

(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2017-108769

(P2017-108769A)

(43) 公開日 平成29年6月22日(2017.6.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2015-243040 (P2015-243040)	(71) 出願人	000001270
(22) 出願日	平成27年12月14日 (2015.12.14)		コニカミノルタ株式会社
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
		(74) 代理人	110001900
			特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
		(72) 発明者	松本 悠希
			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
		Fターム(参考)	4C601 DD03 DD10 DE03 DE04 DE05 JC08 KK02 KK24 5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CH11 DA12 DA16 DC03 DC04 DC09

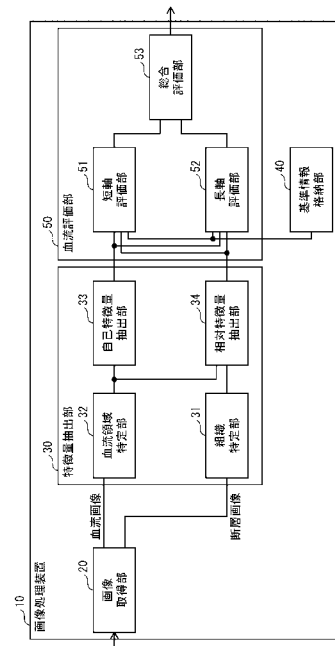
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、および、画像処理装置を備える超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】血流画像中の血流のそれぞれを、その形状以外の要素についても評価することで、新生血管であるか否かの評価を、より確度の高い方法で行う画像処理装置、および、画像処理装置を備えた超音波診断装置を提供する。

【解決手段】画像処理装置10または画像処理装置を備えた超音波診断装置であって、被検体内の血流を表す血流領域をマッピングした血流画像を取得する血流画像取得部20と、被検体内の組織を撮像した断層画像を取得する断層画像取得部20と、血流画像にマッピングされた血流領域のそれぞれについて、血流領域固有の特性を示す第1の特徴量と、断層画像中の組織の像と血流領域との関係から導き出される第2の特徴量とを、血流画像と断層画像とから抽出する特徴量抽出部30と、第1の特徴量と第2の特徴量との双方から、血流領域のそれぞれが新生血管を示すものであるか否かを評価する血流評価部50とを備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内の血流を表す血流領域をマッピングした血流画像を取得する血流画像取得部と

、

前記被検体内の組織を撮像した断層画像を取得する断層画像取得部と、

前記血流画像にマッピングされた血流領域のそれぞれについて、血流領域固有の特性を示す第 1 の特徴量と、前記断層画像中の組織の像と当該血流領域との関係から導き出される第 2 の特徴量とを、前記血流画像と前記断層画像とから抽出する特徴量抽出部と、

前記第 1 の特徴量と前記第 2 の特徴量との双方から、前記血流領域のそれぞれが新生血管を示すものであるか否かを評価する血流評価部と

10

を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記断層画像は、関節部位を撮像した断層画像であり、

前記断層画像で撮像された組織は、骨表面、皮膚表面のうち 1 以上を含む

ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記第 1 の特徴量は、血流領域の円形度、血流領域の面積のうち 1 以上を含み、

前記第 2 の特徴量は、骨表面から特定される関節の中心位置と、血流領域が示す血流との水平距離を少なくとも含む

20

ことを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記第 1 の特徴量は、血流領域の幅、血流領域の面積のうち 1 以上を含み、

前記第 2 の特徴量は、皮膚表面または骨表面の像と血流領域との形状一致度を少なくとも含む

ことを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記皮膚表面または骨表面の像と血流領域との形状一致度は、皮膚表面または骨表面の像と血流領域との間の、深さ方向における位置の差の水平方向における変化度合いである

ことを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

30

新生血管であるか否かが既知である参照血流領域に関する第 1 の特徴量と第 2 の特徴量との組み合わせが格納されている基準情報格納部をさらに備え、

前記血流評価部は、前記特徴量抽出部が前記血流領域について抽出した前記第 1 の特徴量と前記第 2 の特徴量との組み合わせと、前記参照血流領域に関する第 1 の特徴量と第 2 の特徴量との組み合わせとを比較し、前記血流領域が新生血管であるか否かを評価する

ことを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記血流評価部は、前記基準情報格納部が格納している前記参照血流領域の第 1 の特徴量と第 2 の特徴量とを訓練データとする機械学習により、血流領域が新生血管であるか否かを評価する

40

ことを特徴とする請求項 6 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記断層画像は、超音波断層画像、X 線断層画像、核磁気共鳴画像のいずれかであり、

前記血流画像は、超音波ドプラ画像、核磁気共鳴画像、被検体に造影剤を投与して撮像した超音波断層画像または X 線断層画像のいずれかである

ことを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置と、

超音波探触子を介して被検体内に超音波を送信し反射超音波を受信する送受信部と、

前記反射超音波に基づき B モード画像を生成し、前記断層画像として前記断層画像取得

50

部に出力する B モード画像生成部と、

前記反射超音波の周波数偏移に基づき超音波ドブラ画像を生成し、前記血流画像として前記血流画像取得部に出力するドブラ画像生成部と
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

前記超音波ドブラ画像は、血流のエネルギー量を示すパワードブラ画像であることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記超音波ドブラ画像は、血流の速度と向きとを示すカラードブラ画像であることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 12】

前記超音波ドブラ画像に示された血流領域のそれぞれについて新生血管であるか否かの評価結果を示した評価画像を表示部に出力する表示制御部をさらに備える
ことを特徴とする請求項 9 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記評価画像は、前記超音波ドブラ画像に示された血流領域のそれぞれを新生血管であるか否かを示す色で彩色した画像であることを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記表示制御部は、前記 B モード画像に前記評価画像を重畳表示することを特徴とする請求項 12 または 13 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 15】

被検体内の血流を表す血流領域をマッピングした血流画像を取得し、
前記被検体内の組織を撮像した断層画像を取得し、
前記血流画像にマッピングされた血流領域のそれぞれについて、血流領域固有の特性を示す第 1 の特徴量と、前記断層画像中の組織の像と当該血流領域との関係から導き出される第 2 の特徴量とを、前記血流画像と前記断層画像とから抽出し、
前記第 1 の特徴量と前記第 2 の特徴量との双方から、前記血流領域のそれぞれが新生血管を示すものであるか否かを評価する
ことを特徴とする画像処理方法。

30

【請求項 16】

前記断層画像は、関節部位を撮像した断層画像であり、
前記断層画像で撮像された組織は、骨表面、皮膚表面のうち 1 以上を含む
ことを特徴とする請求項 15 に記載の画像処理方法。

【請求項 17】

前記第 1 の特徴量は、血流領域の円形度、血流領域の面積のうち 1 以上を含み、
前記第 2 の特徴量は、骨表面から特定される関節の中心位置と、血流領域が示す血流との水平距離を少なくとも含む
ことを特徴とする請求項 16 に記載の画像処理方法。

【請求項 18】

前記第 1 の特徴量は、血流領域の幅、血流領域の面積のうち 1 以上を含み、
前記第 2 の特徴量は、皮膚表面または骨表面の像と血流領域との形状一致度を少なくとも含む
ことを特徴とする請求項 16 に記載の画像処理方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像処理装置、画像処理方法、および、当該画像処理装置を備える超音波診断装置に関し、特に、画像診断における血流の評価に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

近年、関節リウマチをはじめとする関節疾患の評価に画像診断を行うことが一般的になりつつある。関節疾患の評価を行うための画像診断として、血流の存在する領域を特定し、疾患に起因する新生血管の有無を判定することが行われている。

血流の存在する領域を特定する方法としては、例えば、超音波診断装置による超音波ドプラ画像を取得する方法がある。また、例えば、血管造影剤を被検者に投与して断層画像を取得する方法がある（以下、このような血流の位置と形状を示す画像を「血流画像」と呼ぶ）。

【 0 0 0 3 】

しかしながら、血流画像に示された血流は血管の存在を示しているに過ぎない。そのため、画像診断として、血流が新生血管を示すものであるか、疾患に無関係な血管、例えば、正常な組織の中にある血管や疾患の発生前から存在していた血管（以下、これらをまとめて「既存血管」と呼ぶ）を示すものであるかを評価することが重要である。

血流が新生血管を示すか否かを評価する方法としては、例えば、特許文献 1 に開示されているように、血流画像に画像処理を行うことにより、定量的に評価指標を示す方法がある。特許文献 1 に開示の技術では、超音波ドプラ画像にノイズ低減処理などのフィルタ処理を行い、フィルタ特性とフィルタ処理による超音波ドプラ画像の変化率との関係から、超音波ドプラ画像に撮像された血流の定量的な評価を図っている。この方法は、新生血管が既存血管より微細な構造であることが多いという解剖学的な知見に基づくものであり、かつ、微細構造が多い画像ほど弱いノイズ低減フィルタでも変化する、すなわち、変化率のフィルタ特性に対する依存性が高いことを利用している。そのため、変化率のフィルタ特性に対する依存性が高い超音波ドプラ画像を、微細構造が多いという理由から、新生血管を撮像したものであると評価している。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 3 - 1 4 4 0 4 9 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

しかしながら、特許文献 1 に開示の技術では、解剖学的な知見のうち、新生血管が既存血管より微細な構造であることが多いことしか用いておらず、かつ、微細構造を有する血流を新生血管であると画一的に判断している。そのため、特許文献 1 に開示の技術では、微細構造が少ない新生血管や、微細構造が多い既存血管などを正しく評価できず、解剖学的な他の知見を用いるためには、評価結果が適切であるか検査者が再評価する必要がある。さらに、超音波ドプラ画像に撮像されたすべての血流を評価の対象としているため、1 つの超音波ドプラ画像に複数の血管が撮像されている場合に、それぞれを個別に評価することができない。

【 0 0 0 6 】

本開示は、上記課題に鑑みてなされたものであり、血流画像中の血流のそれぞれを、その形状以外の要素についても評価することで、新生血管であるか否かの評価を、より確度の高い方法で行う画像処理装置、画像処理方法、および、画像処理装置を備えた超音波診断装置を提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本開示の一態様に係る画像処理装置は、被検体内の血流を表す血流領域をマッピングした血流画像を取得する血流画像取得部と、前記被検体内の組織を撮像した断層画像を取得する断層画像取得部と、前記血流画像にマッピングされた血流領域のそれぞれについて、血流領域固有の特性を示す第 1 の特徴量と、前記断層画像中の組織の像と当該血流領域との関係から導き出される第 2 の特徴量とを、前記血流画像と前記断層画像とから抽出する

特徴量抽出部と、前記第 1 の特徴量と前記第 2 の特徴量との双方から、前記血流領域のそれぞれが新生血管を示すものであるか否かを評価する血流評価部とを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0008】

