

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6020470号  
(P6020470)

(45) 発行日 平成28年11月2日(2016.11.2)

(24) 登録日 平成28年10月14日(2016.10.14)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 19 (全 23 頁)

|               |                              |           |                         |
|---------------|------------------------------|-----------|-------------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2013-553111 (P2013-553111) | (73) 特許権者 | 000001270               |
| (86) (22) 出願日 | 平成24年12月26日(2012.12.26)      |           | コニカミノルタ株式会社             |
| (86) 国際出願番号   | PCT/JP2012/008331            |           | 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号       |
| (87) 国際公開番号   | W02013/105197                | (74) 代理人  | 110001900               |
| (87) 国際公開日    | 平成25年7月18日(2013.7.18)        |           | 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10月21日(2015.10.21)      |           |                         |
| (31) 優先権主張番号  | 特願2012-1764 (P2012-1764)     | (74) 代理人  | 100090446               |
| (32) 優先日      | 平成24年1月10日(2012.1.10)        |           | 弁理士 中島 司朗               |
| (33) 優先権主張国   | 日本国(JP)                      | (72) 発明者  | 田路 文平                   |
|               |                              |           | 日本国愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地 1 |
|               |                              |           | パナソニックヘルスケア株式会社内        |
|               |                              | (72) 発明者  | 大宮 淳                    |
|               |                              |           | 日本国愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地 1 |
|               |                              |           | パナソニックヘルスケア株式会社内        |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、および、血管特定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波に基づいて前記被検体の検査対象血管を特定する超音波診断装置であって、

前記反射超音波に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像生成部と、

前記反射超音波に基づいて、前記断層画像上での前記被検体の血流領域を示す血流情報を生成する血流情報生成部と、

前記血流情報生成部が生成した前記血流情報を解析することで、前記血流領域の代表点を示す血流点を抽出し、同じ特徴を持った血流点どうしを1つの血流領域群として抽出し、前記血流領域群を単位として前記血流領域が前記検査対象血管に対応する血流領域であるか否かの判定を行う血流領域判定部とを備える

10

超音波診断装置。

【請求項 2】

前記血流領域判定部は、

前記血流情報として、前記断層画像における前記血流領域の位置を解析することで前記判定を行う

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記血流領域判定部は、

前記血流領域を含む前記断層画像が取得された前記被検体上の位置に対応させて前記血

20

流領域を配置した場合に、配置した前記血流領域に対応する血流点の間の距離が閾値以下である複数の血流領域をまとめて1つの前記血流領域群として抽出し、抽出した前記血流領域群の属性に基づいて、前記血流領域群に含まれる血流領域に対して前記判定を行う

請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記血流領域判定部は、

抽出した前記血流領域群の属性があらかじめ定められた前記検査対象血管の属性に一致する場合に、抽出した前記血流領域群に含まれる血流領域が前記検査対象血管に対応する血流領域であるとの前記判定を行う

請求項3に記載の超音波診断装置。

10

【請求項5】

前記血流領域判定部は、

抽出した前記血流領域群に含まれる血流領域の数と、前記血流領域群に含まれる血流領域のうち面積が最大である血流領域の面積と、前記血流領域群を含む複数の断層画像が取得された被検体上の範囲のうちの始端及び終端から取得された断層画像のそれぞれにおける血流領域の位置とのうちの少なくとも1つを、前記血流領域群の属性として、前記判定を行う

請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記血流領域判定部は、

1つの前記血流領域群が含む前記血流領域の数が所定数以下の場合には、当該血流領域群を除く血流領域群に含まれる血流領域に対して、前記判定を行う

請求項5に記載の超音波診断装置。

20

【請求項7】

前記血流領域判定部は、

前記血流領域群のうち、面積が最大である血流領域を含む血流領域群に含まれる血流領域が、前記検査対象血管に対応する血流領域であるとの判定を行う

請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記血流領域判定部は、さらに、

抽出した前記血流領域群のそれぞれを含む断層画像が取得された前記被検体の位置に対応させて、前記血流領域群のそれぞれを配置した場合に、第一血流領域群を補間することで形成される図形の端部と、第二血流領域群を補間することで形成される図形の一部との距離が所定値以下であるとき、前記第一血流領域群と前記第二血流領域群とをまとめて1つの血流領域群として新たに抽出し、新たに抽出した血流領域群に対して前記判定を行う

請求項5に記載の超音波診断装置。

30

【請求項9】

前記血流領域判定部は、さらに、

抽出した前記血流領域群のそれぞれを含む前記断層画像が取得された前記被検体上の位置に対応させて前記血流領域群のそれぞれを配置した場合に、前記血流領域群に対応する前記被検体上の範囲のうちの始端又は終端から取得された断層画像に含まれる第一血流領域の前記断層画像上における第一位置と、前記被検体上の範囲のうちの始端又は終端から取得された断層画像に含まれる血流領域であって前記第一血流領域と異なる血流領域である第二血流領域の前記断層画像上における第二位置との差が所定値以下であり、かつ、

前記第一血流領域が取得された前記被検体の位置と前記第二血流領域が取得された前記被検体の位置とが所定距離以下であるときに、

前記第一血流領域を含む前記血流領域群と、前記第二血流領域を含む前記血流領域群とをまとめて1つの血流領域群として新たに抽出し、新たに抽出した血流領域群に対して前記判定を行う

請求項5に記載の超音波診断装置。

40

50

## 【請求項 10】

前記血流領域判定部は、  
前記血流情報として、前記断層画像における前記血流領域の面積を解析することで前記判定を行う

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 11】

前記血流領域判定部は、  
取得された複数の断層画像のそれぞれにおける前記血流領域の面積の変動を解析し、拍動様の変動の有無を判定することで前記判定を行う

請求項 10 に記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 12】

前記血流領域判定部は、  
前記血流情報として、前記血流領域の血流の方向を解析することで前記判定を行う

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 13】

前記血流領域判定部は、  
前記血流領域の前記血流の方向が、あらかじめ定められた前記検査対象血管の血流の方向と一致する場合に、前記血流領域が前記検査対象血管に対応する前記血流領域であるとの前記判定を行う

請求項 12 に記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 14】

前記超音波診断装置は、さらに、  
前記血流領域判定部における前記判定の結果を示す情報を表示する表示部と、  
前記表示部が表示している前記判定の結果を示す情報に対するユーザによる修正要求に基づいて前記血流領域判定部における前記判定の結果を修正する修正部とを備える

請求項 1 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 15】

前記超音波診断装置は、さらに、  
前記血流領域判定部が判定した血流領域に基づいて、仮血管輪郭を設定する仮血管輪郭設定部と、

前記仮血管輪郭設定部が設定した前記仮血管輪郭を用いて、前記断層画像生成部が生成した前記断層画像内において、前記検査対象血管の輪郭を抽出する血管輪郭抽出部とを備える

請求項 1 ~ 14 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 16】

前記超音波診断装置は、さらに、  
前記超音波プローブの位置又は姿勢を示す位置姿勢情報を取得するプローブ位置姿勢取得部と、

前記プローブ位置姿勢取得部が取得した前記位置姿勢情報と、前記血流情報生成部が生成した前記血流情報とに基づいて、前記血流領域を 3 次元空間上で示す血流 3 次元情報を生成する血流 3 次元構成部とを備え、

前記血流領域判定部は、  
前記血流 3 次元構成部が生成した前記血流 3 次元情報を解析することで、前記判定を行う

請求項 1 ~ 15 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

40

## 【請求項 17】

前記検査対象血管は、頸動脈である

請求項 1 ~ 16 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 18】

超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波に基づいて前記被検体の検査対

50

象血管を特定する血管特定方法であって、

前記反射超音波に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像生成ステップと

、  
前記反射超音波に基づいて、前記断層画像上での前記被検体の血流領域を示す血流情報を生成する血流情報生成ステップと、

前記血流情報生成ステップで生成した前記血流情報を解析することで、前記血流領域の代表点を示す血流点を抽出し、同じ特徴を持った血流点どうしを1つの血流領域群として抽出し、前記血流領域群を単位として前記血流領域が前記検査対象血管に対応する血流領域であるか否かの判定を行う血流領域判定ステップとを含む

