

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2014-528267

(P2014-528267A)

(43) 公表日 平成26年10月27日(2014. 10. 27)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)F I
A 6 1 B 8/06テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2014-532518 (P2014-532518)
 (86) (22) 出願日 平成24年9月14日 (2012. 9. 14)
 (85) 翻訳文提出日 平成26年2月20日 (2014. 2. 20)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2012/054812
 (87) 国際公開番号 W02013/046089
 (87) 国際公開日 平成25年4月4日 (2013. 4. 4)
 (31) 優先権主張番号 61/541, 369
 (32) 優先日 平成23年9月30日 (2011. 9. 30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (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
 (72) 発明者 サード アシュラフ
 オランダ国 5 6 5 6 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 4 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 サンプルボリュームが移動されるとき、動的に自動化されたドップラーフロー設定を用いる超音波システム

(57) 【要約】

超音波システムが、デュプレックスカラーフロー及びスペクトルドップラー撮像を実行する。ここで、スペクトルドップラー探査が、カラーフロー画像に示されるサンプルボリューム位置で実行される。カラーフロー画像は、位置合わせされたBモード画像にオーバーレイされるカラーボックスにおいて表示される。カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサは、空間ドップラーデータを解析し、最適なドップラー感度及び精度のため、血管にわたりカラーボックス角度及び位置を自動的に設定する。プロセッサはまた、フローの方向と整列するフロー角度修正カーソルを自動的に設定する。好ましい実施形態において、ユーザが血管の長さに沿ってドップラー測定に関するポイントで休止するとき、これらの最適化調整が、自動的に及び連続的になされる。

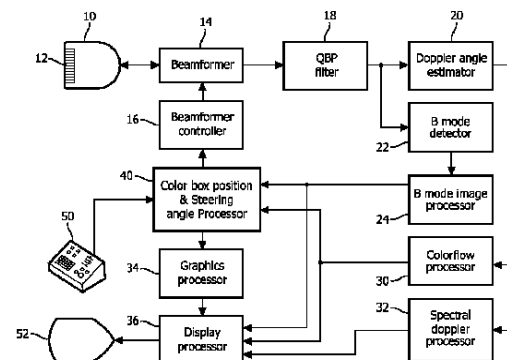


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

カラーフロー画像から選択される解剖学的な位置に関するフローのスペクトルドップラー表示を生成する超音波診断撮像システムであって、

ビームを送信し、フローが存在する対象物の領域からエコー信号を受信する超音波トランスデューサアレイプローブと、

ビームが前記プローブにより送信される方向を制御するビーム形成器と、

前記エコー信号に基づき、カラーフロードップラー及びスペクトルドップラー画像を生成するドップラープロセッサと、

前記カラーフロードップラー及びスペクトルドップラー画像が同時に表示されるディスプレイと、

カラーフロードップラー画像のカラーボックスに示される血管においてスペクトルドップラー測定が実行される複数の位置を示すため、ユーザにより操作されることが出来るユーザ制御部と、

前記ユーザが 1 つの示された位置から別の位置まで前記制御を操作するとき、ドップラー信号に基づき、最適なカラーボックス位置を自動的に決定するカラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサとを有する、超音波診断撮像システム。

【請求項 2】

前記カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサの自動化処理をユーザがオン又はオフに切り替えるよう動作可能なユーザフロー制御部を更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

前記カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサがオンにされるとき自動化される機能をユーザが決定するよう動作可能なユーザ構成制御部を更に有する、請求項 2 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

前記複数の位置を示すために用いられるユーザ制御部が、前記画像上でサンプルボリュームカーソルを移動するよう更に動作可能であり、前記ユーザが前記サンプルボリュームカーソルの移動を休止させるたびに、前記カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサが、最適なカラーボックス位置を自動的に決定するよう動作可能なユーザ制御部を更に有する、請求項 2 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 5】

前記カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサが、前記カラーボックスの角度を決定することにより前記カラーボックス位置を自動的に決定する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

前記カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサが、前記カラーボックスの決定された角度に一致するよう前記ドップラーステアリング角度ラインの角度を自動的に決定するべく更に動作可能である、請求項 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 7】

前記カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサが、前記決定されたドップラーステアリング角度ラインに一致するよう前記ドップラービーム送信の角度を制御するため、前記ビーム形成器に結合される、請求項 6 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 8】

前記カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサが、前記超音波画像における血管の位置に対する前記カラーボックスの位置を決定することにより、前記カラーボックス位置を自動的に決定する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 9】

前記カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサが、前記超音波画像におけるドップラーサンプルボリュームの位置に対する前記カラーボックスの位置を決定すること