本開示によれば、上記構成により、血流画像内の各血流領域について、その特性を示す第 1 の特徴量と、組織との関係を示す第 2 の特徴量との双方を用いて、新生血管か否かの評価を行うことができる。そのため、各血流領域に示される血管が新生血管であるか否かの評価を、より確度の高い方法で評価することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0009】

【図 1】実施の形態 1 に係る画像処理装置 10 のブロック図である。

【図 2】実施の形態 1 に係る画像処理装置 10 の動作を示すフローチャートである。

【図 3】実施の形態 1 に係る組織の特定動作を示すフローチャートである。

【図 4】(a) は、実施の形態 1 に係る断層画像の例である。(b) は、実施の形態 1 に係る断層画像から抽出された組織の例である。

【図 5】(a) は、実施の形態 1 に係る血流画像としてのパワードブラ画像の例である。

(b) は、実施の形態 1 に係る血流画像としてのカラードブラ画像の例である。

【図 6】(a) は、実施の形態 1 に係る血流領域の例である。(b) および (c) は、実施の形態 1 に係る血流領域の相対特徴量を示す模式図である。

20

【図 7】(a) は、実施の形態 1 に係る血流領域の自己特徴量の例である。(b) は、実施の形態 1 に係る血流領域の相対特徴量の例である。

【図 8】実施の形態 1 に係る相対特徴量の抽出動作を示すフローチャートである。

【図 9】実施の形態 1 に係る血流領域の評価動作を示すフローチャートである。

【図 10】実施の形態 1 に係る血流領域の評価に用いる機械学習の概念を示した模式図である。

【図 11】変形例に係る血流評価部 54 のブロック図である。

【図 12】変形例に係る血流領域の評価動作を示すフローチャートである。

【図 13】実施の形態 2 に係る超音波診断装置 500 のブロック図である。

【図 14】実施の形態 2 に係る超音波診断装置 500 の動作を示すフローチャートである。

30

【図 15】(a)、(b)、および、(c) は、実施の形態 2 に係る評価画像の例である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、実施の形態に係る画像処理装置、および、画像処理装置を備えた超音波診断装置について図面を用いて詳細に説明する。

実施の形態 1

実施の形態 1 に係る画像処理装置 10 のブロック図を図 1 に示す。画像処理装置 10 は、画像取得部 20、特徴量抽出部 30、基準情報格納部 40、血流評価部 50 を備える回路である。

40

【0011】

画像取得部 20 は、血流画像と、断層画像との入力を受け付ける。断層画像は、被検体の内部に設定された平面状の対象領域を撮像した画像であり、例えば、超音波 B モード画像、CT (コンピュータ断層撮影) などの X 線断層画像、MRI (核磁気共鳴) を用いて撮像した画像である。断層画像には、皮膚表面、骨表面等の組織を特定できる情報が少なくとも含まれる。一方、血流画像は、断層画像と同一の対象領域における被検体内の血流を示す画像であり、例えば、超音波ドブラ画像、MRI で撮像した画像などの被検体内の動き (血流) をとらえた画像、または、被検者に造影剤を投与した上で撮像した断層画像 (以下、「造影断層画像」という) である。血流画像には、被検体内で動きのある領域、

50

または、血管造影剤の像など、対象領域に対する血管の断面を特定できる情報が少なくとも含まれる。なお、血流画像と断層画像は同一の座標系を用いる。すなわち、血流画像内のある座標と、断層画像内の同一の座標とは、被検体内の同一の点に対応する。そのため、断層画像と血流画像とは、取得時間が同時または近接していることが好ましい。なお、血流画像の対象領域と断層画像の対象領域は同一の平面上であればよく、血流画像と断層画像とで座標系が一致していなくてもよいが、座標系を対応付けるための情報が既知である必要がある。このとき、画像取得部 20 は対応関係を用いて、血流画像または断層画像のいずれか又は両方の座標変換を行って血流画像と断層画像との座標系を一致させる。なお、血流画像と断層画像とは同一の画像であってもよく、例えば、1つの造影 B モード画像や造影 CT 画像を血流画像と断層画像との両方に用いてもよい。また、血流画像と断層画像とのいずれか一方、または両方が動画であってもよく、この場合、血流画像と断層画像とで対象領域が同一となるように各動画から 1 フレームを抜き出し、当該フレームを血流画像ないし断層画像として使用する。画像取得部 20 は、血流画像と断層画像とを特徴量抽出部 30 に出力する。

10

20

30

40

50

【0012】

特徴量抽出部 30 は、血流画像と断層画像から、血流領域の特性を示す特徴量と、組織の像と血流領域との関係を示す特徴量とを抽出する。特徴量抽出部 30 は、組織特定部 31、血流領域特定部 32、自己特徴量抽出部 33、相対特徴量抽出部 34 を備える。

組織特定部 31 は、断層画像から皮膚表面、骨表面等の組織の像を特定する。具体的には、組織特定部 31 は、エッジの強調処理を行った後、エッジの検出処理を行い、検出したエッジのそれぞれがどの組織の像であるかを特定する。エッジの強調処理としては、機械的に抽出したエッジを断層画像に合成する方法を用いることができる。機械的にエッジを抽出する方法は、例えば、Sobel フィルタ、二次微分法、二値化処理、または、Sobel オペレータもしくはラプラシアンフィルタを用いる方法、Canny 法などを用いる方法がある。また、エッジの検出処理としては、例えば、動的計画法を用いることができる。組織特定部 31 は、解剖学的見地に基づき、深さ方向における各エッジの位置関係に基づいて各エッジがどの組織に対応するものであるかを特定する。特定された組織の情報は、相対特徴量抽出部 34 に出力される。

【0013】

血流領域特定部 32 は、血流画像から血流領域を特定する。例えば、血流画像がパワードブラ画像やカラードブラ画像などの超音波ドブラ画像である場合、血流の流速や向き、パワーを無視し、血流の存在する領域を血流領域として特定する。パワードブラ画像は、血流のパワーを色で示した画像であり、血流の存在する領域が、そのパワーに応じた色で彩色されている。また、カラードブラ画像は、血流の向きが超音波探触子に近づく向きか遠ざかる向きかを色相で、速さを色の鮮やかさで示した画像であり、血流の存在する領域が、その向きと速度に応じた色で彩色されている。したがって、パワードブラ画像においてもカラードブラ画像においても、彩色されている場所には血流が存在し、彩色されていない場所には血流が存在しない。そのため、パワードブラ画像やカラードブラ画像から、色を無視して彩色部分だけを抽出し、抽出した個々の塊を 1 つの血流領域として特定する。また、例えば、血流画像が造影断層画像である場合、濃く描画された造影剤の像を抽出し、抽出した個々の塊を 1 つの血流領域として特定する。なお、超音波を用いて撮像した造影断層画像である場合、造影剤の像は高調波成分に基づくため、高調波成分を抽出することで造影剤の像を抽出するとしてもよい。特定された血流領域それぞれの情報は、自己特徴量抽出部 33 と相対特徴量抽出部 34 とに出力される。

【0014】

自己特徴量抽出部 33 は、血流領域特定部 32 が特定した血流領域のそれぞれについて、その形状や面積等の特性に基づく特徴量（以下、「自己特徴量」と呼ぶ）を抽出する。抽出する自己特徴量は、例えば、血流領域の面積や血流領域の幅である。抽出された自己特徴量は、血流評価部 50 に出力される。

相対特徴量抽出部 34 は、血流領域特定部 32 が特定した血流領域のそれぞれについて

、組織特定部 31 が特定した皮膚表面、骨表面等の組織との関係、すなわち、1 以上の組織を基準とした相対的な位置や向きなど配置に基づく特徴量（以下、「相対特徴量」と呼ぶ）を抽出する。抽出する相対特徴量は、例えば、関節中心部からの水平距離や、血流領域と骨表面または皮膚表面との形状一致度である。基準となる組織は、後述する基準情報格納部 40 に格納されている、新生血管か否かが既知である血流領域（以下、「参照血流領域」と呼ぶ）の特徴量と同じ基準を使用する。したがって、参照血流領域の相対特徴量が皮膚表面を基準としている場合、皮膚表面を基準とした相対特徴量を抽出し、参照血流領域の相対特徴量が最近接の骨表面を基準としている場合、最近接の骨表面を基準とした相対特徴量を抽出する。抽出された相対特徴量は血流評価部 50 に出力される。

【0015】

基準情報格納部 40 は、1 以上の参照血流領域について、短軸断面画像か長軸断面画像かの情報、自己特徴量、相対特徴量、新生血管を示すものであるか否かの情報、の 4 つを組み合わせたデータを格納している。なお、短軸断面画像とは、血管の伸びる向きに対して交差する面で描画した画像であり、長軸断面画像とは、血管の伸びる向きを含む面で描画した画像である。基準情報格納部 40 は、例えば、RAM、フラッシュメモリ、ハードディスク、光学ディスクなどの記憶媒体で実現される。なお、基準情報格納部 40 は、画像処理装置 10 の他の要素の内部に実現されてもよく、例えば、血流評価部 50 の一部であってもよい。また、基準情報格納部 40 は、画像処理装置 10 の外部に構成され、USB、eSATA、SDIO などのインターフェースを介して画像処理装置 10 と接続されてもよいし、画像処理装置 10 からネットワークを介してアクセス可能に構成された資源、例えば、ファイルサーバやNAS（Network Attached Storage）であってもよい。

【0016】

血流評価部 50 は、特徴量抽出部 30 が抽出した各血流領域について、特徴量抽出部 30 が抽出した当該血流領域の自己特徴量と相対特徴量とを用いて、当該血流領域が新生血管を示すものであるか否かを評価する。血流評価部 50 は、特徴量抽出部 30 が抽出した血流領域の特徴量と、基準情報格納部 40 に格納されている参照血流領域の特徴量とを比較することで、特徴量抽出部 30 が抽出した血流領域が、新生血管を示す参照血流領域と共通の特徴を有しているか、既存血管を示す参照血流領域と共通の特徴を有しているかを評価する。血流評価部 50 は、短軸評価部 51 と長軸評価部 52、総合評価部 53 を備える。短軸評価部 51 は、血流領域を短軸断面画像であるとみなし、基準情報格納部 40 から短軸断面画像である参照血流領域に関するデータを読み出して、評価を行う。一方、長軸評価部 52 は、血流領域を長軸断面画像であるとみなし、基準情報格納部 40 から長軸断面画像である参照血流領域に関するデータを読み出して、評価を行う。総合評価部 53 は、短軸評価部 51 による評価と長軸評価部 52 による評価のうち、信頼度の高い評価を選択して出力する。

