

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2014-217745  
(P2014-217745A)

(43) 公開日 平成26年11月20日(2014.11.20)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I  
A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)  
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 32 頁)

|              |                            |          |                                               |
|--------------|----------------------------|----------|-----------------------------------------------|
| (21) 出願番号    | 特願2014-80384 (P2014-80384) | (71) 出願人 | 000001270<br>コニカミノルタ株式会社<br>東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 |
| (22) 出願日     | 平成26年4月9日(2014.4.9)        | (74) 代理人 | 110001900<br>特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所             |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2013-80941 (P2013-80941) | (74) 代理人 | 100090446<br>弁理士 中島 司朗                        |
| (32) 優先日     | 平成25年4月9日(2013.4.9)        | (74) 代理人 | 100146798<br>弁理士 川畑 孝二                        |
| (33) 優先権主張国  | 日本国(JP)                    | (74) 代理人 | 100121027<br>弁理士 木村 公一                        |
|              |                            | (74) 代理人 | 100175411<br>弁理士 土田 幸雄                        |

最終頁に続く

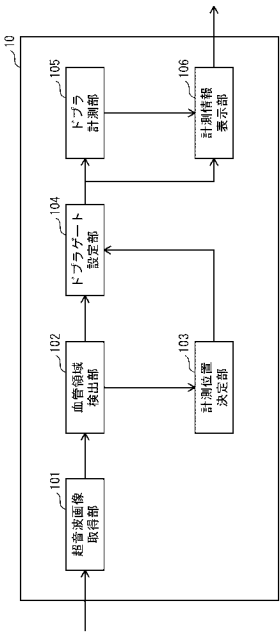
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、およびその制御方法

(57) 【要約】

【課題】血流速の計測に適した位置にドプラゲートを設定することのできる超音波診断装置とその制御方法を提供することを目的とする。

【解決手段】超音波プローブを介して計測対象に超音波を射出して反射波を受信し、血流速を計測する超音波診断装置であって、前記計測対象を撮像した超音波画像を取得する超音波画像取得部と、前記超音波画像取得部が取得した超音波画像から血管領域を検出する血管領域検出部と、前記血管領域の形状に基づいて特定部位を検出し、前記特定部位に基づいて前記血管領域の内部に血管の長軸方向における計測位置を1以上決定する計測位置決定部と、前記計測位置の各々に対応するドプラゲートを血管内腔の内部にそれぞれ設定するドプラゲート設定部とを備える。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブを介して計測対象に超音波を射出して反射波を受信し、血流速を計測する超音波診断装置であって、

前記計測対象を撮像した超音波画像を取得する超音波画像取得部と、

前記超音波画像取得部が取得した超音波画像から血管領域を検出する血管領域検出部と

、  
前記血管領域の形状に基づいて特定部位を検出し、前記特定部位に基づいて前記血管領域の内部に血管の長軸方向における計測位置を 1 以上決定する計測位置決定部と、

前記計測位置の各々に対応するドプラゲートを血管内腔の内部にそれぞれ設定するドプラゲート設定部と

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記血管領域検出部は、前記血管領域の検出において血管壁を検出し、

前記計測位置決定部は、前記血管壁の形状に基づいて、前記特定部位を検出する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記計測位置決定部は、前記血管壁の厚みが所定の値を超える部位を前記特定部位として検出する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記計測位置決定部は、前記特定部位の近傍に前記計測位置を決定する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記計測位置決定部は、前記血管領域における血管の長軸方向の形状変化に基づいて前記特定部位を検出し、前記特定部位に基づいて前記血管領域をセグメント化して、各々のセグメント内に前記計測位置を決定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記血管領域における血管の長軸方向の形状変化は、血管の径の変化、血管壁の変化、または、分岐構造である

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記血管領域は頸動脈であり、

前記計測位置決定部は、総頸動脈と頸動脈洞との境界、または、頸動脈洞と内頸動脈および外頸動脈との境界を前記特定部位として検出する

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記計測位置決定部は、前記各々のセグメントの中心近傍に前記計測位置を決定する

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記超音波画像取得部は、前記超音波プローブを介して前記計測対象を撮像した超音波画像を取得する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

さらに、前記超音波プローブの位置とスキャン面の方向とを検出するプローブ位置検出部を備え、

前記超音波画像取得部は、前記超音波プローブが前記計測対象を撮像した、スキャン面が異なる複数の超音波画像を取得し、取得した複数の超音波画像から 3 次元画像を生成し

、

10

20

30

40

50

前記血管領域検出部は、前記３次元画像から前記血管領域を検出することを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項１１】

さらに、

前記プローブ位置検出部が検出した前記超音波プローブの位置とスキャン面の方向とを、前記３次元画像に重畳して表示し、前記超音波プローブを前記ドプラゲート設定部が設定したドプラゲートにおける血流速を計測するための位置に誘導するための情報をさらに重畳して表示する表示部を備える

ことを特徴とする請求項１０に記載の超音波診断装置。

【請求項１２】

さらに、血管領域比較部を備え、

前記超音波画像取得部は、撮像時刻の異なる第１の画像と第２の画像とを取得し、

前記血管領域検出部は、前記第１の画像と前記第２の画像とからそれぞれ、第１の血管領域と第２の血管領域とを検出し、

前記血管領域比較部は、前記第１の血管領域と第２の血管領域とを比較し、差異が所定の範囲を超えている場合、前記計測位置決定部に計測位置を決定させず、前記画像取得部に新たな画像を取得させる

ことを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項１３】

超音波プローブを介して計測対象に超音波を射出して反射波を受信し、血流速を計測する超音波診断装置の制御方法であって、

前記計測対象を撮像した超音波画像を取得し、

前記取得した超音波画像から血管領域を検出し、

前記血管領域の形状に基づいて特定部位を検出し、前記特定部位に基づいて前記血管領域の内部に血管の長軸方向における計測位置を１以上決定し、

前記計測位置の各々に対応するドプラゲートを血管内腔の内部にそれぞれ設定する

ことを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

【請求項１４】

超音波診断装置で用いられるプロセッサに制御処理を行わせるプログラムであって、前記制御処理は、

前記計測対象を撮像した超音波画像を取得し、

前記取得した超音波画像から血管領域を検出し、

前記血管領域の形状に基づいて特定部位を検出し、前記特定部位に基づいて前記血管領域の内部に血管の長軸方向における計測位置を１以上決定し、

前記計測位置の各々に対応するドプラゲートを血管内腔の内部にそれぞれ設定する

ことを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波画像の解析結果に基づいてドプラ計測位置を自動的に設定する超音波診断装置、およびその制御方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

生体の画像診断装置としては、エックス線診断装置やＭＲ（磁気共鳴）診断装置、あるいは、超音波診断装置が普及している。なかでも、超音波診断装置は非侵襲性や実時間性などの利点を持ち、診断や検診に広く利用されている。

超音波診断装置による計測方法には、超音波の進行面上の断面像を取得するＢ（Ｂｒｉｇｈｔｎｅｓｓ）モード、超音波の進行方向に垂直な動きを検出するＭ（Ｍｏｔｉｏｎ）モード、超音波の進行方向と平行な動きを検出するドプラ計測などがある。ドプラ計測を行うにあたっては、計測に適した位置にドプラゲートを正確に設定することが必要となる

10

20

30

40

50

。例えば、血管に狭窄が存在する場合は、最も血管の狭くなっている位置にドブラゲートを設定する必要がある（非特許文献１）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００３】

【特許文献１】特許第４７４９５９２号公報

【非特許文献】

【０００４】

【非特許文献１】貴田岡正史、他１０名、「超音波による頸動脈病変の標準的評価法」、Jpn J Med Ultrasonics Vol.36 No.4 (2009)、日本超音波医学会、p.501-509

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

しかしながら、狭窄位置と狭窄から離れた位置とでは血流速が異なるために、ドブラゲートを正確に狭窄位置に設定するには、医師等による熟練した手技が必要であった。

本発明は、上述した課題を鑑みて、血流速の計測に適した位置にドブラゲートを設定することのできる超音波診断装置とそ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】

【０００６】

本発明の一態様に係る超音波診断装置は、超音波プローブを介して計測対象に超音波を射出して反射波を受信し、血流速を計測する超音波診断装置であって、前記計測対象を撮像した超音波画像を取得する超音波画像取得部と、前記超音波画像取得部が取得した超音波画像から血管領域を検出する血管領域検出部と、前記血管領域の形状に基づいて特定部位を検出し、前記特定部位に基づいて前記血管領域の内部に血管の長軸方向における計測位置を１以上決定する計測位置決定部と、前記計測位置の各々に対応するドブラゲートを血管内腔の内部にそれぞれ設定するドブラゲート設定部とを備えることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【０００７】

本発明の一態様に係る超音波診断装置によれば、血管領域の形状に基づいて疾患部位や検診対象となる特定部位を検出して血管の長軸方向における計測位置を自動的に決定し、計測位置に対応したドブラゲートを適切に設定する。そのため、血流速計測などを簡便かつ的確に実施することが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【０００８】

【図１】超音波診断装置１０の構成を示すブロック図。

【図２】（ａ）超音波診断装置１０における計測位置の決定例。（ｂ）超音波診断装置１０における計測位置に対応するドブラゲートの設定例。（ｃ）超音波診断装置１０におけるドブラゲートの幅の設定例。

【図３】超音波診断装置１０の動作を示すフローチャート。

【図４】超音波診断装置１０における複数の計測位置の決定例。

40

【図５】実施の形態１の補足（９）に係る超音波診断装置１０の動作を示すフローチャート。

【図６】実施の形態１の変形例に係るセグメント化と計測位置の決定例。

【図７】超音波診断装置２０の構成を示すブロック図。

【図８】（ａ）頸動脈の３Ｄ像の構築例を示す図。（ｂ）超音波プローブの位置と向きとの取得例。（ｃ）３Ｄ像と超音波プローブのスキャン面との関係を示す図。

【図９】超音波診断装置２０の動作を示すフローチャート。

【図１０】超音波診断装置３０の構成を示すブロック図。

【図１１】（ａ）頸動脈のセグメント化と計測位置の決定例。（ｂ）頸動脈においてプラークと血流速の計測結果との関係を示す図。

50

【図 1 2】超音波診断装置 3 0 の動作を示すフローチャート。

【図 1 3】(a) 超音波診断装置の制御方法を実現するプログラムを記録するためのフレキシブルディスクの物理フォーマット。(b) 超音波診断装置の制御方法を実現するプログラムを記録するためのフレキシブルディスク。(c) 超音波診断装置の制御方法を、フレキシブルディスク等の記録媒体に記録されたプログラムを用いて、コンピュータシステムにより実施する場合の説明図。

【図 1 4】(a) 超音波プローブとスキャン面の概略図。(b) 頸動脈のスキャン方法を示す図。(c) 頸動脈の長軸方向の断面画像。(d) 頸動脈の短軸方向の断面画像。

【図 1 5】(a) 動脈の短軸方向における血管壁の構造を示す図。(b) 動脈の短軸方向の画像と血管壁の関係を示す図。(c) 動脈の長軸方向における血管壁の構造を示す図。(d) 動脈の長軸方向の画像におけるプラークを示す図。

【図 1 6】頸動脈の部位について説明する図。

【図 1 7】従来の超音波診断装置における計測位置の決定例。

【図 1 8】(a) 頸動脈と短軸断面画像との対応を示す図。(b) 短軸断面画像における二重ループ線の中心検出例。(c) 短軸断面画像における内膜中膜複合体厚の算出方法を示す図。(d) 短軸断面画像における内膜中膜複合体厚の算出結果。

【図 1 9】(a) 短軸断面画像におけるドプラゲートの設定を示す図。(b) 超音波プローブとドプラゲートの位置関係を示す図。

【図 2 0】(a) 頸動脈と超音波プローブの 3 D モデル構成例。(b) 超音波プローブを誘導するためのアシスト画面。

【図 2 1】複数の短軸断面画像から 3 D モデルを生成してドプラゲートを設定する動作を示すフローチャート。

【図 2 2】複数の短軸断面画像と、頸動脈のセグメント化との対応を示す図。

【図 2 3】複数の短軸断面画像を解析し、頸動脈の構造に従ってセグメント化を行う動作を示すフローチャート。

【図 2 4】複数の短軸断面画像を解析し、プラークの有無によってさらに詳細にセグメント化を行う動作を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0 0 0 9】

(発明を実施するための形態に至った経緯)

超音波診断装置の診断部位は、心臓、血管、肝臓、乳房など多岐に渡るが、近年、動脈硬化のリスク判定を目的とした頸動脈診断が注目されている。

以下に、超音波による頸動脈診断について説明する。図 1 4 (a) ~ (c) を用いて、頸動脈を超音波でスキャンする際の像の見え方を説明する。図 1 4 (a) は、超音波プローブと、そのスキャン面を示す。超音波プローブ上には超音波振動子が配置されており、本例のように超音波振動子が 1 次元的に配置される際には、超音波振動子の直下の 2 次元のスキャン面に対して受信信号が得られ、断面像となる B モード画像が得られる。一般的に、頸動脈の診断においては、図 1 4 (b) に示すように、頸動脈が伸びた方向（以下、「長軸方向」と呼ぶ）と長軸方向に略直交しかつ皮膚の深さ方向とも略直交な方向（以下、「短軸方向」と呼ぶ）の 2 方向からの画像を取得する。頸動脈の短軸方向に超音波プローブをスキャンすると、例えば、図 1 4 (c) に示すような頸動脈の長軸に沿った断面画像（以下、「長軸断面画像」と呼ぶ）が得られる。他方、頸動脈の長軸方向に超音波プローブをスキャンすると、例えば、図 1 4 (d) に示すような頸動脈を短軸方向に切断した断面画像（以下、「短軸断面画像」と呼ぶ）が得られる。

