

【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、

前記超音波探触子を駆動し、頸動脈に沿った異なる複数の位置における短軸断面に対して超音波を送信するための送信信号を供給する送信処理と、前記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、前記複数位置における短軸断面に対応する複数フレームの受信信号を生成する受信処理とを行う送受信処理部と、

前記複数フレームの受信信号に基づき、当該複数フレームそれぞれに対応する複数の 2 次元画像を生成する 2 次元画像生成部と、

前記複数の 2 次元画像それぞれに存する前記頸動脈の短軸断面に基づき、前記頸動脈の血管壁の周長又は断面積の少なくとも 1 つを測定し、前記周長又は前記断面積の少なくとも 1 つと、前記複数の 2 次元画像を取得した前記頸動脈の位置を示す情報とに基づき総頸動脈と頸動脈球部との境界位置を検出する B u l b 境界検出部と、

前記境界位置に基づき 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 2 次元画像から I M T を測定する I M T 計測部と、
を備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

前記 B u l b 境界検出部は、前記周長又は前記断面積の大きさの変化が開始する位置を前記境界位置として検出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記 B u l b 境界検出部は、前記複数のフレームに対応する 2 次元画像それぞれに対し、前記頸動脈の血管壁の輪郭を抽出する輪郭抽出処理を行い、前記輪郭に基づき、前記周長又は前記断面積を測定する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記 B u l b 境界検出部は、前記複数の 2 次元画像が前記頸動脈に沿った所定の間隔を隔てた位置において取得されたことを判定する判定処理を行う請求項 1 から 3 の何れかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記 B u l b 境界検出部は、前記複数の 2 次元画像それぞれに存する前記頸動脈の座標位置を検出し、前記複数の 2 次元画像のうち、隣り合う 2 次元画像間の前記座標位置のズレが所定の値以下の場合、前記複数の 2 次元画像が前記頸動脈に沿った所定の間隔を隔てた位置において取得されたと判定する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記 B u l b 境界検出部は、前記複数の 2 次元画像に基づき血管の伸長方向を決定する請求項 1 から 5 の何れかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記 B u l b 境界検出部は、前記複数の 2 次元画像に存する前記頸動脈の断面数を割出し、前記断面数と前記複数の 2 次元画像を取得した前記頸動脈の位置を示す情報とに基づき血管の伸長方向を決定する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記血管の伸長方向は、前記総頸動脈から内頸動脈および外頸動脈に向けた末梢方向と、前記内頸動脈および前記外頸動脈から前記総頸動脈に向けた中枢方向のいずれかである請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記 R O I 決定部は、前記境界位置および前記血管の伸長方向に基づき前記 I M T 計測のための R O I を決定する請求項 6 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

10

20

30

40

50

置の制御方法であって、

前記超音波探触子を駆動し、頸動脈に沿った異なる複数の位置における短軸断面に対して超音波を送信するための送信信号を供給する送信処理ステップと、

前記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、前記複数位置における短軸断面に対応する複数フレームの受信信号を生成する受信処理ステップと、

前記複数フレームの受信信号に基づき、当該複数フレームそれぞれに対応する複数の２次元画像を生成する２次元画像生成ステップと、

前記複数の２次元画像それぞれに存する前記頸動脈の短軸断面に基づき、前記頸動脈の血管壁の周長又は断面積少なくとも１つを測定し、前記周長又は前記断面積の少なくとも１つと、前記複数の２次元画像を取得した前記頸動脈の位置を示す情報とに基づき総頸動脈と頸動脈球部との境界位置を検出するＢｕｌｂ境界検出ステップと、

前記境界位置に基づき所定の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２次元画像からＩＭＴを測定するＩＭＴ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。このＩＭＴは、頸動脈における初期の粥状硬化を知る重要な指標である。

【０００４】

図１４は、頸動脈の血管の長軸方向（血管が伸長した方向）における断面（以下、長軸断面と称する）を示した断面図である。血管は、血管壁２０１と血管内腔２０４からなる。血管壁２０１は、内側から外側に向けて、内膜２０２、中膜２０３、外膜２０５から構成される。内中膜２０６は、内膜２０２と中膜２０３の複合体であり、ＩＭＴは内中膜２０の厚さを指す。超音波診断装置を用いて、血管内腔２０４と外膜２０５との間に内中膜２０６を視認することができる。

【０００５】

ＩＭＴ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、超音波検査を用いる。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２次元画像に基づきＩＭＴの計測が行われる。具体的には、図１４における血管内腔２０４と内膜２０２との境界（以後、内腔内膜境界２０７とする。）および中膜２０３と外膜２０５との境界（以後、中膜外膜境界２０８とする。）を検出することで、ＩＭＴを計測できる。

【０００６】

図１５は、頸動脈の血管の長軸方向における構造を示した斜視図である。頸動脈は、図１５に示すように、頸動脈である血管は、中枢側に位置する総頸動脈（Ｃｏｍｍｏｎ　Ｃａｒｏｔｉｄ　Ａｒｔｅｒｙ：以下、ＣＣＡと略す。）２１３、末梢側に位置する内頸動

10

20

30

40

50

脈 (Internal Carotid Artery : 以下、ICA と略す。) 215 および外頸動脈 (External Carotid Artery : 以下、ECA と略す。) 216 とから構成される。そして、CCA 213 と ICA 215 および ECA 216 との間には総頸動脈球部 (Bulb of the Common Carotid Artery : 以下、Bulb と略す。) 214 がある。また、Bulb 214 から ICA 215 と ECA 216 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。) 217 がある。IMT の計測範囲については、例えば、非特許文献 1 では、後述する後壁において CCA 213 と Bulb 214 との境界 219 (以下、CCA - Bulb 境界 219 とする。) を起点として CCA 側に向けて 1 cm の範囲を IMT 計測範囲 212 として IMT を計測することが推奨されている。

10

【0007】

図 16 は、頸動脈の血管の長軸断面方向の 2 次元画像を示す模式図である。IMT 計測範囲 212 を超音波診断装置によって計測する場合、図 15 に示すように、皮膚表面から相対的に遠い血管壁 (以下、後壁 209 と称する) と近い血管壁 (以下、前壁 210 と称する) を跨ぐように関心領域 211 (Region of interest : 以下、ROI と略する) を決定する。そして、ROI 211 内の血管壁を IMT 計測範囲 212 として規定し、この IMT 計測範囲 212 で計測される IMT の最大厚 (max IMT) や平均厚 (mean IMT) を IMT 値として算出する。

20

【0008】

この IMT 計測範囲 212 を規定する ROI 211 を決定する操作を手動で行わなければならないと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 および特許文献 2 では、ROI 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 2 次元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、2 次元画像上に ROI 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、心臓壁の 2 次元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、ROI を決定する超音波診断装置が開示されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献 1】特開 2010 - 119842 号公報

【特許文献 2】特開 2002 - 125971 号公報

【非特許文献】

【0010】

【非特許文献 1】Journal of the American Society of Echocardiography February 2008 (93 ~ 111 頁)

40

【非特許文献 2】早期動脈硬化研究会、“max IMT の計測”、[online]、平成 22 年 9 月 9 日、[平成 23 年 10 月 5 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】

【0011】

しかしながら、特許文献 1 および特許文献 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 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。

50

【 0 0 1 2 】

本発明は、上記問題点に鑑み、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 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 I M T 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】

【 0 0 1 3 】

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 I M T を計測する超音波診断装置であって、前記超音波探触子を駆動し、頸動脈に沿った異なる複数の位置における短軸断面に対して超音波を送信するための送信信号を供給する送信処理と、前記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、前記複数位置における短軸断面に対応する複数フレームの受信信号を生成する受信処理とを行う送受信処理部と、前記複数フレームの受信信号に基づき、当該複数フレームそれぞれに対応する複数の 2 次元画像を生成する 2 次元画像生成部と、前記複数の 2 次元画像それぞれに存する前記頸動脈の短軸断面に基づき、前記頸動脈の血管壁の周長又は断面積の少なくとも 1 つを測定し、前記周長又は前記断面積の少なくとも 1 つと、前記複数の 2 次元画像を取得した前記頸動脈の位置を示す情報とに基づき総頸動脈と頸動脈球部との境界位置を検出する B u l b 境界検出部と、前記境界位置に基づき 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 2 次元画像から I M T を測定する I M T 計測部とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

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 I M T を計測する超音波診断装置の制御方法であって、前記超音波探触子を駆動し、頸動脈に沿った異なる複数の位置における短軸断面に対して超音波を送信するための送信信号を供給する送信処理ステップと、前記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、前記複数位置における短軸断面に対応する複数フレームの受信信号を生成する受信処理ステップと、前記複数フレームの受信信号に基づき、当該複数フレームそれぞれに対応する複数の 2 次元画像を生成する 2 次元画像生成ステップと、前記複数の 2 次元画像それぞれに存する前記頸動脈の短軸断面に基づき、前記頸動脈の血管壁の周長又は断面積の少なくとも 1 つを測定し、前記周長又は前記断面積の少なくとも 1 つと、前記複数の 2 次元画像を取得した前記頸動脈の位置を示す情報とに基づき総頸動脈と頸動脈球部との境界位置を検出する B u l b 境界検出ステップと、前記境界位置に基づき所定の I M T を計測するための計測範囲を規定する R O I を決定する R O I 決定ステップと、前記 R O I に含まれる 2 次元画像から I M T を測定する I M T 計測ステップとを有することを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

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 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 I M T 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。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

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

【図 2】実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 において超音波探触子 2 を頸動脈の長軸方向にハンドスキャンする状態を示す模式図である。

