

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5937254号
(P5937254)

(45) 発行日 平成28年6月22日 (2016. 6. 22)

(24) 登録日 平成28年5月20日 (2016. 5. 20)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 10 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2015-88491 (P2015-88491)
 (22) 出願日 平成27年4月23日 (2015. 4. 23)
 審査請求日 平成28年3月10日 (2016. 3. 10)

(73) 特許権者 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 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
 審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受して得られた信号に基づいて血流が含まれる座標系において各座標の血流ベクトルを得ることにより、複数座標の血流ベクトルで構成された各ベクトルフレームからなる複数のベクトルフレームを生成するベクトル演算部と、

互いに隣接する2つのベクトルフレーム間に補間処理を適用することにより各補間フレームを生成し、当該ベクトルフレーム間に1又は複数の補間フレームを追加する補間処理部と、

複数のベクトルフレームとそれらのベクトルフレーム間に追加された複数の補間フレームで構成されるフレーム列に基づいて、血流の仮想的な各粒子の移動先を導出する粒子演算部と、

を有する、
 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、

前記補間処理部は、互いに隣接する2つのベクトルフレーム間における血流ベクトルに基づく補間処理により、複数座標の補間ベクトルで構成された前記各補間フレームを生成する、

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、
 前記粒子演算部は、複数時相に対応した前記フレーム列に含まれる各フレーム内における前記各粒子の血流ベクトルに基づいて、当該フレームよりも後の時相のフレーム内における当該各粒子の移動先の座標を算出する、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
 複数時相に亘る前記各粒子の移動先の座標を画像内に示した血流表示画像を形成する表示処理部をさらに有する、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、
 前記表示処理部は、複数時相に亘る前記各粒子の移動先の座標を点と線の少なくとも一方による軌跡で示した血流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 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、
 前記表示処理部は、複数時相に亘る前記各粒子の軌跡を示すにあたり、当該粒子の明示期間に対応した時相の軌跡部分と当該明示期間以外の他期間に対応した時相の軌跡部分とにおいて表示態様を異ならせる、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、
 前記表示処理部は、前記各粒子の軌跡が表示される時相から所定時間前の時相までを当該粒子の明示期間とする、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、
 前記表示処理部は、前記各粒子が生成された時相から所定時間後の時相までを当該粒子の明示期間とする、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 9】

請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
 超音波を送受して得られた信号に基づいて前記血流を含んだ心臓の超音波画像を形成する画像形成部と、
 前記超音波画像内における 2 つの特徴点を結んだ生成ライン上に前記血流の仮想的な複数の粒子を生成する粒子生成部と、
 をさらに有する、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波診断装置において、
 複数時相に亘って形成される前記超音波画像内における心臓の形状変化に追従するように前記 2 つの特徴点を移動させることにより、複数時相に亘って心臓の動きに前記生成ラインを追従させる、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【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、血流の移動情報を得る技術に関する。

【背景技術】

50

【0002】

血流に超音波を送受して得られる受信信号から血流の移動情報（運動情報）を得る技術が知られている。例えば、特許文献1には、生体内の血流などの流体に対して超音波を送受して得られる受信信号に基づいて、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。

【0003】

また、特許文献2には、生体内の血流を複数の表示要素の運動として表現した画像を形成する超音波診断装置が開示されている。各表示要素としては、血流の仮想的な粒子が好適であり、特許文献2に記載された装置は、各粒子の現フレームにおける速度ベクトルに基づいて、その粒子の次フレームにおける位置（移動先）を決定し、例えば、複数フレームに亘って各粒子の移動先を追跡することにより得られる各粒子の軌跡等を表示する。これにより、例えば、血流内における渦流、乱流、停滞などの状態を視覚的に直感的に確認できるようになる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2013-192643号公報

【特許文献2】特開2008-73279号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1, 2に記載された技術は、血流の移動情報（運動情報）を得るにあたって実用面での利用価値が極めて高く、これらの技術の更なる応用や改良が期待されている。

【0006】

本発明は、上述した背景技術に鑑みて成されたものであり、その目的は、超音波を利用して得られる血流の移動情報の精度を高めることにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受して得られた信号に基づいて血流が含まれる座標系において各座標の血流ベクトルを得ることにより、複数座標の血流ベクトルで構成された各ベクトルフレームからなる複数のベクトルフレームを生成するベクトル演算部と、互いに隣接する2つのベクトルフレーム間に補間処理を適用することにより各補間フレームを生成し、当該ベクトルフレーム間に1又は複数の補間フレームを追加する補間処理部と、複数のベクトルフレームとそれらのベクトルフレーム間に追加された複数の補間フレームで構成されるフレーム列に基づいて、血流の仮想的な各粒子の移動先を導出する粒子演算部と、を有することを特徴とする。

【0008】

上記構成において、血流ベクトルとは、血流の運動に関するベクトル情報であり、例えば、血流内の各座標（各血流部分）における速度と方向を示す速度ベクトルや、血流内の各座標における移動量と方向を示す移動ベクトルなどが好適な具体例である。血流ベクトルは、例えば、特許文献1（特開2013-192643号公報）に記載された技術、つまり2次元の速度ベクトル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血流ベクトルが得られてもよい。

【0009】

また、上記構成における座標系は、血流ベクトルの位置や大きさや方向などを数学的（幾何学的）に表現するにあたっての基準となる。座標系は、超音波が送受される実空間（血流を含む領域）に対応しており、例えば、超音波を送受するプローブの位置を基準（例えば原点）として定義されるのが一般的であるものの、他の位置が座標系の基準（原点）

10

20

30

40

50

とされてもよい。

【0010】

また、各ベクトルフレームは、血流が含まれる座標系の複数座標における血流ベクトルで構成される。例えば、生体内において血流が含まれる断面内で超音波を走査することにより走査面が形成され、複数時相に亘って走査面が繰り返し形成されることにより、複数時相に対応した複数のベクトルフレームが形成される。

【0011】

また、血流の仮想的な各粒子は、血流（血液の流れ）を解析するにあたって利用される演算上の仮想的な要素であり、例えば、診断対象となる血流内に1つ又は複数の仮想的な粒子が生成される。

10

【0012】

そして、上記構成の装置によれば、複数のベクトルフレームに複数の補間フレームが追加されたフレーム列が形成され、そのフレーム列に基づいて血流の仮想的な各粒子の移動先が導出される。複数のベクトルフレームに複数の補間フレームが追加されてフレーム列が形成されるため、複数のベクトルフレームのみでフレーム列が形成される場合に比べ、フレーム列のフレームレートが高められる。そして、フレームレートが高められたフレーム列に基づいて、血流の仮想的な各粒子の移動先が導出される。そのため、フレームレートが低い場合に比べて、移動先の推定精度が高められる。

【0013】

例えば、複数のベクトルフレームのフレーム間において各粒子の血流ベクトルが比較的大きく変化しているにも関わらず、その変化を考慮せずにそのフレーム間で各粒子の移動先を推定してしまうと、推定された移動先と本来の移動先とは大きくずれてしまう可能性がある。

20

【0014】

特に、複数座標における血流ベクトルを得るにあたりカラードブラ法の送受信を利用すると、同じビーム方向に超音波が繰り返し送受されるため、例えばBモード画像を得る場合に比べてフレームレートが低くなってしまう。その低いフレームレートのままで得られた複数のベクトルフレームのみのフレーム間で各粒子の移動先を推定してしまうと、本来の移動先とは大きくずれてしまう可能性がある。

