(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6114823号
(P6114823)
(45)発行日　平成29年4月12日(2017.4.12)　(24)登録日　平成29年3月24日(2017.3.24)

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

請求項の数 15　(全 11 頁)

(21)出願番号　特願2015-519405(P2015-519405)
(86)(22)出願日　平成25年6月17日(2013.6.17)
(65)公表番号　特表2015-521881(P2015-521881A)
(43)公表日　平成27年8月3日(2015.8.3)
(86)国際出願番号　PCT/IB2013/054964
(87)国際公開番号　WO2014/001955
(87)国際公開日　平成26年1月3日(2014.1.3)
審査請求日　平成28年6月10日(2016.6.10)
(31)優先権主張番号　61/665,046
(32)優先日　平成24年6月27日(2012.6.27)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　590000248
コーニンクレッカ　フィリップス　エヌヴェ
KONINKLIJKE PHILIPS N.V.
オランダ国　５６５６　アーエー　アインドーフェン　ハイテック　キャンパス　５
High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(74)代理人　100122769
弁理士　笛田　秀仙
(74)代理人　100163809
弁理士　五十嵐　貴裕

最終頁に続く

(54)【発明の名称】僧帽弁逆流の分析のための超音波カラー・フロー・マップ

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
流れ又は運動の速度のカラーフロー画像を生成する診断超音波システムであって、
動く組織又は流体を有する位置に超音波エネルギーを送信し、及び前記位置から超音波エコーを受信するトランスデューサアレイを持つ超音波プローブと、
受信したエコーに基づき、組織又は血流速度のドップラー速度測定を生成するドップラープロセッサと、
前記ドップラー速度測定に基づき、カラードップラー画像に関する複数の異なる色に速度測定をマッピングする運動定量化プロセッサと、
前記異なる色に基づき、前記カラードップラー画像を持つディスプレイに関する色インジケータを生成するグラフィックスプロセッサであって、前記色インジケータが、エンド速度レベル及びゼロ速度に関する基準レベルを持ち、前記色インジケータの色は、前記基準レベル及び前記エンド速度レベルの間の点で異なった色遷移を示すよう構成され、前記異なった色遷移は、等速度表面が前記カラードップラー画像においてマッピングされる速度の範囲内の速度に対応する、グラフィックスプロセッサと、
前記グラフィックスプロセッサ及び前記運動定量化プロセッサに結合され、前記色インジケータと連動してカラードップラー画像を表示するディスプレイデバイスとを有する、診断超音波システム。
【請求項２】
前記色インジケータが更に、カラーバーを有し、前記バーが、該バーの一のエンドから

ゼロ速度カラーへと変化する複数の異なる色を持つ、請求項１の診断超音波システム。
【請求項３】
前記カラーバーが更に、前記ゼロ速度カラーから前記異なった色遷移へと段階的に変化する複数の異なる色、及び前記異なった色遷移から前記カラーバーのエンドへと段階的に変化する複数の異なる色を有する、請求項２の診断超音波システム。
【請求項４】
前記異なった色遷移が、カラーフロー画像において特定される速度に対応し、
前記異なった色遷移により特定される速度を選択するため、ユーザにより動作可能なユーザ制御部を更に有する、請求項３の診断超音波システム。
【請求項５】
前記色インジケータが更に、前記バーの一のエンドから他のエンドへ変化する複数の異なる色を持つカラーバーを有し、ゼロ速度カラーが、前記２つのエンドの間に配置される、請求項１の診断超音波システム。
【請求項６】
前記異なった色遷移が、前記ゼロ速度カラー及び前記バーの一のエンドの間に配置され、
前記ゼロ速度カラー及び前記バーの他のエンドの間に配置される第２の異なった色遷移を更に有する、請求項５の診断超音波システム。
【請求項７】
前記色インジケータの色が、前記基準レベルと前記エンド速度レベルとの間のエイリアシングが発生する点で前記異なった色遷移を示すよう更に構成される、請求項１の診断超音波システム。
【請求項８】
前記エンド速度レベルでの、及び前記基準レベルでの色が共に、ゼロ速度カラーである、請求項７の診断超音波システム。
【請求項９】
前記色インジケータが更に、２つのエンドを持つカラーバーを有し、
前記異なった色遷移は、ゼロ速度カラー及び前記バーの一のエンドの間のエイリアシング速度点に配置され、
前記ゼロ速度カラー及び前記バーの他のエンドの間の第２のエイリアシング速度点に配置される第２の異なった色遷移を更に有する、請求項７の診断超音波システム。
【請求項１０】
前記カラーバーの前記エンドでの色が更に、ゼロ速度カラーを有する、請求項９の診断超音波システム。
【請求項１１】
前記異なった色遷移が、カラーフロー画像において特定される速度に対応し、
これ以上でエイリアシングが発生する速度を選択するため、ユーザにより動作可能なユーザ制御部を更に有する、請求項７の診断超音波システム。
【請求項１２】
前記流速フィールドの調整された形状が、放物線状の形状、平坦化された円形形状、放物面又は扁円の回転楕円体の１つを有する、請求項１１の診断超音波システム。
【請求項１３】
前記超音波システムが更に、僧帽弁逆流を測定するよう動作可能であり、前記異なった色遷移は、前記僧帽弁逆流の測定に用いられる前記カラードップラー画像において前記等速度表面を特定するのに用いられる、請求項１の診断超音波システム。
【請求項１４】
前記異なった色遷移が、複数の段階的に変化する色において特徴的に明るい又は暗いラインにより、前記等速度表面を特定する、請求項１３の診断超音波システム。
【請求項１５】
前記異なったカラー遷移が更に、前記等速度表面に基づいて前記カラードップラー画像

