

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6690053号  
(P6690053)

(45) 発行日 令和2年4月28日(2020.4.28)

(24) 登録日 令和2年4月10日(2020.4.10)

(51) Int. Cl.		F 1			
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	8/06	
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/055</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/055	3 8 2

請求項の数 16 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2019-503082 (P2019-503082)	(73) 特許権者	306037311
(86) (22) 出願日	平成30年2月28日 (2018.2.28)		富士フイルム株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2018/007610		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(87) 国際公開番号	W02018/159708	(74) 代理人	110001519
(87) 国際公開日	平成30年9月7日 (2018.9.7)		特許業務法人太陽国際特許事務所
審査請求日	平成31年4月8日 (2019.4.8)	(72) 発明者	伊藤 広貴
(31) 優先権主張番号	特願2017-37060 (P2017-37060)		東京都港区赤坂9丁目7番地3号 富士フイルム株式会社内
(32) 優先日	平成29年2月28日 (2017.2.28)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)	審査官	後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血流解析装置および方法並びにプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管を含む被写体を撮影した血管画像から血管領域を抽出する血管領域抽出部と、前記血管領域内における血流速度および血流方向を表す流速ベクトルを取得する流速ベクトル取得部と、

前記血管領域の延伸方向に延びる中心軸を設定し、前記流速ベクトルの前記中心軸の方向成分を時間軸方向に積分した積分値を算出し、前記積分値の変化に基づいて、前記血管領域内の血流の逆流の有無を特定する逆流特定部とを備えた血流解析装置。

【請求項 2】

前記逆流特定部が、前記積分値が単調増加または単調減少でない場合に、前記逆流があると特定する請求項 1 記載の血流解析装置。

【請求項 3】

前記逆流の箇所を前記血管領域の座標軸上にマッピングしたマップ画像を表示部に表示させる表示制御部を備えた請求項 1 または 2 記載の血流解析装置。

【請求項 4】

前記表示制御部が、前記流速ベクトルを予め設定された期間だけ積分した前記積分値を用いて前記マップ画像を生成する請求項 3 記載の血流解析装置。

【請求項 5】

前記予め設定された期間が、1心拍の期間である請求項 4 記載の血流解析装置。

【請求項 6】

10

20

前記表示制御部が、前記流速ベクトルを時間軸方向に積分する毎に前記マップ画像を時系列に生成して動画として前記表示部に表示させる請求項 3 記載の血流解析装置。

【請求項 7】

前記表示制御部が、前記マップ画像を 2 次元または 3 次元の血管画像に重畳表示させる請求項 3 から 6 いずれか 1 項記載の血流解析装置。

【請求項 8】

前記表示制御部が、前記積分値に基づいて、前記逆流の量の情報を前記表示部にさせる請求項 3 から 7 いずれか 1 項記載の血流解析装置。

【請求項 9】

前記表示制御部が、前記マップ画像以外の血流を示す指標を前記表示部に表示させる請求項 3 から 8 いずれか 1 項記載の血流解析装置。

10

【請求項 10】

前記血流を示す指標が、前記流速ベクトル、流線または流跡線である請求項 9 記載の血流解析装置。

【請求項 11】

前記逆流特定部が、前記血管領域のボクセル毎または複数のボクセル毎に前記積分値を算出する請求項 1 から 10 いずれか 1 項記載の血流解析装置。

【請求項 12】

前記逆流特定部が、前記血管領域の中心軸方向に直交する断面毎に前記積分値を算出する請求項 1 から 10 いずれか 1 項記載の血流解析装置。

20

【請求項 13】

前記流速ベクトル取得部が、時系列に撮影された 3 次元の血管画像または任意の時点において撮影された 3 次元の血管画像に基づいて、前記流速ベクトルを取得する請求項 1 から 12 いずれか 1 項記載の血流解析装置。