10

20

30

40

50

により、前記カラーボックス位置を自動的に決定する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 0】

前記カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサが、フロー方向カーソルの方向を自動的に設定するよう更に動作可能であり、

前記カラーボックスの角度は、前記フロー方向カーソルの方向を考慮して設定される、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 1】

前記カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサに応答して、超音波画像における前記カラーボックスの位置を視覚的に描写するグラフィックスプロセッサを更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

10

【請求項 1 2】

前記グラフィックスプロセッサが、超音波画像におけるドップラーサンプルボリュームグラフィック及びドップラーステアリング角度ラインの位置を視覚的に描写するよう更に動作可能である、請求項 1 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 3】

前記エコー信号に基づき、B モード画像を生成する B モードプロセッサを更に有し、

前記カラーフロードップラー画像が、前記カラーボックスにおける前記 B モード画像と空間レジストレーションされた状態で表示される、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

20

【請求項 1 4】

前記カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサが更に、血管からのドップラー信号に基づき、前記血管のフローの質量の中心を決定する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 5】

前記カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサが、前記血管のフローの質量の前記決定された中心の周りで中心化されるよう、前記カラーボックスの位置を配置するべく更に動作可能である、請求項 1 4 に記載の超音波診断撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0 0 0 1】

本発明は、超音波診断撮像システムに関し、より詳細には、自動的なドップラーフロー設定を備える超音波システムに対して関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

超音波撮像システムは、組織撮像に関して B モードで、フロー解析及び撮像に関してドップラーモードで動作可能である。典型的なドップラーモードは、組織運動及びフロー撮像に関して使用されるパワードップラーモード、定性的なフロー撮像に関するカラーフロードップラー及びフロー定量化に関するスペクトルドップラーを含む。ドップラーは、1 次元 (M モード及びスペクトルドップラー)、2 次元撮像及び 3 次元撮像において実行されることができる。

40

【0 0 0 3】

現在の診断超音波システムは、患者の診断を助けるのに最適な画像品質を実現するため、ユーザが操作する複数の取得制御を提供する。脈管検査の間、ユーザはしばしば、血管を評価及び診断するため、カラーフロードップラー撮像モードを用いる。ユーザはしばしば、カラーボックス位置を操作して、関心血管においてそれを中心化し、ドップラーサンプルボリュームを操作して、体における特定の位置のスペクトルドップラー波形を取得するため、関心血管部位にこれを配置する。ユーザは、血管方向とフロー方向カーソルとを整列配置するため、ドップラー角度修正制御も操作する。例えば、米国特許 6, 4 6 4, 6 3 7 号 (Criton その他)、WO 9 6 / 1 7 5 4 9 号 (Goujon)、米国特許 6, 0 6 8,

50

598号(Panその他)及び米国特許6,176,830号(Freiburger)により示されるように、血管の血流にわたりフロー角度カーソルの配置を自動化するための提案がなされてきた。Freiburgerは、画像における最大速度の検出された位置に基づき、ドップラーサンプルボリュームを自動配置し、最大検出周波数シフトに基づき、パルス反復周波数(PRF)を設定し、カラーフローデータの振幅に基づき、ゲインを自動的に設定することも述べる。米国特許6,126,605号(Washburnその他)は、ラーフローデータのヒストグラム及びサンプリングを用いて、ドップラー画像に関する閾値及びデータ圧縮を自動的に調整する。米国特許6,322,509号(Panその他)は、血管の画像データに基づき、ドップラーサンプルボリューム位置及びサイズを調整する。WO03/19227号(Christopherその他)は、スペクトルドップラー及びカラーフロードップラー情報に基づき、スペクトルドップラー及びカラーフロードップラー表示を自動設定することを説明する。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

同じ患者の複数の検査に関して一貫した速度測定を得るため、又は異なる患者の測定を比較するため、ユーザは、固定されたドップラー角度を維持しようとする。この角度で、ドップラービームは、フローの方向に対して送信される。この目的を実現するための2つの手法が存在する。1つの手法は、画像にわたり角度修正カーソルを固定し、角度ラインと血管とを整列配置するため、トランスデューサをかかと-つま先操作する(heel-toe manipulate)ことである。別の手法は、固定されたドップラー角度を実現するため、角度修正がユーザにより変化されるたびに、ビームステアリング角度を調整する特徴を提供する超音波システムに依存することである。しかしながら、角度修正はまだ手動でなされる。必要であることは、ビームステアリング角度と、ドップラー探査が実行されるカラーボックスとを画像における血管の特性に基づき自動的に調整する超音波システムであり、検査技師がスペクトルドップラー測定に関する新しい位置にサンプルボリュームを移動するときはいつでも、これを自動的に行う超音波システムである。

