

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-36271

(P2011-36271A)

(43) 公開日 平成23年2月24日(2011.2.24)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F1
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-314310 (P2007-314310)
(22) 出願日 平成19年12月5日 (2007.12.5)

(71) 出願人 000005821
パナソニック株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地
(74) 代理人 100097445
弁理士 岩橋 文雄
(74) 代理人 100109667
弁理士 内藤 浩樹
(74) 代理人 100109151
弁理士 永野 大介
(72) 発明者 福元 剛智
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
(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
最終頁に続く

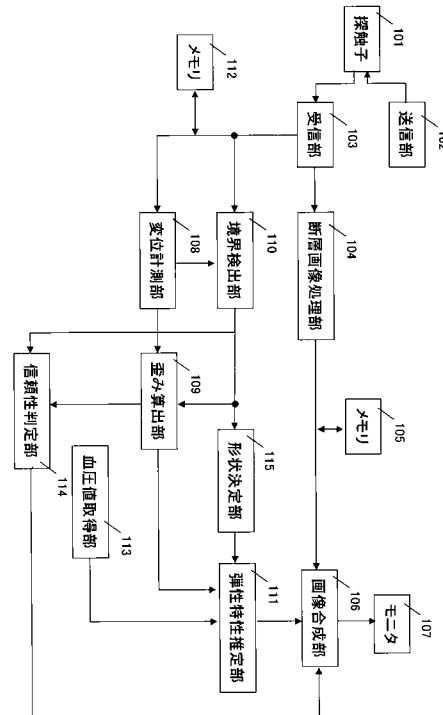
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】より正確で信頼性・安定性の高い弾性特性を推定可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】血管壁の形状と、血流 - 内膜境界と外膜 - 体組織境界との間の最大変位量の深さ方向分布から算出された血管壁の歪み量と、血压取得部113から取り込んだ血压値と、に基づいて、血管壁の弾性特性値を推定する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を探触子を通して体外から被検体内部に照射する送信部と、
超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、

前記受信部からの出力に基づいて前記被検体内部の動脈血管壁周辺の任意の部位の変位量を計測する変位計測部と、

前記受信部からの出力と前記変位計測部からの出力の少なくとも一方に基づいて、

前記探触子の近位側ならびに遠位側の血管壁の血流 - 血管壁境界と血管壁 - 周辺組織境界とを検出する境界検出部と、

前記境界検出部からの出力に基づいて前記動脈血管壁の形状を決定する形状決定部と、

前記探触子の近位側もしくは遠位側の血管壁における

前記境界検出部からの出力もしくは前記変位計測部からの出力から前記動脈血管壁の歪みを算出する歪み算出部と、

前記被検体の血圧値を取り込む血圧値取得部と、

前記形状決定部からの出力と前記歪み算出部からの出力と前記血圧値取得部からの出力とに基づいて、

前記探触子の近位側もしくは遠位側の血管壁の弾性特性値を推定する弾性特性推定部とを備え、

前記歪み算出部で前記歪みを算出する時刻は、一心拍周期内の前記血流 - 血管壁境界、

もしくは、前記血管壁 - 周辺体組織境界の変位量が最大となる時刻であり、

その時刻において、前記2つの境界間もしくはその周辺における前記血流 - 血管壁境界から前記血管壁 - 周辺体組織境界に向かう方向の前記変位量の変化傾向に基づいて歪みを算出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記境界検出部にて検出された各境界と、歪み算出部にて算出された歪みの少なくとも一方の特徴量の信頼性を判定し、その結果を報知する手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記歪み算出量において、前記血流 - 血管壁境界から前記血管壁 - 周辺体組織境界に向かう方向の前記変位量の変化傾向を関数で近似し、前記方向の空間微分値を歪み量であることを特徴とする請求項 1、2 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記関数は、線形関数であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記線形関数は、1次関数であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記1次関数の空間微分値を、前記2つの境界のそれぞれの境界付近に存在する2点での最大変位量の差分と、前記2点間距離により定義することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記2点は、前記2つのそれぞれの境界付近でエコー強度が局所的に最大値をとる位置であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記2点それぞれの最大変位量を、前記2点それぞれの周辺の複数箇所の最大変位量の平均とすることを特徴とする請求項 6、7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記空間微分値を、線形最小2乗法により算出することを特徴とする請求項 3、4、5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記歪み算出部は、前記歪みを算出する時刻は、一心拍周期内の前記血流 - 血管壁境界、

もしくは、前記血管壁 - 周辺体組織境界の変位量が最大となる時刻であり、

その時刻において、前記2つの境界間もしくはその周辺における前記血流 - 血管壁境界から前記血管壁 - 周辺体組織境界に向かう方向の前記変位量の変化傾向に基づいて歪みを算出することを特徴とする超音波診断装置。

10

20

30

40

50

前記空間微分値を、受信信号の大きさによって重み付けした線形最小2乗法により算出することを特徴とする請求項3、4、5のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記関数は、非線形関数であることを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記空間微分値を非線形最小2乗法により算出することを特徴とする請求項3、4、5、11のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項13】

前記空間微分値を、受信信号の大きさによって重み付けした非線形最小2乗法により算出することを特徴とする請求項3、4、5、11のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項14】

