

【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心臓の心腔内における血流の血流ベクトルを得るベクトル演算部と、

複数時相の各時相ごとに前記心腔内における血流の仮想的な複数の粒子を生成する粒子生成部と、

前記血流ベクトルに基づいて前記各粒子の移動先を追跡する粒子演算部と、

複数時相に亘って追跡された前記各粒子の移動先の軌跡を当該粒子が生成された時相に応じた表示態様で示した血流画像を形成する表示処理部と、

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、

前記表示処理部は、前記各粒子の軌跡を当該粒子が生成された時相に応じた色で示した前記血流画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 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に対応した色を複数時相に亘って示したカラーバーを形成し、前記血流画像と前記カラーバーを含んだ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 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記表示処理部は、前記心臓の心電波形と前記カラーバーを互いに時相を揃えて並べて配置した前記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 5】

請求項 3 または 4 に記載の超音波診断装置において、

前記表示処理部は、前記心臓の複数心拍に亘る心電波形に基づいて検出される各心拍ごとに当該心拍に対応した前記カラーバーを形成し、複数心拍に対応した複数の前記カラーバーを連ねた連結カラーバーを含んだ前記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 3 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、

前記表示処理部は、前記心臓の複数心拍に亘る心電波形に基づいて検出される各心拍内の特徴時相を際立たせた前記カラーバーを形成する、

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、

前記表示処理部は、複数時相に亘って追跡された前記各粒子の移動先の軌跡を複数の離散的な点状の表示態様と連続的な線状の表示態様の少なくとも一方で示した前記表示画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【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、特に心臓内における血流を診断する技術に関する。

【背景技術】**【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

10

20

30

40

50

が知られている。例えば、特許文献1には、生体内における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。

10

【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】

20

【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い画期的な技術であり、これらの技術の更なる応用や改良が期待されている。特に、心臓内における血流の診断への応用が期待される。

【0006】

ところで、拡張収縮運動を行う心臓内においては比較的複雑に血流が変化する。その複雑な血流の変化を例えば複数の軌跡で示す場合に、何らの工夫もなく複数の軌跡をそのまま表示させてしまうことは視認性の面で好ましくない。

【0007】

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、心臓内における血流を示す表示画像の視認性を向上させることにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

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心臓の心腔内における血流の血流ベクトルを得るベクトル演算部と、複数時相の各時相ごとに前記心腔内における血流の仮想的な複数の粒子を生成する粒子生成部と、前記血流ベクトルに基づいて前記各粒子の移動先を追跡する粒子演算部と、複数時相に亘って追跡された前記各粒子の移動先の軌跡を当該粒子が生成された時相に応じた表示態様で示した血流画像を形成する表示処理部と、を有することを特徴とする。

【0009】

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。

40

【0010】

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。

50

【0011】

そして、上記構成においては、複数時相に亘って追跡された各粒子の移動先の軌跡を当該粒子が生成された時相に応じた表示態様で示した血流画像が形成される。各粒子の軌跡は例えば線（曲線または折れ線など）で表現されることが望ましもの、線に代えて又は線と共に、離散的に配列された複数の点状の印などにより軌跡が表現されてもよい。さらに、各粒子の軌跡は、例えば、各粒子が生成された時相に応じて色、輝度、模様、形状などの表示態様を異ならせて表現される。これにより、例えば、医師や検査技師等のユーザは、血流画像内における軌跡の表示態様から、その軌跡に対応した各粒子が生成された時相を把握することが可能になる。

【0012】

10

望ましい具体例において、前記表示処理部は、前記各粒子の軌跡を当該粒子が生成された時相に応じた色で示した前記血流画像を形成する、ことを特徴とする。

【0013】

望ましい具体例において、前記表示処理部は、前記各粒子が生成された時相に対応した色を複数時相に亘って示したカラーバーを形成し、前記血流画像と前記カラーバーを含んだ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、前記表示処理部は、前記心臓の心電波形と前記カラーバーを互いに時相を揃えて並べて配置した前記表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【0015】

20

望ましい具体例において、前記表示処理部は、前記心臓の複数心拍に亘る心電波形に基づいて検出される各心拍ごとに当該心拍に対応した前記カラーバーを形成し、複数心拍に対応した複数の前記カラーバーを連ねた連結カラーバーを含んだ前記表示画像を形成することを特徴とする。

【0016】

望ましい具体例において、前記表示処理部は、前記心臓の複数心拍に亘る心電波形に基づいて検出される各心拍内の特徴時相を際立たせた前記カラーバーを形成する、ことを特徴とする。

【0017】

30

望ましい具体例において、前記表示処理部は、複数時相に亘って追跡された前記各粒子の移動先の軌跡を複数の離散的な点状の表示態様と連続的な線状の表示態様の少なくとも一方で示した前記表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

本発明により、心臓内における血流を示す表示画像の視認性が向上する。例えば、本発明の好適な態様によれば、表示画像内における軌跡の表示態様から、その軌跡に対応した各粒子が生成された時相を把握することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