【請求項 14】

前記流速ベクトル取得部が、前記血管領域の数値流体力学(Computational Fluid Dynamics)モデル、3 次元シネ位相コントラスト磁気共鳴法または 3 次元の超音波画像を用いて前記流速ベクトルを取得する請求項 1 から 12 いずれか 1 項記載の血流解析装置。

【請求項 15】

血管を含む被写体を撮影した血管画像から血管領域を抽出し、  
前記血管領域内における血流速度および血流方向を表す流速ベクトルを取得し、  
前記血管領域の延伸方向に延びる中心軸を設定し、前記流速ベクトルの前記中心軸の方向成分を時間軸方向に積分した積分値を算出し、前記積分値の変化に基づいて、前記血管領域内の血流の逆流の有無を特定する血流解析方法。

30

【請求項 16】

コンピュータを、  
血管を含む被写体を撮影した血管画像から血管領域を抽出する血管領域抽出部と、  
前記血管領域内における血流速度および血流方向を表す流速ベクトルを取得する血流ベクトル取得部と、

前記血管領域の延伸方向に延びる中心軸を設定し、前記流速ベクトルの前記中心軸の方向成分を時間軸方向に積分した積分値を算出し、前記積分値の変化に基づいて、前記血管領域内の血流の逆流の有無を特定する逆流特定部として機能させる血流解析プログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医用画像から抽出された血管領域を用いて、その血管領域内を流れる血流の解析を行う血流解析装置および方法並びにプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、心臓などを撮影した医用画像を用いて、心臓などの血管内の血流を解析すること

50

が行われている。

【0003】

このような医用画像を用いた血流解析方法としては、たとえば3次元シネ位相コントラスト磁気共鳴法によって撮影されたMRI (Magnetic Resonance Imaging) 画像を用いて、ボクセル毎、ピクセル毎または領域毎に流速ベクトルを算出し、これを表示する方法が提案されている。

【0004】

また、特開2014-188323号公報においては、医用画像から血管モデルを生成し、その血管モデルに基づいて、CFD (Computational Fluid Dynamics) を行って流速ベクトルを求めることが提案されている。

10

【0005】

ここで、血流解析においては、血流が逆流している箇所を特定することが、診断上重要である。上述したように流速ベクトルを表示した場合、ユーザが、その向きと大きさを観察することによって逆流箇所を特定することができる。

【0006】

また、医用画像から抽出された血管領域に関心領域を設定し、その関心領域に流れる血流を表す流線を表示させて観察することにより、逆流を確認することもできる。

【0007】

また、超音波診断の分野でも逆流を確認することが行われている。たとえば特開2009-153919号公報および特開平8-150142号公報においては、超音波診断装置を用いてカラードププラ計測を行って、逆流を可視化することが提案されている。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、上述した3次元シネ位相コントラスト磁気共鳴法およびCFDを用いて逆流箇所を確認する場合、ユーザが関心のある箇所付近の流速ベクトルの向きを確認したり、関心領域を設定した際の流線の形成具合を確認したりすることによって、逆流箇所を確認することができるが、この場合、ユーザが目的を持って観察しようとした場所以外で逆流があった場合、逆流を見落とす可能性がある。

【0009】

また、超音波診断によって逆流を確認する場合、ユーザが関心のある領域にプローブを当ててカラードププラ計測が行われるが、超音波画像は2次元であり、2次元画像上での流れの正負を表示させることはできるが、血管形状に沿った流れを抽出することは困難であり、逆流として画像化することは難しい。

30

【0010】

本発明は、上記事情に鑑み、想定外の箇所に逆流があった場合でも、その逆流箇所をとらえることができ、逆流箇所の見落としリスクを減らすことができる血流解析装置および方法並びにプログラムを提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の血流解析装置は、血管を含む被写体を撮影した血管画像から血管領域を抽出する血管領域抽出部と、血管領域内における血流速度および血流方向を表す流速ベクトルを取得する流速ベクトル取得部と、血管領域の延伸方向に延びる中心軸を設定し、流速ベクトルの中心軸の方向成分を時間軸方向に積分した積分値を算出し、積分値の変化に基づいて、血管領域内の血流の逆流の有無を特定する逆流特定部とを備える。

