

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5874732号
(P5874732)

(45) 発行日 平成28年3月2日(2016.3.2)

(24) 登録日 平成28年1月29日(2016.1.29)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2013-537421 (P2013-537421)	(73) 特許権者	000001270
(86) (22) 出願日	平成24年10月4日 (2012.10.4)		コニカミノルタ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/006396		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(87) 国際公開番号	W02013/051275	(74) 代理人	110001900
(87) 国際公開日	平成25年4月11日 (2013.4.11)		特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
審査請求日	平成27年3月12日 (2015.3.12)	(74) 代理人	100090446
(31) 優先権主張番号	特願2011-219749 (P2011-219749)		弁理士 中島 司朗
(32) 優先日	平成23年10月4日 (2011.10.4)	(74) 代理人	100146798
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 川畑 孝二
		(74) 代理人	100121027
			弁理士 木村 公一
		(74) 代理人	100175411
			弁理士 土田 幸雄

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子が接続可能に構成され、頸動脈の血管壁の I M T を計測する超音波診断装置であって、

前記超音波探触子に前記頸動脈の長軸断面に沿って超音波を送信させるための送信信号を、前記超音波探触子に供給する送信部と、

当該超音波探触子が受信した前記頸動脈からの反射超音波に基づく信号を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き、前記頸動脈の血管壁を構成する各部の位置、又は当該位置の相対的な関係の少なくとも 1 つを含む位置情報を抽出し、前記位置情報の前記頸動脈の長軸方向の変化に基づき総頸動脈と総頸動脈球部との境界位置を検出する血管特徴算出部と、

前記境界位置を基準に、前記 I M T を計測するための計測範囲を規定する R O I を決定する R O I 決定部と、

前記 R O I に含まれる血管壁の I M T を計測する I M T 計測部と、
を備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

前記血管特徴算出部は、前記位置情報に基づき前記頸動脈の末梢方向と中枢方向を決定する中枢・末梢決定部をさらに備え、

前記 R O I 決定部は、前記頸動脈の末梢方向と中枢方向に基づき R O I を決定する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記位置情報は、近位壁の内腔内膜境界の位置と遠位壁の内腔内膜境界の位置との間隔、近位壁の中膜外膜境界の位置と遠位壁の中膜外膜境界の位置との間隔、又は近位壁の外膜の外周位置と遠位壁の外膜の外周位置との間隔の何れかで示される血管径である請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記位置情報は、内腔内膜境界の位置、中膜外膜境界の位置又は血管の外周の位置の少なくとも 1 以上の位置に関する情報である請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記血管特徴算出部は、一定期間内に取得した複数フレームの受信信号から得られる前記頸動脈の長軸方向の同一位置における前記内腔内膜境界の位置、前記中膜外膜境界の位置、又は前記血管の外周の位置の変化から前記境界位置を検出する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記位置情報は、血管壁の膜厚である請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記血管壁の膜厚は、内腔内膜境界の位置と中膜外膜境界の位置との間隔で示される I M T である請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

表示部と、

20

前記受信信号に基づき、前記表示部に B モード画像を表示させるための B モード画像信号を生成する画像形成部とをさらに備え、

前記血管特徴算出部は、前記 B モード画像信号に基づき前記位置情報を抽出する請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記位置情報は、前記表示部に B モード画像を表示するときの座標位置を基準に示される請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波探触子が接続可能に構成され、頸動脈の血管壁の I M T を計測する超音波診断装置の制御方法であって、

30

前記超音波探触子に前記頸動脈の長軸断面に沿って超音波を送信させるための送信信号を前記超音波探触子に供給する送信ステップと、

当該超音波探触子が受信した前記頸動脈からの反射超音波に基づく信号を受信し受信信号を生成する受信ステップと、

前記受信信号に基づき、前記頸動脈の血管壁を構成する各部の位置、又は当該位置の相対的な関係の少なくとも 1 つを含む位置情報を抽出し、当該位置情報の前記頸動脈の長軸方向の変化に基づき総頸動脈と総頸動脈球部との境界位置を検出する血管特徴算出ステップと、

前記境界位置を基準に、前記 I M T を計測するための計測範囲を規定する R O I を決定する R O I 決定ステップと、

40

前記 R O I に含まれる血管壁の I M T を計測する I M T 計測ステップと、
を有する超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に関し、特に、動脈硬化を早期に発見するための頸動脈の診断技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、脳梗塞や心筋梗塞などの虚血性疾患のような循環器系疾患に罹る患者が増加して

50

いる。これらの疾患を予防するには、動脈硬化の兆候を早期に発見し治療を行うことが重要である。

【0003】

動脈硬化を判定する指標として、頸動脈における内膜中膜複合体の厚さ（Intima-Media Thickness：以下、IMTと省略する。）の計測が注目されている。その計測方法として、非侵襲的かつ簡便に実施できるという理由で、超音波検査が普及しつつある。このIMTの計測において、頸動脈を計測対象とした理由は頸動脈が動脈硬化の好発部位であるということの他、頸動脈は皮膚表面から2～3cmと比較的浅く超音波による計測が容易に行えるからである。そして、通常、血管の長軸方向（血管が伸長した方向）に沿った断面（以後、長軸断面と称する）の超音波診断画像であるBモード画像に基づきIMTの計測が行われる。

10

【0004】

図16は、頸動脈における血管の長軸断面を表したBモード画像を示す概略図である。図16に示すように、Bモード画像10に表示された血管11のうち、超音波探触子100に近い側の血管壁は近位壁12aであり、遠い側の血管壁である遠位壁12bである。そして、近位壁12aと遠位壁12bとの間は、血液が流れる領域である内腔12cである。頸動脈である血管11は、中枢側に位置する総頸動脈（Common Carotid Artery：以下、CCAと略す。）、末梢側に位置する内頸動脈（Internal Carotid Artery：以下、ICAと略す。）および外頸動脈（External Carotid Artery：以下、ECAと略す。）とから構成される。そして、CCAとICAおよびECAとの間には総頸動脈球部（Bulb of the Common Carotid Artery：以下、Bulbと略す。）がある。また、BulbからICAとECAとに分岐する部分に、総頸動脈分岐部（Bifurcation of the Common Carotid Artery：以下、Bifと略す。）がある。

20

【0005】

IMTの計測は、以下の手順で行う。まず、図16に示すようなBモード画像を取得した後、血管壁を跨ぐように関心領域（Region of Interest：以後、ROI13とする。）13を決定する。次に、ROI13内の血管壁の内腔-内膜（Lumen-Intima：以下、LIと略す。）境界と中膜-外膜（Media-Adventitia：以下、MAと略す。）境界を検出し、ROI13内の血管壁をIMT計測範囲として規定する。そして、LI境界とMA境界の距離からIMTを算出する。IMTの計測範囲については、例えば、非特許文献1では、CCAとBulbとの境界14（以下、CCA-Bulb境界14とする。）を起点としてCCA側に向けて1cmの範囲の遠位壁を計測範囲としてIMTを計測することが推奨されている。

30

【0006】

このIMT計測範囲を規定するROI13を決定する操作を手動で行わなければならず操作が煩雑であった。そのため、煩雑な操作を軽減し、より簡便にIMT計測を行うために、例えば、特許文献1および2では、ROI13の決定を自動化するための技術が提案されている。例えば、特許文献1には、超音波ビームを送受信することで取得した血管の長軸断面のBモード画像のピクセル毎の強度値を加算し平均する。そして、超音波ビームの送信方向における強度値の変曲点を用いて血管壁の位置を抽出し、Bモード画像上にROI13を決定する超音波診断装置が開示されている。また、特許文献2は、心臓壁Bモード画像における輝度信号を2値化し、心臓壁を2次元的に検出することで、ROI13を決定する超音波診断装置が開示されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2010-119842号公報

【特許文献2】特開2002-125971号公報

50

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献1】Stein JH, et al. ASE CONSENSUS STATEMENT Use of Carotid Ultrasound to Identify Subclinical Vascular Disease and Evaluate Cardiovascular Disease Risk: A Consensus Statement from the American Society of Echocardiography Carotid Intima-Media Thickness Task Force Endorsed by the Society for Vascular Medicine. J Am Soc Echocardiogr. 2008; 21: 93-111.