【0017】

画像取得部 20、特徴量抽出部 30、血流評価部 50 のそれぞれは、例えば、FPGA（Field Programmable Gate Array）、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）などのハードウェアにより実現される。なお、これらのうち 2 以上を単一の要素として構成してもよい。なお、これらの一部または全部は、単一のFPGA、または、ASICで実現されてもよく、例えば、組織特定部 31、血流領域特定部 32 を、それぞれ単一のFPGAで構成してもよい。また、これらは、それぞれ個別に、または、2 以上を 1 まとめとして、メモリと、CPU（Central Processing Unit）、GPGPU（General Purpose Graphic Processing Unit）などのプログラマブルデバイスとソフトウェアで実現されてもよい。

【0018】

< 動作 >

実施の形態 1 に係る画像処理装置 10 の動作について説明する。図 2 は、画像処理装置

10

20

30

40

50

10の動作を示すフローチャートである。

まず、画像取得部20は、血流画像と断層画像との入力を受け付ける(ステップS10)。画像取得部20は、受け付けた血流画像が動画であればその1フレームを取り出し、同様に受け付けた断層画像が動画であればその1フレームを取り出す。また、画像取得部20は、血流画像と断層画像との間で座標系が一致していなければ、座標系が一致するように少なくとも一方に対して座標変換を行う。画像取得部20は、共通の座標系を有する血流画像と断層画像とを、特徴量抽出部30に出力する。

【0019】

次に、特徴量抽出部30の組織特定部31は、断層画像から組織の像を特定する(ステップS20)。以下、ステップS20の詳細を図3の組織特定の動作を示すフローチャートに基づいて説明する。

10

まず、組織特定部31は、断層画像のエッジの強調処理を行う(ステップS201)。組織特定部31は、例えば、深さ方向と垂直な方向(水平方向)のエッジを抽出するSobelオペレータを用いてエッジを抽出し、抽出したエッジを断層画像に合成することで、水平方向のエッジを強調する。

【0020】

次に、エッジの検出処理を行う(ステップS202)。エッジの検出方法としては、例えば、動的計画法が挙げられる。具体的には、断層画像の深さ方向をy方向、水平方向をx方向とした場合、x座標が1の全ての画素について、輝度が極値(ピーク)となる座標を抽出する。次に、抽出した座標を探索開始点として、x座標が2の全ての座標から対応点の探索を行う。対応点は、(1)輝度が大きいこと、(2)探索開始点とのy座標差(深さの差)が小さいこと、の2点を満たすように探索が行われる。本実施の形態では、探索開始点と対応点とのy座標差の絶対値をy_d、対応点の輝度をLとしたとき、係数p、q(p>0>q)を用いて、 $V = p \cdot y_d + q \cdot L$ で算出されるVが最小となるように探索を行う。このとき、y_dが所定の値以上である場合には、対応点から除外する。このようにして見つけた対応点を次の探索開始点とし、さらに、x座標が2の座標のうち輝度が極値(ピーク)となる座標を新たな探索開始点とする。次に、x座標が2である対応開始点に対して、x座標が3の全ての座標から対応点の探索を行う。このような処理を繰り返し行い、探索開始点と対応点とを結び付けていくことにより、水平方向のエッジを検出することができる。

20

30

【0021】

次に、各エッジを解剖学的見地に基づいて分類する(ステップS203)ことで、組織の像を特定する(ステップS204)。以下、関節部位を撮像した断層画像内のエッジを用いて説明する。図4(a)は、関節部位を撮像した断層画像から検出されたエッジを示す模式図である。まず、深さの浅いエッジ(y座標の小さいエッジ、図4(a)において上方に存在するエッジ)から順に、断層画像の左端から右端に至っているか否かを判定していき、最初に肯定的に判定されたエッジを皮膚表面の像であると特定する。これにより、エッジ101が皮膚表面の像であると特定される。次に、深さの深いエッジから順に、2つのエッジからなり、向かい合う箇所が下向きとなっているか否か、および、エッジの下輝度が低いかなどを判定し、いずれも肯定的であれば、骨表面であると特定する。これにより、エッジ131とエッジ132との組み合わせが骨表面であると特定される。図4(b)に、特定された皮膚表面および骨表面を示すエッジを示す。なお、図4(a)におけるエッジ120は関節包の像であり、エッジ群110は腱や筋肉の像である。

40

【0022】

図2に戻って説明を続ける。次に、特徴量抽出部30の血流領域特定部32が、血流画像から血流領域を特定する(ステップS30)。図5(a)は、血流画像としてのパワードプラ画像の模式図である。なお、図5(a)では、組織を重ねて示している。パワードプラ画像には、血流のエネルギー、すなわち流量が色で示されている。例えば、流量の多い場所は鮮やかな黄色で、流量の少ない領域は暗い橙色で示されている。血流領域特定部32は、色を無視して彩色部分だけを抽出し、抽出した個々の塊を1つの血流領域とし

50

て特定する。これにより、血流領域 201、202、203 が特定される。なお、血流画像が造影 CT 画像である場合にも同様に、濃く描画された造影剤の像を抽出し、抽出した個々の塊を 1 つの血流領域として特定する。一方、図 5 (b) は、血流画像としてのカラー Doppler 画像の模式図である。なお、図 5 (b) においても、組織を重ねて示している。カラー Doppler 画像には、血流の向き、すなわち超音波探触子に近づく向きか遠ざかる向きかが色相で、速度が彩度で示されている。例えば、超音波探触子に近づく向きを赤色、遠ざかる向きを青色で示し、速度が大きいほど鮮やかな色で、小さいほど暗い色で示している。この場合も同様に、色を無視して彩色部分だけを抽出し、抽出した個々の塊を 1 つの血流領域として特定する。これにより、血流領域 211、212、213、214 が特定される。

10

【0023】

次に、特徴量抽出部 30 の自己特徴量抽出部 33 は、血流領域について、その形状を示す自己特徴量を抽出する (ステップ S410)。具体的には、図 6 (a) に示すような血流領域 201、202、203 のそれぞれについて、その面積、幅や円形度を抽出する。具体的には、例えば、血流領域 201 から、x 方向の幅 301、y 方向の幅 306 を取得し、同様に血流領域 202 から、x 方向の幅 302、y 方向の幅 307 を取得し、血流領域 203 から、x 方向の幅 303、y 方向の幅 308 を取得する。円形度は、例えば、血流領域の面積に 4π を乗算して外周長の 2 乗で割ることで算出できる値であり、値が大きいほど円に近くなり、真円では 1 となる。または、y 方向の幅を x 方向の幅で割って扁平率を求めてもよい。また、幅としては、例えば、y 方向の幅を使用してもよいし、血流領域を長軸断面画像とみなして血管の走行方向を検出し、走行方向に直交する幅を使用してもよく、例えば、幅 309 を血流領域 203 の幅としてもよい。図 7 (a) に、検出した血流領域の自己特徴量の例を示す。なお、特徴量 331 は短軸評価部 51 で、特徴量 332 は長軸評価部 52 で、それぞれ使用される。

20

【0024】

次に、特徴量抽出部 30 の相対特徴量抽出部 34 は、血流領域について、組織を基準とした配置を示す相対特徴量を抽出する (ステップ S420)。具体的には、関節の中心との水平距離や、皮膚表面または骨表面との形状一致度を抽出する。以下、ステップ S420 の詳細を、図 8 の相対特徴量抽出の動作を示すフローチャートを用いて説明する。

まず、関節の中心位置を特定する (ステップ S4201)。関節の中心位置は、図 6 (b) に示すように、組織特定部 31 が特定した骨表面 131、132 を用いて検出する。具体的には、まず、骨表面 131、132 をそれぞれ平坦化して曲率を算出する。次に、骨表面の曲率が正となり、かつ凸形状をしている点を骨端 141、142 として検出する。最後に、骨端同士を結ぶ線分の垂直二等分線 143 を関節の中心線として検出する。

30

【0025】

次に、血流領域と関節の中心線との距離を、関節の中心との水平距離として抽出する (ステップ S4202)。例えば、血流領域 201 と関節の中心線との距離は距離 311、血流領域 202 と関節の中心線との距離は距離 312、血流領域 205 と関節の中心線との距離は距離 315 となる。なお、関節の中心線は、骨端 141、142 の中点を通り、y 軸と平行な直線としてもよく、このとき、血流領域内の代表座標と関節の中心線との x 座標差の絶対値を、関節の中心との水平距離としてもよい。代表座標は、例えば、血流領域の中心点である。

40

【0026】

次に、図 6 (c) を用いて皮膚表面との形状一致度を説明する。相対特徴量抽出部 34 は、血流領域 203 から、血流領域の中心線 213 を抽出する (ステップ S4203)。血流領域の中心線 213 は、例えば、細線化処理を行うことで抽出することができる。

次に、血流領域の中心線 213 と、皮膚表面 101 との距離 321 の変化率を正規化した値を、皮膚表面との形状一致度として抽出する (ステップ S4204)。具体的な算出手段としては、例えば、以下のような方法がある。皮膚表面を x に対する y の関数として、 $y = s_{kin}(x)$ で表記する。同様に、血流領域の中心線を x に対する y の関数とし

50

て、 $y = \text{vascular}(x)$ で表記する。 $\text{skin}(x)$ 、 $\text{vascular}(x)$ の変化率をそれぞれ $sDiff = \text{skin}(x + \delta x) - \text{skin}(x)$ 、 $vDiff = \text{vascular}(x + \delta x) - \text{vascular}(x)$ としたとき、 $sDiff$ と $vDiff$ との差の絶対値を、血流領域の x の範囲で積算し、血流領域の x の範囲の幅 $width$ で正規化する。すなわち、次式で与えられる。

【0027】

【数1】

$$\sum |sDiff - vDiff| / width$$

10

したがって、形状一致度は、皮膚表面と血流領域との距離が一定、すなわち形状が一致しているほど値が小さくなり、皮膚表面を深さ方向（ y 方向）に移動させると血流領域の中心線に一致する場合には 0 となる。なお、皮膚表面と血流領域との形状一致度に替えて、骨表面と血流領域との形状一致度を用いてもよい。この場合、 x 座標について血流領域が存在するが骨表面が存在しない範囲が存在する場合は、当該 x の範囲を形状一致度の算出から除外すればよい。例えば、血流領域の x の範囲が 30 ~ 100、骨表面の x の範囲が 0 ~ 40、60 ~ 100 の場合には、 x の範囲が 30 ~ 40、60 ~ 100 の範囲について $sDiff$ と $vDiff$ との差の絶対値で積算し、 $width$ を 50 として形状一致度を算出する。図 7 (b) に、検出した血流領域の特徴量の例を示す。なお、特徴量 341 は短軸評価部 51 で、特徴量 342 は長軸評価部 52 で、それぞれ使用される。

20

【0028】

図 2 に戻って説明を続ける。次に、血流評価部 50 が血流領域を評価する（ステップ S430）。血流領域の評価は、基準情報格納部 40 に格納されている既知の血流領域と特徴量を比較することで行われる。具体的には機械学習によって行われ、例えば、サポートベクタマシンを用いる。以下、図 9 の血流領域の評価の動作を示すフローチャートを用いて説明する。