【0 0 1 0】

次に、頸動脈診断においては血管壁の厚さを指標として動脈硬化の進行度合いを把握することから、動脈の血管壁の構造について図 1 5 (a) ~ (c) を参照して説明する。動脈の血管壁は、内膜、中膜、外膜の 3 層から構成される。短軸方向の構造を図 1 5 (a) に、長軸方向の構造を図 1 5 (c) に、それぞれ示す。動脈硬化の進展に伴い、主に内膜と中膜が肥厚する。従って、超音波による頸動脈診断では、図 1 5 (b) に示す内膜一血

10

20

30

40

50

管腔間境界（以下、単に「内膜境界」と呼ぶ）と外膜－中膜間境界（以下、単に「外膜境界」と呼ぶ）を検出することで、内膜中膜複合体厚（内膜と中膜を合わせた厚み）（*intima-media thickness: IMT*）を測定する。内膜中膜複合体厚が局所的に一定値を超えた状態はプラークと呼ばれ、長軸断面画像においては、図15（d）のような血管壁の構造変化をきたす。プラークの大きさによっては、投薬、あるいは、外科的にプラークを剥離するなどの治療が必要となることから、内膜中膜複合体厚、あるいは、プラークに起因する血管の狭窄率を把握することは診断上重要である。特に、血管の狭窄率の指標としては、狭窄領域における血流速が用いられ、血流速はドプラ計測により計測される。

#### 【0011】

ドプラ計測による血流速の計測はプラークによる血管の狭窄診断において重要であるが、計測にあたっては、ドプラゲートの幅や位置、及び、方向の設定が必要であり、熟練した手技が必要とされてきた。これに対して、計測の自動化により、高度な手技を必要としないドプラ計測を実現するための方法が提案されている。

例えば、従来の超音波診断装置においては、Bモード画像から血管領域を検出し、検出した血管領域の所定位置に対してドプラ計測の計測ポイントを決定している。図17に従来の超音波診断装置による計測位置の決定例を示す。この例では、検出した血管領域の中心に計測位置を決定している。そのため、計測位置がプラーク部位の近傍からは外れてしまっており、計測位置においてはプラーク部位の血流速が計測できない。このように、従来の超音波診断装置では、計測したい位置の血流速を得ることができないという課題があった。

#### 【0012】

そこで、発明者らは、プラーク部位や血管の分岐構造等の特定部位を検出し、検出した特定部位に基づいて計測位置を決定してドプラ計測を行うとの発想を得た。これにより、プラーク位置など疾患部位を自動的に検出し、当該位置のドプラ計測を行って血流速を算出できるので、血管などの血流速計測を簡便かつ高い再現性で実施できる。

（実施の形態）

以下本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

#### 【0013】

（実施の形態1）

<構成>

実施の形態1の超音波診断装置およびその制御方法について、図面を参照しながら説明する。実施の形態1の超音波診断装置10は、超音波画像から抽出した血管の形状に基づいてプラーク位置などを自動的に特定し、当該位置においてドプラ計測を行う。ここで、超音波画像とは、超音波プローブが計測対象をスキャンして取得した受信信号から生成された、Bモード画像などの静止画像もしくは動画像、または、静止画像もしくは動画像を生成するのに十分な情報を内包している、受信信号あるいは受信信号に処理が施された信号を指す。

#### 【0014】

図1は、超音波診断装置10の構成を示すブロック図である。超音波診断装置10は、超音波画像取得部101、血管領域検出部102、計測位置決定部103、ドプラゲート設定部104、ドプラ計測部105、および、計測情報表示部106を備える。

超音波画像取得部101は、超音波プローブが計測対象をスキャンして取得した受信信号からBモード画像を生成し、血管領域検出部102に出力する。本実施の形態において、超音波プローブは、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）などの超音波振動子が1列に配置されたリニア型のプローブである。また、本実施の形態において、計測対象は頸動脈であるとする。

#### 【0015】

血管領域検出部102は、超音波画像取得部101が出力したBモード画像から、血管壁、具体的には、血管の外膜境界と内膜境界とを検出し、血管領域を抽出する。ここで、

10

20

30

40

50

血管領域とは、血管の外膜より内側の部分、すなわち、血管壁とその内腔を指す。血管領域検出部 102 は、B モード画像の画像内の輝度値の変化に基づいてエッジ検出などを行い、さらに、エッジの連続性などを考慮して境界を検出する。

#### 【0016】

計測位置決定部 103 は、血管領域検出部 102 が検出した血管領域に基づいて特定部位を検出し、特定部位に基づいて血管領域の内部に血管の長軸方向におけるドブラ計測の計測位置を 1 カ所以上決定する。本実施の形態において、特定部位はプラーク部位である。まず、特定部位の検出について説明する。計測位置決定部 103 は、血管領域検出部 102 が検出した内膜境界と外膜境界とから、内膜中膜複合体厚を算出し、内膜中膜複合体厚が所定の値を超える領域をプラーク部位として検出する。具体的には、内膜境界上の各点と、外膜境界上の各点との距離から、外膜境界上の各点における内膜中膜複合体厚を算出する。次に、計測位置決定部 103 は、血管の長軸方向におけるドブラ計測の計測位置を決定する。計測位置決定部 103 は、プラーク部位において、内膜中膜複合体厚が最大となる最大肥厚位置に対してドブラ計測位置を決定する。

#### 【0017】

図 2 (a) ~ (c) を用いて具体的に説明する。図 2 (a) は、超音波画像である B モード画像 600 に対する計測位置 604 の決定例を示す。血管領域検出部 102 は、B モード画像 600 から血管領域 601 を検出する。次に、計測位置決定部 103 は、血管領域 601 に基づいて、プラーク 602 を特定部位として検出する。最後に、計測位置決定部 103 は、最大肥厚位置 603 を特定し、この位置に計測位置 604 を決定する。

#### 【0018】

ドブラゲート設定部 104 は、ドブラ計測位置における血流速を計測するためのドブラゲート 605 を設定する。具体的には、計測位置 604 における血管内腔に、ドブラゲート 605 の方向とゲート位置における血管走行方向 606 とのなす角  $\theta$  が所定の値以下となるようにドブラゲート 605 を設定する。ここで、所定の値とは、例えば  $60^\circ$  である。図 2 (b) に概略を示す。ドブラゲート 605 の中心は、最大肥厚位置 603 における、内膜 - 血管内腔間の境界間の中点である。ここで、ドブラゲート 605 の方向は、ドブラ計測のためにプローブからドブラゲート 605 に向けて送信される超音波の進行方向であり、例えば、隣接する超音波振動子間で超音波の送信タイミングをずらし所定の位相差を設けることで、特定の向きの平面波を射出することができる。ドブラゲート設定部 104 は、血管領域検出部 102 が検出する血管走行方向 606 と、計測位置 604 とを基に、現在のプローブの位置から計測位置 604 への向きを示すドブラゲート 605 の方向と、血管走行方向 606 とのなす角  $\theta$  が、例えば  $60^\circ$  以下であるか否かを判定する。そして、 $\theta$  が  $60^\circ$  以下であれば、現在のプローブの位置から計測位置 604 への向きを、ドブラゲート 605 の方向とする。なお、 $\theta$  が  $60^\circ$  以上となる場合、超音波診断装置 10 は、ユーザーに対して超音波プローブの位置や向きの変更を促す案内表示を行う。

#### 【0019】

次に、図 2 (c) を用いてドブラゲート 605 の幅  $w$  について説明する。ドブラゲート 605 の幅  $w$  は、最大肥厚位置 603 における血管内腔の径  $d$  を基準として、例えば、 $w = d / 2$  とする。

ドブラ計測部 105 は、ドブラゲート設定部 104 で設定されたドブラゲート 605 における血流速を取得する。

#### 【0020】

計測情報表示部 106 は、例えば、液晶ディスプレイで構成され、超音波画像取得部 101 が生成した B モード画像を表示し、さらに、ドブラゲート設定部 105 が設定したドブラゲート 605 を重畳表示する。また、ドブラ計測部 105 が計測した血流速を表示する。

#### <動作>

図 3 は、超音波診断装置 10 の動作を示すフローチャートである。

#### 【0021】

まず、超音波画像取得部101が、受信信号を取得しBモード画像を生成する(S101)。

次に、血管領域検出部102が、超音波画像取得部101が生成したBモード画像から、血管領域を抽出する(S102)。ここで、血管領域検出部102は、血管領域の血管壁の形状と、血管の走行方向とを併せて検出する。

#### 【0022】

次に、計測位置決定部103が、血管領域検出部102の出力を基に、特定部位を検出し、1つ以上の計測位置を決定する(S103)。

次に、ドプラゲート設定部104が、計測位置決定部103が決定した計測位置のそれぞれに対し、ドプラゲートを設定する(S104)。

次に、超音波診断装置10は、ドプラゲート設定部104が設定したそれぞれのドプラゲートについて、ドプラ計測が終了しているか否かを判定する(S105)。ドプラ計測が終了していないドプラゲートが存在する場合は、ドプラ計測部105が当該ドプラゲートにおける血流速を計測するドプラ計測を実施し(S106)、超音波診断装置10が再度ステップS105を実施する。

#### 【0023】

一方、全ての計測位置のドプラ計測が終了している場合には、計測情報表示部106が、ドプラゲート情報と計測結果とを表示する(S107)。具体的には、計測情報表示部106は、超音波画像取得部101が生成したBモード画像上に、ドプラゲート情報と、当該ドプラゲートにおける血流速の計測結果を重畳して表示する。

#### <まとめ>

このように、本実施の形態の超音波診断装置10によれば、血管の血管壁の形状を解析して、プラークなどの疾患部位に対する最適なドプラ計測位置を自動的に設定できるため、ドプラ計測を簡便に、かつ、高い再現性で実施できる。

#### 【0024】

#### <補足>

(1)実施の形態1では計測対象が頸動脈であるとしたが、計測対象は頸動脈に限定されるものではなく、腹部大動脈や下腿動脈などの他の血管、あるいは、心臓など、診断において血流速の計測が行われる他の部位であってもよい。

(2)実施の形態1では超音波プローブがリニア型のプローブであるとしたが、コンベックス型やセクタ型のプローブでもよい。また、超音波振動子が揺動する揺動プローブ、超音波振動子が2次元のマトリクス状に配置されたプローブなど、プローブ下の3次元領域の超音波画像が得られるプローブであってもよい。

#### 【0025】

(3)実施の形態1では、超音波画像取得部101がBモード画像を生成し、血管領域検出部102はBモード画像から血管壁を検出するものとしたが、本発明はこの場合に限られない。例えば、超音波画像取得部101はBモード画像を生成することなく超音波プローブからの受信信号を出力し、計測位置決定部103は受信信号から血管壁を検出するものとしてもよい。また、例えば、超音波画像取得部101は、カラーフローやパワーモードなどの血流情報を示す超音波画像を取得するものとしてもよい。この場合、血管領域検出部102は、所定の大きさ以上の血流速が存在する領域は血管の内腔であるとみなして血管領域を決定する。ここで、カラーフローやパワーモードで血流速が得られているにもかかわらずドプラゲートを設定するのは、以下の理由による。カラーフローやパワーモードは、血流の有無、あるいは、血流速の大小の観察が主な用途であり、得られる血流速は、所定の領域における平均値を、超音波信号の自己相関など簡易な手法により計測するものである。そのため、ドプラ計測のように、高速フーリエ変換などを用いて、局所的に高精度に血流速を計測する手法に比べて精度が低いからである。

#### 【0026】

なお、Bモード画像と血流画像とを併用してもよい。例えば、筋肉などの組織の境界が存在する場合には、Bモード画像では輝度値の差が大きい滑らかなエッジとして検出され



るため、血管壁との区別が困難となる場合がある。このとき、内部に血流が存在するかどうかを調べれば、血管壁と他の組織境界とを区別できる。また、血流画像から検出できるのは内膜境界のみであるため、Bモード画像により検出した外膜境界と、血流画像から検出した内膜境界とを併用するなど可能である。さらに、内膜境界と外膜境界の検出は自動で行うものとするが、自動検出結果が誤りである場合には、ユーザーが手動で境界位置を修正してもよい。特に、内膜境界は描出が不明瞭なことが多いため、手動での修正は有効である。

#### 【0027】

(4) 実施の形態1では、血管領域検出部102は、Bモード画像から血管領域を検出してその情報を出力するものとしたが、さらに、Bモード画像の検証を行うものとしてもよい。例えば、Bモード画像から血管領域が検出できない、または、血管壁が連続しない場合には、取得したBモード画像が不鮮明であるとして、ステップS101の超音波画像取得から再度実施するものとしてもよい。このようにすることで、超音波プローブを動かしながら血管の長軸断面画像が得られるスキャン位置を探索している途上の、血管像の描出が不完全、あるいは、描出されないような不鮮明なBモード画像を基に計測位置を決定することを防ぐことができる。

#### 【0028】

または、Bモード画像が血管の長軸断面画像でない場合には、ステップS101の超音波画像取得から再度実施するものとしてもよい。長軸断面画像において血管領域は、一定以上の長さを有する連続した領域となることなどから、取得した超音波画像が長軸断面画像であるかどうかを判別できる。これにより、確実に、ドブラ計測において血管の長軸断面画像を利用することができる。

#### 【0029】

(5) 実施の形態1では、プラーク部位に対して1つのドブラ計測位置を決定するものとしたが、本発明はこの場合に限られず、1つのプラーク部位に対して複数のドブラ計測位置を決定するものとしてもよい。図4に、複数のドブラ計測位置を決定する例について示す。ここでは、プラークの開始位置、最大肥厚位置、および、終端位置の3点をドブラ計測位置として決定しており、このように複数点で計測を行うことにより、プラーク部位における血流速の最大値などの情報が、より正確に得られる。なお、ドブラ計測位置はプラーク部位に対して1点、3点に限られず、より多くの計測位置を決定してもよい。プラークの開始、あるいは、終端付近では、血流が一樣ではなく、乱流になる傾向がある。乱流が発生している領域では、流速分布も一樣ではなくなるため、複数の計測位置における血流速の計測結果に基づいて乱流の有無を検出することで、プラークの存在有無が判定できる。