10

【非特許文献2】早期動脈硬化研究会、“maxIMTの計測”、[online]、平成22年9月9日、[平成23年9月30日検索]、インターネット<URL: <http://www.imt-ca.com/contents/e08.html>>

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、特許文献1および2の構成は、血管壁を跨ぐようにROIを決定する技術であって、血管壁の長軸方向におけるIMT計測のためのROIを自動的に決定できる構成ではない。したがって、このような方法では頸動脈の長軸方向についてはROIを操作者が決定しなければならなかった。その結果、熟練者でなければ測定が難しく、また測定精度を高めるためには検査に時間を要した。

20

【0010】

本発明は、上記問題点に鑑み、頸動脈の血管壁のIMTを計測する超音波診断装置において、IMTを計測するための計測範囲を規定するROIを自動的に決定することにより熟練者でなくとも簡便な操作でIMTを迅速に測定することができる超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法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】

上記目的を達成するために、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、超音波探触子が接続可能に構成され、頸動脈の血管壁のIMTを計測する超音波診断装置であって、前記超音波探触子に前記頸動脈の長軸断面に沿って超音波を送信させるための送信信号を前記超音波探触子に供給する送信部と、当該超音波探触子が受信した前記頸動脈からの反射超音波に基づく信号を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き、前記頸動脈の血管壁を構成する各部の位置、又は当該位置の相対的な関係の少なくとも1つを含む位置情報を抽出し、当該位置情報の前記頸動脈の長軸方向の変化に基づき総頸動脈と総頸動脈球部との境界位置を検出する血管特徴算出部と、前記境界位置を基準に、前記IMTを計測するための計測範囲を規定するROIを決定するROI決定部と、前記ROIに含まれる血管壁のIMTを計測するIMT計測部とを備えたことを特徴とする。

30

【0012】

40

また、本発明の一態様に係る超音波診断装置の制御方法は、超音波探触子が接続可能に構成され、頸動脈の血管壁のIMTを計測する超音波診断装置の制御方法であって、前記超音波探触子に前記頸動脈の長軸断面に沿って超音波を送信させるための送信信号を前記超音波探触子に供給する送信ステップと、当該超音波探触子が受信した前記頸動脈からの反射超音波に基づく信号を受信し受信信号を生成する受信ステップと、前記受信信号に基づき、前記頸動脈の血管壁を構成する各部の位置、又は当該位置の相対的な関係の少なくとも1つを含む位置情報を抽出し、当該位置情報の前記頸動脈の長軸方向の変化に基づき総頸動脈と総頸動脈球部との境界位置を検出する血管特徴算出ステップと、前記境界位置を基準に、前記IMTを計測するための計測範囲を規定するROIを決定するROI決定ステップと、前記ROIに含まれる血管壁のIMTを計測するIMT計測ステップとを有

50

することを特徴とする。

【発明の効果】

【0013】

本発明の一態様に係る超音波診断装置は、頸動脈の血管壁のIMTを計測するための計測範囲を規定するROIを自動的に決定することができ、熟練者でなくとも簡便な操作でIMTを迅速に測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】実施の形態1の一態様に係る超音波診断装置200の機能構成を示すブロック図である。

10

【図2】実施の形態1の一態様に係る超音波診断装置200における血管特徴算出部3の機能構成を示すブロック図である。

【図3】実施の形態1の一態様に係る超音波診断装置200におけるIMT計測部5の構成を示すブロック図である。

【図4】実施の形態1の一態様に係る超音波診断装置200のIMT測定に関する動作を示すフローチャートである。

【図5】(a)は、実施の形態1における血管径算出部31において算出した頸動脈の長軸方向における血管径を示す概略図である。(b)は、図(a)における中枢から末梢に向けた方向(図(a)の矢印方向)における血管径の変化を示した概略図である。

【図6】実施の形態2の一態様に係る超音波診断装置201における血管特徴算出部15の機能構成を示すブロック図である。

20

【図7】実施の形態2の一態様に係る超音波診断装置201のIMT測定に関する動作を示すフローチャートである。

【図8】(a)は、実施の形態2における血管壁血管特徴算出部15算出部15において算出した頸動脈の長軸方向における血管壁の位置を示す概略図である。(b)は、図(a)における中枢から末梢に向けた方向(図(a)の矢印方向)における血管壁の位置変化を示した概略図である。

【図9】実施の形態3の一態様に係る超音波診断装置202における血管特徴算出部16の構成を示すブロック図である。

【図10】(a)は、実施の形態3における血管壁拍動算出部34において算出した頸動脈の長軸方向における血管径の変化量の大きさを拍動の大きさとして示した概略図である。(b)は、図(a)における中枢から末梢に向けた方向(図(a)の矢印方向)における血管壁の拍動の大きさの変化を示した概略図である。

30

【図11】実施の形態3の一態様に係る超音波診断装置202のIMT測定に関する動作を示すフローチャートである。

【図12】実施の形態4の一態様に係る超音波診断装置203の機能構成を示すブロック図である。

【図13】実施の形態4の一態様に係る超音波診断装置203における血管特徴算出部18の構成を示すブロック図である。

【図14】実施の形態4の一態様に係る超音波診断装置203のIMT測定に関する動作を示すフローチャートである。

40

【図15】(a)は、実施の形態4におけるIMT計測部17において算出した頸動脈の長軸方向におけるIMTを示す概略図である。(b)は、図(a)における中枢から末梢に向けた方向(図(a)の矢印方向)におけるIMTの変化を示した概略図である。

【図16】頸動脈における血管の長軸断面を表したBモード画像を示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

本発明を実施するための形態に至った経緯について

超音波診断装置において、IMTの計測範囲を規定するROI13を決定するために各種の検討が行われている。例えば、非特許文献2では、CCA-Bulb境界14の検出

50

方法が示されている。当該文献では、C C A - B u l b 境界 1 4 は C C A の末梢端で B u l b を形成する際の血管壁の変曲点として表され、変曲点は C C A から B u l b への移行部付近でそれぞれ外膜と中膜との境界線を C C A 側と B u l b 側から延長した交点として求め、その交点を C C A - B u l b 境界 1 4 として規定する。

【 0 0 1 6 】

発明者らは、この非特許文献 2 に記載された C C A - B u l b 境界 1 4 の検出方法を用いて検出した C C A - B u l b 境界 1 4 を基準として、I M T の計測範囲を規定する R O I 1 3 を決定することの実用性について鋭意検討を行った。例えば、非特許文献 1 の推奨する所定の計測範囲を規定する R O I 1 3 に決定することができるか否かについて検討した。

10

【 0 0 1 7 】

しかしながら、非特許文献 2 の方法では、被検体によって C C A - B u l b 境界 1 4 を検出できない場合があり、その場合には I M T の計測範囲を自動的に決定することができず、操作者自らが I M T の計測範囲を決定することが必要となる。したがって、非特許文献 2 に記載された C C A - B u l b 境界 1 4 の検出方法は、仮に自動化したとしても I M T の計測範囲を決定する方法としての実用性は低いと考えた。

【 0 0 1 8 】

そして、その要因について検討した。非特許文献 2 の方法では、理想的な形状に近い頸動脈の B モード画像が得られた場合には C C A - B u l b 境界 1 4 を検出することができる。一方、特異な形状の頸動脈の B モード画像が得られた場合には、C C A - B u l b 境界 1 4 を検出することができず、I M T 計測範囲を決定することができないことが判明した。例えば、被検体の頸動脈に C C A - B u l b 境界 1 4 の血管壁に屈曲がない場合には変曲点を検出することは難しい。また、被検体の頸動脈に C C A - B u l b 境界 1 4 が存在していた場合でも、超音波診断装置を用いて観察し難い形状である場合や観察する際の首の曲げ方等から C C A - B u l b 境界 1 4 の変曲点が観察されない場合等には、変曲点を検出することができず、その結果、C C A - B u l b 境界 1 4 を検出することができない。例えば、B u l b における血管の前壁、後壁の少なくともいずれか一方が平坦であり、血管の前壁、後壁の少なくともいずれか一方の C C A - B u l b 境界 1 4 の血管壁に屈曲が認識し難い場合が、上記に該当する。そして、変曲点を観察し難い B モード画像が得られた場合には、更に変曲点を観察し易い B モード画像を取得するための操作を何度も行わなければならない、最終的には測定できない場合もあるという診断上の課題もあった。

20

30

【 0 0 1 9 】

頸動脈の血管壁の I M T を計測する超音波診断装置において、I M T を計測するための計測範囲を規定する R O I 1 3 を自動的に決定するためには、被検体の頸動脈の形状にかかわらず C C A - B u l b 境界 1 4 を検出することが必要であり、そのような検出方法を見出し検査方法として確立することが望ましい。さらに、I M T の計測は、通常、一定期間毎に計測を行いその経過を診断するものであることから、正確な測定を行うために、毎回、同一の計測範囲において計測を行うことも必要となる。

【 0 0 2 0 】

そこで、発明者らは、被検体の頸動脈の形状や B モード画像を取得する際の状況にかかわらず C C A - B u l b 境界 1 4 を検出する方法について鋭意検討を行い、本発明の実施の形態の一態様に係る超音波診断装置に想到するに至った。

40

【 0 0 2 1 】

以下、実施の形態の一態様に係る超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法について、図面を参照しながら説明する。

本発明を実施するための形態の概要

本発明を実施するための形態の一態様である超音波診断装置は、超音波探触子が接続可能に構成され、頸動脈の血管壁の I M T を計測する超音波診断装置であって、前記超音波探触子に前記頸動脈の長軸断面に沿って超音波を送信させるための送信信号を前記超音波探触子に供給する送信部と、当該超音波探触子が受信した前記頸動脈からの反射超音波に

50

基づく信号を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き、前記頸動脈の血管壁を構成する各部の位置、又は当該位置の相対的な関係の少なくとも1つを含む位置情報を抽出し、当該位置情報の前記頸動脈の長軸方向の変化に基づき総頸動脈と総頸動脈球部との境界位置を検出する血管特徴算出部と、前記境界位置を基準に、前記IMTを計測するための計測範囲を規定するROI13を決定するROI決定部と、前記ROIに含まれる血管壁のIMTを計測するIMT計測部とを備えたことを特徴とする。

【0022】

ここで、「位置情報」とは、頸動脈の血管壁を構成する各部の位置を示す情報、および血管壁を構成する各部の位置の相対的な関係を示す情報の少なくとも一方を含む。「血管壁を構成する各部の位置」とは、血管壁の断面図に現れる各部の位置であり、例えば、内腔内膜境界の位置、中膜外膜境界の位置、外膜の外周の位置などを指す。「血管壁を構成する各部の位置の相対的な関係」とは、血管壁の断面図に現れる各部の位置同士の相対的な関係であり、例えば、内腔内膜境界の位置間の間隔で表される血管内径、外膜の外周の位置間の間隔で表される血管外径、内腔内膜境界の位置と中膜外膜境界の位置との間隔で表されるIMT、内腔内膜境界の位置と外膜の外周の位置との間隔で表される血管壁の厚さ等を指す。