前記動脈壁の弾性特性値の信頼性を判定する際に使用する特徴量は、前記歪み量の符号であることを特徴とする請求項1から13のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項15】

前記動脈壁の弾性特性値の信頼性を判定する際に使用する特徴量は、前記血流 - 内膜境界と外膜 - 体組織境界との距離であることを特徴とする請求項1から13のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項16】

前記動脈壁の弾性特性値の信頼性を判定する際に使用する特徴量は、前記血流 - 内膜境界と外膜 - 体組織境界との距離であることを特徴とする請求項1から13のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項17】

前記動脈血管壁の形状が円筒管状であり、その形状が血管壁の厚さと血管の内径とで表現されることを特徴とする請求項1から16のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項18】

前記探触子の遠位側の血管壁の弾性特性を推定することを特徴とする請求項1から17のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項19】

前記送信部は、前記血管の長軸方向に沿った複数のポイントに向けて複数の超音波パルスを送信し、血管の長軸方向の弾性特性分布を得ることを特徴とする請求項1から18のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【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】

従来の超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、その反射エコー信号の強度を対応する画素の輝度に変換し、被検体の構造を断層像として得るものである。また、近年、反射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。

40

【0003】

例えば、特許文献1や非特許文献1には、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が記載されている。以下では、その概要について述べる。

【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そ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不可能に近いと、一

50

心拍間における動脈壁の歪み量 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 $P = P_s - P_d$ との関係から、次式で動脈血管壁の弾性特性 E を定義する。

【0005】

$$E = P / \dots (1)$$

以下では、超音波による歪み量計測の概要を説明する。

今、図2に示すように、動脈壁の内膜側のA点と外膜側のB点の2点間の血管壁の歪み量を計測することを考える。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、心拡張末期の心電図R波トリガ時刻を $t = 0$ とすると、初期厚み h_0 は $h_0 = X_B(0) - X_A(0)$ 、最大厚さ変化量は、

$h = \text{MAX}[|X_B(t) - X_A(t)|]$ となるので、歪み量は次式で表される。

$$= h / h_0 = \text{MAX}[|X_B(t) - X_A(t)|] / \{X_B(0) - X_A(0)\} \dots (2)$$

ここで、 $\text{MAX}[*]$ は $*$ の最大値を返す関数である。

【0006】

一般に動脈壁の変位は数百 μm 程度であるのに対し、最大厚さ変化量 h は数十 μm 程度であり、使用している送受信超音波の波長(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。

【0007】

上述の説明では、内膜側と外膜側の2点間の歪み量の算出について説明したが、特許文献1や非特許文献1で示されている方法では、図7に示すように、1本の超音波ビーム上に80 μm 程度の間隔の変位計測点を設定し、各計測点の変位量を計測する。次いで、送受信超音波パルス幅が約400 μm 程度であることから、式(1)の初期厚みが $h_0 = 400 \mu\text{m}$ 程度離れた2点間で設定し、その層中では厚み変化が均一であると仮定し、式(2)により最大厚さ変化 h を算出し、その2点間の中心点の h としている。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づつ縦方向に移動させながら、各々の計測点に関して h を算出する。さらに、超音波ビームを血管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 h を算出する。このようにして得られた h 、 h とから各微小領域の歪み量を算出し、別途血圧計にて計測した脈圧 P とから、式(1)に従って各微小領域の弾性特性 E を得る。

【特許文献1】特開2000-229078号公報

【非特許文献1】金井 浩 他「INNERVISION」2005年8月号 p. 31 - 33 出版社：インナービジョン

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、上記方法では、以下の問題点があり、得られる弾性特性の信頼性を十分保証できなかつた。

(1) 歪み量を式(2)のように厚さ変化波形の最大値で定義している。

(2) 式(1)で定義される弾性特性算出式は血管壁の形状に依存する。

以下では、上記(1)(2)について具体的に述べる。

【0009】

まず、(1)については、上記手法では、初期厚み h_0 離れた2点間では厚み変化が均一であると仮定しているにも関わらず、2点間の歪み量をその中点の点の歪み量として存在させており、その歪み量の存在点が2点間に複数存在することになり、前記仮定と矛盾している。

【0010】

又、使用している送信超音波パルスの中心周波数が7MHz程度であり、送受信超音波

10

20

30

40

50

パルス幅が約400 μ m程度であることから、式(1)の初期厚みが $h_0 = 400\mu$ m程度離れた2点間で設定しているが、計測対象領域である血管壁の厚さは、例えば頸動脈の場合、重篤な患者以外では高々1mm程度であり、この領域を多層に分け、それぞれの層の歪み量を送受信超音波パルス幅を避け、正確に算出するのは、原理的に不可能に近い。対象領域長がWでパルス幅がPWであれば、 W/PW 分の層にしか分割できないことになる。

【0011】

さらに、歪み量を算出する際に、初期厚み h と、最大厚さ変化量 Δh を用いているが、この最大厚さ変化量 Δh を式(2)で定義している。このような方法で算出する場合、 $X_A(t) - X_B(t)$ が最大値をとる時刻は、最高血圧をとる時刻、つまり、血管壁に最大の応力が加わり、変形が最大になり、血管壁の変位が最大となる時刻に一致するとは限らず、式の最大厚さ変化が本来意味するものが異なるものになる。

