

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2008/023618

発行日 平成22年1月7日 (2010.1.7)

(43) 国際公開日 平成20年2月28日 (2008.2.28)

(51) Int. Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

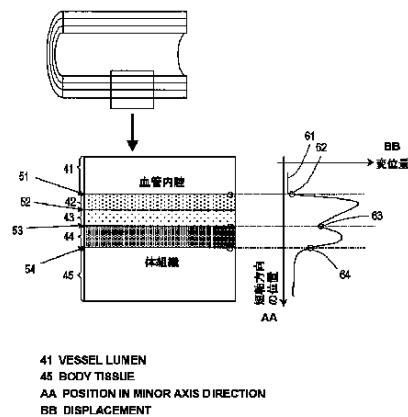
出願番号	特願2008-530874 (P2008-530874)	(71) 出願人	504157024 国立大学法人東北大学 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2007/065901	(71) 出願人	000005821 パナソニック株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地
(22) 国際出願日	平成19年8月15日 (2007.8.15)	(74) 代理人	100101683 弁理士 奥田 誠司
(31) 優先権主張番号	特願2006-224064 (P2006-224064)	(72) 発明者	金井 浩 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内
(32) 優先日	平成18年8月21日 (2006.8.21)	(72) 発明者	長谷川 英之 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

本発明の超音波診断装置は、動脈血管壁を含む被検体の計測領域へ超音波を送信するための超音波探触子を駆動する送信部102と、前記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反射波を、前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部101と、前記受信信号に基づいて、前記動脈血管壁の少なくとも軸方向の運動情報を算出する運動情報算出部110と、前記運動情報に基づいて、前記計測領域中における前記動脈血管壁の血流-内膜境界、中膜-外膜境界および外膜-体側の結合組織境界のうちの少なくとも1つの境界の位置を決定する境界位置決定部109とを備える。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

動脈血管壁を含む被検体の計測領域へ超音波を送信するための超音波探触子を駆動する送信部と、

前記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反射波を、前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記動脈血管壁の少なくとも軸方向の運動情報を算出する運動情報算出部と、

前記運動情報に基づいて、前記計測領域中における前記動脈血管壁の血流－内膜境界、中膜－外膜境界および外膜－体側の結合組織境界のうちの少なくとも1つの境界の位置を決定する境界位置決定部と、  
を備えた超音波診断装置。 10

**【請求項 2】**

前記運動情報算出部は、前記軸方向の変位量の分布を前記動脈血管壁の径方向に沿って算出した変位量分布曲線を算出し、

前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線に基づいて、前記少なくとも1つの境界の位置を決定する請求項1に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記送信部および受信部は、前記計測領域を前記超音波で走査することにより、1フレーム分の前記受信信号を複数回繰り返し取得し、 20

前記運動情報算出部は、異なる2つのフレーム間において、前記受信信号の振幅を比較することにより、前記計測領域内の各計測点の軸方向の変位量を算出する請求項2に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記運動情報算出部は、第1のフレームにおける受信信号の振幅情報と第2のフレームにおける受信信号の振幅情報との相関を計算することによって、前記計測領域内の各計測点の前記2つのフレーム間における軸方向の変位量を算出する請求項3に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記運動情報算出部は、前記軸方向の運動情報の分布を前記動脈血管壁の径方向に沿って算出し、 30

前記境界位置決定部は、前記運動情報の分布に基づいて、前記少なくとも1つの境界の位置を決定する請求項1に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、血管腔側に最も近接する急峻な立ち上がり位置に基づいて、前記血流－内膜境界の位置を決定する請求項2に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、体側の結合組織側に最も近接する極小値の位置に基づいて、前記中膜－外膜境界の位置を決定する請求項2に記載の超音波診断装置。 40

**【請求項 8】**

前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、体側の結合組織側に最も近接する急峻な立ち下り位置に基づいて、前記外膜－体側の結合組織境界の位置を決定する請求項2に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記受信信号に基づいて前記計測領域の断層画像を示す信号を生成する断層画像処理部を更に備え、前記少なくとも1つの境界を前記断層画像に重畳して表示する請求項1から8のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

50

前記受信信号に基づいて前記計測領域内の計測点間の弾性率を算出する弾性率値算出部をさらに備え、

前記算出した弾性率値の二次元マッピング画像をさらに表示する請求項9に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医療用の超音波診断装置に関し、特に血管壁を計測する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

10

【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、被検体内を観察する。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得ている。これにより、被検体の内部の構造を知ることができる。被検体内を非観血的に観察できるため、超音波診断装置はX線CTやMRIと並んで、臨床現場では不可欠な装置となっている。

【0003】

近年、動脈硬化を患う人が増加しており、動脈硬化を診断するために、超音波診断装置を用いた頸動脈エコーが行われている。動脈硬化が進行すると血管壁が厚くなり血管が狭窄してくる。このため、血管壁の厚さを計測することによって動脈硬化を診断することが可能である。頸動脈は、内側から順に内膜、中膜、外膜の3層を有する構造を備えていることが知られており、頸動脈エコーでは、この内膜と中膜をあわせた厚さ（内中膜複合体厚：以下IMTと呼ぶ）を計測し、動脈硬化の指標としている。非特許文献1によれば、IMTが1.1mm以上を異常肥厚と診断する。

20

【0004】

従来、IMTの計測は手動で行われている。具体的には、操作者が、上述した方法により得られた断層画像上において内膜、中膜および外膜の位置を判断し、超音波診断装置に一般的に標準装備されている断層画像上の長さ計測機能を用いて厚さが求められる。

30

【0005】

また、近年、エレクトロニクス技術の進歩によって、超音波診断装置の測定精度を飛躍的に向上させることも可能になってきた。これに伴って、特許文献1に開示されるように、反射波の主に位相を解析することによって、被検体の組織の動きを精密に測定し、組織、特に動脈血管壁の歪みや弾性率を求めることが試みられている。

【0006】

血管壁の弾性率を求める場合にも、血管壁の厚さを計測する必要がある。従来、内膜、中膜および外膜を合わせた血管壁の厚さを、上述したように、断層画像上の長さ計測機能を用いて、手動で計測することが行われている。

【特許文献1】特開平10-5226号公報

【非特許文献1】頸動脈エコー、古幡博、ベクトル・コア社、2004、ISBN4-938372-88-6

40

【非特許文献2】S. Golemati, et al., *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 29, pp. 387-399, 2003

【非特許文献3】J. Bang, et al., *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 29, pp. 967-976, 2003

【非特許文献4】M. Cinthio, et al., *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, vol. 52, pp. 1300-1311, 2005

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

50

しかしながら、断層画像に基づいて操作者が血管壁の厚さやIMTを測定する場合、操作者により、画像の認識や識別の仕方に癖があり、操作者による計測値のばらつきが生じる可能性がある。

【0008】

また、内膜の内側の境界、つまり、血流と内膜との境界は、血管壁に粥種が生じていると血流と粥種とは同程度の輝度で画像表示されることがあり、血流と内膜との境界が判別しにくい。同様に、外膜と体側の結合組織との境界も画像上における判別が困難である。

【0009】

さらに、被検体から得られるエコー信号には、スペckルと呼ばれる干渉波が重畳しており、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得られる断層画像は、スペckルの影響を受ける。このため、スペckルにより、血管壁や血管壁を構成する各膜の境界が判別しにくくなることがある。このため、正確な血管壁の厚さやIMTを求めることが困難となる場合がある。

10

【0010】

本発明はこのような従来技術の課題を解決し、正確な血管壁の厚さやIMTを求め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】

【0011】

本発明の超音波診断装置は、動脈血管壁を含む被検体の計測領域へ超音波を送信するための超音波探触子を駆動する送信部と、前記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反射波を、前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記動脈血管壁の少なくとも軸方向の運動情報を算出する運動情報算出部と、前記運動情報に基づいて、前記計測領域中における前記動脈血管壁の血流-内膜境界、中膜-外膜境界および外膜-体側の結合組織境界のうち少なくとも1つの境界の位置を決定する境界位置決定部とを備える。

20

【0012】

ある好ましい実施形態において、前記運動情報算出部は、前記軸方向の変位量の分布を前記動脈血管壁の径方向に沿って算出した変位量分布曲線を算出し、前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線に基づいて、前記少なくとも1つの境界の位置を決定する。

30

【0013】

ある好ましい実施形態において、前記送信部および受信部は、前記計測領域を前記超音波で走査することにより、1フレーム分の前記受信信号を複数回繰り返し取得し、前記運動情報算出部は、異なる2つのフレーム間において、前記受信信号の振幅を比較することにより、前記計測領域内の各計測点の軸方向の変位量を算出する。

【0014】

ある好ましい実施形態において、前記運動情報算出部は、第1のフレームにおける受信信号の振幅情報と第2のフレームにおける受信信号の振幅情報との相関を計算することによって、前記計測領域内の各計測点の前記2つのフレーム間における軸方向の変位量を算出する。