40

【0012】

また、上記本発明の血流解析装置において、逆流特定部は、積分値が単調増加または単調減少でない場合に、逆流があると特定することができる。

【0013】

また、上記本発明の血流解析装置においては、逆流の箇所を血管領域の座標軸上にマッ

50

ピングしたマップ画像を表示部に表示させる表示制御部を備えることができる。

【0014】

また、上記本発明の血流解析装置において、表示制御部は、流速ベクトルを予め設定された期間だけ積分した積分値を用いてマップ画像を生成することができる。

【0015】

また、上記本発明の血流解析装置において、上記予め設定された期間は、1心拍の期間とすることができる。

【0016】

また、上記本発明の血流解析装置において、表示制御部は、流速ベクトルを時間軸方向に積分する毎にマップ画像を時系列に生成して動画として表示部に表示させることができる。

10

【0017】

また、上記本発明の血流解析装置において、表示制御部は、マップ画像を2次元または3次元の血管画像上に重畳表示させることができる。

【0018】

また、上記本発明の血流解析装置において、表示制御部は、積分値に基づいて、逆流の量の情報を表示部にさせることができる。

【0019】

また、上記本発明の血流解析装置において、表示制御部は、マップ画像以外の血流を示す指標を表示部に表示させることができる。

20

【0020】

また、上記本発明の血流解析装置においては、血流を示す指標として、流速ベクトル、流線または流跡線を表示させることができる。

【0021】

また、上記本発明の血流解析装置において、逆流特定部は、血管領域のボクセル毎または複数のボクセル毎に積分値を算出することができる。

【0022】

また、上記本発明の血流解析装置において、逆流特定部は、血管領域の中心軸方向に直交する断面毎に積分値を算出することができる。

【0023】

30

また、上記本発明の血流解析装置において、流速ベクトル取得部は、時系列に撮影された3次元の血管画像または任意の時点において撮影された3次元の血管画像に基づいて、流速ベクトルを取得することができる。

【0024】

また、上記本発明の血流解析装置において、流速ベクトル取得部は、血管領域の数値流体力学(Computational Fluid Dynamics)モデル、3次元シネ位相コントラスト磁気共鳴法または3次元の超音波画像を用いて流速ベクトルを取得することができる。

【0025】

本発明の血流解析方法は、血管を含む被写体を撮影した血管画像から血管領域を抽出し、血管領域内における血流速度および血流方向を表す流速ベクトルを取得し、血管領域の延伸方向に延びる中心軸を設定し、流速ベクトルの中心軸の方向成分を時間軸方向に積分した積分値を算出し、積分値の変化に基づいて、血管領域内の血流の逆流の有無を特定する。

40

【0026】

本発明の血流解析プログラムは、コンピュータを、血管を含む被写体を撮影した血管画像から血管領域を抽出する血管領域抽出部と、血管領域内における血流速度および血流方向を表す流速ベクトルを取得する血流ベクトル取得部と、血管領域の延伸方向に延びる中心軸を設定し、流速ベクトルの中心軸の方向成分を時間軸方向に積分した積分値を算出し、積分値の変化に基づいて、血管領域内の血流の逆流の有無を特定する逆流特定部として機能させる。

50

## 【 0 0 2 7 】

本発明の他の血流解析装置は、コンピュータに実行させるための命令を記憶するメモリと、記憶された命令を実行するよう構成されたプロセッサを備え、プロセッサが、血管を含む被写体を撮影した血管画像から血管領域を抽出する処理と、血管領域内における血流速度および血流方向を表す流速ベクトルを取得する処理と、血管領域の延伸方向に延びる中心軸を設定し、流速ベクトルの中心軸の方向成分を時間軸方向に積分した積分値を算出し、積分値の変化に基づいて、血管領域内の血流の逆流の有無を特定する処理とを実行するように構成されている。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 2 8 】