(2)については、一般に、材料の弾性特性はその材料固有のものであり、材料の形状に依存しないものであるが、式で表現される血管壁の弾性特性は、血管壁の形状に依存してしまい、血管壁そのものの弾性特性を表現できない。同一被検体の血管壁の同一部位の弾性特性を比較する場合は良いが、例えば、血管壁の厚さが異なるなど、血管壁の形状が異なる場合の比較をするのは不可能である。

【0012】

つまり、従来用いられている手法では血管壁そのものの弾性特性を信頼性高く推定するのは極めて困難であった。

【0013】

本発明は上記従来手法の問題点を可能な限り排除し、正確で信頼性のある血管壁そのものの弾性特性を推定することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波を探触子を通して体外から被検体内部に照射する送信部と、超音波が照射された被検体内部から反射してきた超音波エコーに基づく受信信号を出力する受信部と、前記受信部からの出力に基づいて前記被検体内部の動脈血管壁周辺の任意の部位の変位量を計測する変位計測部と、前記受信部からの出力と前記変位計測部からの出力の少なくとも一方に基づいて、前記探触子の近位側ならびに遠位側の血管壁の血流 - 血管壁境界と血管壁 - 周辺組織境界とを検出する境界検出部と、前記境界検出部からの出力に基づいて前記動脈血管壁の形状を決定する形状決定部と、前記探触子の近位側もしくは遠位側の血管壁における、前記境界検出部からの出力もしくは前記変位計測部からの出力から前記動脈血管壁の歪み量を算出する歪み算出部と、前記被検体の血圧値を取り込む血圧値取得部と、前記形状決定部からの出力と前記歪み算出部からの出力と前記血圧値取得部からの出力とに基づいて、前記探触子の近位側もしくは遠位側の血管壁の弾性特性値を推定する弾性特性推定部とを備え、前記歪み算出部で前記歪み量を算出する時刻は、一心拍周期内の前記血流 - 血管壁境界、もしくは、前記血管壁 - 周辺組織境界の変位量が最大となる時刻であり、その時刻において、前記2つの境界間もしくはその周辺における前記血流 - 血管壁境界から前記血管壁 - 周辺組織境界に向かう方向の前記変位量の変化傾向に基づいて歪み量を算出することを特徴とする。このような構成にすることで、従来手法の問題点を可能な限り排除し、正確で信頼性のある血管壁そのものの弾性特性を推定することが可能になる。

【0015】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記境界検出部にて検出された各境界と、歪み量算出部にて算出された歪み量の少なくとも一方の特徴量の信頼性を判定し、その結果を報知する手段を有することを特徴とする。このような構成にすることで、その推定された弾性特性の信頼性を判定可能になる。

【0016】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記歪み算出量において、前記血流 - 血管壁境界

から前記血管壁 - 周辺体組織境界に向かう方向の前記変位量の変化傾向を関数で近似し、前記方向の空間微分値を歪み量とする。このような構成にすることで、従来手法の問題点が回避でき、弾性特性推定の際に使用する血管壁の歪み量の算出精度が向上し、推定される弾性特性の信頼性が向上する。

【0017】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記関数が線形関数であることを特徴とする。このような構成にすることで、従来手法の問題点が回避でき、弾性特性推定の際に使用する血管壁の歪み量の算出精度が向上し、推定される弾性特性の信頼性が向上する。

【0018】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記線形関数が1次関数であることを特徴とする。このような構成にすることで、従来手法の問題点が回避でき、弾性特性推定の際に使用する血管壁の歪み量の算出精度が向上し、推定される弾性特性の信頼性が向上する。

10

【0019】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記1次関数の空間微分値を、前記2つの境界のそれぞれの境界付近に存在する2点での最大変位量の差分と、前記2点間距離により定義することを特徴とする。このような構成にすることで、従来手法の問題点が回避でき、弾性特性推定の際に使用する血管壁の歪み量の算出精度や耐ノイズ性が向上し、推定される弾性特性の信頼性が向上する。

【0020】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記2点は、前記2つのそれぞれの境界付近でエコー強度が局所的に最大値をとる位置であることを特徴とする。このような構成にすることで、従来手法の問題点が回避でき、弾性特性推定の際に使用する血管壁の歪み量の算出精度や耐ノイズ性が向上し、推定される弾性特性の信頼性が向上する。

20

【0021】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記2点それぞれの最大変位量を、前記2点それぞれの周辺の複数箇所の最大変位量の平均とすることを特徴とする。このような構成にすることで、従来手法の問題点が回避でき、弾性特性推定の際に使用する血管壁の歪み量の算出精度や耐ノイズ性が向上し、推定される弾性特性の信頼性が向上する。

【0022】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記空間微分値を線形最小2乗法により算出することを特徴とする。このような構成にすることで、従来手法の問題点が回避でき、弾性特性推定の際に使用する血管壁の歪み量の算出精度や耐ノイズ性が向上し、推定される弾性特性の信頼性が向上する。