40

【0015】

ある好ましい実施形態において、前記運動情報算出部は、前記軸方向の運動情報の分布を前記動脈血管壁の径方向に沿って算出し、前記境界位置決定部は、前記運動情報の分布に基づいて、前記少なくとも1つの境界の位置を決定する。

【0016】

ある好ましい実施形態において、前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、血管腔側に最も近接する急峻な立ち上がり位置に基づいて、前記血流-内膜境界の位置を決定する。

【0017】

ある好ましい実施形態において、前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、体側の結合組織側に最も近接する極小値の位置に基づいて、前記中膜-外膜境界の位置を

50

決定する。

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、体側の結合組織側に最も近接する急峻な立ち下がり位置に基づいて、前記外膜－体側の結合組織境界の位置を決定する。

【0019】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記受信信号に基づいて前記計測領域の断層画像を示す信号を生成する断層画像処理部を更に備え、前記少なくとも1つの境界を前記断層画像に重畳して表示する。

【0020】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記受信信号に基づいて前記計測領域内の計測点間の弾性率を算出する弾性率値算出部をさらに備え、前記算出した弾性率値の二次元マッピング画像をさらに表示する。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、動脈血管の血流－内膜境界、中膜－外膜境界および外膜－体側の結合組織境界の少なくとも1つを動脈血管の軸方向の運動情報に基づき決定する。このため、操作者による計測値のばらつきが生じることなく、血管壁の厚さやIMTを求めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】 頸動脈の動脈壁の運動を説明する図であって、(a)は動脈壁に設定した計測点の位置を示す模式図であり、(b)は、被検体の心電図を示し、(c)および(d)は、計測点の軸方向および径方向の一心周期中の移動量を示すグラフである。

【図2】 本発明による超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【図3】 (a)～(c)は動脈壁の移動量を算出する手順を説明する図である。

【図4】 計測領域における計測点を説明する図である。

【図5】 超音波による計測がフレーム単位で行われることを説明する図である。

【図6】 軸方向変位量の径方向における分布曲線から動脈壁の境界を定める方法を説明する図である。

【図7】 図1の超音波診断装置を用いて動脈壁を含む被検体の計測を行った場合において、表示部に表示される画像の一例を示している。

【符号の説明】

【0023】

- 101 受信部
- 102 送信部
- 103 探触子
- 104 遅延合成部
- 105 直交検波部
- 106 断層画像処理部
- 107 振幅情報処理部
- 108 位相情報処理部
- 109 境界位置決定部
- 110 運動情報算出部
- 111 弾性率値演算部
- 112 厚さ算出部
- 113 画像合成部
- 114 表示部
- 120 ユーザーインターフェース
- 121 制御部

10

20

30

40

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

動脈血管は、動脈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に拡張・収縮する。このため、心周期に同期して動脈壁は径方向へ移動する。通常、動脈血管は血管が伸びる軸方向へ運動しないと見なされ、動脈壁の運動解析においても、軸方向への運動は考慮されていなかった。

【0025】

しかし、非特許文献2、3および4などに示されているように、近年、動脈硬化の指標として計測される頸動脈の動脈壁は、心周期に同期してわずかに軸方向へ運動することが確認されている。この運動は、心臓の収縮・拡張に伴って、頸動脈が心臓に引っ張られることにより生じるものと考えられる。

10

【0026】

図1(a)～(d)を参照して、頸動脈の血管壁の径方向および軸方向の運動について説明する。図1(a)は超音波診断装置を用いて計測を行った被検体の測定領域を模式的に示している。図1(a)に示すように、血管壁の血管腔に近い側から順に計測点A、B、Cを設定している。図1(b)は、一心周期分の心電波形を示しており、図1(c)および(d)は、それぞれ計測点A、B、Cの軸方向および径方向の変位量の一周期分を示している。図1(c)および(d)において、横軸は時間を示しており、心臓側への移動方向および血管の外側への移動方向を縦軸の正の方向にとっている。

【0027】

20

これらの図に示すように、心臓の収縮期において血液が心臓により押し出され、血圧が上昇することによって血管が拡張し、血管壁の計測点A、B、Cが血管の外側へ移動する。一方、血管壁は血管壁の移動の少し前から心臓の収縮によって心臓方向に移動し、血管壁の変位量が最大となる時刻より少し遅れて心臓方向への変位量が最大となる。また、最大変位量は、軸方向においては血管壁の内側ほど大きくなっている。一方、径方向においては、最大変位量は計測点Aが最も大きく、計測点B、Cの最大変位量はほぼ等しくなっている。これは、頸動脈の外側は体側の結合組織に覆われていること、動脈壁は、内膜、中膜および外膜という異なる組織によって構成され、組織ごとに弾性率が異なることなどの理由により、動脈壁の位置によって軸方向および径方向の変位量が異なるためと考えられる。

30

【0028】

前述したように、頸動脈の動脈壁の軸方向の運動は、心臓の収縮・拡張によるものであると考えられるため、動脈壁を含む被検体の計測領域において、軸方向の運動を検出すれば、心臓に引っ張られない血管腔および体側の結合組織と、動脈壁との境界を決定できる。また、動脈壁を構成する各組織の境界も軸方向の運動を検出することにより決定できるものと考えられる。本願発明者は、このような知見に基づき、血管壁の厚さやIMTを求めることが可能な超音波診断装置を発明した。

【0029】

以下、本発明による超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。図2は、本発明による超音波診断装置の一実施形態の構成を示すブロック図である。本発明の超音波診断装置を用いて境界の検出が可能な動脈は頸動脈に限られず、心臓に近接し、心臓の収縮・拡張に伴って心臓に引っ張られる動脈であれば境界を検出することができる。

40

【0030】

本実施形態の超音波診断装置は、受信部101、送信部102、遅延合成部104、直交検波部105、断層画像処理部106、振幅情報処理部107、位相情報処理部108、境界位置検出部109、運動情報算出部110、弾性率算出部111、厚さ算出部112および画像合成部113を備える。また、操作者が超音波診断装置に指令を与えるためのユーザインターフェース120と、ユーザインターフェース120からの指令に基づき、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121とを備えている。

【0031】

50

なお、図2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、位相情報処理部108、境界位置検出部109、運動情報算出部110、弾性率算出部111および厚さ算出部112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。

#### 【0032】

送信部102および受信部101には超音波を被検体へ向けて送信し、被検体から超音波エコーを受信するための探触子103が接続される。超音波診断装置は専用の探触子103を備えていてもよいし、汎用の探触子を探触子103として用いてもよい。探触子103内には複数の圧電素子が配置され、遅延合成部104による圧電素子の選択、および、圧電変換素子に電圧を与えるタイミングの設定によって、送受信する超音波の偏向角およびフォーカスを制御する。

10

#### 【0033】

送信部102は、制御部121の指令を受けて、指定されたタイミングで探触子103を駆動する高圧信号を発生する。探触子103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。

#### 【0034】

被検体内部から反射してきた超音波エコーは、探触子103を用いて電気信号に変換され、受信部101により増幅されることによって受信信号が生成する。前述したように受信部101は、遅延合成部104による探触子103の圧電変換素子の選択によって、定められた位置（フォーカス）または方向（偏向角）からの超音波のみを検出することができる。

20

#### 【0035】

送信部102、受信部101および遅延合成部104のこのような動作により、探触子103から照射する超音波が被検体の計測領域を超音波で走査し、1フレーム分の受信信号を得る。被検体の一心周期中にこの走査を繰り返し、複数のフレーム分の受信信号を得る。たとえば、百数十フレーム分の受信信号を取得する。

#### 【0036】

断層画像処理部106はフィルタ、対数増幅器および検波器などを含み、受信部101から受け取った受信信号を信号強度に応じた輝度情報を有する信号に変換する。これにより、被検体の計測領域における断層画像を示す信号が得られる。

30

#### 【0037】

直交検波部105は受信信号を直交検波する。振幅情報処理部107は、直交検波された受信信号から振幅情報を求め、運動情報算出部110へ出力する。

#### 【0038】

運動情報算出部110は、直交検波された受信信号の振幅情報に基づき、動脈血管壁の少なくとも軸方向の運動情報を算出する。軸方向の運動情報が得られる限り、運動情報算出部110は、二次元の運動情報を求めてもよいし、三次元の運動情報を求めてもよい。境界位置決定部109は、得られた運動情報に基づいて計測領域中における動脈血管壁の血流-内膜境界、中膜-外膜境界および外膜-体側の結合組織境界のうちの少なくとも1つの境界を決定し、決定した境界の計測領域中における位置情報を生成する。

40

#### 【0039】

厚さ算出部112は、境界位置決定部109が動脈血管壁の血流-内膜境界、中膜-外膜境界および外膜-体側の結合組織境界のうちの2つ以上を決定した場合において、決定した境界間の厚さ（距離）を求める。

#### 【0040】

位相情報処理部108は、直交検波された受信信号の位相情報を生成し、弾性率値算出部111へ出力する。弾性率値算出部111は、位相情報から、計測領域内の各計測点の径方向における移動量を算出する。また、外部から被検体の血圧に関する情報を受け取り、厚さ算出部112から得られる境界間の厚さと、血圧に関する情報と、各計測点の径方向における移動量とから各計測点間の弾性率値を求める。