#### 【0030】

(6) 実施の形態1では、ドブラゲートの中心が内膜境界の midpoint であるものとしたが、外膜境界の midpoint であるものとしてもよい。

また、ドブラゲートの幅  $w$  が最大肥厚位置における血管内腔の径  $d$  の  $1/2$  であるものとしたが、例えば、 $w = d / (2 \cos \theta)$  であるものとしてもよい。

(7) 実施の形態1では、現在のプローブの位置から計測位置への向きであるドブラゲートの方向と、血管走行方向とのなす角  $\theta$  が  $60^\circ$  以上となる場合、超音波診断装置10は、ユーザーに対して超音波プローブの位置や向きの変更を促す案内表示を行うものとしたが、現在のプローブの位置や向きから、位置や向きをどれだけ変化させれば、角  $\theta$  が所定の値以下となるかを示す情報を計測情報表示部106に表示してもよい。

#### 【0031】

(8) 実施の形態1では、複数の計測位置でドブラ計測を行う場合、ステップS105とステップS106とを繰り返すものとしたが、以下のような処理を行うものとしてもよい。すなわち、ステップS103において計測位置決定部103が複数の計測位置を決定した場合に、計測位置決定部103はその計測位置を保持し、ドブラゲート設定部104にそのうちの1つの計測位置を出力する。そして、ステップS106における当該計測位置に対応するドブラゲートの血流速の計測の終了後、再度ステップS101から実行し、ステッ

10

20

30

40

50

プ S 1 0 3 において計測位置決定部 1 0 3 は、血流速が未計測の計測位置を順次出力する。このようにすることで、計測と計測の間に B モード画像が変化した場合においても、その変化に追従して血管内腔にドプラゲートを設定することができる。1 つのドプラ計測位置の計測には、数心拍分の時間がかかることから、超音波プローブの位置が移動することや、被検者が動くことがあり得るからである。

#### 【 0 0 3 2 】

( 9 ) 実施の形態 1 では、B モード画像を 1 度だけ生成する場合について説明したが、例えば、超音波画像の取得や血流速の計測を複数回行って安定した結果を得るようにする、としてもよい。

図 5 のフローチャートを用いて説明する。図 5 において、図 3 と同じステップについては同じステップ番号を用い、説明を省略する。

#### 【 0 0 3 3 】

超音波診断装置 1 0 は、ステップ S 1 0 2 で血管領域検出部 1 0 2 が血管領域を抽出した後、再度ステップ S 1 0 1 を実行して超音波画像を連続して取得し、連続して取得した 2 つの超音波画像から取得した血管領域の形状を比較する ( S 1 1 0 ) 。形状変化が所定の割合を超えている場合には、再度ステップ S 1 0 1 を実行して連続して超音波画像を取得する。形状変化が所定の割合以下である場合には、ステップ S 1 0 3 に進む。このようにすることで、ユーザーが血管像の描出を完了したかどうか判定することができる。なぜならば、所望の血管像を描出するために超音波プローブを動かしながら探索している間は、スキャン位置が変化するために血管領域の形状変化が大きい一方、所望の血管像が描出された後は、超音波プローブを静止させるため、血管領域の形状変化が小さくなるからである。

#### 【 0 0 3 4 】

超音波診断装置 1 0 は、ステップ S 1 0 6 でドプラ計測を実施した後、再度ステップ S 1 0 6 を実施して同一のドプラゲートでドプラ計測を行い、計測結果を比較する ( S 1 1 1 ) 。差異が所定の割合より大きい場合は、再度ステップ S 1 0 6 を実施する。差異が所定の割合以下の場合、当該ドプラゲートの計測を完了し、ステップ S 1 0 5 に戻る。このようにすることで、ドプラ計測結果の信頼度を向上させることができる。

#### 【 0 0 3 5 】

なお、ステップ S 1 1 0 とステップ S 1 1 1 とは、いずれか一方のみを行うとしてもよい。

また、ステップ S 1 1 0 において、超音波画像を 3 つ以上取得して比較するとしてもよいし、ステップ S 1 1 1 において、3 回以上のドプラ計測で比較を行うとしてもよい。なお、ステップ S 1 1 1 において、ドプラ計測の結果を全て出力するものとしてもよいし、最後の結果だけを出力するとしてもよい。または、複数回のドプラ計測の平均値あるいは中央値などの代表値を出力するとしてもよいし、代表値を出力する場合に、他の計測結果との差異が所定の割合より大きい値を異常値として用いないとしてもよい。

#### 【 0 0 3 6 】

##### ( 変形例 )

実施の形態 1 では、血管領域から特定部位としてプラーク部位を検出し、プラーク部位の近傍に計測位置を決定するとしたが、本変形例では、プラークが好発する部位の血管壁の一般的な形状に基づいて計測位置を決定し、血流速を計測する場合について説明する。

図 6 に、計測位置の決定例を示す。図 6 は、頸動脈の長軸断面画像を示している。計測位置決定部 1 0 3 は、外膜境界の形状に基づいて、総頸動脈と頸動脈洞との境界 6 1 1 、および、頸動脈洞と内頸動脈および外頸動脈との境界 6 1 2 を、特定部位として検出する。総頸動脈と頸動脈洞との境界 6 1 1 は、血管径や血管の断面積などの値の長軸方向における変化量、あるいは、それら値の微分値 ( 変化率 ) などに基づいて検出する。総頸動脈の血管径はほぼ均一であるのに対し、頸動脈洞の血管径は総頸動脈との境界付近から内頸動脈や外頸動脈の開始位置に向かって増大するからである。また、頸動脈洞と内頸動脈および外頸動脈との境界 6 1 2 は、血管の短軸断面形状や血管の断面の個数などに基づいて

検出する。当該境界において、血管の本数が1本から2本に変化する分岐が存在するからである。

#### 【0037】

次に、計測位置決定部103は、検出した境界611、境界612を基に計測位置を決定する。具体的には、総頸動脈に対して、境界611から所定の距離において計測位置621を決定する。また、頸動脈洞に対して、境界611と境界612との中点に計測位置622を決定する。さらに、内頸動脈に対して、境界612から所定の位置において計測位置623を、外頸動脈に対して、境界612から所定の位置において計測位置624を、それぞれ決定する。

#### 【0038】

このように、上述した各部位の代表位置における血流速を計測することで、各部位においてプラークが存在するかどうかを判定できる。また、頸動脈洞などのプラークが好発する部位においては、複数の計測位置を決定するなど、計測位置の決定は診断目的に応じて柔軟に決定できる。また、診断上重要であるのは、総頸動脈と頸動脈洞、および、内頸動脈であるので、これらに対してのみ計測位置を決定してもよい。さらに、Bモード画像において、総頸動脈と頸動脈洞のみしか描出されていないケースでは、描出されている部位についてのみ計測位置を決定してもよいし、例えば、内頸動脈が描出されていないければ、その旨を示す警告情報を表示してもよい。

#### 【0039】

(補足)

(1) 実施の形態1の変形例では、総頸動脈と頸動脈洞との境界611、および、頸動脈洞と内頸動脈および外頸動脈との境界612の双方を用いてセグメント化を行ったが、例えば、図16に示すように、分岐部のみを特定部位として検出し、分岐部を基準に、1cm幅で4つのセグメント701～704を規定するとしてもよい。

#### 【0040】

(実施の形態2)

実施の形態2の超音波診断装置20は、予め取得しておいた計測対象器官の3D像を使用して、ドプラ計測の計測位置を決定する点が超音波診断装置10と異なる。以下、実施の形態1と同様の構成については同じ符号を付し、説明を省略する。

<構成>

図7は、超音波診断装置20の構成を示すブロック図である。超音波診断装置20は、超音波画像取得部101、ドプラゲート設定部104、ドプラ計測部105、計測情報表示部106、3D形状解析部201、位置情報取得部202、断面像生成部203、および、計測位置決定部204を備えている。

#### 【0041】

ここでは主に、超音波診断装置20に特徴的な構成である、3D形状解析部201、位置情報取得部202、断面像生成部203、および、計測位置決定部204の動作について、頸動脈の診断を例に説明する。

3D形状解析部201は、予め取得した頸動脈の内膜境界あるいは外膜境界の形状を表す3D像を外部のストレージから取得して解析し、プラーク部位の検出を行う。3D像は、連続して取得した、Bモード画像、CT(X線断層撮影)やMRI(磁気共鳴イメージング)などから構築する。図8(a)に、短軸断面画像であるBモード画像を用いて頸動脈の3D像を構築する例を示す。まず、頸動脈の全体を、位置情報を取得しながら長軸方向に沿って連続的に短軸断面画像を複数毎取得し、次に、短軸断面画像から血管の内膜境界あるいは外膜境界を抽出する。さらに、各画像に対応する位置情報に従って、抽出済みの内膜境界あるいは外膜境界を3次元空間上に配置することで、3D像が得られる。この3D画像は外部のストレージに保持されている。

#### 【0042】

位置情報取得部202は、超音波プローブの位置と向きとを計測する。具体的には、超音波プローブに予め取り付けられた3以上の光学マーカーをカメラにより撮像し、撮像画

10

20

30

40

50

像における、光学マーカーのサイズ、および、光学マーカー間の位置関係に基づいて計測する。光学マーカーとしては、LED等の発光体や、反射体など、カメラで撮像することで位置を特定できるものであれば特に制限無く用いることができる。図8(b)に、黒丸で示した4つの光学マーカーを取り付けた超音波プローブをカメラにより撮像して位置情報を取得する例を示す。

#### 【0043】

なお、位置情報取得部202が取得する超音波プローブの位置と向きを示す座標と、3D形状解析部201が解析する3D画像の座標とはキャリブレーションされ、対応が取れているものとする。例えば、3D像を上述したように複数の短軸断面画像としてのBモード画像から構築する場合、撮像時に位置情報取得部202で超音波プローブの位置と向きとを併せて取得し、Bモード画像と組み合わせて保持しておけばよい。

10

#### 【0044】

断面像生成部203は、3D像から血管の中心を通る面を検出し、その面に沿って長軸断面画像となる断面像を生成する。このとき、断面像が超音波プローブの現在の位置と向きにおけるスキャン面に沿うように、超音波プローブを誘導する。具体的には、計測情報表示部106を用いて、現在のプローブの位置や向きから、位置や向きをどれだけ変化させれば断面像の属する面とスキャン面とが一致するかを示す情報を計測情報表示部106に表示する。図8(c)は、3D像の断面像の例を示すものであり、スキャン面#1は誘導後の超音波プローブのスキャン面を示す。

#### 【0045】

計測位置決定部204は、3D形状解析部201が検出したプラーク部位などの特定部位に基づいて、現在の超音波プローブのスキャン面内に、ドブラ計測の計測位置を決定する。

20

#### <動作>

図9は、超音波診断装置20の動作を示すフローチャートである。

#### 【0046】

まず、3D形状解析部201は、外部のストレージから3D像を取得して解析し、プラーク部位を特定部位として検出する(S201)。

次に、超音波画像取得部101は、受信信号を取得してBモード画像を生成する(S202)。

30

次に、位置情報取得部202は、ステップS202で生成したBモード画像に対応する超音波プローブの位置と向きを取得する(S203)。

#### 【0047】

次に、断面像生成部203は、外部のストレージから3D像を、位置情報取得部202から超音波プローブの位置と向きを、それぞれ取得し、3D像から血管の中心を通る面を検出して長軸断面画像となる断面像を生成し、スキャン面が断面像に沿うように超音波プローブを誘導する(S204)。

次に、計測位置決定部204は、ステップS204で生成された断面像と、3D形状解析部201が検出した特定部位に基づいて、1以上の計測位置を決定する(S205)。

#### 【0048】

次に、ドブラゲート設定部104は、計測位置に基づいて、ドブラゲートを設定する(S206)。詳細はステップS104と同様であるので省略する。

40

次に、超音波診断装置10は、全てのドブラゲートに対してドブラ計測を行うため、未計測のドブラゲートがなくなるまで(S207)、繰り返し超音波プローブの誘導と(S208)、ドブラ計測とを行う(S209)。ここで、現在の超音波プローブの位置と向きにおけるスキャン面が、計測位置を含む断面像と一致していない場合、計測位置をスキャン面に含むように超音波プローブを誘導するため、アシスト動作を行う(S208)。具体的には、現在のプローブの位置や向きから、位置や向きをどれだけ変化させればスキャン面が断面像と一致するかを示す情報を計測情報表示部106に表示する。超音波プローブが適正な位置に配置されると、設定されているドブラゲートの位置において、ドブラ

50

計測を行う（S209）。

【0049】

全ての計測位置のドブラ計測が終了すると、計測情報表示部106が、ドブラゲート情報と計測結果とを表示する（S210）。具体的には、計測情報表示部106は、超音波画像取得部101が生成したBモード画像に、ドブラゲート情報と、当該ドブラゲートにおける血流速の計測結果を重畳して表示する。

＜まとめ＞

このようにすることで、予め取得した3D像を基にドブラ計測を行うことができる。そのため、より計測に好適な位置に計測位置を決定することができる。

【0050】

＜補足＞

（1）実施の形態2では、特定部位としてブランク部位を検出し、特定部位の近傍に計測部位を決定する場合について説明したが、実施の形態1の変形例と同様に、3D形状解析部201は、血管壁の径の変化や血管の分岐構造を特定部位として検出し、計測位置決定部204は、特定部位に基づいて血管をセグメント化し、セグメントごとに計測位置を決定するものとしてもよい。

【0051】

（2）実施の形態2では、位置情報取得手段202は、超音波プローブに予め取り付けられた3以上の光学マーカーをカメラにより撮像し、撮像画像における、光学マーカーのサイズ、および、光学マーカー間の位置関係に基づいて計測するものとしたが、この場合に限られず、例えば、ステレオカメラを用いて光学マーカーの位置を取得してもよいし、または、磁気センサ、加速度センサやジャイロなど、カメラ以外のセンサを用いるとしてもよい。