40

【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。

50

【図12】表示画像の具体例を示す図である。
 【図13】カラーバーの具体例1を示す図である。
 【図14】カラーバーの具体例2を示す図である。
 【図15】カラーバーの具体例3を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

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。

【0021】

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。

【0022】

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波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。

【0023】

なお、送受信部12において、超音波の受信信号に対して、検波処理やフィルタ処理やA/D変換処理等が施されてもよい。また、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。

【0024】

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、検波処理やフィルタ処理やA/D変換処理等が施された超音波の受信信号に基づいて、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。

【0025】

ドプラ処理部30は、超音波ビームに対応した受信信号に含まれるドプラシフト量を計測する。ドプラ処理部30は、例えば公知のドプラ処理により、血流によって超音波の受信信号内に生じるドプラシフトを計測し、血流についての超音波ビーム方向の速度情報（ドプラ情報）を得る。

【0026】

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に加えて、心臓壁の運動情報をを利用して、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。

【0027】

なお、超音波ビーム方向に沿った1次元の速度情報をを利用して、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

10

20

30

40

50

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。

【0028】

速度ベクトル演算部40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によるr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。

【0029】

速度ベクトル演算部40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。

【0030】

内腔ライン設定部42は、画像形成部20による処理で得られた画像データ内において心臓内腔の外縁となる内腔ラインを設定する。また、流入流出ライン設定部44は、画像データ内において、心臓内腔へ流入する血流の流路に流入ラインを設定し、心臓内腔から流出する血流の流路に流出ラインを設定する。そして、内腔ラインと流入ラインと流出ラインにより囲まれた領域が関心領域とされる。

【0031】

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20において得られる画像データ22の具体例が図示されており、図2の画像データ22内には、周囲を心筋や弁によって囲まれた心臓左室の内腔(心腔)が含まれている。

【0032】

内腔ライン52は、心腔(例えば心臓左室の内腔)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22に対応した表示画像が表示部82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90を利用して、心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。また、内腔ライン設定部42が、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を追加する。

【0033】

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(例えば100点程度)に基づいて、内腔ライン設定部42が内腔ライン52を形成する。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52が形成される。なお、画像データ22に対する二値化処理等の画像処理により、心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52が形成されてもよい。

【0034】

流入ライン54と流出ライン56は、ユーザからの操作に応じて、流入流出ライン設定部44により設定される。例えば、画像データ22に対応した表示画像を見ながら、医師等のユーザが、流入ライン54と流出ライン56のそれぞれの始点Sと終点Eの位置を指定する。例えば、流入ライン54の始点Sと終点E、流出ライン56の始点Sと終点Eの順にこれら4点が設定される。

【0035】

ユーザにより流入ライン54と流出ライン56のそれぞれの始点Sと終点Eの位置が設定されると、流入流出ライン設定部44は、内腔ライン52と流入ライン54を接続するように流入ライン54を設定し、内腔ライン52と流出ライン56を接続するように流出ライン56を設定する。

【0036】

例えば、流入流出ライン設定部44は、流入ライン54の始点Sを、その始点Sに最も近い内腔ライン52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

10

20

30

40

50

置に移動し、流入ライン 5 4 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。

【0037】

また、流入流出ライン設定部 4 4 は、流出ライン 5 6 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）の位置に移動し、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。なお、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が形成されることが望ましい。

【0038】

こうして、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が形成され、その領域が関心領域とされる。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。

【0039】

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。

【0040】

図 1 に戻り、内腔ライン速度演算部 4 6 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 6 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。

【0041】

内腔ライン速度演算部 4 6 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、フレームにおいて移動量（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。

【0042】

また、内腔ライン速度演算部 4 6 による内腔ライン上の各サンプル点の追跡結果は、内腔ライン設定部 4 2 に送られ、内腔ライン設定部 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。

【0043】

さらに、流入ライン 5 4 と流出ライン 5 6 のそれぞれの始点 S と終点 E（図 2 参照）がそれらに対応した各サンプル点（内腔ライン上の各サンプル点）の移動に追従する。こうして、流入流出ライン設定部 4 4 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。

【0044】

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、心臓壁の運動情報をとして、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。

【0045】

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

10

20

30

40

50

に図面を参照して詳述する。

【0046】

表示処理部80は、画像形成部20から得られる超音波画像の画像データと、粒子演算部70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80において形成された血流表示画像は表示部82に表示される。

【0047】

心電波形処理部84は、診断対象となる心臓から例えば心電計を利用して得られる心拍情報に基づいて、心臓の複数心拍に亘る心電波形を形成する。なお、心電波形処理部84は、送受信部12から得られる超音波の受信信号、又は、画像形成部20から得られる超音波画像の画像データに基づいて、心電波形を形成してもよい。

10

【0048】

制御部100は、図1の超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部100による全体的な制御には、操作デバイス90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。