20

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の原理によれば、診断超音波システムが説明され、このシステムは、血管セグメント化及びフロー画像解析を用いて、カラーボックス配置、ドップラーサンプルボリューム配置、角度修正及びビームステアリング角度調整を自動化する。好ましい実施形態において、任意のユーザ制御を調整する必要性なしに、ユーザがフロー解析に関して血管におけるポイントを示すたびに、自動化が行われる。ユーザが診断に関して新しい位置を示すたびに、最適な超音波送信及び表示パラメータが決定され、自動的に設定される。これは、そうでなければ新しい関心部位のすべての選択に必要な、時間がかかり退屈な調整を除去する。例えば頸動脈及び下部末端血管といった特に長い血管をスキャンする際、反復制御操作からくる人間工学関連の怪我が減らされる。

30

【図面の簡単な説明】

【0006】

40

【図1】本発明の原理に基づき構築される診断超音波システムをブロックダイアグラム形式において示す図である。

【図2】図1のカラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサの処理を示すフローチャートである。

【図3a】血管の血流画像のセグメント化及び解析を示す図である。

【図3b】血管の血流画像のセグメント化及び解析を示す図である。

【図3c】本発明の原理によるカラーボックスの自動的な再配置を示す図である。

【図3d】本発明の原理によるカラーボックスの自動的な再配置を示す図である。

【図4】本発明の実現を示す超音波システムディスプレイのシーケンスである。

【図5】本発明の実現を示す超音波システムディスプレイのシーケンスである。

50

【図 6】本発明の実現を示す超音波システムディスプレイのシーケンスである。

【図 7】本発明の実現を示す超音波システムディスプレイのシーケンスである。

【図 8】本発明の原理による自動フロー追跡に関する制御を示す超音波システムディスプレイである。

【図 9】ユーザ介入のない超音波検査の間の、サンプルボリュームの自動追跡、カラーボックス配置、及び角度修正を示す超音波システムディスプレイである。

【図 10】ユーザ介入のない超音波検査の間の、サンプルボリュームの自動追跡、カラーボックス配置、及び角度修正を示す超音波システムディスプレイである。

【発明を実施するための形態】

【0007】

10

最初に図 1 を参照すると、本発明の原理に基づき構築される超音波システムが、ブロック図形式において示される。超音波プローブ 10 は、超音波を体に送信し、戻りエコー信号を受信するトランスデューサ要素のトランスデューサアレイ 12 を含む。送信された波は、体における関心領域を探索するため、ビーム又は走査線において方向付けられる。2 次元撮像に関して単一の平面にわたりビームを送信するために、1 次元アレイが用いられることができるか、又は、3 次元撮像に関して体のボリュメトリック領域にわたりビームを送信するために、トランスデューサ要素の 2 次元アレイが用いられることができる。以下より詳細に説明されるように、ビームは、特有の位置にある組織又は特有の方向にある血流を探索するため、プローブにより異なる方向に操縦され、及び焦束されることができる。送信及び受信に関するビームの制御及び処理は、ビーム形成制御器 16 により提供される。これは、トランスデューサアレイ 12 の要素に接続されるビーム形成器 14 を制御する。ビーム形成器は、適切に形成されたビームを送信し、遅延及び総和処理を通して、受信信号をコヒーレントなエコー信号へとビーム形成する。ビーム形成器は、例えば、所望の画像平面にわたりビームをスキャンし、画像平面のある領域にわたり反復してビームをスキャンするトランスデューサアレイを制御することができる。この領域では、体のその領域に存在する血流の速度に適した PRF で血流が評価されることになる。

20

【0008】

直角位相帯域通過フィルタ 18 は、直角位相 I 及び Q 要素へとエコー信号を処理する。分離した要素は、ドップラー探査が実行されることになるポイントでのドップラー信号の位相又は周波数シフトを推定するため、ドップラー角度推定器により用いられる。B モード検出器は、I 及び Q 要素を用いて、I 及び Q 要素の二乗の合計の平方根を取ることであり、組織画像に関する B モード検出を実行する。検出されたエコー強度は、体における組織の 2 又は 3 次元画像を形成するための空間ベースで処理される。これは、ディスプレイプロセッサ 36 により表示のために処理され、ディスプレイ画面 52 に表示される。