における逆流噴流の境界を特定する、請求項１４に記載の診断超音波システム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、医療診断超音波システムに関し、より詳細には、僧帽弁逆流の分析のための診断超音波撮像システムの使用に関する。
【背景技術】
【０００２】
逆流は、分析及び適切な処置を必要とする深刻な医学的状態である。血液を体にポンプ輸送するために左心室の収縮のちょうど前に、僧帽弁が完全に閉じなければならない。その結果、収縮が、血流の全てを大動脈に放出する。弁が完全に閉じない場合、左心室における血液の一部は不完全に密封された弁における開口部を通り左心房へと戻る向きに排出される。血液のこの逆流、通常不完全に閉じられた弁リーフレットを通り逆向きに噴出する血流の小さな瞬間的な噴流が、心臓からの血液の流出を低下させ、及び従って、各心臓の収縮の効率を低下させる。栄養供給を行う血流の必要な供給量を体に提供するため、心臓はその後、より急速にポンプ運動しなければならない。心臓は、その非効率性が原因で酷使される。これは、心不全をもたらす。
【０００３】
臨床医は、長年にわたり超音波撮像を使用して、逆流血流を検出しようと努めてきた。弁逆流の超音波検出は、最初に、心臓の左側の超音波画像において血液の上述の噴流を探すことにより行われる。噴流の過去２０年の観察は、２次元（２Ｄ）カラーフロードップラー撮像により容易にされた。そこでは、高速で乱気流状の血液の小さな噴流が、漏れている心臓弁の近くでこれらの異常な局所流速を慎重に検索することにより検出される。しかし、心臓及び弁運動、僧帽弁の近くの血流乱気流並びに噴流の瞬間的な発生により、噴流が最も優勢な画像平面の取得は、この主観的な方法に対するチャレンジを課す。近年において、噴流の位置が超音波で観察されることができる場合、逆流血流を定量化しようとするため、臨床医はＰＩＳＡ（近位部等流速表面の略）と呼ばれる技術を使用する。この方法において、疑惑の弁及びＬＶ心臓チャンバ内部の弁に近い領域が、カラーフロードップラー撮像により撮像される。噴流の発生時に、流れ収束領域（ＦＣＲ）が、近位の領域において形成される。なぜなら、この領域において血液流速が、逆流開口部の方へ即座に加速されるからである。この流れパターンは、カラーフロー画像においてエイリアシングを生じさせる。なぜなら、流速が、カラーフロー画像に関して使用される速度範囲を瞬間的に超えるからである。カラーフロー画像は、この瞬間にキャプチャされて、ディスプレイ画面に張り付けられる（frozen）。それから、速度ｖの測定が、ＦＣＲの第１のエイリアシングラインで行われる。エイリアシングラインから弁開口部の推定された中心までの距離ｒの測定も行われる。これらの２つの測定は、式

$$Q_t=2\pi r^2 v$$

を用いて開口部を通る流速を計算するために用いられる。
【０００４】
ＰＩＳＡ技術における重要なステップは、超音波画像において等速度表面を識別することである。表面は、２次元超音波画像における円弧曲線又は３Ｄ超音波画像における半球状の領域とすることができる。それは高い精度で等速度表面を特定するのに必要である。なぜなら、等速度表面から逆流開口部までの測定される半径方向距離は、流速方程式における二乗項であるためである。等速度表面をよりよく識別するために過去に使用された１つの方法は、カラーフローシステムのエイリアシング閾値を用いて表面を特定しようとすることである。カラーフロー超音波システムは、パルス反復周波数として知られるサンプリングレートで血流をサンプリングすることにより作動する。このサンプリングレートは、サンプリングレートの１／２までの周波数へと変換する血流速度に関するナイキスト基準を満たす。これらの適切にサンプリングされた血流速度の範囲は通常、速度ゼロの周り