【0049】

図1に示す構成（符号を付された各部）のうち、送受信部12、画像形成部20、ドプラ処理部30、速度ベクトル演算部40、内腔ライン設定部42、流入流出ライン設定部44、内腔ライン速度演算部46、補間処理部50、粒子生成部60、粒子演算部70、表示処理部80、心電波形処理部84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。

20

【0050】

表示部82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90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100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。

30

【0051】

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。

【0052】

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用いて、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30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46から得られる内腔ライン52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。

40

【0053】

図4に示す速度ベクトル分布は、心臓の内腔ライン52（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40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。

【0054】

50

速度ベクトル演算部 40 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 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。

【0055】

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。

【0056】

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、ドプラ処理部 30 から得られる超音波ビーム方向の速度情報（ドプラ情報）を利用して生成される。ドプラ情報を得るにあたり、例えばカラードプ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、ドプ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う。各ベクトルフレームを構成する速度ベクトルはドプラ情報を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。

【0057】

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。

【0058】

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 60 Hz であれば、補間後のフレーム列のフレームレートも 60 Hz 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。

【0059】

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。

【0060】

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。

【0061】

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 × t となる。

【0062】

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) における速度ベクトル (x 方向成分, y 方向成分) が (Vx0, Vy0) 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 (Vx1, Vy1) 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。

【0063】

[数 1]

補間フレーム (1) の座標 (x, y) における補間ベクトル

$$x \text{ 方向成分} = \{ (Vx0 \cdot 4 \cdot t) + (Vx1 \cdot 1 \cdot t) \} / 5 \quad t$$

$$y \text{ 方向成分} = \{ (Vy0 \cdot 4 \cdot t) + (Vy1 \cdot 1 \cdot t) \} / 5 \quad t$$

10

[数 2]

補間フレーム (2) の座標 (x, y) における補間ベクトル

$$x \text{ 方向成分} = \{ (Vx0 \cdot 3 \cdot t) + (Vx1 \cdot 2 \cdot t) \} / 5 \quad t$$

$$y \text{ 方向成分} = \{ (Vy0 \cdot 3 \cdot t) + (Vy1 \cdot 2 \cdot t) \} / 5 \quad t$$

[数 3]

補間フレーム (3) の座標 (x, y) における補間ベクトル

$$x \text{ 方向成分} = \{ (Vx0 \cdot 2 \cdot t) + (Vx1 \cdot 3 \cdot t) \} / 5 \quad t$$

$$y \text{ 方向成分} = \{ (Vy0 \cdot 2 \cdot t) + (Vy1 \cdot 3 \cdot t) \} / 5 \quad t$$

20

[数 4]

補間フレーム (4) の座標 (x, y) における補間ベクトル

$$x \text{ 方向成分} = \{ (Vx0 \cdot 1 \cdot t) + (Vx1 \cdot 4 \cdot t) \} / 5 \quad t$$

$$y \text{ 方向成分} = \{ (Vy0 \cdot 1 \cdot t) + (Vy1 \cdot 4 \cdot t) \} / 5 \quad t$$

30

【0064】

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。

【0065】

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。

30

【0066】

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。

40

【0067】

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、等間隔で一例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

50

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。

【0068】

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。

10

流入流出ライン設定部44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。

【0069】

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。

20

【0070】

また、図7に示す具体例に代えて、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、例えば関心領域内において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。

30

【0071】

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。

30

【0072】

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。

40

【0073】

ベクトルフレーム(n)内において粒子Pが位置P0(座標P0)に存在する場合、例えばベクトルフレーム(n)内の位置P0に粒子Pが生成された場合、まず、位置P0における血流の速度ベクトルV0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P0(座標P0)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V0とされる。もし、位置P0に対応する座標の速度ベクトルがなければ、位置P0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V0が算出される。

【0074】

そして、速度ベクトルV0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V0のt倍で速度ベクトルV0と同じ方向)が算出され、位置P0からその移動ベクトルだけ移動した位置P1(座標P1)が導出される。これにより得られた位置P1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。

50

【0075】

【0076】

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。

【0077】

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。10

【0078】

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。

【0079】

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。20

【0080】

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。

【0081】

こうして、粒子演算部 70 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 70 は、粒子生成部 60 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。30

【0082】

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。

【0083】

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。40

【0084】

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 70

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。

【0085】

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。

10

【0086】

図 10 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 10 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。

【0087】

例えば、図 10 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。

20

【0088】

なお、図 10 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。

【0089】

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。

30

【0090】

図 11 は、流跡線の具体例を示す図である。図 11 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 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。

40

【0091】

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 11 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、100 ms ~

50

1000 ms の設定可能範囲内において 100 ms 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。

【0092】

なお、表示処理部 80 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。

【0093】

図 12 は、表示画像の具体例を示す図である。表示処理部 80 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 20 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 を示した血流画像を形成する。また、ドプラ処理部 30 から得られるドプラ情報をを利用して形成されるカラードプラ画像上に複数粒子の流跡線 L を示した血流画像が形成されてもよい。表示処理部 80 において形成された血流画像を含んだ表示画像は表示部 82 に表示される。