30

【0023】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記空間微分値を、受信信号の大きさによって重み付けした線形最小2乗法により算出することを特徴とする。このような構成にすることで、従来手法の問題点が回避でき、弾性特性推定の際に使用する血管壁の歪み量の算出精度や耐ノイズ性が向上し、推定される弾性特性の信頼性が向上する。

【0024】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記関数が非線形関数であることを特徴とする。このような構成にすることで、従来手法の問題点が回避でき、弾性特性推定の際に使用する血管壁の歪み量の算出精度や耐ノイズ性が向上し、推定される弾性特性の信頼性が向上する。

40

【0025】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記空間微分値を非線形最小2乗法により算出することを特徴とする。このような構成にすることで、従来手法の問題点が回避でき、弾性特性推定の際に使用する血管壁の歪み量の算出精度や耐ノイズ性が向上し、推定される弾性特性の信頼性が向上する。

【0026】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記空間微分値を、受信信号の大きさによって重

50

み付けした非線形最小 2 乗法により算出することを特徴とする。このような構成にすることで、従来手法の問題点が回避でき、弾性特性推定の際に使用する血管壁の歪み量の算出精度や耐ノイズ性が向上し、推定される弾性特性の信頼性が向上する。

【0027】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記動脈壁の弾性特性値の信頼性を判定する際に使用する特徴量が、前記歪み量の符号であることを特徴とする。このような構成にすることで、推定された弾性特性の信頼性を簡単に判別することができる。

【0028】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記動脈壁の弾性特性値の信頼性を判定する際に使用する特徴量が、前記血流 - 内膜境界と外膜 - 体組織境界との距離であることを特徴とする。このような構成にすることで、推定された弾性特性の信頼性を簡単に判別することができる。

10

【0029】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記動脈血管壁の形状が円筒管状であり、その形状が血管壁の厚さと血管の内径とで表現されることを特徴とする。このような構成にすることで、従来手法の問題点が回避でき、推定される弾性特性は血管の形状に依存しなくなり、正確な信頼性のある弾性特性の推定が可能になる。

【0030】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記探触子の遠位側の血管壁の弾性特性を推定することを特徴とする。このような構成にすることで、変位計測精度が向上し、正確な信頼性のある弾性特性の推定が可能になる。

20

【0031】

又、本発明に係る超音波診断装置は、前記送信部は、前記血管の長軸方向に沿った複数のポイントに向けて複数の超音波パルスを送信し、血管の長軸方向の弾性特性分布を得ることを特徴とする。このような構成にすることで、血管の長軸方向に沿った弾性特性分布が得られ、異常病変の発見が簡便に行えるようになる。

【発明の効果】

【0032】

本発明によれば、より正確で信頼性・安定性の高い弾性特性を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0033】

(第1の実施の形態)

図1は、本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置のブロック図である。図1の超音波診断装置は、探触子101、送信部102、受信部103、断層画像処理部104、メモリ105、画像合成部106、モニタ107、変位計測部108、歪み算出部109、境界検出部110、弾性特性推定部111、メモリ112、血圧値取得部113、信頼性判定部114、形状決定部115、を含んで構成される。

【0034】

図示していないが、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も超音波診断装置に接続されている。

40

【0035】

送信部102は、指定されたタイミングで探触子101を駆動する高圧の送信信号を発生する。探触子101は、送信部102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とともに、被検体内部から反射してきた超音波エコーを電気信号に変換する。探触子101内には複数の圧電変換素子が配置され、これらの圧電変換素子の選択、および、圧電変換素子に電圧を与えるタイミングによって送信する超音波の偏向角およびフォーカスを制御する。

【0036】

受信部103は、超音波エコーを電気信号に変換した受信信号を増幅するとともに、各圧電変換素子で受信された受信信号毎に異なる遅延を与えて加算することで、定められた

50

位置（フォーカス）または方向（偏向角）からの超音波のみに基づく受信信号を出力する。

【0037】

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、受信部103から出力される受信信号の少なくとも振幅を解析して、被検体の組織構造を画像化する。

【0038】

境界検出部110は前記受信信号と前記任意の部位の変位量の少なくとも一方を解析して、被検体の血管壁の探触子101から近位側ならびに遠位側の血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界、外膜 - 周辺組織境界を検出し、その境界位置を歪み算出部109と信頼性判定部114に出力する。

10

【0039】

変位計測部108は、少なくとも受信信号の位相を解析して計測点の変位量を計測する。例えば、特許文献1に記載の方法を利用して、変位量を計測しても良い。

【0040】

歪み算出部109では、境界検出部110にて検出された血管壁の血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界、外膜 - 周辺組織境界、もしくは、その周辺における任意の部位の変位量から、血管壁の歪み量を算出する。

【0041】

形状決定部115は、境界検出部110にて検出された血管壁の各境界から、血管壁の形状を決定する。

20

【0042】

血圧値取得部113は、血圧値を取得する手段であり、検者が血圧値の手入力に使用するキーボードであっても、接続された血圧計そのものであってもよい。

【0043】

弾性特性推定部111では、形状決定部115にて決定した血管壁の形状と、歪み算出部109にて算出された血管壁の歪み量と、血圧値取得部113で取得した血圧値とから、血管壁の弾性特性を推定する。画像合成部106は、断層画像と、少なくとも弾性特性を示す数値や弾性特性分布画像のいずれか一方を合成し、モニタ107に表示する。