30

【0009】

ドップラー角度推定器 20 により生成される画像平面における位置でのドップラー周波数は、それらの位置でのフローの速度値へと直接マッピングされることができる。このドップラーデータは、2 又は 3 次元画像フォーマットへとデータを空間的に処理するカラーフロープロセッサ 30 に結合される。そこでは、速度値が色分けされる。このドップラーカラーマップは、フローが発生している生体構造における位置、このフローの速度及び方向をカラー符号化により示すため、空間的に対応する B モード画像にわたりディスプレイプロセッサ 36 によりオーバーレイされる。画像におけるその位置にわたるサンプルボリュームの配置により選択される、画像における特定のポイントからのドップラーデータは、スペクトルドップラープロセッサ 32 に結合される。これは、そのポイントでのフロー速度の変動及び分布のスペクトル表示を時間と共に生成する。スペクトルドップラー表示は、スペクトルドップラー表示を処理してディスプレイ画面 52 に表示するディスプレイプロセッサ 36 に転送される。

40

【0010】

本発明の原理によれば、カラーフロープロセッサ 30 からのカラーフローデータ、及び好ましくは、B モードプロセッサ 24 からの B モードデータが、カラーボックス位置及び

50

ステアリング角度プロセッサ 40 に結合される。カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサは、カラーボックスを適切に位置決めすることを含む、カラーフロー画像の設定及び特徴、ドップラービームのドップラー角度の設定、画像におけるサンプルボリュームの配置、並びにフロー角度カーソルの適切な位置決め自動化を制御する。ドップラー角度の制御に関して、カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサは、ドップラービーム方向を制御するため、ビーム形成制御器 16 に結合される。カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサにより提供される自動化のセットアップ及び制御は、ユーザ制御パネル 50 での制御の設定により提供される。例えばカラーボックスの輪郭及びフロー角度カーソルといった、カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサにより制御される機能のグラフィックディスプレイが、超音波画像にわたりグラフィックスをオーバーレイするため、ディスプレイプロセッサ 36 に結合されるグラフィックスプロセッサ 34 を介して提供される。

10

【0011】

カラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサ 40 の処理は、図 2 のフローチャートにより示される。処理において第 1 のステップ 102 は、超音波画像におけるフローを空間的にセグメント化することである。これは、フローが発生しない画像の領域をマスキングアウトすることにより実行されることができる。所与の実現において、カラーフロープロセッサからのドップラー画像は、画像におけるフロー位置だけの空間画像を提供することができる。このステップは、平均又はメディアンフロー値を生成するため、一部又は全部の心臓サイクルにわたりフローデータを平均化することを含むこともできる。ステップ 104 において、血管はセグメント化される。これは、灌流又は組織運動といった他の運動効果からそれらを切り離す。ステップ 106 において、関心血管が選択される。関心血管は一般に、ユーザにより取得される画像の中央に配置される。関心血管は、セグメント化される血管のサイズ、フロー及びタイプを考慮することにより選択されることもできる。頸動脈検査において、例えば、頸動脈は、動脈として及び画像において最も大きな血管として特定される。図 3 a は、更なる処理のためセグメント化され及び選択された血管におけるフローの実際の超音波フロー画像 120 を示す。

20

【0012】

ステップ 108 において、血管のフロー経路の中心が特定される。フロー経路の中心をプロットする複数の技術が知られている。例えば、速度により層流フィールドの中心を位置決めすることである。別の技術は、上述した Goujon の特許出願に示されるように血管ルーメンにわたりラインを分析的に描画することである。ラインの中心又は交差のポイントは、血管の中心を規定する。図 3 b は、図 3 a の血管フローを示し、そこでは、フロー経路の中心が白い追跡 122 により特定される。この例は、画像の底での接続血管の分岐を示す。ステップ 110 において、質量のフロー加重中心が計算される。これは、ターゲット血管におけるフローの空間寸法を解析し、その中心を見つけ出すことにより実行される。簡単な手法は、血管のフローの長さ及び幅を測定し、各々の中心を取ることであり、加重及び積分のより洗練された手法が、用いられることもできる。

30

【0013】

サンプルボリュームが自動的に設定されるシステムにおいて、この処理は次に、ステップ 112 において、質量の計算された中心に最も近いフロー経路 122 におけるポイントとして、サンプルボリューム位置を設定する。これは一般に、フロー測定が一般になされる血管の画像の中央及び血管の中央にサンプルボリュームを位置決めする。ステップ 114 において、フロー角度は、サンプルボリューム位置に局所化されるフローベクトルに基づき設定される。本書の冒頭で説明された技術の 1 つが、フロー角度カーソル方向を設定するために用いられることができる。別の手法は、中心ラインがサンプルボリュームの近くで方向付けられるとき、中心ライン 122 に平行なフロー角度カーソルを設定することである。