で＋Ｖから－Ｖの範囲の異なる色のカラーバーとして、超音波画像と一緒に表示される。ここで、Ｖは、ナイキスト基準を満たすようサンプリングされる最大速度である。このように、検出される血流の速度がより高いほど、ドップラー・サンプリング・レートは、より大きくなければならない。流速が＋Ｖ又－Ｖ速度を超える場合、ドップラープロセッサは、「ラップアラウンド」し（wrap around：一周して最低値に戻り）、カラーバーの他端での色を表示する。血流診断における正常な実行は、十分に高いドップラー・サンプリング・レートを使用することである。その結果、全ての予想される血流速度が、ナイキスト基準に基づき適切にサンプリングされて、エイリアシングが始まる速度を超えない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

等速度表面をよりよく識別するのに用いられることができるカラーバーの非標準的な使用は、「ベースラインシフト」として知られるカラーバーの調整である。上述したように、速度ゼロは従来は、カラーバーの中央にあり、＋Ｖの最大速度と－Ｖの間に等しく間隔を置いて設置される。ベースラインシフトは、中心を外れた位置に対してゼロ速度点を移動することにより実行される。その結果、等速度表面の速度として使用される流速が、カラーバー１つの端部にある。これは、エイリアシングが意図された等速度流速で発生することをもたらす。これは、等速度流速を超えて表示された色のラップアラウンドを生じさせる。カラーバーの対向端部が異なる色をもつとき、例えば、一端が赤で他端が青であるとき、表示された色は、等速度流速の両側で異なる。カラーバーのこの使用は、エイリアシングが意図的に発生することをもたらし、カラーバーを、通常望ましくない結果といった表示されるには不適切であるものにしてしまうが、等速度の両側での色差異は、超音波画像における等速度表面の識別をより容易なものにすることができる。望ましいのは、流れ状態を示すカラーバーが表示されることを維持しつつ、カラーフロー画像において等速度表面を強調する僧帽弁逆流状態に関して特異的に設計されるカラーバーである。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

本発明の原理によれば、カラードップラー撮像により逆流血流を分析する超音波診断撮像システムが表される。カラードップラー画像は、中央ゼロ速度基準及びカラーバーのエンドの間の特徴的な変色を示すカラーバーに基づきカラー化される。変色が発生する速度は、予想される等速度値の範囲である。その結果、色遷移が、僧帽弁逆流のカラーフロー画像において等速度表面を特徴的にマークする。好適な実現において、血流のいずれの方向にも適応するよう、ゼロ速度基準レベルを上回る及び下回る変色が存在する。

【図面の簡単な説明】

【０００７】

【図１】本発明の原理に基づき構築された超音波診断撮像システムをブロックダイアグラム形式で示す図である。

【図２】逆流噴流の超音波カラードップラー画像を示す図である。

【図３】逆流のＰＩＳＡ測定を示す図である。

【図４】カラードップラー画像に関する従来のカラーバーのスケーリングを示す図である。

【図５】本発明の原理に基づき構成されるカラードップラー画像に関するカラーバーを示す図である。

【図６】本発明に基づき構成されるカラードップラー画像に関するカラーバーの第２の例を示す図である。

【図７】標準カラー・バーを用いる逆流噴流のバイプレーン・カラードップラー画像を示す図である。

【図８】本発明のカラーバーを用いる逆流噴流のバイプレーン・カラードップラー画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【０００８】
図１を最初に参照すると、本発明の原理に基づき構築される超音波診断撮像システムが、ブロック図形式において示される。図１において、トランスデューサアレイ１０'は、超音波を送信し及びエコー情報を受信する超音波プローブ１０において提供される。トランスデューサアレイ１０'は好ましくは、３次元においてスキャンすることができる、例えば、３Ｄイメージングに関して、僧帽弁の位置の周りで上昇及び方位角方向においてスキャンすることができるトランスデューサ要素の２次元配列である。トランスデューサアレイは、アレイ要素による信号の送信及び受信を制御するプローブにおけるマイクロビーム形成器１２に結合される。マイクロビーム形成器は、米国特許第５，９９７，４７９号（Savordその他）、第６，０１３，０３２号（Savord）及び第６，６２３，４３２号（Powersその他）に記載されるように、トランスデューサ要素のグループ又は「パッチ」により受信される信号の少なくとも部分的なビーム形成を行うことができる。マイクロビーム形成器は、送信及び受信の間の切り替えを行う送信／受信（Ｔ／Ｒ）スイッチ１６にプローブケーブルにより結合され、主ビーム形成器２０を高エネルギー送信信号から保護する。マイクロビーム形成器１２の制御下のトランスデューサアレイ１０からの超音波ビームの送信はＴ／Ｒスイッチ及びビーム形成器２０に結合される送信コントローラ１８により指示される。これは、ユーザインタフェース又は制御パネル３８のユーザ処理から入力を受信する。送信コントローラにより制御される機能の１つは、ビームが操縦される方向である。ビームは、トランスデューサアレイから（これに直交して）まっすぐに、又は、より広い撮像野のため異なる角度で操縦されることができる。

