー信号を得る。この場合、変位測定部は、強エコー領域、中エコー領域および弱エコー領域内の変位計測点における変位量を第2、第3および第4の受信エコー信号からそれぞれ測定することができる。

10

【0084】

また、本実施形態では、1フレームのデータを取得するために用いる受信信号の数と計測領域を分類する数とは一致していた。具体的には、本実施形態では、計測領域を2つのエコー領域に分割し、第2および第3の受信エコー信号で1フレーム分のデータを取得していた。しかし、1フレーム分を構成する受信エコー信号の数は、計測領域を分類する数以上であってもよい。たとえば、計測領域に強エコー領域および弱エコー領域の2種類のエコー領域を設定し、1フレーム分のデータを3以上の受信信号によって構成してもよい。より具体的には、上記実施形態と同様、計測領域に強エコー領域および弱エコー領域の2つの領域を設定し、第2、第3および第4の駆動信号による第2、第3および第4の受信エコー信号を用いて、1フレーム分のデータを構成してもよい。この場合、たとえば、第2の受信エコー信号は第2の利得で増幅し、第3および第4の受信エコー信号はそれぞれ第3の利得で増幅する。また、第2の受信エコー信号から強エコー領域における変位量を測定し、第3および第4の受信エコー信号から弱エコー領域における変位量を測定する。第3および第4の受信エコー信号から得られた2つの弱エコー領域における変位量を平均し、弱エコー領域における変位量として用いれば、ノイズの影響を低減することができる。

20

【0085】

このように、同じ利得を用いて同じ種類のエコー領域における変位量を測定する受信エコー信号の数を2以上にしてもよい。つまり、本発明の超音波診断装置では、第1の駆動信号を含むN（Nは3以上の整数）種類の駆動信号を送信し、第1の受信エコー信号およびN-1種類の受信エコー信号を生成し、計測領域をM（Mは2以上N-1以下の整数）種類のエコー領域に分類してもよい。

30

【0086】

また、上記実施形態では、被検体は心臓の拍動によって能動的に変形していたが、本発明の超音波診断装置は静止臓器など、能動的には変形しない組織の弾性特性などの性状特性も上述した方法によって高い精度で測定することができる。図11は、静止臓器の弾性特性を計測するための構成を模式的に示している。被検体351中に肝臓などの静止臓器352が含まれている場合、静止臓器352を周期的に変形させるために加振装置310を用いる。加振装置310は、被検体351と接触する接触部302を有するアーム300および駆動部304を備えており、アーム300は矢印で示すように駆動部304によって所定の周期で振動する。接触部302を被検体に接触させてアーム300を振動させると、周期的に被検体を変形させることができる。

40

【0087】

静止臓器352の弾性特性を計測する場合、加振装置310を用いて被検体351の静止臓器352を周期的に圧迫および弛緩を繰り返しながら、探触子101による超音波の送受信を行う。この際、加振装置310から振動の周期に同期したトリガ信号を記憶部110、調整部111、性状値算出部105および画像合成部106へ入力させ、上述したように計測を行う。これにより、静止臓器352に設定した測定点間の厚さ変化量（歪み量）を計測することができる。また、加振装置310の振動から被検体351へ加えられる圧力差を求めることができる。したがって、厚さ変化量と圧力差とを用いて弾性率を求

50

めることができる。

【 0 0 8 8 】

このように加振装置 3 1 0 を用いる場合、生体ではない被検体の弾性率を求めることも可能である。たとえば、弾性体からなる配管の弾性率を測定し、配管の劣化状況を判定することも可能である。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 8 9 】

本発明の超音波診断装置は、被検体の内部の性状値を測定するのに好適に用いられ、特に、エコー強度が大きく異なる部分が含まれる被検体の性状値を高い精度で計測するのに好適に用いられる。

10

【符号の説明】

【 0 0 9 0 】

- 1 0 0 制御部
- 1 0 1 探触子
- 1 0 2 送信部
- 1 0 3 受信部
- 1 0 4 断層画像処理部
- 1 0 5 性状値算出部
- 1 0 6 画像合成部
- 1 0 7 モニタ
- 1 0 8 血圧値取得部
- 1 0 9 同期信号検出部
- 1 1 0 記憶部
- 1 1 1 調整部
- 1 1 2 変位測定部
- 2 1 0 被検体
- 2 1 2 静止臓器
- 3 0 0 アーム
- 3 0 2 接触部
- 3 0 4 駆動部
- 3 1 0 加振装置