10

【0023】

また、別の態様では、前記血管特徴算出部は、前記位置情報に基づき前記頸動脈の末梢方向と中枢方向を決定する中枢・末梢決定部をさらに備え、

前記ROI決定部は、前記頸動脈の末梢方向と中枢方向に基づきROIを決定する構成としてもよい。

20

【0024】

また、別の態様では、前記位置情報は、近位壁の内腔内膜境界の位置と遠位壁の内腔内膜境界の位置との間隔、近位壁の中膜外膜境界の位置と遠位壁の中膜外膜境界の位置との間隔、又は近位壁の外膜の外周位置と遠位壁の外膜の外周位置との間隔の何れかで示される血管径である構成としてもよい。

【0025】

また、別の態様では、前記位置情報は、内腔内膜境界の位置、中膜外膜境界の位置又は血管の外周の位置の少なくとも1以上の位置に関する情報である構成としてもよい。

【0026】

30

また、別の態様では、前記血管特徴算出部は、一定期間内に取得した複数フレームの受信信号から得られる前記頸動脈の長軸方向の同一位置における前記内腔内膜境界の位置、前記中膜外膜境界の位置、又は前記血管の外周の位置の変化から前記境界位置を検出する構成としてもよい。

【0027】

また、別の態様では、前記血管壁の膜厚は、内腔内膜境界の位置と中膜外膜境界の位置との間隔で示されるIMTである構成としてもよい。

【0028】

また、別の態様では、表示部と、前記受信信号に基づき、前記表示部にBモード画像を表示させるためのBモード画像信号を生成する画像形成部とをさらに備え、前記血管特徴算出部は、前記Bモード画像信号に基づき前記位置情報を抽出する構成としてもよい。

40

【0029】

また、別の態様では、前記位置情報は、前記表示部にBモード画像を表示するときの座標位置を基準に示される構成としてもよい。

【0030】

また、別の態様では、超音波探触子が接続可能に構成され、頸動脈の血管壁のIMTを計測する超音波診断装置の制御方法であって、前記超音波探触子に前記頸動脈の長軸断面に沿って超音波を送信させるための送信信号を前記超音波探触子に供給する送信ステップと、当該超音波探触子が受信した前記頸動脈からの反射超音波に基づく信号を受信し受信信号を生成する受信ステップと、前記受信信号に基づき、前記頸動脈の血管壁を構成する

50

各部の位置、又は当該位置の相対的な関係の少なくとも１つを含む位置情報を抽出し、当該位置情報の前記頸動脈の長軸方向の変化に基づき総頸動脈と総頸動脈球部との境界位置を検出する血管特徴算出ステップと、前記境界位置を基準に、前記ＩＭＴを計測するための計測範囲を規定するＲＯＩを決定するＲＯＩ決定ステップと、前記ＲＯＩに含まれる血管壁のＩＭＴを計測するＩＭＴ計測ステップとを有する構成としてもよい。

実施の形態１

以下、実施の形態１の一態様に係る超音波診断装置について、図面を参照しながら説明する。

<構成について>

（全体構成）

図１は、実施の形態１の一態様に係る超音波診断装置２００の構成を示すブロック図である。超音波診断装置２００は、被検体に向けて超音波を送受信する超音波探触子１００に電氣的に接続可能に構成されている。図１は、超音波診断装置２００に超音波探触子１００が接続された状態を示す。超音波診断装置２００は、制御器４００および表示部３００を備える。制御器４００は、送信部１、受信部２、血管特徴算出部３、ＲＯＩ決定部４、ＩＭＴ計測部５、画像形成部６および表示制御部７とを備える。

【００３１】

（送信部１）

送信部１は、超音波探触子１００に超音波を送信させるためのパルス状または連続波の電気信号を生成し、送信信号として超音波探触子１００へ供給する送信処理を行う。

【００３２】

（超音波探触子１００）

超音波探触子１００は、図示しない複数の圧電素子が列状に多数配列された振動子列を有する。超音波探触子１００は、送信部１から供給されたパルス状または連続波の電気信号である送信信号をパルス状または連続波の超音波に変換し、振動子列を被検体の皮膚表面に接触させた状態で被検体の皮膚表面から頸動脈に向けて超音波ビームを照射する。この際、頸動脈の長軸断面のＢモード画像を取得するために、振動子列が頸動脈に沿い頸動脈の長軸方向と平行となるように超音波探触子１００を配置し、超音波ビームを発射する。そして、超音波探触子１００は、被検体からの反射超音波である超音波エコー信号を受信し、振動子列によりエコー信号を電気信号に変換して、この電気信号を受信部２に供給する。この電気信号では、エコー信号の振幅が電圧値に変換されている。

【００３３】

（受信部２）

受信部２は、超音波探触子１００から受信した電気信号を増幅してＡ／Ｄ変換を行い受信信号を生成する受信処理を行う。この受信信号は血管特徴算出部３、ＩＭＴ計測部５および画像形成部６へ供給される。この受信信号は、例えば、振動子列に沿った方向と振動子列から離れる深さ方向からなる複数の信号からなり、各信号はエコー信号の振幅から変換された電気信号をＡ／Ｄ変換したデジタル信号である。

【００３４】

（画像形成部６）

画像形成部６は、受信信号に基づき頸動脈を含むＢモード画像データを生成し、血管特徴算出部３、ＩＭＴ計測部５および表示制御部７へ供給する。このＢモード画像データは、表示部３００の画面に表示するために、主に受信信号に対し直交座標系に対応するように座標変換を施した画像信号である。

【００３５】

（血管特徴算出部３）

血管特徴算出部３は、受信信号またはＢモード画像データから血管形状の特徴を解析し、ＣＣＡ－Ｂｕｌｂ境界１４を検出する。そして、検出したＣＣＡ－Ｂｕｌｂ境界１４に関する情報をＲＯＩ決定部４、および表示制御部７へ供給する。

【００３６】

10

20

30

40

50

図2は、本発明の実施の形態1の一態様に係る超音波診断装置200における血管特徴算出部3の構成を示すブロック図である。血管特徴算出部3は、図2に示すように血管壁検出部30、血管径算出部31、中枢・末梢決定部32およびCCA-Bulb境界検出部33を備える。

【0037】

血管壁検出部30は、受信部2からの受信信号または画像形成部6からのBモード画像データから血管壁を抽出し、Bモード画像上の血管壁の座標位置を検出する。具体的には、受信部2が生成した受信信号から頸動脈の血管壁を構成する各部の位置を示す位置情報を抽出し、表示部300にBモード画像を表示するときの座標位置を検出する。または、画像形成部6が生成したBモード画像データから、直接、頸動脈の血管壁を構成する各部の位置を示す位置情報を抽出し、表示部300にBモード画像を表示するときの座標位置を検出する構成としても良い。この血管壁の位置情報を、頸動脈の長軸方向に渡って抽出し、その長軸方向の変化についても算出する。この血管壁の位置情報の長軸方向の変化は、頸動脈の血管の特徴を表す。

【0038】

血管径算出部31は、血管壁検出部30で検出された血管壁の座標位置を基に、近位壁の座標位置と遠位壁の座標位置間の距離から血管径を算出する。この血管径の情報を、頸動脈の長軸方向に渡って抽出し、その長軸方向の変化についても算出する。この血管径に関する位置情報の長軸方向の変化は、頸動脈の血管の特徴を表す。

【0039】

中枢・末梢決定部32は、血管壁検出部30で検出した血管壁の座標位置に基づき中枢方向、末梢方向を決定する。受信信号又はBモード画像データにおける血管壁の位置情報の長軸方向の変化に基づき、長軸方向の両端のうち何れが中枢方向であって、何れが末梢方向であるかを算出する。具体的には、近位壁の座標位置と遠位壁の座標位置との間の距離が長軸方向に沿って拡大する場合、CCAからBulbに向けて血管径が序々に大きくなるので、その方向が末梢方向であることを示す。

【0040】

CCA-Bulb境界検出部33は、血管径算出部31で算出された血管径の長軸方向の変化に基づき、CCA-Bulb境界14を検出する。検出方法については、後述する。

【0041】

なお、図2に示していないが、中枢・末梢決定部32、CCA-Bulb境界検出部33で得られた情報は、表示制御部7へも供給される構成となっている。

(ROI決定部4)

ROI決定部4は、血管特徴算出部3から受信したCCA-Bulb境界14と中枢方向、末梢方向の情報に基づき、IMTを計測するための所定の計測範囲を規定するROI13を決定する適切な位置を決定する。そして、ROI決定部4は、ROI13を決定する位置情報をIMT計測部5および表示制御部7へ供給する。例えば、CCA-Bulb境界14の位置情報と、中枢方向、末梢方向に関する情報に基づき、CCA-Bulb境界14の位置を起点としてCCA側に向けて1cmの範囲の遠位壁にROI13を決定することが好ましい。上述の非特許文献1において示された範囲を、ROI13として規定することができる。

(IMT計測部5)

図3は、実施の形態1の一態様に係る超音波診断装置200におけるIMT計測部5の構成を示すブロック図である。IMT計測部5は、図3に示すように、LI-MA検出部50と演算部51とを備える。具体的には、受信信号またはBモード画像データのうちROI13に含まれる信号に基づき、LI-MA検出部50において、頸動脈の血管壁におけるLI境界の位置とMA境界の位置とを検出する。そして、演算部51において、LI境界の位置とMA境界の位置との間の間隔をIMTとして計測する。ここで、IMTとして計測するためにLI境界の位置とMA境界の位置とを検出する方法については、公知方