【0029】

まず、短軸評価部 51 は、基準情報格納部 40 に格納されている参照血流領域の特徴量のうち、短軸断面画像である参照血流領域の特徴量を取得する（ステップ S4301）。

30

次に、参照血流領域の特徴量の種類を n 種類としたとき、 n 次元空間上にプロットを行う（ステップ S4302）。ここで、参照血流領域の特徴量は、自己特徴量を 1 種類以上、相対特徴量を 1 種類以上含むので、 n は必ず 2 以上となる。以下、説明を簡略化するため、 $n = 2$ について説明する。図 10 は、機械学習による評価の概念を示した模式図である。例えば、自己特徴量として面積、相対特徴量として関節中心からの距離を用いる場合、面積を横軸、関節中心からの距離を縦軸として、参照血流領域の特徴量をプロットする。この参照血流領域の特徴量が、機械学習の訓練データとなる。図 10 には、新生血管である参照血管領域の特徴量を黒丸（「・」）で、既存血管である参照血管領域の特徴量を白丸（「○」）で、それぞれプロットした状態が示されている。

40

【0030】

次に、新生血管か否かの評価基準を算出する（ステップ S4303）。新生血管と既存血管とでは、自己特徴量の傾向、相対特徴量の傾向、自己特徴量と相対特徴量との関係、が異なるので、新生血管がプロットされる領域と既存血管がプロットされる領域とは、それぞれ異なった傾向を有する。具体的には、新生血管は領域 261 内に、既存血管は領域 262 内に、というように、新生血管と既存血管とが、それぞれ特定の領域に集まって配置されることになる。したがって、評価を行いたい血管領域のプロットされる位置が、新生血管がプロットされた領域であるのか、既存血管がプロットされた領域であるのかにより、新生血管か否かを評価できる。サポートベクタマシンでは、新生血管と既存血管との境界を直線 250 で定める。直線 250 は、自己特徴量を x 、相対特徴量を y としたとき

50

に以下の識別関数 $y = g(x)$ で表される。

$$g(x) = w \cdot x + b$$

ここで、 w と b は、 $|w \cdot x + b|$ の最小値が 1 となるように定められる。すなわち、 $y = g(x) - 1$ で示される破線 252 上には、新生血管と既存血管のうちの一方、ここでは新生血管の 1 つ以上が存在する。また、 $y = g(x) + 1$ で示される破線 251 上には、新生血管と既存血管のうちのもう一方、ここでは既存血管の 1 つ以上が存在する。さらに、破線 252 と破線 251 とで挟まれた領域には、いずれの参照血流領域も存在せず、 $y = g(x) - 1$ で示される領域（破線 252 の下側）には新生血管のみが、 $y = g(x) + 1$ で示される領域（破線 251 の上側）には既存血管のみが存在する。なお、 $n = 3$ である場合には、同様に新生血管と既存血管との境界を $(n - 1)$ 次元のもので定め、 $n = 3$ であれば、境界面となる。

10

【0031】

最後に、短軸評価部 51 は、判断対象となる血管領域がどの領域にプロットされるかで、血管領域の評価を行う（ステップ S4304）。具体的には、プロットされる位置 271 が $y = g(x) - 1$ で示される領域内であれば新生血管と判断し、プロットされる位置 272 が $y = g(x) + 1$ で示される領域内であれば既存血管と評価し、プロットされる位置 273 がいずれでもない場合、すなわち破線 251 と破線 252 とにはさまれた領域内であれば評価不能であると評価する。なお、評価は、既知の既存血管と同様の特徴量を有している血管領域を既存領域として評価し、既知の新生血管と同様の特徴量を有している血管領域を新生血管と評価していればよく、サポートベクタマシンに限られない。すなわち、少なくとも、プロットされる位置が領域 261 の内部であれば新生血管、領域 262 の内部であれば既存血管と評価するものであれば、他の機械学習方法であってもよい。

20

【0032】

同様に、長軸評価部 52 は、基準情報格納部 40 に格納されている参照血流領域の特徴量のうち、長軸断面画像である参照血流領域の特徴量を取得する（ステップ S4305）。

次に、参照血流領域の特徴量の種類を m 種類としたとき、 m 次元空間上にプロットを行う（ステップ S4306）。ここで、参照血流領域の特徴量は、自己特徴量を 1 種類以上、相対特徴量を 1 種類以上含むので、 m は必ず 2 以上となる。以下、説明を簡略化するため、 $m = 2$ について説明する。例えば、自己特徴量として幅、相対特徴量として皮膚表面との形状一致度を用いる場合、幅を横軸、形状一致度を縦軸として、参照血流領域の特徴量をプロットする。この参照血流領域の特徴量が、機械学習の訓練データとなる。

30

【0033】

次に、新生血管が否かの評価基準を算出し（ステップ S4307）、判断対象となる血管領域がどの領域にプロットされるかで、血管領域の評価を行う（ステップ S4308）。詳細はそれぞれ上述のステップ S4303、ステップ S4304 と同様であるので、ここでは説明を省略する。

最後に、総合評価部 53 は、短軸評価部 51 による評価と長軸評価部 52 による評価を取りまとめる（ステップ S4309）。ここでは、以下のように評価を行う。すなわち、短軸評価部 51 と長軸評価部 52 とのいずれかで既存血管として評価された血管領域を既存血管として評価し（ステップ S4311）、そうでないものは新生血管として評価する（ステップ S4310）。これは、（1）既存血管の短軸断面を長軸評価部 52 で評価したとき、または、既存血管の長軸断面を短軸評価部 51 で評価したとき、偶発的に新生血管として評価される可能性があること、（2）新生血管の短軸断面を長軸評価部 52 で評価したとき、または、新生血管の長軸断面を短軸評価部 51 で評価したとき、既存血管と評価される可能性は極めて小さいこと、（3）新生血管の見落としを防ぐために評価不能な血流領域は新生血管として評価した方が安全であること、との理由による。

40

【0034】

血流領域の評価が終わると、ほかに評価すべき血流領域がある場合には未評価の血流領域について、ステップ S410 ~ S430 を実行し、全ての血流領域の評価が完了してい

50

る場合は、処理を終了する（ステップ S 4 4 0）。

< まとめ >

上記構成により、血流領域のそれぞれについて、形状や面積等の血流領域の特性としての自己特徴量と、関節中心との位置関係や皮膚表面との形状一致度などの組織との関係に基づく相対特徴量との両方を用いて、新生血管か否かの評価を行う。これにより、血流領域を個別に評価することができ、かつ、それぞれについて、自己特徴量と相対特徴量との双方を用いることで、より正確に評価を行うことが可能となる。

【 0 0 3 5 】

変形例

実施の形態 1 では、血流領域の評価において、血流領域を短軸断面である場合についての評価と長軸断面である場合の評価とを行い、両方の評価結果を総合して再評価する場合について説明した。

これに対し、本実施の形態では、血流領域の評価の再評価を行わない場合について説明する。

【 0 0 3 6 】

< 構成 >

図 1 0 に、本変形例に係る血流評価部 5 4 のブロック図を示す。なお、図 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。血流評価部 5 4 は、短軸長軸判定部 5 5、短軸評価部 5 1、長軸評価部 5 2 を備える。

短軸長軸判定部 5 5 は、血流領域の特徴量から、その血流領域が短軸断面画像であるか長軸断面画像であるかを判定する。短軸長軸判定部 5 5 は、血流領域を短軸断面画像と判定した場合には短軸評価部 5 1 に、血流領域を長軸断面画像と判定した場合には長軸評価部 5 2 に、それぞれ判定させる。

【 0 0 3 7 】

< 動作 >

変形例に係る血流評価の動作について説明する。なお、血流評価以外の動作については実施の形態 1 と同様であるから説明を省略する。

図 1 1 は変形例に係る血流評価の動作を示すフローチャートである。なお、図 9 と同様の動作については同じステップ番号を付し、説明を省略する。

【 0 0 3 8 】

まず、短軸長軸判定部 5 5 が、血流領域の特徴量から、その血流領域が短軸断面画像であるか長軸断面画像であるかを判定する（ステップ S 4 3 1 2）。具体的には、例えば、図 7（a）に示したような x 方向幅と y 方向幅から比を算出し、x 方向幅が y 方向幅の 3 倍以上であれば長軸断面画像であると判定する。なお、長軸断面画像と短軸断面画像との判定はこの場合に限らず、円形度や血流領域の面積など、任意の特徴量を用いてよい。

【 0 0 3 9 】

短軸長軸判定部 5 5 が血流領域を短軸断面画像であると判定した場合、短軸評価部 5 1 は、基準情報格納部 4 0 に格納されている参照血流領域の特徴量のうち、短軸断面画像である参照血流領域の特徴量を取得する（ステップ S 4 3 0 1）。そして、n 次元空間上にプロットを行い（ステップ S 4 3 0 2）、新生血管か否かの評価基準を算出する（ステップ S 4 3 0 3）。最後に、短軸評価部 5 1 は、判断対象となる血管領域がどの領域にプロットされるかで、血管領域の評価を行う（ステップ S 4 3 0 4）。

【 0 0 4 0 】

一方、短軸長軸判定部 5 5 が血流領域を長軸断面画像であると判定した場合、長軸評価部 5 2 は、基準情報格納部 4 0 に格納されている参照血流領域の特徴量のうち、長軸断面画像である参照血流領域の特徴量を取得する（ステップ S 4 3 0 5）。そして、m 次元空間上にプロットを行い（ステップ S 4 3 0 6）、新生血管か否かの評価基準を算出する（ステップ S 4 3 0 7）。最後に、長軸評価部 5 2 は、判断対象となる血管領域がどの領域にプロットされるかで、血管領域の評価を行う（ステップ S 4 3 0 8）。

【 0 0 4 1 】

10

20

30

40

50

最後に、血流評価部 5 4 は、評価の結果を出力する（ステップ S 4 3 1 3）。1つの血流領域に対してステップ S 4 3 0 4 またはステップ S 4 3 0 8 のうちいずれか一方しか実行されていないため、実行された評価の結果をそのまま出力する。

< まとめ >

上記構成により、血流領域のそれぞれについて、短軸断面画像である場合と長軸断面画像である場合とで評価に用いる特徴量および訓練データを使い分けることができる。そのため、最適ではない特徴量や訓練データを用いた評価の如何に影響されず、より正確に評価を行うことが可能となる。

【 0 0 4 2 】

実施の形態 2

実施の形態 1 および変形例では、別途取得された血流画像と断層画像とを基に、血流領域が新生血管であるか否かを評価する画像処理装置について説明した。

これに対し、本実施の形態では、超音波を送受信して血流画像と断層画像とを生成し、生成した血流画像と断層画像とを基に、血流領域が新生血管であるか否かを評価し、その結果を画像として出力する超音波診断装置について説明する。