血管特定方法。

【請求項19】

請求項18に記載の血管特定方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置および血管特定方法に関する。特に、超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波に基づいて検査対象血管を特定する超音波診断装置および血管特定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、動脈硬化及び血管疾患等を早期に発見するために、超音波診断装置が用いられている。具体的には、超音波診断装置を用いて、血管壁の内膜と中膜とを合わせた膜の厚さである内膜中膜複合体厚（Intima Media Thickness、以下IMT）が計測されている。IMTの厚みやプラークの有無を判断する際には、検査者は、超音波画像内の血管外膜及び血管内膜の形状を手動で指定（スケッチ）し、このスケッチを元に診断を行う。具体的には、検査者は、Bモード画像に対し、外膜の辺縁形状を外膜輪郭線としてスケッチし、さらに内腔の辺縁形状を内腔輪郭線としてスケッチする。そして最終的にこのスケッチの形状をもとに、検査者は、プラークの有無などの診断を行う（非特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【非特許文献1】Ainsworth CD、Blake CC、Tamayo A、Beletsky V、Fenster A、Spence JD、“3D ultrasound measurement of change in carotid plaque volume: a tool for rapid evaluation of new therapies.”、Stroke 2005、36(9):1904-1909。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、検査者が超音波画像上の血管を手動で指定する必要があるので、正確に血管が検出されない場合があるという問題がある。

【0005】

そこで、本発明は、より正確に検査対象の血管を検出する超音波診断装置を提供する。

【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、超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波に基づいて前記被検体の対象血管を検出する超音波診断装置であって、前記反射超音波に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像生成部と、前記反射超音

10

20

30

40

50

波に基づいて、前記断層画像上での前記被検体の血流領域を示す血流情報を生成する血流情報生成部と、前記血流情報生成部が生成した前記血流情報を解析することで、前記血流領域が前記対象血管に対応する血流領域であるか否かの判定を行う血流領域判定部と備える。

【 0 0 0 7 】

なお、これらの包括的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能なＣＤ－ＲＯＭなどの記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムおよび記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 0 8 】

本発明の超音波診断装置は、より正確に検査対象の血管を特定することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 9 】

【 図 1 】 図 1 は、実施の形態 1 における超音波診断装置の概略構成を示す図である。

【 図 2 】 図 2 は、実施の形態 1 における超音波診断装置の詳細構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 図 3 は、実施の形態 1 における超音波診断装置の血管輪郭の抽出処理のフローチャートの第一例である。

【 図 4 】 図 4 は、( a ) 血流画像の血流領域を示す図、及び、( b ) 血流点を示す図である。

20

【 図 5 】 図 5 は、( a ) 複数フレームにおいて血流点を抽出した結果を示す図、( b ) 血流点をグループ化した結果を示す図、( c ) 抽出された対象血管の血流領域相当の血流グループを示す図、及び、( d ) 抽出された対象血管の血流領域相当の血流点を示す図である。

【 図 6 】 図 6 は、実施の形態 1 における超音波診断装置の血管輪郭の抽出処理のフローチャートの第二例である。

【 図 7 】 図 7 は、実施の形態 2 における超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【 図 8 】 図 8 は、実施の形態 3 における超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

30

【 図 9 】 図 9 は、実施の形態 3 における超音波診断装置の血管輪郭の抽出処理のフローチャートである。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、各実施の形態に係る超音波診断装置の外観図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、想定される超音波診断装置の第一例を示す図である。

【 図 1 2 】 図 1 2 は、想定される超音波診断装置の第二例を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 0 】

( 本発明の基礎となった知見 )

本発明者は、「背景技術」の欄において記載した超音波診断装置に関し、以下の問題が生じることを見出した。

40

【 0 0 1 1 】

近年、動脈硬化及び血管疾患等を早期に発見するために、超音波診断装置が用いられている。具体的には、超音波診断装置を用いて、血管壁の内膜と中膜とを合わせた膜の厚さである内膜中膜複合体厚 ( Intima Media Thickness、以下 I M T ) が計測されている。また、超音波診断装置を用いて、血管の内腔が狭窄することによって発生するプラークの有無が確認されている。これは動脈硬化が進行するほど I M T が厚くなったり、プラークが形成されたりすることが明らかになってきたからである。なお、動脈硬化は全身的に進行すると考えられており、主に表在性の頸動脈が動脈硬化の進行度合いを判断する際の計測対象となっている。ここでプラークとは、血管の内壁が局所的に

50

血管の内側（内腔）に突出した隆起性病変を意味している。プラークは、血栓、脂肪性、及び繊維性など様々な形態をとり、頸動脈の狭窄及び閉塞、並びに、脳梗塞及び脳虚血を起こす原因になる恐れがある。

【 0 0 1 2 】

超音波診断装置による I M T の計測、および、プラーク形状の検出は、血管の超音波画像を用いて行われる。超音波診断装置は、探触子を介して被検体表より被検体内に超音波を送波し、被検体から発生する反射波に基づき超音波画像（例えば B モード画像）を形成する。そして、検査者が、この超音波画像を見てプラーク有無を判断する。

【 0 0 1 3 】

ここで、検査者が I M T の厚みやプラークの有無を判断する際には、検査者は、超音波画像内の血管外膜及び血管内膜の形状を手動で指定（スケッチ）し、このスケッチを元に診断を行う（例えば、図 1 1 の構成）。具体的には、検査者は、B モード画像に対し、外膜の辺縁形状を外膜輪郭線としてスケッチし、さらに内腔の辺縁形状を内腔輪郭線としてスケッチする。そして最終的にこのスケッチの形状をもとに、検査者は、プラークの有無などの診断を行う（例えば、非特許文献 1 参照）。

10

【 0 0 1 4 】

しかしながら、非特許文献 1 の手法では、画像取得後にオフライン状態において、検査者は、超音波画像上に血管壁の外膜輪郭及び内腔輪郭の位置を手動で指定する必要がある。つまり、検査者は、従来の診断方法によってプラーク検出を行う場合には手動で輪郭を指定する必要がある、手間がかかる。その結果、検査者に依存して発生する検査結果の揺らぎが生ずる。よって、正確に血管が検出されない場合があるという問題がある。

20

【 0 0 1 5 】

そこで、本発明は、より正確に検査対象の血管を検出する超音波診断装置を提供する。

【 0 0 1 6 】

上記の問題を解決するために、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波に基づいて前記被検体の対象血管を検出する超音波診断装置であって、前記反射超音波に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像生成部と、前記反射超音波に基づいて、前記断層画像上での前記被検体の血流領域を示す血流情報を生成する血流情報生成部と、前記血流情報生成部が生成した前記血流情報を解析することで、前記血流領域が前記対象血管に対応する血流領域であるか否かの判定を行う血流領域判定部とを備える。

30

【 0 0 1 7 】

これによれば、超音波診断装置は、血流領域に関する血流情報に基づいて、超音波画像において対象血管に対応する血流領域を判定することができる。超音波画像上には、対象血管に対応する血流領域を含む複数の血流領域が存在している場合がある。そのような場合に、血流情報に基づいて、複数の血流領域のうち対象血管に対応する血流領域を特定することができる。よって、超音波診断装置は、より正確に検査対象の血管を検出することができる。

【 0 0 1 8 】

例えば、前記血流領域判定部は、前記血流情報として、前記断層画像における前記血流領域の位置を解析することで前記判定を行う。

40

【 0 0 1 9 】

これによれば、超音波診断装置は、超音波画像における血流領域の位置に基づいて、血流領域を特定することができる。検査者が超音波プローブを移動（スキャン）させながら順次超音波画像を取得するので、超音波画像における血流領域の位置を解析することで、複数の超音波画像において、同一の血管に対応する血流領域を検出することができる。よって、より正確に検査対象の血管を検出することができる。

【 0 0 2 0 】

例えば、前記血流領域判定部は、前記血流領域を含む前記断層画像が取得された前記被検体上の位置に対応させて前記血流領域を配置した場合に、配置した前記血流領域の間の

50

距離が閾値以下である複数の血流領域をまとめて1つの血流領域群として抽出し、抽出した前記血流領域群の属性に基づいて、前記血流領域群に含まれる血流領域に対して前記判定を行う。

【0021】

これによれば、超音波診断装置は、複数の超音波画像のそれぞれにおける血流領域の位置が閾値以下である血流領域を同一の血管に対応する血流領域（血流領域群）として抽出することができる。検査者が超音波プローブ移動させながら順次超音波画像を取得するので、比較的近い時刻に取得された複数の超音波画像において、同一の血管に対応する血流領域は、比較的近い位置に存在する。超音波画像における血流領域の位置に基づいて血流領域を特定することにより、より正確に検査対象の血管を検出することができる。

10

【0022】

例えば、前記血流領域判定部は、抽出した前記血流領域群の属性があらかじめ定められた前記対象血管の属性に一致する場合に、抽出した前記血流領域群に含まれる血流領域が前記対象血管に対応する血流領域であるとの前記判定を行う。