【0044】

メモリ112は、受信信号を記憶するものであり、超音波送受信停止時（以下フリーズ状態という）に弾性特性を再推定する際に利用される。メモリ105は、断層画像を記憶するものであり、フリーズ状態のときに組織性状値に同期した断層画像を出力する。

30

【0045】

以上のように構成された超音波診断装置における、歪み量の算出方法ならびに弾性特性推定方法について具体的に述べる。なお、以下では、探触子101から遠位側の血管壁を対象にした場合に説明を限定する。

【0046】

まず、歪み算出部109にて算出されるべき歪み量は、図3に示すように、探触子101から遠位側の血管壁の歪み量であり、境界検出部110にて検出された血管壁の血流 - 内膜境界と外膜 - 周辺組織境界との間の歪み量を算出する必要がある。ここで、外膜 - 周辺組織境界を受信信号を解析して決定するのは困難である場合が多い。そのような場合、外膜 - 周辺組織境界と中膜 - 外膜境界とは近接していることから、外膜 - 周辺組織境界を中膜 - 外膜境界と同一もしくは、ある距離分はなれた位置として考えても実用上問題ない。以下の説明では、血管壁と周辺組織との境界を外膜 - 周辺組織境界として説明するが、これを中膜 - 外膜境界と同一もしくは、ある距離分はなれた位置と置き換えて考えても良い。

40

【0047】

歪み量は変位量の空間微分で定義されるが、今、図1に示す超音波診断装置では、超音波ビームを1次元的に送受信することを考えているため、超音波ビームの進行方向、つまり、被検体表面から血管や体組織に向かう方向（以下、深さ方向）の変位量の空間微分を

50

考えれば良い。

【0048】

ここで、血管壁は血圧の変動により、1心拍周期にわたって伸縮するので、歪み量、つまり、変位量の空間微分を1心拍周期のどの時刻にとるか決定しなければならない。従来の方法では、400 μm程度離れた2点間の厚さ変化が最大値をとる時刻としているが、この方法では、血管壁の変形が最大になり、血管壁の変位が最大となる時刻に一致するとは限らず、式(1)(2)の最大厚さ変化が本来意味するものが異なるものになる。

【0049】

通常、歪み量が最大になる時刻は、血管壁の変形が最大になる時刻と考えて良い。そこで、本実施の形態では、歪み量を定義する時刻を変位量計測された変位量が1心拍周期間に最大値をとる時刻に限定する。つまり、歪み量を1心拍周期間の最大変位量の深さ方向の空間微分で定義する。なお、血管壁内の各変位計測点において、外乱ノイズの影響により最大変位をとる時刻が異なってしまう場合が想定されるが、その場合は、一般に、強エコー部位の変位計測精度が高いことから、血管壁内の強エコー部位の変位量が最大変位をとる時刻としても良いし、血管壁内の各測定点の最大変位をとる時刻の平均としても良い。

10

【0050】

本実施の形態では、弾性特性推定部で血管壁の弾性特性を推定する際に、血管壁を厚肉円筒管とみなし、その弾性特性を、歪み量と血圧と血管の形状とから推定する。血管が厚肉円筒管とみなせ、血圧により一様に伸縮すれば、その変形の度合い、つまり、最大変位量は、血流-内膜境界から外膜-体組織境界にむかって図4のように単調に減少する。

20

【0051】

しかし、通常、血管壁の内中膜領域の最大変位量は、受信信号強度が小さいことや、血流-内膜境界と中膜-外膜境界付近に存在する強エコー部分の干渉などにより、変位計測精度が悪く、図5に示すように、血流-内膜境界から外膜-体組織境界に向かった単調減少傾向を示さない。このような状況下で、従来の方法を用いて、血管壁の血流-内膜境界から外膜-体組織境界にわたって複数箇所の歪み量を算出しても、その信頼性を保証することは困難となる。又、前述のように、初期厚み分離した2点間では厚み変化が均一であると仮定しているにも関わらず、2点間の歪み量をその中点の歪み量として存在させている。歪み量の存在点が2点間に複数存在することになり、前記仮定と矛盾する。

30

【0052】

さらに、前述のように、従来の方法で使用されている送受信超音波の中心周波数は7MHz程度であり、パルス幅の干渉を考慮すると、ある2点間の変位量を独立した2点間の変位として観測できるのは、2点間の間隔が400 μm程度である。ヒト頸動脈の血管壁は重篤でプラークが存在する場合を除いては、高々1mm程度であり、単純に考えても、歪み量を算出できる区間は、高々2区間程度である。