【 0 0 4 3 】

< 構成 >

実施の形態 2 に係る超音波診断装置 5 0 0 のブロック図を図 1 2 に示す。超音波診断装置 5 0 0 は実施の形態 1 に係る画像処理装置 1 0 を備え、さらに、送受信部 4 0 0、B モード画像生成部 4 3 0、ドプラ画像生成部 4 4 0、画像記憶部 4 5 0、表示制御部 4 6 0 を備える。送受信部 4 0 0 はマルチプレクサ部 4 0 1、超音波送信部 4 1 0、超音波受信部 4 2 0 を備え、超音波受信部 4 2 0 は R F 信号生成部 4 2 1、整相加算部 4 2 2、周波数解析部 4 2 3 を備える回路である。また、送受信部 4 0 0 には超音波探触子 1 が、表示制御部 4 6 0 には表示部 2 が、それぞれ接続可能に構成されている。図 1 2 には、超音波探触子 1 と表示部 2 とが超音波診断装置 5 0 0 に接続された状態を示している。

【 0 0 4 4 】

超音波探触子 1 は、例えば、一次元方向に配列された複数の振動子（不図示）を有する。各振動子は、例えば、P Z T（チタン酸ジルコン酸鉛）により構成される。超音波探触子 1 は、マルチプレクサ部 4 0 1 を介して超音波送信部 4 1 0 と超音波受信部 4 2 0 とに接続されている。超音波探触子 1 は、超音波送信部 4 1 0 で生成された電気信号（以下、「送信駆動信号」と呼ぶ）を受け取り、超音波に変換する。超音波探触子 1 は、超音波探触子 1 の振動子側外表面を被検体の皮膚表面など表面に接触させた状態で、送信駆動信号から変換され、複数の振動子から発せられる複数の超音波からなる超音波ビームを被検体内の測定対象に向けて送信する。そして、超音波探触子 1 は、送信駆動信号に基づく送信検出波に対する、測定対象からの複数の反射検出波を受信し、複数の振動子によりこれら反射検出波をそれぞれ電気信号（以下、「素子受信信号」と呼ぶ）に変換し、素子受信信号を超音波受信部 4 2 0 に供給する。

【 0 0 4 5 】

マルチプレクサ部 4 0 1 は、素子駆動信号で駆動させる超音波探触子 1 の振動子を選択し、選択した振動子と超音波送信部 4 1 0 とを接続する。また、マルチプレクサ部 4 0 1 は、素子受信信号を生成させる超音波探触子 1 の振動子を選択し、選択した振動子と超音波受信部 4 2 0 とを接続する。

超音波送信部 4 1 0 は、送信検出波を超音波探触子 1 に送出させるための電気信号である送信駆動信号を生成する。送信駆動信号は、例えば、超音波探触子 1 を構成する各振動素子から送出される送信検出波が送信フォーカス点に同時に届く焦点波となるように生成される、振動素子ごとにタイミングの異なるパルス状の電気信号である。このとき、着目領域全体の音響線信号を得るため、送信フォーカス点を素子列方向に移動させながら、送信検出波の送信と反射検出波の受信が繰り返し行われる。なお、送信検出波の送信を着目領域全体に対して行うための一連の送信動作を、以下「送信イベント」と呼ぶ。または、送信駆動信号は、B モード断層画像を生成する場合には、例えば、超音波探触子 1 を構成

10

20

30

40

50

する各振動素子から送出される送信検出波が特定の向きに進行する平面波となるように生成される、振動素子ごとにタイミングを揃えた、または、振動子列の一方の端から他方の端まで固定ピッチで段階的に動作タイミングをずらした、パルス状の電気信号であってもよい。この場合、1回の送信により1回の送信イベントがなされることとなる。

【0046】

R F 信号生成部 421 は、素子受信信号に対して増幅、A / D 変換を行って、R F 信号に変換を行う。

整相加算部 422 は、送信イベントに同期し、着目領域内の各観測点について、観測点からの反射超音波に基づく R F 信号を同定し、R F 信号ごとに遅延処理を行って加算することで、観測点からの信号を強調した音響線信号を生成する。音響線信号は、送信検出波が通過した領域の一部である、送信フォーカス点およびその近傍を含む、着目領域を素子列方向に分割した領域に対して生成される。なお、送信検出波が平面波である場合、音響線信号は着目領域全体に対して生成される。

【0047】

周波数解析部 423 は、複数の送信イベントで取得した R F 信号に対して、周波数解析を行い、観測点ごとに血流の平均速度、分散、パワーを算出する。具体的には、例えば、位相検波によって複素位相検波信号を生成した後、周波数解析を行う。位相検波は、送信検出波と同一の周波数をもつ参照信号と、参照信号の位相を 90°シフトさせた第 2 参照信号とをそれぞれ R F 信号に乗算した後に L P F で高周波成分を除去することにより行われ、互いに複素共役の関係にある複素位相検波信号が生成される。次に、周波数解析部 423 は、複素位相検波信号に対して M T F フィルタ処理を行い、所定の速度以下の動き、例えば、偶発的な揺動などを取り除くことで、血流以外の動きを取り除く。さらに、周波数解析部 423 は、例えば、異なる送信イベントで取得した、送信フォーカス点を同一とする複数の複素位相検波信号に対して相関処理を行うことで、血流のパワースペクトルを算出し、平均周波数、周波数の分散、スペクトル全体の強度から、それぞれ、平均速度、分散、パワーを算出する。なお、周波数解析部 423 は、例えば、高速フーリエ変換により複素位相検波信号を生成してもよい。また、ここでは R F 信号を基に複素位相検波信号を生成したが、アナログ信号である素子受信信号に対して位相検波を行う途上または行った後に A / D 変換を行ってもよいし、整相加算後の音響線信号を基に複素位相検波信号を生成してもよい。

【0048】

B モード画像生成部 430 は、整相加算部 422 が生成した 1 回の送信イベントに係る複数の音響線信号に対し、包絡線検波、対数圧縮を行い、1 フレーム分の B モード画像データを生成する。生成された B モード画像データは、画像記憶部 450 に格納される。

ドプラ画像生成部 440 は、周波数解析部 423 が算出した観測点ごとの血流の平均速度、分散、パワーを用いて、ドプラ画像データを生成する。ここでは、血流のパワーを用いるパワードプラ画像を生成する。ドプラ画像生成部 440 は、血流のパワーを色に変換し、パワードプラ画像を生成する。なお、使用する色の色相は単一または類似していることが好ましい。例えば、血流のパワーが所定の値以上である点は鮮やかな黄色、パワーが所定の値未満である点は暗いオレンジ色、パワーがゼロとみなせる点は無色（透明）で示す。なお、ドプラ画像生成部 440 はカラードプラ画像を生成してもよく、この場合、血流の向きを色相に、平均速度の大きさを彩度値に変換し、カラードプラ画像を作成する。例えば、超音波探触子 1 に向かう方向に高速の血流が検出された点は明るい赤、超音波探触子 1 に向かう方向に低速の血流が検出された点は暗い赤、超音波探触子 1 から遠ざかる方向に高速の血流が検出された点は明るい青、超音波探触子 1 から遠ざかる方向に低速の血流が検出された点は暗い青、血流が検出されない点は無色（透明）、とする。生成されたドプラ画像データは、画像記憶部 450 に格納される。

【0049】

画像記憶部 450 は、B モード画像生成部 430 が生成した B モード画像データ、ドプラ画像生成部 440 が生成したドプラ画像データを保持する。画像処理装置 10 の画像取

10

20

30

40

50

得部 20 は、B モード画像データ、ドブラ画像データをそれぞれ断層画像、血流画像として読み出す。画像記憶部 450 は、例えば、RAM、フラッシュメモリ、ハードディスク、光学ディスクなどの記憶媒体で実現される。なお、画像記憶部 450 と、画像処理装置 10 の基準情報格納部 40 とを 1 つの記憶媒体で実現してもよい。

【0050】

表示制御部 460 は、画像記憶部 450 から B モード画像データ、ドブラ画像データを読み出し、直交座標系への座標変換を行って、表示部 2 に B モード画像データの表示、ドブラ画像データの表示、または、ドブラ画像データの B モード画像データへの重畳表示を行わせる。また、表示制御部 460 は、画像処理装置 10 の評価結果に基づき、ドブラ画像データの表示態様を変更する。具体的には、ドブラ画像データ中の各血流領域について、画像処理装置 10 が新生血管と既存血管とのいずれに評価したかに基づいて、表示色を変える、点滅や○又は□で囲むなどの強調表示を行う、一方のみを表示する、などの表示態様を変更する。

10

【0051】

マルチプレクサ部 401、超音波送信部 410、RF 信号生成部 421、整相加算部 422、周波数解析部 423、B モード画像生成部 430、ドブラ画像生成部 440、表示制御部 460 のそれぞれは、例えば、FPGA、ASIC などのハードウェアにより実現される。なお、これらのうち 2 以上を単体の要素として構成してもよく、超音波受信部 420 を 1 構成として実現してもよい。なお、これらの一部または全部は、単一の FPGA、または、ASIC で実現されてもよい。また、これらは、それぞれ個別に、または、2 以上を 1 まとめとして、メモリと、CPU、GPU などのプログラマブルデバイスとソフトウェアで実現されてもよい。

20

【0052】

< 動作 >

実施の形態 2 に係る超音波診断装置 500 の動作について説明する。図 13 は、超音波診断装置 500 の動作を示すフローチャートである。

まず、被検体内に着目領域を設定する（ステップ S110）。着目領域を設定する方法は、例えば、表示部 2 に事前に取得した断層画像を表示し、タッチパネル、マウス、トラックボールなどの入力部（図示しない）を通して検査者に着目領域を指定させる。なお、着目領域の設定方法はこの場合に限られず、例えば、断層画像の全域を着目領域としてもよいし、あるいは、断層画像の中央部分を含む一定範囲を着目領域としてもよい。また、着目領域を設定する際に、後述する断層画像の取得動作を行ってもよい。

30

【0053】

次に、着目領域に超音波を送受信し、取得した受信信号を取得する（ステップ S120）。具体的には、B モード画像を生成するための 1 回の送信イベントと、ドブラ画像を生成するための複数の送信イベントを行う。ドブラ画像を生成するための送信イベントは、例えば、連続する 10 回の送信イベントである。送受信部 400 は、B モード画像を生成するための 1 回の送信イベントと、ドブラ画像を生成するための 10 回の送信イベントを連続して行い、最初の 1 回に係る RF 信号を整相加算部 422 に、その後の 10 回に係る RF 信号を周波数解析部 423 に、それぞれ出力する。

40

【0054】

次に、B モード画像を生成する（ステップ S130）。具体的には、整相加算部 422 が RF 信号に整相加算を行って音響線信号を生成し、B モード画像生成部 430 が音響線信号に対して包絡線検波、対数圧縮を行い、B モード画像データを生成する。生成された B モード画像データは画像記憶部 450 に格納される。