本発明の血流解析装置および方法並びにプログラムによれば、血管を含む被写体を撮影した血管画像から血管領域を抽出し、血管領域内における血流速度および血流方向を表す流速ベクトルを取得する。そして、血管領域の延伸方向に延びる中心軸を設定し、流速ベクトルの中心軸の方向成分を時間軸方向に積分した積分値を算出し、積分値の変化に基づいて、血管領域内の血流の逆流の有無を特定する。このように流速ベクトルの中心軸方向成分の積分値に基づいて逆流の有無を特定することによって、想定外の箇所に逆流があった場合でも、その逆流箇所をとらえることができ、逆流箇所の見落としリスクを減らすことができる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 2 9 】

【 図 1 】 本発明の血流解析装置の一実施形態を用いた血流解析システムの概略構成を示すブロック図

【 図 2 】 血管領域内における流速ベクトルを模式的に示す図

【 図 3 】 逆流箇所の特定方法を説明するための図

【 図 4 】 積分値が単調増加または単調減少しない例を示す図

【 図 5 】 断面毎に積分値を算出した場合の逆流箇所の表示例を示す図

【 図 6 】 本発明の血流解析装置の一実施形態を用いた血流解析システムの作用を説明するためのフローチャート

【 図 7 】 複数のボクセル毎に積分値を算出した場合の逆流箇所の表示例を示す図

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 3 0 】

以下、図面を参照して本発明の血流解析装置の一実施形態を用いた血流解析システムについて説明する。図 1 は、本実施形態の血流解析システムの概略構成を示すブロック図である。

## 【 0 0 3 1 】

本実施形態の血流解析システムは、具体的には、図 1 に示すように、血流解析装置 1 と、医用画像保管サーバ 2 と、表示部 3 と、入力部 4 とを備えている。

## 【 0 0 3 2 】

血流解析装置 1 は、コンピュータに本実施形態の血流解析プログラムをインストールしたものである。

## 【 0 0 3 3 】

血流解析装置 1 は、中央処理装置 (CPU (central processing unit))、半導体メモリ、およびハードディスクや SSD (Solid State Drive) 等のストレージデバイスを備えている。ストレージデバイスには、本実施形態の血流解析プログラムがインストールされており、この血流解析プログラムが中央処理装置によって実行されることによって、図 1 に示す画像取得部 10、血管領域抽出部 11、流速ベクトル取得部 12、逆流特定部 13 および表示制御部 14 が動作する。

## 【 0 0 3 4 】

血流解析プログラムは、DVD (Digital Versatile Disc) および CD-ROM (Compact Disc Read Only Memory) などの記録媒体に記録されて配布され、その記録媒体から

10

20

30

40

50

コンピュータにインストールされる。または、血流解析プログラムは、ネットワークに接続されたサーバコンピュータの記憶装置もしくはネットワークストレージに対して、外部からアクセス可能な状態で記憶される。そして、外部からの要求に応じてコンピュータにダウンロードされ、インストールされる。

【 0 0 3 5 】

画像取得部 1 0 は、予め撮影された患者の医用画像を取得するものである。3次元医用画像 6 は、本実施形態においては、たとえば C T (Computed Tomography) 装置、M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置および超音波撮影装置などによって撮影された 3次元医用画像 6 を取得する。本実施形態では、患者の心臓(本発明の被写体に相当する)の 3次元医用画像 6 (本発明の血管画像に相当する)を取得する場合について説明するが、これに限らず、肺、肝臓および頭部などその他の臓器でもよい。

10

【 0 0 3 6 】

3次元医用画像 6 は、医用画像保管サーバ 2 に患者の識別情報とともに予め保管されており、画像取得部 1 0 は、入力部 4 などを用いてユーザによって入力された患者の識別情報に基づいて、その識別情報を有する 3次元医用画像 6 を医用画像保管サーバ 2 から読み出して一時記憶するものである。