【0023】

これによれば、超音波診断装置は、同一の血管に対応する血流領域群の属性が、あらかじめ定められた対象血管の属性と一致する場合に、当該血流領域群を対象血管に対応する血流領域として特定することができる。

【0024】

例えば、前記血流領域判定部は、抽出した前記血流領域群に含まれる血流領域の数と、前記血流領域群に含まれる血流領域のうち面積が最大である血流領域の面積と、前記血流領域群を含む複数の断層画像が取得された被検体上の範囲のうちの始端及び終端から取得された断層画像のそれぞれにおける血流領域の位置とのうちの少なくとも1つを、前記血流領域群の属性として、前記判定を行う。

20

【0025】

これによれば、これらの属性を利用することにより、より正確にY字形状の血管を特定することができる。血流領域群に含まれる血流領域のうち面積が最大である血流領域は、Y字形状の分岐部に対応し、始端と終端とは、それぞれ、超音波プローブによるスキャンの開始時と終了時に取得された超音波画像に対応する。つまり、超音波診断装置は、Y字形状の分岐部と端部とを特定することにより、より正確にY字形状の血管を特定することができる。

30

【0026】

例えば、前記血流領域判定部は、1つの前記血流領域群が含む前記血流領域の数が所定数以下の場合には、当該血流領域群を除く血流領域群に含まれる血流領域に対して、前記判定を行う。

【0027】

これによれば、超音波診断装置は、含まれる血流領域の数が少ない血流領域群を血流ノイズと特定し、血流ノイズと特定された血流領域群を、血流領域の判定対象から除外することができる。よって、血流ノイズなど対象血管以外の血流情報がある場合にも正確に対象血管を検出することができる。

40

【0028】

例えば、前記血流領域判定部は、前記血流領域群のうち、面積が最大である血流領域を含む血流領域群に含まれる血流領域が、前記対象血管に対応する血流領域であるとの判定を行う。

【0029】

これによれば、特にY字形状の分岐部に対応する部分を有する血管を対象血管として特定することができる。

【0030】

例えば、前記血流領域判定部は、さらに、抽出した前記血流領域群のそれぞれを含む断層画像が取得された前記被検体の位置に対応させて、前記血流領域群のそれぞれを配置し

50

た場合に、第一血流領域群を補間することで形成される図形の端部と、第二血流領域群を補間することで形成される図形の一部との距離が所定値以下であるとき、前記第一血流領域群と前記第二血流領域群とをまとめて1つの血流領域群として新たに抽出し、新たに抽出した血流領域群に対して前記判定を行う。

【0031】

例えば、前記血流領域判定部は、さらに、抽出した前記血流領域群のそれぞれを含む前記断層画像が取得された前記被検体上の位置に対応させて前記血流領域群のそれぞれを配置した場合に、前記血流領域群に対応する前記被検体上の範囲のうちの始端又は終端から取得された断層画像に含まれる第一血流領域の前記断層画像上における第一位置と、前記被検体上の範囲のうちの始端又は終端から取得された断層画像に含まれる血流領域であって前記第一血流領域と異なる血流領域である第二血流領域の前記断層画像上における第二位置との差が所定値以下であり、かつ、前記第一血流領域が取得された前記被検体の位置と前記第二血流領域が取得された前記被検体の位置とが所定距離以下であるときに、前記第一血流領域を含む前記血流領域群と、前記第二血流領域を含む前記血流領域群とをまとめて1つの血流領域群として新たに抽出し、新たに抽出した血流領域群に対して前記判定を行う。

10

【0032】

これによれば、超音波診断装置は、異なる血流領域群として抽出された複数の血流領域群を、まとめて1つの血流領域群とし、対象血管であるか否かの判定を行うことができる。

20

【0033】

例えば、前記血流領域判定部は、前記血流情報として、前記断層画像における前記血流領域の面積を解析することで前記判定を行う。

【0034】

これによれば、超音波診断装置は、超音波画像における血流領域の面積に基づいて、血流領域を特定することができる。検査者が超音波プローブを移動（スキャン）させながら順次超音波画像を取得するので、超音波画像における血流領域の面積を解析することで、複数の超音波画像において、同一の血管に対応する血流領域を検出することができる。よって、より正確に検査対象の血管を検出することができる。

【0035】

30

例えば、前記血流領域判定部は、取得された複数の断層画像のそれぞれにおける前記血流領域の面積の変動を解析し、拍動様の変動の有無を判定することで前記判定を行う。

【0036】

これによれば、超音波診断装置は、拍動様に面積が変動する動脈を、対象血管として特定することができる。

【0037】

例えば、前記血流領域判定部は、前記血流情報として、前記血流領域の血流の方向を解析することで前記判定を行う。

【0038】

例えば、前記血流領域判定部は、前記血流領域の前記血流の方向が、あらかじめ定められた前記対象血管の血流の方向と一致する場合に、前記血流領域が前記対象血管に対応する前記血流領域であるとの前記判定を行う。

40

【0039】

これによれば、超音波診断装置は、血流の方向に基づいて対象血管を特定することができる。対象血管の血流の方向又は向きと、対象血管のおおまかな位置とは従来知られているので、超音波診断装置は、解析された血流の方向に基づいて、対象血管を特定することができる。

【0040】

例えば、前記超音波診断装置は、さらに、前記血流領域判定部における前記判定の結果を示す情報を表示する表示部と、前記表示部が表示している前記判定の結果を示す情報に

50

対するユーザによる修正要求に基づいて前記血流領域判定部における前記判定結果を修正する修正部とを備える。

【0041】

これによれば、超音波診断装置は、血流領域判定部による判定結果に誤りがある場合に、検査者（ユーザ）からの修正要求に基づいて判定結果を修正し、より正確に対象血管を検出することができる。

【0042】

例えば、前記超音波診断装置は、さらに、前記血流領域判定部が判定した血流領域に基づいて、仮血管輪郭を設定する仮血管輪郭設定部と、前記仮血管輪郭設定部が設定した前記仮血管輪郭を用いて、前記断層画像生成部が生成した前記断層画像内において、前記対象血管の輪郭を抽出する血管輪郭抽出部とを備える。

10

【0043】

これによれば、超音波診断装置は、血流領域判定部が検出した対象血管の血管壁の輪郭を超音波画像上でトレースすることができる。

【0044】

例えば、前記超音波診断装置は、さらに、前記超音波プローブの位置又は姿勢を示す位置姿勢情報を取得するプローブ位置姿勢取得部と、前記プローブ位置姿勢取得部が取得した前記位置姿勢情報と、前記血流情報生成部が生成した前記血流情報とに基づいて、前記血流領域を3次元空間上で示す血流3次元情報を生成する血流3次元構成部とを備え、前記血流領域判定部は、前記血流3次元構成部が生成した前記血流3次元情報を解析することで、前記判定を行う。

20

【0045】

これによれば、超音波診断装置は、3次元空間における血流領域の形状に基づいて、対象血管を検出することができる。

【0046】

例えば、前記対象血管は、頸動脈である。

【0047】

これによれば、超音波診断装置は、頸動脈を検出することができる。

【0048】

本発明の一態様に係る血管抽出方法は、超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波に基づいて前記被検体の対象血管を検出する血管検出方法であって、前記反射超音波に基づいて、前記被検体の断層画像を生成する断層画像生成ステップと、前記反射超音波に基づいて、前記断層画像上での前記被検体の血流領域を示す血流情報を生成する血流情報生成ステップと、前記血流情報生成ステップで生成した前記血流情報を解析することで、前記血流領域が前記対象血管に対応する血流領域であるか否かの判定を行う血流領域判定ステップとを含む。

30

【0049】

これにより、上記の超音波診断装置と同様の効果を奏する。

【0050】

なお、これらの包括的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能なCD-ROMなどの記録媒体記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたは記録媒体の任意の組み合わせで実現されてもよい。

40

【0051】

以下、実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

【0052】

なお、以下で説明する実施の形態は、いずれも包括的または具体的な例を示すものである。以下の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、ステップ、ステップの順序などは、一例であり、本発明を限定する主旨ではない。また、以下の実施の形態における構成要素のうち、最上位概念を示す独立請求項に記

50

載されていない構成要素については、任意の構成要素として説明される。

【 0 0 5 3 】

( 実施の形態 1 )