法等に基づく。例えば、L I - M A 検出部 5 0 は、受信信号の信号強度波形に基づき、例えば、W O 2 0 0 7 / 1 0 8 3 5 9 号公報に記載された方法を用いることで、L I 境界と M A 境界とを検出することが出来る。

【 0 0 4 2 】

また、演算部 5 1 は、L I - M A 検出部 5 0 で検出した L I 境界および M A 境界に基づき、R O I 1 3 内の I M T の最大厚 (m a x I M T) や平均厚 (m e a n I M T) を I M T 値として算出する。

【 0 0 4 3 】

(表示制御部 7)

表示制御部 7 は、血管特徴算出部 3 から供給された C C A - B u l b 境界 1 4 に関する情報、R O I 決定部 4 から供給された R O I 1 3 の位置情報、I M T 計測部 5 から供給された I M T の計測結果、および画像形成部 6 から供給された B モード画像データを表示部 3 0 0 に表示させる。

< 動作について >

以上の構成からなる超音波診断装置 2 0 0 の動作について、図 4 のフローチャートを用いて説明する。図 4 は、実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 2 0 0 の I M T 測定に関する動作を示すフローチャートである。頸動脈を含む被検体への超音波ビームの送信および受信については、一般的な方法により取得されるものであるので、ここでは説明を省略する。すなわち、R O I 1 3 を自動的に決定し、決定された R O I 1 3 内の I M T の計測を行うまでの動作について説明する。

【 0 0 4 4 】

(ステップ 1 (S 1))

ステップ 1 (S 1) では、血管特徴算出部 3 において、受信部 2 から供給された受信信号または画像形成部 6 から供給された B モード画像データに基づき血管壁を抽出し、B モード画像上に表示される血管壁の各位置の座標位置を検出する。血管壁の各位置とは、頸動脈の近位壁と遠位壁における、各々の L I 境界の位置と M A 境界の座標位置を指す。

【 0 0 4 5 】

具体的には、例えば、受信部 2 から供給された受信信号または画像形成部 6 から供給された B モード画像データに対し、血管壁検出部 3 0 が前処理として、ローパスフィルタをかけることで平滑化を行う。その後、受信信号または B モード画像データを、超音波ビームを送信した被検体の深さ方向に対して微分を行ない、微分値が最小値及び最大値を示す位置をそれぞれ近位壁および遠位壁として抽出する。そして、抽出された近位壁および遠位壁の座標位置を検出する。受信信号又は B モード画像データに基づき、内腔内膜境界、中膜外膜境界、血管の最も外側の部分である血管壁の外周の位置情報を抽出し、この位置情報の頸動脈の長軸方向の変化に基づき総頸動脈 C C A と総頸動脈球部 B u l b との境界位置を検出する。ここで、血管壁の内膜および中膜は心拍の影響を受けて変形しやすいことや、血管内腔にプラークができた場合に適切な血管位置の検出ができなくなるため、その影響の少ない中膜外膜境界または血管壁の外周位置を血管壁として抽出することがより望ましい。

【 0 0 4 6 】

(ステップ 2 (S 2))

ステップ 2 (S 2) では、血管径算出部 3 1 において、血管壁検出部 3 0 で検出された近位壁の座標位置と遠位壁の座標位置からその差分をとることで、血管の長軸方向における各位置の血管径を算出する。

【 0 0 4 7 】

具体的には、近位壁のある座標位置を基準とした遠位壁の複数位置に対する距離を算出する。算出した距離の中から最短の距離を、血管径として算出する。これを、長軸方向における各位置の近位壁に対して行い、血管の長軸方向の各位置における血管径を算出する。この手法を用いることで、B モード画像に表示される血管が曲がっている場合等においても正しい血管径を算出することができる。なお、遠位壁のある座標位置に基づき、近位

10

20

30

40

50

壁と遠位壁との距離を算出する構成であってもよい。図5(a)は、血管径算出部31において算出した頸動脈の長軸方向における血管径を示す概略図である。図5(b)は、図5(a)における中枢から末梢に向けた方向(図5(a)の矢印方向)における血管径の変化を示した概略図である。図5(a)では、縦軸を血管径、横軸を長軸方向を示す。

【0048】

(ステップ3(S3))

ステップ3(S3)では、中枢・末梢決定部32において、血管径算出部31で算出された血管の長軸方向の各位置における血管径からBモード画像に表示される頸動脈の中枢方向、末梢方向を決定する。すなわち、Bulbの血管径はCCAに比べ大きいことから、血管径が大きい方向が末梢方向となる。したがって、ステップ2で得られた図5(a)の血管径の変化波形に基づき、血管径が大きくなる方向を検出することで、中枢方向、末梢方向を決定することができる。

10

【0049】

(ステップ4(S4))

ステップ4(S4)では、CCA-Bulb境界検出部33において、ステップ2(S2)で得られた長軸方向における血管径の変化波形(図5(a))に基づき、CCA-Bulb境界14を検出する。CCAにおける血管径は、長軸方向にほぼ一定の値で伸長している。一方、Bulbは略球状であることからその血管径は、CCAからBulbにわたって急激に大きくなる。したがって、図5(a)に示すように、血管径が急激に大きくなる立ち上がり部分がCCA-Bulb境界14となる。これにより、CCA-Bulb境界14を検出することができる。

20

【0050】

さらに、図5(a)に示す変化波形を2次微分することにより、図5(b)に示す変化波形を取得し、その最大値をCCA-Bulb境界14として検出することも可能である。これにより、さらに、立ち上がり部分が明確となり、立ち上がり部分を容易に特定することができる。

【0051】

以上、説明したステップ1(S1)、ステップ2(S2)、ステップ3(S3)およびステップ4(S4)は、血管特徴算出ステップ7(S7)を構成する。

【0052】

30

(ステップ5(S5))

ステップ5(S5)では、ROI決定部4において、ステップ3(S3)で決定された中枢方向および末梢方向と、ステップ4(S4)で検出されたCCA-Bulb境界14に基づきROI13を決定する。例えば、検出されたCCA-Bulb境界14を起点として中枢側に向けて1cmまでの範囲の遠位壁にROI13として決定することが望ましい。これにより、上記非特許文献1で推奨されている計測範囲をROI13として対応することができる。

【0053】

(ステップ6(S6))

ステップ6(S6)では、IMT計測部5において、ステップ4で決定されたROI13内のIMTを計測する。ステップ1(S1)で検出した頸動脈の血管壁におけるLI境界の位置とMA境界の位置に基づき、演算部51において、LI境界の位置とMA境界の位置との間の間隔をIMTとして計測する。その後、計測結果を表示部300に表示する等して、超音波診断装置200におけるIMT計測の一連の動作を終了する。

40

<効果>

以上の構成により、実施の形態1の一態様に係る超音波診断装置200は、例えば、CCAからBulbにかけて長軸方向の湾曲が大きい形状のBモード画像が得られた場合であっても、血管径自体は、その長軸方向の湾曲に依存しないことに着目してCCA-Bulb境界14であるとして検出する。かかる構成によって、被検体の頸動脈の形状にかかわらずCCA-Bulb境界14を検出することができ、より精度の高いCCA-Bulb

50

b境界14の自動検出が可能となる。これにより、頸動脈の血管壁のIMTを計測する超音波診断装置において、IMTを計測するための計測範囲を規定するROI13を自動的に決定することができる。その結果、IMTの計測において、より正確に計測位置あるいは計測範囲を自動で決定することができ、熟練者でなくともIMTを正確かつ迅速に測定することができる。

実施の形態2

<構成について>

(全体構成)

実施の形態2に係る超音波診断装置201は、実施の形態1に係る超音波診断装置200における血管特徴算出部3を、血管壁の長軸方向の変化に基づき総頸動脈CCAと総頸動脈球部Bulbとの境界位置を検出する血管特徴算出部15に変更した点に特徴がある。実施の形態1に係る超音波診断装置200では、CCA-Bulb境界14付近での血管径の変化に基づきCCA-Bulb境界14を検出する。実施の形態2は、血管壁の座標位置の変化によりCCA-Bulb境界14を検出する。実施の形態2に係る超音波診断装置201における血管特徴算出部3以外の構成要素は、図1に示した超音波診断装置200のブロック図に示した各構成要素と同じであり、説明を省略する。

【0054】

(血管特徴算出部15)

図6は、実施の形態2の一態様に係る超音波診断装置201における血管特徴算出部15の機能構成を示すブロック図である。血管特徴算出部15は、図6に示すように血管壁検出部30、血管径算出部31、中枢・末梢決定部32およびCCA-Bulb境界検出部33を備える。このうち、血管壁検出部30、血管径算出部31および中枢・末梢決定部32は、実施の形態1と同様である。そのため、説明を省略する。

【0055】

CCA-Bulb境界検出部33Bは、血管壁検出部30で検出されたBモード画像上の血管壁の座標位置に基づきCCA-Bulb境界14を検出する。すなわち、血管特徴算出部15は、受信信号又はBモード画像データに基づき、内腔内膜境界、中膜外膜境界、血管の最も外側の部分である血管壁の外周の位置情報を抽出し、この位置情報の頸動脈の長軸方向の変化に基づき総頸動脈CCAと総頸動脈球部Bulbとの境界位置を検出する。ここで、血管壁の内膜および中膜は心拍の影響を受けて変形しやすいことや、血管内腔にプラークができた場合に適切な血管位置の検出ができなくなるため、その影響の少ない中膜外膜境界または血管壁の外周位置を血管壁として抽出することがより望ましい。