次に、ドブラ画像を生成する（ステップ S140）。具体的には、周波数解析部 423 が 10 回の送信イベント分の RF 信号に対して位相検波、周波数解析を行い、ドブラ画像データを生成する。生成されたドブラ画像データは画像記憶部 450 に格納される。

【0055】

次に、血流領域の評価を行う（ステップ S150）。具体的には、画像処理装置 10 が

50

、画像記憶部 450 から B モード画像データとドプラ画像データとを取得し、それぞれを断層画像、血流画像として血流領域の評価を行う。評価の詳細については実施の形態 1 で説明した動作と同様であるので省略する。

最後に、血流領域の評価結果を表示する（ステップ S 160）。具体的には、表示制御部 460 は、画像記憶部 450 から B モード画像データとドプラ画像データとを取得する。さらに、表示制御部 460 は、画像処理装置 10 の血流領域特定部 32 から血流領域の位置情報を、血流評価部 50 から評価結果を取得し、ドプラ画像データ内の血流画像について、評価結果に応じて表示態様を変更する。例えば、図 14（a）では、全ての血流領域が既存血管であると判定されたので、既存血管を示す色（例えば、黄色）で血流領域 231～235 を表示する。また、図 14（b）では、全ての血流領域が既存血管であると判定されたので、既存血管を示す色で血流領域 236、237 を表示する。一方、図 14（c）では、全ての血流領域が新生血管であると判定されたので、新生血管を示す色（例えば、橙色）で血流領域 241～247 を表示する。

【0056】

<まとめ>

上記構成により、被検体から着目領域を同一とする B モード画像と超音波ドプラ画像とを取得し、着目領域内の血管について、新生血管か否かの評価を行うことができる。

実施の形態に係るその他の変形例

（1）実施の形態 1、2 では、血流領域を短軸断面画像としての評価と長軸断面画像としての評価とを並行で行って総合評価する、変形例では、自己特徴量を基に血流画像を短軸/長軸判定をしてから評価を行うとしたが、血流領域の評価方法は上記の例に限られない。例えば、短軸評価部 51 を長軸評価部の後ろに直列に接続し、長軸評価部は、短軸評価部 51 が既存血管と評価した血流領域についてはその評価をそのまま出力し、短軸評価部 51 が新生血管と評価した血流領域については、長軸断面画像として評価を行ってその結果を出力するとしてもよい。なお、長軸評価部 52 の後ろに短軸評価部を直列に接続し、同様に、短軸評価部は長軸評価部 52 が新生血管と評価した血流領域のみを評価するとしてもよい。

【0057】

また、例えば、短軸長軸判定部を血流領域特定部に備えてもよく、自己特徴量抽出部と相対特徴量抽出部は、短軸断面画像に対しては短軸評価部 51 が用いる特徴量のみを短軸評価部 51 に出力し、長軸断面画像に対しては長軸評価部 52 が用いる特徴量のみを長軸評価部 52 に出力するとしてもよい。この構成により、短軸断面画像に対して長軸断面画像に用いる特徴量の抽出や評価、またはその逆を行う必要がなくなり、処理量の削減に奏功する。

【0058】

（2）実施の形態 1、2 および変形例では、血流領域の自己特徴量の抽出（ステップ S 410）、相対特徴量の抽出（ステップ S 420）、評価（ステップ S 430）を血流領域ごとに行うものとしたが、ステップ S 30 で特定された全ての血流領域に対して、一度に自己特徴量の抽出（ステップ S 410）と相対特徴量の抽出（ステップ S 420）とを行い、評価（ステップ S 430）を行うとしてもよい。

【0059】

（3）実施の形態 1、2 および変形例では、基準情報格納部 40 には、新生血管を示すものであるか否かが既知である血流領域について、短軸断面画像か長軸断面画像かの情報、自己特徴量、相対特徴量、新生血管を示すものであるか否かの情報、の 4 つを組み合わせデータを格納しているものとしたが、例えば、血流評価部 50 が評価した評価結果を、新たな訓練データとして基準情報格納部 40 に追加するとしてもよい。このようにすることで、機械学習の精度を向上させることができる。また、血流評価部 50 が評価した評価結果について、医師の診察等により適正とされた評価結果のみを新たな訓練データとして基準情報格納部 40 に追加するとしてもよい。このようにすることで、評価が適正でない訓練データが追加されることがなくなり、機械学習の精度を向上させることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

(4) 実施の形態 1、2 および変形例では、短軸断面画像である場合の自己特徴量として円形度と面積、相対特徴量として関節中心からの距離、長軸断面画像である場合の自己特徴量として面積と短軸幅、相対特徴量として皮膚表面との形状一致度を用いる場合について説明したが、自己特徴量を 1 以上、相対特徴量を 1 以上使用するものであれば、任意の特徴量を使用してもよい。例えば、組織特定部 3 1 において、さらに関節包を特定し、血流領域と関節包との位置関係を示す特徴量を相対特徴量として使用してもよい。

【 0 0 6 1 】

また、評価を行う血流画像と断層画像とは、関節を撮像した画像に限られず、血流が撮像されている部位であれば任意の箇所でもよい。この場合、基準情報格納部 4 0 には同一部位の血流領域を格納し、相対特徴量抽出部 3 4 は新生血管が否かを判定するための指標となる組織を基準とした相対特徴量を算出し、組織特定部 3 1 は当該指標となる組織を抽出する、とすればよい。

【 0 0 6 2 】

(5) 実施の形態 2 では、B モード画像と超音波ドプラ画像を 1 つずつ生成する場合について説明したが、例えば、送受信部 4 0 0 は、B モード画像を生成するための 1 回の送信イベントと、超音波ドプラ画像を生成するための数回の送信イベントを交互に行い、B モード画像生成部 4 3 0 とドプラ画像生成部 4 4 0 とが交互に B モード画像と超音波ドプラ画像を 1 つずつ繰り返し生成し、画像記憶部 4 5 0 に格納するとしてもよい。

【 0 0 6 3 】

また、超音波送信部 4 1 0 は、B モード画像を生成するための 1 回の送信イベントと、超音波ドプラ画像を生成するための数回の送信イベントを交互に行うとしたが、例えば、超音波送信部 4 1 0 は数回の送信イベントを行い、R F 信号生成部 4 2 1 は、全ての送信イベントに係る R F 信号をドプラ画像生成部 4 4 0 に、最後の送信イベントに係る R F 信号を B モード画像生成部 4 3 0 に、それぞれ出力するとしてもよい。このようにすることで、送信イベントの回数を削減することが可能となり、B モード画像と超音波ドプラ画像とのそれぞれのフレームレートを向上させることができる。または、送受信部 4 0 0 は、例えば、R F 信号記憶部または音響線信号記憶部をさらに備え、B モード画像生成部 4 3 0 とドプラ画像生成部 4 4 0 とが R F 信号記憶部または音響線信号記憶部から R F 信号または音響線信号を読み出すとしてもよい。

【 0 0 6 4 】

(6) 実施の形態 2 では、超音波ドプラ画像を血流画像として用いる場合について説明したが、例えば、血管造影剤を被検体に投与し、造影 B モード画像を取得して血流画像として用いてもよい。

また、超音波診断装置 5 0 0 の画像処理装置 1 0 は、画像記憶部 4 5 0 に格納された任意の B モード画像と超音波ドプラ画像とから、血流領域の評価を行ってもよい。さらに、超音波診断装置 5 0 0 の画像処理装置 1 0 は、外部から血流画像や断層画像を取得し、B モード画像と外部から取得した血流画像、超音波ドプラ画像と外部から取得した断層画像、または、外部から取得した血流画像と断層画像、のような組み合わせから、血流領域の評価を行うとしてもよい。

【 0 0 6 5 】

(7) 実施の形態 1 および変形例では、画像取得部 2 0 は対象領域を同一または同一の平面上とする血流画像と断層画像とを取得するとしたが、例えば、断層画像に替えて、C T や M R I の 3 次元データと、血流画像の対象領域を示す情報とを取得し、3 次元データから断層画像を切り出すとしてもよい。また、同様に、血流画像に替えて、C T や M R I の 3 次元データと、断層画像の対象領域を示す情報とを取得してもよい。さらに、例えば、断層画像と血流情報のいずれも 3 次元データとして取得してもよく、この場合、同一の平面で 3 次元データから断層画像と血流画像を切り出してもよいし、血流領域の特定、組織の特定、自己特徴量の抽出、相対特徴量の抽出、血流領域の評価を、3 次元データを直接用いて行うとしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

(8) 実施の形態および各変形例に係る画像処理装置および超音波診断装置は、その構成要素の全部又は一部を、1チップ又は複数チップの集積回路で実現してもよいし、コンピュータのプログラムで実現してもよいし、その他どのような形態で実施してもよい。例えば、自己特徴量抽出部と相対特徴量抽出部とを1チップで実現してもよいし、血流評価部のみを1チップで実現し、特徴量抽出部等を別のチップで実現してもよい。

【 0 0 6 7 】

集積回路で実現する場合、典型的には、LSI (Large Scale Integration) として実現される。ここでは、LSIとしたが、集積度の違いにより、IC、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。

10

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。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コンフィギュラブル・プロセッサを利用してもよい。

【 0 0 6 8 】

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、各実施の形態および各変形例に係る超音波診断装置は、記憶媒体に書き込まれたプログラムと、プログラムを読み込んで実行するコンピュータとで実現されてもよい。記憶媒体は、メモリカード、CD-ROMなどいかなる記録媒体であってもよい。また、本発明に係る超音波診断装置は、ネットワークを経由してダウンロードされるプログラムと、プログラムをネットワークからダウンロードして実行するコンピュータとで実現されてもよい。

20

【 0 0 6 9 】

(9) 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 0 】

30

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。

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、電気回路について当該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。

【 0 0 7 1 】

補足

(1) 実施の形態に係る画像処理装置は、被検体内の血流を表す血流領域をマッピングした血流画像を取得する血流画像取得部と、前記被検体内の組織を撮像した断層画像を取得する断層画像取得部と、前記血流画像にマッピングされた血流領域のそれぞれについて、血流領域固有の特性を示す第1の特徴量と、前記断層画像中の組織の像と当該血流領域との関係から導き出される第2の特徴量とを、前記血流画像と前記断層画像とから抽出する特徴量抽出部と、前記第1の特徴量と前記第2の特徴量との双方から、前記血流領域のそれぞれが新生血管を示すものであるか否かを評価する血流評価部とを備えることを特徴とする。