従来、手動の手間を減らして検査者の負荷を低減し、また、検査時間を短縮することを目的として、血流情報が存在する位置をもとに仮血管壁輪郭を設定し、設定した仮血管壁輪郭を初期輪郭として血管壁輪郭を自動的に抽出する手法がある(図 1 2)。しかしながら、多様な血流情報が存在する場合に、検査対象とする血管(以下、対象血管、又は検査対象血管とも呼ぶ)(例えば頸動脈)のみを抽出することが難しいという問題がある。

【 0 0 5 4 】

例えば、計測範囲に頸動脈以外の血管(頸静脈、又は、椎骨動脈など)が存在する場合、その血管の位置に血流が存在するので、その血管を誤って抽出することがある。また、組織の動きなどが誤って血流情報として捉えられることもある(血流ノイズ)。このように、確実に対象血管のみを抽出することが難しいという問題がある。

【 0 0 5 5 】

本実施の形態に係る超音波診断装置の概略構成を説明する。図 1 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 5 0 の概略構成を示すブロック図である。

【 0 0 5 6 】

図 1 に示される超音波診断装置 1 5 0 は、超音波プローブにより被検体から取得された反射超音波 2 0 1 に基づいて対象血管を検出する。なお、検査者が被検体上で超音波プローブを直線的に移動させながら、順次、反射超音波を取得する場合を例として説明する。ただし、超音波プローブの移動は、直線的なものに限られない。つまり、操作者が曲線的に超音波プローブを移動させる場合にも適用することができる。

【 0 0 5 7 】

超音波診断装置 1 5 0 は、Bモード画像生成部 1 0 4 と、血流画像生成部 1 0 5 と、血流領域判定部 1 0 6 と、仮血管輪郭設定部 1 0 7 と、血管輪郭抽出部 1 0 8 とを備える。

【 0 0 5 8 】

Bモード画像生成部 1 0 4 は、反射超音波 2 0 1 に基づいてBモード画像 2 0 2 を生成する。

【 0 0 5 9 】

血流画像生成部 1 0 5 は、血流情報生成部に相当する。血流画像生成部 1 0 5 は、反射超音波 2 0 1 に基づいて、血流がある領域を示す血流画像 2 0 3 を生成する。血流画像 2 0 3 は、血流情報に相当する。以降、血流情報の具体例として血流画像 2 0 3 を用いて説明するが、血流情報は、血流画像 2 0 3 に限られない。血流情報は、被検体において血流がある領域を示す情報であればなんでもよい。

【 0 0 6 0 】

血流領域判定部 1 0 6 は、血流画像 2 0 3 に基づいて、対象血管の血流領域 2 0 4 を抽出する。

【 0 0 6 1 】

仮血管輪郭設定部 1 0 7 は、血流領域 2 0 4 を基に仮血管輪郭 2 0 5 を設定する。

【 0 0 6 2 】

血管輪郭抽出部 1 0 8 は、仮血管輪郭 2 0 5 を初期輪郭として、Bモード画像 2 0 2 を用いて血管輪郭(血管の外膜輪郭) 2 0 6 を抽出する。具体的には、例えば、血管輪郭抽出部 1 0 8 は、仮血管輪郭 2 0 5 を初期輪郭とした探索処理をBモード画像 2 0 2 上で行うことにより、血管輪郭 2 0 6 を抽出する。

【 0 0 6 3 】

以下、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 5 0 の構成を詳細に説明する。

【 0 0 6 4 】

図 2 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 5 0 の詳細構成を示すブロック図である。

【 0 0 6 5 】

図 2 に示す超音波診断装置 150 は、制御部 102 と、送受信部 103 と、B モード画像生成部 104 と、血流画像生成部 105 と、血流領域判定部 106 と、仮血管輪郭設定部 107 と、血管輪郭抽出部 108 と、血管輪郭画像生成部 109 と、データ格納部 110 とを備える。また、超音波診断装置 150 の外部には、プローブ 101 と、表示部 111 とがあり、それぞれ、超音波診断装置 150 に接続されている。なお、プローブ 101 と、表示部 111 とは、超音波診断装置 150 の内部にあってもよい。また、プローブ 101 と、表示部 111 とがなくともよい。

【0066】

プローブ 101 は、超音波を送受信する超音波振動子を備える超音波プローブである。プローブ 101 は、送受信部 103 の指示に従い超音波を送受信する。また、プローブ 101 は、被検体からの反射超音波 201（超音波反射信号）をエコー信号として受信する。なお、プローブ 101 は、超音波振動子が 1 次元方向に配列されているプローブであってもよいし、超音波振動子がマトリックス状に配置された 2 次元アレイプローブであってもよい。

10

【0067】

制御部 102 は、超音波診断装置 150 に含まれる各処理部の制御を行う。以降、特に明記しないが、制御部 102 が各処理部の動作を制御する。例えば、制御部 102 は、動作タイミングなどを制御しながら各処理部に処理を実行させる。

【0068】

送受信部 103 は、プローブ 101 の超音波振動子を駆動させて超音波を発生させる。また、送受信部 103 は、プローブ 101 が被検体から受信した反射超音波 201 を受信する。

20

【0069】

B モード画像生成部 104 は、送受信部 103 が受信した反射超音波 201 を基に、B モード画像 202 を生成する。具体的には、B モード画像生成部 104 は、反射超音波 201 に対しフィルタ処理を行ったのち、包絡線検波を行う。さらに、B モード画像生成部 104 は、包絡線検波により取得した信号に対して対数変換及びゲイン調整を行うことで B モード画像 202 を生成する。

【0070】

血流画像生成部 105 は、送受信部 103 が受信した反射超音波 201 を基に、血流画像 203 を生成する。ここで、血流画像 203 とは、血流がある領域を示す画像である。具体的には、血流画像生成部 105 は、超音波が血流に反射されることにより生ずる周波数の変化を用いて、血管内の血流の速度（血流速度）を検出する。そして、血流画像生成部 105 は、検出した血流速度を、カラーデータとして画像化することで血流画像 203 を生成する。なお、血流速度を画像化する方法としては、例えばカラードプラ法又はパワードプラ法を用いることができる。

30

【0071】

血流領域判定部 106 は、血流画像生成部 105 が生成した血流画像に基づいて、対象となる血管の血流領域 204 を抽出する。

【0072】

40

なお、ここでは、血流画像生成部 105 は、血流画像 203 を生成するとしたが、必ずしも画像を生成する必要はない。つまり、血流画像生成部 105 が、血流がある領域を示す情報（血流情報）を生成し、血流領域判定部 106 がこの血流情報を用いて対象となる血管の血流領域 204 を抽出してもよい。この血流領域の判定方法については、後ほど詳述する。

【0073】

仮血管輪郭設定部 107 は、血流領域判定部 106 が抽出した血流領域 204 に基づいて仮血管輪郭 205 を設定する。そして、仮血管輪郭設定部 107 は設定した仮血管輪郭 205 を示す仮血管輪郭情報を血管輪郭抽出部 108 に送る。

【0074】

50

血管輪郭抽出部 108 は、仮血管輪郭情報で示される仮血管輪郭 205 を、B モード画像 202 に設定した上で、この仮血管輪郭 205 を初期輪郭として用い、B モード画像 202 からより詳細な血管輪郭 206 を示す情報を抽出する。ここでは、血管輪郭抽出部 108 は、血管の外膜の輪郭（外膜輪郭）に相当する輪郭を抽出する。

【0075】

なお、本実施の形態では、血管輪郭抽出部 108 が、外膜輪郭を抽出するように B モード画像からの抽出を行っているが、仮血管輪郭情報を血流画像 203 に設定した上で、血流画像 203 から内腔輪郭を抽出するようにしてもよい。また、その両方を行って外膜輪郭と内腔輪郭とを抽出するようにしてもよい。

【0076】

血管輪郭画像生成部 109 は、血管輪郭抽出部 108 が抽出した血管輪郭を示す情報を、B モード画像 202 に重畳する形で合成し、血管輪郭画像を生成する。

【0077】

データ格納部 110 は、B モード画像生成部 104 が生成する B モード画像 202、血流画像生成部 105 が生成する血流画像 203、及び、血管輪郭抽出部 108 が生成する血管輪郭 206 を格納する。

【0078】

表示部 111 は、B モード画像 202、血流画像 203 若しくは血管輪郭 206、又は、それらのデータなどを表示する。表示部 111 は、LCD（Liquid crystal display、液晶ディスプレイ）などの表示装置である。なお、本実施の形態は、対象とする血管の輪郭をより正確に求める輪郭抽出方法の特徴とする。よって、超音波診断装置 150 が、血管輪郭画像生成部 109 及びデータ格納部 110 を具備するかどうかは任意である。