【図 3】実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 における断面情報分析部 8 の機能構成を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 4】実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 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。

【図 5】実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 によって得られる頸動脈の短軸方向の断面を示した 2 次元画像に基づくデータを示す図である。(a) は、2 次元画像 1 0 0 を示す構成図、(b) は、フレーム毎の頸動脈の輪郭部分 1 0 1 を示す構成図、(c) は、頸動脈の 3 次元画像 1 0 2 の構成図である。

【図 6】実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 においてハンドスキャンが正しく行われたか否かを判定する動作を示すフローチャートである。

【図 7】 a) は、頸動脈を順方向 (矢印方向) にハンドスキャンした状態を示す模式図、(b) は、(a) 中の (A) ~ (D) の位置で得られた頸動脈の 2 次元画像を示す模式断面図である。

10

【図 8】実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 において取得した受信信号のフレーム番号と、そのフレームにおける輪郭部分 1 0 1 の断面積と周長を表す図である。

【図 9】実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 において取得した受信信号のフレーム番号と、そのフレームにおける輪郭部分 1 0 1 の断面積と周長をハンドスキャンした順にプロットした関係図である。

【図 1 0】実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 において取得した受信信号の各フレームにおける輪郭部分 1 0 1 の断面積と周長を、過去 2 回について移動平均し更に 2 次微分した結果を、ハンドスキャンした順にフレーム番号と対応させてプロットした関係図である。

20

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

【図 1 2】実施の形態 2 の一態様に係る超音波診断装置 1 A の概要を示す斜視図である。

【図 1 3】実施の形態 2 の一態様に係る超音波診断装置 1 A の機能構成を示すブロック図である。

【図 1 4】頸動脈の血管の長軸方向における断面を示した断面図である。

【図 1 5】頸動脈の血管の長軸方向における構造を示した斜視図である。

【図 1 6】頸動脈の血管の長軸断面方向の 2 次元画像を示す模式図である。

【図 1 7】超音波探触子と頸動脈の血管の位置関係を短軸方向から見た断面図で示した説明図であり、(a) は、超音波探触子の振動子列と頸動脈の血管中心が一致した状態を、(b) は超音波探触子の振動子列と頸動脈の血管中心がズレした状態を示す。

30

【図 1 8】 a) は、頸動脈の血管の長軸方向における構造を示した斜視図、(b) は、(a) 中の頸動脈の血管表面における C C A - B u l b 境界 2 1 9 近傍部分 (A) を拡大した模式図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 7 】

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、 I M T の計測範囲を規定する R O I 2 1 1 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、 C C A - B u l b 境界 2 1 9 の検出方法が示されている。当該文献では、 C C A - B u l b 境界 2 1 9 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 2 1 9 として規定する。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 2 1 9 の検出方法を用いて検出した C C A - B u l b 境界 2 1 9 を基準として、 I M T の計測範囲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 の推奨する計測範囲を規定する R O I 2 1 1 を決定することができるか否かについて検討した。

40

【 0 0 1 8 】

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 2 1 9 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

50

きず、操作者自らが手動で I M T 計測範囲 2 1 2 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 2 1 9 の検出方法は、仮に自動化したとしても I M T 計測範囲 2 1 2 を決定する方法としての実用性は低いと考えた。

【 0 0 1 9 】

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 2 次元画像が得られた場合には C C A - B u l b 境界 2 1 9 を検出することができる。一方、特異な形状の頸動脈の 2 次元画像が得られた場合には、C C A - B u l b 境界 2 1 9 を検出することができず、I M T 計測範囲 2 1 2 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 2 1 9 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 2 1 9 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 2 1 9 の変曲点が観察されない場合等がある。その場合には、変曲点を検出することができず、C C A - B u l b 境界 2 1 9 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 2 1 9 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 2 次元画像が得られた場合には、更に変曲点を観察し易い 2 次元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。

10

【 0 0 2 0 】

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 2 1 1 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 2 1 9 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。

20

【 0 0 2 1 】

一方、I M T 計測は、一般的に頸動脈の長軸方向に沿うように超音波探触子を首筋表面に配置した状態で行う。この際、超音波探触子を頸動脈の長軸方向に対する垂直断面（以後、短軸断面とする。）における中心近傍を切断できる位置に配置しなければ正確な測定はできない。これは、超音波は音響インピーダンスに差異がある組織境界などで反射するが、超音波が境界面に垂直にあたるほど強く反射し明瞭な超音波エコー信号が得られることに起因する。

30

【 0 0 2 2 】

図 1 7 は、超音波探触子と頸動脈の血管の位置関係を短軸方向から見た断面図で示した説明図であり、(a) は、超音波探触子における複数の振動子が列状に配列された振動子列と頸動脈の血管中心が一致した状態を、(b) は超音波探触子の振動子列と頸動脈の血管中心がズレた状態を示す。図 1 7 (a) に示すように、超音波探触子 2 を被検体にあてた位置が血管の中心 2 2 0 近傍を捉えているとき、すなわち、波線部で示す超音波ビームの進路が血管の中心 2 2 0 近傍を通るときに、超音波は血管の内腔内膜境界 2 0 7 および中膜外膜境界 2 0 8 に垂直にあたり、両境界で強く明瞭な反射（超音波エコー信号）が得られる。一方、図 1 7 (b) に示すように、超音波ビームの進路が血管の中心 2 2 0 近傍を通らない場合は、超音波が血管の両境界に垂直にあたらないため、弱く不明瞭な反射（超音波エコー信号）しか得られない。そのため、内腔内膜境界 2 0 7 および中膜外膜境界 2 0 8 が、ぼやけて分離されずに描出されたり、内腔内膜境界 2 0 7 が描出されなかったりする。この場合、I M T 計測を正確に測定することができない。さらに、血管が蛇行していることによって血管の中心に振動子列を配置できないような場合もある。

40

【 0 0 2 3 】

このような理由から、正確な I M T 計測を行うためには、頸動脈の長軸方向に沿うように振動子列を血管の短軸断面の中心近傍に配置することが必要である。

【 0 0 2 4 】

さらに、I M T 計測は同一患者において、通常、一定期間毎に計測され、その経過を診

50

断するものであることから正確な診断を行うためには、毎回、同一の計測範囲で計測を行うことも必要となる。

【0025】

そこで、発明者らは、被検体の頸動脈の形状や2次元画像を取得する際の状況にかかわらずCCA-Bulb境界219を検出する方法について鋭意検討した。図18(a)は、発明者の検討による、頸動脈の血管の長軸方向における構造を示した斜視図、(b)は、(a)中の頸動脈の血管表面におけるCCA-Bulb境界219近傍部分(A)を拡大した模式図である。図18(b)に示すとおり、CCA-Bulb付近では血管径が急激に増加する。CCAとBulbとの境界は、頸動脈の血管外径の長軸方向の表面形状を示すカーブが変化し始める開始点に相当する。そのため、図18(b)の血管外径の長軸方向の表面形状を示すカーブが変化する立ち上がりの変化点を検出することで、CCA-Bulb境界219を抽出することができると考えた。さらに、超音波探触子の振動子列と頸動脈の血管中心がズレの影響を受けにくくする技術についても鋭意検討を行った。その結果、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。

【0026】

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、前記超音波探触子を駆動し、頸動脈に沿った異なる複数の位置における短軸断面に対して超音波を送信するための送信信号を供給する送信処理と、前記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、前記複数位置における短軸断面に対応する複数フレームの受信信号を生成する受信処理とを行う送受信処理部と、前記複数フレームの受信信号に基づき、当該複数フレームそれぞれに対応する複数の2次元画像を生成する2次元画像生成部と、前記複数の2次元画像それぞれに存する前記頸動脈の短軸断面に基づき、前記頸動脈の血管壁の周長又は断面積の少なくとも1つを測定し、前記周長又は前記断面積の少なくとも1つと、前記複数の2次元画像を取得した前記頸動脈の位置を示す情報とに基づき総頸動脈と頸動脈球部との境界位置を検出するBulb境界検出部と、前記境界位置に基づき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2次元画像からIMTを測定するIMT計測部とを備えたことを特徴とする。

【0027】

また、別の態様では、前記Bulb境界検出部は、前記周長又は前記断面積の大きさの変化が開始する位置を前記境界として検出する構成であってもよい。

【0028】

また、別の態様では、前記Bulb境界検出部は、前記複数のフレームに対応する2次元画像それぞれに対し、前記頸動脈の血管壁の輪郭を抽出する輪郭抽出処理を行い、前記輪郭に基づき、前記周長又は前記断面積を測定する構成であってもよい。

【0029】

また、別の態様では、前記Bulb境界検出部は、前記複数の2次元画像が前記頸動脈に沿った所定の間隔を隔てた位置において取得されたことを判定する判定処理を行う構成であってもよい。

【0030】

また、別の態様では、前記Bulb境界検出部は、前記複数の2次元画像それぞれに存する前記頸動脈の座標位置を検出し、前記複数の2次元画像のうち、隣り合う2次元画像間の前記座標位置のズレが所定の値以下の場合、前記複数の2次元画像が前記頸動脈に沿った所定の間隔を隔てた位置において取得されたと判定する構成であってもよい。

【0031】

また、別の態様では、前記Bulb境界検出部は、前記複数の2次元画像に基づき血管

の伸長方向を決定する構成であってもよい。

【 0 0 3 2 】

また、別の態様では、前記 B u l b 境界検出部は、前記複数の 2 次元画像に存する前記頸動脈の断面数を割出し、前記断面数と前記複数の 2 次元画像を取得した前記頸動脈の位置を示す情報とに基づき血管の伸長方向を決定する構成であってもよい。