【0015】

これに対し、上記装置では、互いに隣接する2つのベクトルフレーム間に、例えば血流ベクトルに基づく補間処理が適用され、そのベクトルフレーム間に1又は複数の補間フレームが追加される。追加される各補間フレームは、例えば複数座標の補間ベクトルで構成されることが望ましい。補間ベクトルは、例えば血流ベクトルに基づく補間処理を適用して得られ、補間ベクトルには、ベクトルフレーム間における血流ベクトルの変化が反映される。

30

【0016】

そして、上記装置によれば、複数のベクトルフレームとそれらのベクトルフレーム間に追加された複数の補間フレームで構成されるフレーム列に基づいて、血流の仮想的な各粒子の移動先が導出される。そのフレーム列は、互いに隣接する2つのベクトルフレーム間に1又は複数の補間フレームを追加して構成されており、ベクトルフレーム間における血流ベクトルの変化が反映されたものとなる。

40

【0017】

したがって、そのフレーム列に基づいて各粒子の移動先を導出することにより、ベクトルフレーム間における血流ベクトルの変化を考慮しつつ各粒子の移動先を導出することが可能になる。これにより、ベクトルフレーム間における血流ベクトルの変化を無視又は軽視する場合に比べて、移動先の推定精度が格段に高められる。なお、上記装置は、例えば複数のベクトルフレームのフレームレートが比較的低い場合に移動先の推定精度を高めることができることはもちろんであるが、複数のベクトルフレームのフレームレートがそれほど低くない場合においても、移動先の推定精度をさらに高めようとするニーズにも対応

50

できる。

【0018】

望ましい具体例において、前記補間処理部は、互いに隣接する2つのベクトルフレーム間における血流ベクトルに基づく補間処理により、複数座標の補間ベクトルで構成された前記各補間フレームを生成する、ことを特徴とする。

【0019】

望ましい具体例において、前記粒子演算部は、複数時相に対応した前記フレーム列に含まれる各フレーム内における前記各粒子の血流ベクトルに基づいて、当該フレームよりも後の時相のフレーム内における当該各粒子の移動先の座標を算出することを特徴とする。

【0020】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、複数時相に亘る前記各粒子の移動先の座標を画像内に示した血流表示画像を形成する表示処理部をさらに有する、ことを特徴とする。

【0021】

望ましい具体例において、前記表示処理部は、複数時相に亘る前記各粒子の移動先の座標を点と線の少なくとも一方による軌跡で示した血流表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【0022】

望ましい具体例において、前記表示処理部は、複数時相に亘る前記各粒子の軌跡を示すにあたり、当該粒子の明示期間に対応した時相の軌跡部分と当該明示期間以外の他期間に対応した時相の軌跡部分とにおいて表示態様を異ならせることを特徴とする。例えば、明示期間に対応した軌跡部分のみを表示する、明示期間に対応した軌跡部分を実線として他期間に対応した軌跡部分を破線とする、又は、明示期間に対応した軌跡部分よりも他期間に対応した軌跡部分の輝度を低下させる等の表示処理により、明示期間に対応した軌跡部分を際立たせて、他期間の軌跡部分により軌跡の表示が混雑することを避ける又は軽減することが望ましい。

【0023】

望ましい具体例において、前記表示処理部は、前記各粒子の軌跡が表示される時相から所定時間前の時相までを当該粒子の明示期間とすることを特徴とする。この所定時間（第1所定時間）は、固定的に設定された時間でもよいし、ユーザによる調整又は選択により設定されてもよい。

【0024】

望ましい具体例において、前記表示処理部は、前記各粒子が生成された時相から所定時間後の時相までを当該粒子の明示期間とすることを特徴とする。この所定時間（第2所定時間）は、固定的に設定された時間でもよいし、ユーザによる調整又は選択により設定されてもよい。なお、第2所定時間と第1所定時間は互いに異なっていてもよい。

【0025】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、超音波を送受して得られた信号に基づいて前記血流を含んだ心臓の超音波画像を形成する画像形成部と、前記超音波画像内における2つの特徴点を結んだ生成ライン上に前記血流の仮想的な複数の粒子を生成する粒子生成部と、をさらに有することを特徴とする。

【0026】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、複数時相に亘って形成される前記超音波画像内における心臓の形状変化に追従するように前記2つの特徴点を移動させることにより、複数時相に亘って心臓の動きに前記生成ラインを追従させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0027】

本発明により、超音波を利用して得られる血流の移動情報の精度が高められる。例えば本発明の好適な態様によれば、複数のベクトルフレームに複数の補間フレームが追加されたフレーム列が形成され、そのフレーム列に基づいて血流の仮想的な各粒子の移動先が導

10

20

30

40

50

出されるため、ベクトルフレーム間における血流ベクトルの変化を無視又は軽視する場合に比べて、移動先の推定精度が格段に高められる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【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を示す図である。

【図2】心臓内腔に対応した関心領域の具体例を示す図である。

【図3】流入ラインと流出ラインの他の具体例を示す図である。

【図4】速度ベクトル分布の具体例を示す図である。

【図5】フレーム列を説明するための図である。

【図6】フレーム間の補間処理を説明するための図である。

【図7】複数粒子の生成を説明するための図である。

【図8】各粒子の移動先の演算の具体例を説明するための図である。

【図9】各粒子の移動先の演算の例外処理を説明するための図である。

【図10】各粒子の移動先の演算の終了条件を説明するための図である。

【図11】流跡線の具体例を示す図である。

【図12】血流表示画像の具体例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

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、血流（血液の流れ）の移動情報を得る機能を備えており、特に、生体の心臓内における血流の診断に好適である。もちろん、心臓以外における血流が診断対象とされてもよい。

【0030】

プローブ10は、例えば生体内の心臓などの診断対象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。プローブ10としては例えばコンベックス型が望ましいもののセクタ型やリニア型等であってもよい。

【0031】

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、超音波ビームに対応した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。

【0032】

画像形成部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、超音波画像のデータ（画像データ）を形成する。画像形成部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。

【0033】

ドブラ処理部30は、超音波ビームに対応した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を計測し、血流についての超音波ビーム方向の速度情報（ドブラ情報）を得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

速度ベクトル演算部 4 0 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 4 0 は、例えば特許文献 1 (特開 2 0 1 3 - 1 9 2 6 4 3 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に加えて、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。

【 0 0 3 5 】

なお、超音波ビーム方向に沿った 1 次元の速度情報を利用して、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

【 0 0 3 6 】

速度ベクトル演算部 4 0 は、超音波が送受される空間に対応した演算用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る。例えば、演算用座標系を $x y z$ 直交座標系で表し、超音波の走査面に対応した $x y$ 平面内で、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。なお、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 r とビームの走査方向 θ による $r \theta$ 座標系において 2 次元の速度ベクトルの分布が形成されてもよい。

【 0 0 3 7 】

速度ベクトル演算部 4 0 は、複数のサンプル点 (複数座標) に対応した速度ベクトルで構成される 2 次元の速度ベクトルの分布を示す各ベクトルフレームを生成する。また、速度ベクトル演算部 4 0 は、複数時相に亘って複数のベクトルフレームを次々に生成する。

20

【 0 0 3 8 】

関心領域設定部 4 2 は、画像形成部 2 0 による処理で得られた画像データ内において、心臓内腔に対応した関心領域を設定する。関心領域設定部 4 2 は、画像データ内において心臓内腔の外縁として設定された内腔ラインと、心臓内腔へ流入する血流の流路に設定された流入ラインと、心臓内腔から流出する血流の流路に設定された流出ラインにより囲まれた領域を関心領域とする。

