

(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2016-10425
(P2016-10425A)

(43) 公開日 平成28年1月21日(2016.1.21)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F I
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 8 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2014-131999 (P2014-131999)
(22) 出願日 平成26年6月27日 (2014.6.27)

(71) 出願人 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人YK I 国際特許事務所
(72) 発明者 宮地 鑑
神奈川県相模原市南区北里1丁目15番1号 学校法人北里研究所内
(72) 発明者 板谷 慶一
神奈川県相模原市南区北里1丁目15番1号 学校法人北里研究所内
(72) 発明者 西山 知秀
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内

最終頁に続く

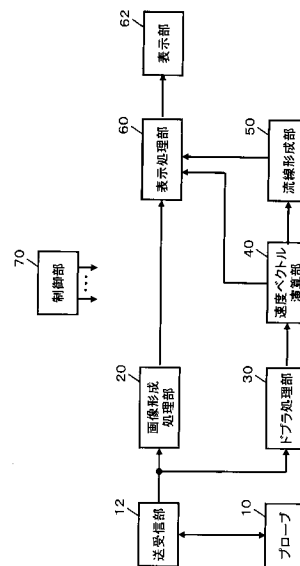
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波を利用して流線を形成するにあたっての改良技術を提供する。

【解決手段】ドブラ処理部30は、超音波の受信信号に基づいて生体内のドブラ情報を得る。速度ベクトル演算部40は、生体内のドブラ情報に基づいて生体内における血流の速度ベクトルの分布を得る。流線形成部50は、速度ベクトルの分布に基づいて血流の流れを示す流線を形成するにあたり、初期開始点から速度ベクトルの逆方向に血流の流れを逆追跡して適正開始点を探索し、適正開始点から伸長された流線を形成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受するプローブと、
プローブを制御して生体内から超音波の受信信号を得る送受信部と、
超音波の受信信号に基づいて生体内のドブラ情報を得るドブラ処理部と、
生体内のドブラ情報に基づいて生体内における流体の運動ベクトルの分布を得るベクトル演算部と、
運動ベクトルの分布に基づいて流体の流れを示す流線を形成するにあたり、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に流体の流れを逆追跡して適正開始点を探索し、適正開始点から伸長された流線を形成する流線形成部と、
を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記流線形成部は、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に位置する追跡点を次々に辿って流体の流れを逆追跡する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記流線形成部は、逆追跡の終了条件を満たした追跡点を適正開始点とする、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記流線形成部は、適正開始点から運動ベクトルの方向に流体の流れを追跡することにより、適正開始点から伸長された流線を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記流線形成部は、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に流体の流れを逆追跡することにより初期開始点から適正開始点までの上流側の流線を形成し、初期開始点から運動ベクトルの方向に流体の流れを追跡することにより初期開始点から下流側の流線を形成し、上流側の流線と下流側の流線を接続することにより、適正開始点から初期開始点を通り下流側に向かって伸長された流線を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記流線形成部で形成された流線に対して、当該流線上における流れの方向に応じた表示処理を施すことにより、流線の表示画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記流線形成部で形成された流線に対して、当該流線上における流速に応じた表示処理を施すことにより、流線の表示画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 8】

超音波を利用して得られた生体内のドブラ情報に基づいて、生体内における流体の運動ベクトルの分布を得るベクトル演算部と、
運動ベクトルの分布に基づいて流体の流れを示す流線を形成するにあたり、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に流体の流れを逆追跡して適正開始点を探索し、適正開始点から伸長された流線を形成する流線形成部と、

50

を有する、
ことを特徴とする流体情報処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、流体の流れを示す流線を形成する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

血流などの流体に超音波を送受して得られる受信信号から流体に係る診断情報を得る技術が知られている。例えば、特許文献1には、生体内の流体に対して超音波を送受して得られる受信信号（エコーデータ）に基づいて、観測面内の複数点において流体に関する2次元の速度ベクトルを得る技術が記載されている。観測面内の複数点における2次元の速度ベクトルの分布から、流体の流れを示す流線などの診断情報を得ることが可能になり、例えば、心臓等の診断への応用が期待される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2013-192643号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、超音波を利用して血流等の流体に係る診断情報を得る技術について研究開発を重ねてきた。特に、流体の流れを示す流線を形成する技術に注目した。

【0005】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波を利用して流体の流れを示す流線を形成するにあたっての改良技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、プローブを制御して生体内から超音波の受信信号を得る送受信部と、超音波の受信信号に基づいて生体内のドプラ情報を得るドプラ処理部と、生体内のドプラ情報に基づいて生体内における流体の運動ベクトルの分布を得るベクトル演算部と、運動ベクトルの分布に基づいて流体の流れを示す流線を形成するにあたり、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に流体の流れを逆追跡して適正開始点を探索し、適正開始点から伸長された流線を形成する流線形成部と、を有することを特徴とする。

【0007】

上記装置において、運動ベクトルとは、流体の運動に係るベクトル情報であり、具体的には、流体内における各部分の速度と方向を示す速度ベクトルや、各部分の移動量と方向を示す移動ベクトルなどが含まれる。運動ベクトルの分布は、例えば、特許文献1に記載された技術（2次元の速度ベクトルの分布）を利用して得ることができるものの、他の公知の技術を利用して運動ベクトルの分布を得るようにしてもよい。

【0008】

上記装置は、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に流体の流れを逆追跡して適正開始点を探索し、適正開始点から伸長された流線を形成する。つまり、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に、すなわち流れの上流側に向かって適正開始点が探索され、例えば、適正開始点を起点とした流線が形成される。上記装置とは異なり、初期開始点から下流側のみに流線を形成して表示すると、初期開始点から上流側に流線がないため、初期開始点において流線が途切れているように表示されてしまう。これに対し、上記装置によれば、初