【 0 0 3 3 】

また、別の態様では、前記血管の伸長方向は、前記総頸動脈から内頸動脈および外頸動脈に向けた末梢方向と、前記内頸動脈および前記外頸動脈から前記総頸動脈に向けた中枢方向のいずれかである構成であってもよい。

【 0 0 3 4 】

また、別の態様では、前記 R O I 決定部は、前記境界位置および前記血管の伸長方向に基づき前記 I M T 計測のための R O I を決定する構成であってもよい。

【 0 0 3 5 】

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 I M T を計測する超音波診断装置の制御方法であって、前記超音波探触子を駆動し、頸動脈に沿った異なる複数の位置における短軸断面に対して超音波を送信するための送信信号を供給する送信処理ステップと、前記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、前記複数位置における短軸断面に対応する複数フレームの受信信号を生成する受信処理ステップと、前記複数フレームの受信信号に基づき、当該複数フレームそれぞれに対応する複数の 2 次元画像を生成する 2 次元画像生成ステップと、前記複数の 2 次元画像それぞれに存する前記頸動脈の短軸断面に基づき、前記頸動脈の血管壁の周長又は断面積少なくとも 1 つを測定し、前記周長又は前記断面積の少なくとも 1 つと、前記複数の 2 次元画像を取得した前記頸動脈の位置を示す情報とに基づき総頸動脈と頸動脈球部との境界位置を検出する B u l b 境界検出ステップと、前記境界位置に基づき所定の I M T を計測するための計測範囲を規定する R O I を決定する R O I 決定ステップと、前記 R O I に含まれる 2 次元画像から I M T を測定する I M T 計測ステップとを有することを特徴とする。

【 0 0 3 6 】

以下に、本発明の超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法の実施の形態を図面とともに詳細に説明する。

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 1 の機能構成を示すブロック図である。

【 0 0 3 7 】

超音波診断装置 1 は、被験体に向けて超音波を送受信する超音波探触子 2 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 1 に超音波探触子 2 が接続された状態を示す。超音波診断装置 1 は、制御器 3 0 0 を備える。制御器 3 0 0 は、送受信処理部 3、2 次元画像生成部 4、2 次元画像保持部 5、B u l b 境界検出部 1 5、R O I 決定部 1 3 および I M T 計測部 1 4 を備える。

【 0 0 3 8 】

(超音波探触子 2)

超音波探触子 2 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 2 は、後述の送受信処理部 3 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、頸動脈の短軸断面の 2 次元画像を取得するために、振動子列が頸動脈に沿い頸

10

20

30

40

50

動脈の長軸方向と垂直となるように超音波探触子2を配置し、超音波ビームを発射する。そして、超音波探触子2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、この電気信号を送受信処理部3に供給する。

【0039】

この際、頸動脈の短軸断面2次元画像を複数取得できるように、超音波探触子2の一方向に配列された振動子を頸動脈の長軸方向とは略垂直方向に配置して、超音波探触子2をハンスキャンをする。図2は、実施の形態1の一態様に係る超音波診断装置1において超音波探触子2を頸動脈の長軸方向にハンスキャンする状態を示す模式図である。超音波探触子2の振動子列を皮膚表面に当接させ、頸動脈の長軸方向に沿って一方向に移動させた状態で、超音波ビームを送信する。この際、一定の間隔にて短軸断面2次元画像を複数取得するために、超音波探触子の移動は、頸動脈の長軸方向に沿って一定速度で行うことが望ましい。また、超音波探触子は既定の速度で移動させることが望ましい。その際、超音波探触子の各振動子の間隔と、超音波探触子の移動方向で取得されるフレームの間隔は略同一が望ましい。例えば、振動子の配列方向において各振動子の間隔が、0.25mmとすると、フレーム間の間隔は、2.5mm毎が望ましい。仮にフレームレートが20フレーム/secの超音波診断装置と、各振動子の間隔が2.5mmの超音波探触子を用いた場合、例えば、4から6mm/sec、好ましくは約5mm/secの速度で超音波探触子の移動を行うことで、0.2から0.3mm間隔、好ましくは約0.25mm間隔のフレームを取得することができる。

そして、超音波探触子2を移動させた位置に対応する頸動脈の短軸断面の超音波エコー信号を受信する。そして、この超音波エコー信号に基づき電気信号に変換した信号を順次、送受信処理部3に供給する。以下、この操作をハンスキャンという。

【0040】

(送受信処理部3)

送受信処理部3は、超音波探触子2に超音波ビーム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2へ供給する送信処理を行う。

【0041】

送受信処理部3は、超音波探触子2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、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。ここでは、上述のハンスキャンに対応した複数フレームの頸動脈の短軸断面の受信信号が生成される。これら複数フレームの受信信号は、2次元画像生成部4に供給される。

(2次元画像生成部4)

2次元画像生成部4は、受信信号に基づき、フレーム毎に対応した頸動脈の短軸画像である2次元画像を生成し、2次元画像保持部5へ供給する。この2次元画像は、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。そして、これら2次元画像は、ハンスキャンによって取得された順番とともに2次元画像保持部5にて記憶される。

(Bulb境界検出部15)

Bulb境界検出部15は、複数の2次元画像それぞれに存する頸動脈の短軸断面に基づき、前記頸動脈の血管壁の周長又は断面積の少なくとも1つを測定し、周長又は断面積の少なくとも1つと、複数の2次元画像を取得した前記頸動脈の位置を示す情報とに基づき総頸動脈と頸動脈球部との境界位置を検出する。Bulb境界検出部15は、輪郭抽出部6、3次元Volumeデータ保持部7、断面情報分析部8、断面分析データ保持部9、血管方向判定部10、血管方向データ保持部11およびBulb境界判定部12を備える。それぞれの、機能要素の構成について説明する。

【0042】

[輪郭抽出部6]

輪郭抽出部 6 は、2 次元画像保持部 5 にて記憶された 2 次元画像に基づき、例えばエッジ検出処理のような一般的な画像処理手法を用いることで、頸動脈の血管壁部分の輪郭部分を抽出する。

【 0 0 4 3 】

[3 次元 V o l u m e データ保持部 7]

3 次元 V o l u m e データ保持部 7 は、輪郭抽出部 6 で得られた輪郭部分をフレーム毎に記憶する。以後、これらフレーム毎に記憶された輪郭部分のデータの集合群を、3 次元 V o l u m e データという。

【 0 0 4 4 】

[断面情報分析部 8]

断面情報分析部 8 は、3 次元 V o l u m e データ保持部 7 で記憶された 3 次元 V o l u m e データに基づき、ハンドスキャンが正しく行われたかを分析する。ハンドスキャンは、頸動脈の長軸方向に沿って一方向に皮膚表面上を移動させた状態で超音波ビームの送受信を行うため、ハンドスキャンのやり方によっては、一部のフレームのデータが欠落等することがある。断面情報分析部 8 は、このデータの欠落等によって誤ったデータを取得することを防止するためのものである。

【 0 0 4 5 】

図 3 は、実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 における断面情報分析部 8 の機能構成を示すブロック図である。断面情報分析部 8 は、血管位置検出部 8 0、血管周長測定部 8 1、血管断面積測定部 8 2、血管断面数割出部 8 3、および断面情報判定部 8 4 を備える。

【 0 0 4 6 】

血管位置検出部 8 0 は、1 つのフレームにおける血管の輪郭部分の位置を検出する。

【 0 0 4 7 】

血管周長測定部 8 1 は、血管位置検出部 8 0 で得られた血管の輪郭部分の位置情報に基づき、輪郭部分の周囲の長さを測定する。ここで、輪郭部分の周囲の長さには、内腔内膜境界の周長、中膜外膜境界の周長、血管の最も外側の部分である血管壁の外周の周長の何れかを用いることが出来る。尚、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難しいため、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 8 】

血管断面積測定部 8 2 は、血管周長測定部 8 1 同様、輪郭部分の位置情報に基づき、輪郭部分の面積を測定する。ここで、輪郭部分の断面積には、内腔が占める部分も含めた頸動脈の血管における内腔内膜境界に囲まれた範囲、中膜外膜境界に囲まれた範囲、血管の最も外側の部分である血管壁の外周に囲まれた範囲の何れかを用いることが出来る。尚、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難しいため、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 9 】

血管断面数割出部 8 3 は、1 つのフレーム中に存在する頸動脈の断面数を割出す。B i f 2 1 7 よりも末梢方向では、1 つのフレーム中に存在する頸動脈の断面数は 2 となる。

【 0 0 5 0 】

断面情報判定部 8 4 は、以上の処理結果に基づき、ハンドスキャンにより得られたフレームが連続したものかどうか判定し、ハンドスキャンが正しく行われていることを確認する。すなわち、断面情報判定部 8 4 は、複数の 2 次元画像が頸動脈に沿った所定の間隔を隔てた位置において取得されたことを判定する判定処理を行う。そのため、複数の 2 次元画像それぞれに存する頸動脈の座標位置を検出し、複数の 2 次元画像のうち、隣り合う 2 次元画像間の座標位置のズレが所定の値以下の場合、複数の 2 次元画像が前記頸動脈に沿った所定の間隔を隔てた位置において取得されたと判定する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 1 】

これら断面情報分析部 8 で行われる処理は、3 次元 V o l u m e データ内の全てのフレームに対して行われ、処理によって得られた情報は、断面分析データ保持部 9 に供給され記憶される。

【 0 0 5 2 】

なお、実施の形態 1 においては、後述する B u l b 境界判定部 1 2 においてより精度の高い判定を可能とするため、血管周長測定部 8 1 および血管断面積測定部 8 2 の 2 つの構成を示しているが、B u l b 境界判定部 1 2 における判定を用いない場合には、いずれか一方の構成であっても良い。

