(11) 特許出願公開番号

## (12)公開特許公報(A)

(19) 日本国特許庁(JP)

## 特開2020-501

### (P2020-501A)

(43) 公開日 令和2年1月9日 (2020. 1. 9)

(51) Int.Cl.			FΙ		テーマコード(参考)
A61B	8/06	(2006.01)	A 6 1 B	8/06	4 C 6 O 1

#### 審査請求 未請求 請求項の数 8 OL (全 15 頁)

(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2018-123014 (P2018-123014) 平成30年6月28日 (2018.6.28)	(71) 出願人	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 110001210 特許業務法人YKI国際特許事務所			号		
		(74)代理人						
		(72)発明者	岡田 孝					
			東京都千	代田区	丸の内	一丁目	6番6	号 株
	式会社日立製作所内							
		Fターム (参	考) 4C601	BB02	BB06	DDO3	DD15	DE04
				EE09	GB04	JC16	JC21	JC37
				KKO2	KK19	KK20	KK24	KK31

(54) 【発明の名称】超音波画像処理装置

(57)【要約】

【課題】超音波画像処理において血流中の渦部分を客観 的に識別できるようにする。

【解決手段】組織画像及び血流画像に基づいて二次元速 度ベクトル分布が生成される。二次元速度ベクトル分布 に基づいて圧力分布が生成される。圧力分布に基づいて 渦部分の輪郭が特定される。圧力分布を示す圧力分布画 像90に対して、渦部分の輪郭を示す輪郭像94が合成 される。

【選択図】図9



10

20

(2)

【 特 許 請 求 の 範 囲 】 【 請 求 項 1 】

心臓に対する超音波の送受波により得られたデータに基づいて前記心臓内の血流の圧力分布を演算する圧力分布演算部と、

前記圧力分布に基づいて前記血流に含まれる低圧部分としての渦部分を識別する渦部分 識別部と、

を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項2】

請求項1記載の超音波画像処理装置において、

前記渦部分識別部は、

前記圧力分布に基づいて渦部分中心を検出する中心検出部と、

前記渦部分中心を取り囲む輪郭を特定する輪郭特定部と、

を含み、

前記輪郭の内部が前記渦部分である、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項3】

請求項2記載の超音波画像処理装置において、

前記中心検出部は、前記圧力分布に含まれる極小点の内で前記圧力分布の平均値よりも

低い圧力を有する極小点を前記渦部分中心として検出する、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項4】

請求項2記載の超音波画像処理装置において、

前記輪郭特定部は、

前記渦部分中心の圧力に基づいて境界圧力を演算する手段と、

前記圧力分布において前記渦部分中心の周囲であって前記境界圧力を有するところを前 記輪郭として特定する手段と、

を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項5】

請求項4記載の超音波画像処理装置において、

前記境界圧力は、前記渦部分中心の圧力に対して前記圧力分布の平均値から定まるオフ <sup>30</sup> セット圧力を加えることにより演算される、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項6】

請求項4記載の超音波画像処理装置において、

前記圧力分布を示す圧力分布画像を生成する手段と、

前記輪郭を示す輪郭像を生成する手段と、

前記圧力分布画像と前記輪郭像とを合成して表示画像を生成する手段と、

を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項7】

請求項2記載の超音波画像処理装置において、

前記輪郭に基づいて前記渦部分についての評価値を演算する評価値演算部を含む、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項8】

情報処理装置において実行されるプログラムであって、

超音波の送受波により得られたデータに基づいて血流における圧力分布を演算する機能と、

前記圧力分布に基づいて前記血流に含まれる渦部分を識別する機能と、 前記圧力分布及び前記渦部分の輪郭を表す表示画像を生成する機能と、 を含む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処理装置に関し、特に血流を表示する技術に関する。

【背景技術】

[0002]

心臓内の血流中には渦が生じる。弁の働きや心筋の運動に応じて、渦の有無や渦の出方 が変化するので、血流中の渦を観察することが求められている。超音波診断装置において 形成される一般的な血流画像(カラードプラ画像)上において渦を視認することは困難で ある。そのような血流画像において表現される速度は、真の速度ではなく、超音波ビーム に沿った速度成分だからである。