期開始点よりも上流側において適正開始点が探索され、適正開始点から伸長された流線が形成されるため、初期開始点よりも上流側から連続的で自然な流線を形成することが可能になる。

【0009】

望ましい具体例において、前記流線形成部は、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に位置する追跡点を次々に辿って流体の流れを逆追跡する、ことを特徴とする。

【0010】

望ましい具体例において、前記流線形成部は、逆追跡の終了条件を満たした追跡点を適正開始点とする、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい具体例において、前記流線形成部は、適正開始点から運動ベクトルの方向に流体の流れを追跡することにより、適正開始点から伸長された流線を形成する、ことを特徴とする。

【0012】

望ましい具体例において、前記流線形成部は、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に流体の流れを逆追跡することにより初期開始点から適正開始点までの上流側の流線を形成し、初期開始点から運動ベクトルの方向に流体の流れを追跡することにより初期開始点から下流側の流線を形成し、上流側の流線と下流側の流線を接続することにより、適正開始点から初期開始点を通り下流側に向かって伸長された流線を形成することを特徴とする。

【0013】

望ましい具体例において、前記流線形成部で形成された流線に対して、当該流線上における流れの方向に応じた表示処理を施すことにより、流線の表示画像を形成することを特徴とする。

【0014】

望ましい具体例において、前記流線形成部で形成された流線に対して、当該流線上における流速に応じた表示処理を施すことにより、流線の表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【0015】

また、上記目的にかなう好適な流体情報処理装置は、超音波を利用して得られた生体内のドプラ情報に基づいて、生体内における流体の運動ベクトルの分布を得るベクトル演算部と、運動ベクトルの分布に基づいて流体の流れを示す流線を形成するにあたり、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に流体の流れを逆追跡して適正開始点を探索し、適正開始点から伸長された流線を形成する流線形成部と、を有することを特徴とする。

【0016】

上記流体情報処理装置は、例えばコンピュータにより実現することができる。つまり、超音波を利用して得られた生体内のドプラ情報に基づいて、生体内における流体の運動ベクトルの分布を得るベクトル演算機能と、運動ベクトルの分布に基づいて流体の流れを示す流線を形成するにあたり、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に流体の流れを逆追跡して適正開始点を探索し、適正開始点から伸長された流線を形成する流線形成機能と、をコンピュータに実現させるプログラムにより、コンピュータを上記流体情報処理装置として機能させることができる。なお、そのプログラムは、例えば、ディスクやメモリなどのコンピュータが読み取り可能な記憶媒体に記憶され、その記憶媒体を介してコンピュータに提供されてもよいし、インターネットなどの電気通信回線を介してコンピュータに提供されてもよい。

【発明の効果】

【0017】

本発明により、超音波を利用して流体の流れを示す流線を形成するにあたっての改良技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、初期開始点よりも上流側において適正開始点が探索され、適正開始点から伸長された流線が形成されるため、初期開始点よりも上流側から連続的で自然な流線を形成することが可能になる。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。

【図2】流体の流れを追跡する処理の具体例を説明するための図である。

【図3】流体の流れを逆追跡する処理の具体例を説明するための図である。

【図4】逆追跡により追跡点を決定する具体例を説明するための図である。

【図5】適正開始点から伸長された流線の具体例を示す図である。

【図6】流線の表示画像の具体例を示す図である。

【図7】流れの方向に応じた表示処理の具体例を示す図である。

【図8】流線上における流れの方向を示した表示画像の具体例を示す図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0019】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。図1の超音波診断装置は、生体内における流体の流れを示す流線を形成する機能を備えており、血管内またはその他の臓器内に流れる血流等の流線を形成することができる。診断対象としては、特に心臓内における血流が好適である。そこで、以下の説明においては、生体内における流体の好適な一例である心臓内の血流を診断対象とする。

【0020】

プローブ10は、生体内の心臓を含む領域に超音波を送受波する超音波探触子である。プローブ10は、複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が電子的に走査制御されて、心臓を含む空間内で超音波ビームが走査される。プローブ10は、例えば、医師等のユーザ（検査者）に把持されて被検者の体表面上に当接して用いられる。なお、プローブ10は、被検者の体腔内に挿入して用いられるものであってもよいし、電子的な走査と機械的な走査とを組み合わせた探触子であってもよい。

20

【0021】

送受信部12は、送信ビームフォーマーおよび受信ビームフォーマーとしての機能を備えている。つまり、送受信部12は、プローブ10が備える複数の振動素子の各々に対して送信信号を出力することにより送信ビームを形成し、さらに、複数の振動素子から得られる複数の受信信号に対して整相加算処理などを施して受信ビームを形成する。これにより、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）が走査面内において走査され、超音波ビームに沿って受信信号が形成される。なお、超音波の受信信号を得るにあたって、超音波ビームが三次空間内で立体的に走査されてもよいし、送信開口合成等の技術が利用されてもよい。

30

【0022】

画像形成処理部20は、走査面内から得られる超音波の受信信号に基づいて、超音波画像用のデータ（画像データ）を形成する。画像形成処理部20は、例えば、超音波の受信信号に対して、検波処理やフィルタ処理やAD変換処理等を施すことにより、Bモード画像用のフレームデータを形成する。もちろん、Bモード画像以外の公知の超音波画像に係る画像データが形成されてもよい。