【0053】

そこで、本実施の形態では、従来の方法のように血管壁を微小領域に分割してそのそれぞれに対して歪み量を算出するのではなく、血管壁全体の歪み量を算出する。このような構成にすることで、結果的に得られる弾性特性の信頼性を保証しやすくなるほか、耐ノイズ性が向上する。具体的には、変位計測精度が比較的高い、血流-内膜境界と外膜-体組織境界のそれぞれの境界付近に存在する強エコー部分の2点(図5のA、B)での最大変位量の差分 $X_{max} = X_{Bmax} - X_{Amax}$ と、その2点間距離 $X = A - B$ により、歪み量を X_{max} / X と定義する。なお、2点A、Bをそれぞれどこに設定するかは、それぞれの境界付近に存在すれば、どこでも良いが、それぞれの境界付近でエコー強度が局所的に最大値をとる場所にするのが最適である。又、エコー強度が局所的に最大値をとる場所2点A、Bを設定し、最大変位量はそれぞれの位置の周辺数箇所での最大変位量を平均して、それぞれの位置の最大変位量としても良い。又、予め最大変位量に対し、深さ方向フィルタを施しても良く、こうすることで、耐ノイズ性を高くできる。

40

50

【0054】

次に、このようにして得られた歪み量と、血圧と血管壁の形状とから弾性特性を推定する方法について述べる。

【0055】

従来の方法のように式(1)に従って、歪み量と血圧値とから推定された弾性特性は、形状によって変化してしまうため、血管壁そのものの弾性特性を反映したものではない。血管壁を厚肉円筒管とみなした場合、その弾性特性は次式で表現される。

$$E = \left\{ (1 + \nu) \left(2 R_i / h + 1 \right) / \left(2 + h / R_i \right) \right\} \cdot \left(-P / \dots \right) \quad \dots (3)$$

ここで、 R_i は血管の内径、 h は心電図のR波トリガ時刻における血管壁の厚さ、 P は脈圧、 ν はポアソン比である。

よって、本実施の形態における弾性特性推定部では、境界検出部にて決定された各境界から、血管の内径 R 、血管壁の厚さ h を算出し、それらと、歪み算出部にて算出された歪み量、血圧値取得部で取得された最高・最低血圧の差分である脈圧 P 、とを式(3)に代入することにより、血管壁の弾性特性を推定する。

【0056】

以上は、複数ある超音波ビームのうち1本の超音波ビーム上での処理についての説明であり、1本の超音波ビーム上の血管壁において1つの弾性特性を推定する場合の説明であるが、これを図7のように血管の長軸方向への超音波送受信を順次行い、同様の手順で各超音波ビーム上で弾性特性を推定することで、血管の長軸方向の弾性特性の分布が得られることになる。なお、本実施の形態の場合、弾性特性は血管壁領域においてのみ定義されるので、画像合成部にて断層像と合成してモニタへ表示する際には、血管壁領域にのみカラーコーディングするなどして表示する。また、各超音波ビーム上で推定された弾性特性をそれぞれ数値で表示しても良いし、超音波ビーム走査範囲の平均的な値を数値で表示しても良い。

【0057】

ここで、上述したように、血管壁を厚肉円筒管とみなし、それが血圧により伸縮する場合、その最大変位の深さ方向分布は単調減少傾向を示す。よって、血管壁が常識的に伸縮していれば、歪み量算出部にて算出される歪み量の符号は負になるはずであり、正の場合は式を用いて推定された弾性特性の信頼性は極めて低いことになる。又、血流-内膜境界と外膜-体組織境界が近接し、その2つの境界距離が超音波のパルス幅と同等かそれより短い場合は、その2つの境界位置のそれぞれの位置の変位量計測精度は極めて低くなる。

【0058】

そこで、信頼性判定部において、歪み算出部にて算出された歪み量の符号が負であるか、もしくは、境界検出部にて検出された血流-内膜境界と外膜-体組織境界間の距離が予め与えられた閾値より短い場合は、推定された弾性特性の信頼性が低いと判定し、その旨報知する手段を有する。信頼性が低い場合は、画像合成部にて弾性特性分布を表示しない構成にしたり、文字等の視覚的な手段で報知する構成にしても良い。なお、上述の説明では、歪み量もしくは境界位置を使用することを前提にしているが、いずれか一方を使用する構成でも構わない。

(第2の実施の形態)

本実施の形態と第1の実施の形態で異なる点は、変位量から歪み量を算出する部分のみで、その他は第1の実施の形態と同様なので、説明を省略する。

【0059】

第1の実施の形態では、変位計測精度が比較的高い、血流-内膜境界と外膜-体組織境界のそれぞれの境界付近に存在する強エコー部分の2点(図5のA、B)での最大変位量の差分と、その2点間距離により、歪み量を定義していたが、本実施の形態においては、血流-内膜境界と外膜-体組織境界のそれぞれの境界付近に存在する2つの強エコー部分(図5のA、B)の間の最大変位量の深さ方向分布がある関数で近似できると仮定し、その関数の深さ方向の空間微分を歪み量とすることを特徴とする。

【 0 0 6 0 】

図 6 には、簡単な例として、近似関数を 1 次関数とした場合の歪み量算出例を示してある。図 6 における血流 - 内膜境界と外膜 - 体組織境界のそれぞれの境界付近に存在する強エコー部分の 2 点 C、D 間の最大変位量の深さ方向分布が次式で表現される 1 次関数で近似されると仮定する。