【 0 0 0 3 】

近時、VFM(Vector Flow Mapping)と呼ばれる技術が実用化されている。この技術 によれば、組織画像(断層画像)及び血流画像(ドプラ情報)に基づいて、心腔内におけ る複数の座標に対応する複数の二次元速度ベクトル(二次元速度ベクトル分布)を求める ことが可能である。二次元速度ベクトル分布に基づいて複数の二次元ベクトルを表す複数 の矢印からなる矢印画像を形成すれば、その矢印画像を通じて、回転する流れを目視する ことが可能である。二次元速度ベクトル分布はVFM以外の技術によっても生成されうる

[0004]

特許文献1には、二次元速度ベクトル分布に基づいて渦を検出する超音波診断装置が開 示されている。具体的には、流線が回帰条件を満たしたことに基づいて渦が検出されてい る。回帰条件が満たされない場合、渦があってもそれは検出されない。

【 0 0 0 5 】

【先行技術文献】 【特許文献】 【0006】

【発明の概要】

【 特 許 文 献 1 】 特 許 5 7 5 0 1 8 1 号 公 報

【発明が解決しようとする課題】

【特許文献 2 】国際公開 2 0 1 5 / 1 2 9 3 3 6 号公報 【特許文献 3 】特開 2 0 0 4 - 1 2 1 7 3 5 号公報 【特許文献 4 】特開 2 0 1 1 - 2 3 5 0 0 9 号公報

なお、血流の圧力分布を演算する幾つかの技術が提案されている(例えば特許文献2~ 特許文献4を参照)。それらの技術は、公知のナビエ・ストークス(Navier-Stokes)方 程式又はそれを発展させた方程式に従って、血流中の各座標での圧力を演算するものであ る。ナビエ・ストークス方程式は、速度と圧力の関係を示すものであり、その方程式を用 いれば、例えば、速度ベクトル分布から圧力分布を求めることが可能である。圧力分布に 基づく渦の検出はいずれの特許文献にも記載されていない。

30

10

20

40

心臓の機能を評価しあるいは心臓の疾患を診断する上で、心腔内で生じる渦を定量的に 評価することが求められているところ、その外縁は一般に不明瞭あるいは曖昧である。そ こで、渦について輪郭を客観的に定めることが要望されている。なお、以下において、渦 についての輪郭の内部を渦部分と表現する。換言すれば、渦部分とその周囲との境界が輪 郭である。

[0008]

本発明の目的は、超音波画像処理において渦部分を客観的に識別することにある。あるいは、本発明の目的は、超音波画像処理において渦部分を安定的に識別することにある。 【課題を解決するための手段】

[0009]

実施形態に係る超音波画像処理装置は、心臓に対する超音波の送受波により得られたデ ータに基づいて前記心臓内の血流の圧力分布を演算する圧力分布演算部と、前記圧力分布 に基づいて前記血流に含まれる低圧部分としての渦部分を識別する渦部分識別部と、を含 むものである。 【発明の効果】 [0010]本発明によれば、超音波画像処理において渦部分を客観的に識別できる。あるいは、本 発明によれば、超音波画像処理において渦部分を安定的に識別できる。 【図面の簡単な説明】  $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 1 \end{bmatrix}$ 【図1】実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。 【図2】二次元速度ベクトルの演算を説明するための図である。 【図3】二次元速度ベクトル分布を示す図である。 【図4】矢印画像を示す図である。 【図5】圧力分布画像を示す図である。 【図6】カラーバーを示す図である。 【図7】表示画像の一例を示す図である。 【図8】渦部分の検出方法を示す図である。 【図9】輪郭像を示す図である。 【図10】実施形態に係る画像処理方法を示すフローチャートである。 【図11】輪郭像生成方法を示すフローチャートである。 【図12】2つの輪郭像を示す図である。 【図13】輪郭像列を示す図である。 【図14】回転方向を表した輪郭像を示す図である。 【図15】渦部分に対して設定される解析ラインを示す図である。 【図16】圧力プロファイルを示す図である。 【図17】評価値グラフを示す図である。 【発明を実施するための形態】 [0012]以下、実施形態を図面に基づいて説明する。

**(**0 0 1 3 **)** 

(1)実施形態の概要

実施形態に係る超音波画像処理装置は、圧力分布演算部、及び、渦部分識別部を有する。 に力分布演算部は、心臓に対する超音波の送受波により得られたデータに基づいて、心 臓内の血流の圧力分布を演算するものである。渦部分識別部は、圧力分布に基づいて、血 流に含まれる低圧部分としての渦部分を識別するものである。