【0052】

（3）実施の形態2では、断面像生成部203は、血管の中心を通る面に沿った3D像の断面像を生成するものとしたが、超音波プローブのスキャン面に沿った断面像を生成し、生成した断面像の検証を行うものとしてもよい。このとき、例えば、スキャン面が3D像と空間的に離れており、互いに交差しない場合には、計測情報表示部106を用いてユーザーに対して超音波プローブの位置や向きの変更を促す警告表示を行うものとしてもよいし、あるいは、現在のプローブの位置や向きから、位置や向きをどれだけ変化させればスキャン面が3D像と交差するかを示す情報を計測情報表示部106に表示してもよい。また、例えば、断面像が血管の長軸断面画像でない場合に、同様に超音波プローブの位置や向きの変更をユーザーに促してもよい。

【0053】

（4）実施の形態2では、計測情報表示部106は、超音波画像取得部101が生成したBモード画像にドブラゲート情報と計測結果とを重畳表示するものとしたが、図7（c）のように、3D像と断面像との位置関係を示す情報をさらに重畳して表示するものとしてもよい。または、計測情報表示部106は、3D像にドブラゲート情報と計測結果とを重畳表示するものとしてもよい。

【0054】

（実施の形態3）

実施の形態3の超音波診断装置30は、計測対象器官の各セグメントの代表位置における血流速を計測して、血流速が正常であるかどうかを判断することで、ブランクなどの疾患を検出する。超音波診断装置10は、内膜境界あるいは外膜境界の形状から疾患部位を検出して血流速を計測するのに対して、超音波診断装置30は、血流速に基づいて疾患部位を検出するという点において異なる。以下、実施の形態1と同様の構成については同じ符号を付し、説明を省略する。

【0055】

＜構成＞

図10は、超音波診断装置30の構成を示すブロック図である。超音波診断装置30は

10

20

30

40

50

、超音波画像取得部 101、血管領域検出部 102、ドプラゲート設定部 104、ドプラ計測部 105、計測位置決定部 301、疾患部位検出部 302、および、計測情報表示部 303を備える。ここでは主に、超音波診断装置 30に特徴的な手段である、計測位置決定部 301、疾患部位検出部 302、および、計測情報表示部 303の動作について、頸動脈の診断を例に説明する。

#### 【0056】

計測位置決定部 301は、総頸動脈と頸動脈洞との境界や血管の分岐（頸動脈洞と、内頸動脈および外頸動脈との境界）を、実施の形態 1の変形例で説明したように、血管径や血管の断面積などの値の長軸方向における変化量もしくは変化量の微分値（変化率）などに基づいて、または、血管の短軸断面形状や血管の断面の個数などに基づいて特定部位として検出し、特定部位を基準として頸動脈をセグメント化して、各セグメントの代表位置を計測位置として決定する。ここで、代表位置とは、例えば、セグメントの長軸方向における中点における、血管内腔の中心点である。図 11（a）は、計測位置の決定例であり、セグメント 631～634において、計測位置 641～645が決定される。セグメントは、総頸動脈や頸動脈洞などの領域としてもよいし、分岐から順に等間隔の区間を決定するなどしてもよい。

10

#### 【0057】

疾患部位検出部 302は、各セグメントの代表位置における血流速が閾値よりも大きいかどうかを判定し、血流速が閾値よりも大きければ、プラークなどの疾患が疑われる疾患候補セグメントであると決定する。プラーク部位においては、血管の狭窄に伴って血流速が速くなるため、超音波のドプラ計測から得られた血流速に基づいて、血管の狭窄率、すなわち、血管断面積に占めるプラークの割合が推定される。例えば、総頸動脈における最大血流速が毎秒 200 cmを超えると、狭窄率が 70%以上と推定される。なお、血流速の平均的な値は、総頸動脈や内頸動脈など血管部位によって異なるため、セグメント毎に血流速の閾値を設けてもよい。また、血流速の閾値処理以外にも、セグメント内で複数の計測位置を決定し、血流速の分布を取得したうえで、分布が一様であるかどうかを判定し、一様でない場合には疾患候補セグメントであるとしてもよい。図 11（b）は、図 11（a）で示した計測位置 641～645のそれぞれにおける血流速を示す図である。セグメント 631の計測位置 641における血流速が閾値よりも大きい場合には、セグメント 631が他のセグメント 632～634より狭窄していると考えられるため、疾患部位検出部は、セグメント 631を疾患候補セグメントと決定する。

20

30

#### 【0058】

計測情報表示部 303は、各セグメントの血流速を表示するとともに、疾患候補セグメントについては、プラークなどの疾患が疑われる旨を示す情報を表示する。疾患が疑われる旨を示す情報の表示方法は、例えば、疾患候補セグメントの色をそうでないセグメントの色と異ならせて表示することである。

#### <動作>

図 12は、超音波診断装置 30の動作を示すフローチャートである。図 12において、図 3と同じ動作は同じステップ番号を付し、説明を省略する。

#### 【0059】

超音波診断装置 30はステップ S102の実行後、計測位置決定部 301において、血管領域を総頸動脈と頸動脈洞との境界や血管の分岐（頸動脈洞と、内頸動脈および外頸動脈との境界）を特定部位として検出し、特定部位を基準として頸動脈をセグメント化して、各セグメントの代表位置を計測位置として決定する（S301）。

また、超音波診断装置 30は、全ての計測位置のドプラ計測が終了すると（S105で Yes）、疾患部位検出部 302が、それぞれの計測位置における、血流速の絶対値、または、血流速の分布に基づいて、疾患候補セグメントを決定する（S302）。

#### 【0060】

次に、計測情報表示部 303は、計測結果と疾患部位とを示す情報を表示する（S303）。

40

50

### <補足>

(1) 実施の形態1～3において、超音波プローブがリニア型のプローブであるとしたが、本補足では、超音波振動子が2次元上に配置され、プローブ下の3D領域の像が得られるマトリクスプローブを用いる際の動作について説明する。

#### 【0061】

マトリクスプローブにおいては、使用する超音波振動子の位置や、振動子から射出される超音波信号の位相を制御することにより、様々な位置や向きのスキャン面における受信信号を取得できる。従って、例えば、プローブ位置を動かさずに血管の長軸断面画像を探索することが可能である。また、計測中にプローブ位置が移動した場合において、超音波プローブを元の位置に戻す必要がなく、移動後のプローブ位置において長軸断面画像が描出できるようにスキャン面を移動させることができる。

10

#### 【0062】

例えば、まず短軸方向に沿ったスキャン面を用いて血管の短軸断面画像を描出し、短軸断面画像から外膜境界などを検出することで血管の位置を取得した上で、当該位置における長軸方向に沿ったスキャン面に切替えることで、長軸断面画像が容易に探索できる。また、長軸断面画像は、スキャン面が血管中心を通る最大断面において描出することが望ましい。最大断面においては血管径が最大となるからである。そのため、プローブ位置の移動などに伴って描出される長軸断面画像の血管径が変化した場合には、血管径が最大となる位置あるいは向きにスキャン面を移動させることで、最大断面をトラッキングできる。また、実施の形態2の超音波診断装置20では、位置センサを使用してスキャン面の位置情報を取得したが、マトリクスプローブを用いれば、位置センサは不要となると共に、Bモード画像から3D像を生成する際には、3D像生成時の位置情報とドブラ計測時の位置情報とを容易に対応付けすることができる。

20

#### 【0063】

(2) 実施の形態1～3では、頸動脈のドブラ計測を例に説明したが、計測対象は、頸動脈などの血管に限定されるものではなく、心臓などであってもよい。心臓の場合には、心室や心房の境界、あるいは、弁の位置などを抽出して、計測位置を決定する。例えば、弁の周辺に複数の計測位置を決定し、血流速の分布を調べることで、弁の動きが正常であるかどうかを判定できる。

#### 【0064】

30

(実施の形態4)

上記各実施の形態で示した超音波診断装置の制御方法を実現するためのプログラムを、フレキシブルディスク等の記録媒体に記録するようにすることにより、上記実施の形態で示した処理を、独立したコンピュータシステムにおいて簡単に実施することが可能となる。

#### 【0065】

図13(a)～(c)は、上記各実施の形態の超音波診断装置の制御方法を、フレキシブルディスク等の記録媒体に記録されたプログラムを用いて、コンピュータシステムにより実施する場合の説明図である。

図13(b)は、フレキシブルディスクの正面からみた外観、断面構造、及びフレキシブルディスクを示し、図13(a)は、記録媒体本体であるフレキシブルディスクの物理フォーマットの例を示している。フレキシブルディスクFDはケースF内に内蔵され、該ディスクの表面には、同心円状に外周からは内周に向かって複数のトラックTrが形成され、各トラックは角度方向に16のセクタSeに分割されている。従って、上記プログラムを格納したフレキシブルディスクでは、上記フレキシブルディスクFD上に割り当てられた領域に、上記プログラムが記録されている。

40

#### 【0066】

また、図13(c)は、フレキシブルディスクFDに上記プログラムの記録再生を行うための構成を示す。超音波診断装置の制御方法を実現する上記プログラムをフレキシブルディスクFDに記録する場合は、コンピュータシステムCsから上記プログラムをフレキ

50

シブルディスクドライブFDDを介して書き込む。また、フレキシブルディスク内のプログラムにより超音波診断装置の制御方法を実現する上記制御方法をコンピュータシステム中に構築する場合は、フレキシブルディスクドライブによりプログラムをフレキシブルディスクから読み出し、コンピュータシステムに転送する。

#### 【0067】

なお、上記説明では、記録媒体としてフレキシブルディスクを用いて説明を行ったが、光ディスクを用いても同様に行うことができる。また、記録媒体はこれに限らず、ICカード、ROMカセット等、プログラムを記録できるものであれば同様に実施することができる。

なお、図1、図7、あるいは図10の超音波診断装置のブロックは典型的には集積回路であるLSI (Large Scale Integration) として実現される。これらは個別に1チップ化されても良いし、一部又は全てを含むように1チップ化されても良い。

#### 【0068】

ここでは、LSIとしたが、集積度の違いにより、IC (Integrated Circuit)、システムLSI、スーパーLSI、ウルトラLSIと呼称されることもある。

また、集積回路化の手法はLSIに限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよい。例えば、GPU (Graphic Processing Unit) などのグラフィクス処理用の専用回路が使用できる。LSI製造後に、プログラムすることが可能なFPGA (Field Programmable Gate Array) や、LSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なリプログラマブル・プロセッサを利用しても良い。

#### 【0069】

さらには、半導体技術の進歩又は派生する別技術によりLSIに置き換わる集積回路化の技術が登場すれば、当然、その技術を用いて機能ブロックの集積化を行ってもよい。

また、図1、図7、あるいは図10の超音波診断装置の各構成要素は、インターネットやLAN (Local Area Network) などのネットワークを介して接続してもよい。例えば、ネットワーク上のサーバや蓄積デバイスに保持された超音波画像を読み込む構成などが可能である。さらに、各手段の機能追加などをネットワーク経由で行ってもよい。

#### 【0070】

(実施の形態5)

本実施の形態では、3D形状解析部201における、連続して長軸方向の異なる位置で取得した複数の短軸断面画像 (Bモード画像) から特定部位を検出する手法、および、ドプラゲート設定部105におけるドプラゲートの設定方法ならびに超音波プローブの移動をアシストする手法について説明する。

#### 【0071】

図18 (a) に、頸動脈と、当該頸動脈を連続して長軸方向の異なる位置で取得した短軸断面画像とを示す。短軸断面画像における個々の画素の座標は、画像の横軸をx軸、画像の縦軸をy軸、血管の長軸方向をz軸とするxyz三次元座標系で表現されるものとする。なお、y軸は、皮膚表面に略直交するものとする。ここで、短軸断面画像はそれぞれ、横M画素、縦N画素の画素値データから構成され、画素値データは、所定長のビット値により、当該画素の輝度階調を示す。短軸断面画像は、被検体をスキャンしたものであるため、画素間の距離は、計測対象となる被検体の寸法に比例する。したがって、1画素あたりの実際の大きさを画素間距離に乗じることで、被検体の実際の寸法を算出することができる。以下、画素間距離が被検体の実際の寸法と等しいと仮定して説明を行う。

#### 【0072】

図18 (b) は、短軸断面画像である。実施の形態1において上述したように、短軸断面画像に対して、例えばエッジ検出処理を行うことで、血管壁の輪郭を二重ループ線とし

10

20

30

40

50



て検出することができる。この二重ループは複数の画素からなる外側の画素列と、複数の画素からなる内側の画素列とからなり、外側の画素列は外膜境界を、内側の画素列は内膜境界をそれぞれ示す。3D形状解析部201は、外側の画素列を処理対象として選択する。ここで、処理対象として選択する画素の座標を $(x_o, y_o)$ とする。

#### 【0073】

図18(b)中の $vector(x_o, y_o)$ は、座標 $(x_o, y_o)$ から断面の中心に向かうベクトルである。画素の選択に当たっては、 $vector(x_o, y_o)$ を規定し、この向きに向かって内側の画素列上にある1つの画素を探索する。

図18(c)に、係る探索で探し出される二重ループの内側の画素列の画素 $(x_i, y_i)$ を示す。次に、座標 $(x_o, y_o)$ から画素 $(x_i, y_i)$ までの画素間距離 $d_{o,i}$ を算出する。この画素間距離 $d_{o,i}$ が、内膜中膜複合体厚である。内膜中膜複合体厚が一定値を超えた個所がプラークであるから、3D形状解析部201は、画素間距離 $d_{o,i}$ が一定値を超えた場合、座標 $(x_o, y_o)$ 、画素 $(x_i, y_i)$ 、画素間距離 $d_{o,i}$ の組を保持する。