【0079】

図 3 は、本実施の形態における超音波診断装置 150 の血管輪郭 206 の抽出処理のフローチャートの第一例である。

【0080】

まず、ステップ S201 において、B モード画像生成部 104 が B モード画像 202 を生成するとともに、血流画像生成部 105 が血流画像 203 を生成する。具体的には、送受信部 103 は、プローブ 101 を通じて被検体に超音波を発信し、プローブ 101 を通じて反射超音波 201 を受信する。B モード画像生成部 104 及び血流画像生成部 105 は、送受信部 103 が受信したデータを処理することで、B モード画像 202 及び血流画像 203 を生成し、生成した B モード画像 202 及び血流画像 203 をデータ格納部 110 に保存する。なお、B モード画像生成、および、血流画像生成は時系列的に連続で行ってもよい（以降便宜上、B モード画像、および、血流画像の 1 生成単位を、フレームと呼ぶこととする）。

【0081】

次に、ステップ S202 において、血流領域判定部 106 は、血流画像 203 を解析し、対象血管の血流領域 204 を抽出する。以下、この工程について述べる。

【0082】

本実施の形態では、血流領域判定部 106 は、まず、予め定めた値より大きい面積を有する血流領域を抽出する。血流画像 203 には、血流画像 203 を生成する過程において誤って血流領域と判定されうる小領域（小さい面積を有する領域）が存在する場合がある。よって、このような処理を行うことで、血流画像 203 の中から効率よく頸動脈以外の血流領域を取り除くことができる。さらに、血流領域判定部 106 は、血流領域の重心の位置を示す座標を算出し、これをその血流領域を示す代表点（以降、血流点と呼ぶ）とする。ここまです、あるフレームにおける血流点を抽出したことになる。なお、血流点は 1 点も抽出されないこともあり、また、複数抽出されることもある。また、ここでは血流領域の重心位置を代表点としたが、血流領域範囲の最大座標値と最小座標値との中央値で示される点を代表点としてもよい。さらに、各血流点の情報として、代表点の座標の代わりに、血流領域の面積を示す値を算出してもよい。また、それらを併用してもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 3 】

図 4 を用いて、血流画像から血流点を抽出する処理について説明する。図 4 の ( a ) は、血流画像の血流領域 4 0 1 及び 4 0 2 を表示した図である。図 4 の ( b ) は、血流領域 4 0 1 及び 4 0 2 のそれぞれに対応した血流点 4 1 1 及び 4 1 2 を示す図である。ここでは、それぞれの血流領域の重心の位置を血流点としている。

## 【 0 0 8 4 】

次に、血流領域判定部 1 0 6 は、血流点のグループ化を行う。血流点のグループ化とは、同じ特徴を有する血流点同士を同じラベルをもつグループとすることを意味する。なお、ラベルとはグループを識別する指標のことであり、名前、数字、色など、グループを一意に識別できるのであれば、どのような指標でも構わない。本実施の形態では、血流領域判定部 1 0 6 は、あるフレームにおける血流点に対し、当該フレームの前後の複数フレームにおいて、フレーム内における血流位置が近い血流点に同じ数字（以降、血流グループ番号と呼ぶ）を付けることで、グループ化を実現する。なお、グループ化された血流点の集まりを血流グループとよぶことがある。

## 【 0 0 8 5 】

具体的には、血流領域判定部 1 0 6 は、あるフレームにおけるある血流点を注目血流点とすると、当該フレームより過去のフレームであって、当該フレームが取得された時刻から 1 秒以内に取得されたフレームに着目する。血流領域判定部 1 0 6 は、着目したフレームにおいて、注目血流点との座標値の距離が 1 0 mm 相当以内である血流点が存在するならば、この過去の血流点につけられた血流グループ番号と同じ番号を、注目血流点に対して番号付ける。また、前記範囲内に血流点が存在しないならば、血流領域判定部 1 0 6 は、これまでに付けられていない、新しい血流グループ番号を、注目血流点に対して番号付ける。血流領域判定部 1 0 6 は、この処理を、取得した全てのフレームに対して繰り返し適用することで、抽出した全ての血流点に対して血流グループ番号を番号付けることができる。このようにして、血流領域判定部 1 0 6 は、全ての血流点をグループ化することができる。なお、上記で「 1 秒」又は「 1 0 mm」というように具体的な数値を示したが、あくまで例示であり、それぞれ、他の時間、他の長さであってもよい。

## 【 0 0 8 6 】

次に、血流領域判定部 1 0 6 は、血流点の解析を行い、対象血管血流領域に相当する血流点を抽出する。本実施の形態では、血流グループを単位とした解析、および、抽出を行う。ここでの解析は、例えばパターンマッチングである。例えば、総頸動脈から内頸動脈及び外頸動脈に至る頸動脈の形状は、分岐部をもつ Y 字型であるという形状的特徴を有することが知られている。血流領域判定部 1 0 6 は、この形状的特徴に当てはまる血流グループの組を抽出する。血流領域判定部 1 0 6 が抽出した血流グループに属する血流点が、対象血管の血流領域 2 0 4 に相当する。

## 【 0 0 8 7 】

図 5 は、縦軸及び横軸をそれぞれ各フレームの縦軸及び横軸とし、奥行き方向の軸をフレームの前後の方向（以降、フレーム方向とよぶ）の軸として、模式的に立体図とした説明図である。

## 【 0 0 8 8 】

図 5 の ( a ) は、血流領域判定部 1 0 6 が各フレームで血流点を抽出した結果を示している。図 5 の ( a ) において、一番手前に配置されたフレームでは、3 つの血流点 5 0 1、5 0 2 及び 5 0 3 が抽出されている。この時点では、いずれの血流点が対象血管に相当する血流点であるかはわからない。

## 【 0 0 8 9 】

図 5 の ( b ) は、血流領域判定部 1 0 6 が図 5 の ( a ) のように抽出した血流点をフレーム方向にグループ化した結果の例である。図 5 の ( b ) に示される各円柱は、同じ血流グループ番号をもつ血流点の集まりを示したもので、血流グループに相当する。図 5 の ( b ) には、4 つの血流グループ 5 1 1、5 1 2、5 1 3 及び 5 1 4 が存在している。血流領域判定部 1 0 6 は、頸動脈を対象血管とする場合には、例えば Y 字型の特徴をもつパタ

ーンをリファレンスパターンとして、パターンマッチングを実行する。このパターンマッチング処理により、図5の(a)に示される4つの血流グループから、リファレンスパターンと同様の特徴を有する血流グループ511、512及び514を選ぶことができる(図5の(c))。その結果、血流領域判定部106は、対象血管血流領域として、血流グループ511、512及び514に属する血流点を抽出することができる。

#### 【0090】

図5の(d)は、対象血流領域として、血流点501及び502が抽出されたことを示している。図5の(a)において血流領域判定部106が抽出した血流点503は、血流グループ513に属するので、対象血管ではないとして適切に除去することができる。

10

#### 【0091】

なお、ここでは、血流領域判定部106がパターンマッチング技術を用いる例を示したが、対象血管の特徴を学習させた機械学習ベースの抽出方式を採用してもよい。また、血流領域判定部106は、各グループの位置関係により形作られる形状的な特徴だけでなく、血流面積などの情報を用いてもよい。たとえば、頸動脈の分岐部では血流領域面積が非常に大きくなる傾向がある。そのため、血流領域判定部106は、複数のグループのそれぞれにおいて血流領域の面積が最大となる血流点を求めた後、複数のグループのうち最大血流面積を有するグループが分岐部を含んでいる領域であるとして抽出してもよい。さらに、血流領域判定部106は、分岐部を含む血流グループを抽出した後、その血流グループとの位置関係に基づいて、さらに複数の血流グループを抽出してもよい。これにより、基準となる血流グループが先に決まるので、より効率よく対象血流グループを抽出することができる。

20

#### 【0092】

血流領域判定部106は、他の例として、血流面積を用いて、拍動様の面積変化を特徴として対象血管の血流グループを抽出してもよい。一般に、動脈の方が血管径の変化が大きいので、血流面積の変化が大きくなるという特徴がある。血流領域判定部106は、動脈と静脈とを区別することを意図する場合には、この特徴を利用することより、より適切に対象血管を抽出することができる。