【 0 0 3 9 】

図 2 は、心臓内腔に対応した関心領域の具体例を示す図である。図 2 には、画像形成部 2 0 において得られる画像データ 2 2 の具体例が図示されており、図 2 の画像データ 2 2 内には、周囲を心筋や弁によって囲まれた心臓内腔が含まれている。

30

【 0 0 4 0 】

関心領域設定部 4 2 は、画像データ 2 2 内において、心臓内腔の外縁として設定された内腔ライン 5 2 と、心臓内腔へ流入する血流の流路に設定された流入ライン 5 4 と、心臓内腔から流出する血流の流路に設定された流出ライン 5 6 により囲まれた領域を関心領域とする。

【 0 0 4 1 】

内腔ライン 5 2 は、心臓内腔の外縁に対応した複数のトレースポイントに基づいて形成される。例えば、画像データ 2 2 に対応した表示画像が表示部 8 2 に表示され、医師等のユーザがその表示画像を見ながら操作デバイス 9 0 を利用して、心臓内腔と心筋の境界上または境界付近にいくつかの (数個程度でよい) トレース基準ポイントを設定する。そしてユーザによって設定されたトレース基準ポイントに基づいて、例えば、補間処理等によりトレース基準ポイント間に複数のトレースポイントが追加される。そして、いくつかのトレース基準ポイントと追加された複数のトレースポイントからなる複数のサンプル点に基づいて内腔ライン 5 2 が形成される。例えば、複数のサンプル点を互いに連結するように内腔ライン 5 2 が形成される。なお、画像データ 2 2 に対する二値化処理等の画像処理により、心臓内腔と心筋の境界が特定され、その境界に沿って内腔ライン 5 2 が形成されてもよい。

40

【 0 0 4 2 】

50

流入ライン 5 4 と流出ライン 5 6 は、ユーザからの操作に応じて設定される。例えば、画像データ 2 2 に対応した表示画像を見ながら、医師等のユーザが、始点 S と終点 E の位置を指定することにより、流入ライン 5 4 と流出ライン 5 6 を設定する。

【 0 0 4 3 】

ユーザにより流入ライン 5 4 と流出ライン 5 6 が初期設定されると、関心領域設定部 4 2 は、内腔ライン 5 2 と流入ライン 5 4 を接続するように流入ライン 5 4 を修正し、内腔ライン 5 2 と流出ライン 5 6 を接続するように流出ライン 5 6 を修正し、さらに、流入ライン 5 4 と流出ライン 5 6 とを接続する。

【 0 0 4 4 】

例えば、関心領域設定部 4 2 は、流入ライン 5 4 の始点 S を、その始点 S に最も近い内腔ライン 5 2 上のサンプル点（トレースポイント又はトレース基準ポイント）の位置に移動する。また、関心領域設定部 4 2 は、流出ライン 5 6 の終点 E を、その終点 E に最も近い内腔ライン 5 2 上のサンプル点（トレースポイント又はトレース基準ポイント）の位置に移動する。さらに、関心領域設定部 4 2 は、流入ライン 5 4 の終点 E と流出ライン 5 6 の始点 S とを結ぶ直線または曲線を形成する。

【 0 0 4 5 】

こうして、関心領域設定部 4 2 は、内腔ライン 5 2 と流入ライン 5 4 と流出ライン 5 6 によって囲まれた領域を形成し、その領域を関心領域として設定する。なお、図 2 には、流入ライン 5 4 と流出ライン 5 6 を直線とする具体例を示したが、直線以外のラインが利用されてもよい。

【 0 0 4 6 】

図 3 は、流入ライン 5 4 と流出ライン 5 6 の他の具体例を示す図である。例えば、図 3 (A) に示す具体例のように、閉曲線の内腔ライン 5 2 が得られている場合には、図 3 (B) に示すように、始点 S と終点 E を内腔ライン 5 2 に沿って結んだ曲線状の流入ライン 5 4 と流出ライン 5 6 が形成されてもよい。

【 0 0 4 7 】

図 1 に戻り、内腔ライン速度演算部 4 4 は、画像形成部 2 0 において形成された画像データに基づいて、内腔ライン（図 2 の符号 5 2 ）上における心筋（心臓壁）の速度情報を生成する。内腔ライン速度演算部 4 4 は、内腔ライン上の複数サンプル点について、各サンプル点ごとに心筋の速度情報を生成する。

【 0 0 4 8 】

内腔ライン速度演算部 4 4 は、例えば、複数フレームに亘って得られる画像データのフレーム間において、画像データの画素値（輝度値等）に基づく相関演算等を利用したパターンマッチングにより、内腔ライン上の各サンプル点ごとに、複数フレームに亘ってそのサンプル点の移動位置を 2 次元平面内で追跡する。これにより、各サンプル点ごとに、2 次元的な移動情報が得られ、例えば、フレーム間における移動量（移動ベクトル）とフレーム間の時間に基づいて、2 次元の速度ベクトルが算出される。画像データが x y 直交座標系に対応したデータであれば、x y 直交座標系における速度ベクトルが算出され、画像データが r 座標系に対応したデータであれば、r 座標系における速度ベクトルが算出される。

【 0 0 4 9 】

また、内腔ライン速度演算部 4 4 による内腔ライン上の各サンプル点の追跡結果は、関心領域設定部 4 2 に送られ、関心領域設定部 4 2 は、複数サンプル点の移動に追従するように内腔ラインの形状を変化させる、さらに、関心領域設定部 4 2 は、始点 S と終点 E （図 2 参照）をそれらに対応した各サンプル点の移動に追従させる。これにより、内腔ラインの形状の変化に応じて、つまり画像データ内における心臓の運動に追従するように、流入ライン 5 4 と流出ライン 5 6 が設定される。

【 0 0 5 0 】

なお、速度ベクトル演算部 4 0 において、特許文献 1 に説明される手法により血流の 2 次元速度ベクトルを得る場合には、心臓壁の運動情報を利用するが、この場合には、心臓

10

20

30

40

50

壁の運動情報として、内腔ライン速度演算部 4 4 において算出された内腔ライン上の各サンプル点における速度ベクトルが利用される。

【 0 0 5 1 】

補間処理部 5 0 と粒子生成部 6 0 と粒子演算部 7 0 における処理と機能については、後に図面を参照して詳述する。

【 0 0 5 2 】

表示処理部 8 0 は、画像形成部 2 0 から得られる超音波画像の画像データと、粒子演算部 7 0 から得られる演算結果に基づいて、血流表示画像を形成する、表示処理部 8 0 において形成された血流表示画像は表示部 8 2 に表示される。

【 0 0 5 3 】

制御部 1 0 0 は、図 1 の超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部 1 0 0 による全体的な制御には、操作デバイス 9 0 を介して、医師や検査技師などのユーザから受け付けた指示も反映される。

【 0 0 5 4 】

図 1 に示す構成（符号を付された各部）のうち、送受信部 1 2 ，画像形成部 2 0 ，ドプラ処理部 3 0 ，速度ベクトル演算部 4 0 ，関心領域設定部 4 2 ，内腔ライン速度演算部 4 4 ，補間処理部 5 0 ，粒子生成部 6 0 ，粒子演算部 7 0 ，表示処理部 8 0 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の少なくとも一部がコンピュータにより実現されてもよい。つまり、上記各部に対応した機能の少なくとも一部が、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。