【0023】

画像形成処理部20は、超音波の走査に対応した走査座標系、例えばビームの深さ方向に対応した r 方向とビームの走査方向に対応した θ 方向による (r, θ) 座標系において画像データを形成する。走査座標系（例えば (r, θ) 座標系）において得られた画像データは、例えばデジタルスキャンコンバータにより座標変換処理等を施され、表示座標系（例えば $x-y$ 直交座標系）の画像データに変換される。デジタルスキャンコンバータの機能は、例えば画像形成処理部20または表示処理部60が備える。

40

【0024】

ドブラ処理部30は、超音波ビームに沿って得られる受信信号に含まれるドブラシフト量を計測する。ドブラ処理部30は、例えば公知のドブラ処理により、血流によって超音波の受信信号内に生じるドブラシフト量（ドブラシフト周波数）を計測し、血流について

50

の超音波ビーム方向の速度情報を得る。

【0025】

速度ベクトル演算部40は、血流についての超音波ビーム方向の速度情報から、走査面内における2次元の速度ベクトルの分布を形成する。速度ベクトル演算部40は、例えば特許文献1（特開2013-192643号公報）に説明されるように、血流についての超音波ビーム方向の速度情報と、心臓壁の運動情報を利用して、走査面内の各位置における血流の2次元速度ベクトルを得る。

【0026】

なお、超音波ビーム方向に沿った1次元の速度情報から、走査面内における2次元の速度ベクトルの分布を形成するにあたっては、公知の様々な手法を利用することができる。もちろん、互いに方向が異なる2本の超音波ビームを形成して、2本の超音波ビームの各々から速度情報を得て、2次元の速度ベクトルを形成するようにしてもよい。

10

【0027】

速度ベクトル演算部40は、超音波の走査に対応した走査座標系（例えばr座標系）において、複数のサンプル点について各サンプル点ごとに速度ベクトルを得て2次元の速度ベクトルの分布を形成する。また、速度ベクトル演算部40は、走査座標系（例えばr座標系）において得られた2次元の速度ベクトルの分布から、座標変換処理や補間処理により、表示座標系（例えばxy直交座標系）における2次元の速度ベクトルの分布を得る。なお、2次元の速度ベクトルの分布に関する座標変換処理や補間処理は、流線形成部50で行われてもよい。

20

【0028】

流線形成部50は、速度ベクトル演算部40において得られる2次元の速度ベクトルの分布に基づいて、流体の具体例である心臓内の血流の流れを示す流線を形成する。流線形成部50における具体的な処理については後に詳述する。

【0029】

表示処理部60は、画像形成処理部20で形成される超音波画像の画像データと、速度ベクトル演算部40において得られる速度ベクトルの分布と、流線形成部50において形成される流線に基づいて、表示画像を形成する。表示処理部60において形成された表示画像は表示部62に表示される。

【0030】

制御部70は、図1に示す超音波診断装置内を全体的に制御する。なお、図1の超音波診断装置は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、ジョイスティック等の操作デバイスを備えていることが望ましい。そして、制御部70による全体的な制御には、操作デバイス等を介してユーザから受け付けた指示も反映される。

30

【0031】

図1に示す構成（符号を付した各部）のうち、送受信部12，画像形成処理部20，ドプラ処理部30，速度ベクトル演算部40，流線形成部50，表示処理部60の各部は、例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、上記各部に対応した機能が、CPUやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。表示部62の好適な具体例は液晶ディスプレイ等である。制御部70は、例えば、CPUやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

40

【0032】

図1の超音波診断装置の概要は以上のとおりである。次に、図1の超音波診断装置により実現される機能の具体例について詳述する。なお、図1に示した構成（符号を付した各部）については、以下の説明において図1の符号を利用する。

【0033】

図2は、流体の流れを追跡する処理の具体例を説明するための図である。流線形成部5

50

0 は、血流に係る 2 次元の速度ベクトルの分布が得られた平面内において、血流の流れを追跡する。流線形成部 50 は、複数の開始点 S P について、各開始点 S P ごとに、その開始点 S P（後に説明する適正開始点が望ましい）を起点として、2 次元の速度ベクトルの分布に従って流体の流れを追跡する。図 2 には、代表例として 1 つの開始点 S P のみが図示されている。

【0034】

流線形成部 50 は、開始点 S P から、その開始点 S P の位置における速度ベクトル（図 2 における矢印）の方向に進んで追跡点 T P を探索する。追跡点 T P は、例えば、破線で示す格子状の演算グリッド上において探索される。演算グリッド上の追跡点 T P が探索されると、その追跡点 T P の位置における速度ベクトルが参照され、その速度ベクトルの方向に進んで次の追跡点 T P が探索される。

10

【0035】

なお、追跡点 T P の位置に速度ベクトルが無い場合には、例えば、その追跡点 T P の近傍において既に算出されている複数の速度ベクトルに基づいて、例えば補間処理等により得られる補間ベクトルが、その追跡点 T P における速度ベクトルとされる。

【0036】

こうして、図 2 に示すように、1 つの開始点 S P を起点として速度ベクトルの分布に従って次々に追跡点 T P が探索され、血流の流れが追跡される。流線形成部 50 は、例えば心臓の心腔に対して設定された関心領域内において、追跡の結果が関心領域の境界に到達するまで追跡処理を実行する。なお、流線形成部 50 は、追跡の過程において、速度ベクトルが下限基準値以下となった時点において追跡を終了してもよいし、追跡の長さ（距離）が上限値に達した時点において追跡を終了させてもよい。

20

【0037】

追跡が終了すると、流線形成部 50 は、各開始点 S P とその開始点 S P から得られる複数の追跡点 T P について、互いに隣り合う点同士を直線または曲線で結ぶことにより、折れ線状または曲線状の流線を形成する。