【0014】

上記構成は、圧力分布における低圧部分が渦部分に相当するという知見に基づいて、圧力分布に含まれる渦部分を識別するものである。低圧部分は渦部分の別表現であり、相対的に見て低い圧力(所定の圧力よりも低い圧力)を有する部分が低圧部分である。圧力という客観的な指標に基づいて渦部分を識別できるので、渦部分を客観的又は安定的に検出することが可能である。ここで示す圧力分布は相対圧力分布である。 【0015】

実施形態において、圧力分布は、二次元速度ベクトル分布に基づいて生成される。他の 方法により圧力分布が生成されてもよい。圧力分布の生成に際しては、二次元流を前提と した圧力分布演算、及び、三次元流を前提とした圧力分布演算のいずれも利用可能である 。実施形態においては、渦部分の識別結果に基づいて、渦部分の輪郭像が形成され、ある いは、渦部分について評価値が演算される。

【0016】

実施形態において、渦部分識別部は、圧力分布に基づいて渦部分中心を検出する中心検 50

(4)

40

10

出部と、渦部分中心を取り囲む輪郭を特定する輪郭特定部と、を含み、輪郭の内部が渦部 分である。渦部分が局所的な低圧部分であることから、渦部分の識別に際しては、まず渦 部分中心が検出され、それに基づいて輪郭が特定される。上記構成によれば、複数の渦部 分が発生しても、個々の渦部分を識別することが容易となる。 【0017】

実施形態において、中心検出部は、圧力分布に含まれる極小点の内で圧力分布の平均値 よりも低い圧力を有する極小点を渦部分中心として検出する。この構成によれば、圧力分 布の平均値(又はそれに基づく値)が基準値とされるので、例えば、高圧部分に含まれる 極小点を渦部分中心と誤認してしまうことを防止できる。

実施形態において、輪郭特定部は、渦部分中心の圧力に基づいて境界圧力を演算する手 段と、圧力分布において渦部分中心の周囲であって境界圧力を有するところを輪郭として 特定する手段と、を含む。この構成によれば、渦部分中心の圧力を基準として境界圧力が 定められるので、輪郭を客観的に特定することが可能となる。境界圧力に代えて又はそれ と共に、圧力の空間勾配等を利用することも考えられる。一般に渦の境界は不明瞭又は曖 昧であるが、上記構成によれば、渦に視認可能な形態が与えられるので、渦を目視観察す ることが可能となる。輪郭は評価上又は診断上の目安として機能するものであり、輪郭の 外側に回転する流れが存在していてもよい。

【0019】

実施形態において、境界圧力は、渦部分中心の圧力に対して圧力分布の平均値から定ま 20 るオフセット圧力を加えることにより演算される。この構成によれば、境界圧力を客観的 に定めることが可能となる。

[0020]

実施形態に係る超音波画像処理装置は、圧力分布を示す圧力分布画像を生成する手段と、輪郭を示す輪郭像を生成する手段と、圧力分布画像と輪郭像とを合成して表示画像を生成する手段と、を含む。この構成によれば、圧力分布を背景としつつ渦部分を観察することが可能となる。輪郭像が表示されるので、渦部分の形態を容易に認識できる。表示画像は静止画像であってもよいし動画像であってもよい。後者の場合、渦部分について、その発生、消滅等を含む渦部分の時間的変化を観察することが可能となる。輪郭像は閉ループとして構成されてもよいし、ペイントされた領域として構成されてもよい。

実施形態に係る超音波画像処理装置は、輪郭に基づいて渦部分についての評価値を演算 する評価値演算部を含む。この構成によれば、評価値を心臓の機能の評価や疾病の診断に 役立てることが可能となる。

[0022]

実施形態に係る超音波画像処理方法は、超音波の送受波により得られたデータに基づい て血流における圧力分布を演算する工程と、圧力分布に基づいて血流に含まれる渦部分を 識別する工程と、圧力分布及び渦部分の輪郭を表す表示画像を生成する工程と、を含むも のである。この超音波画像処理方法は、ハードウエア又はソフトウエアの機能として実現 され得る。後者の場合、超音波画像処理方法を実行するプログラムが、ネットワークを介 して又は可搬型記憶媒体を介して、超音波画像処理装置としての情報処理装置にインスト ールされる。

[0023]

(2)実施形態の詳細

図1には、実施形態に係る超音波診断装置の構成がブロック図として示されている。こ の超音波診断装置は超音波画像処理装置として機能するものである。超音波診断装置は、 病院等の医療機関において設置され、生体(被検者)に対する超音波の送受波により得ら れた受信データに基づいて超音波画像を形成する医療用の装置である。実施形態に係る超 音波診断装置は、後に詳述するように、心臓内の血流に含まれる渦部分を識別してその輪 郭像を表示する機能を備えている。