【 0 0 5 5 】

表示部 8 2 の好適な具体例は、液晶ディスプレイ等であり、操作デバイス 9 0 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、その他のスイッチ類等のうちの少なくとも一つにより実現できる。そして、制御部 1 0 0 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。

【 0 0 5 6 】

図 1 の超音波診断装置の全体構成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（符号を付された各部）については、以下の説明において図 1 の符号を利用する。

【 0 0 5 7 】

図 4 は、速度ベクトル分布の具体例を示す図である。速度ベクトル演算部 4 0 は、例えば特許文献 1（特開 2 0 1 3 - 1 9 2 6 4 3 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。具体的には、ドプラ処理部 3 0 から得られる超音波ビーム方向の速度情報（ドプラ情報）と、内腔ライン速度演算部 4 4 から得られる内腔ライン 5 2 上の各サンプル点における速度情報に基づいて、例えば、図 4 に示す速度ベクトル分布が形成される。

【 0 0 5 8 】

図 4 に示す速度ベクトル分布は、心臓の内腔ライン 5 2（図 2 参照）を含む $x y$ 座標系（直交座標系）で表現されており、 $x y$ 座標系内の複数座標において算出された複数の速度ベクトル（血流の速度ベクトル） V で構成されている。速度ベクトル演算部 4 0 は、例えば、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 r とビームの走査方向 θ による $r \theta$ 座標系において 2 次元の速度ベクトル分布を形成してから、座標変換処理を行って図 4 に示す $x y$ 座標系の速度ベクトル分布を得る。

【 0 0 5 9 】

速度ベクトル演算部 4 0 は、複数のサンプル点（複数座標）に対応した速度ベクトル V

10

20

30

40

50

で構成される各ベクトルフレーム、つまり2次元の速度ベクトル分布を示す各ベクトルフレームを生成する。速度ベクトル演算部40は、複数時相に亘って複数のベクトルフレームを次々に生成する。これにより、複数のベクトルフレームからなるベクトルフレーム列が得られる。

【0060】

図5は、フレーム列を説明するための図であり、図5(A)には、ベクトルフレーム列の具体例が図示されている。図5(A)に示す具体例において、ベクトルフレーム列は、複数のベクトルフレーム(1~5を代表的に図示)で構成される。

【0061】

複数座標における速度ベクトルで構成された各ベクトルフレームは、ドブラ処理部30から得られる超音波ビーム方向の速度情報(ドブラ情報)を利用して生成される。ドブラ情報を得るにあたり、例えばカラードブラ法の送受信を利用すると、同じビーム方向に超音波が繰り返し送受されるため、例えばBモード画像を得る場合等に比べて、ドブラ情報を得る場合の送受信フレームレートは低くなってしまふ。各ベクトルフレームを構成する速度ベクトルはドブラ情報を利用して算出されるため、ベクトルフレーム列のフレームレートも比較的低いものとなる。

【0062】

そこで、補間処理部50により、ベクトルフレーム列に対してフレーム間補間処理が実行される。図5(B)は、フレーム間補間処理を施された補間後のフレーム列の具体例が図示されている。図5(B)に示す具体例において、補正後のフレーム列は、複数のベクトルフレーム(図5(A)に代表的に図示された1~5)と、それらのベクトルフレーム間に追加された複数の補間フレームで構成される。各補間フレームは、互いに隣接する2つのベクトルフレーム間に速度ベクトルに基づく補間処理を適用して生成される。

【0063】

なお、補間後のフレーム列のフレームレートは、例えば、表示部82における表示フレームレートに応じて決定するようにしてもよい。具体的には、例えば、表示フレームレートが60Hzであれば、補間後のフレーム列のフレームレートも60Hzとなるように、追加される補間フレームの枚数等が決定される。もちろん、表示フレームレートと補間後のフレーム列のフレームレートは必ずしも一致させる必要はない。

【0064】

図6は、フレーム間の補間処理を説明するための図である。補間処理部50は、複数のベクトルフレームからなるベクトルフレーム列(図5参照)内において、互いに隣接する2つのベクトルフレーム間に補間処理を適用し、そのベクトルフレーム間に1又は複数の補間フレームを追加する。各補間フレームは、複数座標における補間ベクトルで構成される。

【0065】

補間処理部50は、各座標ごとに、互いに隣接する2つのベクトルフレームから得られる当該座標に対応した2つの速度ベクトルに基づく補間処理により、当該座標に対応した補間ベクトルを算出する。

【0066】

図6には、座標(x, y)におけるフレーム間補間処理の具体例が図示されている。図6において、ベクトルフレーム(n)とベクトルフレーム(n+1)は、ベクトルフレーム列内において互いに隣接する2つのベクトルフレームである。図6に示す具体例では、ベクトルフレーム(n)とベクトルフレーム(n+1)の間に、等間隔で4つの補間フレーム(1)~(4)が追加される。ベクトルフレーム(n)とベクトルフレーム(n+1)の時間間隔はTであり、T内において4つの補間フレーム(1)~(4)が等間隔tで追加される。したがって、 $T = 5 \times t$ となる。

【0067】

補間処理部50は、例えば、時間間隔に応じた線形補間により、各補間フレームを構成する補間ベクトルを算出する。例えば、ベクトルフレーム(n)内の座標(x, y)にお

10

20

30

40

50

ける速度ベクトル（ x 方向成分， y 方向成分）が（ V_{x0} ， V_{y0} ）であり、ベクトルフレーム（ $n+1$ ）内の座標（ x ， y ）における速度ベクトル（ x 方向成分， y 方向成分）が（ V_{x1} ， V_{y1} ）である場合に、補間フレーム（1）～（4）の各々の座標（ x ， y ）における補間ベクトルの x 方向成分と y 方向成分は、それぞれ数1式から数4式により算出される。

【0068】

【数1】

補間フレーム（1）の座標（ x ， y ）における補間ベクトル

$$x \text{ 方向成分} = \{ (V_{x0} \cdot 4 \Delta t) + (V_{x1} \cdot \Delta t) \} / 5 \Delta t$$

10

$$y \text{ 方向成分} = \{ (V_{y0} \cdot 4 \Delta t) + (V_{y1} \cdot \Delta t) \} / 5 \Delta t$$

【数2】

補間フレーム（2）の座標（ x ， y ）における補間ベクトル

$$x \text{ 方向成分} = \{ (V_{x0} \cdot 3 \Delta t) + (V_{x1} \cdot 2 \Delta t) \} / 5 \Delta t$$

$$y \text{ 方向成分} = \{ (V_{y0} \cdot 3 \Delta t) + (V_{y1} \cdot 2 \Delta t) \} / 5 \Delta t$$

20

【数3】

補間フレーム（3）の座標（ x ， y ）における補間ベクトル

$$x \text{ 方向成分} = \{ (V_{x0} \cdot 2 \Delta t) + (V_{x1} \cdot 3 \Delta t) \} / 5 \Delta t$$

$$y \text{ 方向成分} = \{ (V_{y0} \cdot 2 \Delta t) + (V_{y1} \cdot 3 \Delta t) \} / 5 \Delta t$$

30

【数4】

補間フレーム（4）の座標（ x ， y ）における補間ベクトル

$$x \text{ 方向成分} = \{ (V_{x0} \cdot \Delta t) + (V_{x1} \cdot 4 \Delta t) \} / 5 \Delta t$$

$$y \text{ 方向成分} = \{ (V_{y0} \cdot \Delta t) + (V_{y1} \cdot 4 \Delta t) \} / 5 \Delta t$$