50

## 【0041】

画像合成部113は、断層画像処理部106から被検体の計測領域における断層画像を示す信号を受け取る。また、境界位置検出部109から検出した境界の位置情報を受け取り、厚さ算出部112から求めた境界間の厚さを受け取る。そして、境界の位置情報に基づき、決定した境界を示す線を断層画像に重畳した画像信号を生成し、表示部114へ出力する。さらに境界間の厚さを示す数値を生成し、表示部114へ出力する。

## 【0042】

また、画像合成部113は、各計測点間の弾性率値を受け取り、弾性率値に応じた色調や諧調で弾性率の計測領域における分布を示す二次元マッピングデータを生成し、表示部へ出力する。表示部114は画像合成部113から出力されるデータを表示する。

10

## 【0043】

ユーザインターフェース120は、操作者が超音波診断装置に指令を与えるための入力部である。具体的には、ユーザインターフェース120はキーボードやトラックボール、マウスなどの入力デバイスである。操作者は、ユーザインターフェース120を用いて、弾性率を算出するための関心領域(ROI)を設定したり、境界位置決定部109で決定する境界や厚さ算出部112で求める境界間の厚さを選択する。

## 【0044】

次に、運動情報算出部110および境界位置決定部109の動作を詳細に説明する。前述したように、本発明では血管腔および体側の結合組織と動脈壁との境界および動脈壁を構成する組織の境界を被検体の軸方向の運動を検出することにより決定する。このために、運動情報算出部110は、振幅情報処理部107から受信信号の振幅情報を受け取り、被検体の軸方向の運動情報の分布を動脈血管壁の径方向に沿って算出し、算出した運動情報の分布に基づいて境界を決定する。運動情報は軸方向の運動速度であってもよいし、軸方向の変位量であってもよい。本実施形態では、軸方向の変位量を利用して境界を検出する。

20

## 【0045】

動脈の軸方向の運動情報は、例えば、被検体に向けて径方向と非平行な方向に超音波を送信することによって得ることができる。しかし、通常の超音波診断装置では、径方向と平行な方向に超音波を送受信し被検体内部の情報を得るため、受信信号から直接、軸方向の運動成分を検出することが難しい。このため、本実施形態では、計測領域を超音波で走査することにより、1フレーム分の受信信号を複数回繰り返し取得し、異なる2つのフレーム間において、受信信号の相関を計算することによって、軸方向の変位量を各計測点について推定する。これにより、計測を行った超音波ビームの音響線上の変位量分布曲線が得られる。血管腔および体側の結合組織と動脈壁との境界および動脈壁を構成する組織の境界は、変位量分布曲線から決定される。

30

## 【0046】

図3を参照して軸方向の変位量の算出を詳細に説明する。まず、図3(a)に示すように、例えば第1フレームにおける計測領域20中に相関を計算するための関心領域21を設定する。計測領域20において計測点が例えばn行m列で配置されているとする。基準領域21は計測点(s, t) (s, tはそれぞれn, m以下の整数)の移動量を求めるために用いられる。

40

## 【0047】

図3(b)に示すように、第1フレームから所定の時間が経過した第kフレームでは、動脈壁が拡張することにより径方向へdy移動するとともに心臓に引っ張られ軸方向にdx移動したとする。この場合、設定した関心領域21は、軸方向および径方向へ移動し、計測点(p, q)を中心とする領域21'へ移動している。この場合、図3(c)に示すように、第kフレームにおいて、計測領域20内の各計測点について基準領域21と同じ大きさの領域23を設定し、第1フレームの関心領域21に対応する受信信号の振幅情報と第kフレームにおける領域23に対応する受信信号の振幅情報との相関を相関関数を用いて計算し、相関係数を求める。計測領域20内のすべての計測点について領域23を設

50

定し、相関を計算した場合、図3 (b) に示すように、領域2 1' との相関が最も高く、相関係数も最大となる。したがって、関心領域2 1は第k フレームにおいて領域2 1' へ移動したと推定され、このときの軸方向の変位量は $d_x$ となる。受信信号の相関を利用して2つのフレーム間における注目する部位の位置を特定する方法は、例えば、特開平8-164139号公報に開示されている。

#### 【0048】

運動情報算出部110は、この計算を各計測点について行うことにより、計測領域内のすべての計測点の所定の2つのフレーム間での変位量を求める。本発明において動脈血管壁の境界の決定に用いるのは軸方向の変位量であるため、径方向の変位量は求めなくてもよい。

10

#### 【0049】

また、相関を求める際、位相情報処理部108において求めた位相情報を参照してもよい。位相情報を用いれば、2つのフレーム間の位相を比較することによって、各計測点の径方向の変位量を求めることができる。このため、相関を計算すべき領域23のうち、径方向については位相から求めた変位量だけ径方向にシフトした位置にある領域23、または、その近傍の領域23のみの相関を計算することによって相関係数が最大となる領域23を決定できる。その結果、計算量を大幅に低減することができる。

#### 【0050】

相関を求める計算の精度は、関心領域21の大きさに依存する。一般に、関心領域が大きくなるほど計算の精度は高くなるが、計算量が増大する。このため、計算量と必要な計算精度とを考慮して関心領域21の大きさを定めることが好ましい。

20

#### 【0051】

上述の方法によって、求められる変位量の軸方向および径方向の分解能は、図4に示すように、計測領域に設定された計測点の軸方向および径方向の間隔によって決まる。具体的には、軸方向の分解能は、超音波ビームの音響線23の間隔 $l_1$ となる。また、径方向の分解能は、音響線23上に設定された計測点24の間隔 $l_2$ となる。間隔 $l_1$ または間隔 $l_2$ が十分には小さくないため、変位量の計測精度があまり高くない場合には、隣接する音響線23の受信信号を補間し、補間信号23'を生成してもよい。これにより軸方向の分解能を高くすることができる。また、同様に音響線23上の2つの計測点間において受信信号を補間し、補間計測点24'を生成してもよい。

30

#### 【0052】

図5において模式的に示すように一心周期中において、第1フレームから第Kフレームまでの計測領域20の受信信号が得られる。第1から第Kフレームの中から任意の2つのフレームを選択することにより、選択した2つのフレーム間に動脈壁が移動した変位量を求めることができる。一般的には、図1 (c) に示す心臓方向への変位が最も少ない時刻のフレームおよび心臓方向への変位が最も大きい時刻のフレームを選択することにより、軸方向の最大変位量が得られる。これにより、ノイズ等の影響を低減し、以下において説明する、軸方向変位量の径方向分布曲線を精度良く得ることができ、境界の判別精度を高めることができる。しかし、図1 (c) に示すように、一心周期中において動脈壁の軸方向の運動のタイミングは径方向の位置によって異なる。このため、境界の判別がし易くなるような軸方向変位量の径方向分布曲線が得られるフレームを選択することが好ましい。

40

#### 【0053】

運動情報算出部110は、上述した方法により得られた各計測点の軸方向の移動量を1つの音響線(径方向)に沿って求めた変位量分布曲線を生成する。図6に示すように、径方向に配列している計測点における変位量をプロットすることにより、変位量分布曲線61が得られる。図6には、対応する計測領域の断面画像を模式的に合わせて示している。

#### 【0054】

境界位置決定部109は、運動情報算出部110から得られる変位量分布曲線を用いて動脈壁の境界を決定する。図6に示すように、得られた変位量分布曲線61において、血管腔41側に最も近接する急峻な立ち上がり位置62が、血管腔41の血流と内膜42と

50

の境界5 1の位置を表す。また、体側の結合組織4 5側に最も近接する極小値の位置6 3が、中膜4 3と外膜4 4との境界5 3の位置を表す。体側の結合組織4 5側に最も近接する急峻な立ち下がり位置5 4は、外膜4 4と体側の結合組織4 5との境界5 4の位置を表している。

#### 【0055】

このように変位量分布曲線と動脈壁の境界位置とを対応させることができるのは、血流や体側の結合組織は軸方向へ運動しないこと、および、動脈壁を構成する各組織は弾性率が異なるために、軸方向の運動特性が異なることによるものと考えられる。

#### 【0056】

境界位置決定部109は、上述の関係を用いて、1つの変位量分布曲線から血流-内膜境界、中膜-外膜境界および外膜-体側の結合組織境界のうちの少なくとも1つの境界の位置を決定する。具体的には、径方向に計測点をシフトさせながら直線の計測点との変位量を比較し、上述した曲線の立ち上がり位置や極小値や立ち下りの位置を決定する。変位量分布曲線は、各音響線において求められるので、各変位量分布曲線において、境界を定めることにより、計測領域全体において、血流-内膜境界、中膜-外膜境界または外膜-体側の結合組織境界の位置を決定することができる。