#### 【0074】

以上の処理を外側の画素列を構成する各画素について繰り返すことにより、1つの短軸断面画像において、内膜中膜複合体厚が一定値を超えた個所についての、座標 $(x_o, y_o)$ 、画素 $(x_i, y_i)$ 、画素間距離 $d_{o,i}$ の組がリストとして保持されることとなる。作成されるリストを図18(d)に示す。さらに、このリストにおいて、画素間距離 $d_{o,i}$ が最大となる座標 $(x_o, y_o)$ を探し出すことで、当該短軸断面画像において内膜中膜複合体厚が最も大きい個所が判明する。さらに、同様に短軸断面画像間で画素間距離 $d_{o,i}$ の最大値を比較することで、3D画像内における最大肥厚位置を特定することができる。

#### 【0075】

次に、図19(a)を用いて、最大肥厚位置の三次元座標から、ドブラゲートを設定する過程を示す。最大肥厚位置における内膜の座標を $(x_i, y_i, z_i)$ とし、 $(x_i, y_i, z_i)$ から断面の中心を通過して逆側の内膜までの直径を $d$ とする。ドブラゲートの中心は、 $(x_i, y_i, z_i)$ から断面の中心の向きに $d/2$ だけ隔てた $(x_g, y_g, z_i)$ とする。

#### 【0076】

そうすれば、ドブラゲートの中心 $(x_g, y_g, z_i)$ を通過し、 $y$ 軸と並行な平面内にあって $z$ 軸に対して角 $\theta$ をなす直線上に、超音波プローブが位置すればよいこととなる。図19(b)に、そのような直線上に、ドブラゲートの中心 $(x_g, y_g, z_i)$ から距離 $L$ だけ隔てた座標 $(x_p, y_p, z_p)$ を示す。

ここで、位置情報取得部202が検出した超音波プローブの位置が $(x_c, y_c, z_c)$ である場合、超音波プローブを座標 $(x_p, y_p, z_p)$ に誘導する必要がある。図20(b)に、超音波プローブを誘導するためのアシスト画面を示す。アシスト画面を作成するに当たり、血管領域の立体形状モデルを表示するとともに、座標 $(x_p, y_p, z_p)$ と $(x_c, y_c, z_c)$ とに超音波プローブの立体形状モデルを配置して表示する必要がある。立体形状モデルとは、相対的な三次元座標の配列により外觀形状が規定されるデータである。立体形状モデルを構成する三次元画像が補間されることで、血管領域や、超音波プローブは多面体として表示されることになる。

#### 【0077】

図20(a)は、三次元空間に配置された複数の立体形状モデルを示す。 $mdl$ 1は、血管領域の立体形状モデルであり、複数の短軸断面画像における画素列の座標を、立体形状モデルの外觀形状を規定する三次元座標として用いて、面形状を用いて補間することで作成したものである。 $mdl$ 2は、超音波プローブの計測位置と向きを示す立体形状モデルであり、予め保持している超音波プローブのCADデータに含まれる三次元座標を用いて、座標 $(x_p, y_p, z_p)$ に、ドブラゲートの中心 $(x_g, y_g, z_i)$ に向かうように配置したものである。 $mdl$ 3は、超音波プローブの立体形状モデルであり、予め保持している超音波プローブのCADデータに含まれる三次元座標を用いて、座標 $(x_c, y_c, z_c)$ に

、現在の超音波プローブの向きを用いて配置したものである。 $vw1$ は、三次元空間における仮想的な視点及び視線方向を規定するベクトルであり、この視点及び視線方向に従い、ビューポートが三次元空間に配置される。三次元空間に配置された立体形状モデルに対して、レンダリング処理を行うことで、かかるビューポート面に、三次元空間の投影像を得る。レンダリング処理は、立体形状モデルを構成する三次元座標をローカル座標系からグローバル座標系に変換する「座標変換」、三次元空間に位置された光源位置に従い、立体形状モデル表面の照度を算出する「照度計算」、立体形状モデル表面に画像データを貼り付けることでリアリティをもたらす「テクスチャマッピング」、「ビューポート変換」といった一連の処理から構成される。

#### 【0078】

図20(b)は、三次元空間に対するレンダリングで作成された投影像である。この投影像に対して修飾を行い、スキャン面や経路情報を合成することで、アシスト画像が生成される。

以上の動作は、CPUやメモリ等のハードウェア資源に対する処理として一般化することができる。図21は、血管領域を撮像した複数の短軸断面画像から、特定部位を検出するための検出手順を示すフローチャートである。本手順は、短軸断面画像のそれぞれについての繰り返し処理1p1と、二重ループ線の外側の画素列の画素のそれぞれについての繰り返し処理1p2とで構成される。繰り返し処理1p1は、対象となる短軸断面画像 $z_j$ を選択し(S1)、二重ループ線を短軸断面画像 $z_j$ から検出し(S2)、二重ループ線の中心を検出して(S3)、繰り返し処理1p2に移行するというものである。繰り返し処理1p2は、外側の画素列から対象となる画素( $x_o, y_o$ )を選択し(S4)、画素( $x_o, y_o$ )から二重ループの中心に向かう方向に存在する内側の画素列の画素( $x_i, y_i$ )を検出し(S5)、画素( $x_o, y_o$ )と画素( $x_i, y_i$ )との画素間距離 $d_{o,i}$ を算出して(S6)、画素間距離 $d_{o,i}$ がしきい値 $D_{th}$ を超えるかを判定し(S7)、超える場合には、( $x_i, y_i, z_j$ )、( $x_o, y_o, z_j$ )、 $d_{o,i}$ の組み合わせを保持する(S8)処理を、外側の画素列から対象となる画素のそれぞれについて実行する。以上の繰り返し処理1p1、1p2の終了後、画素間距離 $d_{o,i}$ が最も大きい組み合わせを選択し(S9)、選択された組み合わせにおける( $x_i, y_i, z_j$ )から、断面中心に向けて $d/2$ だけ離れた( $x_g, y_g, z_j$ )をドプラゲートの中心として設定し(S10)、超音波プローブの基準位置( $x_p, y_p, z_p$ )を設定する(S11)。

#### 【0079】

以上のように本実施の形態によれば、連続して取得した血管の短軸断面画像に対する画像処理と、三次元コンピュータグラフィックス処理とを行うことで、ブラーク近辺で血流速度を計測するための計測位置を定めるための、適切なアシスト画像を生成することができる。

#### <補足>

(1)実施の形態5では、画素( $x_o, y_o$ )から二重ループの中心に向かう方向に存在する内側の画素列の画素( $x_i, y_i$ )を検出し、画素( $x_o, y_o$ )と画素( $x_i, y_i$ )との画素間距離 $d_{o,i}$ を算出するものとしたが、例えば、以下のように画素間距離 $d_{o,i}$ を算出するものとしてもよい。例えば、画素( $x_o, y_o$ )と $x$ 座標の差分、 $y$ 座標の差分が所定の値以下である全ての内側の画素列の画素( $x_i, y_i$ )を検出して、画素( $x_o, y_o$ )と画素( $x_i, y_i$ )との距離の最小値を、画素間距離 $d_{o,i}$ としてもよい。

#### 【0080】

(2)実施の形態5では、長軸方向である $z$ 軸をそのまま血管の走行方向であるとしたが、例えば、短軸断面画像 $z_j$ ごとに二重ループ線の外側の画素列の中心を検出し、それらを連結した折れ線、または、それを直線近似したものを、血管の走行方向であるとしてもよい。このようにすることで、短軸断面画像 $z_j$ が血管の走行方向と垂直でなく、 $z$ 軸と血管の走行方向が一致しない場合にも、本発明の実施が可能となる。

#### 【0081】

(実施の形態6)

本実施の形態では、血管領域のセグメント化を画像処理で行う手法について説明する。

セグメント化の対象となる血管領域と、画像処理の対象となる複数の短軸断面画像  $p_{i1} \sim p_{i40}$  を図 22 に示す。図中の右下における複数の短軸断面画像には、三次元空間における  $z$  座標が与えられる。 $z$  座標は、超音波プローブによりスキャンがなされた人体部位の位置に対応しており、この  $z$  座標をカウントすることで、対象となる人体部位の長軸方向のおおよその寸法を推測することができる。

#### 【0082】

これらの複数の短軸断面画像に与えられる  $z$  座標は、スキャンがなされた人体部位の実際の大きさに応じたものとなる。図 22 の左上側の血管領域は、総頸動脈、頸動脈洞、内頸動脈および外頸動脈、という 3 つのセグメントによって構成される。短軸断面画像のうちの画像  $p_{i21}$  は、二重ループ線の外側の画素列と内側の画素列との間の画素間距離に現れる血管の径の変化幅が所定のしきい値を超えたものである。上述したように、血管の径の変化量は総頸動脈と頸動脈洞とで異なるから、二重ループ線の径の変化量が所定のしきい値を超える短軸断面画像は、総頸動脈と頸動脈洞との境界を規定する。したがって、そのような画像  $p_{i21}$  の箇所が、頸動脈洞の始点であり、その直前の総頸動脈との境界になる。

#### 【0083】

一方で、画像  $p_{i30}$  には、二重ループ線が 2 つ存在する。これは、スキャン面に血管が 2 本あることを示しており、内頸動脈と外頸動脈との 2 つがスキャンされたことを示している。その直前の短軸断面画像  $p_{i29}$  に二重ループ線が 1 つしか存在しないことから、画像  $p_{i30}$  が内頸動脈及び外頸動脈の始点を規定する。

以上、セグメントの境界が  $z$  座標により規定されることで、各セグメントが  $z$  座標のどの範囲であるかが判明する。 $b_{d1}$ 、 $b_{d2}$  はそれぞれ、画像  $p_{i21}$ 、 $p_{i30}$  の  $z$  座標であり、血管領域をセグメントに分割するための境界である。図中のセグメント  $T_1$ 、 $T_2$ 、 $T_3$  は、 $b_{d1}$ 、 $b_{d2}$  を始点とすることで得られた 3 つのセグメントである。なお、セグメント  $T_1$  の始点は画像  $p_{i1}$ 、セグメント  $T_3$  の終点は画像  $p_{i40}$  であるものとする。セグメント  $T_1$  は総頸動脈、セグメント  $T_2$  は頸動脈洞、セグメント  $T_3$  は内頸動脈および外頸動脈に該当する。また、各セグメント中の  $(x_m, y_m, z_m)$  は、対応するセグメントの中心に設定された計測座標である。

#### 【0084】

図 23 に、セグメント  $T_1$ 、 $T_2$ 、 $T_3$  を得るための処理手順を示す。短軸断面画像  $z_i$  とは、処理対象となる短軸断面画像をその  $z$  座標  $z_i$  で規定したものである。また、セグメント  $T_x$  とは、生成されるセグメントであり、具体的には  $T_1$ 、 $T_2$ 、 $T_3$  である。

まず、変数  $x$  と変数  $i$  とを初期化する ( $S_{21}$ )。

次に、まず、セグメント  $T_x (= T_1)$  のタイプを総頸動脈とする ( $S_{22}$ )。

#### 【0085】

次に、セグメントの境界の検出処理に入る。まず、短軸断面画像  $z_i$  の  $z$  座標をセグメント  $T_x$  の始点であるとする ( $S_{23}$ )。次に、二重ループ線が、短軸断面画像  $z_{i-1}$  において 1 つであったところ、短軸断面画像  $z_i$  において 2 つに分岐したかを判定する ( $S_{24}$ )。分岐している場合には、短軸断面画像  $z_{i-1}$  と短軸断面画像  $z_i$  との間に分岐構造があると判定できるので、短軸断面画像  $z_{i-1}$  の  $z$  座標を、セグメント  $T_x$  の終点であるとする ( $S_{30}$ )。そして、変数  $x$  をインクリメントして ( $S_{31}$ )、短軸断面画像  $z_i$  の  $z$  座標を、セグメント  $T_x$  の始点であるとし ( $S_{32}$ )、セグメント  $T_x$  のタイプを内頸動脈・外頸動脈とする ( $S_{33}$ )。

#### 【0086】

一方、分岐構造が検出されなかった場合には、短軸断面画像  $z_{i-1}$  と短軸断面画像  $z_i$  との間で、径の変化率  $\Delta D$  が所定のしきい値を超えているか否かを判定する ( $S_{25}$ )。径の変化率  $\Delta D$  が所定のしきい値を超えている場合には、短軸断面画像  $z_{i-1}$  と短軸断面画像  $z_i$  との間に、総頸動脈と頸動脈洞との境界があると判定できるので、同様に、短軸断面画像  $z_{i-1}$  の  $z$  座標を、セグメント  $T_x$  の終点であるとする ( $S_{26}$ )。そして、変数

$x$  をインクリメントして (S 2 7)、短軸断面画像  $z_i$  の  $z$  座標を、セグメント  $T_x$  の始点であるとし (S 2 8)、セグメント  $T_x$  のタイプを頸動脈洞とする (S 2 9)。

#### 【0087】

さらに短軸断面画像  $z_{i+1}$  がある場合には (S 3 4)、変数  $i$  をインクリメントし (S 3 5)、ステップ S 2 4 からのセグメントの境界検出処理を繰り返す。全ての短軸断面画像  $z_i$  の判定が完了すると、最後に判定した短軸断面画像  $z_i$  の  $z$  座標を現在判定中のセグメント  $T_x$  を終点であるとする (S 3 6)。

以上、総頸動脈、頸動脈洞、内頸動脈・外頸動脈の各セグメントの始点・終点が判定したところで、1 p 3 によりセグメントの代表点を算出する。例えば、各セグメント  $T_x$  において、始点の  $z$  座標と終点の  $z$  座標との中点の  $z$  座標  $z_m$  を算出し (S 3 7)、短軸断面画像  $z_m$  における、二重ループ線の中心 ( $x_m, y_m, z_m$ ) を算出してその座標をセグメント  $T_x$  に対する計測位置とする (S 3 8)。

#### 【0088】

以上の処理により、各セグメントについての計測位置が算出されるので、この計測位置にドブラゲートを配置し、また、配置できない場合は、ドブラゲートを配置できるようアシスト画像を生成することにより、ユーザーによる超音波プローブ操作を誘導する。