50

40

30

[0024]

超音波プローブ10は、超音波を送受波する手段又は送受波器として機能するものであ る。心臓の超音波診断に際しては、超音波プローブの10の送受波面(音響レンズ表面) が被検者の胸部に当接され、その状態で超音波が送受波される。より詳しくは、超音波プ ローブ10は、一次元配列された複数の振動素子からなる振動素子アレイを備えている。 振動素子アレイによって超音波ビーム14が形成され、超音波ビーム14の電子的な走査 により走査面12が形成される。走査面12は観察面であり、すなわち二次元データ取込 領域である。図1において、rは深さ方向を示しており、 は電子走査方向を示している 。超音波ビームの電子走査方式として、電子セクタ走査方式、電子リニア走査方式等が知 られている。超音波プローブ内に2D振動素子アレイを設け、生体内からボリュームデー タが取得されてもよい。食道内に挿入されて心臓に対する超音波診断を行う超音波プロー ブが利用されてもよい。なお、後述する二次元速度ベクトル分布の演算のために、所定シ ーケンスに従って、組織画像形成用の電子走査と血流画像形成用(ドプラ情報取得用)の 電子走査とが時分割で実行される。

(6)

【0025】

送信部16は、送信時において、複数の振動素子に対して複数の送信信号を並列的に供給する送信ビームフォーマーであり、それは電子回路として構成される。受信部18は、受信時において、複数の振動素子から並列的に出力される複数の受信信号を整相加算(遅延加算)する受信ビームフォーマーであり、それは電子回路として構成される。受信部1 8は、複数のA/D変換器、検波回路等を備えている。受信部18での複数の受信信号の整相加算によりビームデータが生成される。ちなみに、1回の電子走査当たり、電子走査方向に並ぶ複数のビームデータが生成され、それらが受信フレームデータを構成する。個々のビームデータは深さ方向に並ぶ複数のエコーデータにより構成される。

組織画像(断層画像)形成用の各ビームデータが組織画像形成部22へ送られ、血流画像(カラードプラ画像)形成用の各ビームデータが血流画像形成部24へ送られている。 【0027】

組織画像形成部22は、対数変換器、相関処理器等を有し、またDSC(Digital Scan Converter)を有している。DSCは、座標変換機能、補間機能等を有し、ビーム走査方 向に並ぶ複数のビームデータに基づいて表示用の組織画像(Bモード断層画像)を形成す る。その組織画像(組織画像データ)が表示処理部26へ送られている。実施形態におい ては、組織画像形成部22において生成された座標変換前のフレームデータが速度ベクト ル演算部28へ送られている。そのフレームデータの実体は生体組織(具体的には心臓) の断面を表す画像であり、そのフレームデータは組織画像と言いうるものである。なお、 座標変換後のフレームデータ(表示用の組織画像)が速度ベクトル演算部28へ送られて もよい。

[0028]

血流画像形成部24は、自己相関器、速度演算器等を有し、また上記DSCと同様の機能をもったDSCを有している。血流画像形成部24は、ビーム走査方向に並ぶ複数のビームデータに含まれるドプラ情報に基づいて血流画像を形成するものである。具体的には、血流画像は心臓内の血流の速度を表す画像である。但し、血流画像を構成する個々の速度は、真の速度ではなく、超音波ビームに沿った速度成分である。血流画像(血流画像データ)が表示処理部26へ送られている。実施形態においては、血流画像形成部24において生成された座標変換前のフレームデータが速度ベクトル演算部28へ送られている。そのフレームデータの実体は走査面上における血流速度分布であり、それは血流画像と言いうるものである。なお、座標変換後のフレームデータが速度ベクトル演算部28へ送られてもよい。

【0029】

図 1 において、 画像処理モジュール 2 5 は、 速度ベクトル演算部 2 8 、 圧力分布演算部 3 0 、 渦部分識別部 3 2 及び表示処理部 2 6 を有している。 画像処理モジュール 2 5 が有

30

10

20

30

40

50

する各機能は、CPUによって実行されるプログラムによって実現される。画像処理モジ ュール25が画像処理プロセッサによって構成されてもよい。画像処理モジュール25が PC等の情報処理装置に組み込まれてもよい。その場合、超音波診断装置から情報処理装 置へ組織画像データ及び血流画像データが転送されてもよい。なお、シネメモリ等の記憶 装置上に記憶された組織画像及び血流画像が画像処理モジュール25において処理されて もよい。