#### 【0057】

図7は、本実施形態の超音波診断装置を用いて動脈壁を含む被検体の計測を行った場合において表示部114に表示される画像の一例を示している。図7に示すように、表示部114には、計測領域の断層画像70が表示される。断層画像は動脈の血管腔41、内膜42、中膜43、外膜44および体側の結合組織45が示されている。また、断層画像70には弾性率を計測する領域である関心領域80が表示されている。関心領域80の位置や大きさは操作者がユーザインターフェース120(図2)を用いて、任意に設定できる。

#### 【0058】

また、関心領域80内において、境界位置決定部109が決定した血流-内膜境界線75と中膜-外膜境界線76が表示されている。どの境界を表示するかは、操作者がユーザインターフェース120を用いて指定できる。

#### 【0059】

表示部114の画面にはさらに断層画像70上において設定した関心領域80内の弾性率値が断層画像71に重畳され、二次元マッピング表示されている。弾性率値は、カラーバー73で示される弾性率値に応じた色調または諧調で表示されている。境界位置決定部109が決定した血流-内膜境界線75'と中膜-外膜境界線76'を断層画像71上に表示してもよい。

#### 【0060】

また、表示部114の画面にはカーソル81上における境界線75と境界線76との距離であるIMTの値77が表示される。図7には外膜-体側の結合組織境界45は表示されていないが、血流-内膜境界線75と外膜-体側の結合組織境界線とを表示させた場合には、血管壁の厚さの値78が表示される。

#### 【0061】

本実施形態によれば、動脈血管の血流-内膜境界、中膜-外膜境界および外膜-体側の結合組織境界の少なくとも1つを動脈血管の軸方向の運動情報に基づき決定する。このため、操作者による計測値のばらつきが生じることなく、血管壁の厚さやIMTを求めることができる。また、軸方向の移動量を、受信信号の振幅情報のパターンマッチングを利用して決定するため、多少ノイズが受信信号に重畳していても、精度良く移動量を算出することができる。このため、スペckルなどの影響を受けにくく、正確に境界の位置を決定することが可能となる。

#### 【0062】

なお、上記実施形態では、超音波診断装置は弾性率の分布を求めるために直交検波部と位相情報処理部を備えているが、弾性率を求めない場合には、これらの構成を備えていな

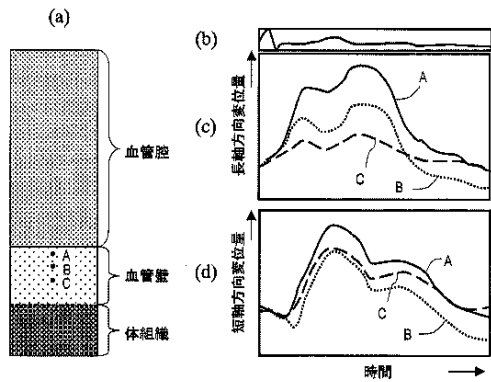
くてもよい。この場合、断層画像処理部から得られる信号を受け取り運動情報算出部が動脈壁の軸方向の運動情報を算出してもよく、振幅情報処理部を断層画像処理部とは別に設けなくてもよい。

【産業上の利用可能性】

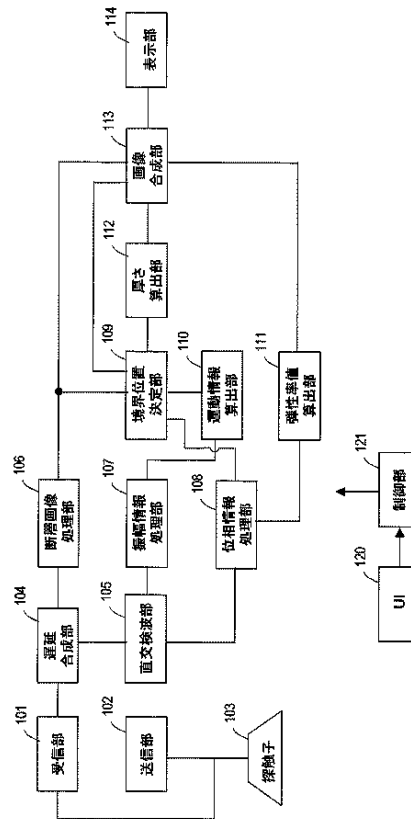
【0063】

本発明は医療用の超音波診断装置に好適に用いられ、特に、動脈血管の診断に用いる超音波診断装置に好適に用いられる。

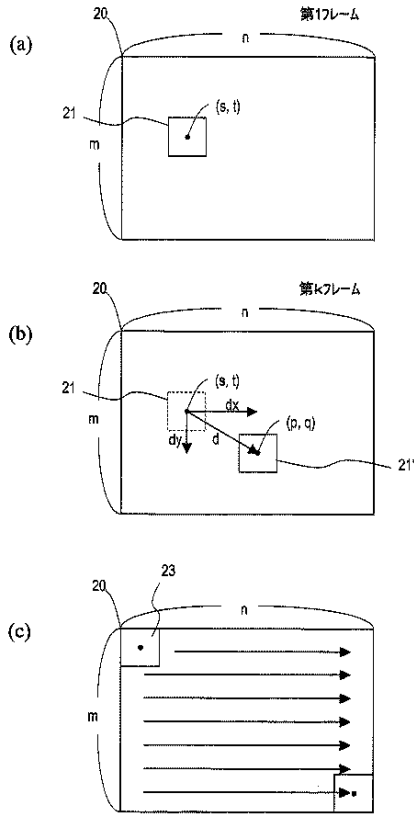
【図1】



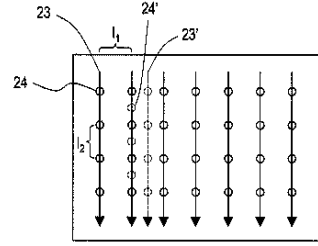
【図2】



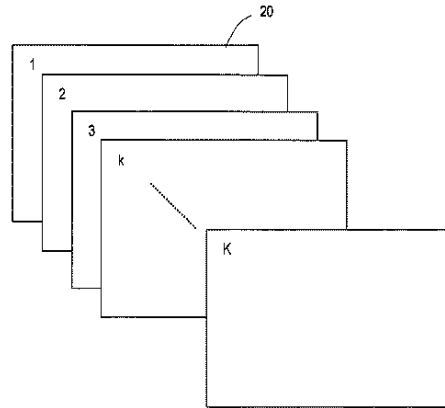
【図 3】



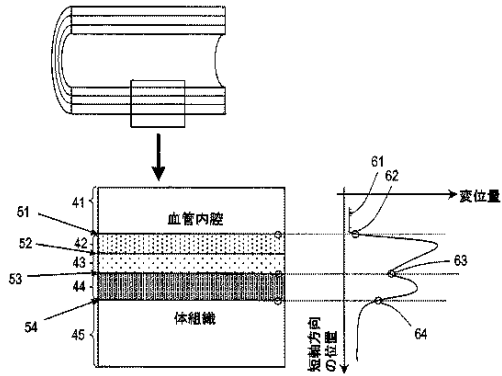
【図 4】



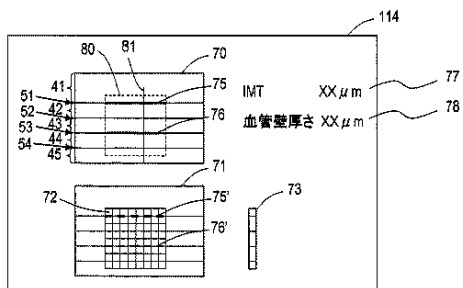
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【手続補正書】

【提出日】平成21年1月15日(2009.1.15)

【手続補正1】

【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】

動脈血管壁を含む被検体の計測領域へ超音波を送信するための超音波探触子を駆動する送信部と、

前記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反射波を、前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記動脈血管壁の少なくとも軸方向の運動情報を算出する運動情報算出部と、

前記運動情報に基づいて、前記計測領域中における前記動脈血管壁の血流－内膜境界、中膜－外膜境界および外膜－体側の結合組織境界のうちの少なくとも1つの境界の位置を決定する境界位置決定部と、  
を備えた超音波診断装置。

【請求項2】

前記運動情報算出部は、前記軸方向の変位量の分布を前記動脈血管壁の径方向に沿って算出した変位量分布曲線を算出し、

前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線に基づいて、前記少なくとも1つの境界の位置を決定する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記送信部および受信部は、前記計測領域を前記超音波で走査することにより、1フレーム分の前記受信信号を複数回繰り返し取得し、

前記運動情報算出部は、異なる2つのフレーム間において、前記受信信号の振幅を比較することにより、前記計測領域内の各計測点の軸方向の変位量を算出する請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記運動情報算出部は、第1のフレームにおける受信信号の振幅情報と第2のフレームにおける受信信号の振幅情報との相関を計算することによって、前記計測領域内の各計測点の前記2つのフレーム間における軸方向の変位量を算出する請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記運動情報算出部は、前記軸方向の運動情報の分布を前記動脈血管壁の径方向に沿って算出し、