【0038】

各開始点 S P を起点として、速度ベクトルの方向への追跡（フォワードトレース）のみにより流線を形成すると、その開始点 S P（後に説明する初期開始点）から下流側に流線が形成されるものの、その開始点 S P から上流側に流線が形成されない。そのため、その開始点 S P において流線が途切れているように表示されてしまう。例えば、心腔内において流線の上流側が形成されていないと、不連続で不自然な流線が形成されてしまう。

30

【0039】

そこで、流線形成部 50 は、当初の開始点 S P（初期開始点）の上流側において適正な開始点 S P（適正開始点）を探索し、適正な開始点 S P を起点とする流線を形成する。適正な開始点 S P を探索するにあたり、流線形成部 50 は、血流の流れを逆追跡（バックトレース）する。

【0040】

図 3 は、流体の流れを逆追跡する処理の具体例を説明するための図である。流線形成部 50 は、診断対象となる関心領域内、例えば心臓の心腔内の全域に亘って、複数の初期開始点 S P を離散的に配置し、配置された各初期開始点 S P ごとに、その初期開始点 S P を起点として、2 次元の速度ベクトルの分布に従って流体の流れを逆追跡する。図 3 には、代表例として 1 つの初期開始点 S P のみが図示されている。

40

【0041】

流線形成部 50 は、初期開始点 S P から、その初期開始点 S P の位置における速度ベクトル（実線矢印）の逆方向（破線矢印）に進んで追跡点 T P を探索する。追跡点 T P は、例えば、格子状の演算グリッド上において探索される。演算グリッド上の追跡点 T P が探索されると、その追跡点 T P の位置における速度ベクトルが参照され、その速度ベクトルの逆方向（破線矢印）に進んで次の追跡点 T P が探索される。

【0042】

50

なお、追跡点 T P の位置に速度ベクトルが無い場合には、例えば、その追跡点 T P の近傍において既に算出されている複数の速度ベクトルに基づいて、例えば補間処理等により得られる補間ベクトルが、その追跡点 T P における速度ベクトルとされ、その速度ベクトルの逆方向が利用される。

【 0 0 4 3 】

こうして、図 3 に示すように、1つの初期開始点 S P を起点として速度ベクトルの逆方向に位置する追跡点 T P が次々に探索され、複数の追跡点 T P を次々に辿って流体の流れが逆追跡される。そして、流線形成部 5 0 は、逆追跡の終了条件を満たした時点における追跡点 T P を適正な開始点（適正開始点）とする。

【 0 0 4 4 】

流線形成部 5 0 は、例えば、心臓の心腔に対して設定された関心領域内において逆追跡の処理を実行し、逆追跡の結果が関心領域の境界に到達した時点における追跡点 T P を適正開始点とする。なお、流線形成部 5 0 は、逆追跡の過程において、速度ベクトルが下限基準値以下となった時点における追跡点 T P を適正開始点としてもよいし、逆追跡の長さ（距離）が上限値に達した時点における追跡点 T P を適正開始点としてもよい。さらに、複数の終了条件を組み合わせた複合的な終了条件により適正開始点が決定されてもよい。

【 0 0 4 5 】

流線形成部 5 0 は、診断対象となる関心領域内、例えば心臓の心腔内の全域に亘って、例えば格子状の演算グリッドの交点に複数の初期開始点 S P を配置し、各初期開始点 S P ごとに逆追跡により各適正開始点を探索する。

【 0 0 4 6 】

図 4 は、逆追跡により追跡点を決定する具体例を説明するための図である。流線形成部 5 0 は、初期開始点 S P から運動ベクトル（速度ベクトル）の逆方向に位置する追跡点 T P を次々に辿って流体の流れを逆追跡するが、その逆追跡において、反転方式（ A ）と選択方式（ B ）を利用することができる。

【 0 0 4 7 】

反転方式（ A ）では、初期開始点 S P （または既に得られた追跡点 T P ）における速度ベクトル（実線矢印）が参照されて、その初期開始点 S P （または追跡点 T P ）から速度ベクトルの反転ベクトル（破線矢印）の方向に進んで、例えば格子状の演算グリッド上において、追跡点 T P が探索される。流線形成部 5 0 は、反転方式（ A ）に代えて又は反転方式（ A ）と組み合わせて、選択方式（ B ）を利用してもよい。

【 0 0 4 8 】

選択方式（ B ）では、例えば、初期開始点 S P （または既に得られた追跡点 T P ）の近傍において、演算グリッド上における複数の速度ベクトル（実線矢印）が参照され、それら複数の速度ベクトルのうち初期開始点 S P （または既に得られた最後の追跡点 T P ）に向かう1つの速度ベクトルが選択され、その速度ベクトルの起点（演算グリッド上の点）が追跡点 T P とされる。

【 0 0 4 9 】

流線形成部 5 0 は、逆追跡により適正開始点を探索すると、適正開始点から伸長された流線を形成する。

【 0 0 5 0 】

図 5 は、適正開始点から伸長された流線の具体例を示す図である。流線形成部 5 0 は初期開始点を仮想開始点とし、仮想開始点から、バックトレース演算により、つまり図 3 を利用して説明した逆追跡の処理により、適正な開始点（適正開始点）を探索する。

【 0 0 5 1 】

適正な開始点（適正開始点）が探索されると、流線形成部 5 0 は、本来のベクトル成分を用いたフォワードトレース演算により、つまり図 2 を利用して説明した追跡の処理により、適正な開始点から複数の追跡点を次々に追跡し、適正な開始点と複数の追跡点について互いに隣り合う点同士を直線または曲線で結ぶことにより、折れ線状または曲線状の流線を形成する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