【 0 0 3 0 】

速度ベクトル演算部28は、組織画像及び血流画像に基づいて、心腔内における複数の 座標(格子点)で、複数の二次元速度ベクトルを演算するものである。その演算はVFM (Vector Flow Mapping)とも呼ばれている。複数の二次元速度ベクトルにより二次元速 度ベクトル分布が構成される。二次元速度ベクトル分布を示すデータが表示処理部26及 び圧力分布演算部30へ送られている。

【0031】

圧力分布演算部30は、ナビエ・ストークス(Navier-Stokes)方程式に基づいて、血流の圧力分布を演算するものである。ナビエ・ストークス方程式は、流体の運動を記述する方程式であり、特に、速度と圧力との関係を定めるものである。その方程式によれば、二次元速度ベクトルから圧力分布が導かれる。実施形態においては、その計算に際して、二次元流が前提とされており、ビーム走査面を貫く速度成分については計算上、無視されている。三次元流を推定し、それに基づいて圧力分布が演算されてもよい(例えば特許文献2を参照)。圧力分布を構成する個々の圧力は相対圧力である。圧力分布を示すデータが表示処理部26及び渦部分識別部32へ送られている。

渦部分識別部32は、圧力分布に基づいて、そこに含まれる渦部分を識別するものであ る。実施形態においては、圧力分布に含まれる所定の低圧部分が渦部分として識別されて いる。回転流の内部においては、その外部よりも圧力が低くなる。特に回転流の中心に近 づく程、圧力が低くなる。そのような現象を利用して渦部分識別部32が渦部分を識別す る。具体的な識別方法については後に詳述する。渦部分を示す座標情報が渦部分識別部3 2から表示処理部26へ送られている。

[0033]

表示処理部26は、画像生成機能、画像合成機能、カラー処理機能等を備えている。具体的には、表示処理部26は、二次元速度ベクトル分布に基づいてグラフィック画像としての矢印画像を生成する機能、圧力分布に基づいて圧力分布画像を生成する機能、及び、 渦部分を示す座標情報に基づいて輪郭像を生成する機能、を有している。図1においては、輪郭像を生成する機能が輪郭像生成部27として明示されている。輪郭像生成部27は、後に詳述するように、中心検出部及び輪郭特定部として機能する。 【0034】

表示部34には超音波画像が表示される。例えば、CFM(Color Flow Mapping)モードにおいては、組織画像(Bモード断層画像)上に血流画像(カラー血流速度画像)が重置されたものが表示される。VFMモードにおいては、例えば、組織画像上に矢印画像が重置されたものが表示される。VFMモードにおいて、組織画像、圧力画像及び矢印画像からなる画像が表示されてもよい。渦表示モードにおいては、組織画像、圧力画像及び渦輪郭像からなる画像が表示されてもよい。同時表示する画像をユーザーにより選択できるように構成するのが望ましい。表示部34は、LCD、有機EL表示デバイス等によって構成される。

[0035]

制御部20は、図1に示されている各構成要素の動作を制御するものである。制御部2 0は、実施形態において、CPU及びプログラムによって構成される。入力部36は操作 パネルによって構成される。操作パネルは、複数のスイッチ、複数のボタン、トラックボ ール、キーボード等を有する。

(7)

【0036】

図 2 には、二次元速度ベクトルの演算方法が示されている。以下に説明する処理は上記の速度ベクトル演算部において実行されるものである。

【0037】

組織画像40は例えば心臓における左室44の断面を示すものである。左室44から得られたドプラ情報に基づいて血流画像41が形成される。但し、図1においては血流画像41の図示は省略されている。実際には、組織画像40が繰り返し形成され、同時に、血流画像41が繰り返し形成される。

[0038]

左室44の内膜(心筋と血流の境界)45上に、トラッキングポイント列46が自動的 に又はマニュアル指定に基づいて半自動的に定められる。トラッキングポイント列46は 複数のトラッキングポイント48からなるものである。例えば、速度ベクトル演算領域と しての関心領域の外縁の一部(図2において下辺)50が血流部である場合、その一部5 0上に複数のトラッキングポイント52が定められてもよい。

【0039】

各トラッキングポイント48において、複数のフレームにわたってトラッキングが実施 される。その場合、例えば、パターンマッチング技術等が利用される。トラッキングの結 果として、トラッキングポイント48ごとに二次元変位が求められ、それをフレーム間隔 に相当する時間で割ることにより、トラッキングポイント48ごとに二次元速度ベクトル が演算される。