20

30

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体へ超音波を送信する探触子を駆動するための第 1 の駆動信号を含む N 種類（N は 3 以上の整数）の駆動信号を生成する送信部と、

40

前記 N 種類の駆動信号による超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、生成した信号をそれぞれ増幅することにより、前記第 1 の駆動信号に基づく第 1 の受信信号および N - 1 個の受信エコー信号を生成する受信部と、

前記第 1 の受信エコー信号を記憶する記憶部と、

前記記憶部に記憶された前記第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第 1 の受信エコー信号の音響線における計測領域内に M（M は 2 以上 N - 1 以下の整数）種類のエコー領域を決定し、前記 M 種類のエコー領域における第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記受信部における N - 1 種類の受信エコー信号を生成するための増幅の利得、または、前記第 1 の駆動信号以外の N - 1 種類の駆動信号の波形を決定する調整部と、

50

前記 N - 1 種類の受信エコー信号から前記 M 種類のエコー領域における変位量をそれぞれ測定する変位測定部と、

前記 M 種類のエコー領域の変位量から、前記被検体の計測領域内の性状特性値を算出する性状値算出部と、
を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記 N - 1 および M は 2 であって、

前記 M 種類のエコー領域は、エコー信号の強度が相対的に大きい強エコー領域およびエコー信号の強度が相対的に小さい弱エコー領域であって、

前記送信部は、前記の第 1 の駆動信号と、第 2 および第 3 の駆動信号とを生成し、

前記受信部は、前記第 1、第 2 および第 3 の駆動信号による超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、生成した信号をそれぞれ第 1、第 2 および第 3 の利得で増幅することにより、前記第 1 の受信エコー信号と、第 2 および第 3 の受信エコー信号を生成し、

前記調整部は、前記記憶部に記憶された前記第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第 1 の受信エコー信号の音響線上における計測領域内に前記強エコー領域および前記弱エコー領域を決定し、前記強エコー領域および弱エコー領域における第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第 2 および第 3 の利得を決定し、

前記変位測定部は、前記第 2 の受信エコー信号から前記強エコー領域の変位量を測定し、前記第 3 の受信エコー信号から前記弱エコー領域の変位量を測定し、

前記性状値算出部は、前記強エコー領域の変位量および前記弱エコー領域の変位量から、前記被検体の計測領域内の性状特性値を算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記調整部は、前記第 1 の受信エコー信号の振幅値に基づき、前記第 2 および第 3 の受信エコー信号のそれぞれ前記強エコー領域および前記弱エコー領域における振幅の最大値が所定の範囲内の値になるよう、前記強エコー領域用および前記弱エコー領域用の利得を決定する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記調整部は、前記被検体の心周期に一致して前記強エコー領域用および前記弱エコー領域用の利得を決定する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記調整部は、前記被検体の変形周期内において、前記第 2 および第 3 の利得を一定に保つ請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記 N - 1 および M は 2 であって、

前記 M 種類のエコー領域は、エコー信号の強度が相対的に大きい強エコー領域およびエコー信号の強度が相対的に小さい弱エコー領域であって、

前記送信部は、前記の第 1 の駆動信号と、第 2 および第 3 の駆動信号とを生成し、

前記受信部は、前記第 1、第 2 および第 3 の駆動信号による超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、生成した信号をそれぞれ増幅することにより、前記第 1 の受信エコー信号と、第 2 および第 3 の受信エコー信号とを生成し、

前記調整部は、前記記憶部に記憶された前記第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記第 1 の受信エコー信号の音響線上における計測領域内に、前記強エコー領域および前記弱エコー領域を決定し、前記強エコー領域および弱エコー領域における第 1 の受信エコー信号の特徴量に基づき、前記送信部の前記第 2 および第 3 の駆動信号の波形を決定し、