なお、流線形成部 5 0 は、初期開始点（仮想開始点）から、本来のベクトル成分を用いたフォワードトレース演算により複数の追跡点を追跡し、初期開始点と複数の追跡点について、互いに隣り合う点同士を直線または曲線で結ぶことにより、初期開始点から下流側の流線を形成し、さらに、初期開始点から逆追跡により得られる複数の追跡点と適正開始点について、互いに隣り合う点同士を直線または曲線で結ぶことにより、初期開始点から適正開始点までの上流側の流線を形成し、上流側の流線と下流側の流線とを接続することにより、適正開始点から初期開始点を通り下流側に向かって伸長される流線を形成してもよい。

【 0 0 5 3 】

流線形成部 5 0 において流線が形成されると、表示処理部 6 0 は、流線の表示画像を形成する。

【 0 0 5 4 】

図 6 は、流線の表示画像の具体例を示す図である。表示処理部 6 0 は、画像形成処理部 2 0 で形成される超音波画像の画像データと流線形成部 5 0 において形成される流線に基づいて、例えば心臓内腔を映し出した B モード画像内に複数の流線を示した表示画像を形成する。

【 0 0 5 5 】

図 6 の比較例は、複数の初期開始点から伸長された複数の流線を示した表示画像の具体例である。つまり、比較例では、適正開始点が探索されておらず、初期開始点から上流側の流線が形成されていない。そのため、関心領域内において、つまり心臓内腔の内部に設定された初期開始点から伸長された流線が存在し、初期開始点において流線が途切れており、初期開始点において流線が湧き出ているようにも見える。また、下流側ほど流線の数が増えており、下流側ほど流線の密度が増加してしまう。

【 0 0 5 6 】

これに対し、図 6 の表示例は、複数の適正開始点から伸長された複数の流線を示した表示画像の具体例である。図 6 の表示例では、例えば、心臓内腔に対して設定された関心領域の境界に到達することを終了条件として複数の適正開始点が探索されており、複数の適正開始点から伸長された複数の流線が形成されている。そのため、関心領域内において、つまり心臓内腔の内部において、流線が途切れてしまうことが殆どなく（望ましくは完全になく）、さらに、下流側ほど流線の密度が増加してしまう現象も殆どなく（望ましくは完全になく）、連続的で自然な流線を形成することが可能になる。

【 0 0 5 7 】

また、表示処理部 6 0 は、流線形成部 5 0 で形成された流線に対して、その流線上における流れの方向に応じた表示処理を施して流線の表示画像を形成してもよい。その表示処理としては、流れの方向を示した図形（三角形等）や記号（矢印等）が好適である。

【 0 0 5 8 】

図 7 は、流れの方向に応じた表示処理の具体例を示す図である。具体例（A）は流線上において互いに隣り合う 2 つの追跡点から三角形を形成する具体例である。例えば互いに隣り合う 2 つの追跡点を通る直線に沿って、上流側の追跡点から下流側の追跡点に向かう方向に伸長された二等辺三角形が形成される。もちろん、上流側の追跡点から下流側の追跡点に向かう矢印等が形成されてもよい。これにより、互いに隣り合う 2 つの追跡点間における局所的な流れの方向を表示することが可能になる。

【 0 0 5 9 】

一方、具体例（B）は、流線上において、二等辺三角形の先端となる追跡点から、上流側に向かっていくつかの追跡点を遡り、数点離れた追跡点の位置を底辺とする二等辺三角形の具体例である。これにより、互いに離れた 2 つの追跡点間における平均的な流れの方向を表示することが可能になる。もちろん、底辺に対応した追跡点から先端となる追跡点に向かう矢印等が形成されてもよい。

【 0 0 6 0 】

10

20

30

40

50

表示処理部 60 は、例えば具体例 (A) または具体例 (B) により、各流線上の複数箇所において流れの方向に応じた表示を形成する。もちろん、医師等のユーザが具体例 (A) または具体例 (B) を選択できる構成としてもよい。

【0061】

図 8 は、流線上における流れの方向を示した表示画像の具体例を示す図である。表示処理部 60 は、複数の流線について、各流線上の複数箇所において流れの方向に応じた三角形 (又は矢印) を形成する。例えば、各流線上において一定間隔ごとに三角形 (又は矢印) が形成されてもよいし、流れの方向が大きく変化した箇所において三角形 (又は矢印) が形成されてもよい。もちろん、医師等のユーザが指定した箇所において三角形等が形成されてもよい。

10

【0062】

また、表示処理部 60 は、各流線に対して、その流線上における流速に応じた表示処理を施して流線の表示画像を形成してもよい。例えば、各流線上の複数箇所において、各箇所における速度ベクトルの大きさに応じた色づけ処理を施して、流速に応じて部分的に色が異なる流線の表示画像を形成してもよい。

【0063】

さらに、表示処理部 60 は、流線と共に又は流線に代えて、各速度ベクトルを矢印等で示すことにより、速度ベクトルの分布画像を表示してもよい。

【0064】

以上、本発明の実施において好適な超音波診断装置について説明したが、例えば、図 1 に示した速度ベクトル演算部 40 と流線形成部 50 と表示処理部 60 のうちの少なくとも一つをコンピュータにより実現し、そのコンピュータを流体情報処理装置として機能させてもよい。