【０００９】
マイクロビーム形成器１２により生成される部分的にビーム形成された信号は、主ビーム形成器２０に結合される。ここで、トランスデューサ要素の個別のパッチからの部分的にビーム形成された信号が、完全にビーム形成された信号へと結合される。例えば、主ビーム形成器２０は１２８チャネルを持つことができる。各チャネルは、１２のトランスデューサ要素のパッチから部分的にビーム形成された信号を受信する。こうして、２次元アレイの１５００以上のトランスデューサ要素により受信される信号が、単一のビーム形成された信号に効率的に貢献することができる。

【００１０】
ビーム形成された信号は、信号プロセッサ２２に結合される。信号プロセッサ２２は、受信されたエコー信号をさまざまな態様で処理することができる。例えば帯域通過フィルタリング、デシメーション、Ｉ及びＱ要素分離、ハーモニック信号分離である。これは、組織及びマイクロバブルから戻る非線形エコー信号の特定を可能にするため、線形及び非線形信号を分離するよう機能する。信号プロセッサは、例えばスペックル減少、信号コンパウンディング及びノイズ除去といった追加的な信号拡張を実行することもできる。

【００１１】
処理された信号は、Ｂモードプロセッサ２６及びドップラープロセッサ２８に結合される。Ｂモードプロセッサ２６は、心臓壁の組織、僧帽弁及び血球といった体における構造の撮像に関して、振幅検出を使用する。体の構造のＢモード画像は、米国特許第６，２８３，９１９号（Roundhillその他）及び米国特許第６，４５８，０８３号（Jagoその他）に記載されるように、ハーモニックモード又は基本モード又は両方の組合せにおいて形成されることができる。ドップラープロセッサ２８は、例えば撮像野における血球の流れといった物質の運動の検出のため、組織及び血流からの明瞭な信号を時間的に処理する。ドップラープロセッサは概して、体における選択されたタイプの物質から反射されるエコーを通過させ及び／又は拒絶するためにセットされることができるパラメータを持つウォールフィルタを含む。例えば、ウォールフィルタは、低い又はゼロ速度物質からの比較的強い信号を拒絶し、より高い速度物質からの比較的低い振幅の信号を通過させる通過帯域特徴を持つようセットされることができる。この通過帯域特徴は、流れている血液からの信号を通過させ、一方例えば心臓の壁といった近くの静止した又はゆっくり動く対象物からの信号を拒絶する。逆の特徴は、心臓の動く組織からの信号を通過させ、血流信号を拒絶

する。これは、組織ドップラー撮像と呼ばれ、組織の運動を検出し、描写するのに使用される。ドップラープロセッサは、撮像野における異なる点からの時間的に分離したエコー信号のシーケンスを受信し、処理する。特定の点からのエコーのシーケンスは、アンサンブルと呼ばれる。比較的短い間隔にわたり高速で連続的に受信されるエコーのアンサンブルは、流れている血液のドップラーシフト周波数を推定するために用いられることができる。ここで、ドップラー周波数の速度への対応は、血流速度を示す。時間のより長い期間にわたり受信されるエコーのアンサンブルは、より遅く流れる血液又はゆっくり動く組織の速度を推定するために用いられる。急速に発生している噴流の僧帽弁逆流評価に関して、短いアンサンブル長（より少ないサンプル）が通常、使用される。その結果、高い取得フレームレートが実現されることができる。信号サンプルが取得されるレート（又は取得の間の時間間隔）は、パルス反復周波数（ＰＲＦ）として知られ、エイリアシングなしに測定されることができる血流の最大速度を確立する。サンプリングに関するナイキスト基準を満たし、エイリアシングを防止するため、血流は、測定される最も高速な流れの均等な周波数の少なくとも２倍のレートでアンサンブルにおいてサンプリングされなければならない。ドップラーシフト

Δf

は、

$$\Delta f = \frac{2vf_0 \cos\theta}{c}$$

の式により推定されることができる。ここで、f_0は、送信周波数であり、ｃは、超音波伝搬速度であり、ｖは、速度であり、θは、ビーム方向及び血流の方向の間の角度である。ドップラー方程式が示すように、ドップラー周波数ｆ及び流速ｖの間には直接的な関係が存在する。これは、ドップラー周波数の、流速値への、及びそれらの速度値を表す色への直接的な変換を可能にする。