【 0 0 6 1 】

$$X_{\max}(d) = \quad \cdot d + \quad \dots (4)$$

ここで、 $X_{\max}(d)$ はある深さ d における最大変位量で、 \quad 、 \quad は近似した 1 次関数の傾きと切片である。

【 0 0 6 2 】

この式 (4) の 1 次関数の傾き \quad を線形最小 2 乗法により推定し、それを歪み量とする。なお、前述のように、血管壁の内中膜領域はエコー強度が弱く、変位計測精度が比較的悪いため、線形最小 2 乗法により傾き \quad を推定する際に、各測定点でのエコー強度に応じて、最大変位量に重み付けをしても良い。又、予め最大変位量に対し、深さ方向フィルタを施しても良く、こうすることで、耐ノイズ性を高くできる。

【 0 0 6 3 】

又、信頼性判定部においては、第 1 の実施の形態のように、推定された傾き \quad の符号が負である場合は、弾性特性推定部で推定された弾性特性の信頼性が低いと判定しても良いし、式 (4) の 1 次関数のあてはまりの度合いを表す次式で表される値 E が設定された閾値よりも高い場合は、弾性特性推定部で推定された弾性特性の信頼性が低いと判定しても良い。

【 0 0 6 4 】

$$Error = \quad | X_{\max_e}(d) - X_{\max_m}(d) | ^2 \dots$$

(5)

ここで、 $X_{\max_e}(d)$ は推定された近似関数で算出した最大変位量の深さ方向分布であり、 $X_{\max_m}(d)$ は実際に計測された最大変位量の深さ方向分布である。

【 0 0 6 5 】

なお、上述の説明では、近似関数を 1 次関数として説明しているが、多項式関数などの線形関数でも良いし、他の非線形関数でも良く、本発明はこれを制限するものではない。又、近似関数の傾きを推定する方法として、線形最小 2 乗法やエコー強度で重み付けされた線形最小 2 乗法を用いた説明をしているが、非線形最小 2 乗法など、他の推定方法を用いても良く、本発明はこれを制限するものではない。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 6 6 】

以上、説明したように、本発明によれば、より正確で信頼性・安定性が高い血管壁の弾性特性を推定することができ、被検体の組織性状を計測する超音波診断装置として有用である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 7 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置のブロック図

【 図 2 】 血管壁の弾性特性推定の概要説明図

【 図 3 】 血管壁の各境界、領域の説明図

【 図 4 】 最大変位量の血管壁周辺分布の概念図

【 図 5 】 本発明の第 1 の実施の形態における歪み算出方法の概要説明図

【 図 6 】 本発明の第 2 の実施の形態における歪み算出方法の概要説明図

【 図 7 】 従来例における弾性特性推定の概要説明図

【 符号の説明 】

【 0 0 6 8 】

1 0 1 探触子

1 0 2 送信部

10

20

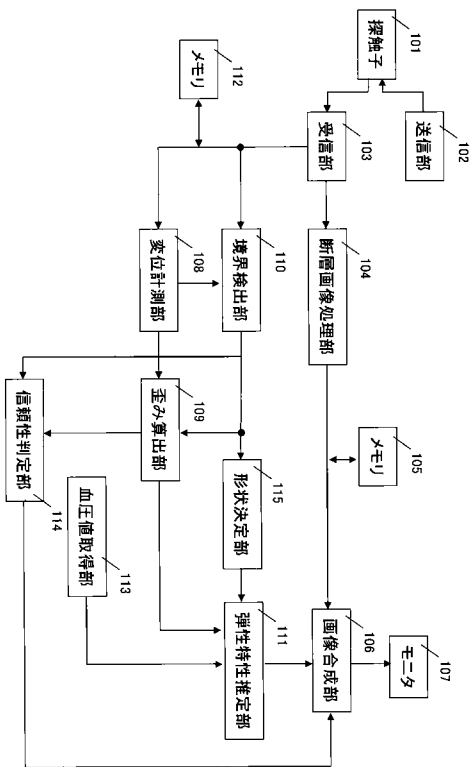
30

40

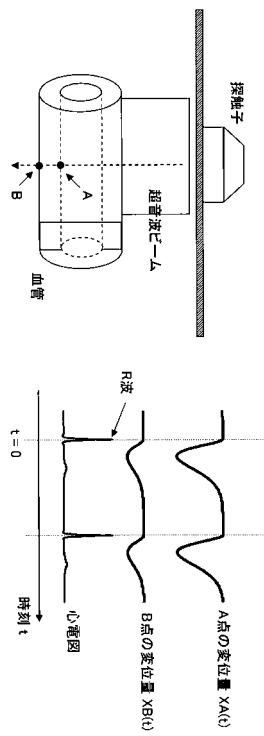
50

- 103 受信部
- 104 断層画像処理部
- 105 メモリ
- 106 画像合成部
- 107 モニタ
- 108 変位計測部
- 109 歪算出部
- 110 境界検出部
- 111 弾性特性推定部
- 112 メモリ
- 113 血圧値取得部
- 114 信頼性判定部
- 115 形状決定部