<動作について>

以上の構成からなる実施の形態2の一態様に係る超音波診断装置201の動作について、図7を用いて説明する。図7は、実施の形態2の一態様に係る超音波診断装置201のIMT測定に関する動作を示すフローチャートである。なお、実施の形態1同様、ROI13を自動的に決定し、決定されたROI13内のIMTの計測を行うまでの動作について説明する。

【0056】

(ステップ11(S11))

ステップ11(S11)では、血管特徴算出部15において、受信部2から供給された受信信号または画像形成部6から供給されたBモード画像データに基づき血管壁を抽出し、Bモード画像上に表示される血管壁の各位置の座標位置を検出する。実施の形態1のステップ1(S1)と同一である部分は説明を省略する。ステップ1(S1)と異なる点は、抽出された近位壁および遠位壁の少なくともいずれか一方の座標位置から、長軸方向における座標位置の変化波形を取得する点である。図8(a)は、実施の形態2における血管特徴算出部15において算出した頸動脈の長軸方向における血管壁の位置を示す概略図である。(b)は、図(a)における中枢から末梢に向けた方向(図(a)の矢印方向)における血管壁の位置変化を示した概略図である。ここで、血管壁の位置としては、内腔内膜境界、中膜外膜境界、血管の最も外側の部分である血管壁の外周の位置に関する位置情

報のうち、少なくとも 1 以上の位置情報を用いることが好ましい。

【0057】

なお、実施の形態 1 同様、血管壁の内膜および中膜は心拍の影響を受けて変形しやすいことや、血管腔内にプラークができた場合、適切な血管位置の検出が難しくなるため、その影響の少ない中膜外膜境界の位置または血管壁の外周位置を血管壁として抽出することが望ましい。

【0058】

(ステップ 12 (S12) およびステップ 13 (S13))

ステップ 12 (S12) およびステップ 13 (S13) は、それぞれ実施の形態 1 のステップ 2 (S2) およびステップ 3 (S3) と同様である。そのため、説明を省略する。

10

【0059】

尚、ステップ 12 (S12) およびステップ 13 (S13) は、後述する ROI 13 の決定 (ステップ 15 (S15)) において、ステップ 14 (S14) で検出した CCA - Bulb 境界 14 を基準として、計測範囲あるいは計測位置を決定するため方向を決定するためのステップである。したがって、CCA - Bulb 境界 14 を IMT の計測位置とする場合は、中枢方向、末梢方向を決定する必要がないため、ステップ 12 (S12) とステップ 13 (S13) は不要であり、それに対応するブロックである血管径算出部 31 および中枢・末梢決定部 32 の構成は不要となる。

【0060】

(ステップ 14 (S14))

20

ステップ 14 (S14) では、CCA - Bulb 境界検出部 33 において、ステップ 11 (S11) で得られた長軸方向における座標位置の変化波形 (図 8 (a)) に基づき、CCA - Bulb 境界 14 を検出する。CCA から Bulb にわたって血管径が急激に大きくなることに着目して CCA - Bulb 境界 14 を検出する。この点は、実施の形態 1 と同様である。実施の形態 1 と異なる点は、血管径に変えて B モード画像上に現れる血管壁を用いる点である。血管壁の座標位置からその変化波形が急激に大きくなる立ち上がり部分を CCA - Bulb 境界 14 として検出する点に特徴がある。したがって、図 8 (a) に示すように、血管壁が急激に大きくなる立ち上がり部分が CCA - Bulb 境界 14 となる。これにより、CCA - Bulb 境界 14 を検出することができる。

【0061】

30

さらに、図 8 (a) に示す変化波形を 2 次微分することにより、図 8 (b) に示す変化波形を取得し、その最大値を CCA - Bulb 境界 14 として検出することも可能である。これにより、さらに、立ち上がり部分が明確となり、立ち上がり部分を容易に特定することができる。

【0062】

以上、説明したステップ 11 (S11)、ステップ 12 (S12)、ステップ 13 (S13) およびステップ 14 (S14) は、血管特徴算出ステップ 17 (S17) を構成する。

【0063】

(ステップ 15 (S15) およびステップ 16 (S16))

40

ステップ 15 (S15) およびステップ 16 (S16) は、実施の形態 1 におけるステップ 5 (S5) およびステップ 6 (S6) と同様であるため、説明を省略する。

【0064】

以上、説明したとおり、実施の形態 2 に係る超音波診断装置 201 では、CCA - Bulb 境界 14 付近での血管径の変化が小さく CCA の血管径に変化がある等、CCA - Bulb 境界 14 を、血管壁の座標位置の変化により CCA - Bulb 境界 14 を検出することができる。

実施の形態 3

< 構成について >

(全体構成)

50

実施の形態 3 に係る超音波診断装置 202 は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 200 における血管特徴算出部 3 を、血管の拍動に起因する血管径の変化量に基づき総頸動脈 CCA と総頸動脈球部 Bulb との境界位置を検出する血管特徴算出部 16 に変更した点に特徴がある。血管の拍動に起因する血管径の変化量は、中枢から末梢にかけて変化し、CCA - Bulb 境界 14 付近を境に大きくなる。したがって、実施の形態 3 に係る超音波診断装置 202 は、この拍動に起因する血管径の変化量を長軸方向に沿って検出し、変化量が大きくなり始めるその立ち上がり部分を検出することにより CCA - Bulb 境界 14 を検出する。実施の形態 3 に係る超音波診断装置 202 における血管特徴算出部 16 以外の構成要素は、図 1 に示した超音波診断装置 200 のブロック図に示した各構成要素と同じであり、説明を省略する。

10

(血管特徴算出部 16)

以下、血管特徴算出部 16 の構成について、図面を用いて説明する。図 9 は、実施の形態 3 の一態様に係る超音波診断装置 202 における血管特徴算出部 16 の構成を示すブロック図である。実施の形態 1 と異なる点は、血管径算出部 31 が血管壁拍動算出部 34 に置き換わった点である。他の構成については、実施の形態 1 と同様である。

【0065】

血管壁拍動算出部 34 は、一定期間内に複数フレームの受信信号あるいは B モード画像データに基づき、血管壁の移動量を検出する。例えば、一定期間として 1 心拍周期中の複数フレームの受信信号あるいは B モード画像データから血管壁の移動量を検出することが好ましい。

20

【0066】

具体的には、まず、1つのフレームの受信信号あるいは B モード画像データの血管壁の複数位置の座標位置を検出する。この処理を、1心拍周期内の複数フレームの受信信号あるいは B モード画像データにおいて行う。そして、血管壁の複数位置におけるそれぞれの座標位置の変化を検出する。このフレーム間の座標位置の変化量が最大となる点を血管壁の移動量として検出する。さらに、血管壁の移動量の長軸方向の変化波形から、血管径の変化量の長軸方向の変化を取得する。すなわち、血管壁検出部 30 で検出された近位壁の座標位置と遠位壁の座標位置の変化量からその差分をとることで、血管の長軸方向における各位置の血管径の変化量を算出する。

【0067】

30

そして、複数位置における血管径の変化量から、図 10 (a) に示すような波形を取得する。図 10 (a) は、実施の形態 3 における血管壁拍動算出部 34 において算出した頸動脈の長軸方向における血管径の変化量の大きさを拍動の大きさとして示した概略図である。(b) は、図 (a) における中枢から末梢に向けた方向(図 (a) の矢印方向)における血管の拍動の大きさの変化を示した概略図である。

<動作について>

以上の構成からなる超音波診断装置 202 の動作について、図面を用いて説明する。図 11 は、実施の形態 3 の一態様に係る超音波診断装置 202 の IMT 測定に関する動作を示すフローチャートである。なお、実施の形態 1 同様、ROI 13 を自動的に決定し、決定された ROI 13 内の IMT の計測を行うまでの動作について説明する。

40

【0068】

(ステップ 21 (S21))

ステップ 21 (S11) では、血管特徴算出部 16 において、受信部 2 から供給された受信信号または画像形成部 6 から供給された B モード画像データに基づき血管壁を抽出し、B モード画像上に表示されるとき血管壁の各位置を検出する。実施の形態 1 のステップ 1 (S1) と同一である部分は説明を省略する。ステップ 1 (S1) と異なる点は、複数フレームの受信信号あるいは B モード画像データに対して、血管壁の位置を検出する点である。

【0069】

(ステップ 22 (S22))

50

ステップ 2 2 (S 2 2) では、血管壁拍動算出部 3 4 において、複数フレームの受信信号あるいは B モード画像データに基づき、血管壁の複数位置に着目し、その座標位置を複数フレームごとに検出する。そして、血管壁の複数位置において、複数フレームにおける座標位置の変化が最大となるときの、座標位置間の距離を算出し、長軸方向における血管壁の移動量の変化波形として検出する。さらに、血管壁の移動量の長軸方向の変化波形から、血管径の変化量の長軸方向の変化を取得する。すなわち、血管壁検出部 3 0 で検出された近位壁の座標位置と遠位壁の座標位置の変化量からその差分をとることで、図 1 0 (a) に示すような、血管の長軸方向における血管径の変化量を算出する。

【 0 0 7 0 】

(ステップ 2 3 (S 2 3))

ステップ 2 3 (S 2 3) では、中枢・末梢方向の検出を行う。ここでは、実施の形態 1 のステップ 3 (S 3) の別例で説明した方法と同様である。すなわち、複数フレームの受信信号あるいは B モード画像データに基づき、血管壁のある座標位置の変化を追跡することで中枢方向および末梢方向を決定する。

【 0 0 7 1 】

(ステップ 2 4 (S 2 4))