【００１２】

Ｂモード及びドップラープロセッサにより生成される構造及び運動信号は、スキャンコンバータ３２及びマルチプラナ再フォーマッタ４４に結合される。スキャンコンバータは、ある空間関係にエコー信号を構成する。この空間関係から、所望の画像フォーマットにおいてエコー信号が受信される。例えば、スキャンコンバータは、２次元（２Ｄ）扇形のフォーマット又はピラミッド状の三次元（３Ｄ）画像へとエコー信号を構成することができる。スキャンコンバータは、カラードップラー画像を生成するため、それらのドップラー推定された速度に対応して、撮像野における点での運動に対応する色で、Ｂモード構造画像をオーバーレイすることができる。カラードップラー画像は、撮像野における組織の運動及び血流を表す。米国特許第６，４４３，８９６号（Detmer）に記載されるように、マルチプラナ再フォーマッタは、体のボリュメトリック領域の共通平面における点から受信されるエコーをその平面の超音波画像に変換する。ボリュームレンダラ４２は、米国特許第６，５３０，８８５号（Entrekinその他）に記載されるように、３Ｄデータセットのエコー信号を所与の基準点から見た投影３Ｄ画像へと変換する。２Ｄ又は３Ｄ画像は、画像ディスプレイ４０での表示のための更なる強調、バッファリング及び一時記憶のため、スキャンコンバータ３２、マルチプラナ再フォーマッタ４４及びボリュームレンダラ４２から画像プロセッサ３０に結合される。

【００１３】

本発明の原理によれば、ドップラープロセッサ２８により生成される血流速度値は、流れ定量化プロセッサ３４に結合される。流れ定量化プロセッサは、逆流開口部を通る流速の測定、開口部を通るボリュームフロー及び開口部の空間位置を生成するため、後述するように作動する。流れ定量化プロセッサは、ユーザ制御パネル３８からの入力、例えば後述するように開口部の位置の初期推定を受信することができる。流れ定量化プロセッサからの出力データは、ディスプレイ４０にてプロセッサからの出力データを画像と共に再生

するため、グラフィックスプロセッサ３６に結合される。グラフィックスプロセッサ３６は、超音波画像を伴う表示に関するグラフィックオーバレイを生成することもできる。これらのグラフィックオーバレイは、患者の名、日付、画像の時間、及び撮像パラメータなどの標準的な識別情報を含むことができる。これらの目的のため、グラフィックスプロセッサは、例えば入力された患者の名といったユーザインタフェース３８からの入力を受信する。ユーザインタフェースは、トランスデューサアレイ１０'からの超音波信号の生成を制御し、及び従ってトランスデューサアレイと超音波システムとにより生成される画像を制御する送信コントローラ１８にも結合される。ユーザインタフェースは、複数のマルチプラナ再フォーマット（ＭＰＲ）画像の表示の選択及び制御に関するマルチプラナ再フォーマッタ４４にも結合される。この画像は、後述するように本発明に基づきＭＰＲ画像における逆流を定量化するために用いられることができる。

【００１４】

ユーザが、カラードップラー（カラーフロー）撮像を実行するために制御パネル３８を操作するとき、流れ定量化プロセッサにより生成される流速は、プロセッサにより異なる色の範囲にマッチングされる。これらの色は、画像においてピクセルに色をつけるために用いられる。ここで、例えば流れの速度といったそれらの流れ値に対応する色を伴うところで運動が生じている。流れ定量化プロセッサは、使用される色のインジケータ及び超音波画像に関連して表示される流れ値のそれらの対応する範囲を生成する。通常、この色インジケータは、異なる色のバーとして示される。これは、それらの対応する速度の限界に対して配置され、概してプローブに対して両方向において最大速度（正及び負の速度）を持ち、及びゼロ速度又はＤＣ基準値を持つ。グラフィックスプロセッサ３６はその後、カラーバーが、カラーフロー画像と一緒に表示されることをもたらす。カラーフロー画像はこうして、血流の速度の定性的な表示である。ここで、速度が比較的高い又は低いか、及びプローブに対してどの方向かを、色が示す。