前記変位測定部は、前記第 2 の受信エコー信号から前記強エコー領域の変位量を測定し、前記第 3 の受信エコー信号から前記弱エコー領域の変位量を測定し、

前記性状値算出部は、前記強エコー領域の変位量および前記弱エコー領域の変位量から、前記被検体の計測領域内の性状特性値を算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記調整部は、前記第 1 のエコー信号の振幅値に基づき、前記第 2 の受信エコー信号の前記強エコー領域における振幅の最大値および前記第 3 の受信エコー信号の前記弱エコー領域における振幅の最大値がそれぞれ所定の範囲内の値になるよう、前記第 2 および第 3 の駆動信号の波形を決定する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記調整部は、前記駆動信号の振幅値を調整する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記調整部は、前記被検体の心周期に一致して前記第 2 および第 3 の駆動信号の波形を決定する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

前記調整部は、前記被検体の変形周期内において、前記第 2 および第 3 の駆動信号の波形を一定に保つ請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記第 1 の受信エコー信号の特徴量が前記第 1 の受信エコー信号の振幅である請求項 3 または 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記調整部は、前記第 1 の受信エコー信号の振幅値が所定の閾値以上の部分を前記強エコー領域と決定する請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記調整部は、前記第 1 の受信エコー信号の振幅値が所定の閾値より小さい部分を前記弱エコー領域と決定する請求項 12 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 14】

前記閾値が、前記第 1 の受信エコー信号の最大振幅に基づいて決定される請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記閾値が、前記第 1 の受信エコー信号の振幅の平均値に基づいて決定される請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記閾値が、前記第 1 の受信エコー信号の振幅の平均値と標準偏差とに基づいて決定される請求項 13 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 17】

前記調整部は、前記被検体に接続された心電計または心音計から前記心周期に関する情報を受け取る請求項 4 または 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記被検体の少なくとも一部は加振装置により周期的に変形し、前記調整部は前記加振装置から変形の周期に関する情報を受け取る請求項 1 から 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

前記性状特性は歪み量である請求項 1 から 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 20】

前記性状特性は弾性率である請求項 1 から 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 21】

前記被検体上に複数の音響線を設定し、複数の超音波が対応する音響線上において前記被検体を走査するように、前記送信部が前記第 1、第 2 および第 3 の駆動信号をそれぞれ複数生成し、

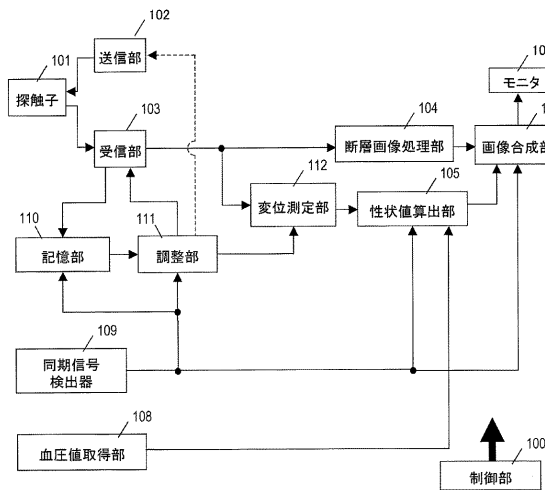
前記受信部は前記複数の音響線上において複数の第 1、第 2 および第 3 の受信エコー信号を生成し、

前記記憶部は、前記複数の第 1 の受信エコー信号を記憶する請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