ステップ 2 4 (S 2 4) は、C C A - B u l b 境界検出部 3 3 において、ステップ 2 2 (S 2 2) で得られた変化波形 (図 1 0 (a)) に基づき、その変化波形が急激に大きくなる立ち上がり部分を C C A - B u l b 境界 1 4 として検出する。さらに、図 1 0 (a) に示す変化波形を 2 次微分することにより、図 1 0 (b) に示す変化波形を取得し、その最大値を C C A - B u l b 境界 1 4 として検出することも可能である。これにより、さらに、立ち上がり部分が明確となり、立ち上がり部分を容易に特定することができる。

【 0 0 7 2 】

以上、説明したステップ 2 1 (S 2 1)、ステップ 2 2 (S 2 2)、ステップ 2 3 (S 2 3) およびステップ 2 4 (S 2 4) は、血管特徴算出ステップ 2 7 (S 2 7) を構成する。

【 0 0 7 3 】

(ステップ 2 5 (S 2 5)、ステップ 2 6 (S 2 6))

その後、ステップ 2 5 (S 2 5)、ステップ 2 6 (S 2 6) に移行するが実施の形態 1 と同様であるため説明を省略する。

【 0 0 7 4 】

以上、説明したとおり、実施の形態 3 に係る超音波診断装置 2 0 2 では、血管の拍動に起因する血管径の変化は、C C A - B u l b 境界 1 4 付近を境に大きくなることを利用して、拍動に起因する血管径の変化量の大きさから C C A - B u l b 境界 1 4 を検出することができる。

実施の形態 4

< 構成について >

(全体構成)

実施の形態 4 に係る超音波診断装置 2 0 3 は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 2 0 0 における血管特徴算出部 3 を、血管壁の I M T 値に基づき、C C A - B u l b 境界 1 4 を検出する構成とした血管特徴算出部 1 8 に変更した点に特徴がある。血管壁の厚みは、C C A - B u l b 境界 1 4 から B u l b 側にわたって、急激に大きくなる。したがって、実施の形態 3 に係る超音波診断装置 2 0 3 は、この血管壁の厚みを長軸方向に沿って検出し、血管壁の厚みが大きくなり始めるその立ち上がり部分を検出することにより C C A - B u l b 境界 1 4 を検出する。血管壁の厚みとして、内膜と内腔との境界および外膜と血管外組織との境界から導き出される血管壁の厚みを用いてもよいが、実施の形態 4 では、血管壁の厚みと相関のある I M T 値に基づく構成を示す。

【 0 0 7 5 】

図 1 2 は、実施の形態 4 の一態様に係る超音波診断装置 2 0 3 の機能構成を示すブロック図である。実施の形態 4 に係る超音波診断装置 2 0 3 における I M T 計測部 1 7、血管

10

20

30

40

50

特徴算出部 18 以外の構成要素は、図 1 に示した超音波診断装置 200 のブロック図に示した各構成要素と同じであり、説明を省略する。

【0076】

(IMT 計測部 17)

IMT 計測部 17 は、受信信号または B モード画像データを解析し、頸動脈の LI 境界と MA 境界を抽出し、その座標位置に基づき IMT の測定を行う。そして、血管の長軸方向における IMT 値の変化波形を取得する。

【0077】

(血管特徴算出部 18)

図 13 は、実施の形態 4 の一態様に係る超音波診断装置 203 における血管特徴算出部 18 の構成を示すブロック図である。血管特徴算出部 18 は、図 13 に示すように、中枢・末梢決定部 32、CCA - Bulb 境界検出部 33 から構成され、IMT 計測部 5 で算出した IMT 値に基づき中枢方向および末梢方向、CCA - Bulb 境界 14 を検出する。

<動作について>

以上の構成からなる超音波診断装置 203 の動作について、図面を用いて説明する。図 14 は、実施の形態 4 の一態様に係る超音波診断装置 203 の IMT 測定に関する動作を示すフローチャートである。なお、実施の形態 1 同様、ROI 13 を自動的に決定し、決定された ROI 13 内の IMT の計測を行うまでの動作について説明する。

【0078】

(ステップ 31 (S31))

ステップ 31 (S31) では、一定期間内における複数フレームの受信信号あるいは B モード画像データに基づき頸動脈における複数位置での IMT 値を算出する。例えば、一定期間として 1 心拍周期中の複数フレームの受信信号あるいは B モード画像データから IMT 値を算出することが好ましい。そして、頸動脈の長軸方向における IMT 値の変化波形を取得する。図 15 (a) は、実施の形態 4 における IMT 計測部 17 において算出した頸動脈の長軸方向における IMT を示す概略図である。(b) は、図 (a) における中枢から末梢に向けた方向(図 (a) の矢印方向)における IMT の変化を示した概略図である。

【0079】

なお、CCA - Bulb 境界 14 の検出をするためには 1 枚のフレームの受信信号あるいは B モード画像データに基づく IMT 値を算出するだけで十分である。後述するステップ 32 (S32) において、中枢・末梢方向を決定する際に使用するために、ステップ 31 (S31) で複数フレームの受信信号あるいは B モード画像データを用い IMT 値を算出する。

【0080】

(ステップ 32 (S32))

ステップ 32 (S32) は、中枢・末梢方向を検出する。ここでは IMT 値から検出する。1 心拍あたりの IMT 値は、血管が収縮すると IMT 値が大きくなり、拡張すると IMT 値が小さくなる。この点から、複数フレームの受信信号あるいは B モード画像データのうち、ある所定の血管壁の位置での IMT 値を検出し、フレーム間の IMT 値の変化から中枢・末梢方向を検出することができる。

【0081】

(ステップ 33 (S33))

ステップ 33 (S33) は、CCA - Bulb 境界検出部 33 において、ステップ 31 (S31) で得られた変化波形(図 15 (a))に基づき、その変化波形が急激に大きくなる立ち上がり部分を CCA - Bulb 境界 14 として検出する。さらに、図 15 (a) に示す変化波形を 2 次微分することにより、図 15 (b) に示す変化波形を取得し、その最大値を CCA - Bulb 境界 14 として検出することも可能である。これにより、さらに、立ち上がり部分が明確となり、立ち上がり部分を容易に特定することができる。

【 0 0 8 2 】

以上、説明したステップ 3 1 (S 3 1)、ステップ 3 2 (S 3 2)、およびステップ 3 3 (S 3 3) は、血管特徴算出ステップ 3 6 (S 3 6) を構成する。

【 0 0 8 3 】

(ステップ 3 4 (S 3 4)、ステップ 3 4 (S 3 5))

その後、ステップ 3 4 (S 3 4)、ステップ 3 5 (S 3 5) に移行する。実施の形態 1 におけるステップ 5 (S 5)、ステップ 6 (S 6) と同様であるため説明を省略する。

【 0 0 8 4 】

以上、説明したとおり、実施の形態 4 に係る超音波診断装置 2 0 3 では、血管壁の厚みは、C C A - B u l b 境界 1 4 付近を境に大きくなることを利用して、血管壁の厚み長軸方向における変化量の大きさから C C A - B u l b 境界 1 4 を検出することができる。

10

変形例

以上、実施の形態に係る超音波診断装置について説明したが、例示した超音波診断装置を以下のように変形することも可能であり、本発明が上述の実施形態で示した通りの超音波診断装置に限られないことは勿論である。

(1) ステップ 1 (S 1)、ステップ 1 1 (S 1 1) およびステップ 2 1 (S 2 1) では、血管特徴算出部 3、1 5 および 1 6 において、受信部 2 から供給された受信信号または画像形成部 6 から供給された B モード画像データに対し、血管壁検出部 3 0 が前処理として、ローパスフィルタをかけることで平滑化を行う。その後、受信信号または B モード画像データを、超音波ビームを送信した被検体の深さ方向に対して微分を行ない、微分値が最小値及び最大値を示す位置をそれぞれ近位壁および遠位壁として抽出する構成とした。しかしながら、上記の血管壁の検出は 1 例であって、他の方法を採用することもできる。例えば、前処理として、周辺画素の重み付けを変えた平均化フィルタや、メディアンフィルタなどを用いることもできる。平滑化を目的とするフィルタであればどのような構成のものであっても良い。また、2 値化を行うことでエッジを強調させてよい。また、相関を用いることで血管の検出を行ってもよい。さらに、組織の弾性率の違いや血流領域より血管を検出してもよい。なぜなら、複数フレームを用いて血管位置を検出することにより、ノイズや誤差の影響を小さくすることができるためである。

20

(2) ステップ 3 (S 3)、ステップ 1 3 (S 1 3)、ステップ 2 3 (S 2 3) およびステップ 3 3 (S 3 3) では、中枢・末梢決定部 3 2 において、血管の拍動による脈波が中枢方向から末梢方向に向けて伝搬することから、脈波の伝搬方向を検出することで血管壁の中枢方向および末梢方向を決定することも可能である。すなわち、血管の拍動による血管壁の経時変化を取得するために、複数フレームの受信信号あるいは B モード画像データに基づき、血管壁のある座標位置の変化を追跡することで中枢方向および末梢方向を決定することができる。

30

【 0 0 8 5 】

さらに、中枢・末梢決定部 3 2 において、血液が中枢方向から末梢方向へ向けて流れることから、血流の方向から中枢方向および末梢方向を決定することも可能である。この場合、ドプラー機能等を用いた血流を検出する構成を備えることが可能となる。