【００１５】

図２及び図３は、僧帽弁逆流を示し、及びこの逆流を評価するためのＰＩＳＡ技術の使用を示す図である。僧帽弁は、符号１００で表され、開口部は０である。この開口部は、完全には閉じておらず、僧帽弁が閉じられるとき漏れが発生しており、左心室は、血液をポンプ輸送するため収縮している。この逆流は、左心房のチャンバに戻る。左心房は、図２において僧帽弁平面の上にあり、図３ではその下にある。ＰＩＳＡ技術は、流れベクトルV_1、V_2、V_3及びV_4により示されるように、漏れている開口部の方へ収束する表面１１２により囲まれる領域に含まれる受理ゾーンＳにおいて逆流が血液を含むという仮定を前提とする。この技術は、これらの流れベクトルの全てが、開口部０に近づいている表面１０８、即ち等速度表面で同じ速度を示すという仮定も前提とする。この表面の内部は、血流が開口部０を通り通過するために収束する流れ収束領域（ＦＣＲ）である。受理ゾーンの
外側の限界における流速は、比較的低いが、血液が開口部に近づいて、左心房に排出されるにつれて速度が増加する。血液の近位の放出は、縮流部として知られる高速度噴流１０１にある。噴流が左心房に更に延在するにつれて、それは混沌とした乱流領域１０２に分配される。乱流領域１０２は、速度のダイバーシティ及び乱気流における流れ方向が原因で、異なる色のモザイクとして現れる。これらの色のゲージは、図２においてカラーフロー画像の右に示されるカラーバー１２０において臨床医に対して表示される。標準カラーバーは、ゼロ速度（ＤＣ）レベル０である中心レベルを持つ。図面に示されるように、このゼロ速度レベルは典型的に、黒色（ＢＫ）である。なぜなら、流れのない状態は、この手順では注目度が低いためである。ゼロ速度レベルの上は、色のスペクトルであり、この例では、カラーバーの＋Ｖエンドに向かって、暗赤色（ＤＲ）から明るい黄色（Ｙ）までの範囲の色である。＋Ｖエンドは、選択されたＰＲＦに関する最大の速度Ｖである。この速度を上回ると、エイリアシングが発生する。＋Ｖのプラス記号は、これらの色の流れ方向が、超音波プローブに向かうものであることを示す。カラーバーの下半分も同様に、プローブから離れて流れることを示し、濃い青い（ＤＢ）色から淡い青い（ＬＢ）色まで変

動する。カラーバーの下端は、同様に－Ｖの速度で終わる。この速度を下回ると、エイリアシングが発生する。このカラーバー１２０は、速度Ｖを上回らない血流速度が、バーの色により画像において正確に表されることをユーザに伝える。

【００１６】

図２において、ビーム方向１１０は、超音波プローブの中央ビームが、僧帽弁平面の上又は下から僧帽弁開口部を直接狙ったことを示す。表面から開口部への放射測定を行うのにＰＩＳＡ技術は、一様な速度の等速度表面を相当な精度で特定することを必要とするので、カラーフロー画像において等速度表面１０８を臨床医が迅速かつ確実に見つけることができることが望ましい。

【００１７】

流れ定量化プロセッサ３４により生成される流速値は、以下のようにして色の範囲に関連付けられる。両方の方向において測定される速度は、最高の負速度（－Ｖ）からゼロ速度を通り最高の正速度（＋Ｖ）まで、２５６の分離した速度インデックスのシーケンスへとセグメント化される。これらの２５６の速度インデックスはその後、カラー・バー１２０のカラースペクトルの２５６の異なるＲＧＢ色にマッピングされ、カラーフロー画像において対応して使用される。例えば、－Ｖ速度は、０のインデックス値を持つことができる。ゼロ速度値は、１２８のインデックス値を持つことができる。そして、＋Ｖ速度は、このシーケンスにおいて２５６のインデックス値を持つことができる。図４は、流速［－Ｖ...０...＋Ｖ］のこの範囲を示す図である。この範囲は、分離したインデックス値［０...１２８...２５６］にシーケンス化され、その後色の範囲［ＬＢ...ＢＫ...Ｙ］にマッピングされる。速度のこの分離的なシーケンス化は、特異的な画像ピクセルの［０...１２８...２５６］のこのシーケンスにおけるインデックス値が、ピクセルに関して対応する色を探すため、ルックアップテーブルに適用されることができることを意味する。この例では、－Ｖ速度は、０のインデックス値を持ち、これは、淡青色のピクセルカラーを示す。ゼロの速度は、１２８のインデックス値を持ち、黒いピクセルカラーを示す。そして、＋Ｖの速度は、２５６のインデックス値を持ち、明るい黄色のピクセルカラーを示す。

【００１８】

本発明の原理によれば、色のカラー・バー・スペクトルが使用される。これは、スペクトルの端部とゼロ速度レベルとの間の中間の速度での特徴的なカラー遷移を示す。この例は、図５に示される。この例において、カラーバー１５０は、２つの斯かる遷移を持つ。１つは、ゼロ速度レベルより上とその＋Ｖエンドとの間にあり、もう１つは、ゼロ速度レベルより下とその－Ｖエンドとの間にあるものである。図５の例は、図４のカラーバーと共に用いられるのと同じインデックス化方式を使用する。［０...２５６］のインデックス・シーケンスは、二回使用される。一度は、ゼロ速度レベルの上の色に関して、もう一度は、これより下の色に関して、である。色の同じスペクトル範囲が、ゼロ速度レベルを上回るときも下回るときも使用されるので、同じ色が、いずれの例においても選択される。ゼロ速度のインデックス値である１２８はここでも、黒い色を示す。これは再度、カラーバーの中央にあり、しかしバーのエンドにも同様にある。これは、黄色から淡青色への異なった色シフトが、ディスプレイにおいて最も特徴的であるようになされる。この例では、最も明るい黄色の色は、インデックス値２５６により選択され、最も淡い青い色が、直ちに隣接するインデックス値０により選択される。このシーケンスは、エイリアシングエラーに対する免疫もある。なぜなら、高い正の速度がラップアラウンドする場合、それは、高い負の速度として現れるからである。色は、明るい黄色から淡青色へと変わり、これは、色において意図された変化である。