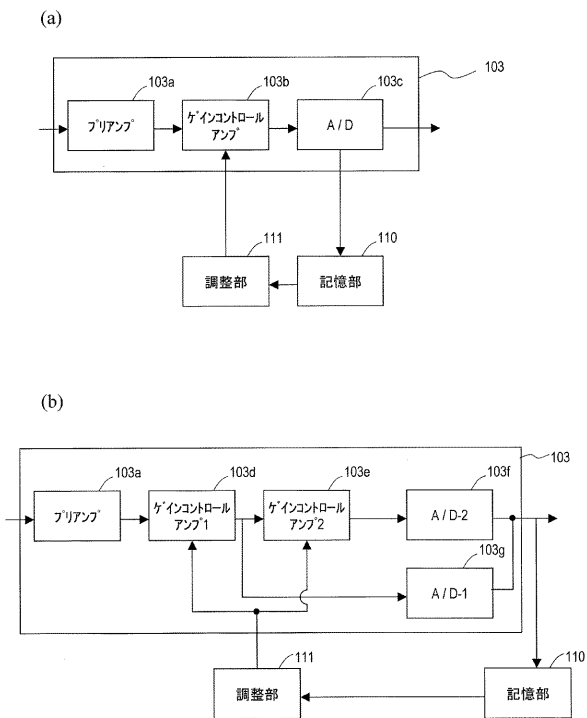
50

【 手 続 補 正 3 】
【 補 正 対 象 書 類 名 】 図 面
【 補 正 対 象 項 目 名 】 全 図
【 補 正 方 法 】 変 更
【 補 正 の 内 容 】