#### 【0093】

また、血流領域判定部106は、パターンマッチング等の処理を行う前に、血流グループ自体を解析してもよい。例えば、血流のノイズは、フレーム方向に間欠的に描出されることが多く、血流点数の少ない個別のグループに分かれることがある。そこで、血流グループのうち、そのグループに所属する血流点が閾値より少ない場合には、その血流グループは血流ノイズであるとして、以降の解析対象から外すようにしてもよい。これによって、不要な情報を処理する必要性がなくなり、より効率よく対象血流グループを抽出することができる。

30

#### 【0094】

図3に戻り、次に、ステップS203では、仮血管輪郭設定部107は、ステップS202で抽出した対象血管の血流領域204を基に仮血管輪郭205を設定する。血管輪郭は、抽出した対象血流領域周辺に存在すると想定されるので、対象血管の血流領域204の位置に仮の血管輪郭を設定する。本実施の形態では、血管を輪切りにした像が描出されるようにプローブをスキャンして円形状の血管像が取得されることを想定し、仮血管輪郭は円形状で設定する。

40

#### 【0095】

まず、仮血管輪郭設定部107は、各フレームにおいて、対象血流領域に相当する血流点があるかどうかを判定する。仮血管輪郭設定部107は、対象血流領域に相当する血流点がある場合には、その血流点を中心とした円を仮血管輪郭とする。このとき、仮血管輪郭設定部107は、仮血管輪郭とした円が対象血流領域を内包するように、円の半径を決定することが望ましい。また、仮血管輪郭設定部107は、対象とする血管の半径の統計的な平均値をもとに円の半径を決定してもよい。

50

【 0 0 9 6 】

ステップ S 2 0 4 では、血管輪郭抽出部 1 0 8 は、ステップ S 2 0 3 で設定した仮血管輪郭 2 0 5 を基に、B モード画像 2 0 2 から血管輪郭 2 0 6 を抽出する。本実施の形態では、血管輪郭抽出部 1 0 8 は、仮血管輪郭を初期輪郭として使用して、B モード画像 2 0 2 に対する動的輪郭探索処理（スネークスなど）を行った結果得られる輪郭を、血管輪郭 2 0 6 に決定する。ここで、動的輪郭探索処理とは、エネルギー最小化処理を行うことにより初期輪郭の輪郭点を移動させることで輪郭を抽出する処理である。スネークスアルゴリズムでは、例えば下記（式 1 ）、（式 2 ）及び（式 3 ）で定義されるエネルギー  $E_{snakes}$  を最小化するように輪郭を決定する。

【 0 0 9 7 】

10

【数 1】

$$E_{snakes} = \alpha E_{int} + \beta E_{image} \quad (\text{式 1})$$

【 0 0 9 8 】

【数 2】

$$E_{int} = (w_1 |v_s|^2 + w_2 |v_{ss}|^2) / 2 \quad (\text{式 2})$$

【 0 0 9 9 】

20

【数 3】

$$E_{image} = -(G_\sigma * \nabla^2 I)^2 \quad (\text{式 3})$$

【 0 1 0 0 】

ここで、 $E_{int}$  は輪郭線の内部変形エネルギーであり、 $E_{image}$  は輪郭線と画像との適合度を表す画像エネルギーである。 $v$  は輪郭線のパラメータ表現であり、 $v_s$  は  $v$  の 1 階微分、 $v_{ss}$  は  $v$  の 2 階微分を示している。 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $w_1$ 、 $w_2$  は重みを示す定数である。 $G_\sigma$  はガウシアンフィルタであり、 $\nabla^2$  はラプラシアンフィルタであり、「 $*$ 」は畳み込み（Convolution）の演算子であり、 $I$  は画像の輝度値である。より具体的には、スネークスアルゴリズムは、輪郭線を、当該輪郭線を離散化した輪郭点として表現し、輪郭点ごとにエネルギー  $E_{snakes}$  が最小化されるような点を決定する。例えば、 $\alpha = 0.8$ 、 $\beta = 0.2$  とすることで、もとの円形形状を保ちながら輪郭を探索することができる。

30

【 0 1 0 1 】

ステップ S 2 0 5 では、血管輪郭画像生成部 1 0 9 は、血管輪郭を示す情報を B モード画像に重畳することで血管輪郭画像を生成する。

【 0 1 0 2 】

ステップ S 2 0 6 では、表示部 1 1 1 は、生成された画像を表示する。

【 0 1 0 3 】

40

なお、前述したようにステップ S 2 0 5（血管輪郭画像生成ステップ）、及び、ステップ S 2 0 6（表示ステップ）を採用するかどうかは任意である。

【 0 1 0 4 】

図 6 は、本実施の形態における超音波診断装置 1 5 0 の血管輪郭 2 0 6 の抽出処理のフローチャートの第二例である。超音波診断装置 1 5 0 は、図 6 に示されるように、ステップ S 2 0 1 ～ S 2 0 4 の処理のみを行なってもよい。

【 0 1 0 5 】

以上より、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 5 0 は、血流領域の分布から対象血管の血流領域を求め、この血流領域に基づいて対象血管の輪郭を抽出する。これにより、超音波診断装置 1 5 0 は、より安定、かつより正確に輪郭位置情報を得ることができる。そ

50

の結果、超音波診断装置 150 は、正しく抽出対象の血管壁の輪郭をトレースすることができる。

【0106】

(実施の形態 2)

本実施の形態では、プローブの位置又は姿勢を示す情報を用いることにより、さらに正確に対象血管の形状を抽出することができる超音波診断装置の例について説明する。

【0107】

図 7 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 151 の概略構成を示すブロック図である。なお、図 7 において、図 2 と同じ構成要素については同じ符号を用い、説明を省略する。

10

【0108】

図 7 に示される超音波診断装置 151 は、図 2 に示す超音波診断装置 150 の構成に加え、プローブ位置姿勢取得部 112 と、血流 3 次元構成部 113 とを備える。

【0109】

プローブ位置姿勢取得部 112 は、プローブ 101 の位置又は姿勢を示す位置姿勢情報を取得する。

【0110】

血流 3 次元構成部 113 は、プローブ 101 の位置姿勢情報と、血流画像 203 とをもとに、血流情報を 3 次元空間上で示す血流 3 次元情報を生成する。

【0111】

20

実施の形態 1 における超音波診断装置 150 においては、血流点の形状的特徴を解析することで、対象血管に相当する血流領域を特定した。プローブを不規則に移動させて血管をスキャンする場合には、プローブの不規則な動きが血流点の形状的特徴に、意図に反して反映される可能性がある。特に、血管の走行方向に沿う方向の、プローブの不規則な動きによる影響が大きい。例えば、血管の走行方向に沿って総頸動脈から内頸動脈及び外頸動脈が描出されるようにプローブを移動させた後、プローブの動きを反転させ、内頸動脈及び外頸動脈から総頸動脈に向けてプローブを移動させた場合には、抽出された血流点の形状は、Y 字を 2 つつなげた形となる。つまり、抽出された血流点の形状は、頸動脈の形状を正しく示す Y 字型にはならない。このように、プローブの動きが反映された形状からは、頸動脈としての形状特徴を捉えることが困難であり、正しく対象血管を抽出することができない。

30

【0112】

そこで、本実施の形態における超音波診断装置 151 は、プローブの動きの影響を除去するために、プローブの位置姿勢情報を取得する。そして、取得した位置姿勢情報に基づいて血流 3 次元情報を生成する。さらに、生成した血流情報をもとに、実施の形態 1 と同様に血流解析を行う。

【0113】

かかる構成によれば、プローブの動きが不規則な場合においても、対象血管の血流に対して血流情報以外の影響を受けにくくすることができる。よって、より正確に抽出対象の血管の位置を得ることができる。

40

【0114】

(実施の形態 3)

本実施の形態では、上述した実施の形態 1 の変形例について説明する。

【0115】

図 8 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 152 の構成を示すブロック図である。なお、図 8 において、図 2 と同じ構成要素については同じ符号を用い、説明を省略する。

【0116】

図 8 に示される超音波診断装置 152 は、図 2 に示される超音波診断装置 150 の構成に加え、ユーザ指定入力部 121 と、修正部 122 とを備える。

【0117】

50

ユーザ指定入力部 1 2 1 は、ユーザによる修正要求を受け付ける。

【 0 1 1 8 】

修正部 1 2 2 は、ユーザ指定入力部 1 2 1 が受け付けた修正要求をもとに、血流領域判定部 1 0 6 による血流領域判定結果を修正する。

【 0 1 1 9 】

図 9 は、本実施の形態における超音波診断装置 1 5 2 の血管輪郭の抽出処理のフローチャートである。

【 0 1 2 0 】

超音波診断装置 1 5 2 は、実施の形態 1 と同様にステップ S 2 0 1 からステップ S 2 0 6 までの処理を実行する。

10

【 0 1 2 1 】

次に、ステップ S 2 1 1 において、ユーザ指定入力部 1 2 1 は、ユーザによる修正要求を受け付ける。

【 0 1 2 2 】

次に、ステップ S 2 2 2 において、修正部 1 2 2 は、ユーザ指定入力部 1 2 1 が受け付けた修正要求をもとに、血流領域判定部 1 0 6 による血流領域判定結果を修正する。