【 0 0 3 7 】

血管領域抽出部 1 1 は、3次元医用画像 6 から血管領域を抽出するものである。具体的には、本実施形態の血管領域抽出部 1 1 は、心臓の 3次元医用画像 6 から冠動脈の領域を血管領域として抽出する。血管領域抽出部 1 1 は、たとえば心臓の 3次元医用画像 6 に対して多重解像度変換を行い、各解像度の画像に対してヘッセ行列の固有値解析を行い、各解像度の画像における解析結果を統合することによって、心臓領域中の様々なサイズの線構造(血管)の集合体として、冠動脈の領域を抽出する(たとえば Y Sato, et al., 「Three-dimensional multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images.」, Medical Image Analysis, 1998年6月、Vol.2, No.2, p.p.143-168など参照)。また、さらに最小全域木アルゴリズム等を用いて、抽出された各線構造の中心点を連結することにより、冠動脈を表す木構造のデータを生成し、抽出された冠動脈の中心点を結ぶ芯線上の各点(木構造データの各ノード)において、芯線に直交する断面を求め、各断面において、グラフカット法などの公知のセグメンテーション手法を用いて冠動脈の輪郭を認識し、その輪郭を表す情報を木構造データの各ノードに関連づけることによって、冠動脈の領域を抽出するようにしてもよい。

20

30

【 0 0 3 8 】

なお、冠動脈の領域の抽出方法としては上記の方法に限らず、領域拡張法などのその他の公知な手法を用いるようにしてもよい。

【 0 0 3 9 】

流速ベクトル取得部 1 2 は、血管領域内における血流速度および血流方向を表す流速ベクトルを取得するものである。流速ベクトルの取得方法としては、種々の方法を採用することができる。具体的には、たとえば血管領域抽出部 1 1 によって抽出された血管領域を用いて C F D (Computational Fluid Dynamics) による血流解析を行うことによって流速ベクトルを取得することができる。なお、この際、任意の時点において撮影された 3次元医用画像 6 から抽出された血管領域を用いて血流解析を行うようにしてもよいし、時系列に撮影された 3次元医用画像 6 のそれぞれから抽出された血管領域を用いて血流解析を行うようにしてもよい。

40

【 0 0 4 0 】

また、画像取得部 1 0 において 3次元シネ位相コントラスト磁気共鳴法(3D cine PC MRI)によって撮影された M R I 画像を取得し、その M R I 画像に基づいて取得された血管領域内の速度情報を用いて流速ベクトルを取得するようにしてもよい。

【 0 0 4 1 】

また、画像取得部 1 0 においてドップラー計測によって時系列に撮影された 3次元の超音波画像を取得し、その超音波画像に基づいて取得された血管領域内の速度情報を用いて

50

流速ベクトルを取得するようにしてもよい。図2は、血管領域B内における流速ベクトルVを模式的に示した図である。

【0042】

逆流特定部13は、流速ベクトル取得部12によって取得された血管領域内の流速ベクトルに基づいて、血管領域内の血流の逆流の有無を特定するものである。

【0043】

逆流特定部13は、具体的には、図2に示すように、血管領域Bの延伸方向に延びる中心軸Cを設定し、流速ベクトルVの中心軸Cの方向成分を時間軸方向に積分した積分値を算出し、その積分値の変化に基づいて、血管領域内の血流の逆流の有無を特定する。

【0044】

流速ベクトルVの中心軸Cの方向成分については、たとえば図2および図3に示すように、中心軸C上の各点について、中心軸Cに直交する断面Sを設定し、その断面S内の流速ベクトルVの中心軸方向成分V<sub>c</sub>を算出する。そして、中心軸方向成分V<sub>c</sub>を時間軸方向に積分した積分値を算出し、その積分値が、単調増加するかまたは単調減少するかを判定する。すなわち、たとえば血管領域内において逆流が生じていない場合には、上述した積分値は単調増加するか、または単調減少する。これに対し、血管領域内において逆流が生じている場合には、流速ベクトルVの中心軸方向成分V<sub>c</sub>が逆方向に変化するので、中心軸方向成分V<sub>c</sub>の積分値は、図4IまたはIIに示すように、単調増加または単調減少とはならない。