40

【 0 0 7 2 】

また、実施の形態に係る画像処理方法は、被検体内の血流を表す血流領域をマッピングした血流画像を取得し、前記被検体内の組織を撮像した断層画像を取得し、前記血流画像

50

にマッピングされた血流領域のそれぞれについて、血流領域固有の特性を示す第 1 の特徴量と、前記断層画像中の組織の像と当該血流領域との関係から導き出される第 2 の特徴量とを、前記血流画像と前記断層画像とから抽出し、前記第 1 の特徴量と前記第 2 の特徴量との双方から、前記血流領域のそれぞれが新生血管を示すものであるか否かを評価することを特徴とする。

【0073】

本開示によれば、上記構成により、血流画像内の各血流領域について、その特性を示す第 1 の特徴量と、組織との関係を示す第 2 の特徴量との双方を用いて、新生血管か否かの評価を行うことができる。そのため、各血流領域に示される血管が新生血管であるか否かの評価を、より確度の高い方法で評価することができる。

10

(2) また、上記(1)の画像処理装置または画像処理方法は、前記断層画像は、関節部位を撮像した断層画像であり、前記断層画像で撮像された組織は、骨表面、皮膚表面のうち 1 以上を含む、としてもよい。

【0074】

これにより、関節部位における血流領域が示す血管を、骨や皮膚を基準とした配置を示す第 2 の特徴量を用いて評価を行うことが可能となる。

(3) また、上記(2)の画像処理装置または画像処理方法は、前記第 1 の特徴量は、血流領域の円形度、血流領域の面積のうち 1 以上を含み、前記第 2 の特徴量は、骨表面から特定される関節の中心位置と、血流領域が示す血流との水平距離を少なくとも含む、としてもよい。

20

【0075】

これにより、短軸断面画像として取得された血流領域について、その形状と関節位置を基準とした配置との双方を用いて、より正確に評価を行うことができる。

(4) また、上記(2)の画像処理装置または画像処理方法は、前記第 1 の特徴量は、血流領域の幅、血流領域の面積のうち 1 以上を含み、前記第 2 の特徴量は、皮膚表面または骨表面の像と血流領域との形状一致度を少なくとも含む、としてもよい。

【0076】

これにより、長軸断面画像として取得された血流領域について、その形状と皮膚または骨を基準とした配置との双方を用いて、より正確に評価を行うことができる。

(5) また、上記(4)の画像処理装置または画像処理方法は、前記皮膚表面または骨表面の像と血流領域との形状一致度は、皮膚表面または骨表面の像と血流領域との間の、深さ方向における位置の差の水平方向における変化度合いである、としてもよい。

30

【0077】

これにより、解剖学的な知見に基づき、より正確に評価を行うことができる。

(6) また、上記(1)～(5)の画像処理装置または画像処理方法は、新生血管であるか否かが既知である参照血流領域に関する第 1 の特徴量と第 2 の特徴量との組み合わせが格納されている基準情報格納部をさらに備え、前記血流評価部は、前記特徴量抽出部が前記血流領域について抽出した前記第 1 の特徴量と前記第 2 の特徴量との組み合わせと、前記参照血流領域に関する第 1 の特徴量と第 2 の特徴量との組み合わせとを比較し、前記血流領域が新生血管であるか否かを評価する、としてもよい。

40

【0078】

これにより、血流領域が新生血管であるか否かの評価を、評価結果が既知である血流領域と比較することで容易かつ正確に実施することができる。

(7) また、上記(6)の画像処理装置または画像処理方法は、前記血流評価部は、前記基準情報格納部が格納している前記参照血流領域の第 1 の特徴量と第 2 の特徴量とを訓練データとする機械学習により、血流領域が新生血管であるか否かを評価する、としてもよい。

【0079】

これにより、血流領域が新生血管であるか否かの評価を、第 1 の特徴量と第 2 の特徴量を用いた単純演算では行えないような場合であっても、確度の高い方法で行うことができ

50

る。

(8) また、上記 (1) ~ (7) の画像処理装置または画像処理方法は、前記断層画像は、超音波断層画像、X線断層画像、核磁気共鳴画像のいずれかであり、前記血流画像は、超音波ドプラ画像、核磁気共鳴画像、被検体に造影剤を投与して撮像した超音波断層画像またはX線断層画像のいずれかである、としてもよい。

【 0 0 8 0 】

これにより、任意の手段で撮像した断層画像および血流画像に基づいて、血流領域の評価を行うことができる。

(9) また、実施の形態に係る超音波診断装置は、上記 (1) ~ (7) の画像処理装置と、超音波探触子を介して被検体内に超音波を送信し反射超音波を受信する送受信部と、前記反射超音波に基づきBモード画像を生成し、前記断層画像として前記断層画像取得部に出力するBモード画像生成部と、前記反射超音波の周波数偏移に基づき超音波ドプラ画像を生成し、前記血流画像として前記血流画像取得部に出力するドプラ画像生成部とを備えることを特徴とする。

【 0 0 8 1 】

これにより、Bモード画像と超音波ドプラ画像とを生成し、超音波ドプラ画像内の血流領域について、その形状を示す第1の特徴量と、組織を基準とした配置を示す第2の特徴量との双方を用いて、新生血管が否かの評価を行うことができる。

(1 0) また、上記 (9) の超音波診断装置は、前記超音波ドプラ画像は、血流のエネルギー量を示すパワードプラ画像である、としてもよい。

【 0 0 8 2 】

(1 1) また、上記 (9) の超音波診断装置は、前記超音波ドプラ画像は、血流の速度と向きとを示すカラードプラ画像である、としてもよい。

これらの構成により、被検体内の血流の状態を視覚的に確認することができる。

(1 2) また、上記 (9) ~ (1 1) の超音波診断装置は、前記超音波ドプラ画像に示された血流領域のそれぞれについて新生血管であるか否かの評価結果を示した評価画像を表示部に出力する表示制御部をさらに備える、としてもよい。

【 0 0 8 3 】

これにより、被検体内の血流のそれぞれについて、評価結果を含めて状態を視覚的に確認することができる。

(1 3) また、上記 (1 2) の超音波診断装置は、前記評価画像は、前記超音波ドプラ画像に示された血流領域のそれぞれを新生血管であるか否かを示す色で彩色した画像である、としてもよい。

【 0 0 8 4 】

これにより、評価画像から視覚的に新生血管と既存血管とを確認することができる。

(1 4) また、上記 (1 2) ~ (1 3) の超音波診断装置は、前記表示制御部は、前記Bモード画像に前記評価画像を重畳表示する、としてもよい。

これにより、新生血管と既存血管とを組織と対比させながら確認することができる。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 8 5 】

本開示に係る画像処理装置、画像処理方法、および、超音波診断装置は、血管の画像診断に有用である。特に、新生血管の有無がマーカーとなるような疾患に対する画像診断を高精度に行うことが可能となり、医療診断機器等において高い利用可能性を持つ。

【符号の説明】

【 0 0 8 6 】

- 1 超音波探触子
- 2 表示部
- 1 0 画像処理装置
- 2 0 画像取得部
- 3 0 特徴量抽出部

10

20

30

40

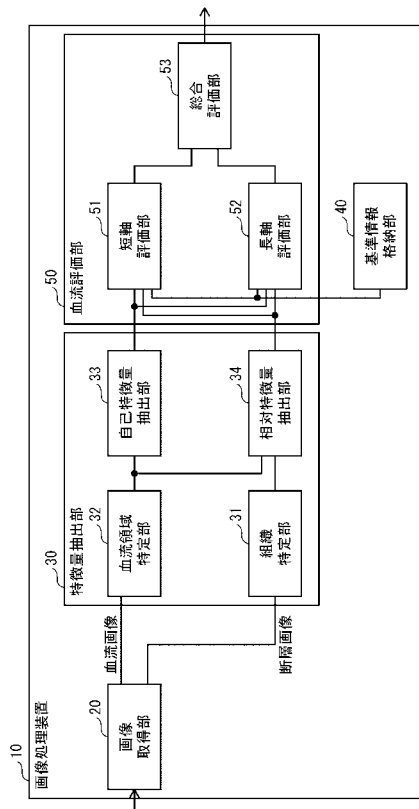
50

- 3 1 組織特定部
- 3 2 血流領域特定部
- 3 3 自己特徴量抽出部
- 3 4 相対特徴量抽出部
- 4 0 基準情報格納部
- 5 0、5 4 血流評価部
- 5 1 短軸評価部
- 5 2 長軸評価部
- 5 3 総合評価部
- 5 5 短軸長軸判定部
- 4 0 0 送受信部
- 4 0 1 マルチプレクサ部
- 4 1 0 超音波送信部
- 4 2 0 超音波受信部
- 4 2 1 R F 信号生成部
- 4 2 2 整相加算部
- 4 2 3 周波数解析部
- 4 3 0 B モード画像生成部
- 4 4 0 ドプラ画像生成部
- 4 5 0 画像記憶部
- 4 6 0 表示制御部
- 5 0 0 超音波診断装置

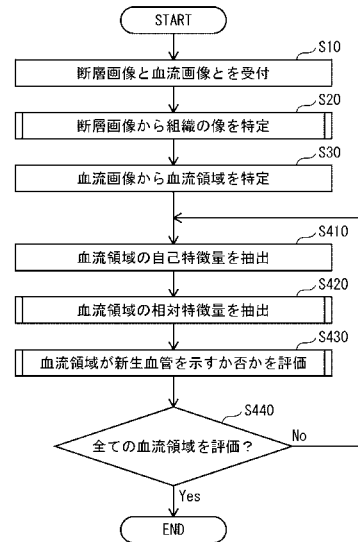
10

20

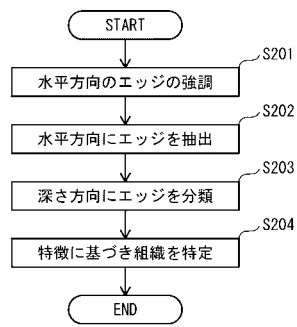
【図 1】



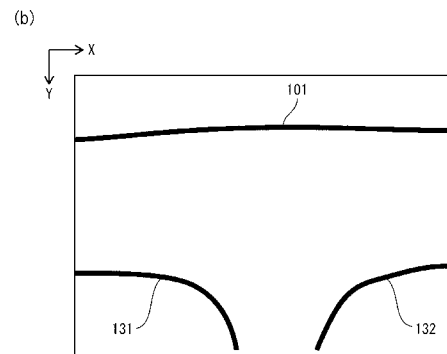
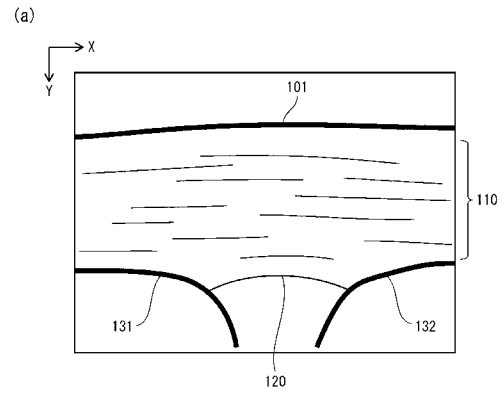
【図 2】