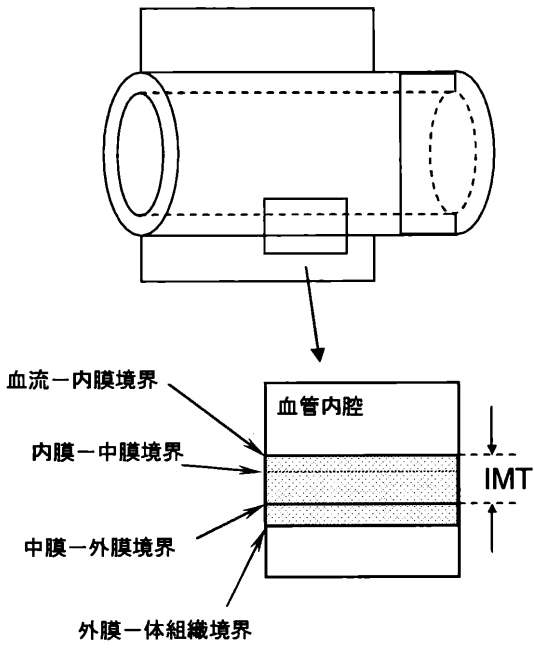
【図1】



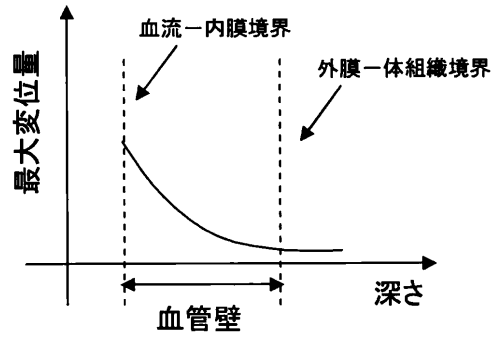
【図2】



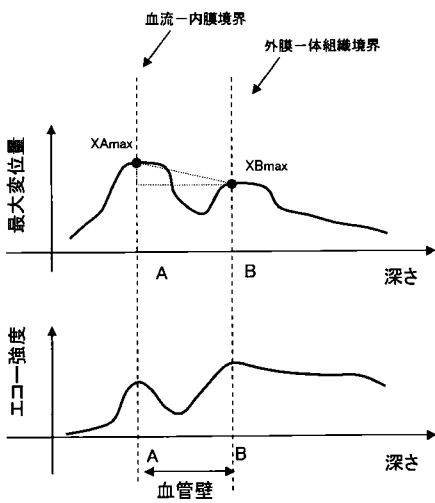
【 図 3 】



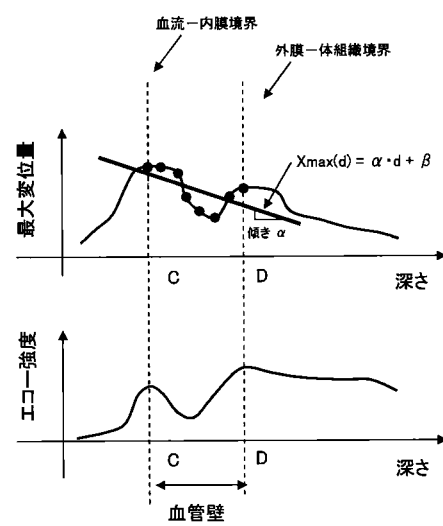
【 図 4 】



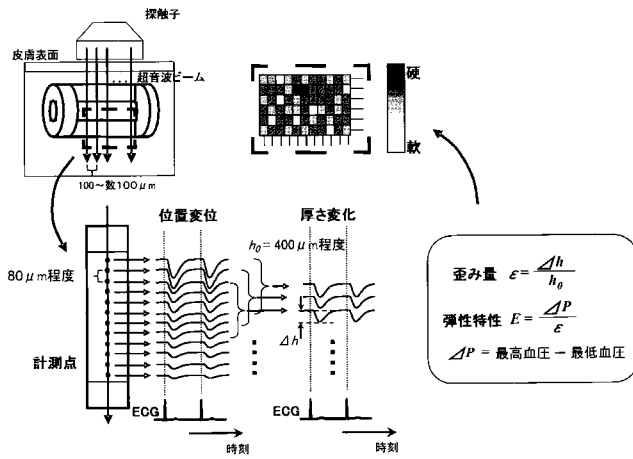
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 加藤 真

愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地 1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD14 DD19 EE09 EE10 FF08 GB04 JB36 JB40 JB46

JB48 JB50 JC13 JC21 KK24 KK33 KK43 KK44 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2011036271A	公开(公告)日	2011-02-24
申请号	JP2007314310	申请日	2007-12-05
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 門倉雅彦 加藤真		
发明人	福元 刚智 門倉 雅彦 加藤 真		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/02007 A61B5/489 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/ JB36 4C601/JB40 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC13 4C601/JC21 4C601/KK24 4C601/KK33 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL33		
代理人(译)	内藤裕树 长野大辅		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够以更高的精度，可靠性和稳定性来估计弹性特性的超声诊断设备。SOLUTION：血管壁形状，根据血流内膜边界与外膜-身体组织边界之间的最大位移量的深度分布计算出的血管壁应变量，以及血压获取单元113。血管壁的弹性特性值基于从中获取的血压值来估计。[选型图]图1