図 2 4 は、総頸動脈、頸動脈洞、内頸動脈・外頸動脈の各セグメントを、さらにブラークの有無により小セグメント  $S_x$  に分割するための手順を示している。ここで、小セグメントへの分割対象となるセグメント  $T_x$  の短軸断面画像数を  $n$  ( $n$  は 2 以上の整数) とし、各小セグメント  $S_x$  の短軸断面画像の最大数を  $m$  ( $m$  は  $n$  以下の整数) とする。

#### 【0089】

まず、変数  $x$ 、変数  $i$ 、変数  $j$  を初期化する (S 4 1)。次に、小セグメント  $S_x$  (= S 1) の開始位置を  $z_i$  とする (S 4 2)。次に、 $z_i$  における内膜中膜複合体厚  $d(z_i)$  が所定のしきい値  $D_{th}$  を上回っているか否かを判定する (S 4 3)。ここで、内膜中膜複合体厚  $d(z_i)$  とは、短軸断面画像  $z_i$  において、二重ループ線の外側の画素列の画素と、内側の画素列の画素の間の間隔であり、上述のステップ S 6 で算出したものである。

#### 【0090】

内膜中膜複合体厚  $d(z_i)$  が所定のしきい値  $D_{th}$  を上回っている場合は、小セグメント  $S_x$  の属性を「ブラークセグメント」とし (S 4 4)、そうでない場合は、小セグメント  $S_x$  の属性を「健常セグメント」とする (S 4 5)。

次に、 $z_i$  における内膜中膜複合体厚  $d(z_i)$  が所定のしきい値  $D_{th}$  を上回っており、かつ、 $z_{i-1}$  における内膜中膜複合体厚  $d(z_{i-1})$  が所定のしきい値  $D_{th}$  を上回っていないか否かを判定する (S 4 6)。そうである場合、短軸断面画像  $z_{i-1}$  と短軸断面画像  $z_i$  との間で、ブラークのない領域からブラークのある領域に変化していることが分かる。そのため、小セグメント  $S_x$  の終了位置を  $z_{i-1}$  とし (S 4 7)、 $x$  をインクリメントして (S 4 8)、新たな小セグメント  $S_x$  の開始位置を  $z_i$  として (S 4 9)、当該小セグメント  $S_x$  を「ブラークセグメント」とする (S 5 0)。

#### 【0091】

一方、そうでない場合は、 $z_i$  における内膜中膜複合体厚  $d(z_i)$  が所定のしきい値  $D_{th}$  を上回っておらず、かつ、 $z_{i-1}$  における内膜中膜複合体厚  $d(z_{i-1})$  が所定のしきい値  $D_{th}$  を上回っているか否かを判定する (S 5 1)。そうである場合、短軸断面画像  $z_{i-1}$  と短軸断面画像  $z_i$  との間で、ブラークのある領域からブラークのない領域に変化していることが分かる。そのため、小セグメント  $S_x$  の終了位置を  $z_{i-1}$  とし (S 5 2)、 $x$  をインクリメントして (S 5 3)、新たな小セグメント  $S_x$  の開始位置を  $z_i$  として (S 5 4)、当該小セグメント  $S_x$  を「健常セグメント」とする (S 5 5)。

#### 【0092】

一方、どちらにも当てはまらない場合は、短軸断面画像  $z_{i-1}$  と短軸断面画像  $z_i$  との間で、ブラークの有無が変化していないことが分かる。この場合において、小セグメントの短軸断面画像の最大数を  $m$  とするため、 $i$  が  $m \times j$  を上回った否かを判定する (S 5 6)。  $i$  が  $m \times j$  を上回っている場合、小セグメント  $S_x$  の終了位置を  $z_{i-1}$  とし (S 5 7)

、 $j$ と $x$ とをインクリメントして（S58）、新たな小セグメント $S_x$ の開始位置を $z_i$ とする（S59）。この場合、短軸断面画像 $z_{i-1}$ と短軸断面画像 $z_i$ との間で、プラークの有無が変化していないので、新たな小セグメント $S_x$ の属性は、小セグメント $S(x-1)$ の属性をそのまま引き継ぐ（S60）。

#### 【0093】

以上の処理を全ての短軸断面画像に対して処理するため、 $i$ が $n$ に達するまで（S61）、 $i$ をインクリメントして（S62）、ステップS46からの処理を繰り返す。

このようにすることで、セグメント $T_x$ を、プラーク部位であるか否かに応じて、かつ、所定の長さ以下となるように、複数の小セグメント $S_x$ に分割することができる。以下、小セグメント $S_x$ に対して、例えば、上述の1p3の処理を行うことで、プラークセグメント、健常セグメントのそれぞれについて計測位置を決定することができる。そのため、各プラークセグメント、健常セグメントに対して簡易に血流速を計測することができる。

10

#### 【0094】

（実施の形態に係るその他の変形例）

（1）実施の形態1～5では、超音波画像取得部101は超音波プローブが計測対象をスキャンして取得した受信信号からBモード画像を生成し、血管領域検出部102に出力するとしたが、本発明はこの場合に限られない。例えば、超音波画像取得部101は、受信信号からカラーモードなど他の情報を出力してもよいし、あるいは、外部の画像生成手段が生成した画像を取得するとしてもよい。このようにすることで、Bモード画像に限らず、任意の超音波画像を使用することが可能となり、また、超音波計測で取得した画像に限らず、任意の画像を使用することが可能となる。

20

#### 【0095】

または、超音波画像取得部101は超音波プローブが計測対象をスキャンして取得した受信信号をそのまま血管領域検出部102に出力し、血管領域検出部102や計測位置決定部103、ドブラゲート設定部104はそれぞれ、画像に変換することなく、受信信号の形式のまま扱うとしてもよい。

（補足）

以下に、実施の形態に係る超音波診断装置、およびその制御方法の構成および効果について説明する。

30

#### 【0096】

（1）実施の形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブを介して計測対象に超音波を射出して反射波を受信し、血流速を計測する超音波診断装置であって、前記計測対象を撮像した超音波画像を取得する超音波画像取得部と、前記超音波画像取得部が取得した超音波画像から血管領域を検出する血管領域検出部と、前記血管領域の形状に基づいて特定部位を検出し、前記特定部位に基づいて前記血管領域の内部に血管の長軸方向における計測位置を1以上決定する計測位置決定部と、前記計測位置の各々に対応するドブラゲートを血管内腔の内部にそれぞれ設定するドブラゲート設定部とを備えることを特徴とする。

#### 【0097】

また、実施の形態に係る超音波診断装置の制御方法は、超音波プローブを介して計測対象に超音波を射出して反射波を受信し、血流速を計測する超音波診断装置の制御方法であって、前記計測対象を撮像した超音波画像を取得し、前記取得した超音波画像から血管領域を検出し、前記血管領域の形状に基づいて特定部位を検出し、前記特定部位に基づいて前記血管領域の内部に血管の長軸方向における計測位置を1以上決定し、前記計測位置の各々に対応するドブラゲートを血管内腔の内部にそれぞれ設定することを特徴とする。

40

#### 【0098】

また、実施の形態に係るプログラムは、超音波診断装置で用いられるプロセッサに制御処理を行わせるプログラムであって、前記制御処理は、前記計測対象を撮像した超音波画像を取得し、前記取得した超音波画像から血管領域を検出し、前記血管領域の形状に基づいて特定部位を検出し、前記特定部位に基づいて前記血管領域の内部に血管の長軸方向に

50

おける計測位置を1以上決定し、前記計測位置の各々に対応するドブラゲートを血管内腔の内部にそれぞれ設定することを特徴とする。

【0099】

このようにすることで、血管領域の形状に基づいて疾患部位や検診対象となる特定部位を検出して血管の長軸方向における計測位置を自動的に決定し、計測位置に対応したドブラゲートを適切に設定する。そのため、血流速計測などを簡便かつ的確に実施することが可能となる。

(2) また、実施の形態に係る上記(1)の超音波診断装置は、前記血管領域検出部は、前記血管領域の検出において血管壁を検出し、前記計測位置決定部は、前記血管壁の形状に基づいて、前記特定部位を検出する、としてもよい。

10

【0100】

このようにすることで、血管壁の形状に基づいたドブラ計測を簡便に行うことができる。

(3) また、実施の形態に係る上記(2)の超音波診断装置は、前記計測位置決定部は、前記血管壁の厚みが所定の値を超える部位を前記特定部位として検出する、としてもよい。

【0101】

このようにすることで、プラーク部位に基づいたドブラ計測を簡便に行うことができる。

(4) また、実施の形態に係る上記(3)の超音波診断装置は、前記計測位置決定部は、前記特定部位の近傍に前記計測位置を決定する、としてもよい。

20

このようにすることで、プラーク部位の近傍の血流速を確実かつ簡便に計測することができる。

【0102】

(5) また、実施の形態に係る上記(1)の超音波診断装置は、前記計測位置決定部は、前記血管領域における血管の長軸方向の形状変化に基づいて前記特定部位を検出し、前記特定部位に基づいて前記血管領域をセグメント化して、各々のセグメント内に前記計測位置を決定する、としてもよい。

このようにすることで、血管の長軸方向の特徴に基づいてセグメント化を行い、セグメントごとにドブラ計測を行うことができる。

30

【0103】

(6) また、実施の形態に係る上記(5)の超音波診断装置は、前記血管領域における血管の長軸方向の形状変化は、血管の径の変化、血管壁の変化、または、分岐構造である、としてもよい。

このようにすることで、血管構造の特徴に基づいてセグメント化を行い、セグメントごとにドブラ計測を行うことができる。

【0104】

(7) また、実施の形態に係る上記(6)の超音波診断装置は、前記血管領域は頸動脈であり、前記計測位置決定部は、総頸動脈と頸動脈洞との境界、または、頸動脈洞と内頸動脈および外頸動脈との境界を前記特定部位として検出する、としてもよい。

40

このようにすることで、頸動脈について構造に基づいたドブラ計測を行うことができる。

【0105】

(8) また、実施の形態に係る上記(6)の超音波診断装置は、前記計測位置決定部は、前記各々のセグメントの中心近傍に前記計測位置を決定する、としてもよい。

このようにすることで、各セグメントの代表位置を簡便に決定しドブラ計測を行うことができる。

(9) また、実施の形態に係る上記(1)の超音波診断装置は、前記超音波画像取得部は、前記超音波プローブを介して前記計測対象を撮像した超音波画像を取得する、としてもよい。

50

## 【0106】

このようにすることで、血管の長軸断面等に基づいてドブラ計測を行うことができる。

(10) また、実施の形態に係る上記(1)の超音波診断装置は、さらに、前記超音波プローブの位置とスキャン面の方向とを検出するプローブ位置検出部を備え、前記超音波画像取得部は、前記超音波プローブが前記計測対象を撮像した、スキャン面が異なる複数の超音波画像を取得し、取得した複数の超音波画像から3次元画像を生成し、前記血管領域検出部は、前記3次元画像から前記血管領域を検出する、としてもよい。

## 【0107】

このようにすることで、2次元画像の取得手段を用いて血管の3次元画像を生成し、血管の立体的形状に基づいてドブラ計測を行うことができる。

(11) また、実施の形態に係る上記(10)の超音波診断装置は、さらに、前記プローブ位置検出部が検出した前記超音波プローブの位置とスキャン面の方向とを、前記3次元画像に重畳して表示し、前記超音波プローブを前記ドブラゲート設定部が設定したドブラゲートにおける血流速を計測するための位置に誘導するための情報をさらに重畳して表示する表示部を備える、としてもよい。

## 【0108】

このようにすることで、超音波プローブをドブラ計測に好適な位置に誘導することができる。

(12) また、実施の形態に係る上記(1)の超音波診断装置は、さらに、血管領域比較部を備え、前記超音波画像取得部は、撮像時刻の異なる第1の画像と第2の画像とを取得し、前記血管領域検出部は、前記第1の画像と前記第2の画像とからそれぞれ、第1の血管領域と第2の血管領域とを検出し、前記血管領域比較部は、前記第1の血管領域と第2の血管領域とを比較し、差異が所定の範囲を超えている場合、前記計測位置決定部に計測位置を決定させず、前記画像取得部に新たな画像を取得させる、としてもよい。

## 【0109】

このようにすることで、超音波プローブの位置が一定しない場合のドブラ計測を抑制し、安定した結果を得ることができる。

## 【産業上の利用可能性】

## 【0110】

本発明に係る超音波診断装置およびその制御方法によれば、血管内のプラーク位置などを検出し、当該位置に対してドブラゲートを自動的に設定できるため、疾患部位のドブラ計測を簡便に、かつ、高い再現性で実施できる。故に、本発明に係る超音波診断装置およびその制御方法は、血管や循環器などにおけるドブラ計測の検査時間の短縮と診断精度の向上を実現できることから、医療診断機器産業において高い利用可能性をもつ。

## 【符号の説明】

## 【0111】

- 10、20、30 超音波診断装置
- 101 超音波画像取得部
- 102 血管領域検出部
- 103、204、301 計測位置決定部
- 104 ドブラゲート設定部
- 105 ドブラ計測部
- 106 計測情報表示部
- 201 3D形状解析部
- 202 位置情報取得部
- 203 断面像生成部
- 302 疾患部位検出部
- 303 計測情報表示部