前記境界位置決定部は、前記運動情報の分布に基づいて、前記少なくとも1つの境界の位置を決定する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、血管腔側に最も近接する急峻な立ち上がり位置に基づいて、前記血流－内膜境界の位置を決定する請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、体側の結合組織側に最も近接する極小値の位置に基づいて、前記中膜－外膜境界の位置を決定する請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、体側の結合組織側に最も近接する

急峻な立ち下り位置に基づいて、前記外膜一体側の結合組織境界の位置を決定する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記受信信号に基づいて前記計測領域の断層画像を示す信号を生成する断層画像処理部を更に備え、前記少なくとも 1 つの境界を前記断層画像に重畳して表示する請求項 1 から 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記受信信号に基づいて前記計測領域内の計測点間の弾性率を算出する弾性率値算出部をさらに備え、

前記算出した弾性率値の二次元マッピング画像をさらに表示する請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【手続補正 2】

【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】

本発明は医療用の超音波診断装置に関し、特に血管壁を計測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、被検体内を観察する。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得ている。これにより、被検体の内部の構造を知ることができる。被検体内を非観血的に観察できるため、超音波診断装置は X 線 CT や MRI と並んで、臨床現場では不可欠な装置となっている。

【0003】

近年、動脈硬化を患う人が増加しており、動脈硬化を診断するために、超音波診断装置を用いた頸動脈エコーが行われている。動脈硬化が進行すると血管壁が厚くなり血管が狭窄してくる。このため、血管壁の厚さを計測することによって動脈硬化を診断することが可能である。頸動脈は、内側から順に内膜、中膜、外膜の 3 層を有する構造を備えていることが知られており、頸動脈エコーでは、この内膜と中膜をあわせた厚さ（内中膜複合体厚：以下 IMT と呼ぶ）を計測し、動脈硬化の指標としている。非特許文献 1 によれば、IMT が 1.1 mm 以上を異常肥厚と診断する。

【0004】

従来、IMT の計測は手動で行われている。具体的には、操作者が、上述した方法により得られた断層画像上において内膜、中膜および外膜の位置を判断し、超音波診断装置に一般的に標準装備されている断層画像上の長さ計測機能を用いて厚さが求められる。

【0005】

また、近年、エレクトロニクス技術の進歩によって、超音波診断装置の測定精度を飛躍的に向上させることも可能になってきた。これに伴って、特許文献 1 に開示されるように、反射波の主に位相を解析することによって、被検体の組織の動きを精密に測定し、組織、特に動脈血管壁の歪みや弾性率を求めることが試みられている。

【0006】

血管壁の弾性率を求める場合にも、血管壁の厚さを計測する必要がある。従来、内膜、中膜および外膜を合わせた血管壁の厚さを、上述したように、断層画像上の長さ計測機能を用いて、手動で計測することが行われている。

【特許文献1】特開平10-5226号公報

【非特許文献1】頸動脈エコー、古幡博、バクトル・コア社、2004、ISBN4-938372-88-6】

【非特許文献2】S. Golemati, et al., *Ultrasound Med. Biol.* vol. 29, pp. 387-399, 2003

【非特許文献3】J. Bang, et al., *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 29, pp. 967-976, 2003

【非特許文献4】M. Cinthio, et al., *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, vol. 52, pp. 1300-1311, 2005

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、断層画像に基づいて操作者が血管壁の厚さやIMTを測定する場合、操作者により、画像の認識や識別の仕方に癖があり、操作者による計測値のばらつきが生じる可能性がある。

【0008】

また、内膜の内側の境界、つまり、血流と内膜との境界は、血管壁に粥種が生じていると血流と粥種とは同程度の輝度で画像表示されることがあり、血流と内膜との境界が判別しにくい。同様に、外膜と体側の結合組織との境界も画像上における判別が困難である。

【0009】

さらに、被検体から得られるエコー信号には、スペckルと呼ばれる干渉波が重畳しており、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得られる断層画像は、スペckルの影響を受ける。このため、スペckルにより、血管壁や血管壁を構成する各膜の境界が判別しにくくなることがある。このため、正確な血管壁の厚さやIMTを求めることが困難となる場合がある。

【0010】

本発明はこのような従来技術の課題を解決し、正確な血管壁の厚さやIMTを求め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】

【0011】

本発明の超音波診断装置は、動脈血管壁を含む被検体の計測領域へ超音波を送信するための超音波探触子を駆動する送信部と、前記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反射波を、前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記動脈血管壁の少なくとも軸方向の運動情報を算出する運動情報算出部と、前記運動情報に基づいて、前記計測領域中における前記動脈血管壁の血流-内膜境界、中膜-外膜境界および外膜-体側の結合組織境界のうち少なくとも1つの境界の位置を決定する境界位置決定部とを備える。

【0012】

ある好ましい実施形態において、前記運動情報算出部は、前記軸方向の変位量の分布を前記動脈血管壁の径方向に沿って算出した変位量分布曲線を算出し、前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線に基づいて、前記少なくとも1つの境界の位置を決定する。

【0013】

ある好ましい実施形態において、前記送信部および受信部は、前記計測領域を前記超音波で走査することにより、1フレーム分の前記受信信号を複数回繰り返し取得し、前記運動情報算出部は、異なる2つのフレーム間において、前記受信信号の振幅を比較することにより、前記計測領域内の各計測点の軸方向の変位量を算出する。

【0014】

ある好ましい実施形態において、前記運動情報算出部は、第1のフレームにおける受信信号の振幅情報と第2のフレームにおける受信信号の振幅情報との相関を計算することによって、前記計測領域内の各計測点の前記2つのフレーム間における軸方向の変位量を算

出する。

【0015】

ある好ましい実施形態において、前記運動情報算出部は、前記軸方向の運動情報の分布を前記動脈血管壁の径方向に沿って算出し、前記境界位置決定部は、前記運動情報の分布に基づいて、前記少なくとも1つの境界の位置を決定する。

【0016】

ある好ましい実施形態において、前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、血管腔側に最も近接する急峻な立ち上がり位置に基づいて、前記血流－内膜境界の位置を決定する。

【0017】

ある好ましい実施形態において、前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、体側の結合組織側に最も近接する極小値の位置に基づいて、前記中膜－外膜境界の位置を決定する。

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、体側の結合組織側に最も近接する急峻な立ち下がり位置に基づいて、前記外膜－体側の結合組織境界の位置を決定する。

【0019】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記受信信号に基づいて前記計測領域の断層画像を示す信号を生成する断層画像処理部を更に備え、前記少なくとも1つの境界を前記断層画像に重畳して表示する。

【0020】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記受信信号に基づいて前記計測領域内の計測点間の弾性率を算出する弾性率値算出部をさらに備え、前記算出した弾性率値の二次元マッピング画像をさらに表示する。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、動脈血管の血流－内膜境界、中膜－外膜境界および外膜－体側の結合組織境界の少なくとも1つを動脈血管の軸方向の運動情報に基づき決定する。このため、操作者による計測値のばらつきが生じることなく、血管壁の厚さやIMTを求めることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

動脈血管は、動脈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に拡張・収縮する。このため、心周期に同期して動脈壁は径方向へ移動する。通常、動脈血管は血管が伸びる軸方向へ運動しないと見なされ、動脈壁の運動解析においても、軸方向への運動は考慮されていなかった。

【0023】

しかし、非特許文献2、3および4などに示されているように、近年、動脈硬化の指標として計測される頸動脈の動脈壁は、心周期に同期してわずかに軸方向へ運動することが確認されている。この運動は、心臓の収縮・拡張に伴って、頸動脈が心臓に引っ張られることにより生じるものと考えられる。

【0024】

図1(a)～(d)を参照して、頸動脈の血管壁の径方向および軸方向の運動について説明する。図1(a)は超音波診断装置を用いて計測を行った被検体の測定領域を模式的に示している。図1(a)に示すように、血管壁の血管腔に近い側から順に計測点A、B、Cを設定している。図1(b)は、一心周期分の心電波形を示しており、図1(c)および(d)は、それぞれ計測点A、B、Cの軸方向および径方向の変位量の一心周期分を示している。図1(c)および(d)において、横軸は時間を示しており、心臓側への移動方向および血管の外側への移動方向を縦軸の正の方向にとっている。

## 【0025】

これらの図に示すように、心臓の収縮期において血液が心臓により押し出され、血圧が上昇することによって血管が拡張し、血管壁の計測点A、B、Cが血管の外側へ移動する。一方、血管壁は血管壁の移動の少し前から心臓の収縮によって心臓方向に移動し、血管壁の変位量が最大となる時刻より少し遅れて心臓方向への変位量が最大となる。また、最大変位量は、軸方向においては血管壁の内側ほど大きくなっている。一方、径方向においては、最大変位量は計測点Aが最も大きく、計測点B、Cの最大変位量はほぼ等しくなっている。これは、頸動脈の外側は体側の結合組織に覆われていること、動脈壁は、内膜、中膜および外膜という異なる組織によって構成され、組織ごとに弾性率が異なることなどの理由により、動脈壁の位置によって軸方向および径方向の変位量が異なるためと考えられる。