【0045】

したがって、逆流特定部13は、中心軸方向成分V<sub>c</sub>の積分値が単調増加するかまたは単調減少する場合には、逆流は無いと判定し、中心軸方向成分V<sub>c</sub>の積分値が単調増加しないまたは単調減少しない場合には、逆流が有ると判定する。なお、中心軸方向成分V<sub>c</sub>の積分値としては、断面S内の各流速ベクトルVの中心軸方向成分V<sub>c</sub>の積分値の平均値を用いるようにしてもよいし、中央値を用いるようにしてもよい。

【0046】

なお、血管領域Bの中心軸Cに直交する断面Sの中心軸方向の設定間隔については、ユーザによって任意の間隔に設定可能である。また、積分値を算出する際の積分期間についても、ユーザによって任意の間隔に設定可能である。本実施形態のように、心臓の血管内を流れる血流の逆流の有無を特定する場合には、積分期間を1心拍の期間とすることが好ましい。

【0047】

図1に戻り、表示制御部14は、逆流特定部13によって特定された逆流箇所の情報を表示部3に表示させるものである。具体的には、表示制御部14は、逆流箇所を血管領域の座標軸上にマッピングしたマップ画像を生成し、表示部3に表示させる。図5は、血管領域Bの座標軸上に逆流箇所Rをマッピングしたマッピング画像の一例を示す図である。本実施形態においては、上述したように血管領域の中心軸に直交する断面を設定し、断面毎に積分値を算出するので、図5に示すように、逆流箇所Rは断面単位で表示される。

【0048】

また、断面毎に算出される積分値は逆流量を表す。したがって、積分値に応じて表示を変更することによって、逆流量を表す画像とすることができる。この際、全積分期間の積分値に基づいて逆流量を表す画像を生成して表示することによって、静止画として表示するようにしてもよいし、流速ベクトルを時間軸方向に積分する毎に、すなわち積分期間内における各積分過程の積分値毎に、逆流量を表す画像を順次生成して表示することによって、動画として表示するようにしてもよい。

【0049】

このように逆流量を表す画像を表示させることによって、直観的に逆流量をとらえることができ、診断や治療の際に役立てることができる。

【0050】

図5に示すマップ画像は、積分値が大きいほど濃度を大きくしたマップ画像の一例であ

10

20

30

40

50

る。マップ画像としては、カラー表示することが望ましく、その場合には、積分値に応じて色相を変化させたり、彩度を変化させたりすることが望ましい。

【 0 0 5 1 】

また、マップ画像を 3 次元医用画像 6 上に重畳表示させるようにしてもよい。なお、マップ画像を重ね合わせる画像としては、3 次元医用画像 6 に限らず、2 次元の断面画像上にマップ画像を重畳表示するようにしてもよい。

【 0 0 5 2 】

図 1 に戻り、医用画像保管サーバ 2 は、各種データを保存して管理するコンピュータであり、大容量記憶装置およびデータベース管理用プログラムを備えている。医用画像保管サーバ 2 は、予め撮影された 3 次元医用画像 6 などをネットワーク経由で CT 装置または MRI 装置などの撮影装置から取得し、大容量記憶装置に保存して管理する。

10

【 0 0 5 3 】

入力部 4 は、ユーザによる種々の設定入力を受け付けるものであり、キーボードやマウスなどの入力デバイスを備えたものである。入力部 4 は、たとえば患者の識別情報の設定入力などを受け付けるものである。