【 0 1 2 3 】

実施の形態 1 においては、血流点の形状的特徴を解析することで、対象血管に相当する血流領域を特定していたが、解析結果が誤った場合に正しく対象血管を抽出することができないという課題があった。例えば、頸静脈の血流が誤って対象血流として特定された場合には、頸静脈の血管壁を抽出してしまう。このように、解析が誤るような場合には正しく対象血管を抽出することができなくなる。

20

【 0 1 2 4 】

このため、解析が誤った場合にも正しく対象血管を抽出するために、ユーザによる修正指示を入力する手段を設け、入力された修正指示に基づいて、血流領域判定結果を修正する。さらに、修正された血流領域判定結果をもとに、実施の形態 1 と同様に仮血管輪郭設定、血管輪郭抽出、および、血管輪郭画像生成を行う。

【 0 1 2 5 】

ユーザによる修正指示は、例えば前記血流グループを単位とし、血流グループの選択指示あるいは選択解除指示により行う。つまり、誤った血流グループが対象血流領域として選ばれている場合には、選択解除指示を行うことで、対象血流領域修正部では該血流グループを対象血流領域から除外するように前記対象血流領域を修正する。また、対象血流領域として抽出されなかった血流グループに対して選択指示を行うことで、対象血流領域修正部では該血流グループを対象血流領域として抽出するように前記対象血流領域を修正する。

30

【 0 1 2 6 】

なお、前記対象血流領域修正部における対象血流領域の修正は、血流グループ単位でなくともよい。

【 0 1 2 7 】

かかる構成によれば、血流画像の解析が困難で対象血流領域の抽出が誤るような場合においても、誤りを修正することが可能となる。よって、ユーザの判断を反映し、より正しく抽出対象の血管を抽出することができる。

40

【 0 1 2 8 】

以上、各実施の形態に係る超音波診断装置について説明した。各実施の形態に係る超音波診断装置の外観は、例えば、図 1 0 に示される。

【 0 1 2 9 】

なお、本発明は、各実施の形態に限定されるものではない。例えば、各実施の形態における超音波診断装置に含まれる処理部の一部又は全部が、プローブ 1 0 1 に含まれてもよい。

【 0 1 3 0 】

50

また、各実施の形態では、Ｂモード画像及び血流画像として、走行方向に垂直な血管の断面である所謂短軸像を用いる場合を例に説明したが、本発明は、走行方向に平行な血管の断面である所謂長軸像を用いる場合にも適用できる。この場合、仮血管輪郭設定部１０７は、四角形状の仮血管輪郭を決定する。ここで四角形状とは、長方形、平行四辺形及び略四角形状を意味する。

【０１３１】

また、各実施の形態に係る超音波診断装置に含まれる各処理部は典型的には集積回路であるＬＳＩとして実現される。これらは個別に１チップ化されてもよいし、一部又は全てを含むように１チップ化されてもよい。

【０１３２】

また、集積回路化は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。ＬＳＩ製造後にプログラムすることが可能なＦＰＧＡ（Ｆｉｅｌｄ　Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ　Ｇａｔｅ　Ａｒｒａｙ）、又はＬＳＩ内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用してもよい。

【０１３３】

また、各実施の形態に係る、超音波診断装置の機能の一部又は全てを、ＣＰＵ等のプロセッサがプログラムを実行することにより実現してもよい。

【０１３４】

さらに、本発明は上記プログラムであってもよいし、上記プログラムが記録された非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体であってもよい。また、上記プログラムは、インターネット等の伝送媒体を介して流通させることができるのは言うまでもない。

【０１３５】

また、各実施の形態に係る超音波診断装置、及びその変形例の機能のうち少なくとも一部を組み合わせてもよい。

【０１３６】

また、上記で用いた数字は、全て本発明を具体的に説明するために例示するものであり、本発明は例示された数字に制限されない。

【０１３７】

また、ブロック図における機能ブロックの分割は一例であり、複数の機能ブロックを一つの機能ブロックとして実現したり、一つの機能ブロックを複数に分割したり、一部の機能を他の機能ブロックに移してもよい。また、類似する機能を有する複数の機能ブロックの機能を単一のハードウェア又はソフトウェアが並列又は時分割に処理してもよい。

【０１３８】

また、上記のステップが実行される順序は、本発明を具体的に説明するために例示するためのものであり、上記以外の順序であってもよい。また、上記ステップの一部が、他のステップと同時に（並列）に実行されてもよい。

【０１３９】

さらに、本発明の主旨を逸脱しない限り、本実施の形態に対して当業者が思いつく範囲内の変更を施した各種変形例も本発明に含まれる。

【産業上の利用可能性】

【０１４０】

本発明にかかる超音波診断装置は、血管壁の形状を正しく獲得する手段を有し、動脈硬化の診断に有用である。

【符号の説明】

【０１４１】

- １０１　　プローブ
- １０２　　制御部
- １０３　　送受信部
- １０４　　Ｂモード画像生成部
- １０５　　血流画像生成部

10

20

30

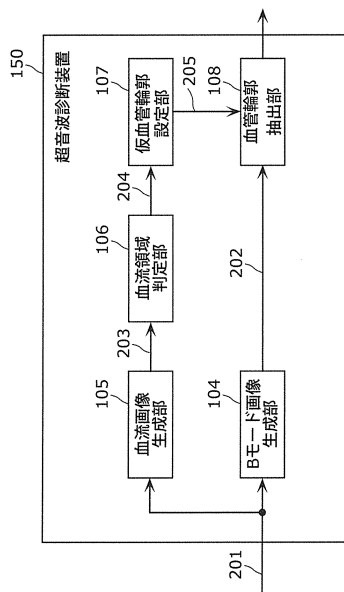
40

50

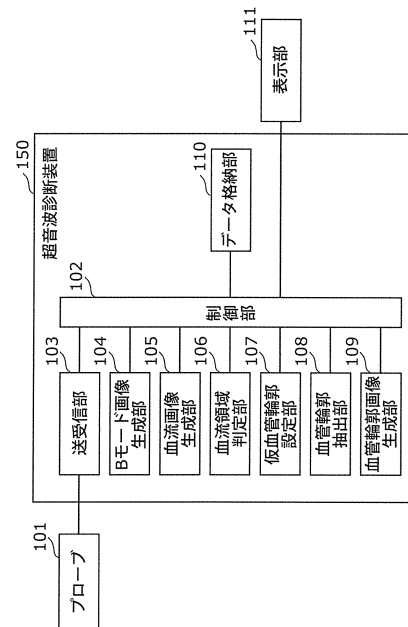
|                     |             |
|---------------------|-------------|
| 106                 | 血流領域判定部     |
| 107                 | 仮血管輪郭設定部    |
| 108                 | 血管輪郭抽出部     |
| 109                 | 血管輪郭画像生成部   |
| 110                 | データ格納部      |
| 111                 | 表示部         |
| 112                 | プローブ位置姿勢取得部 |
| 113                 | 血流3次元構成部    |
| 150、151、152         | 超音波診断装置     |
| 201                 | 反射超音波       |
| 202                 | Bモード画像      |
| 203                 | 血流画像        |
| 204                 | 血流領域        |
| 205                 | 仮血管輪郭       |
| 206                 | 血管輪郭        |
| 401、402             | 血流領域        |
| 411、412、501、502、503 | 血流点         |
| 511、512、513、514     | 血流グループ      |