## 【0026】

前述したように、頸動脈の動脈壁の軸方向の運動は、心臓の収縮・拡張によるものと考えられるため、動脈壁を含む被検体の計測領域において、軸方向の運動を検出すれば、心臓に引っ張られない血管腔および体側の結合組織と、動脈壁との境界を決定できる。また、動脈壁を構成する各組織の境界も軸方向の運動を検出することにより決定できるものと考えられる。本願発明者は、このような知見に基づき、血管壁の厚さやIMTを求めることが可能な超音波診断装置を発明した。

## 【0027】

以下、本発明による超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。図2は、本発明による超音波診断装置の一実施形態の構成を示すブロック図である。本発明の超音波診断装置を用いて境界の検出が可能な動脈は頸動脈に限られず、心臓に近接し、心臓の収縮・拡張に伴って心臓に引っ張られる動脈であれば境界を検出することができる。

## 【0028】

本実施形態の超音波診断装置は、受信部101、送信部102、遅延合成部104、直交検波部105、断層画像処理部106、振幅情報処理部107、位相情報処理部108、境界位置検出部109、運動情報算出部110、弾性率算出部111、厚さ算出部112および画像合成部113を備える。また、操作者が超音波診断装置に指令を与えるためのユーザインターフェース120と、ユーザインターフェース120からの指令に基づき、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121とを備えている。

## 【0029】

なお、図2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、位相情報処理部108、境界位置検出部109、運動情報算出部110、弾性率算出部111および厚さ算出部112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。

## 【0030】

送信部102および受信部101には超音波を被検体へ向けて送信し、被検体から超音波エコーを受信するための探触子103が接続される。超音波診断装置は専用の探触子103を備えていてもよいし、汎用の探触子を探触子103として用いてもよい。探触子103内には複数の圧電素子が配置され、遅延合成部104による圧電素子の選択、および、圧電変換素子に電圧を与えるタイミングの設定によって、送受信する超音波の偏向角およびフォーカスを制御する。

## 【0031】

送信部102は、制御部121の指令を受けて、指定されたタイミングで探触子103を駆動する高圧信号を発生する。探触子103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。

## 【0032】

被検体内部から反射してきた超音波エコーは、探触子103を用いて電気信号に変換され、受信部101により増幅されることによって受信信号が生成する。前述したように受信部101は、遅延合成部104による探触子103の圧電変換素子の選択によって、定

められた位置（フォーカス）または方向（偏向角）からの超音波のみを検出することができる。

【0033】

送信部102、受信部101および遅延合成部104のこのような動作により、探触子103から照射する超音波が被検体の計測領域を超音波で走査し、1フレーム分の受信信号を得る。被検体の一心周期中にこの走査を繰り返し、複数のフレーム分の受信信号を得る。たとえば、百数十フレーム分の受信信号を取得する。

【0034】

断層画像処理部106はフィルタ、対数増幅器および検波器などを含み、受信部101から受け取った受信信号を信号強度に応じた輝度情報を有する信号に変換する。これにより、被検体の計測領域における断層画像を示す信号が得られる。

【0035】

直交検波部105は受信信号を直交検波する。振幅情報処理部107は、直交検波された受信信号から振幅情報を求め、運動情報算出部110へ出力する。

【0036】

運動情報算出部110は、直交検波された受信信号の振幅情報に基づき、動脈血管壁の少なくとも軸方向の運動情報を算出する。軸方向の運動情報が得られる限り、運動情報算出部110は、二次元の運動情報を求めてもよいし、三次元の運動情報を求めてもよい。境界位置決定部109は、得られた運動情報に基づいて計測領域中における動脈血管壁の血流－内膜境界、中膜－外膜境界および外膜－体側の結合組織境界のうちの少なくとも1つの境界を決定し、決定した境界の計測領域中における位置情報を生成する。

【0037】

厚さ算出部112は、境界位置決定部109が動脈血管壁の血流－内膜境界、中膜－外膜境界および外膜－体側の結合組織境界のうちの2つ以上を決定した場合において、決定した境界間の厚さ（距離）を求める。

【0038】

位相情報処理部108は、直交検波された受信信号の位相情報を生成し、弾性率値算出部111へ出力する。弾性率値算出部111は、位相情報から、計測領域内の各計測点の径方向における移動量を算出する。また、外部から被検体の血圧に関する情報を受け取り、厚さ算出部112から得られる境界間の厚さと、血圧に関する情報と、各計測点の径方向における移動量とから各計測点間の弾性率値を求める。

【0039】

画像合成部113は、断層画像処理部106から被検体の計測領域における断層画像を示す信号を受け取る。また、境界位置検出部109から検出した境界の位置情報を受け取り、厚さ算出部112から求めた境界間の厚さを受け取る。そして、境界の位置情報に基づき、決定した境界を示す線を断層画像に重畳した画像信号を生成し、表示部114へ出力する。さらに境界間の厚さを示す数値を生成し、表示部114へ出力する。

【0040】

また、画像合成部113は、各計測点間の弾性率値を受け取り、弾性率値に応じた色調や諧調で弾性率の計測領域における分布を示す二次元マッピングデータを生成し、表示部へ出力する。表示部114は画像合成部113から出力されるデータを表示する。

【0041】

ユーザインターフェース120は、操作者が超音波診断装置に指令を与えるための入力部である。具体的には、ユーザインターフェース120はキーボードやトラックボール、マウスなどの入力デバイスである。操作者は、ユーザインターフェース120を用いて、弾性率を算出するための関心領域（ROI）を設定したり、境界位置決定部109で決定する境界や厚さ算出部112で求める境界間の厚さを選択する。

【0042】

次に、運動情報算出部110および境界位置決定部109の動作を詳細に説明する。前述したように、本発明では血管腔および体側の結合組織と動脈壁との境界および動脈壁を

構成する組織の境界を被検体の軸方向の運動を検出することにより決定する。このために、運動情報算出部 110 は、振幅情報処理部 107 から受信信号の振幅情報を受け取り、被検体の軸方向の運動情報の分布を動脈血管壁の径方向に沿って算出し、算出した運動情報の分布に基づいて境界を決定する。運動情報は軸方向の運動速度であってもよいし、軸方向の変位量であってもよい。本実施形態では、軸方向の変位量を利用して境界を検出する。

#### 【0043】

動脈の軸方向の運動情報は、例えば、被検体に向けて径方向と非平行な方向に超音波を送信することによって得ることができる。しかし、通常の超音波診断装置では、径方向と平行な方向に超音波を送受信し被検体内部の情報を得るため、受信信号から直接、軸方向の運動成分を検出することが難しい。このため、本実施形態では、計測領域を超音波で走査することにより、1 フレーム分の受信信号を複数回繰り返し取得し、異なる 2 つのフレーム間において、受信信号の相関を計算することによって、軸方向の変位量を各計測点について推定する。これにより、計測を行った超音波ビームの音響線上の変位量分布曲線が得られる。血管腔および体側の結合組織と動脈壁との境界および動脈壁を構成する組織の境界は、変位量分布曲線から決定される。

#### 【0044】

図 3 を参照して軸方向の変位量の算出を詳細に説明する。まず、図 3 (a) に示すように、例えば第 1 フレームにおける計測領域 20 中に相関を計算するための関心領域 21 を設定する。計測領域 20 において計測点が例えば  $n$  行  $m$  列で配置されているとする。基準領域 21 は計測点  $(s, t)$  ( $s, t$  はそれぞれ  $n, m$  以下の整数) の移動量を求めるために用いられる。

#### 【0045】

図 3 (b) に示すように、第 1 フレームから所定の時間が経過した第  $k$  フレームでは、動脈壁が拡張することにより径方向へ  $dy$  移動するとともに心臓に引っ張られ軸方向に  $dx$  移動したとする。この場合、設定した関心領域 21 は、軸方向および径方向へ移動し、計測点  $(p, q)$  を中心とする領域 21' へ移動している。この場合、図 3 (c) に示すように、第  $k$  フレームにおいて、計測領域 20 内の各計測点について基準領域 21 と同じ大きさの領域 23 を設定し、第 1 フレームの関心領域 21 に対応する受信信号の振幅情報と第  $k$  フレームにおける領域 23 に対応する受信信号の振幅情報との相関を相関関数を用いて計算し、相関係数を求める。計測領域 20 内のすべての計測点について領域 23 を設定し、相関を計算した場合、図 3 (b) に示すように、領域 21' との相関が最も高く、相関係数も最大となる。したがって、関心領域 21 は第  $k$  フレームにおいて領域 21' へ移動したと推定され、このときの軸方向の変位量は  $dx$  となる。受信信号の相関を利用して 2 つのフレーム間における注目する部位の位置を特定する方法は、例えば、特開平 8-164139 号公報に開示されている。

#### 【0046】

運動情報算出部 110 は、この計算を各計測点について行うことにより、計測領域内のすべての計測点の所定の 2 つのフレーム間での変位量を求める。本発明において動脈血管壁の境界の決定に用いるのは軸方向の変位量であるため、径方向の変位量は求めなくてもよい。