10

【0094】

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 10 本につき 1 本のみを表示させるなどにより、血流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易い画像が形成されてもよい。さらに、例えば、操作デバイス 90 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。

20

【0095】

表示処理部 80 は、複数の表示時相に亘って、各表示時相ごとに血流画像を形成する。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プラ画像上に、その表示時相に対応した血流画像（図 12）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プ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。

30

【0096】

また、表示処理部 80 は、各粒子の流跡線 L をその粒子が生成された時相に応じた色で表現する。つまり、粒子生成部 60 において、複数時相（生成時相）の各時相ごとに複数粒子が生成され、表示処理部 80 は、各粒子が生成された時相（生成時相）に対応した色でその粒子の流跡線 L を表示する。

【0097】

さらに、表示処理部 80 は、カラーバー 86 と心電波形 88 を含んだ表示画像を形成する。カラーバー 86 は、時間軸 t 上の複数時相（生成時相）に亘って、各時相（生成時相）に対応した色を示すカラーパレットである。カラーバー 86 上の各時相における色が、その時相において生成された各粒子の流跡線 L の表示色に対応付けられている。心電波形 88 は、心電波形処理部 84 において形成される。

40

【0098】

表示処理部 80 は、例えば、図 12 に示す具体例のように、カラーバー 86 と心電波形 88 を並べて配置した表示画像を形成する。カラーバー 86 と心電波形 88 は、互いに時相を揃えて表示される。つまり、カラーバー 86 と心電波形 88 の時間軸 t は互いに共通である。なお、図 12 に示す具体例のように、カラーバー 86 と心電波形 88 は、時間軸 t を横方向（表示画像の左右方向）にして配置されることが望ましいものの、時間軸 t を縦方向（表示画像の上下方向）にして配置されてもよい。

【0099】

図 13 は、カラーバーの具体例 1 を示す図である。図 13 には、時間軸 t を共通とするカラーバー 86 と心電波形 88 が図示されている。図 13 に示す具体例において、カラーバー 86 は、スタートフレーム SF からエンドフレーム EF までの期間に対応している。

50

スタートフレーム S F は、複数粒子の生成が開始された時相に対応しており、エンドフレーム E F は、複数粒子の生成を終了した時相に対応している。つまり、スタートフレーム S F からエンドフレーム E F までの期間内の複数時相において、各時相ごとに複数粒子が生成される。カラーバー 8 6 内には、スタートフレーム S F からエンドフレーム E F までの期間内の各時相に対応した色が表示される。

【0100】

R G B カーブ (1) は、カラーバー 8 6 内における配色パターンの具体例である。R G B カーブ (1) の横軸は時間軸 t であり、スタートフレーム S F からエンドフレーム E F までの期間に対応している。また、R G B カーブ (1) の縦軸は、赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の各原色の輝度値を示している。

10

【0101】

R G B カーブ (1) では、スタートフレーム S F の時相において、青の輝度値が最大値 (例えば 255) とされ、緑と赤の輝度値が最小値 (例えば 0) とされる。また、スタートフレーム S F の時相から中間フレーム M の時相にかけて、青の輝度値を低下させつつ緑の輝度値を増加させ、中間フレーム M の時相において、緑の輝度値が最大値とされ、青と赤の輝度値が最小値とされる。さらに、中間フレーム M の時相からエンドフレーム E F の時相にかけて、緑の輝度値を低下させつつ赤の輝度値を増加させ、エンドフレーム E F の時相において、赤の輝度値が最大値とされ、青と緑の輝度値が最小値とされる。

【0102】

また、R G B カーブ (2) に示すように、オフセットを加えることにより赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の各原色の輝度値を全体的に上昇させてもよい。オフセットの大きさは例えば、輝度値の最大値と最小値の差の 1/3 程度とされる。もちろん、オフセットの大きさを例えばユーザが調整できるようにしてもよい。また、R G B カーブ (2) では、スタートフレーム S F からエンドフレーム E F にかけて、青の輝度値を低下させつつ赤の輝度値を増加させている。これにより、R G B カーブ (1) の場合に比べて明るいパステルパレットが得られる。背景に超音波画像 (特にカラードプラ画像) やグラフィック画像などがある場合に、R G B カーブ (2) により輝度値を全体的に上昇させ、比較的明るい色で各粒子の流跡線を表示することが望ましい。

20

【0103】

図 14 は、カラーバーの具体例 2 を示す図である。図 14 には、複数心拍に亘る心電波形 8 6 に基づいて検出される各心拍ごとに当該心拍の期間に対応した各カラーバーが形成され、複数心拍に対応した複数のカラーバーを連ねることにより得られるカラーバー (連結カラーバー) 8 6 の具体例が図示されている。

30

【0104】

図 14 に示す具体例では、心電波形 8 8 に含まれる特徴波の一つである R 波によって各心拍の期間が特定される。例えば閾値等を利用した公知の検出処理により、心電波形処理部 8 4 において時相 $t_1, t_2, t_3, t_4, \dots$ の順に R 波が次々に検出される。