20

【0065】

なお、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

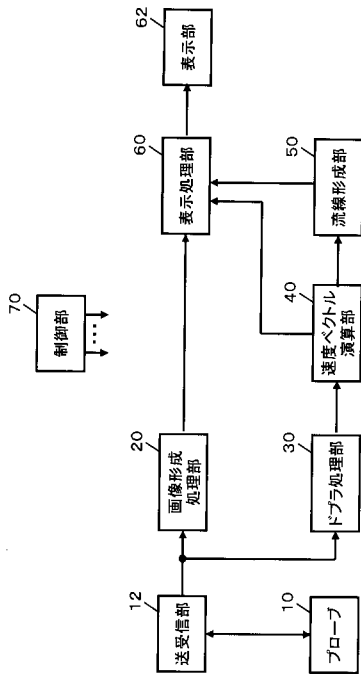
【符号の説明】

【0066】

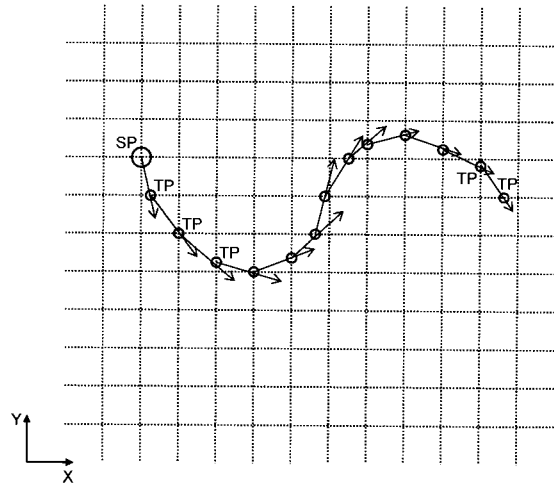
10 プローブ、12 送受信部、20 画像形成処理部、30 ドプラ処理部、40 速度ベクトル演算部、50 流線形成部、60 表示処理部、70 制御部。

30

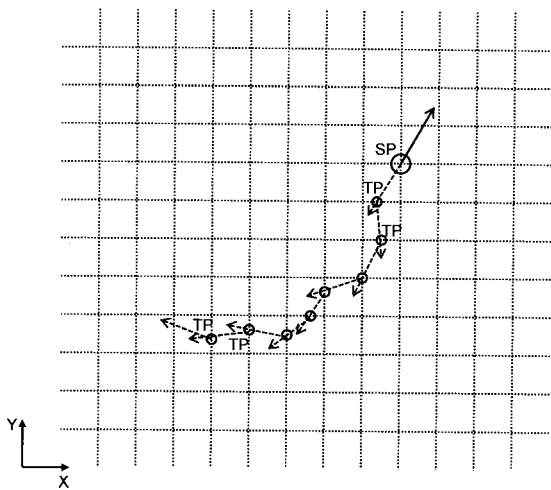
【 図 1 】



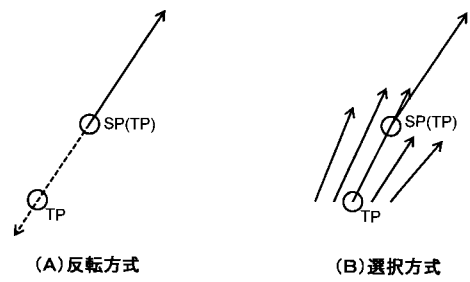
【 図 2 】



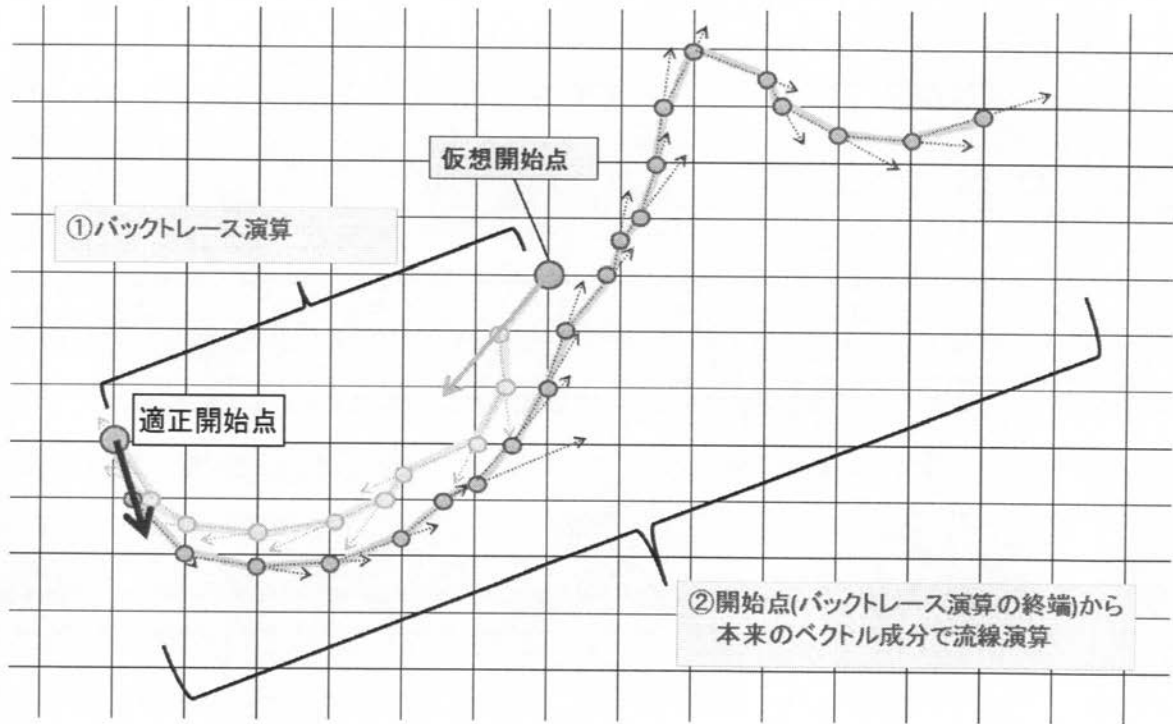
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】