(3) ステップ 5 (S 5)、ステップ 1 5 (S 1 5)、ステップ 2 5 (S 2 5) およびステップ 3 4 (S 3 4) において、ステップ 4 (S 4)、ステップ 1 4 (S 1 4)、ステップ 2 4 (S 2 4) およびステップ 3 3 (S 3 3) で検出した C C A - B u l b 境界 1 4 を基準として、中枢方向又は末梢方向の何れかにおける所定の位置に計測範囲あるいは計測位置である R O I 1 3 を決定する構成とした。しかしながら、C C A - B u l b 境界 1 4 のある位置を I M T の計測位置としてもよい。その場合には、中枢方向、末梢方向を決定する必要がないため、ステップ 3 (S 3)、ステップ 1 3 (S 1 3)、ステップ 2 3 (S 2 3) およびステップ 3 2 (S 3 2) およびそのブロックである中枢・末梢決定部 3 2 の構成は不要となる。

40

まとめ

以上のように、実施の形態 1 では頸動脈の長軸方向における血管壁の座標位置に基づく

50

長軸方向における血管径の変化に基づき C C A - B u l b 境界 1 4 の検出を、実施の形態 2 では頸動脈の長軸方向における血管壁の座標位置の変化に基づき C C A - B u l b 境界 1 4 の検出を、実施の形態 3 では頸動脈の長軸方向における拍動に起因する血管径の変化量に基づき C C A - B u l b 境界 1 4 の検出を、実施の形態 4 では頸動脈の長軸方向における血管壁の厚みに基づき C C A - B u l b 境界 1 4 の検出をする構成を示した。

【 0 0 8 6 】

このような構成により、頸動脈の血管壁の I M T を計測する超音波診断装置において、I M T を計測するための計測範囲を規定する R O I 1 3 を自動的に決定することができる。特に、C C A - B u l b 境界 1 4 の変曲点のない、あるいは観察し難い形状の頸動脈であっても、I M T の計測における計測位置あるいは計測範囲を自動かつ正確に決定することが可能となる。その結果、I M T の計測において、より正確に計測位置あるいは計測範囲を自動で決定することができ、熟練者でなくとも簡便な操作で I M T を迅速に測定することができる。

10

補足

以上で説明した実施の形態は、いずれも本発明の好ましい一具体例を示すものである。実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、工程、工程の順序などは一例であり、本発明を限定する主旨ではない。また、実施の形態における構成要素のうち、本発明の最上位概念を示す独立請求項に記載されていない工程については、より好ましい形態を構成する任意の構成要素として説明される。

【 0 0 8 7 】

20

また、発明の理解の容易のため、上記各実施の形態で挙げた各図の構成要素の縮尺は実際のものとは異なる場合がある。また本発明は上記各実施の形態の記載によって限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において適宜変更可能である。

【 0 0 8 8 】

さらに、超音波診断装置においては基板上に回路部品、リード線等の部材も存在するが、電氣的配線、電気回路について照明装置等の技術分野における通常の知識に基づいて様々な態様を実施可能であり、本発明の説明として直接的には無関係のため、説明を省略している。尚、上記示した各図は模式図であり、必ずしも厳密に図示したものではない。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 8 9 】

30

本発明は、頸動脈の血管壁の I M T を計測するための計測範囲を規定する R O I を自動的に決定することができ、熟練者でなくとも簡便な操作で迅速に I M T の計測を行うことができる超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法等に、広く活用することが可能である。

【符号の説明】

【 0 0 9 0 】

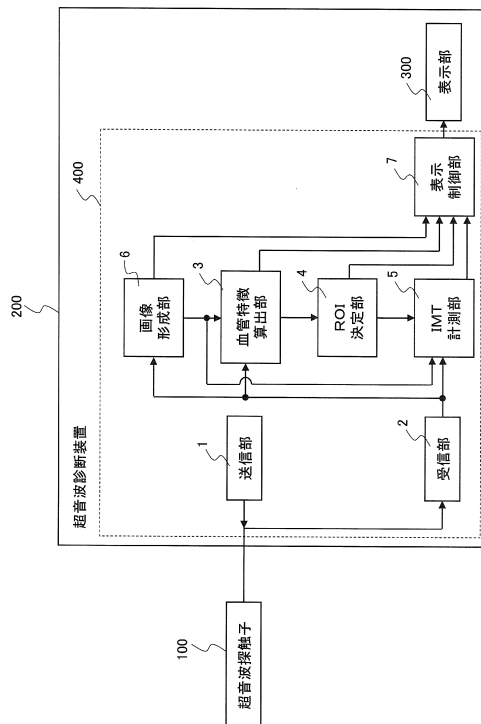
- 1 送信部
- 2 受信部
- 3、15、16、18 血管特徴算出部
- 4 R O I 決定部
- 5、17 I M T 計測部
- 6 画像形成部
- 7 表示制御部
- 10 B モード画像
- 11 血管
- 12 a 近位壁
- 12 b 遠位壁
- 13 R O I (関心領域)
- 14 C C A - B u l b 境界
- 30 血管壁検出部

40

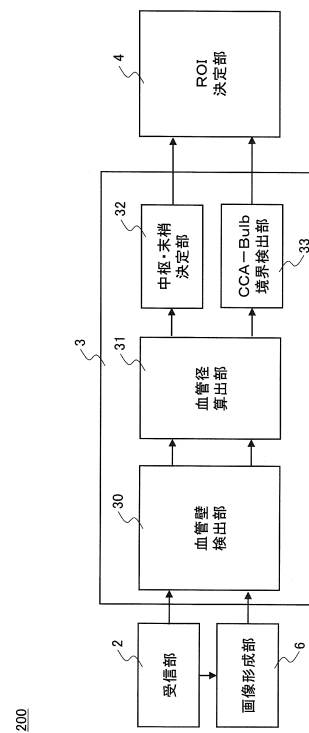
50

- 3 1 中枢・末梢決定部
- 3 2 C C A - B u l b 境界検出部
- 3 3 血管径算出部
- 3 4 血管壁拍動算出部
- 5 0 L I - M A 検出部
- 5 1 演算部
- 1 0 0 超音波探触子
- 2 0 0、2 0 1、2 0 2、2 0 3 超音波診断装置
- 4 0 0 制御器
- 3 0 0 表示部