【0105】

表示処理部 8 0 は、R 波が検出された時相 t_1 から次の R 波が検出された時相 t_2 までを 1 心拍の期間とし、時相 t_1 から時相 t_2 の間に R G B カーブ (例えば、図 13 の R G B カーブ (1), R G B カーブ (2) など) を対応付けることにより、時相 t_1 から時相 t_2 の期間に対応した 1 心拍のカラーバーを形成する。

40

【0106】

次に、表示処理部 8 0 は、R 波が検出された時相 t_2 から次の R 波が検出された時相 t_3 までを 1 心拍の期間とし、時相 t_2 から時相 t_3 の間に R G B カーブを対応付けることにより、時相 t_2 から時相 t_3 の期間に対応した 1 心拍のカラーバーを形成し、さらに R 波が検出された時相 t_3 から次の R 波が検出された時相 t_4 までを 1 心拍の期間とし、時相 t_3 から時相 t_4 の期間に対応した 1 心拍のカラーバーを形成する。

【0107】

50

そして、表示処理部 80 は、時相 t_1 から時相 t_2 に対応したカラーバーと、時相 t_2 から時相 t_3 に対応したカラーバーと、時相 t_3 から時相 t_4 に対応したカラーバーを時間軸方向に連結することにより、図 14 に示す連結カラーバー 86 を形成する。

【0108】

図 14 に示す具体例 2 においても、表示処理部 80 は、連結カラーバー 86 と心電波形 88 を並べて配置した表示画像を形成する。連結カラーバー 86 と心電波形 88 は、互いに時相を揃えて表示される。

【0109】

なお、図 14 においても、連結カラーバー 86 上の各時相における色が、その時相において生成された各粒子の流跡線の表示色に対応付けられる。

10

【0110】

図 15 は、カラーバーの具体例 3 を示す図である。図 15 には、心臓の複数心拍に亘る心電波形に基づいて検出される各心拍内の特徴時相を際立たせたカラーバー 86 の具体例が図示されている。各心拍内の特徴時相は、心電波形 88 に基づいて検出される。例えば心電波形 88 内において R 波が検出された時相から設定時間経過した時相 t_c が特徴時相とされる。なお、設定時間は、予め定められて固定値でもよいし、例えばユーザが設定時間を変更できる構成でもよい。

【0111】

表示処理部 80 は、特定時相以外における色を時相に係わらず一定色とし、その一定色とは異なる色を特定時相に対応付けて、特徴時相を際立たせる。例えば、図 15 に示す具体例においては、特定時相 t_c 以外の時相において、赤 (R), 緑 (G), 青 (B) の各原色の輝度値を全て最大値とし、特定時相 t_c において青 (B) の輝度値のみを最小値とし赤 (R) と緑 (G) の輝度値を最大値とすることにより、特徴時相 t_c における色を際立たせている。

20

【0112】

なお、図 15 においても、カラーバー 86 上の各時相における色が、その時相において生成された各粒子の流跡線の表示色に対応付けられる。したがって、血流画像内において特徴時相 t_c において生成された各粒子の流跡線が際立つように表示される。