【 0 0 5 4 】

次に、本実施形態の血流解析システムの作用について、図 6 に示すフローチャートを参照しながら説明する。

【 0 0 5 5 】

まず、ユーザによる患者の識別情報などの設定入力に応じて、その患者の医用画像が画像取得部 1 0 によって取得される ( S 1 0 )。本実施形態においては、上述したように心臓の 3 次元医用画像 6 が取得される。

20

【 0 0 5 6 】

そして、画像取得部 1 0 によって取得された心臓の 3 次元医用画像 6 は、血管領域抽出部 1 1 に入力され、血管領域抽出部 1 1 は、入力された 3 次元医用画像 6 から血管領域を抽出する ( S 1 2 )。

【 0 0 5 7 】

そして、流速ベクトル取得部 1 2 において、たとえば血管領域を用いて CFD により血流解析が行われ、血管領域内の流速ベクトルが取得される ( S 1 4 )。そして、逆流特定部 1 3 において、血管領域内の流速ベクトルに基づいて、血流の逆流の有無が特定される。具体的には、逆流特定部 1 3 は、上述したように血管領域の延伸方向に延びる中心軸を設定し、流速ベクトルの中心軸の方向成分を時間軸方向に積分した積分値を算出し、その積分値の変化に基づいて、血管領域内の血流の逆流の有無を特定する ( S 1 6 )。

30

【 0 0 5 8 】

そして、逆流特定部 1 3 によって特定された逆流箇所の情報が表示制御部 1 4 に出力され、表示制御部 1 4 は、入力された情報に基づいてマップ画像を生成して表示部 3 に表示させる ( S 1 8 )。

【 0 0 5 9 】

上記実施形態の血流解析システムによれば、血管を含む被写体を撮影した血管画像から血管領域を抽出し、血管領域内における血流速度および血流方向を表す流速ベクトルを取得する。そして、血管領域の延伸方向に延びる中心軸を設定し、流速ベクトルの中心軸の方向成分を時間軸方向に積分した積分値を算出し、積分値の変化に基づいて、血管領域内の血流の逆流の有無を特定する。このように流速ベクトルの中心軸方向成分の積分値に基づいて逆流の有無を特定することによって、想定外の箇所に逆流があった場合でも、その逆流箇所をとらえることができ、逆流箇所の見落としリスクを減らすことができる。

40

【 0 0 6 0 】

また、上記実施形態の血流解析システムにおいては、血管領域の中心軸方向に直交する断面毎に流速ベクトルの積分値を算出するようにしたが、これに限らず、血管領域のボクセル毎または複数のボクセル毎に積分値を算出するようにしてもよい。図 7 は、複数のボクセル毎に積分値を算出し、逆流箇所 R 1 , R 2 を特定してマップ画像を生成した例を示

50

す図である。複数のボクセル毎の積分値としては、たとえば複数のボクセルのそれぞれについて算出された積分値の平均値を用いるようにしてもよいし、中央値などを用いるようにしてもよい。このようにボクセル毎または複数のボクセル毎に積分値を算出することによって、逆流箇所をより詳細に特定することができる。

【 0 0 6 1 】

また、上記実施形態の血流解析システムにおいては、表示制御部 1 4 が、マップ画像以外の血流を示す指標を表示部 3 に表示させるようにしてもよい。具体的には、血流を示す指標として、流速ベクトルを表す矢印をマップ画像に重畳表示したり、血流を示す流線または流跡線などをマップ画像に重畳表示したりしてもよい。