[0040]

複数のトラッキングポイント48に対応する複数の二次元速度ベクトルを境界条件として利用しつつ、質量保存則に基づいて、複数の座標に対応した複数のビーム方向速度成分 (つまり血流画像41)から、複数の座標に対応した複数の走査方向(直交方向)速度成 分が演算される。例えば、ある深さ及びある方位で特定される座標54について、走査方 向速度成分 v が演算される。既に求まっているビーム方向速度成分 v r と、求められた 走査方向速度成分 v とから、座標54について二次元速度ベクトル V が演算される。 【0041】

図 3 には、以上のように演算された二次元速度ベクトル分布 5 6 が例示されている。二次元速度ベクトル分布 5 6 は、複数の格子点に対応する複数の二次元速度ベクトル V 1 1 , V 1 2 , ・・・, V 2 1 , ・・・, V 4 4 により構成されている。

【0042】

図4には、上記表示処理部によって形成される矢印画像60が例示されている。背景画像としての組織画像40も表示されている(以下、各図の説明において背景画像の説明は 省略する)。矢印画像60は、二次元速度ベクトル分布に基づいて生成され、それは複数 の表示要素としての複数の矢印からなるものである。各矢印の向きがベクトルの向きを示 しており、各矢印の長さが速度の大きさを示している。矢印画像60の観察により渦の存 在を認識可能ではあるが、渦の大きさ等を具体的に特定することは困難である。 【0043】

図5には、上記表示処理部によって形成される圧力分布画像62が模式的に示されてい 40 る。例えば、図6に示されるカラーバー(カラーマップ)64に従って圧力分布画像62 が形成される。上記のように二次元速度ベクトル分布に基づいて圧力分布が形成される。 圧力分布は複数の座標に対応する複数の圧力(相対圧力)からなるものである。圧力分布 の平均値がカラーバー64の中間位置に対応付けられる。カラーバー64は、図示の例に おいて、連続的な色相の変化であるグラデーションとして構成され、それは紺、青、緑、 黄、橙、赤を含んでいる。それに対して、圧力(相対圧力)が対応付けられる。各圧力は それに対応する色相で表現される。

[0044]

図 5 に示した圧力分布画像 6 2 において、低圧部分としての渦部分は概ね青系の色相で 表示される部分であるが、その外縁はぼやけておりあるいはなだらかに色相が変化してい

20

10

るところとなり、肉眼によってその外縁を認識することは困難である(図5は模式図のため各部分の境界が見て取れるが実際には各境界はかなり不鮮明である)。 【0045】

図7には、圧力分布画像66と矢印画像68とからなる表示画像が示されている。この 表示画像は上記表示処理部によって生成されるものである。マーカー70は相対的圧較差 を求めるための基準点を示している。圧力分布画像66に含まれる低圧部分72が青系の 色で表現されており、それと矢印画像68とを同時観察することにより、渦部分の存在を 一応認識できる。しかし、渦部分の形態やサイズは不明瞭であり、心臓の機能の評価又は 疾病の診断に際して、渦部分を利用し難い状況にある。そこで、実施形態においては、上 記のように渦部分識別部により渦部分が識別され、その識別結果に基づいて輪郭像生成部 により渦部分の輪郭像が生成されている。以下にその処理について詳述する。

【0046】

図 8 には、渦部分を識別する方法が示されている。この方法は上記の渦部分識別部にお いて実行されるものである。図 8 においては、説明の都合上、当該方法が一次元処理とし て示されているが、実際には当該方法は二次元処理である。

【0047】

圧力分布74には山部分や谷部分が生じている。回転流が存在する場合、その内部にお いては、その中心に近付くに伴って圧力が減少する。実施形態においては、低圧部分とし ての渦部分を特定するために、最初に極小点が探索される。例えば、圧力分布に対する極 小点探索フィルタ76のスキャンにより、極小点が特定される。極小点探索フィルタ76 は実際には二次元フィルタであり、勾配の形態から(例えば傾きが反転する地点として) 極小点を特定するものである。図8に示す例では、極小点78,80が特定されている。 それらは渦部分中心候補である。なお、個々の谷部分をパターンマッチングその他の技術 により特定してもよい。