【0113】

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。

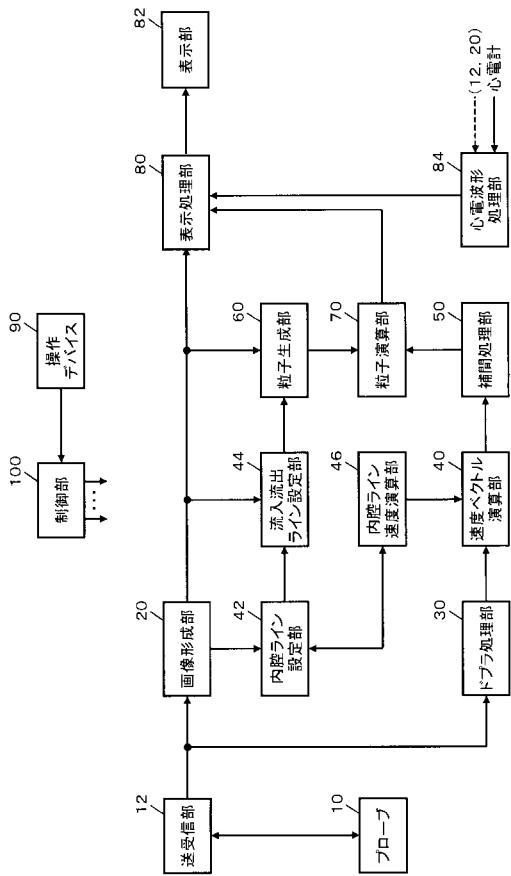
30

【符号の説明】

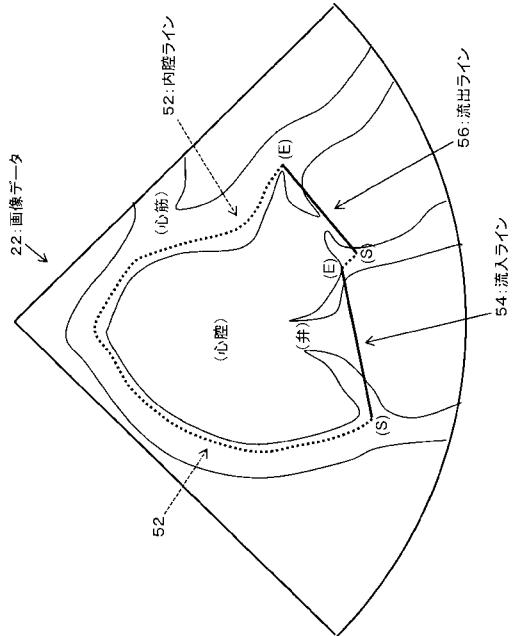
【0114】

10 プローブ、12 送受信部、20 画像形成部、30 ドプラ処理部、40 速度ベクトル演算部、42 内腔ライン設定部、44 流入流出ライン設定部、46 内腔ライン速度演算部、50 補間処理部、60 粒子生成部、70 粒子演算部、80 表示処理部、84 心電波形処理部、100 制御部。