40

【0014】

ステップ 110 において以前に計算されたフローの質量の中心を用いて、カラーボック

50

スは、質量の中心の周りで中心化されるよう位置決めされる。質量の中心が、画像のサイドにあまりに近い場合、カラーボックス領域のいくつかは、必要に応じて切り取られることができる。カラーボックスは、一様な外観のため、必要に応じて高さ又は幅において再スケールされることもできる。図3c及び図3dは、超音波画像60におけるカラーボックス70の斯かる再配置を示す。図3cにおいて、フロー領域76は、カラーボックス70上部での血管における滑らかなグレー領域である。フロー76の質量中心の計算及びカラーボックス70の中心へのその再配置が、図3dに示される。そこでは、フロー76がカラーボックスにおいてより中心化されるよう、カラーボックスが再配置される。ステップ118において、カラーボックスステアリング角度及びドップラービームの角度は、所望のドップラー角度を実現するよう設定される。例えば、ターゲット血管フローが画像において左上から右下であることを、ステップ114において設定されるフロー角度が示す場合、ステアリング角度は、左上から右下への角度に設定される。このステアリング方向は、画像の右上から左下へのステアリング角度ではなくフロー方向にほとんど沿っている。これは、フロー方向に対してより直角に近く、及び従って、ドップラーフローに対してより敏感でなくなる。表層性血管に関する典型的なステアリング角度は、 $\pm 60^\circ$ である。ステップ118の設定は、 $+60^\circ$ 又は -60° であるようステアリング角度を設定する。そのどちらでも、より良いドップラー感度を生成する。斯かるカラーボックスステアリング角度のリセットも、図3cにおけるカラーボックス角度と、図3dにおけるリセット角度とを比較することにより見られる。カラーボックスステアリング角度のこの設定は、サンプルボリューム位置での局所フロー方向に基づき、又は血管の一部若しくは全部の表示された長さに沿った平均若しくはメディアンフロー角度に基づき、設定されることができる。カラーボックス角度がこうしてリセットされると、角度の新しい設定はビーム形成制御器16に結合される。その結果、カラーボックスに対して送信される超音波ビームが、新しく決定された角度で送信される。

【0015】

図4～7の画像のシーケンスは、上述された超音波システムがどのように作動するのかの例を示す。図4は、非最適化されたドップラー設定と共に、典型的なカラーフロー/スペクトルドップラーデュプレックス画像の超音波システムディスプレイを示す。生体構造超音波画像60は、スクリーン上部にあり、スペクトルドップラー表示62は、スクリーンの底部にある。ドップラー探査は、カラーボックス70内部において実行され、カラーフロー画像は、このボックス内部に表示される。カラーボックス70の外側に、画像の残りが、Bモードグレイスケールにおいて示される。カラーボックスの使用は、ドップラーが実行されることになる領域を描写し、ドップラーアンサンプル取得に関する反復ドップラー送信は、カラーボックスの外側では実行されない。ドップラー送信をカラーボックスに対してのみに制限することは、ボックスの外側の反復ライン探査に対する必要性を減らし、及び従って、画像を生成するために必要とされる送信受信サイクルの総数を制限する。これにより、画像を取得するために必要な時間を減らし、これは、ディスプレイのリアルタイムフレームレートを改良する。スペクトルドップラーデータに関するドップラービームは、ビーム方向ライン68に沿って送信及び受信され、スペクトルドップラー表示に関して使用されるデータは、ビーム方向ライン上のサンプルボリュームSVからの戻りエコーから取得される。角度修正に関して使用されるドップラーフロー方向カーソル66は、血管64の方向とは整列配置されず（それは、フロー方向と平行であるべきである）、ドップラーステアリング角度は、最良のカラー及びスペクトルドップラー感度に関して最適化されない。この例において、ドップラーステアリング角度は、 0° であり、画像において垂直で、トランスデューサプローブの面に対して垂直である。

【0016】

図5は、本発明のいくつかの自動調整がカラーボックス位置及びステアリング角度プロセッサ40によりなされた後の超音波システムディスプレイを示す。ユーザが血管64における関心部位にドップラーサンプルボリュームSVを配置した後、プロセッサ40は、血管64の血流をセグメント化し、ターゲット血管として、カラーボックス70において

10

20

30

40

50

最も大きな血管である血管 6 4 を容易に特定する (ステップ 1 0 6)。フロー経路の中心が、特定され (ステップ 1 0 8)、図 5 が示すように、フロー方向カーソル 6 6 の方向は、フロー方向に対して平行であるよう設定される (ステップ 1 1 4)。カラーボックス 7 0 及びビーム方向ライン 6 8 の角度が、血管 6 4 の方向に対して 6 0° の角度を実現するよう設定されることも分かる (ステップ 1 1 8)。新しい設定は、より最適な設定により、より好適なドップラー感度及び精度を生成する。