【0048】

続いて、探索された極小点78,80の中から、渦部分中心条件を満たす極小点80が 特定され、それが渦部分中心80とされる。例えば、極小点の圧力が圧力分布の平均値以 下である場合、つまりそのような渦部分中心条件が満たされる場合、その極小点が渦部分 中心であると判定される。平均値ではなく、平均値に基づく他の圧力値が判定基準とされ てもよい。このような処理によれば、例えば、高圧部分に含まれる極小点を渦部分中心と して誤認してしまうことを防止できる。

【0049】

次に、渦部分中心 8 0 を取り囲み且つ所定の圧力を有するところが渦部分の輪郭(符号 8 2 , 8 4 を参照)であると特定される。例えば、平均値 V a と渦部分中心 8 0 での圧力 P c との圧力差 P が演算され、その圧力差 P に対して係数 k (例えば 0 . 5 )を乗算 することによりオフセット圧力 P 1 が演算される。渦部分中心 8 0 の圧力 P c に対して オフセット圧力 P 1 を加えることにより、境界圧力 P b (= P c + P 1 )が演算され る。渦部分中心 8 0 の周囲において、境界圧力 P b を有する座標列又はラインが輪郭であ ると特定される。図 8 において輪郭は 2 点 8 2 , 8 4 で表現されているが、実際には輪郭 は閉ループとして構成される。このような処理によれば、平均値 V a 及び渦部分中心の圧 力 P c を基準として客観的に輪郭が定めうる。輪郭は厳密な意味での渦部分の外縁である 必要はなく、渦部分を定量的に評価できるものであれば足りる。その意味で輪郭は目安と して機能するものである。そうであっても臨床上、価値ある情報を提供できる。 【0050】

図9には、上記の輪郭像生成部によって生成される輪郭像94が例示されている。図示の例において、輪郭像94は以上のように特定された輪郭をそのまま表現した図形(楕円)として構成されている。背景画像としてカラーの圧力分布画像90も表示されている。 圧力分布画像90及び輪郭像94の観察を通じて、渦部分92の位置、サイズ、形態等を 具体的に客観的に認識することが可能である。通常、渦部分の外縁はぼやけており、それ が渦部分の定量評価を妨げていたが、実施形態によれば、輪郭像94を利用して渦部分を 10

定量評価することが可能となる。また、圧力分布に基づいて輪郭が特定されているので、 輪郭像94を安定的に検出及び表示できるという利点も得られる。  $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 5 & 1 \end{bmatrix}$ 

輪郭像94を閉ループつまりラインとして表示する場合において、そのラインは実線、 破線、透過線、その他として構成しうる。背景画像からラインを識別できるように、ライ ンの太さ、輝度等を適宜設定するのが望ましい。輪郭像94としてペイントされた図形が 表示されてもよい。あるいは、等高線としての多重リングが表示されてもよい。多重リン グによれば、渦部分内部の圧力変化を色相変化と共に図形で表現することが可能となる。 その場合、一般に、最も外側のリングが輪郭に相当する。複数のフレームにわたって複数 の輪郭を平滑化し、平滑化された輪郭を示す輪郭像を表示するようにしてもよい。その場 合においては、時定数処理、移動平均処理等を利用しうる。その構成によれば、時間軸方 向において輪郭像の位置や形態にばらつきが生じている場合に輪郭像がちらついて見える 現象を抑制することが可能となる。

【0052】

図10には、図1に示した画像処理モジュールの動作が示されている。図11には、図 10中のS14の具体的な処理内容が示されている。既に説明した事項を含め、実施形態 に係る画像処理方法について説明する。

[0053]

S 1 0 では、組織画像及び血流画像に基づいて、二次元速度ベクトル分布が演算される 。 S 1 2 では、二次元速度ベクトル分布に基づいて、圧力分布が演算される。二次元速度 ベクトル分布を基礎とせずに圧力分布が演算されてもよい。S14では、圧力分布に含ま れる渦部分(特にその輪郭)が識別される。S16では、渦部分の輪郭を示す輪郭像が形 成され、それが表示される。輪郭像と共に、組織画像、圧力分布画像、矢印画像、他の画 像(例えばカラードプラ画像)の中の1又は複数の画像が表示されてもよい。 

図11には、上記S14で実行される具体的な処理が示されている。S20では、圧力 分布に含まれる1又は複数の極小点(渦部分中心候補)が探索又は検出される。S22で は、S20で見付かった極小点の中で所定の条件を満たす極小点が選定される。選定され た極小点が渦部分中心とみなされる。その選定に際しては圧力部分の平均値 V a が利用さ れる。S24では、平均値Paから渦部分中心の圧力Pcを減算することにより、圧力差