【 0 0 5 3 】

[血管方向判定部 1 0]

血管方向判定部 1 0 は、断面分析データ保持部 9 に記憶された情報に基づき、ハンドスキャンが、C C A から I C A / E C A 方向（以下、順方向とする）でされたのか、I C A / E C A から C C A 方向（以下、逆方向とする）でされたのかを判定する。すなわち、3 次元 V o l u m e データ内の複数のフレームのデータから、ハンドスキャンの方向を判定する。具体的には血管位置検出部 8 0 で検出した血管の輪郭部分の位置の長軸方向の変化に基づき、複数のフレームのデータの何れが中枢方向であって、何れが末梢方向であるかを判定する。前壁の座標位置と後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、C C A から B u l b 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。

【 0 0 5 4 】

[血管方向データ保持部 1 1]

血管方向データ保持部 1 1 は、血管方向判定部 1 0 で得られた情報を記憶する。

[B u l b 境界判定部 1 2]

B u l b 境界判定部 1 2 は、複数のフレームに対応する 2 次元画像それぞれから抽出した血管の周長又は断面積の大きさの変化が開始する位置を前記境界として検出する。具体的には、断面分析データ保持部 9 および血管方向データ保持部 1 1 のデータに基づき、C C A と B u l b との境界たる変曲点を検出する。詳細については、後述する。

(R O I 決定部 1 3)

R O I 決定部 1 3 は、B u l b 境界判定部 1 2 で得た変曲点に基づき、I M T 計測を行う範囲を規定する R O I 2 1 1 を決定する。すなわち、予め決定した I M T 計測範囲 2 1 2 に対応するフレームを選択する。例えば、非特許文献 1 の I M T 推奨計測範囲に対応するためには、変曲点から C C A 側 1 c m の領域内に存するフレームを選択し、これを I M T 計測範囲 2 1 2 として決定する。上述のように、超音波画像取得の際に超音波探触子は頸動脈の長軸方向に沿って一定速度で移動されている場合、短軸断面画像に対応するフレームは、一定の間隔にて取得される。この場合、1 c m を超音波探触子の移動した際の速度で除することにより、I M T 取得の対象とすべきフレームの個数を算出することができる。ここで、超音波探触子の移動した際の速度は、既定された一定速度、例えば、例えば、4 m m / s e c から 6 m m / s e c の速度で行うことが望ましい。

(I M T 計測部 1 4)

I M T 計測部 1 4 は、R O I 決定部 1 3 で選択されたフレームに対応する 2 次元画像を 2 次元画像保持部 5 から取得し、当該 2 次元画像に基づきそれぞれのフレーム毎に I M T 計測を行う。上述のとおり、血管壁 2 0 1 は、内側から外側に向けて、内膜 2 0 2、中膜 2 0 3、外膜 2 0 5 から構成され、I M T は内膜 2 0 2 と中膜 2 0 3 の複合体である内中膜 2 0 の厚さである。I M T 計測部 1 4 において、受信信号に基づき生成した 2 次元画像上の血管内腔 2 0 4 と外膜 2 0 5 との間に内中膜 2 0 6 を検出することにより I M T を測定する。2 次元画像は、短軸方向から血管の断面を示した血管の断層像であり、当該画像から I M T を測定する方法については、例えば、W O 2 0 1 2 / 1 0 5 1 6 2 号公報等に記載の方法に基づく。

【 0 0 5 5 】

10

20

30

40

50

そして、これら I M T 計測の結果を、表示器（不図示）に表示する。また、フレーム毎の輪郭部分をハンドスキャンにより得られたフレーム順に繋ぎ合わせて頸動脈の 3 次元画像を構築し、この 3 次元画像に I M T 計測を行った I M T 計測範囲 2 1 2 を 3 次元画像とともに表示すれば、操作者により分かりやすい使い勝手のよい構成となる。

< 動作について >

以上の構成からなる超音波診断装置 1 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 1 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 2 1 1 を自動的に決定し、R O I 2 1 1 内の I M T の計測を行うまでの動作について説明する。

10

（ステップ 1（S 0 1））

ステップ 1（S 0 1）において、ハンドスキャンによって超音波探触子 2 で得た超音波エコー信号に基づき、送受信処理部 3 でフレーム毎の受信信号を生成する。この際、頸動脈の短軸断面の 2 次元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略垂直となるように超音波探触子 2 を配置し頸動脈の長軸方向に沿って超音波探触子 2 を移動する。この際、一定の間隔にて短軸断面 2 次元画像を複数取得するために、超音波探触子 2 の移動は、頸動脈の長軸方向に沿って既定の一定速度で行うことが望ましい。

（ステップ 2（S 0 2））

図 5 は、実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 によって得られる頸動脈の短軸方向の断面を示した 2 次元画像に基づくデータを示す図である。（a）は、2 次元画像 1 0 0 を示す構成図、（b）は、フレーム毎の頸動脈の輪郭部分 1 0 1 を示す構成図、（c）は、頸動脈の 3 次元画像 1 0 2 の構成図である。

20

【0 0 5 6】

ステップ 2（S 0 2）では、2 次元画像保持部 5 によって、図 5（a）に示すように、ステップ 1 で得られた受信信号に基づきフレーム毎の 2 次元画像 1 0 0 を生成する。そして、これら生成された 2 次元画像 1 0 0 は、2 次元画像保持部 5 で記憶される。

（ステップ 3（S 0 3））

ステップ 3（S 0 3）では、2 次元画像保持部 5 で記憶された 2 次元画像 1 0 0 に対し、上述のしたような一般的な画像処理手法によって、図 5（b）に示すような頸動脈の輪郭部分 1 0 1 を抽出する。そして、これらフレーム毎の輪郭部分 1 0 1 は、3 次元 V o l u m e データとして 3 次元 V o l u m e データ保持部 7 に保存される。次に、これら輪郭部分 1 0 1 をハンドスキャンにより得られたフレームを順に繋ぎ合わせ、図 5（c）に示すような頸動脈の 3 次元画像 1 0 2 を構築する。そして、これら 3 次元画像 1 0 2 は、3 次元 V o l u m e データ保持部 7 に保存される。

30

（ステップ 4（S 0 4））

ステップ 4（S 0 4）では、3 次元 V o l u m e データが、ハンドスキャンが正しく行われたか否かを判定する。図 6 は、実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 においてハンドスキャンが正しく行われたか否かを判定する動作を示すフローチャートである。このステップ 4（0 4）について、図 6 を用いて説明する。

40

【0 0 5 7】

[ステップ 4 1（S 4 1）]

ステップ 4 1（S 4 1）では、血管位置検出部 8 0 が、例えば、輪郭抽出部 6 によって画像処理された 2 次元画像をスキャンし、輪郭部分 1 0 1 が、図 5（b）に示す X Y 座標のどの位置に存在するか、輪郭部分 1 0 1 の示す座標位置を検出する。この際、頸動脈の血管壁以外の輪郭がノイズとして現れる場合がある。このノイズについては、例えば、環状でない輪郭部分は、頸動脈の断面画像ではないと判定し、無視あるいはノイズ自体を消去する。

【0 0 5 8】

[ステップ 4 2（S 4 2）]

50

ステップ４２（Ｓ４２）では、血管周長測定部８１において、血管位置検出部８０にて検出した輪郭部分１０１の示す座標位置に基づき、輪郭部分１０１の周長を測定する。これは頸動脈の周長を表す。ここで、輪郭部分の周囲の長さには、頸動脈の血管の外膜の外径における周長を用いることができる。

【００５９】

〔ステップ４３（Ｓ４３）〕

ステップ４３（Ｓ４３）では、血管断面積測定部８２において、血管位置検出部８０にて検出した輪郭部分１０１の示す座標位置に基づき、輪郭部分１０１の面積を測定する。これは頸動脈の断面積を表す。ここで、輪郭部分の断面積には、内腔が占める部分も含めた頸動脈の血管における外膜の外径に囲まれた範囲を用いる。

10

【００６０】

なお、ステップ４２（Ｓ４２）およびステップ４３（Ｓ４３）順序は、ステップ４３（Ｓ４３）の後にステップ４２（Ｓ４２）を行う順序であってもよい。また、上述の通り、頸動脈の周長および頸動脈の断面積の測定のいずれか一方のみを実施する構成としても良い。この場合、一方のステップを行えばよい。

【００６１】

また、頸動脈の周長、断面積を測定する場合、内腔内膜境界の位置、中膜外膜境界の位置、外膜における外周位置を基準に測定することができるが、血管壁の内膜位置や中膜位置は、心拍の影響を受けて変形しやすい。また、血管内腔にプラークができた場合、適切な周長および断面積を測定することが難しい。そのため、その影響の少ない中膜外膜境界の位置または外膜における外周位置を基準として、頸動脈の周長、断面積を測定することが望ましい。

20

【００６２】

〔ステップ４４（Ｓ４４）〕

ステップ４４（Ｓ４４）では、フレーム毎に存在する頸動脈の断面数を割出す。通常、上述の処理によって得られる頸動脈の断面数は、ＣＣＡ側で得られたフレームでは１つであり、Ｂｕｌｂよりも末梢側にあるＩＣＡ、ＥＣＡ側で得られたフレームでは２つである。したがって、断面数が３つ以上存在することはあり得ない。しかしながら、血管位置検出部８０では、処理できなかった環状の輪郭部分１０１が存在する場合がある。これについては、血管周長測定部８１や血管断面積測定部８２で得られた情報によりノイズを判別し、このノイズを無視あるいは消去する。具体的には、頸動脈は直径が１０ｍｍ程度と通常の血管と比較して非常に大きい。そのため、周長、断面積といった数値情報を基準に頸動脈の断面であるかノイズであるかを判定する。