【 0 0 1 7 】

図 6 は、ユーザが血管 6 4 にわたり異なる位置に対してサンプルボリューム S V を移動するというシナリオを示す。自動化されたシステムは、カラーボックス 7 0 内部の血管 6 4 におけるフローの質量の中心を計算することにより反応した (ステップ 1 1 0)。ボックスが質量の計算された中心に中心化されるよう、カラーボックス 7 0 は再配置される (ステップ 1 1 6)。サンプルボリューム S V は、カラーボックス 7 0 の中央にある。フロー方向カーソル 6 6 及びビーム方向ライン 6 8 及びカラーボックス 7 0 の角度も、ビーム方向及びフロー方向の間の所望の 6 0° のドップラー角度を実現するよう調整される。

10

【 0 0 1 8 】

図 7 において、ユーザは、超音波プローブを移動することにより画像表示を変化させ、血管 6 4 の上の異なる血管に対してサンプルボリューム S V を移動した。この計算は、以前に選択された血管 6 4 に基づかれ、その表示は、新しい関心部位にもはや当てはまらない。図 2 のフローチャートの計算は、新しい表示における異なる血管に対して自動化された調整を適用するために、異なる血管からの新しいデータを用いて、初期化されなければならない。

20

【 0 0 1 9 】

図 8 は、自動化されたフロー調整に関するユーザ制御が、ディスプレイ画面におけるソフトキーとして実現され、制御パネル 5 0 上でマウス又はトラックボール制御を介して選択及び作動される本発明の実現を示す。ボタン 8 2、即ち AutoFlow On/Off ボタンは、フロー自動化をオン又はオフにするために作動される。このボタンをクリックすると、自動化されたシステムが (オンであれば) オフに又は (オフであれば) オンに切り換えられる。ユーザが結果に不満である場合、AutoFlow Reset ボタン 8 4 は、自動化による結果をリセットする。このボタンを作動させると、プロセッサ 4 0 によるすべての以前の計算がキャンセルされ、新たな計算が開始される。AutoFlow Config ボタン 8 6 は、ユーザが使用したい自動化された調整特徴のいずれかを選択することができるメニュー (図示省略) を開く。ユーザは、カラーボックス並びにカラーボックス及びビーム方向の角度をシステムに自動的に再配置させたいが、例えば、サンプルボリュームカーソル S V を手動で配置し、フロー方向カーソルの方向を手動で設定したいと思うことがある。この場合、プロセッサ 4 0 は、カラーボックス及びビーム方向ステアリング角度を計算及び設定するのに、手動で設定されたフロー方向カーソルの方向を用いるか、又は計算されたアベレージ (average) 若しくは平均 (mean) フロー角度を用いる。AutoFlow SV Track ボタン 8 8 の作動は、システムに、再配置されるサンプルボリュームを動的に追跡させ、後述されるように自動化されたフロー調整を引き続き行わせる。

30

【 0 0 2 0 】

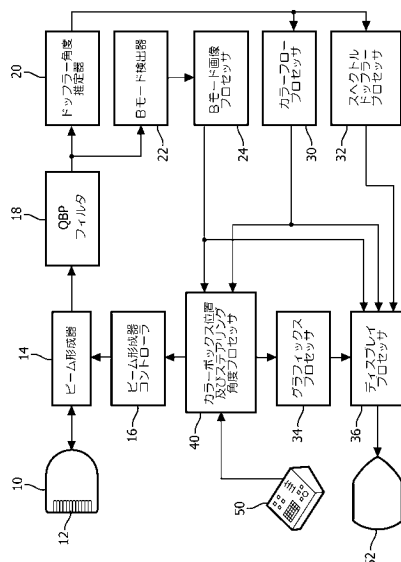
図 9 は、ユーザが、血管 6 4 における位置 8 0 でドップラー測定を行い、血管の断面に沿った異なるポイントで連続的な測定を行いたいシナリオを示す。従来技術のシステムにおいて、調整は、各新しい測定に関するドップラー取得設定に対してなされなければならない。これは、ユーザが、絶えず超音波システムの制御を用いて手動の調整をすることを必要とする。この例では、ユーザは、位置 8 0 での測定が終わると、血管における別の位置にサンプルボリューム S V を移動した。ユーザが新しい測定位置で止めるためサンプルボリューム移動を休止するとき、又は新しい位置でクリックするとき、超音波システムは、直ちに、ユーザが AutoFlow Config ボタン設定で選択した自動化された設定調整の全てを実行する。結果は、図 1 0 により示される。システムは、新しいサンプルボリューム位置周りで中心化されるようカラーボックスを自動的に再配置し、カラーボックス 7 0 及び