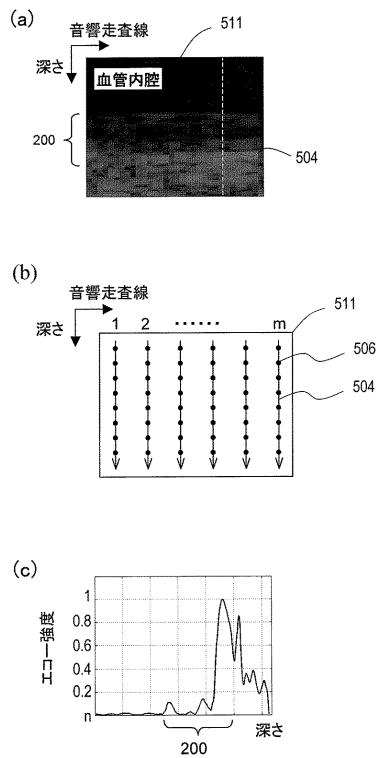
【 図 1 】



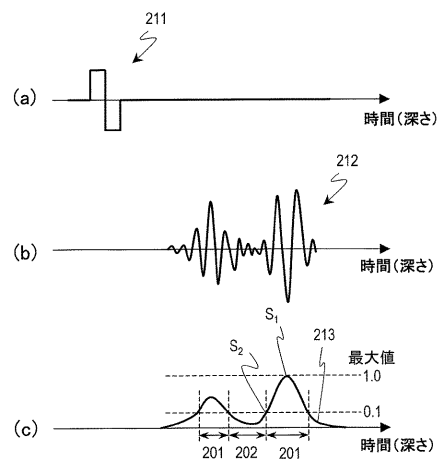
【 図 2 】



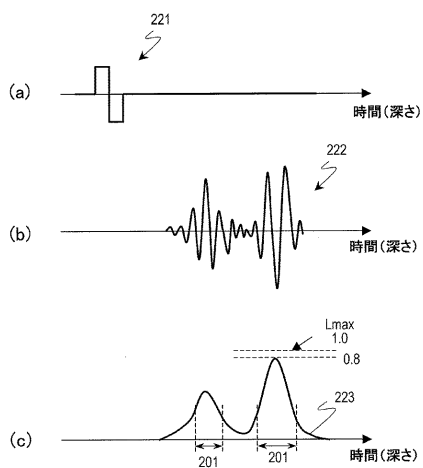
【図 3】



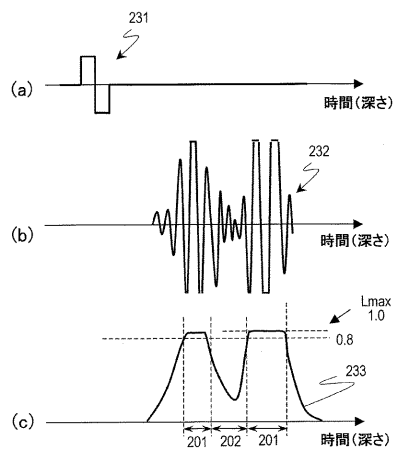
【図 4】



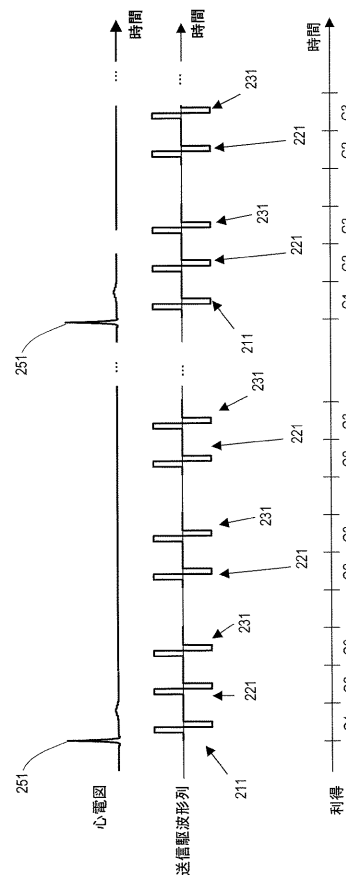
【図 5】



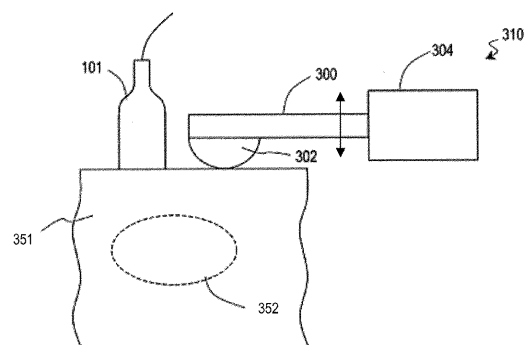
【図 6】



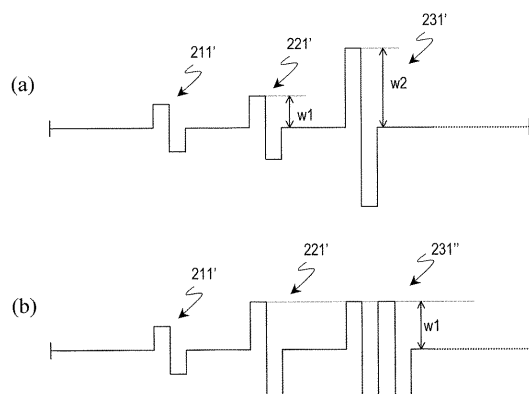
【图 8】



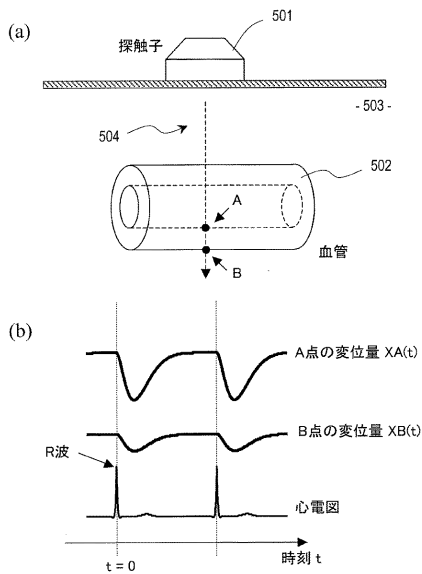
【 図 1 1 】



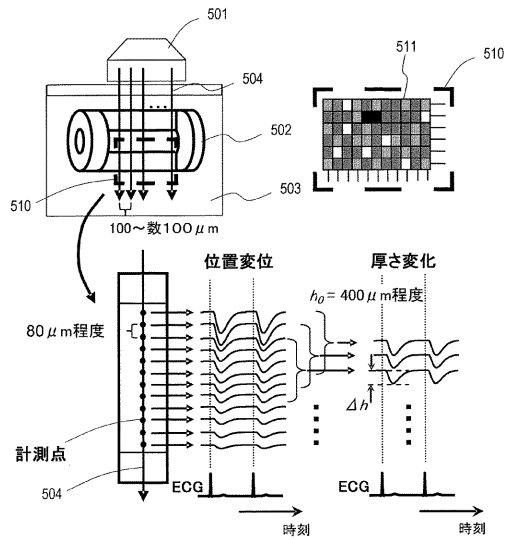
【 ㄨ 1 0 】



【図 1 2】



【図 1 3】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/002954

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08 (2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2009 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-230618 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 07 September, 2006 (07.09.06), Full text; all drawings (Family: none)	1-21
A	JP 2006-181052 A (Toshiba Corp. et al.), 13 July, 2006 (13.07.06), Full text; all drawings (Family: none)	1-21
A	JP 2003-225238 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 12 August, 2003 (12.08.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-21
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 14 July, 2009 (14.07.09)		Date of mailing of the international search report 28 July, 2009 (28.07.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/002954