【００１９】

図５のカラーバーの使用は、以下の通りである。臨床医は、等速度表面１０８での所望の速度に等しい最大速度に関して血流をサンプリングするようカラーフローシステムをセットする。例えば、所望の等速度は、１秒につき３０ｃｍにセットされる。エイリアシングは、所望の周波数で発生する。これは、色遷移の２５６～０又は０～２５６のインデックス点で発生する。この遷移が、カラーバーの上半分及び下半分の両方において発生する

ので、流れの方向及びプローブの配置に関係なく、僧帽弁の上、又は、下で特徴的な色遷移が発生する。

【００２０】

異なるインデックス化方式を使用する別の実現は、所望の等速度の２倍のエイリアシング速度を臨床医がセットすることである。例えば、所望の等速度が１秒につき２５ｃｍである場合、エイリアシング周波数Ｖは１秒につき±５０ｃｍにセットされる。測定された速度は、＋Ｖから－Ｖ（又は－Ｖから＋Ｖ）のいずれの方向において、０から２５６までシーケンス化される。ゼロ速度レベルは、１２８のインデックス点に落ち、色遷移レベルは、ゼロ速度レベルの両側のカラーバーの中央で、６４及び１９２に落ちる。この実現は、特徴的な色遷移に関して色エイリアシングに依存しない。図示された例において、遷移は、噴流の方向に基づき、黄色から淡青色、又は淡青色から黄色とすることができる。いずれも、等速度表面を特徴的に示す。

【００２１】

図５の図示された例は、中心ゼロ速度レベル及びカラーバーの各エンドの間に正確に色遷移点を配置するが、色遷移が、カラーバーの各半分における中間点の上又は下に配置されることができる点を理解されたい。色遷移は、等速度表面が発生することができる速度の範囲に含まれる速度に存在する、即ち、等速度表面速度として使用されることができる受理ゾーンにおける速度に含まれることだけが必要である。

【００２２】

図５の例は、ゼロ速度レベルを上回る及びこれを下回る遷移カラーポイントを備える色スペクトルの複製を使用する。図６に示されるように、本発明のカラーバーは、カラーバー領域の半分だけを使用することができる。バーの残り半分は、例えば黒といった任意の色にセットされる。この実現において、プローブ配置に対する噴流の方向に基づき、遷移カラーポイントでの色は、明るい黄色から淡青色へ、又は淡青色から明るい黄色へと変化する。