40

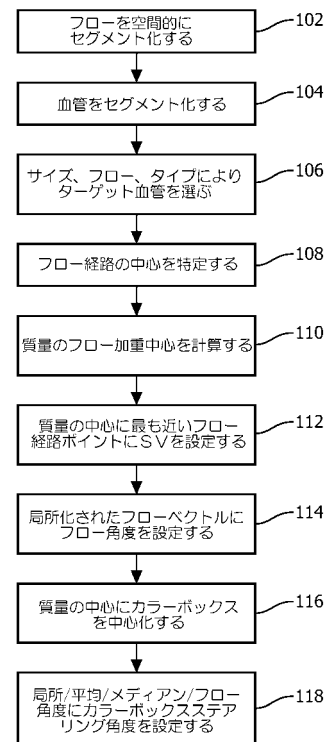
50

スペクトルビーム方向ライン 6 8 のドップラー角度を自動的に調整し、及び、フロー方向カーソル 6 6 の角度を自動的に設定する。システムは、直ちに、新しいサンプルボリューム位置で最適な状態下においてスペクトルドップラーデータを取得する準備が整う。検査は、このように続くことができる。ユーザが血管上の新しい位置にサンプルボリュームカーソルを移動し、そこで休止するたびに、又は新しい位置でクリックするたびに、システムは、最適なデータ取得のためドップラー取得制御を自動的にリセットする。ユーザは、ドップラー制御設定のいずれかを手動で再調整する必要性なしに、血管の連続的な長さに沿って、測定を行うことができる。これは、検査の実行の速度を上げ、検査技師の快適さ及び利便性を改良する。