Pが演算される。 S 2 6 では、渦部分中心の圧力 P c に対して、圧力差 P に係数 k を 乗じたものを加えることにより、境界圧力Pbが特定される。S28では、境界圧力Pb を利用して輪郭が特定される。係数kは例えば0.5である。係数kに対して、0.25 ,0.75,1.0又は1.25等の数値を与えるようにしてもよい。状況に応じて係数 kの値を適応的に変化させてもよい。

[0055]

次に幾つかのバリエーションについて説明する。以下の処理は上記の表示処理部又は上 記の制御部によって実行されうる。

[0056]

40 図 1 2 には、 圧力分布画像 1 0 0 に含まれる 2 つの渦部分 1 0 2 、 1 0 4 を表す 2 つの 輪郭像106,108が例示されている。実施形態の処理によれば、複数の渦部分が存在 していても、個々の渦部分を的確に検出することが可能である。このような画像は、動画 像として表示され、あるいは、静止画像として表示される。

[0057]

図 1 3 に示すように、現在の輪郭像 1 1 0 に加えて、過去の 1 又は複数の輪郭像 1 1 0 A , 1 1 0 B が残像として同時に表示されてもよい。その場合、現在の輪郭像 1 1 0 が過 去の1又は複数の輪郭像110A,110Bから区別されるように、それぞれの表示態様 を定めるのが望ましい。複数のフレームにおいて特定された複数の中心点を繋いで軌跡1 12を表示するようにしてもよい。これによれば渦部分の進路を認識し易くなる。 [0058]

10

20

10

図14に示すように、輪郭像114の表示に際して、渦の回転方向を示すマーク116 を付加するようにしてもよい。回転方向は二次元速度ベクトル分布に基づいて特定される 。渦の回転方向に応じて輪郭像114の内部の色相を異ならせてもよい。例えば、渦の回 転方向が時計回りである場合には赤系の色相で渦部分を着色し、渦の回転方向が反時計回 りである場合には青系の色相で渦部分を着色してもよい。

【0059】

図15に示すように、輪郭122の中心つまり渦部分の中心120を横断する解析ライン124を自動的に設定し、図16に示すように、その解析ライン上の圧力プロファイル 126がグラフとして表示されてもよい。その場合、圧力プロファイル126において、 渦部分中心に相当する位置128、輪郭に相当する位置130,132がマーク等によっ て特定されてもよい。

【0060】

図17に示すように、輪郭(つまり渦部分)に基づいて評価値を演算し、評価値の時間 変化を示す評価値グラフ134が表示されてもよい。評価値は、例えば、面積、渦度の平 均値、扁平率、パワー等である。渦部分の移動速度や移動距離等が演算されてもよい。図 1に示した表示処理部は、評価値演算部、及び、評価値グラフ作成部としても機能する。 制御部において、評価値が演算され、評価値グラフが作成されてもよい。

[0061]

実施形態によれば、渦部分の輪郭を的確に特定でき、それに基づいて客観的又は定量的 に渦部分を評価することが可能となる。以上説明した画像処理が情報処理装置において実 20 行されてもよい。

【符号の説明】

[0062]

2 5 画像処理モジュール、2 6 表示処理部、2 7 輪郭像生成部、2 8 速度ベクトル演算部、3 0 圧力分布演算部、3 2 渦部分識別部。

【図2】





【図3】



【図4】



【図6】





【図7】



【図8】



【図10】





#### 【図11】



【図12】













【図16】



【図17】



# patsnap

专利名称(译)	超声波图像处理装置						
公开(公告)号	JP2020000501A	公开(公告)日	2020-01-09				
申请号	JP2018123014	申请日	2018-06-28				
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所						
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所						
[标]发明人	岡田孝						
发明人	岡田 孝						
IPC分类号	A61B8/06						
FI分类号	A61B8/06						
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601 /JC16 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK19 4C601/KK20 4C601/KK24 4C601/KK31						

外部链接

Espacenet

#### 摘要(译)

为了在超声图像处理中客观地识别出血流中的涡旋部分。解决方案:超 声图像处理设备根据组织图像和血流图像生成二维速度矢量分布,并在 此基础上生成压力分布。在二维速度矢量分布的基础上,基于压力分布 指定涡旋部分的轮廓,并针对显示压力分布的压力分布图像90合成显示 涡旋部分轮廓的轮廓图像94。 绘图:图9