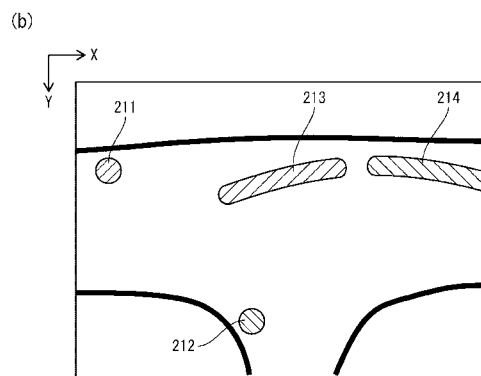
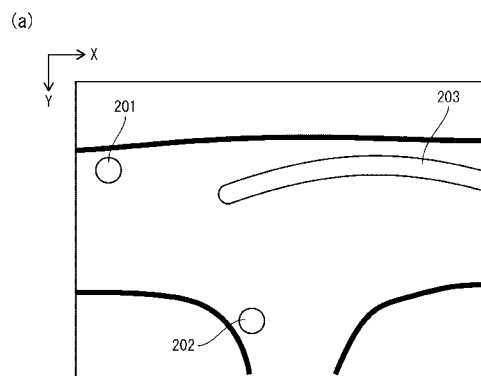
【 図 3 】



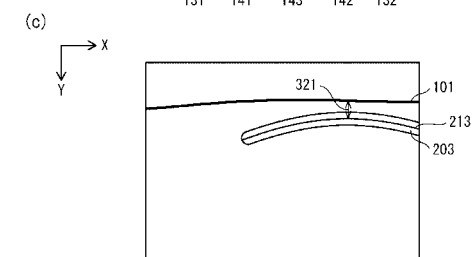
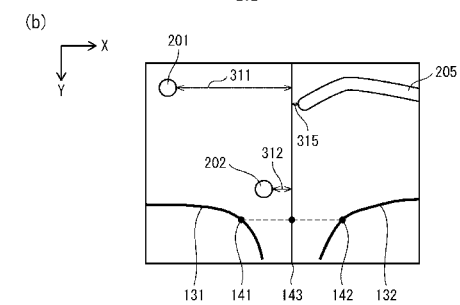
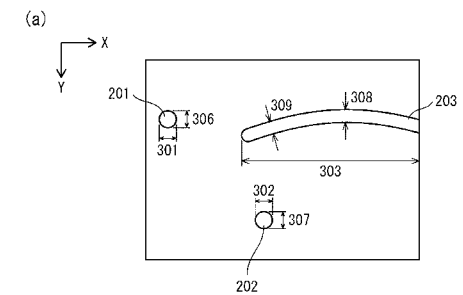
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】

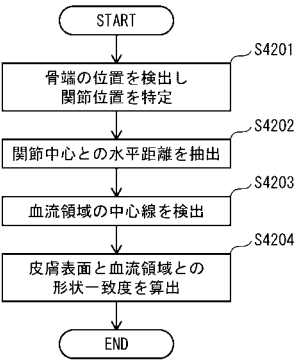
(a)

血流領域ID	x方向幅	y方向幅	円形度	面積	短軸幅
201	3.0	3.2	0.96	30.2	3.0
202	3.0	2.7	0.94	25.5	2.7
203	25.5	3.5	0.33	89.3	3.0

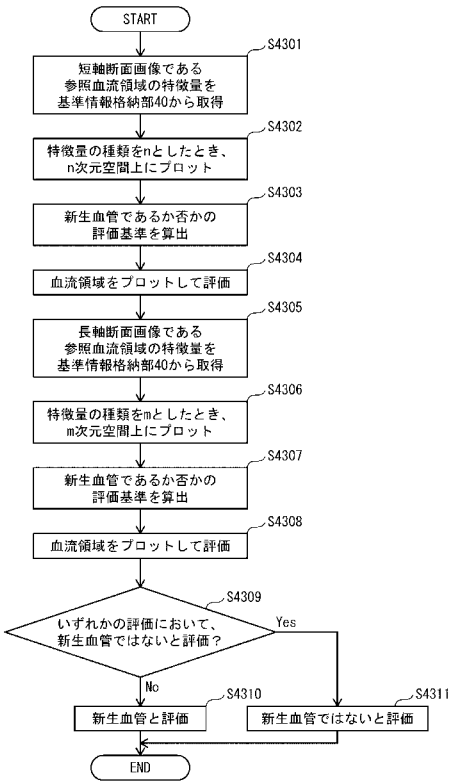
(b)

血流領域ID	関節中心からの距離	皮膚表面との形状一致度
201	12.7	1.6
202	2.9	1.8
203	0.9	0.1

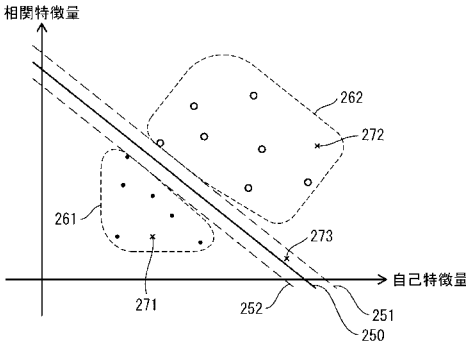
【 図 8 】



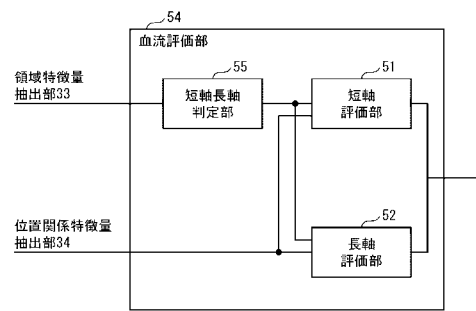
【 図 9 】



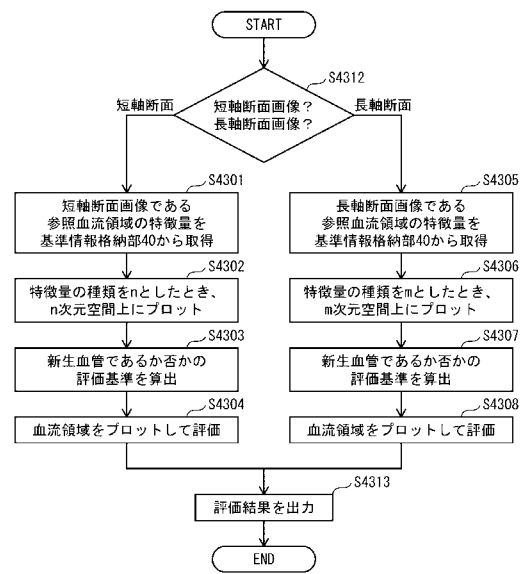
【 図 1 0 】



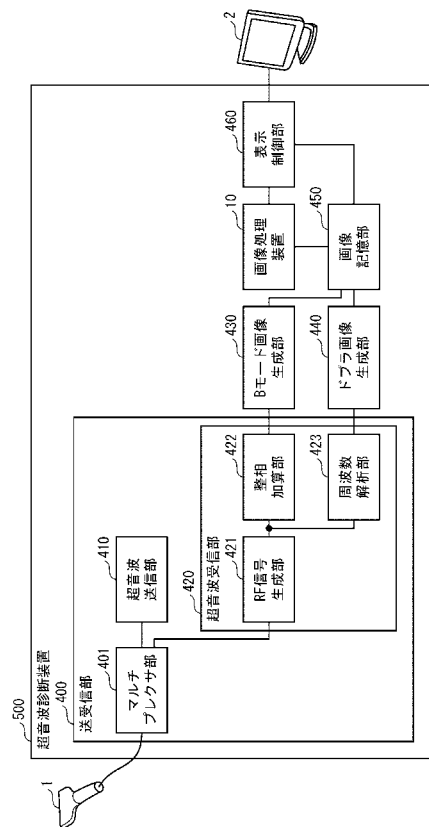
【図 1 1】



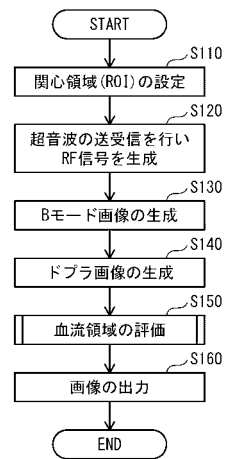
【図 1 2】



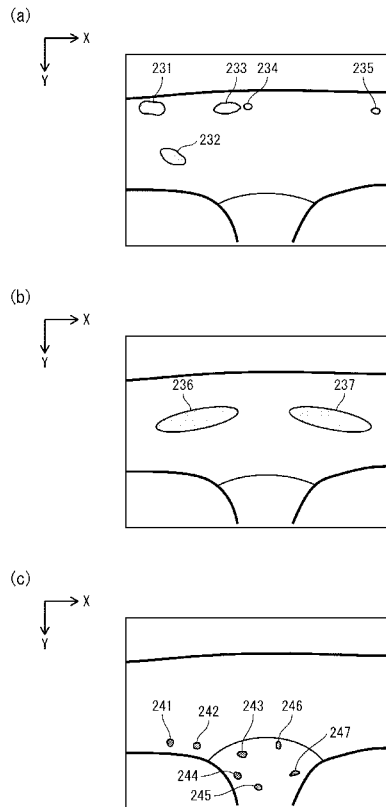
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 15】



专利名称(译)	图像处理装置，图像处理方法和具有该图像处理装置的超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2017108769A	公开(公告)日	2017-06-22
申请号	JP2015243040	申请日	2015-12-14
[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	松本悠希		
发明人	松本 悠希		
IPC分类号	A61B8/14 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B5/026 A61B5/0263 A61B5/055 A61B6/032 A61B8/4416 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/488 G01R33/5608 G01R33/56308		
FI分类号	A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD10 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/JC08 4C601/KK02 4C601/KK24 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CH11 5B057/DA12 5B057/DA16 5B057/DC03 5B057/DC04 5B057/DC09		
其他公开文献	JP6547612B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

血流图像中的相应的血流量中，比其他形状，以评估元件，是否新血管的评价，其执行在一个更准确的方法，以及图像处理装置，提供了一种具有图像处理设备的超声诊断设备。 解决方案：具有图像处理装置10或图像处理装置，用于获取通过映射表示在受试者的血流的血流区域得到的血流图像中的血流图像获取单元20的超声波诊断装置，断层图像获取单元20，其获取通过对对象中的组织进行成像而获得的断层图像，指示血流区域特有的特征的第一特征量，从与组织图像的关系和所述断层图像中的血流区域中，特征提取单元30导出，用于从血流图像和断层图像，所述第一特征量和第二提取第二特征量并且血流评估单元50用于评估每个血流区域是否从血管的两个特征量中指示新血管。 点域1