【0069】

なお、数1式から数4式は、時間間隔に応じた線形補間を利用した場合における一つの具体例に過ぎず、他の数式を利用して線形補間が実現されてもよいし、線形補間以外の補間処理を利用して補間ベクトルが算出されてもよい。さらに、各座標における補間ベクトルを算出する際に、その座標以外の、例えばその座標近傍の速度ベクトルが参照されてもよい。また、例えば、ベクトルフレーム（ n ）とベクトルフレーム（ $n+1$ ）の間における補間処理に、これら2つのベクトルフレーム以外の、例えばこれら2つのベクトルフレームの近傍のベクトルフレーム内における速度ベクトルが利用されてもよい。

40

【0070】

補間処理部50は、速度ベクトル分布が得られた複数座標について、各座標ごとにフレーム間補間処理を実行して補間ベクトルを得ることにより、複数座標における補間ベクトルで構成された各補間フレームを形成する。こうして、複数のベクトルフレームとそれら

50

のベクトルフレーム間に追加された複数の補間フレームで構成される補間後のフレーム列（図5（B）参照）が得られる。そして、補間後のフレーム列に基づいて、血流に関する仮想的な複数粒子の移動先が算出される。仮想的な複数粒子は、粒子生成部60により生成される。

【0071】

図7は、複数粒子の生成を説明するための図である。粒子生成部60は、血流が含まれる座標系内、つまり超音波画像と2次元速度ベクトル分布が形成された座標系内に、血流に関する複数粒子を設定する。粒子生成部60は、例えば、超音波画像内において心臓に対して設定された流入ライン54上に複数粒子を生成する。この場合には、流入ライン54が複数粒子を生成する生成ラインとなる。

10

【0072】

例えば、図7において基本例（1）として示すように、始点Sと終点Eを直線で結んだ流入ライン54上に、等間隔で一列に並ぶ複数粒子が生成される。例えば50個の粒子が流入ライン54上に等間隔で生成される。なお、流入ライン54の長さが50画素（ピクセル）以下の場合には、流入ライン54上の1画素につき1個の粒子が生成される。もちろん、50個以外の設定個数で複数粒子が生成されてもよい。ユーザが複数粒子の個数を設定又は変更できるようにしてもよい。

【0073】

粒子生成部60は、特定の1フレームのみ（1時相のみ）で複数粒子を発生させてもよいが、複数フレームに亘って定期的に各フレーム内に複数粒子を発生させることが望ましい。例えば、複数のベクトルフレームからなるベクトルフレーム列（図5（A））において、各ベクトルフレームごとに複数粒子を発生させてもよいし、補正後のフレーム列（図5（B））において、各ベクトルフレーム内と各補間フレーム内に複数粒子を発生させてもよい。もちろん、数フレーム間隔で各フレーム内に複数粒子が生成されてもよい。

20

【0074】

関心領域設定部42により、超音波画像の画像データ内における心臓の運動に追従するように流入ライン54が設定されていれば、心臓の運動に追従するように位置を修正しつつ複数粒子を発生させることができる。

【0075】

また、図7において変形例（2）として示すように、流入ライン54上における速度ベクトルVの大きさや向きに応じて、複数粒子の発生態様を異ならせてもよい。変形例（2）では、速度ベクトルVの大きさ（例えば流入ライン54に対する垂直成分）が大きいほど、その速度ベクトルVの位置における粒子個数を増大させている。また、変形例（2）では、速度ベクトルVが正方向の場合にのみ、その速度ベクトルVの位置に粒子が生成されている。粒子を生成させる向き（正方向または負方向）は、例えばユーザにより設定されてもよい。

30

【0076】

また、図7に示す具体例に限らず、粒子生成部60は、例えば、曲線状の流入ライン54（図3参照）上に複数粒子を生成してもよい。さらに、流入ライン54上に限らず、例えばユーザにより指定された生成ライン上または生成領域内に複数粒子が生成されてもよいし、関心領域設定部42が設定した関心領域内において例えば2次元的に均等に（例えば格子状に）複数粒子が生成されてもよい。

40

【0077】

粒子生成部60により複数粒子が生成されると、粒子演算部70は、補正後のフレーム列（図5（B））に基づいて、各粒子ごとにその粒子の移動先を算出する。

【0078】

図8は、各粒子の移動先の演算の具体例を説明するための図である。図8には、ベクトルフレーム（n）とベクトルフレーム（n+1）の間に、等間隔で4つの補間フレーム（1）～（4）が追加された補正後のフレーム列（図6参照）に基づく、一つの粒子Pに関する演算の具体例が示されている。

50

【 0 0 7 9 】

ベクトルフレーム (n) において粒子 P が位置 P 0 (座標 P 0) に存在する場合、例えばベクトルフレーム (n) 内の位置 P 0 に粒子 P が生成された場合、まず、位置 P 0 における血流の速度ベクトル V 0 が利用される。ベクトルフレーム (n) を構成する複数座標の速度ベクトルの中に、位置 P 0 (座標 P 0) に対応する座標の速度ベクトルが存在すれば当該速度ベクトルが速度ベクトル V 0 とされる。もし、位置 P 0 に対応する座標の速度ベクトルがなければ、位置 P 0 の近傍にある複数座標の速度ベクトルに基づく線形補間処理 (フレーム内補間処理) 等により速度ベクトル V 0 が算出される。

【 0 0 8 0 】

そして、速度ベクトル V 0 とフレーム間隔 t (図 6 参照) を乗算することにより移動ベクトル (大きさが速度ベクトル V 0 の t 倍で速度ベクトル V 0 と同じ方向) が算出され、位置 P 0 からその移動ベクトルだけ移動した位置 P 1 (座標 P 1) が導出される。これにより得られた位置 P 1 が、ベクトルフレーム (n) の次のフレーム (次の時相) である補間フレーム (1) における粒子 P の位置 (移動先の座標) となる。

10

【 0 0 8 1 】

次に、位置 P 1 における血流の速度ベクトル V 1 が利用される。補間フレーム (1) を構成する複数座標の補間ベクトルの中に、位置 P 1 (座標 P 1) に対応する座標の補間ベクトルが存在すれば当該補間ベクトルが速度ベクトル V 1 とされ、位置 P 1 に対応する座標の補間ベクトルがなければ、位置 P 1 の近傍にある複数座標の補間ベクトルに基づく線形補間処理 (フレーム内補間処理) 等により速度ベクトル V 1 が算出される。

20

【 0 0 8 2 】

そして、速度ベクトル V 1 とフレーム間隔 t を乗算することにより移動ベクトル (大きさが速度ベクトル V 1 の t 倍で速度ベクトル V 1 と同じ方向) が算出され、位置 P 1 からその移動ベクトルだけ移動した位置 P 2 (座標 P 2) が導出される。これにより得られた位置 P 2 が、補間フレーム (1) の次のフレーム (次の時相) である補間フレーム (2) における粒子 P の位置 (移動先の座標) となる。

【 0 0 8 3 】

補間フレーム (2) に続く補間フレーム (3) と補間フレーム (4) についても、上記と同様な処理が実行される。つまり、粒子 P の位置における速度ベクトル (V_2, V_3) とフレーム間隔 t を乗算することにより得られる移動ベクトルに基づいて粒子 P の移動先の座標が算出される。図 8 の具体例において、補間フレーム (3) における位置 P 3 と補間フレーム (4) における位置 P 4 が粒子 P の移動先の座標である。