30

【００６３】

〔ステップ４５（Ｓ４５）〕

ステップ４５（Ｓ４５）は、断面情報判定部８４において、ステップ４１（Ｓ４１）からステップ４４（Ｓ４４）の処理に基づき、ハンドスキャンにより得られたフレームが連続したものかどうか判定する。

【００６４】

具体的には、１つのフレームにおいて、頸動脈の断面と判定された輪郭部分１０１のＸＹ座標における位置と、その直前にハンドスキャンにより得られたフレームに対応する輪郭部分１０１のＸＹ座標における位置により判定する。例えば、両者のフレームにおける輪郭部分１０１の中心座標を比較し、その位置ズレが所定の値以下であれば、連続して取得されたものとして判断し、正しくハンドスキャンが行われたことを判定する。正しくハンドスキャンが行われたと判定された場合は、これらデータを断面分析データ保持部９に記憶し、次のステップ５（Ｓ０５）に移行する。一方、正しくハンドスキャンが行われていないと判定された場合は、次のステップには移行せず、再度ハンドスキャンをやり直す。

40

（ステップ５（Ｓ０５））

ステップ５（Ｓ０５）では、血管方向判定部１０において、ハンドスキャンされた方向

50

を決定し、その決定した方向を、血管方向データ保持部 11 で記憶する。図 7 (a) は、頸動脈を順方向 (矢印方向) にハンスキャンした状態を示す模式図であり、 (b) は、 (a) 中の (A) ~ (D) の位置で取得した頸動脈の 2 次元画像を示す模式断面図である。

【 0 0 6 5 】

図 7 (b) に示す 2 次元画像のうち、2 次元画像 (A) は C C A 2 1 3 で、2 次元画像 (B) は C C A 2 1 3 と B u l b 2 1 4 との境界付近で、2 次元画像 (C) は B i f 2 1 7 近傍の B u l b 2 1 4 付近で、そして、2 次元画像 (D) は I C A 2 1 5 / E C A 2 1 6 で取得したものである。図 7 (b) に示すように、2 次元画像 (A) は頸動脈の断面に対応する輪郭部分 1 0 1 が一つであるため、C C A 2 1 3 側と判断できる。一方、2 次元画像 (D) は輪郭部分 1 0 1 が 2 つ存在するため、I C A 2 1 5 / E C A 2 1 6 側と判断できる。そして、これら 2 次元画像は、 (A) から順に取得されていることから、順方向でハンスキャンされていると決定することができる。

10

【 0 0 6 6 】

(ステップ 6 (S 0 6))

ステップ 6 (S 0 6) は、B u l b 境界判定部 1 2 において、断面分析データ保持部 9 および血管方向データ保持部 1 1 のデータに基づき、C C A と B u l b との境界たる変曲点を検出する。C C A と B u l b との境界たる変曲点を検出は、3 次元 V o l u m e データ内のそれぞれのフレームに対応する輪郭部分 1 0 1 の周長および面積を対応付けし、周長および断面面積の値を頸動脈の方向に対し 2 次微分し、周長および断面面積の値の変曲点を抽出することにより行う。

20

【 0 0 6 7 】

まず、3 次元 V o l u m e データ内のそれぞれのフレームに対応する輪郭部分 1 0 1 の周長および面積を対応付けする。図 8 は、実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 において取得した受信信号のフレーム番号と、そのフレームにおける輪郭部分 1 0 1 の断面面積と周長を表す図である。最初を取得したフレームをフレーム 0 とし、その後、順にフレーム 1、2、・ ・ ・ n として表示している。

【 0 0 6 8 】

次に、図 8 に示した 3 次元 V o l u m e データ内のそれぞれのフレームに対応する輪郭部分 1 0 1 の周長および面積を、ハンスキャンにより取得した順にプロットする。図 9 は、実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 において取得した受信信号のフレーム番号と、そのフレームにおける輪郭部分 1 0 1 の断面面積と周長をハンスキャンした順にプロットした関係図である。図 9 において、面積は 2 次元画像において血管断面に含まれる画素の個数から算出し、周長は 2 次元画像において血管断面とその他の部分との境界を構成する画素の個数から算出する。変曲点を検出するためには、C C A 部分と B u l b 部分のデータのみで十分であり、I C A、E C A 部分のデータは不要である。したがって、実施の形態 1 では、I C A、E C A 部分のデータは省略し、C C A から B u l b にかけてのデータのみを示している。

30

【 0 0 6 9 】

図 9 に示すように、周長と断面面積がほぼ一致した変化を示した。C C A ではほぼ一定の周長および断面面積で延伸している。

40

【 0 0 7 0 】

図 1 8 (b) において説明したように、B u l b の形状が球状であることから、C C A - B u l b 境界から B u l b にかけて、血管径が増加する。その結果、C C A - B u l b 境界から B u l b にかけて、血管の周長および断面面積も同様に急激に大きくなる。この点は、それぞれのフレームにおける血管の周長と断面面積がほぼ一致した変化を示していることが、図 9 のデータからも示されている。そして、C C A と B u l b との境界たる変曲点は、C C A 部分の一定の周長および断面面積が変化し始める開始点に相当する。そのため、図 9 の血管の周長、断面面積の値が増加する立ち上がりの変化点を変曲点として検出することができる。

50

【 0 0 7 1 】

しかしながら、図 9 に示したデータでは、血管の周長、断面積の値が増加する立ち上がりの変化点（すなわち、変曲点）が分かり難い。したがって、例えば、図 9 のデータを移動平均し、2 次微分の計算処理を施すことによって、この変化点（すなわち変曲点）を容易に検出することができる。

【 0 0 7 2 】

なお、図 1 0 は、実施の形態 1 の一態様に係る超音波診断装置 1 において取得した受信信号の各フレームにおける輪郭部分 1 0 1 の断面積（図 9 に示したデータ）を、過去 2 回について移動平均し更に 2 次微分した結果を、ハンドスキャンした順にフレーム番号と対応させてプロットした関係図である。図 1 0 から、C C A と B u l b との境界たる変曲点は、2 次微分の計算処理を施したデータから理解されるようにフレーム 1 3 5 であることが分かる。

【 0 0 7 3 】

（ステップ 7（S 0 7））

ステップ 7（S 0 7）では、ステップ 6（S 0 6）で検出された B u l b 境界たる変曲点から I M T 計測範囲 2 1 2 を決定する。具体的には、R O I 決定部 1 3 は、B u l b 境界判定部 1 2 で得た変曲点に基づき、I M T 計測を行う範囲を規定する R O I 2 1 1 を決定する。すなわち、予め決定した I M T 計測範囲 2 1 2 に対応するフレームを選択する。例えば、非特許文献 1 の I M T 推奨計測範囲に対応するためには、変曲点から C C A 側 1 c m の領域内に存するフレームを選択し、これを I M T 計測範囲 2 1 2 として決定する。

（ステップ 8（S 0 8））

ステップ 8（S 0 8）において、決定された I M T 計測範囲 2 1 2 における I M T 計測を行う。具体的には、I M T 計測部 1 4 は、R O I 決定部 1 3 で選択されたフレームに対応する 2 次元画像保持部 5 の 2 次元画像に基づきそれぞれのフレーム毎に I M T 計測を行う。例えば、I M T 計測範囲 2 1 2 内に相当するフレームそれぞれに対して I M T 計測を行い、そのうち、最大厚（max I M T）や平均厚（mean I M T）といった測定結果を用い、I M T 値を確定させる。

< 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 1 は、例えば、C C A から B u l b にかけて長軸方向の湾曲が大きい形状の 2 次元画像が得られた場合であっても、短軸方向の断面画像から取得した断面積又は周長は、その長軸方向の湾曲に依存しないことに着目して C C A - B u l b 境界 2 1 9 を検出することができる。また、長軸方向の断面画像から I M T を測定する場合のように、振動子列を血管の短軸断面の中心近傍に配置する必要がない。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 C C A - B u l b 境界 2 1 9 を簡便に検出ことができ、C C A - B u l b 境界 2 1 9 の自動検出が可能となる。これにより、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 2 1 1 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 I M T を迅速に測定することができる

< 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。

【 0 0 7 4 】

実施の形態 1 における I M T 計測部 1 4 は、2 次元画像に基づき I M T 計測する構成としたが、送受信処理部 3 で受信したフレーム毎の受信信号に基づき、I M T を計測する構成でも良い。図 1 1 は、実施の形態 1 の変形例の一態様に係る超音波診断装置 1 ' の機能構成を示すブロック図である。送受信処理部 3 の後段に、送受信処理部 3 から供給された受信信号を保持する受信信号保持部 5 0 を有する。I M T 計測部 1 4 は、R O I 決定部 1 3 で選択されたフレームに対応する受信信号を受信信号保持部 5 0 から取得し、当該受信信号に基づきそれぞれのフレーム毎に I M T 計測を行う。上述のとおり、血管壁 2 0 1 は

、内側から外側に向けて、内膜 202、中膜 203、外膜 205 から構成され、IMT は内膜 202 と中膜 203 の複合体である内中膜 20 の厚さである。IMT 計測部 14 において、受信信号に基づき血管内腔 204 と外膜 205 との間に内中膜 206 を検出することにより IMT を測定する。そして、これら IMT 計測の結果を、表示器（不図示）に表示する。