#### 【0047】

また、相関を求める際、位相情報処理部 108 において求めた位相情報を参照してもよい。位相情報を用いれば、2 つのフレーム間の位相を比較することによって、各計測点の径方向の変位量を求めることができる。このため、相関を計算すべき領域 23 のうち、径方向については位相から求めた変位量だけ径方向にシフトした位置にある領域 23、または、その近傍の領域 23 のみの相関を計算することによって相関係数が最大となる領域 23 を決定できる。その結果、計算量を大幅に低減することができる。

#### 【0048】

相関を求める計算の精度は、関心領域 21 の大きさに依存する。一般に、関心領域が大

きくなるほど計算の精度は高くなるが、計算量が増大する。このため、計算量と必要な計算精度とを考慮して関心領域 2 1 の大きさを定めることが好ましい。

#### 【0049】

上述の方法によって、求められる変位量の軸方向および径方向の分解能は、図 4 に示すように、計測領域に設定された計測点の軸方向および径方向の間隔によって決まる。具体的には、軸方向の分解能は、超音波ビームの音響線 2 3 の間隔  $l_1$  となる。また、径方向の分解能は、音響線 2 3 上に設定された計測点 2 4 の間隔  $l_2$  となる。間隔  $l_1$  または間隔  $l_2$  が十分には小さくないため、変位量の計測精度があまり高くない場合には、隣接する音響線 2 3 の受信信号を補間し、補間信号 2 3' を生成してもよい。これにより軸方向の分解能を高くすることができる。また、同様に音響線 2 3 上の 2 つの計測点間において受信信号を補間し、補間計測点 2 4' を生成してもよい。

#### 【0050】

図 5 において模式的に示すように一心周期中において、第 1 フレームから第 K フレームまでの計測領域 2 0 の受信信号が得られる。第 1 から第 K フレームの中から任意の 2 つのフレームを選択することにより、選択した 2 つのフレーム間に動脈壁が移動した変位量を求めることができる。一般的には、図 1 (c) に示す心臓方向への変位が最も少ない時刻のフレームおよび心臓方向への変位が最も大きい時刻のフレームを選択することにより、軸方向の最大変位量が得られる。これにより、ノイズ等の影響を低減し、以下において説明する、軸方向変位量の径方向分布曲線を精度良く得ることができ、境界の判別精度を高めることができる。しかし、図 1 (c) に示すように、一心周期中において動脈壁の軸方向の運動のタイミングは径方向の位置によって異なる。このため、境界の判別がし易くなるような軸方向変位量の径方向分布曲線が得られるフレームを選択することが好ましい。

#### 【0051】

運動情報算出部 1 1 0 は、上述した方法により得られた各計測点の軸方向の移動量を 1 つの音響線 (径方向) に沿って求めた変位量分布曲線を生成する。図 6 に示すように、径方向に配列している計測点における変位量をプロットすることにより、変位量分布曲線 6 1 が得られる。図 6 には、対応する計測領域の断面画像を模式的に合わせて示している。

#### 【0052】

境界位置決定部 1 0 9 は、運動情報算出部 1 1 0 から得られる変位量分布曲線を用いて動脈壁の境界を決定する。図 6 に示すように、得られた変位量分布曲線 6 1 において、血管腔 4 1 側に最も近接する急峻な立ち上がり位置 6 2 が、血管腔 4 1 の血流と内膜 4 2 との境界 5 1 の位置を表す。また、体側の結合組織 4 5 側に最も近接する極小値の位置 6 3 が、中膜 4 3 と外膜 4 4 との境界 5 3 の位置を表す。体側の結合組織 4 5 側に最も近接する急峻な立ち下がり位置 5 4 は、外膜 4 4 と体側の結合組織 4 5 との境界 5 4 の位置を表している。

#### 【0053】

このように変位量分布曲線と動脈壁の境界位置とを対応させることができるのは、血流や体側の結合組織は軸方向へ運動しないこと、および、動脈壁を構成する各組織は弾性率が異なるために、軸方向の運動特性が異なることによるものと考えられる。

#### 【0054】

境界位置決定部 1 0 9 は、上述の関係をj用いて、1 つの変位量分布曲線から血流-内膜境界、中膜-外膜境界および外膜-体側の結合組織境界のうちの少なくとも 1 つの境界の位置を決定する。具体的には、径方向に計測点をシフトさせながら直線の計測点との変位量を比較し、上述した曲線の立ち上がり位置や極小値や立ち下りの位置を決定する。変位量分布曲線は、各音響線において求められるので、各変位量分布曲線において、境界を定めることにより、計測領域全体において、血流-内膜境界、中膜-外膜境界または外膜-体側の結合組織境界の位置を決定することができる。

#### 【0055】

図 7 は、本実施形態の超音波診断装置を用いて動脈壁を含む被検体の計測を行った場合において表示部 1 1 4 に表示される画像の一例を示している。図 7 に示すように、表示部

114には、計測領域の断層画像70が表示される。断層画像は動脈の血管腔41、内膜42、中膜43、外膜44および体側の結合組織45が表示されている。また、断層画像70には弾性率を計測する領域である関心領域80が表示されている。関心領域80の位置や大きさは操作者がユーザインターフェース120(図2)を用いて、任意に設定できる。

【0056】

また、関心領域80内において、境界位置決定部109が決定した血流-内膜境界線75と中膜-外膜境界線76が表示されている。どの境界を表示するかは、操作者がユーザインターフェース120を用いて指定できる。

【0057】

表示部114の画面にはさらに断層画像70上において設定した関心領域80内の弾性率値が断層画像71に重畳され、二次元マッピング表示されている。弾性率値は、カラーバー73で示される弾性率値に応じた色調または諧調で表示されている。境界位置決定部109が決定した血流-内膜境界線75'と中膜-外膜境界線76'を断層画像71上に表示してもよい。

【0058】

また、表示部114の画面にはカーソル81上における境界線75と境界線76との距離であるIMTの値77が表示される。図7には外膜-体側の結合組織境界45は表示されていないが、血流-内膜境界線75と外膜-体側の結合組織境界とを表示させた場合には、血管壁の厚さの値78が表示される。

【0059】

本実施形態によれば、動脈血管の血流-内膜境界、中膜-外膜境界および外膜-体側の結合組織境界の少なくとも1つを動脈血管の軸方向の運動情報に基づき決定する。このため、操作者による計測値のばらつきが生じることなく、血管壁の厚さやIMTを求めることができる。また、軸方向の移動量を、受信信号の振幅情報のパターンマッチングを利用して決定するため、多少ノイズが受信信号に重畳していても、精度良く移動量を算出することができる。このため、スペckルなどの影響を受けにくく、正確に境界の位置を決定することが可能となる。

【0060】

なお、上記実施形態では、超音波診断装置は弾性率の分布を求めるために直交検波部と位相情報処理部を備えているが、弾性率を求めない場合には、これらの構成を備えていなくてもよい。この場合、断層画像処理部から得られる信号を受け取り運動情報算出部が動脈壁の軸方向の運動情報を算出してもよく、振幅情報処理部を断層画像処理部とは別に設けなくてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0061】

本発明は医療用の超音波診断装置に好適に用いられ、特に、動脈血管の診断に用いる超音波診断装置に好適に用いられる。

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図1】 頸動脈の動脈壁の運動を説明する図であって、(a)は動脈壁に設定した計測点の位置を示す模式図であり、(b)は、被検体の心電図を示し、(c)および(d)は、計測点の軸方向および径方向の一心周期中の移動量を示すグラフである。

【図2】 本発明による超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【図3】 (a)~(c)は動脈壁の移動量を算出する手順を説明する図である。

【図4】 計測領域における計測点を説明する図である。

【図5】 超音波による計測がフレーム単位で行われることを説明する図である。

【図6】 軸方向変位量の径方向における分布曲線から動脈壁の境界を定める方法を説明する図である。

【図7】 図1の超音波診断装置を用いて動脈壁を含む被検体の計測を行った場合において

、表示部に表示される画像の一例を示している。

【符号の説明】

【0063】

- 101 受信部
- 102 送信部
- 103 探触子
- 104 遅延合成部
- 105 直交検波部
- 106 断層画像処理部
- 107 振幅情報処理部
- 108 位相情報処理部
- 109 境界位置決定部
- 110 運動情報算出部
- 111 弾性率値演算部
- 112 厚さ算出部
- 113 画像合成部
- 114 表示部
- 120 ユーザインターフェース
- 121 制御部