30

【 0 0 8 4 】

さらに、位置 P 4 における血流の速度ベクトル V 4 が利用される。補間フレーム (4) を構成する複数座標の補間ベクトルの中に、位置 P 4 (座標 P 4) に対応する座標の補間ベクトルが存在すれば当該補間ベクトルが速度ベクトル V 4 とされ、位置 P 4 に対応する座標の補間ベクトルがなければ、位置 P 4 の近傍にある複数座標の補間ベクトルに基づく線形補間処理 (フレーム内補間処理) 等により速度ベクトル V 4 が算出される。

【 0 0 8 5 】

そして、速度ベクトル V 4 とフレーム間隔 t を乗算することにより移動ベクトル (大きさが速度ベクトル V 4 の t 倍で速度ベクトル V 4 と同じ方向) が算出され、位置 P 4 からその移動ベクトルだけ移動した位置 P 5 (座標 P 5) が導出される。これにより得られた位置 P 5 が、補間フレーム (5) の次のフレーム (次の時相) であるベクトルフレーム ($n + 1$) における粒子 P の位置 (移動先の座標) となる。

40

【 0 0 8 6 】

こうして、粒子演算部 7 0 は、ベクトルフレーム ($n + 1$) の以降に続く複数フレーム (補間フレームまたはベクトルフレーム) においても、上記と同様な処理を実行し、後に説明する終了条件が満たされるまで、次々に粒子 P の移動先を導出する。また、粒子演算部 7 0 は、粒子生成部 6 0 が生成した複数粒子の各々について、各粒子が生成されたフレーム (時相) から、その粒子の移動先を導出する。

50

【 0 0 8 7 】

図 8 に示す具体例によれば、ベクトルフレーム間に複数の補間フレームが追加された補間後のフレーム列に基づいて各粒子の移動先が導出されるため、複数の補間フレームを追加しない場合に比べて、移動先の推定精度が高められる。

【 0 0 8 8 】

例えば、図 8 において補間フレーム (1) ~ (4) を利用せずに、ベクトルフレーム (n) における粒子 P の位置 P_0 から、速度ベクトル V_0 にベクトルフレーム間隔 T (図 6 参照) を乗算して得られる移動ベクトル (大きさが速度ベクトル V_0 の T 倍で速度ベクトル V_0 と同じ方向) だけ移動した位置をベクトルフレーム ($n + 1$) における粒子 P の移動先としてしまうと、図 8 の具体例で得られる位置 P_5 (座標 P_5) とは大きく異なる移動先が得られてしまう。補間フレーム (1) ~ (4) を利用しないと、ベクトルフレーム (n) とベクトルフレーム ($n + 1$) との間における粒子 P の速度ベクトルの変化が反映されないためである。

10

【 0 0 8 9 】

図 9 は、各粒子の移動先の演算の例外処理を説明するための図である。粒子演算部 7 0 は、図 8 を利用して説明した基本処理により各粒子の移動先を導出するが、図 9 に示すように、各粒子の移動先が内腔ライン 5 2 を超えてしまう場合には、各粒子の移動先を内腔ライン 5 2 上または内腔ライン 5 2 の内側 (心腔側) 近傍に移動先を修正する。

【 0 0 9 0 】

例えば、図 9 に示す具体例のように、各フレーム (ベクトルフレーム又は補間フレーム) において粒子 P が位置 P_6 にあり、基本処理により得られる次フレーム (ベクトルフレーム又は補間フレーム) における移動先が位置 P_7 となる場合、つまり移動ベクトル (破線矢印) と内腔ライン 5 2 が交差する場合には、次フレームにおける移動先が位置 P_7 から位置 P_7' に修正される。図 9 の具体例において、位置 P_7' は、内腔ライン 5 2 と移動ベクトルの交点であるが、当該交点の近傍に、例えば内腔ライン 5 2 の内側 (心腔側) の近傍が位置 P_7' とされてもよい。

20

【 0 0 9 1 】

図 1 0 は、各粒子の移動先の演算の終了条件を説明するための図である。粒子演算部 7 0 は、図 8 を利用して説明した基本処理と図 9 を利用して説明した例外処理により各粒子の移動先を次々に導出し、図 1 0 に示すように、各粒子の移動先が流出ライン 5 6 を通過した場合に、その粒子の移動先の演算を終了する。

30

【 0 0 9 2 】

例えば、図 1 0 に示す具体例のように、各フレーム (ベクトルフレーム又は補間フレーム) において粒子 P が位置 P_8 にあり、次フレーム (ベクトルフレーム又は補間フレーム) における移動先が位置 P_9 となる場合、つまり移動ベクトル (破線矢印) と流出ライン 5 6 が交差する場合に、粒子演算部 7 0 は、次フレームにおける移動先を位置 P_9 から位置 P_9' に修正して、粒子 P の移動先の演算を終了する。

【 0 0 9 3 】

なお、図 1 0 の具体例において、位置 P_9' は、流出ライン 5 6 と移動ベクトルの交点であるが、当該交点の近傍、例えば流出ライン 5 6 の上側 (心腔側) の近傍が位置 P_9' とされてもよい。

40

【 0 0 9 4 】

粒子生成部 6 0 により複数粒子が生成され、粒子演算部 7 0 により各粒子ごとにその粒子の複数時相 (複数フレーム) に亘る移動先が次々に算出されると、表示処理部 8 0 は、複数時相に亘る各粒子の移動先の座標を画像内に示した血流表示画像を形成する。表示処理部 8 0 は、例えば、複数時相に亘る各粒子の移動先の座標を点と線の少なくとも一方による軌跡で示した流跡線の画像を形成する。

【 0 0 9 5 】

図 1 1 は、流跡線の具体例を示す図である。図 1 1 には、複数粒子のうちの一つである粒子 P に関する 1 本の流跡線 L が図示されている。流跡線 L は、補正後のフレーム列 (図

50

5 (B) , 図 6) 内において複数時相 (複数フレーム) に亘って次々に算出された粒子 P の移動先 (複数時相に対応した複数位置) の軌跡である。例えば、粒子 P の複数時相における移動先 (例えば図 8 の位置 P 0 , P 1 , P 2 , P 3 , P 4 , P 5 , . . .) を時相順に直線又は曲線 (例えばスプライン補間に基づく曲線) で結ぶことにより流跡線 L が形成される。なお、流跡線 L 上に又は流跡線 L に代えて、粒子 P の複数時相における移動先 (例えば図 8 の位置 P 0 , P 1 , P 2 , P 3 , P 4 , P 5 , . . .) が複数の点による列で表示されてもよい。

【 0 0 9 6 】

また、表示される流跡線 L の長さは適宜に調整されることが望ましい。例えば表示処理部 8 0 は、各粒子の軌跡が表示される時相 (現時相) から所定時間前の時相 (残存時相) までの流跡線 L を形成する。つまり、図 1 1 に示す具体例のように、粒子 P の流跡線 L として、現時相における粒子 P の位置 P n から、現時相よりも所定時間前の残存時相までの流跡線 L の部分 (実線部分) のみが表示され、残存時相よりも前に形成された流跡線 L の部分 (破線部分) が表示されない。さらに、ユーザが所定時間を設定できることが望ましい。例えば操作デバイス 9 0 が備えるキーをユーザが操作することにより、1 0 0 m s ~ 1 0 0 0 m s の設定可能範囲内において 1 0 0 m s 単位で所定時間をユーザが決定できるようにしてもよい。