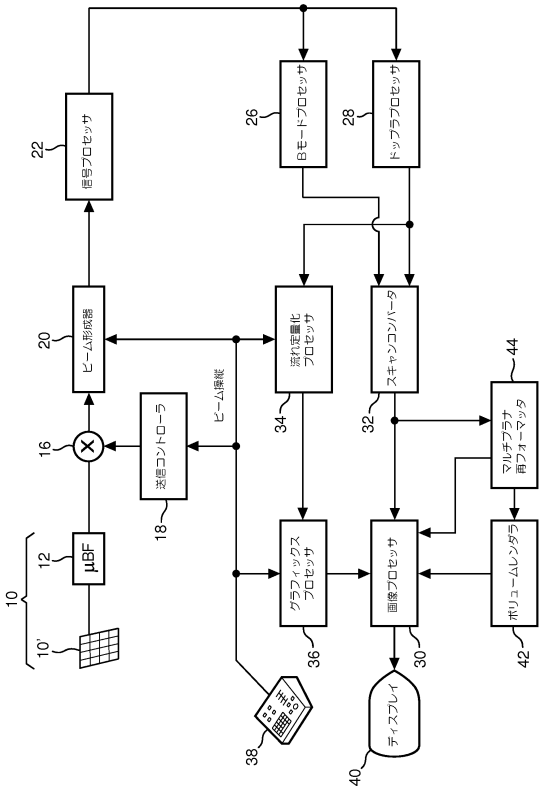
【００２３】

図７及び図８は、僧帽弁逆流の超音波画像の２つの例であり、１つは、標準カラーバーを持ち、もう１つは、本発明による特徴的な色遷移を伴うカラーバーを持つ。各図面の左右の画像は、漏れている弁開口部０を通るラインに沿って交差する２つの直交するバイプレーン画像である。バイプレーン撮像において、２つの画像平面は、３Ｄ撮像プローブにより交互にスキャンされる。画像の両方のセットは、超音波画像の正常な黒い背景を除去することにより、視覚化を助けるため、画像の黒い白反転を用いて示される。これは、図８にあるように、ゼロ速度カラーが画像の両方のセットにおいて白として示され、特徴的な色遷移が、黒として示されることを意味する。各超音波ディスプレイの右上隅における上方を示す矢印は、図２のような噴流の上方への方向を示す。標準カラーバー１２０が使用される図７において、等速度表面１０８は、僧帽弁平面１００のちょうど下の受理ゾーンにおける色の漸進的な変化におけるどこかに存在する。バイプレーン画像１７２及び１７４において、正確で継続的な等速度表面は、区別するのが困難である。しかし、図８において、等速度表面は、バイプレーン画像１８２及び１８４における異なった黒いライン１０８（色が逆転されていない正常な超音波画像における異なった白ライン）として区別される。加えて、この実際の撮像例において、僧帽弁平面１００の上の心房チャンバにおける噴流の境界も、２つの画像において異なった黒いライン１１４及び１１６により見られるように、特徴的にマークされる。これは、臨床医が、心房チャンバにおける噴流の領域及び範囲を直ちに指摘することを可能にする。

【００２４】

本発明の特徴的なカラー遷移カラーバーは、恒常的な速度のライン又は表面を特定することが望ましい任意のカラーフロー撮像用途において、有用性を見つけることができる。

【図１】



【図２】

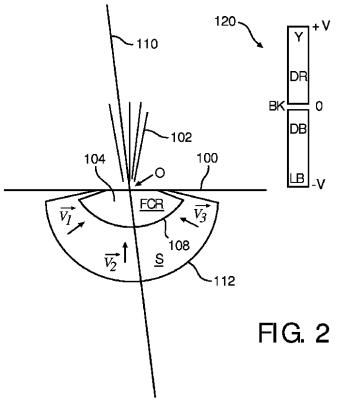


FIG. 2

【図３】

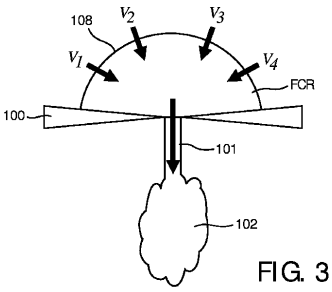


FIG. 3

【図４】

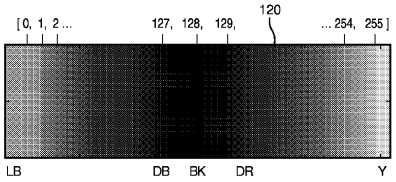


FIG. 4

【図５】

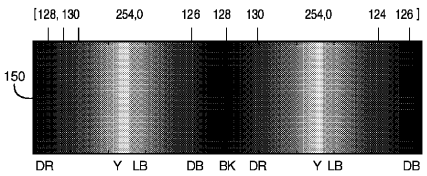


FIG. 5

【図６】

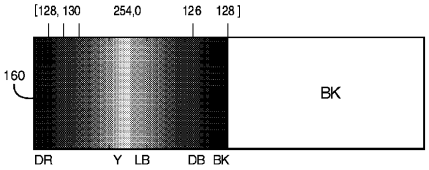


FIG. 6

【図７】

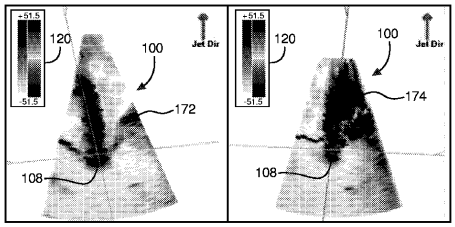


FIG. 7

【図８】

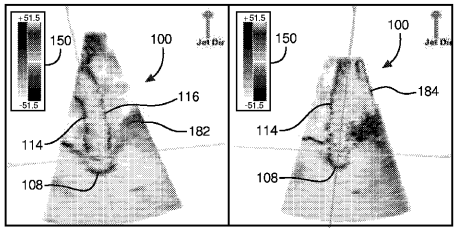


FIG. 8

フロントページの続き

(72)発明者　ティーレ　カール　エルハルト
オランダ国　５６５６　アーエー　アインドーフェン　ハイ　テック　キャンパス　ビルディング　５
(72)発明者　ウエイ　チイフオン
オランダ国　５６５６　アーエー　アインドーフェン　ハイ　テック　キャンパス　ビルディング　５
(72)発明者　スレスタ　モナ
オランダ国　５６５６　アーエー　アインドーフェン　ハイ　テック　キャンパス　ビルディング　５

審査官　森口　正治

(56)参考文献　特開平3－21230（ＪＰ，Ａ）
特開平9－75348（ＪＰ，Ａ）

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