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 59-060378 A (Yokogawa Hokushin Electric Corp.), 06 April, 1984 (06.04.84), Full text; all drawings (Family: none)	1-21
P,A	JP 2008-272308 A (Nidek Co., Ltd.), 13 November, 2008 (13.11.08), Full text; all drawings (Family: none)	1-21

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 0 2 9 5 4	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B8/08			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2009年 日本国実用新案登録公報 1996-2009年 日本国登録実用新案公報 1994-2009年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2006-230618 A（松下電器産業株式会社） 2006.09.07, 全文、全図（ファミリーなし）	1-21	
A	JP 2006-181052 A（株式会社東芝他） 2006.07.13, 全文、全図（ファミリーなし）	1-21	
A	JP 2003-225238 A（ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー） 2003.08.12, 全文、全図（ファミリーなし）	1-21	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 14.07.2009		国際調査報告の発送日 28.07.2009	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 後藤 順也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3101

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 0 2 9 5 4
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 59-060378 A (横河北辰電機株式会社) 1984. 04. 06, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-21
P, A	JP 2008-272308 A (株式会社ニデック) 2008. 11. 13, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-21

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),
EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,SE,SI,S
K,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,
BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,J
P,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE,PG
,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

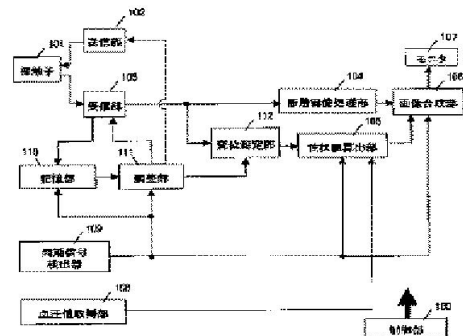
(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2010001564A1	公开(公告)日	2011-12-15
申请号	JP2010518904	申请日	2009-06-26
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	福元刚智		
发明人	福元 刚智		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/0048 A61B5/0207 A61B5/021 A61B5/0456 A61B8/543 G01S7/52036 G01S7/52087		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE22 4C601/FF08 4C601/HH05 4C601/JB14 4C601/JB20 4C601/JB34		
代理人(译)	奥田诚治		
优先权	2008172439 2008-07-01 JP		
其他公开文献	JP5249327B2 JPWO2010001564A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声波诊断设备，包括：发送部分，用于产生第一，第二和第三驱动信号以驱动超声波探头；以及接收部分，用于获取回声，该回声是由响应于这些驱动信号的超声波反射而产生的，并产生第一，第二和第三接收回声信号；存储部分，用于存储第一接收到的回声信号；调节部分，用于基于所存储的特征量在第一接收回波信号的测量范围内定义强和弱回声区域，并基于强和弱回声区域中的特征量确定第二和第三增益；位移测量部分，用于基于接收到的第二和第三回波信号来测量回波区域中的位移的大小；定性值计算部分，用于基于位移的大小来计算对象的属性值。

图13



101 PROBE
110 STORAGE UNIT
105 SYNCHRONOUS SIGNAL DETECTOR
108 BLOOD-PRESSURE VALUE ACQUISITION UNIT
102 TRANSMISSION UNIT
103 RECEPTION UNIT

111 ADJUSTMENT UNIT
112 DISPLACEMENT MEASUREMENT UNIT
104 TOMOGRAPHIC IMAGE PROCESSING UNIT
106 PROPERTY VALUE CALCULATION UNIT
109 MONITOR
108 IMAGE SYNTHESIS UNIT
100 CONTROL UNIT