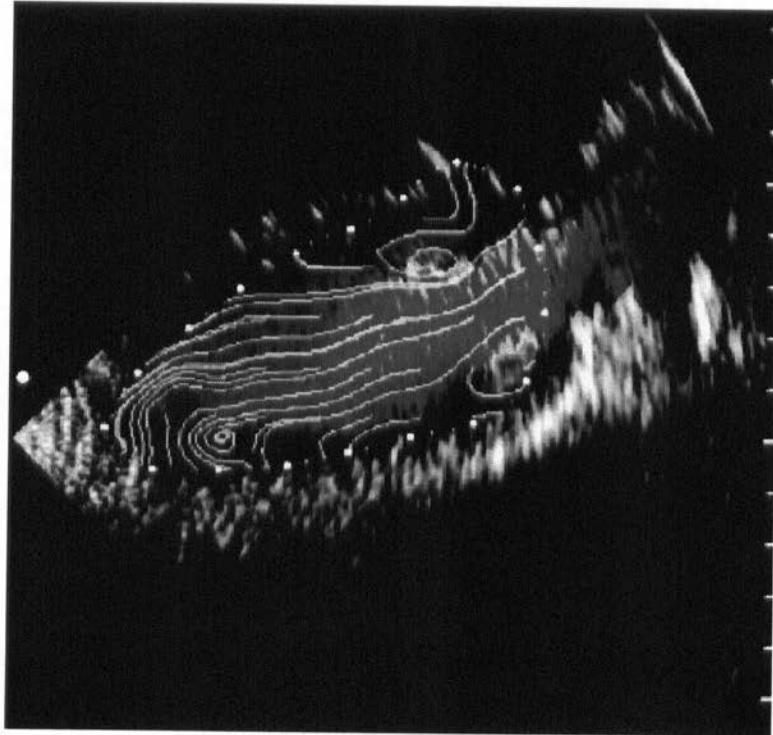


【 図 6 】

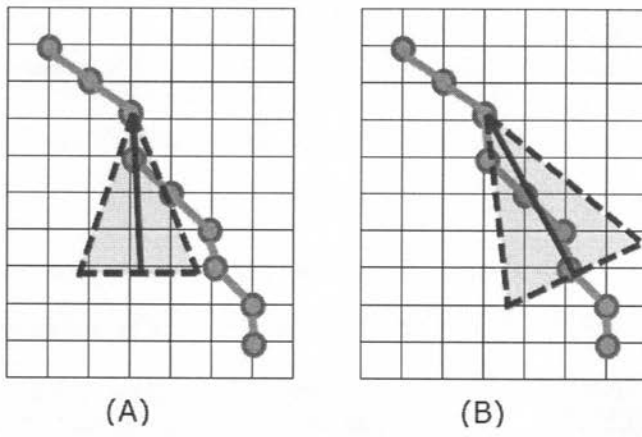
< 表示例 >



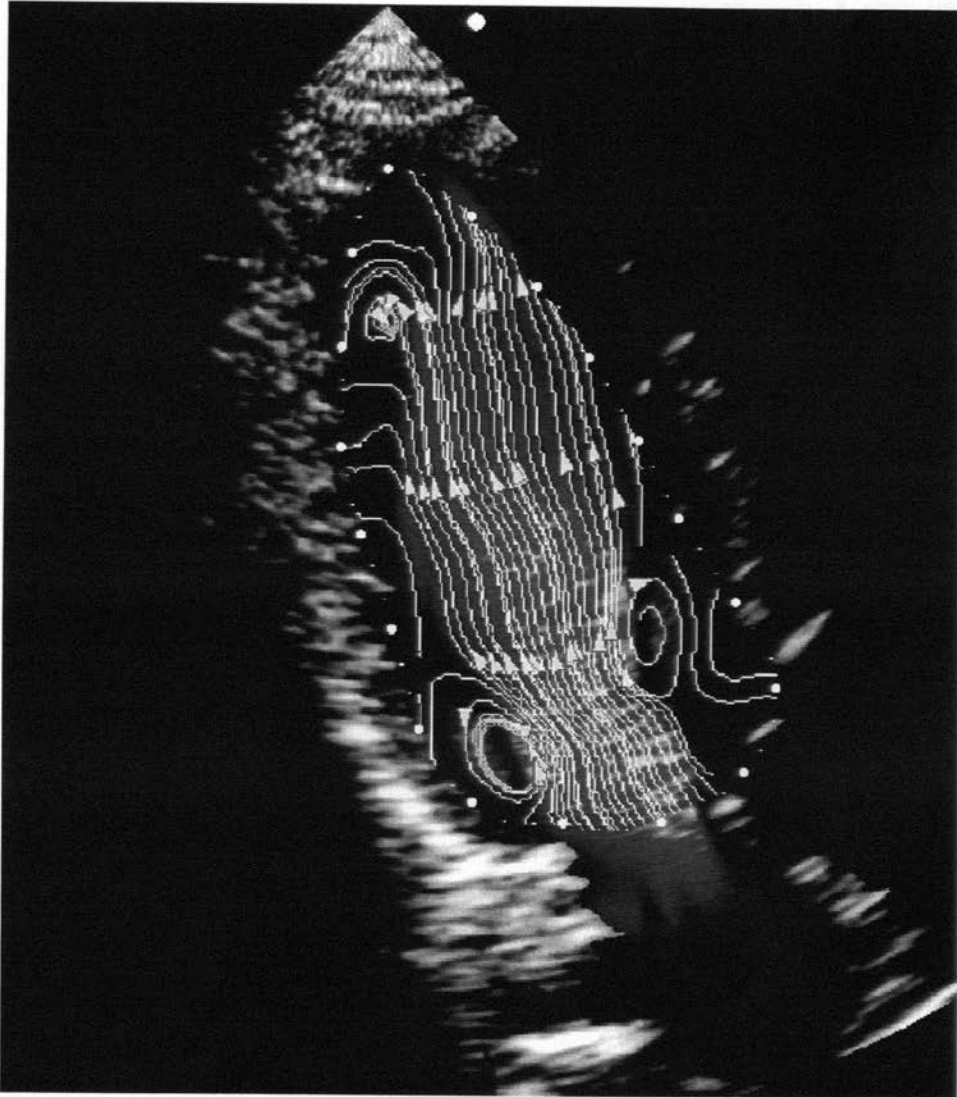
< 比較例 >



【 図 7 】



【 図 8 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成27年5月29日 (2015.5.29)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】 明細書