【 0 0 6 2 】

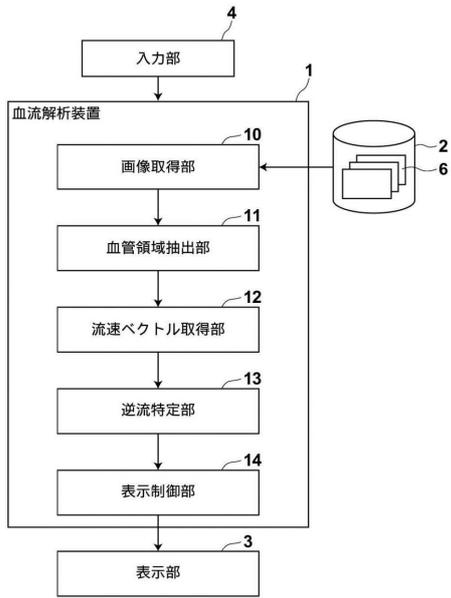
また、上記実施形態の血流解析システムにおいては、3次元医用画像 6 を用いて逆流箇所を特定するようにしたが、必ずしも3次元的な画像でなくてもよく、2次元の断面画像を用いて、上記実施形態と同様にして流速ベクトルを取得し、その血管領域の中心軸方向成分の積分値の変化に基づいて逆流箇所を特定するようにしてもよい。

【 符号の説明 】

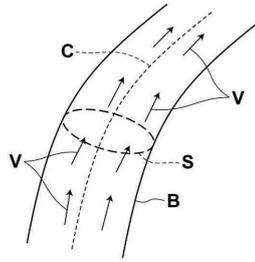
【 0 0 6 3 】

1	血流解析装置	
2	医用画像保管サーバ	
3	表示部	
4	入力部	20
6	3次元医用画像	
1 0	画像取得部	
1 1	血管領域抽出部	
1 2	流速ベクトル取得部	
1 3	逆流特定部	
1 4	表示制御部	
B	血管領域	
C	中心軸	
R	逆流箇所	
R 1 , R 2	逆流箇所	30
S	断面	
V	流速ベクトル	
V c	流速ベクトルの中心軸方向成分	

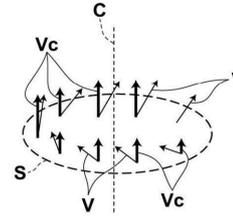
【図1】



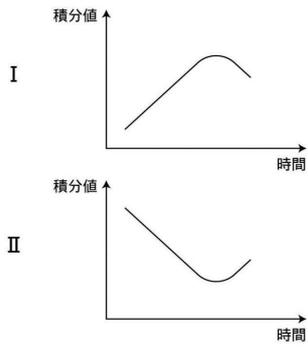
【図2】



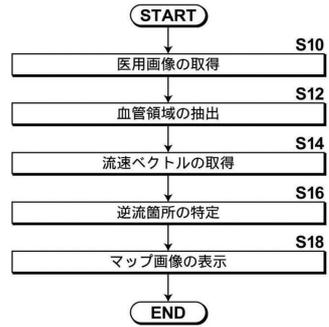
【図3】



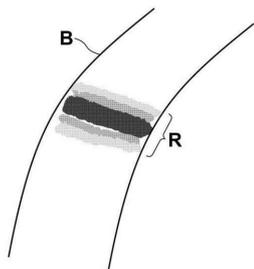
【図4】



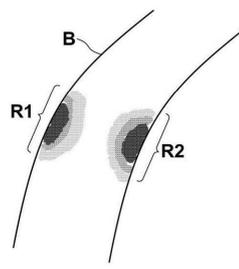
【図6】



【図5】



【図7】



## フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2004-201730(JP,A)  
特表2005-533593(JP,A)  
米国特許出願公開第2018/0140420(US,A1)  
特開2010-075636(JP,A)  
宮本憲行ほか、僧帽弁逸脱による僧帽弁逆流の定量におけるproximal isovelocit y surfece are a法の臨床的有用性に関する検、超音波医学(日本超音波医学会第63回研究発表会講演論文集)、(社)日本超音波医学会、1993年10月15日、第20巻、SupplementII、第203-204頁  
WANG,Wugang et al., Quantification of Mitral Regurgitation by General Imaging Three-Dimensional Quantification:Feasibili ,J Am Soc Echocardiogr., 2014年 3月、第27巻、第3号、第268-276頁

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

A61B 5/055

A61B 6/00-6/14

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

PubMed