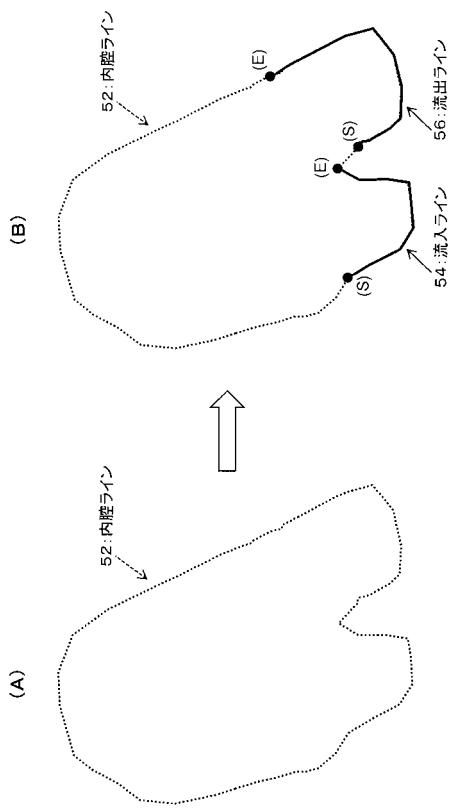
【 四 1 】



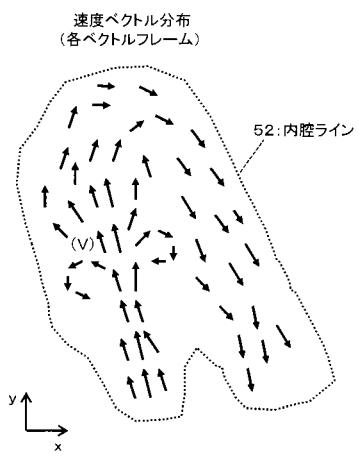
【 図 2 】



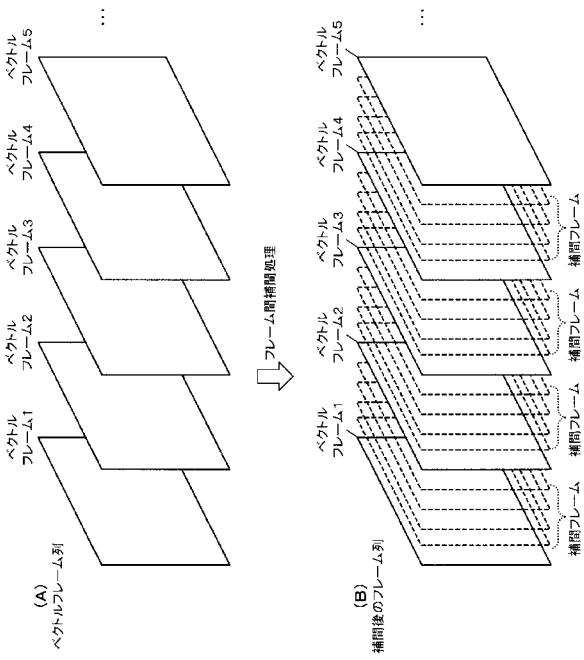
【図3】



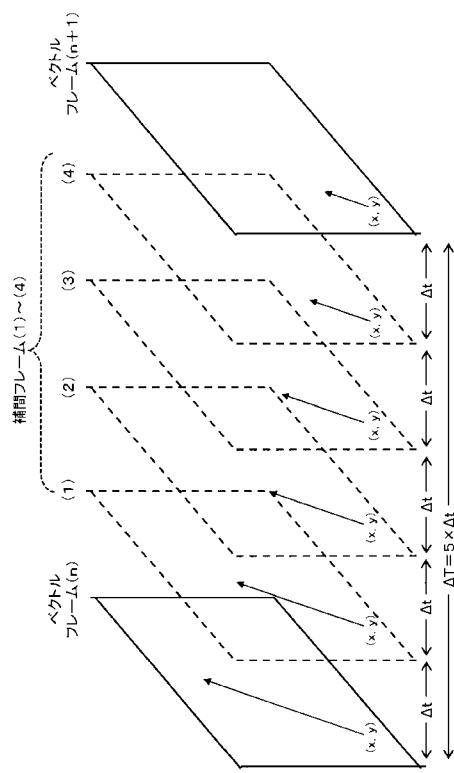
【 図 4 】



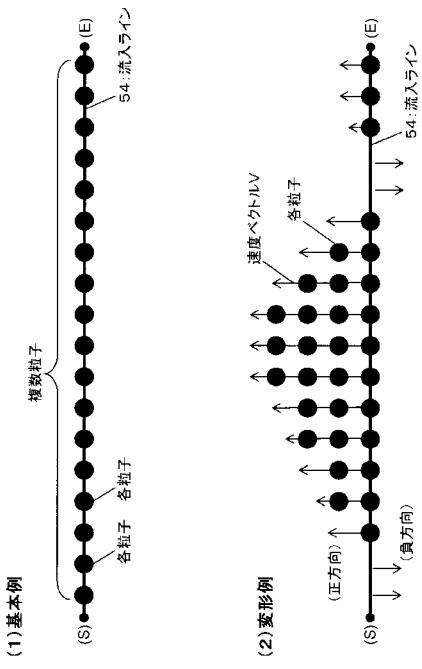
【図5】



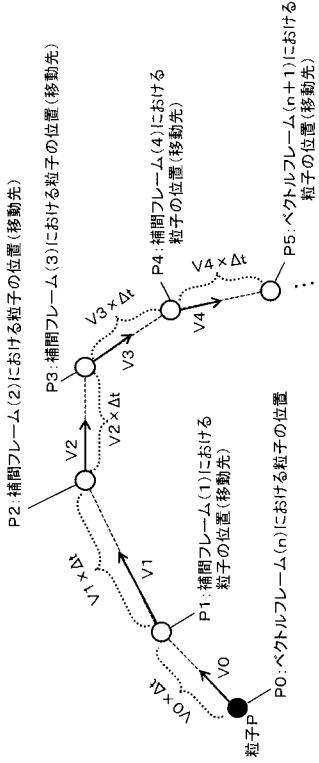
【図6】



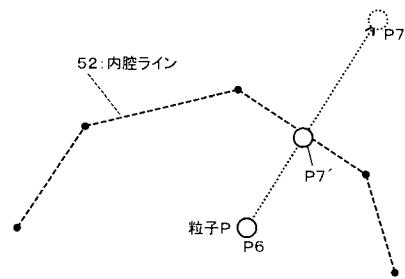
【図7】



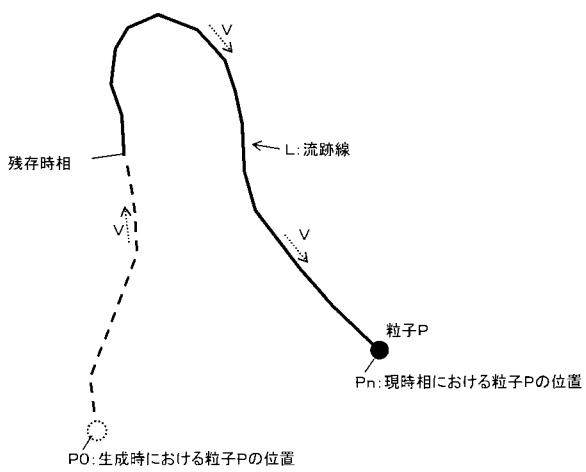
【図8】



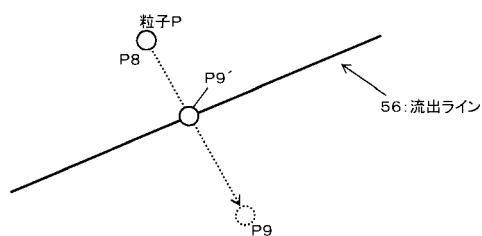
【図 9】



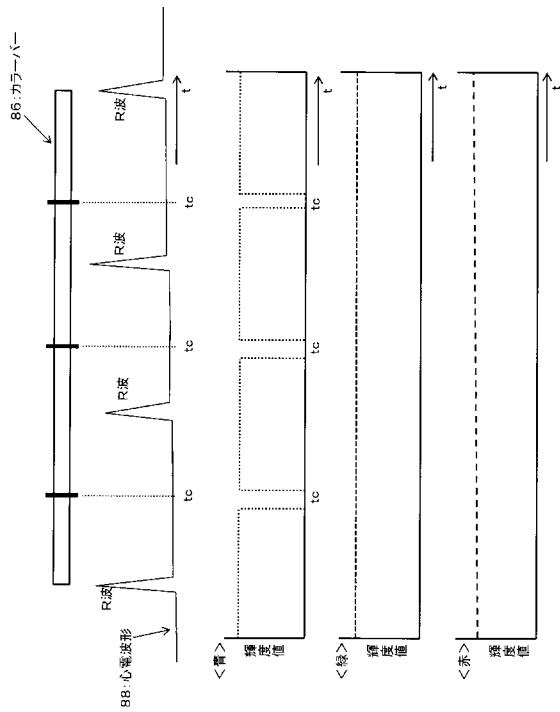
【図 11】



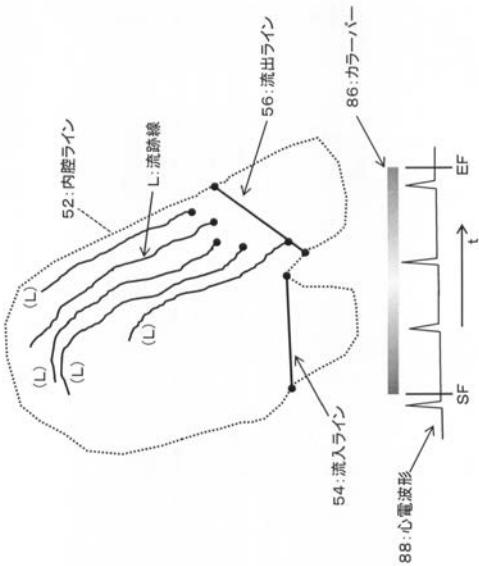
【図 10】



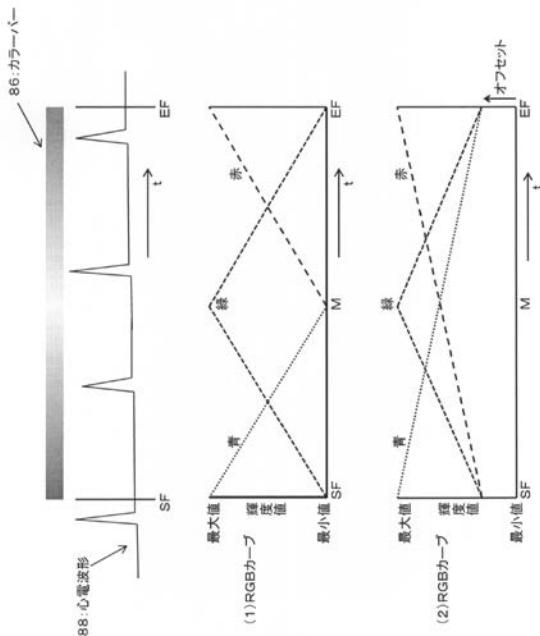