10

【 0 0 9 7 】

なお、表示処理部 8 0 は、例えば、各粒子が生成された時相から所定時間後の時相までの流跡線 L の部分のみを表示するようにしてもよい。

20

【 0 0 9 8 】

図 1 2 は、血流表示画像の具体例を示す図である。表示処理部 8 0 は、複数粒子について各粒子ごとに流跡線 L を形成し、例えば、画像形成部 2 0 から得られる心臓の超音波画像上に複数粒子の流跡線 L を示した血流表示画像を形成する。また、ドブラ処理部 3 0 から得られるドブラ情報を利用して形成されるカラードブラ画像上に複数粒子の流跡線 L を示した血流表示画像が形成されてもよい。表示処理部 8 0 において形成された血流表示画像は表示部 8 2 に表示される。

【 0 0 9 9 】

また、生成された全粒子に対応した複数の流跡線 L を全て表示せずに、流跡線 L の表示本数を間引いてもよい。例えば形成された多数の流跡線 L の中で 1 0 本につき 1 本のみを表示させるなどにより、血流表示画像内において多数の流跡線 L が混雑することを解消して見やすい画像が形成されてもよい。さらに、例えば、操作デバイス 9 0 が備えるキーをユーザが操作することにより、表示させる流跡線 L の本数又は間引きの割合をユーザが設定できるようにしてもよい。

30

【 0 1 0 0 】

表示処理部 8 0 は、複数の表示時相に亘って、各表示時相ごとに血流表示画像を形成する。例えば、各表示時相に対応した心臓の超音波画像又はカラードブラ画像上に、その表示時相に対応した血流表示画像 (図 1 2) が形成される。これにより、複数時相に亘って動的に変化する心臓の動きを超音波画像又はカラードブラ画像で確認しつつ、複数時相に亘って複数粒子の流跡線 L が変化する様子を視覚的に且つ動的に確認できるようになる。もちろん、ユーザが望む特定の心拍時相 (拡張末期や収縮末期など) における静止画 (フリーズ画像) を表示させてもよい。これにより、例えば、心臓内における血液の渦流、乱流、停滞などの状態を視覚的且つ直感的に確認できるようになる。

40

【 0 1 0 1 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、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 】

【 0 1 0 2 】

1 0 プローブ、 1 2 送受信部、 2 0 画像形成部、 3 0 ドブラ処理部、 4 0 速

50

度ベクトル演算部、50 補間処理部、60 粒子生成部、70 粒子演算部、80 表示処理部、100 制御部。

【要約】

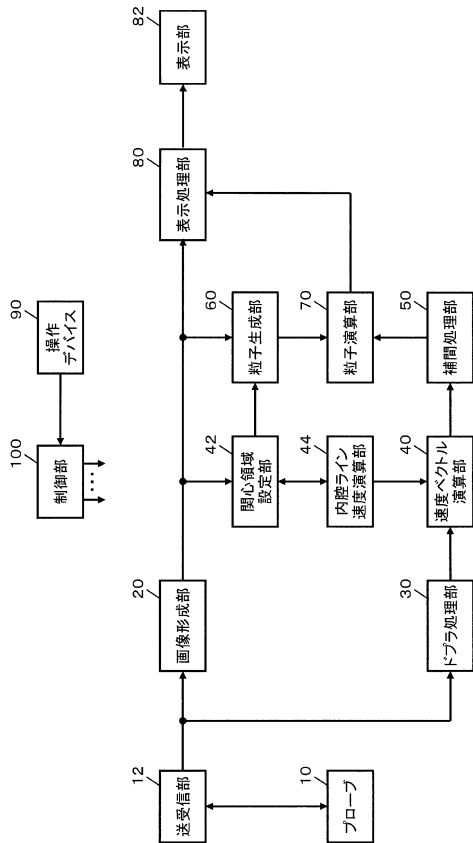
【課題】超音波を利用して得られる血流の移動情報の精度を高める。

【解決手段】速度ベクトル演算部40は、超音波を送受して得られた信号に基づいて血流の各座標における速度ベクトルを得ることにより、複数座標の速度ベクトルで構成された各ベクトルフレームからなる複数のベクトルフレームを生成する。補間処理部50は、互いに隣接する2つのベクトルフレーム間に補間処理を適用することにより各補間フレームを生成し、当該ベクトルフレーム間に1又は複数の補間フレームを追加する。補間処理部50は、互いに隣接する2つのベクトルフレーム間における速度ベクトルに基づく補間処理により、複数座標の補間ベクトルで構成された各補間フレームを生成する。