10

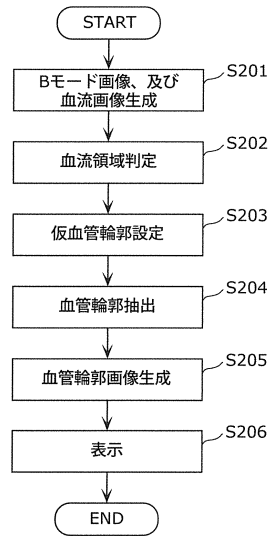
【図1】



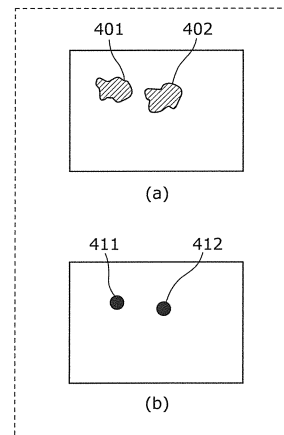
【図2】



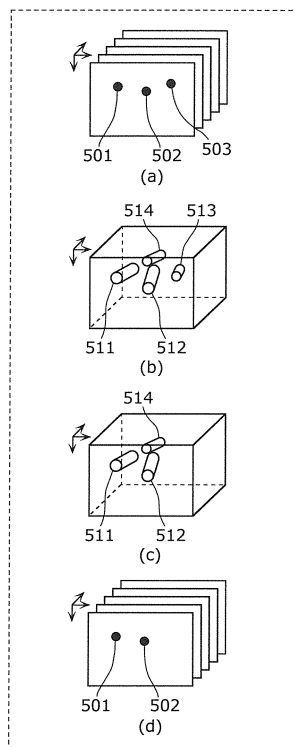
【図 3】



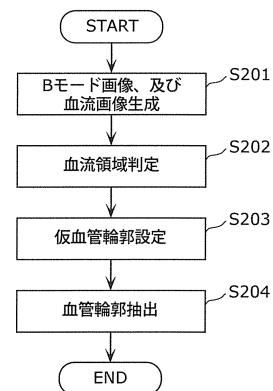
【図 4】



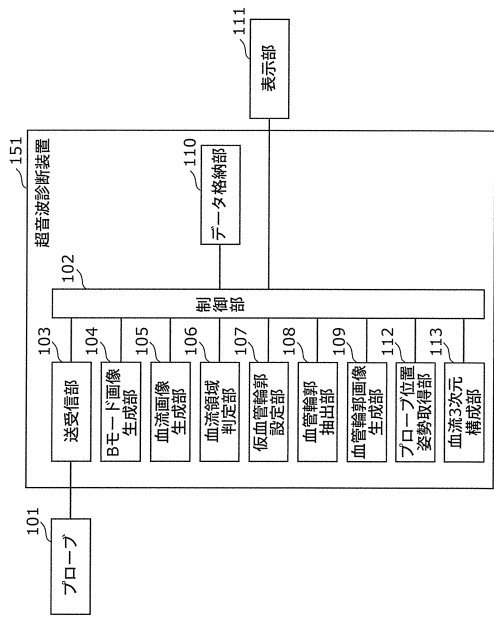
【図 5】



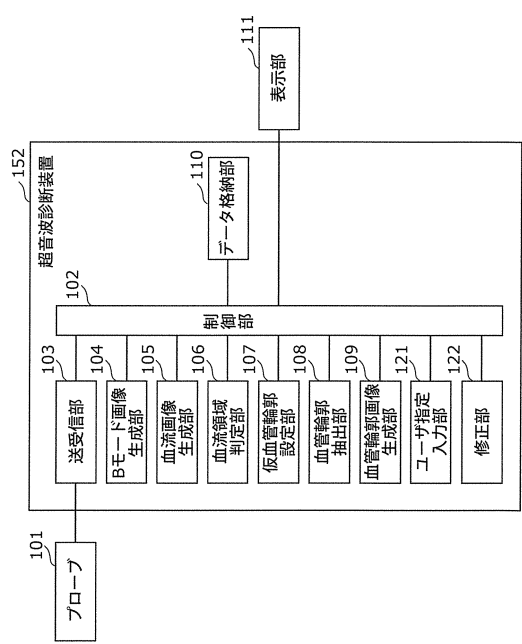
【図 6】



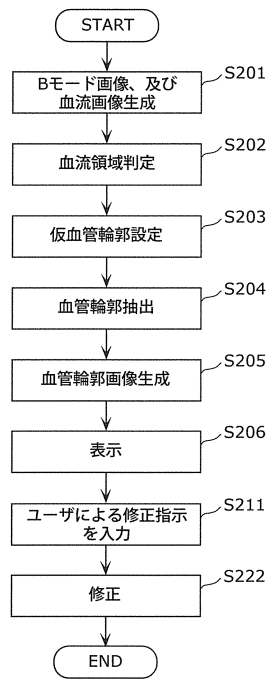
【図 7】



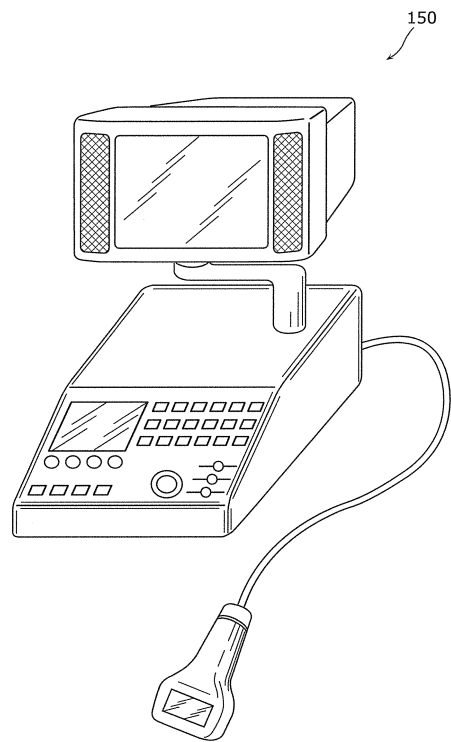
【図 8】



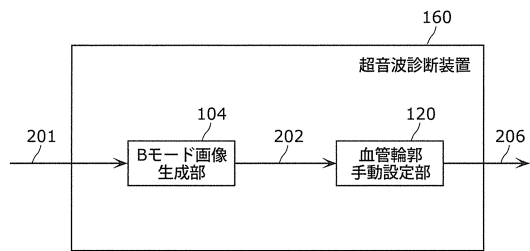
【図 9】



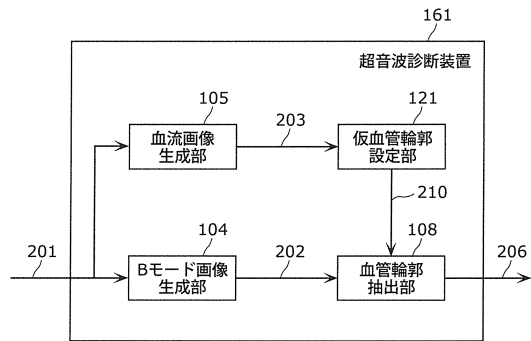
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



---

フロントページの続き

(72)発明者 遠間 正真

日本国大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 パナソニック株式会社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 2 6 8 1 4 8 ( J P , A )

特開 2 0 0 6 - 1 6 7 2 8 7 ( J P , A )

特開 2 0 0 4 - 2 8 3 3 7 3 ( J P , A )

特開 2 0 1 1 - 1 0 4 1 9 4 ( J P , A )

特開 2 0 0 7 - 7 5 3 0 6 ( J P , A )

特開 2 0 0 4 - 3 5 0 7 9 1 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

|                |                                                                                                                                               |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波诊断装置和血管指定方法                                                                                                                                |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP6020470B2</a>                                                                                                                   | 公开(公告)日 | 2016-11-02 |
| 申请号            | JP2013553111                                                                                                                                  | 申请日     | 2012-12-26 |
| [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         | 田路文平<br>大宮淳<br>遠間正真                                                                                                                           |         |            |
| 发明人            | 田路 文平<br>大宮 淳<br>遠間 正真                                                                                                                        |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/06                                                                                                                                      |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/5223 A61B8/06 A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/145 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/461 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 |         |            |
| FI分类号          | A61B8/06                                                                                                                                      |         |            |
| 代理人(译)         | 中岛四郎                                                                                                                                          |         |            |
| 优先权            | 2012001764 2012-01-10 JP                                                                                                                      |         |            |
| 其他公开文献         | JPWO2013105197A1                                                                                                                              |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                     |         |            |

#### 摘要(译)

一种超声诊断设备 ( 150 ) , 用于基于通过超声探头从对象获得的反射超声来检测对象的目标血管, 其中基于反射的超声生成对象的断层图像。并且, 血流图像生成单元 ( 105 ) 用于基于反射的超声生成表示被检体上的被检体的血流区域的血流信息。血流区域确定单元 ( 106 ) 通过分析由生成单元 ( 105 ) 生成的血流信息来确定血流区域是否对应于目标血管。

$$E_{\text{snakes}} = \alpha E_{\text{int}} + \beta E_{\text{image}}$$