実施の形態 2

実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 は、超音波探触子 2 を頸動脈の長軸方向にハンドスキャンして取得した頸動脈の短軸方向における断面画像を分析し、CCA - Bulb 境界 219 を抽出し IMT 計測を行うための計測範囲を規定する ROI 211 を決定する構成とした。実施の形態 2 に係る超音波診断装置 1 A は、振動子列が列と垂直方向に揺動する超音波探触子 2 A を用い、振動子の配列方向である振動子列を頸動脈の長軸方向に沿うように配置し、頸動脈の短軸方向の 2 次元画像と長軸方向の 2 次元画像の両方を取得し分析することにより CCA - Bulb 境界 219 を抽出し、IMT 計測を行う範囲を規定する ROI 211 を決定する点に特徴がある。

10

【0075】

図 12 は、実施の形態 2 の一態様に係る超音波診断装置 1 A の概要を示す斜視図である。図 12 に示すように、実施の形態 2 に係る超音波診断装置 1 A は、超音波探触子 2 A の振動子の配列方向を、頸動脈の長軸方向に沿うように配置し、頸動脈の短軸方向と長軸断面の 2 次元画像を取得し IMT 計測を行う構成である。ここで用いる超音波探触子 2 A は、振動子が配列方向と垂直方向に揺動する構成を有する超音波探触子である。振動子を揺動させることで振動子を構成する各素子に対応した複数の短軸断面の 2 次元画像を取得する。また、揺動した各位置での頸動脈の長軸断面の 2 次元画像を取得する。そして、複数の短軸断面の 2 次元画像に基づき IMT を計測するための計測範囲を規定する ROI 211 を決定する。その上で、長軸方向の 2 次元画像における ROI 211 に含まれる 2 次元画像から IMT を測定する。

20

< 構成について >

（全体構成）

以下、実施の形態 2 に係る超音波診断装置 1 A の具体的な構成について説明する。図 13 は、実施の形態 2 の一態様に係る超音波診断装置 1 A の機能構成を示すブロック図である。実施の形態 2 に係る超音波診断装置 1 A では、送受信処理部 3 A、2 次元画像生成部 4 A、2 次元画像保持部 5 A および IMT 計測部 14 A の構成が、図 1 に示した実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 と相違する。それ以外の構成は、図 1 に示した各構成要素と同じであり、説明を省略する。

30

（超音波探触子 2 A）

実施の形態 2 の一態様に係る超音波診断装置 1 A には超音波探触子 2 A が接続可能に構成されている。超音波探触子 2 A は、その振動子の配列方向が、頸動脈の長軸方向に沿うように配置される。そして、頸動脈の長軸方向に沿って超音波ビームの送信し、反射超音波である超音波エコー信号を受信する。これにより、頸動脈の長軸断面の 2 次元画像を生成するための超音波エコー信号を取得する。また、図 12 に示すように、振動子を配列方向と直交する方向に揺動させた場合、超音波探触子 A の振動子は、振動子が揺動する頸動脈の短軸断面の 2 次元画像を生成するための超音波エコー信号を取得する。また、揺動した各位置での頸動脈の長軸断面の 2 次元画像を生成するための超音波エコー信号を取得する。

40

（送受信処理部 3 A）

送受信処理部 3 A における送信処理は、実施の形態 1 と同じである。一方、受信処理は、フレーム毎の頸動脈の短軸断面の 2 次元画像を生成するための受信信号の生成と、揺動した各位置での頸動脈の長軸断面の 2 次元画像を生成するための受信信号の生成とを行う。

（2 次元画像生成部 4 A）

2 次元画像生成部 4 は、送受信処理部 3 A からの受信信号に基づき、フレーム毎の頸動脈の短軸断面の 2 次元画像を生成するとともに、揺動した各位置での頸動脈の長軸断面の 2

50

次元画像を生成する。ここで取得された頸動脈の長軸断面の２次元画像のうち、ＩＭＴ計測に用いる２次元画像は、例えば、揺動中心位置で得られた２次元画像等、頸動脈の血管中心を通る所定の揺動位置で取得された２次元画像を用いる。

（２次元画像保持部５Ａ）

２次元画像保持部５Ａは、揺動した各位置での頸動脈の長軸断面の２次元画像を記憶する。ここで記憶された２次元画像は、ＩＭＴ計測に用いられる。一方、フレーム毎の頸動脈の短軸断面の２次元画像については、実施の形態１同様、輪郭抽出部６に供給される。

【００７６】

その後、短軸断面の２次元画像はＢｕｌｂ境界検出部１５において、実施の形態１と同様の処理が行われ、総頸動脈と頸動脈球部との境界位置を検出する。そして、ＲＯＩ決定部１３によって、実施の形態１と同様の処理が行われ、総頸動脈と頸動脈球部との境界位置に基づきＩＭＴを計測するための計測範囲を規定するＲＯＩ２１１を決定する。

（ＩＭＴ計測部１４Ａ）

ＩＭＴ計測部１４Ａは、頸動脈の長軸断面の２次元画像において、ＲＯＩ決定部１３で決定されたＲＯＩ２１１に含まれる２次元画像の部分からＩＭＴを測定する。長軸方向から血管の断面を示した血管の断層像からＩＭＴを測定する方法については、例えば、ＷＯ２００７／１０８３５９号公報等に記載の方法に基づく。２次元画像生成部４Ａで生成された頸動脈の長軸断面の２次元画像のうち、ＩＭＴ計測に用いる２次元画像は、例えば、揺動中心位置で得られた２次元画像等、頸動脈の血管中心を通る所定の揺動位置で取得された２次元画像を用いることが望ましい。上述したように、正確なＩＭＴ計測を実現するためには、図１７（ａ）に示すように、頸動脈の長軸方向に沿うように振動子列を血管の短軸断面の中心近傍に配置した状態で計測することが必要であるからである。

< 効果 >

以上の構成により、実施の形態２の一態様に係る超音波診断装置１Ａは、実施の形態１の一態様に係る超音波診断装置１と同様に、短軸方向の断面画像から取得した断面積又は周長は、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２１９を検出し、この境界に基づきＲＯＩ２１１を決定することができる。また、超音波探触子が揺動することにより、超音波探触子を血管の中心近傍に配置した状態で取得した長軸方向の２次元画像におけるＲＯＩ２１１に含まれる部分からＩＭＴを計測することができる。

【００７７】

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２１９を簡便に検出することができ、ＣＣＡ－Ｂｕｌｂ境界２１９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ＲＯＩ２１１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。

< 変形例 >

以上、実施の形態２に係る超音波診断装置１Ａ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。

【００７８】

実施の形態２におけるＩＭＴ計測部１４Ａは、頸動脈の長軸断面の２次元画像において、ＲＯＩ決定部１３で決定されたＲＯＩ２１１に含まれる２次元画像の部分からＩＭＴを測定する構成とした。しかしながら、実施の形態１におけるＩＭＴ計測部１４と同様に、ＲＯＩ決定部１３で選択されたＲＯＩ２１１に含まれる複数のフレームに対応する短軸方向の２次元画像を２次元画像保持部５から取得し、当該２次元画像に基づきそれぞれのフレーム毎にＩＭＴ計測を行う構成としても良い。短軸方向から血管の断面を示した血管の断層像からＩＭＴを測定する方法については、例えば、ＷＯ２０１２／１０５１６２号公報等に記載の方法に基づく。実施の形態２の一態様に係る超音波診断装置１Ａと同様に、ＣＣＡ－Ｂｕｌｂ境界２１９を検出しこの境界に基づきＲＯＩ２１１を決定し、振動子列と血管中心とのズレの影響を受けることなく、血管の中心近傍を含む短軸方向の２次元画

像から I M T を計測することができる。

まとめ

以上のように、実施の形態 1 及び 2 では頸動脈の短軸方向における血管の断面積又は周長の長軸方向における変化に基づき C C A - B u l b の境界を検出し、C C A - B u l b の境界に基づき I M T を測定する範囲を規定する R O I 2 1 1 を決定する構成を示した。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、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 2 1 1 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 I M T を迅速に測定することができる。

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 7 9 】

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 0 】

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 1 】

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 2 1 1 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な 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 8 2 】

- 1、1'、1 A 超音波診断装置
- 2、2 A 超音波探触子
- 3、3 A 送受信処理部
- 4、4 A 2次元画像生成部
- 5、5 A 2次元画像保持部
- 6 輪郭抽出部
- 7 3次元 V o l u m e データ保持部
- 8 断面情報分析部
- 9 断面分析データ保持部
- 10 血管方向判定部
- 11 血管方向データ保持部
- 12 B u l b 境界判定部
- 13 R O I 決定部
- 14、14 A I M T 計測部
- 15 B u l b 境界判定部
- 50 受信信号保持部
- 80 血管位置検出部
- 81 血管周長測定部
- 82 血管断面積測定部