【図 15】



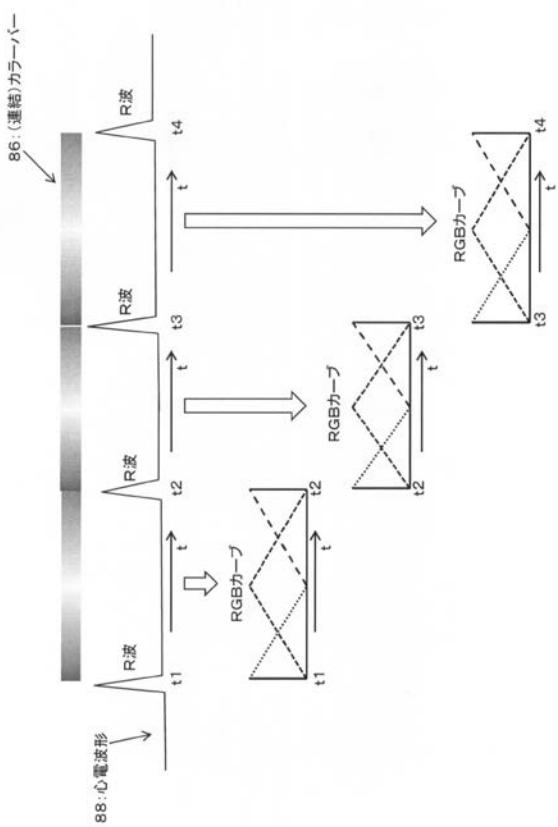
【図 12】



【 図 1 3 】



【図14】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2016214439A	公开(公告)日	2016-12-22
申请号	JP2015100848	申请日	2015-05-18
[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	坂下肇		
发明人	坂下 肇		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE30 4C601/JC03		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种实现心脏显示血流的显示图像的可见度提高的装置。解决方案：速度矢量计算部40基于通过发送获得的信号，获得心脏腔中的血流速度矢量并接收超声波。颗粒产生部分60相对于多个时间相的每个时间阶段产生心脏中的血流的多个虚拟粒子。粒子计算部70基于血流的速度矢量追踪各粒子的目的地。显示处理部80使用与生成粒子的时间相对应的颜色，形成向时间相位追踪的各粒子的目的地的轨迹的血流图像。图1