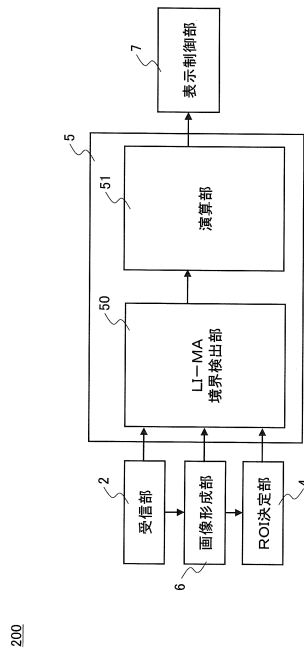
【図 1】



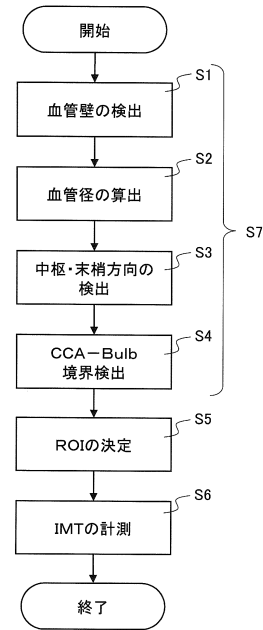
【図 2】



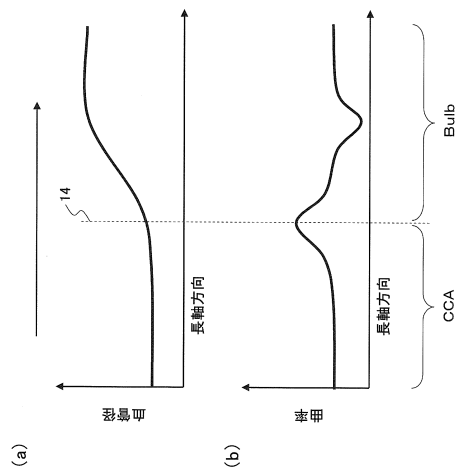
【図 3】



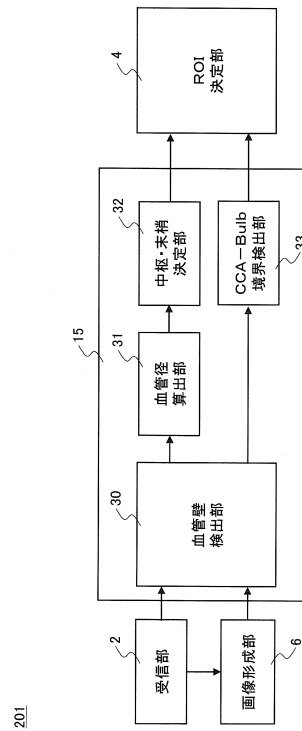
【図 4】



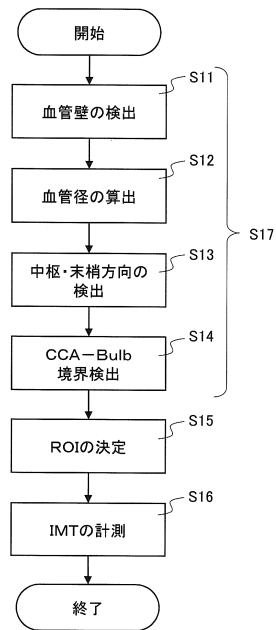
【図 5】



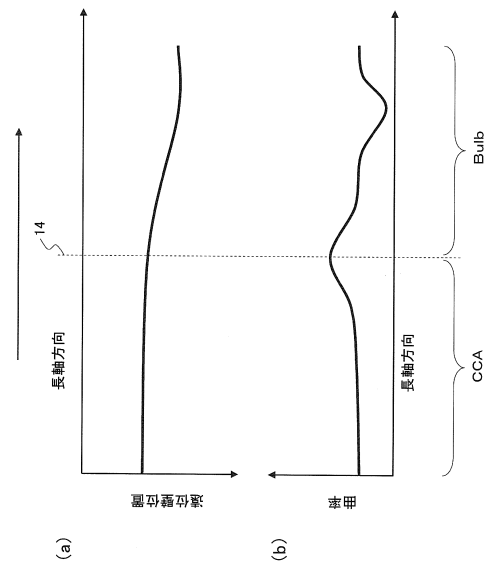
【図 6】



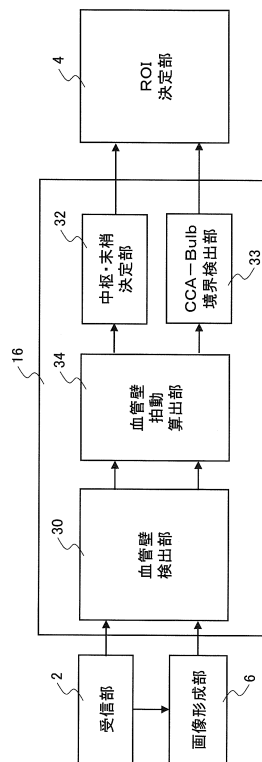
【図 7】



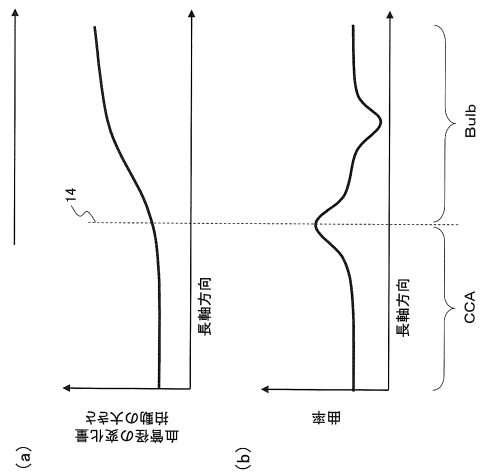
【図 8】



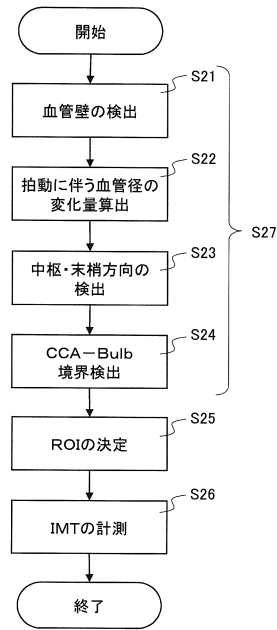
【図 9】



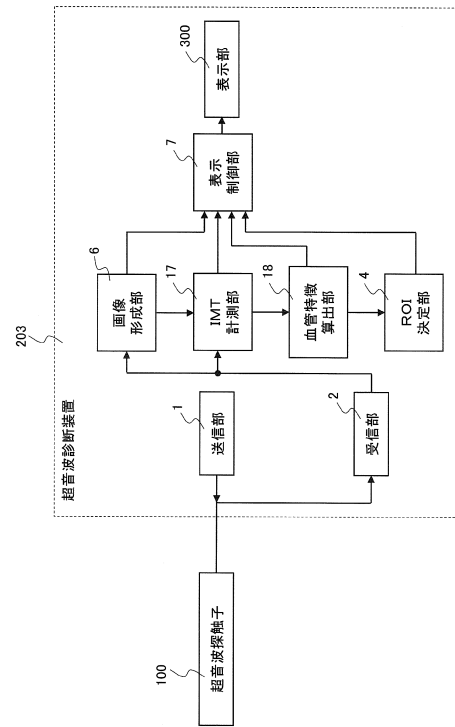
【図 10】



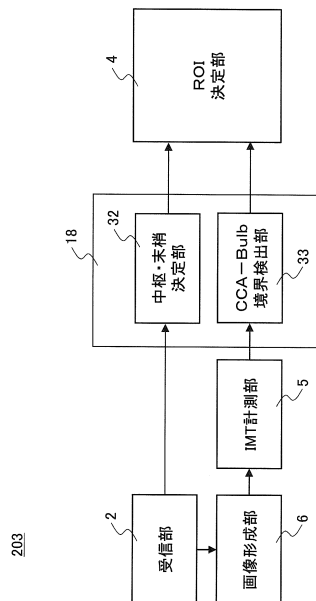
【図 1 1】



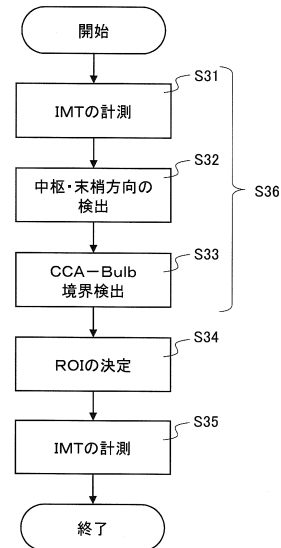
【図 1 2】



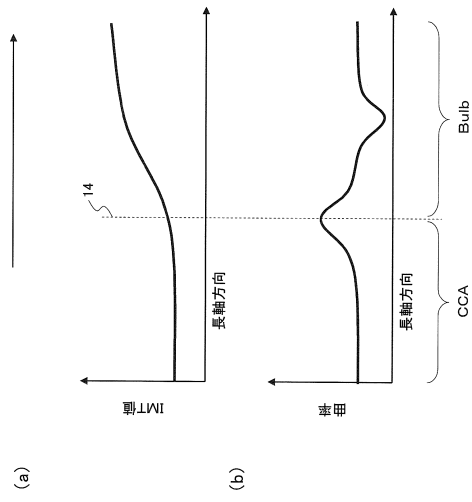
【図 1 3】



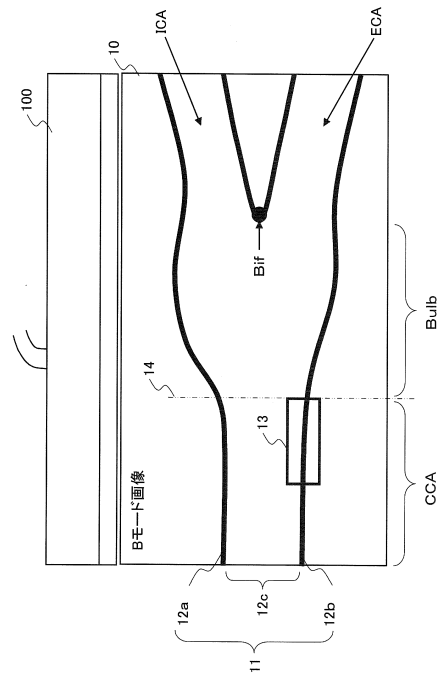
【図 1 4】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

- (74)代理人 100174861
弁理士 中島 安洋
- (74)代理人 100148194
弁理士 小林 義周
- (74)代理人 100166475
弁理士 柴田 恵
- (72)発明者 大河内 惇也
東京都港区西新橋2 - 3 8 - 5 パナソニックヘルスケア株式会社内
- (72)発明者 鈴木 隆夫
東京都港区西新橋2 - 3 8 - 5 パナソニックヘルスケア株式会社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 国際公開第2011/013693(WO, A1)
特開2010-119842(JP, A)
特開2007-319255(JP, A)
特開2008-237670(JP, A)
特開2005-348807(JP, A)
米国特許出願公開第2006/0056672(US, A1)
頸部血管超音波検査ガイドライン, Neurosonology, 日本, 日本脳神経超音波学会, 2006年
, 19(2), P.49-69

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	JP5874732B2	公开(公告)日	2016-03-02
申请号	JP2013537421	申请日	2012-10-04
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	大河内 惇也 鈴木 隆夫		
发明人	大河内 惇也 鈴木 隆夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	中岛四郎 川端弘治 木村浩一 土田由纪夫 小林 義周 柴田 惠		
优先权	2011219749 2011-10-04 JP		
其他公开文献	JPWO2013051275A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	超声波探头被配置成连接，用于测量颈动脉的血管壁的IMT，用于使所述发送超声波沿颈动脉的长轴的横截面的超声波探头的超声波诊断装置供给发送信号发送给超声波探头的发送部，用于通过接收基于从超声波探头的颈动脉的反射超声波的信号生成接收信号的接收单元已经接收，基于接收到的信号，颈动脉构成血管壁的各部位的位置或者位置的相对关系，并且基于位置信息的颈动脉的纵向方向的变化来检测颈总动脉和颈总动脉球之间的边界位置。 ，ROI确定单元，其确定用于参考边界位置来定义用于测量IMT的测量范围的ROI，以及用于测量ROI中包括的血管壁的IMT的IMT测量单元到。		
	(21) 出願番号 特願2013-537421 (P2013-537421) (86) (22) 出願日 平成24年10月4日 (2012. 10. 4) (86) 国際出願番号 PCT/JP2012/006396 (87) 国際公開番号 WO2013/051275 (87) 国際公開日 平成25年4月11日 (2013. 4. 11) 審査請求日 平成27年3月12日 (2015. 3. 12) (31) 優先権主張番号 特願2011-219749 (P2011-219749) (32) 優先日 平成23年10月4日 (2011. 10. 4) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(73) 特許権者 000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 (74) 代理人 110001900 特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所 (74) 代理人 100090446 弁理士 中島 司朗 (74) 代理人 100146798 弁理士 川畑 孝二 (74) 代理人 100121027 弁理士 木村 公一 (74) 代理人 100175411 弁理士 土田 幸雄	最終頁に続く