10

20

30

40

50

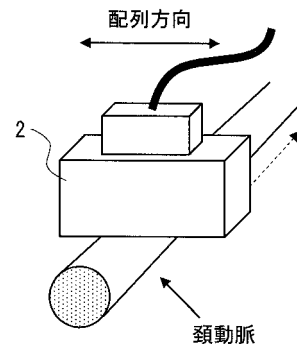
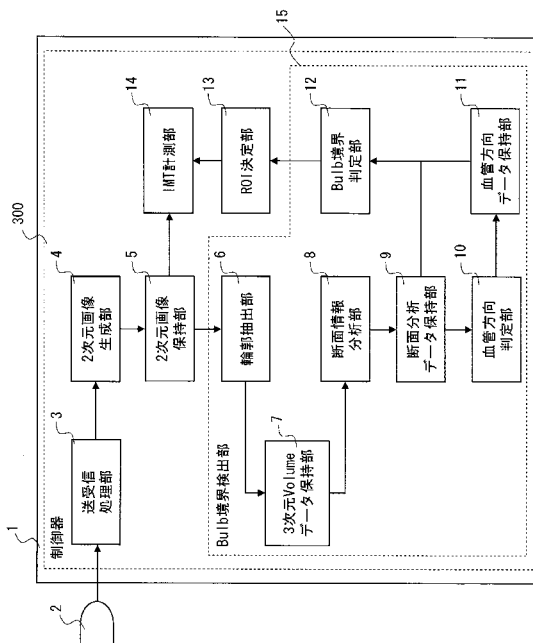
8 3 血管断面数割出部
 8 4 断面情報判定部
 1 0 0 2次元画像
 1 0 1 輪郭部分
 1 0 2 3次元画像
 2 0 1 血管壁
 2 0 2 内膜
 2 0 3 中膜
 2 0 4 血管内腔
 2 0 5 外膜
 2 0 6 内中膜
 2 0 7 内腔内膜境界
 2 0 8 中膜外膜境界
 2 0 9 後壁
 2 1 0 前壁
 2 1 1 関心領域
 2 1 2 I M T 計測範囲
 2 1 3 総頸動脈 (C C A)
 2 1 4 頸動脈球部 (B u l b)
 2 1 5 内頸動脈 (I C A)
 2 1 6 外頸動脈 (E C A)
 2 1 7 総頸動脈分岐部 (B i f)
 2 1 9 C C A - B u l b 境界
 2 2 0 血管の中心
 3 0 0、3 0 0 A 制御器