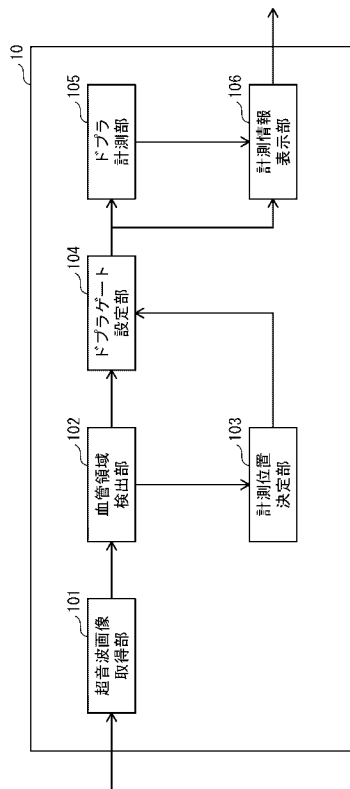
10

20

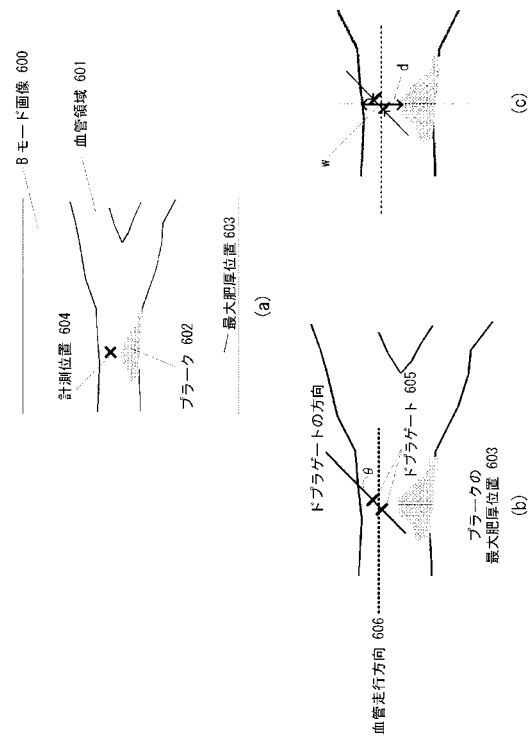
30

40

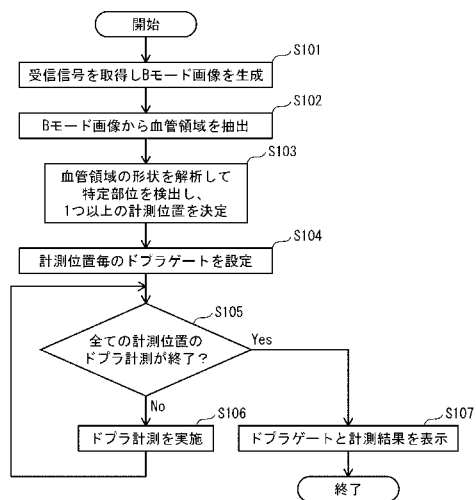
【図 1】



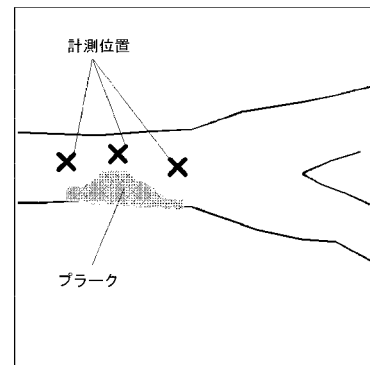
【図 2】



【図 3】

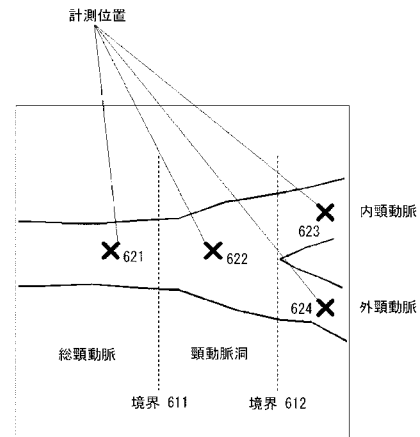


【図 4】

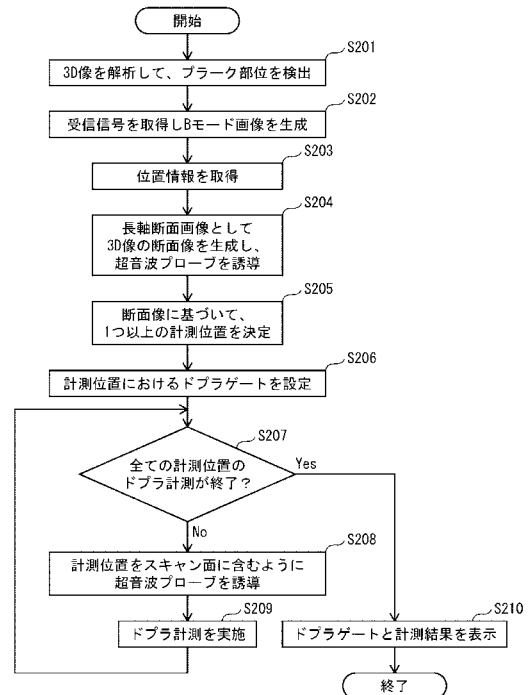




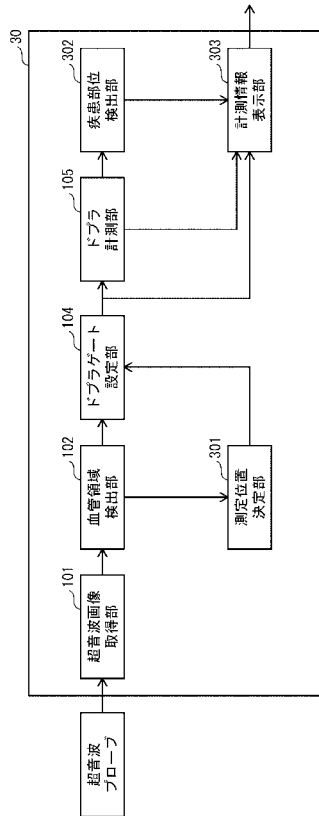
【図 6】



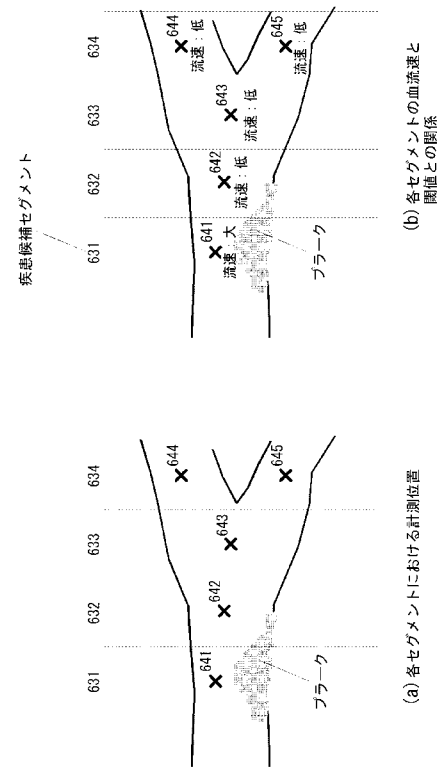
【図 9】



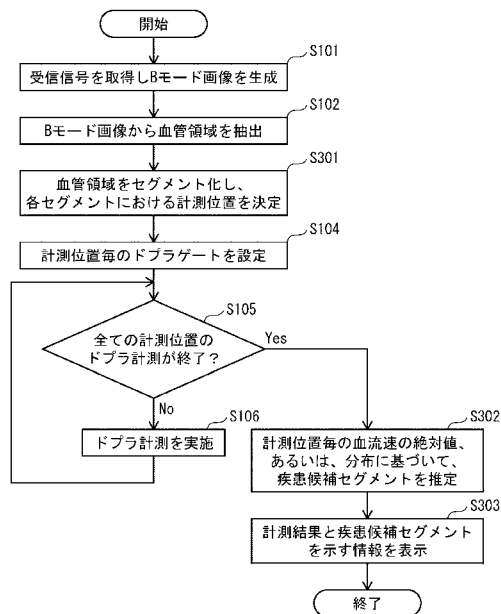
【図 10】



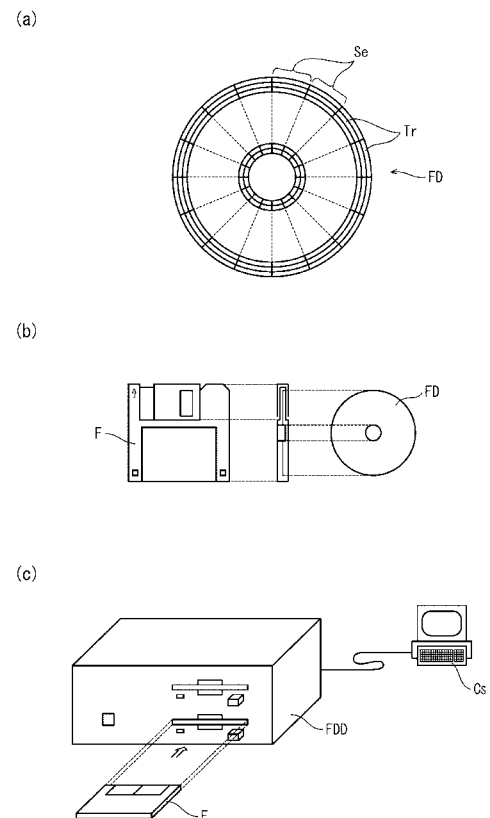
【図 11】



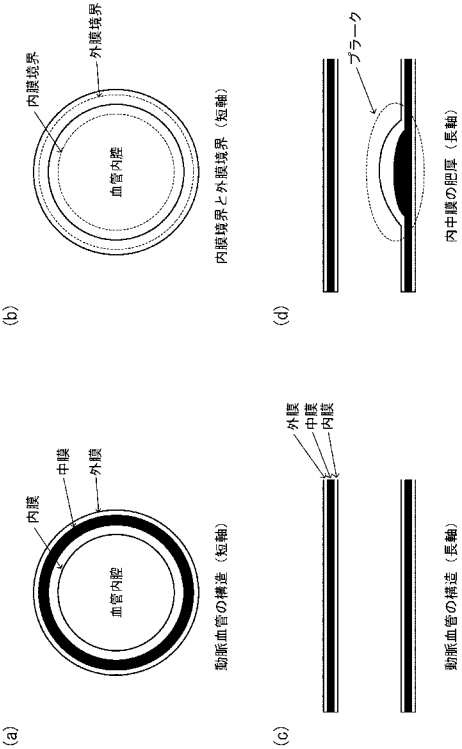
【図 12】



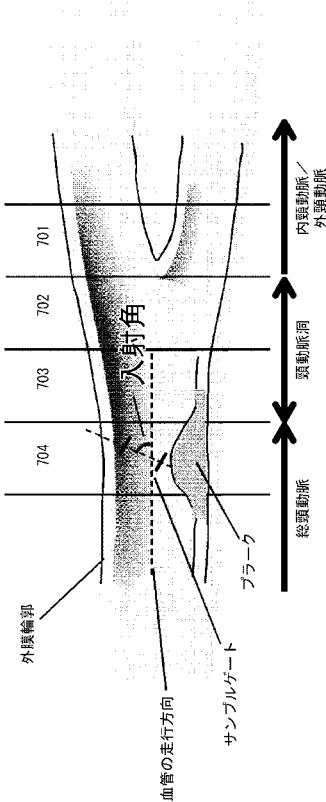
【図 13】



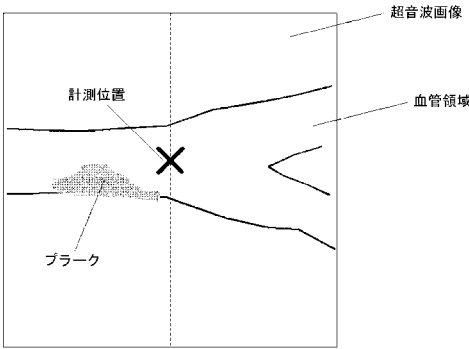
【図 15】



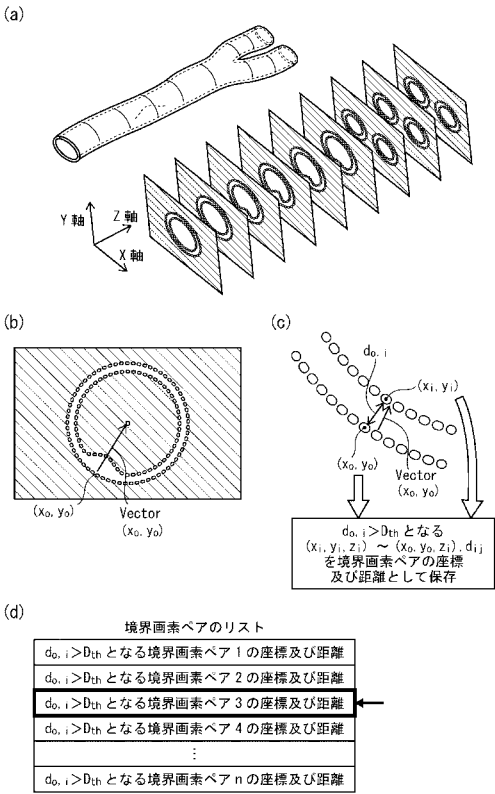
【図 16】



【図 17】

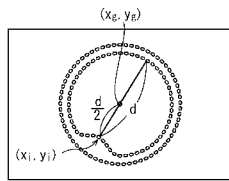


【図 18】

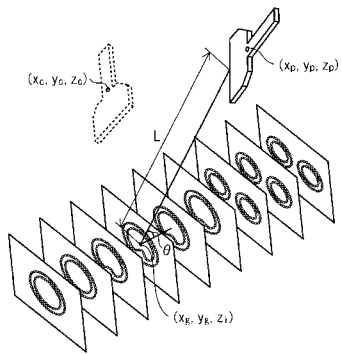


【図 19】

(a)

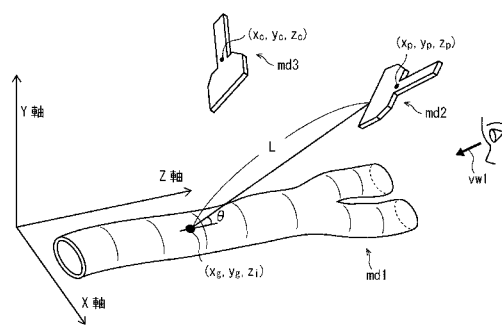


(b)