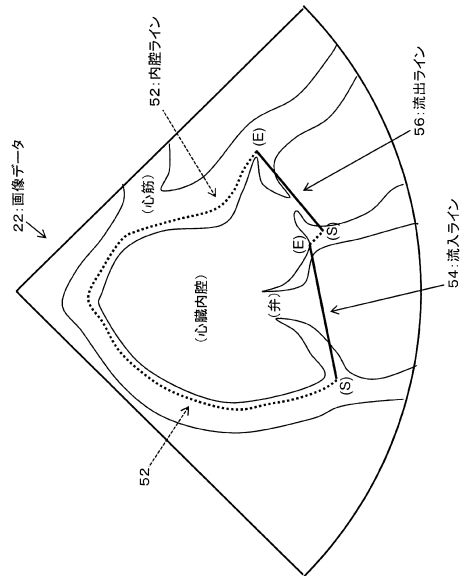
10

【選択図】図1

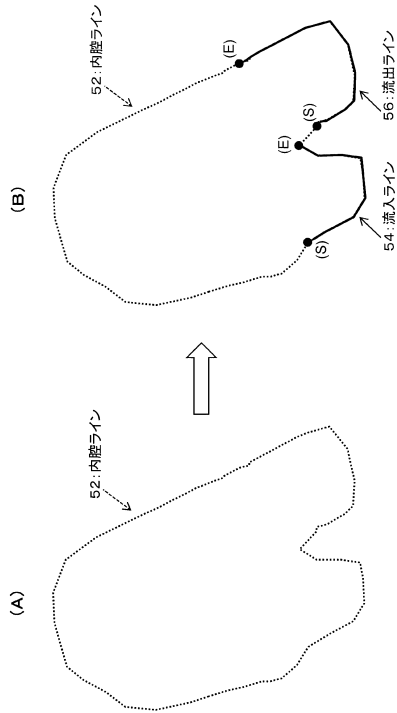
【図1】



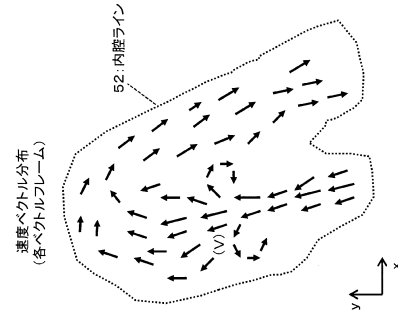
【図2】



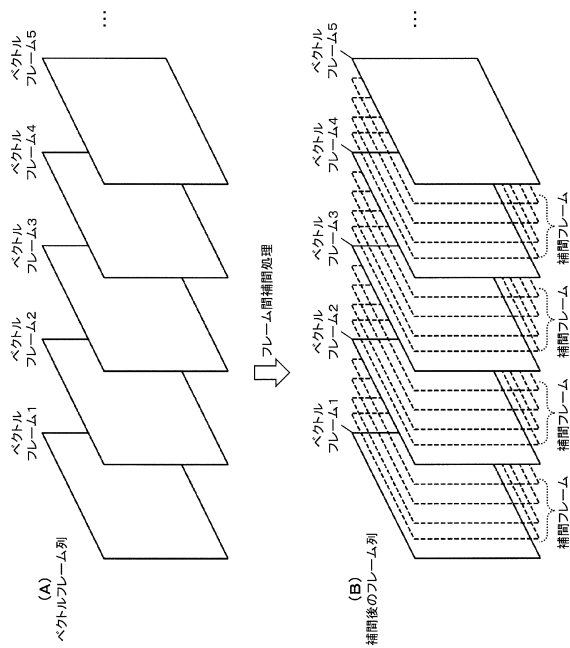
【 図 3 】



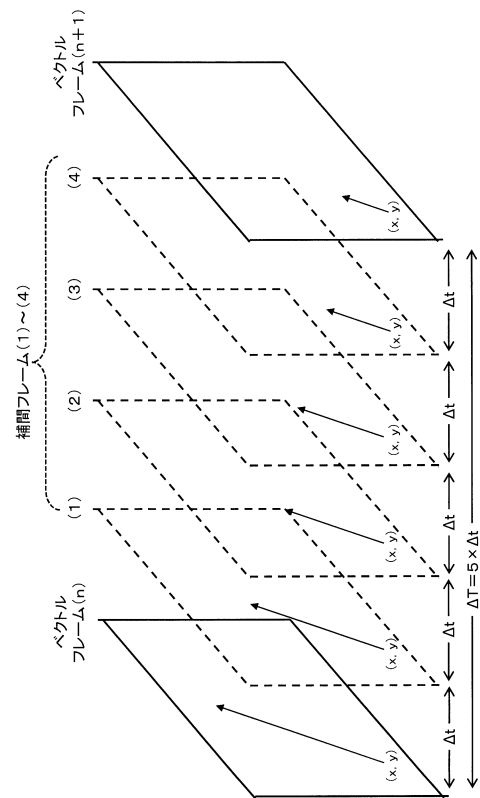
【 図 4 】



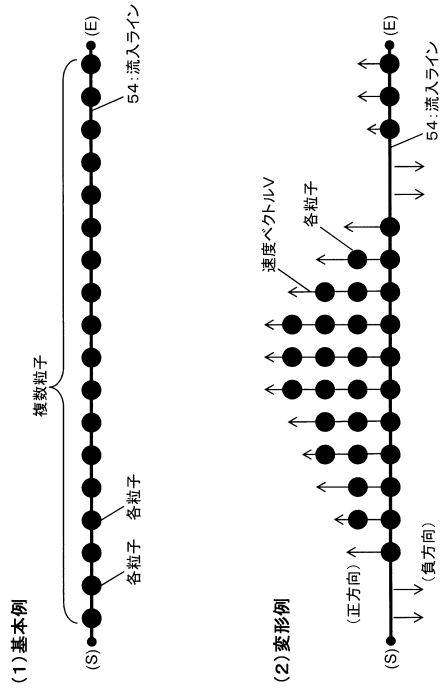
【 図 5 】



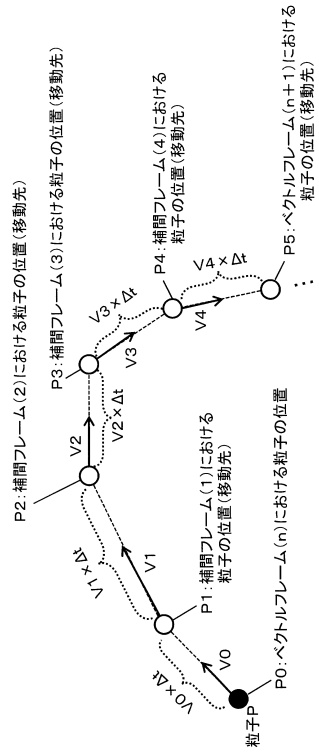
【 図 6 】



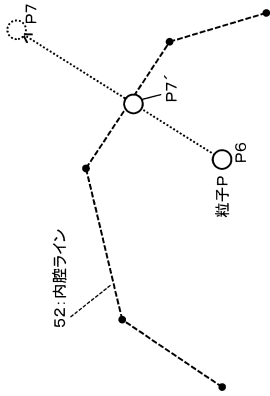
【 図 7 】



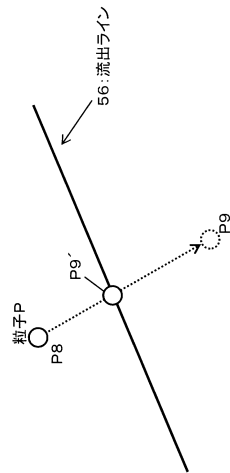
【 図 8 】



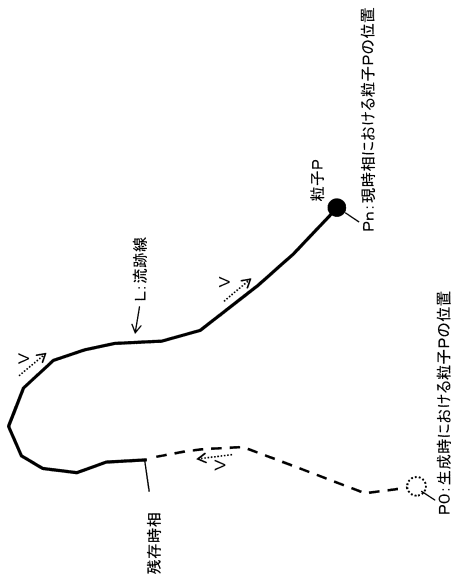
【 図 9 】



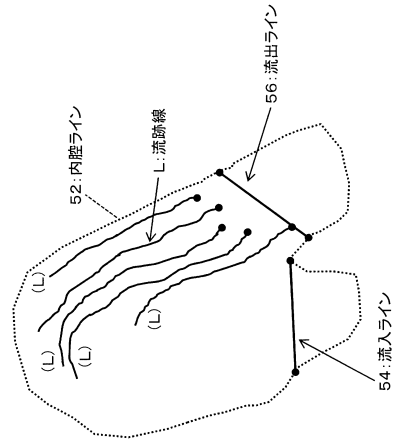
【 図 10 】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2013-165922(JP,A)
特開2008-583(JP,A)
国際公開第2012/073863(WO,A1)
特開平2-305559(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5937254B1	公开(公告)日	2016-06-22
申请号	JP2015088491	申请日	2015-04-23
[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		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	坂下肇		
发明人	坂下 肇		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B5/026 A61B5/0285 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/5223 G16H50/30 A61B8/065		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE02 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/JC03 4C601/JC06 4C601/JC12 4C601/JC37 4C601/KK01 4C601/KK20 4C601/KK24 4C601/KK31		
其他公开文献	JP2016202621A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

速度矢量计算单元40基于通过发送和接收超声波而获得的信号，获得在血流中的各种坐标处的速度矢量，从而生成多个矢量帧，每个矢量帧由多个坐标处的速度矢量形成。插值处理单元50通过使用两个相邻矢量帧之间的插值处理来生成插值帧，并且在所述矢量帧之间添加一个或多个这样的插值帧。内插处理单元50通过基于两个相邻矢量帧之间的速度矢量的内插处理，生成由多个坐标处的内插矢量形成的每个内插帧。

(21) 出願番号	特願2015-88491 (P2015-88491)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成27年4月23日 (2015. 4. 23)	(74) 代理人	110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所
審査請求日	平成28年3月10日 (2016. 3. 10)	(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
		審査官	宮川 哲伸