【 補正対象項目名 】 0039

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 0039 】

そこで、流線形成部50は、当初の開始点SP（初期開始点）の上流側において適正な開始点（適正開始点）を探索し、適正開始点を起点とする流線を形成する。 適正開始点を探索するにあたり、流線形成部50は、血流の流れを逆追跡（バックトレース）する。

【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成27年10月8日 (2015.10.8)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】 特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受するプローブと、
プローブを制御して生体内から超音波の受信信号を得る送受信部と、
超音波の受信信号に基づいて生体内のドプラ情報を得るドプラ処理部と、
生体内のドプラ情報に基づいて生体内における流体の運動ベクトルの分布を得るベクトル演算部と、

運動ベクトルの分布に基づいて流体の流れを示す流線を形成するにあたり、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に流体の流れを逆追跡して適正開始点を探索し、適正開始点から伸長された流線を形成する流線形成部と、

を有し、

前記流線形成部は、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に位置する追跡点を次々に辿って流体の流れを逆追跡するにあたり、初期開始点または既に得られた追跡点における運動ベクトルの反転ベクトルの方向に進んで次の追跡点を探索する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記流線形成部は、逆追跡の終了条件を満たした追跡点を適正開始点とする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

前記流線形成部は、適正開始点から運動ベクトルの方向に流体の流れを追跡することにより、適正開始点から伸長された流線を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

前記流線形成部は、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に流体の流れを逆追跡することにより初期開始点から適正開始点までの上流側の流線を形成し、初期開始点から運動ベクトルの方向に流体の流れを追跡することにより初期開始点から下流側の流線を形成し、上流側の流線と下流側の流線を接続することにより、適正開始点から初期開始点を通り下流側に向かって伸長された流線を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

超音波を送受するプローブと、

プローブを制御して生体内から超音波の受信信号を得る送受信部と、

超音波の受信信号に基づいて生体内のドプラ情報を得るドプラ処理部と、

生体内のドプラ情報に基づいて生体内における流体の運動ベクトルの分布を得るベクトル演算部と、

運動ベクトルの分布に基づいて流体の流れを示す流線を形成するにあたり、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に流体の流れを逆追跡して適正開始点を探索し、適正開始点から伸長された流線を形成する流線形成部と、

を有し、

前記流線形成部は、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に流体の流れを逆追跡することにより初期開始点から適正開始点までの上流側の流線を形成し、初期開始点から運動ベクトルの方向に流体の流れを追跡することにより初期開始点から下流側の流線を形成し、上流側の流線と下流側の流線を接続することにより、適正開始点から初期開始点を通り下流側に向かって伸長された流線を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記流線形成部で形成された流線に対して、当該流線上における流れの方向に応じた表示処理を施すことにより、流線の表示画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記流線形成部で形成された流線に対して、当該流線上における流速に応じた表示処理を施すことにより、流線の表示画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

超音波を利用して得られた生体内のドプラ情報に基づいて、生体内における流体の運動ベクトルの分布を得るベクトル演算部と、
運動ベクトルの分布に基づいて流体の流れを示す流線を形成するにあたり、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に流体の流れを逆追跡して適正開始点を探索し、適正開始点から伸長された流線を形成する流線形成部と、
を有し、
前記流線形成部は、初期開始点から運動ベクトルの逆方向に位置する追跡点を次々に辿って流体の流れを逆追跡するにあたり、初期開始点または既に得られた追跡点における運動ベクトルの反転ベクトルの方向に進んで次の追跡点を探索する、
ことを特徴とする流体情報処理装置。

フロントページの続き

(72)発明者 坂下 肇

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内

(72)発明者 関 佳徳

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD03 DD15 DE03 KK12 KK20 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2016010425A	公开(公告)日	2016-01-21
申请号	JP2014131999	申请日	2014-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	宮地 鑑 板谷 慶一 西山 知秀 坂下 肇 関 佳徳		
发明人	宮地 鑑 板谷 慶一 西山 知秀 坂下 肇 関 佳徳		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5215		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/KK12 4C601/KK20 4C601/KK31		
其他公开文献	JP5844430B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号	特願2014-131999 (P2014-131999)	(71) 出願人	390029791
	(22) 出願日	平成26年6月27日 (2014. 6. 27)		日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
要解决的问题：提供一种使用超声波形成流线的改进技术。多普勒处理单元30基于超声波的接收信号获得体内多普勒信息。速度矢量计算部40根据生物体内的多普勒信息，求出生物体内的血流速度矢量的分布。流线形成单元50基于速度矢量的分布形成指示血流的流线，并且从初始起点沿速度矢量的相反方向追溯血流，以找到合适的起点。搜索并形成从正确起点延伸的流线型。[选型图]图1			(74) 代理人	110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所
				(72) 発明者
			(72) 発明者	板谷 慶一 神奈川県相模原市南区北里1丁目15番1号 学校法人北里研究所内
			(72) 発明者	西山 知秀 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内