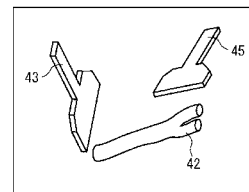


【図 20】

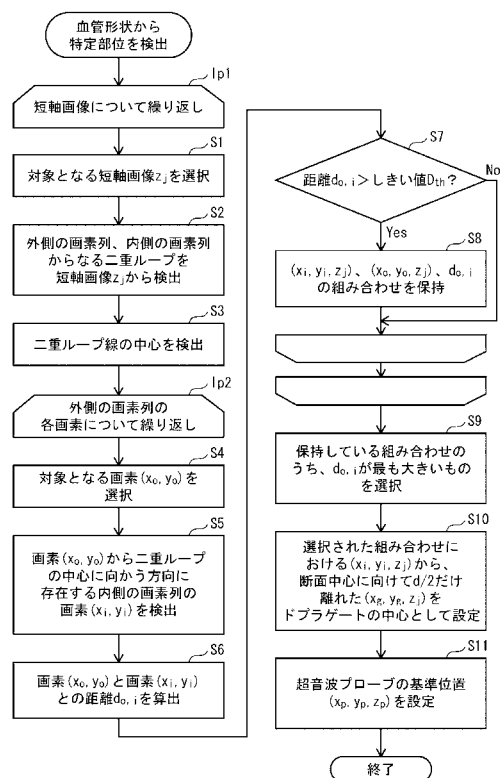
(a)



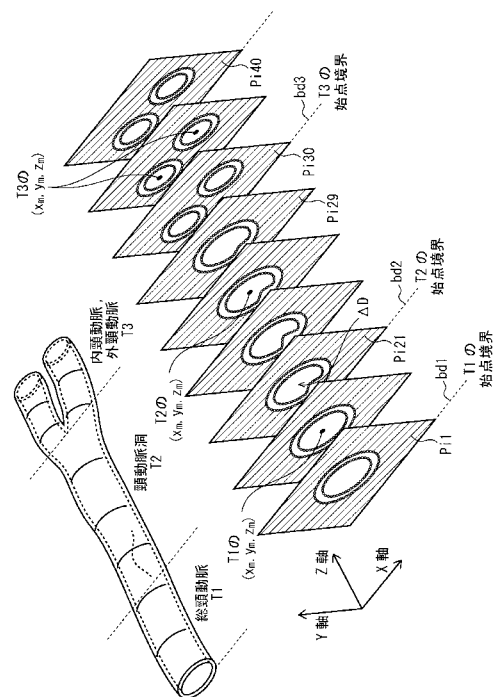
(b)



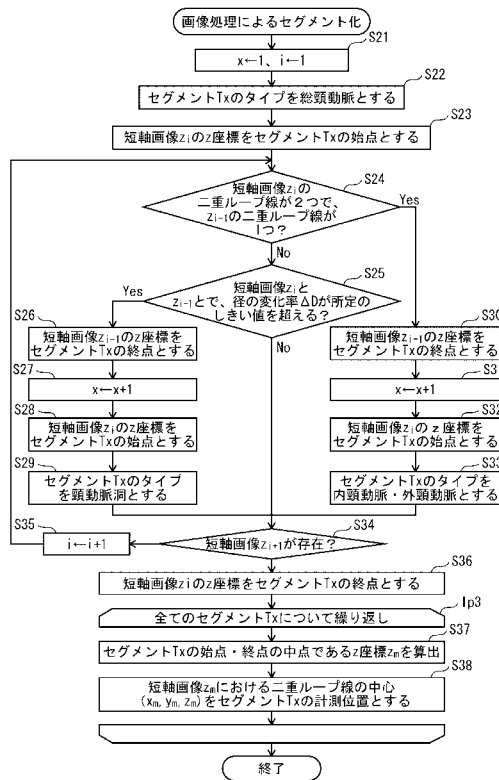
【図 21】



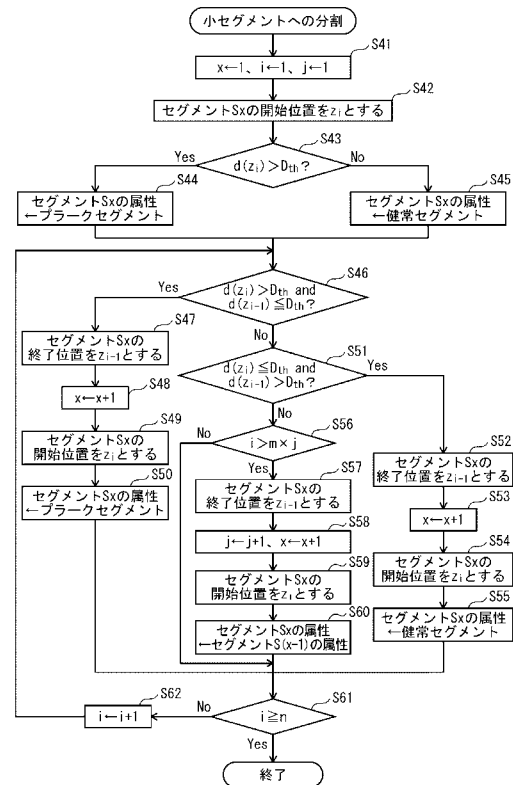
【図 22】



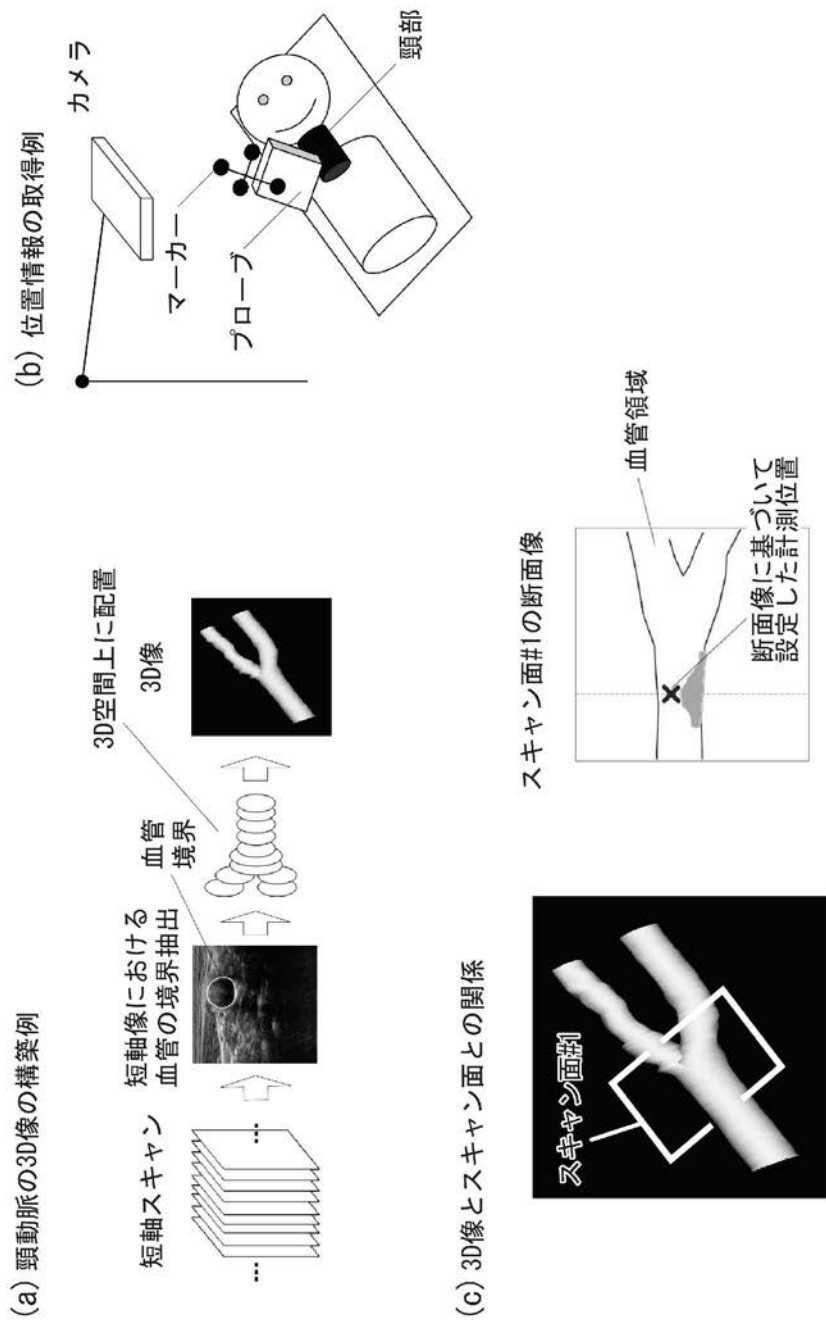
【図 23】



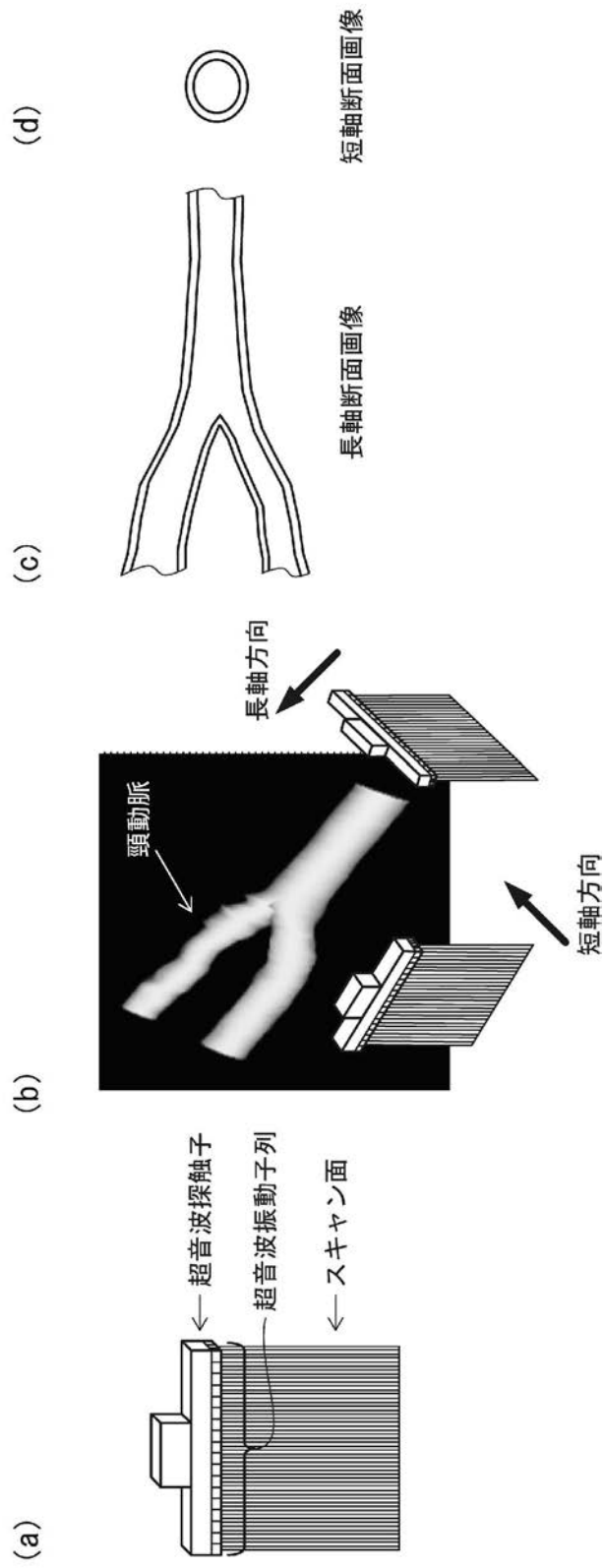
【図 24】



【図 8】



【図 1 4】



---

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 大宮 淳

東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内

(72)発明者 田路 文平

東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内

(72)発明者 遠間 正真

大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD01 DD03 DD14 DE03 JB17 JC09 JC25 KK22 KK28



|                |                                                                                                               |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波诊断装置及其控制方法                                                                                                 |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2014217745A</a>                                                                                 | 公开(公告)日 | 2014-11-20 |
| 申请号            | JP2014080384                                                                                                  | 申请日     | 2014-04-09 |
| [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         | 大宮 淳<br>田路 文平<br>遠間 正真                                                                                        |         |            |
| 发明人            | 大宮 淳<br>田路 文平<br>遠間 正真                                                                                        |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/06                                                                                                      |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/06 A61B8/08 A61B8/0891 A61B8/4245 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5223 G16H50/30                              |         |            |
| FI分类号          | A61B8/06 A61B8/06.ZDM                                                                                         |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB03 4C601/DD01 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DE03 4C601/JB17 4C601/JC09 4C601/JC25 4C601/KK22 4C601/KK28 |         |            |
| 代理人(译)         | 中島 四郎<br>川端 弘治<br>木村 浩一<br>土田 由紀夫<br>小林 義周<br>柴田 惠                                                            |         |            |
| 优先权            | 2013080941 2013-04-09 JP                                                                                      |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                     |         |            |

# 摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置及其控制方法，该超声波诊断装置能够将多普勒门设置在适合于测量血流速度的位置。超声波诊断装置，其经由超声波探头向测定对象发出超声波，并接收反射波来测定血流速度，并获取该测定对象的超声波图像。超声图像获取单元，血管区域检测单元，其从由超声图像获取单元获取的超声图像中检测血管区域，并基于血管区域的形状来检测特定部分，该特定部分 测量位置确定单元，其基于血管区域的内部确定在血管的长轴方向上的一个或多个测量位置；以及多普勒门设置单元，其分别设置与血管腔内的每个测量位置相对应的多普勒门。配备。[选型图]图1