10

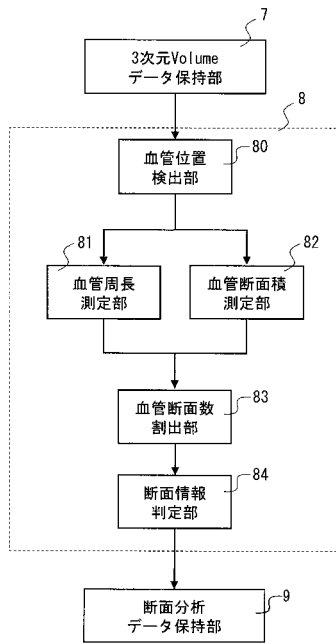
20

【図 1】

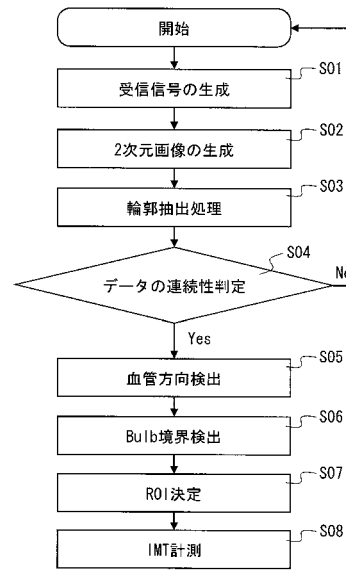
【図 2】



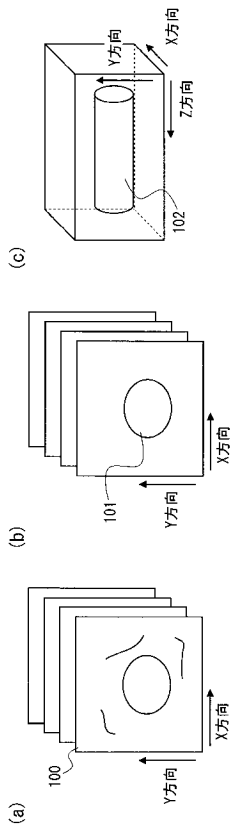
【図 3】



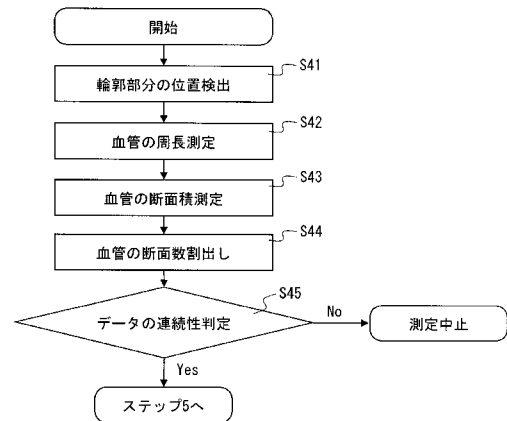
【図 4】



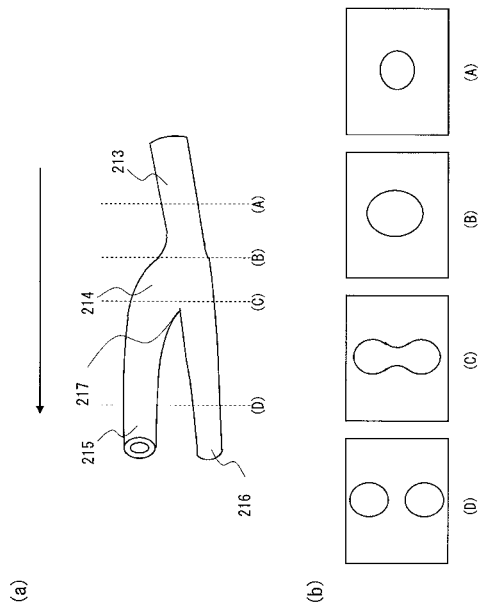
【図 5】



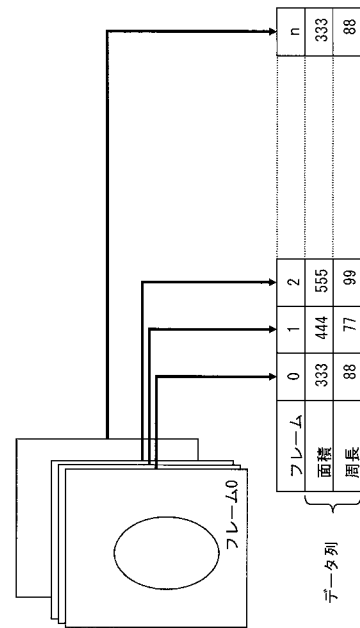
【図 6】



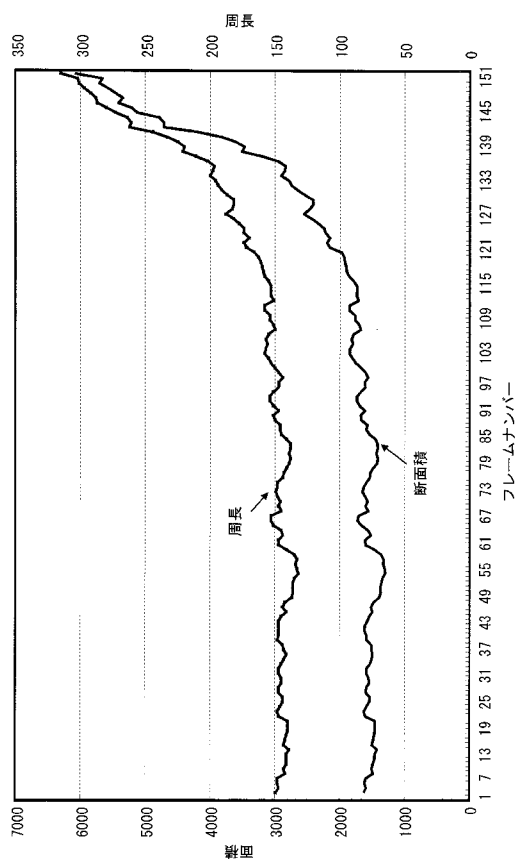
【図 7】



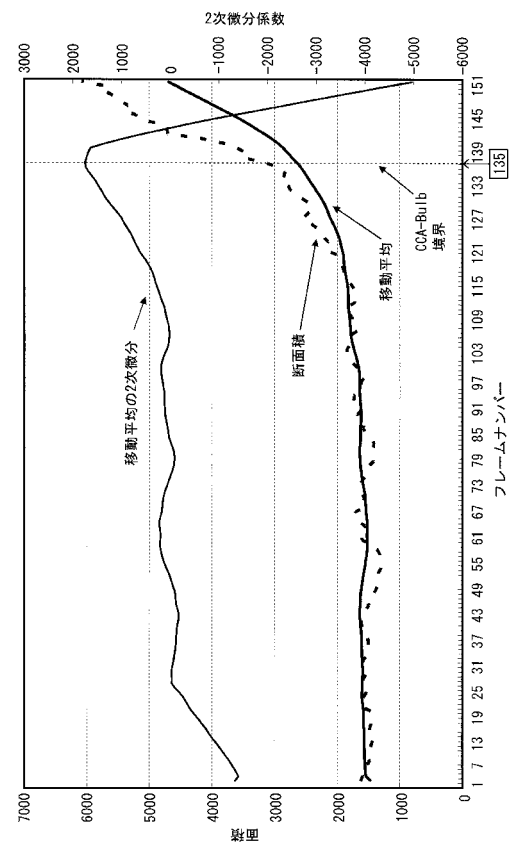
【図 8】



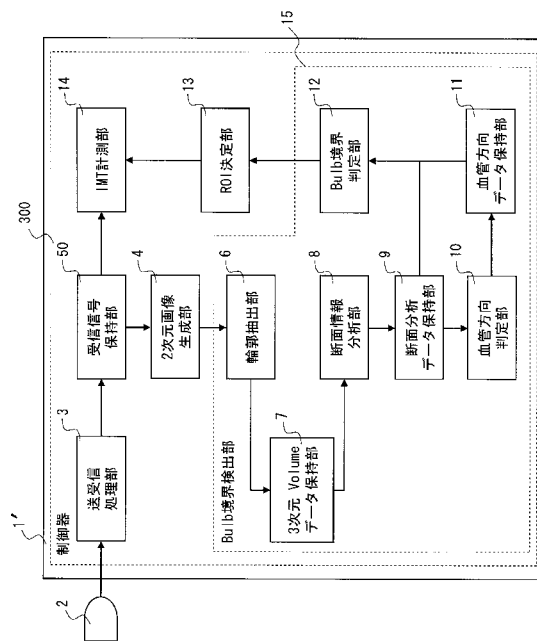
【図 9】



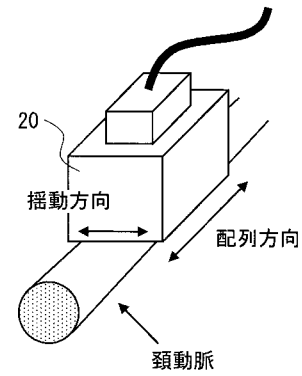
【図 10】



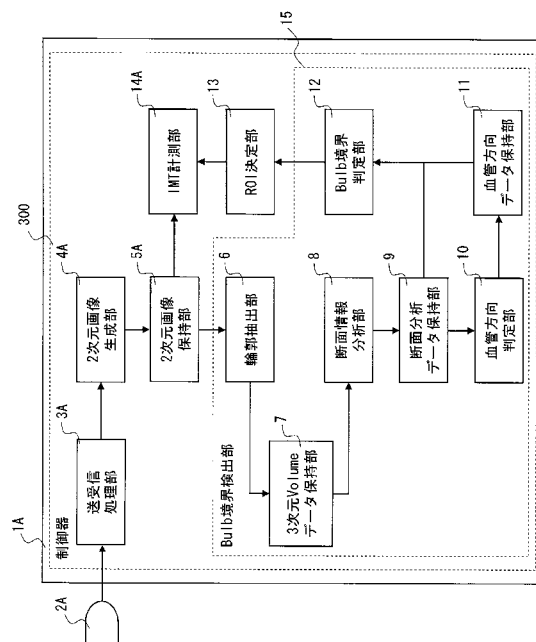
【図 1 1】



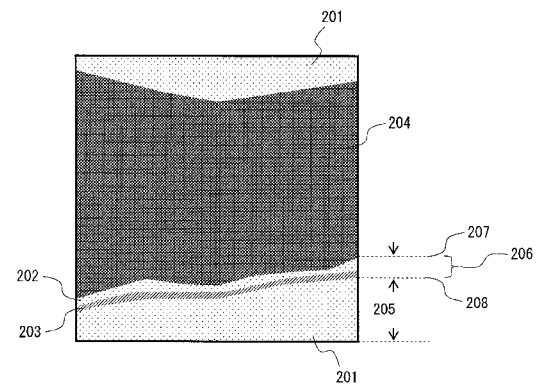
【図 1 2】



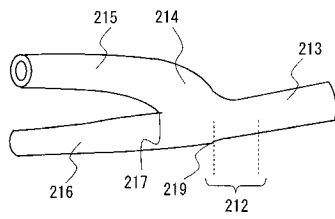
【図 1 3】



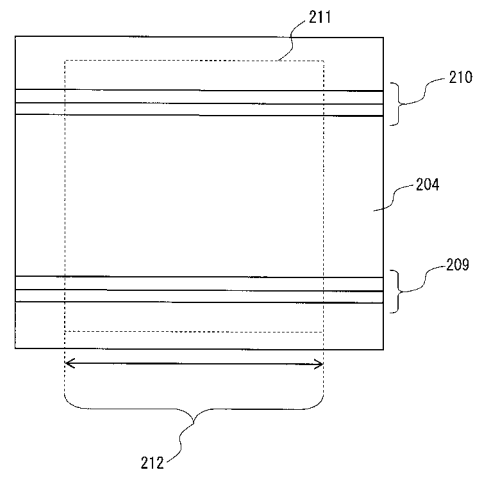
【図 1 4】



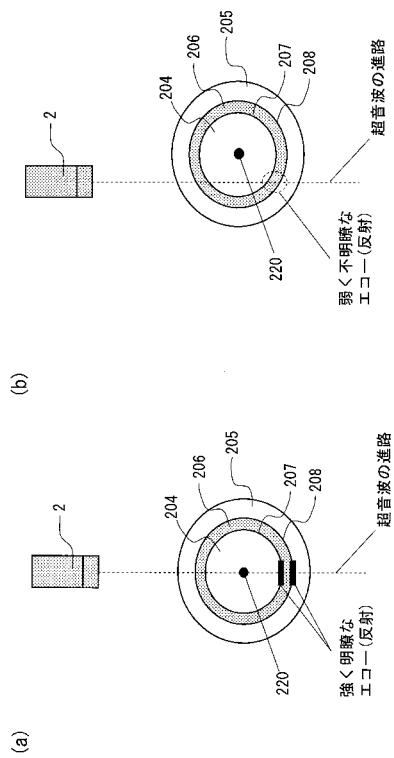
【図 15】



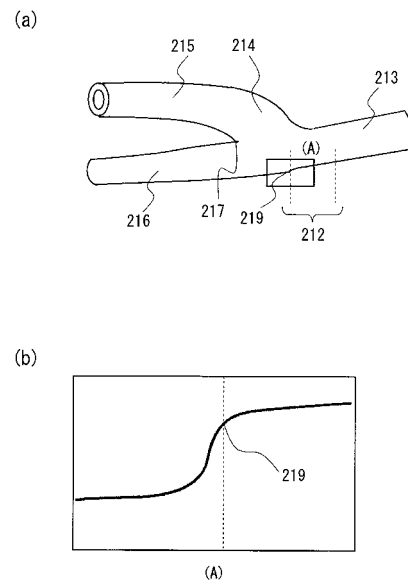
【図 16】



【図 17】



【図 18】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/006413

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(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)

A61B8/00

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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	WO 2011/013693 A1 (Hitachi Medical Corp.), 03 February 2011 (03.02.2011), entire text; all drawings & CN 102469981 A	1-10
A	JP 2010-119842 A (Medison Co., Ltd.), 03 June 2010 (03.06.2010), entire text; all drawings & US 2010/0125202 A1 & EP 2189117 A1 & KR 10-2010-0056253 A	1-10
A	JP 2007-319255 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 13 December 2007 (13.12.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-10

☒ 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
23 October, 2012 (23.10.12)Date of mailing of the international search report
30 October, 2012 (30.10.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/006413

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 2008-237670 A (Gifu University), 09 October 2008 (09.10.2008), entire text; all drawings & US 2010/0121192 A1 & WO 2008/117753 A1 & AU 2008230483 A	1-10
A	JP 2005-348807 A (Shimadzu Corp.), 22 December 2005 (22.12.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	Keibu Kekkan Choonpa Kensa Guide Line, Neurosonology, 2006, 19(2), pages 49 to 69	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 6 4 1 3	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(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. A61B8/00			
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 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012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	WO 2011/013693 A1 (株式会社日立メディコ) 2011.02.03, 全文, 全図 & CN 102469981 A	1-10	
A	JP 2010-119842 A (株式会社メディソン) 2010.06.03, 全文, 全図 & US 2010/0125202 A1 & EP 2189117 A1 & KR 10-2010-0056253 A	1-10	
A	JP 2007-319255 A (松下電器産業株式会社) 2007.12.13, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10	
A	JP 2008-237670 A (国立大学法人岐阜大学) 2008.10.09, 全文, 全図 & US 2010/0121192 A1 & WO 2008/117753 A1 & AU 2008230483 A	1-10	
☒ 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 23.10.2012		国際調査報告の発送日 30.10.2012	
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) 宮川 哲伸	2Q 9208
		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 1 2 / 0 0 6 4 1 3
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 2005-348807 A (株式会社島津製作所) 2005.12.22, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10
A	頸部血管超音波検査ガイドライン, Neurosonology, 2006, 19(2), P. 49-69	1-10

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, 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, RS, SE, SI, SK, SM, 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, BN, 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, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(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 近藤 洋一

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB17 DD01 DD14 EE10 EE11 JC09 JC37 KK30

(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)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	JPWO2013051279A1	公开(公告)日	2015-03-30
申请号	JP2013537424	申请日	2012-10-05
[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		
[标]发明人	近藤洋一		
发明人	近藤 洋一		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/085 A61B8/0858 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5223 G06T7/0012 G06T7/62 G06T2207/10132 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB17 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK30		
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	2011222485 2011-10-07 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于测量颈动脉壁IMT的超声诊断设备，该超声诊断设备包括用于将超声波发送到沿颈动脉的多个不同位置处的短轴截面以及由超声波探头接收的颈部的发送处理。发送/接收处理单元接收来自动脉的基于反射的超声波的信号，并执行接收处理，该接收处理在多个位置生成短轴截面的接收信号，并生成与多个帧中的每一个相对应的多个二维图像。基于存在于二维图像生成单元和多个二维图像中的每一个中的颈动脉的短轴横截面，测量颈动脉的血管壁的周长或横截面积中的至少一个，以及至少一个周长或横截面积，多个建立灯泡边界检测单元，其基于指示在2D图像中获取的颈动脉的位置的信息以及基于该边界位置的用于测量IMT的测量范围来检测颈总动脉与颈球之间的边界位置。确定投资回报率 提供了ROI确定单元和IMT测量单元。