【手続補正3】

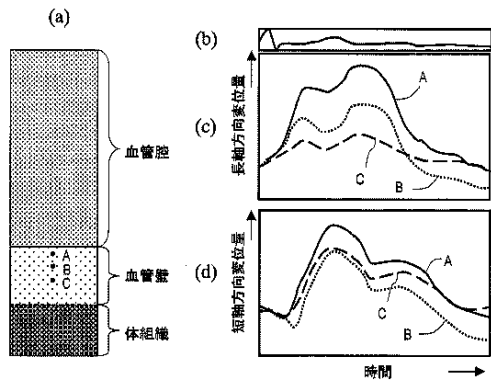
【補正対象書類名】 図面

【補正対象項目名】 全図

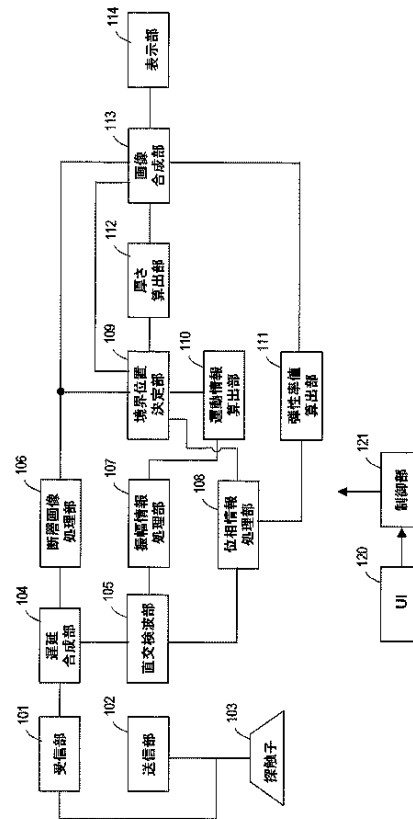
【補正方法】 変更

【補正の内容】

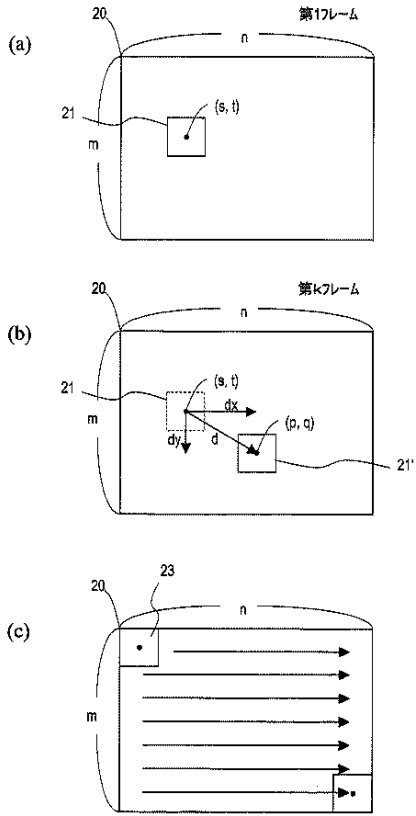
【図1】



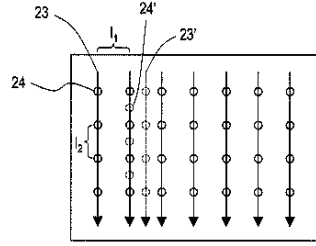
【図2】



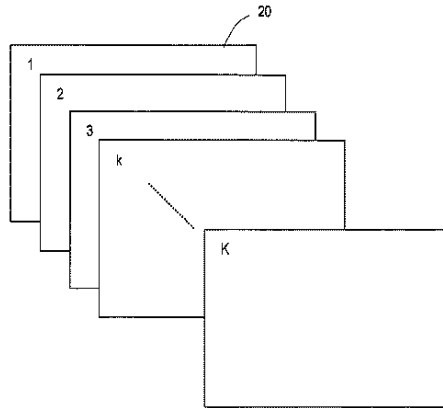
【図 3】



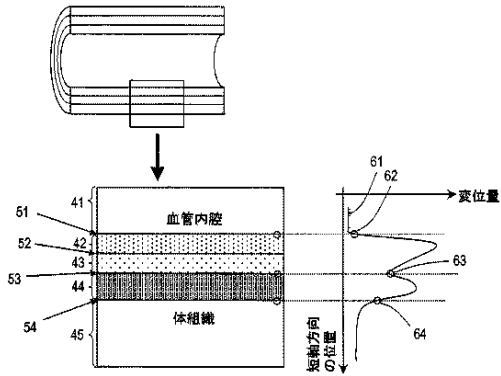
【図 4】



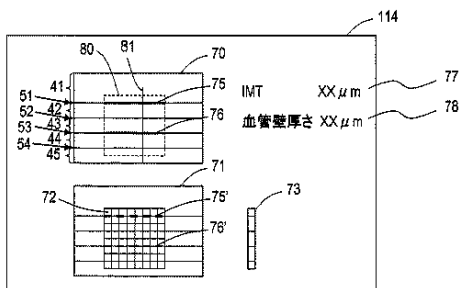
【図 5】



【図 6】



【図 7】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2007/065901
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 1996-2007 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus (JDream2), JMEDPlus (JDream2)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	SPYRETTA GOLEMATI, ANTONIO SASSANO, M. JOHN LEVER, ANIL A. BHARATH, SURINDER DHANJUL, ANDREW N> NICOLAIDES, CAROTID ARTERY WALL MOTION ESTINATED FROM B-MODE ULTRASOUND USING REGION TRACKING AND BLOCK MATCHING, ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, 2003.03, vol.29 number.3, p.387-399	1, 5
A	Takanori NUMATA, Hideyuki HASEGAWA, Hiroshi KANAI, "Domyakuheki no Chojiku Hoko Hen'i Keisoku no Tame no Choonpa RF Shingo no Hokanho no Kento", Technical Report of IEICE, 23 September, 2005 (23.09.05), Vol.105, No.313, pages 43 to 47	1-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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	"T"
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X"
"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)	"Y"
"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	
Date of the actual completion of the international search 07 September, 2007 (07.09.07)		Date of mailing of the international search report 13 November, 2007 (13.11.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2007/065901

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CINTHIO MAGNUS, Evaluation of an Ultrasonic Echo-Tracking Method for Measurements of Arterial Wall Movements in Two Dimensions, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2005.08, vol52, No8, page.1300-1311	1-10
A	WO 2005/002446 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 13 January, 2005 (13.01.05), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
A	WO 2004/103185 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 02 December, 2004 (02.12.04), Full text; all drawings & EP 1637081 A1	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2007/065901	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) 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 (IPC)) 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 1971-2007年 日本国実用新案登録公報 1996-2007年 日本国登録実用新案公報 1994-2007年			
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) JSTPlus(JDream2) JMEDPlus(JDream2)			
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 請求の範囲の番号	
A	SPYRETTA GOLEMATI, ANTONIO SASSANO, M. JOHN LEVER, ANIL A. BHARATH, SURINDER DHANJUL, ANDREW N> NICOLAIDES, CAROTID ARTERY WALL MOTION ESTINATED FROM B-MODE ULTRASOUND USING REGION TRACKING AND BLOCK MATCHING, ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, 2003, 03, vol. 29 number. 3, p. 387-399	1、5	
A	沼田高典、長谷川英之、金井浩、動脈壁の長軸方向変位計測のための超音波RF信号の補間法の検討、信学技報、2005.09.23, 第105巻、第313号, p. 43-47	1-10	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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		の日の後に公表された文献	
「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		「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	
「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		「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	
「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)		「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	
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」 同一パテントファミリー文献	
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 07.09.2007		国際調査報告の発送日 13.11.2007	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/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) 川上 則明	2Q 3704
		電話番号 03-3581-1101 内線	3292

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 6 5 9 0 1

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 請求の範囲の番号
A	CINTHIO MAGNUS, Evaluation of an Ultrasonic Echo-Tracking Method for Measurements of Arterial Wall Movements in Two Dimensions, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2005. 08, vol152, No8, page. 1300-1311	1-10
A	WO 2005/002446 A1 (松下電器産業株式会社) 2005. 01. 13, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	WO 2004/103185 A1 (松下電器産業株式会社) 2004. 12. 02, 全文、全図 & EP 1637081 A1	1-10

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,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,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,JP,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,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 福元 剛智

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 DD01 DD14 DD19 EE09 EE10 JB36 JB37 JB42 JB50

JC16 JC37 KK02 KK12 KK24

(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	<a href="#">JPWO2008023618A1</a>	公开(公告)日	2010-01-07
申请号	JP2008530874	申请日	2007-08-15
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东北大学 松下电器产业株式会社		
[标]发明人	金井浩 長谷川英之 福元剛智		
发明人	金井 浩 長谷川 英之 福元 剛智		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB36 4C601/JB37 4C601/JB42 4C601/JB50 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24		
代理人(译)	奥田诚治		
优先权	2006224064 2006-08-21 JP		
其他公开文献	JP4890554B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

根据本发明的超声诊断设备，包括：发射部分102，其驱动超声探头以向包括动脉血管壁的对象测量区域发射超声波；以及接收部101，其在超声波探头接收由被检体反射的超声波而产生的反射波，并生成接收信号。运动信息导出部分110，用于基于所接收的信号来导出关于至少动脉血管壁的轴向运动的信息；边界定位部分109，用于根据运动信息在测量区域中定位血流-内膜边界，中膜-外膜边界和动脉-体的结缔组织边界中的至少一个。