【 図 1 】



【 図 2 】



【図 3 a】

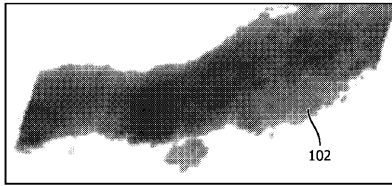


FIG. 3a

【図 3 b】

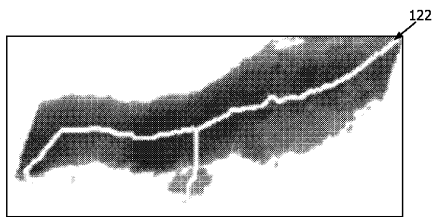


FIG. 3b

【図 3 c】

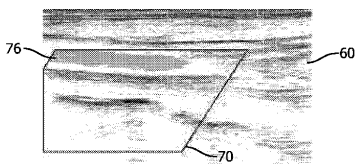


FIG. 3c

【図 3 d】

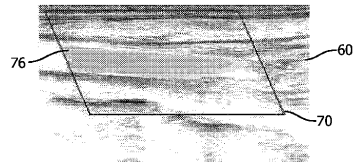


FIG. 3d

【図 4】

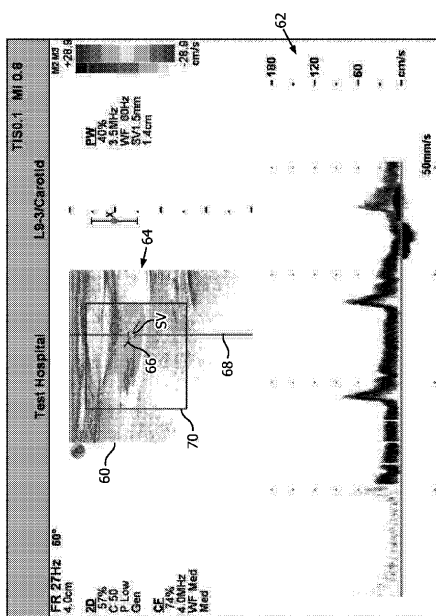


FIG. 4

【図 5】

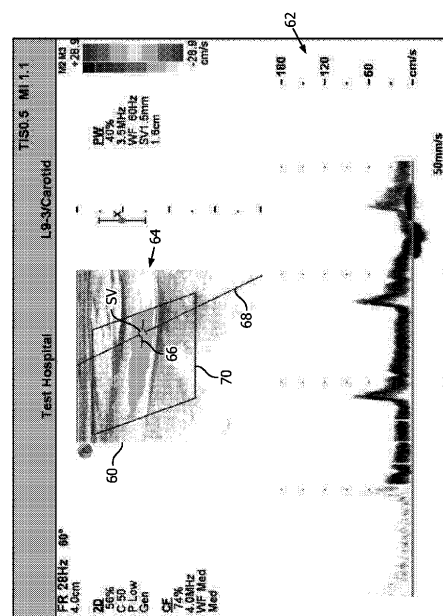


FIG. 5

【 図 6 】

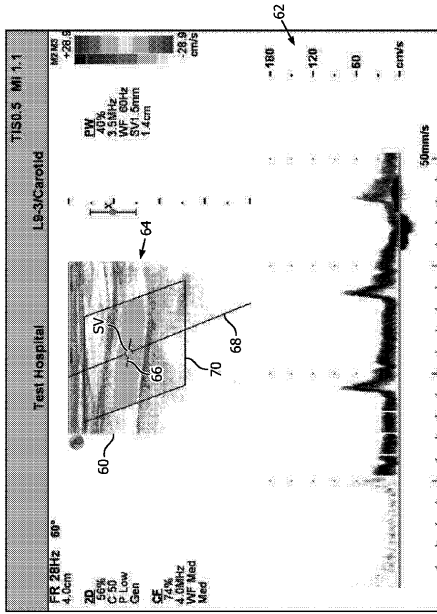


FIG. 6

【 図 7 】

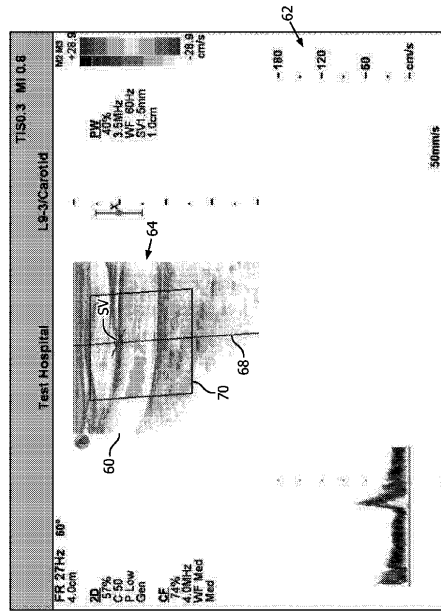


FIG. 7

【 図 8 】

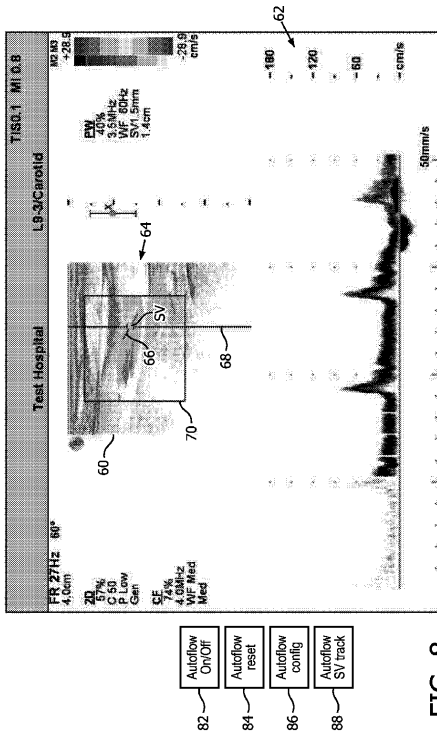


FIG. 8

【 図 9 】

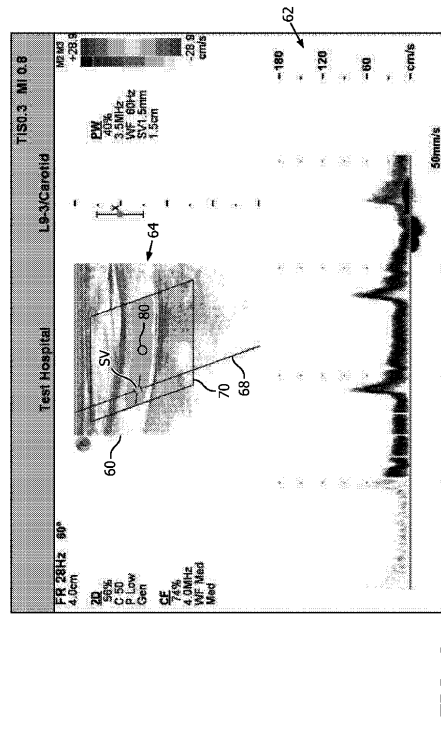


FIG. 9

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/054812

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/06 G01S7/52 G01S15/58 G01S15/89
 ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B G01S

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 6 086 539 A (GURACAR ISMAYIL M [US] ET AL) 11 July 2000 (2000-07-11) column 5, line 50 - column 12, line 24 figures 2,15A,15B -----	1-15
Y	WO 03/019227 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]) 6 March 2003 (2003-03-06) cited in the application page 6, line 32 - page 7, line 9 figure 7 -----	1-15

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

20 December 2012

Date of mailing of the international search report

09/01/2013

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Willig, Hendrik

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2012/054812

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6086539	A	11-07-2000	US 6086539 A	11-07-2000
			US 6093149 A	25-07-2000
			US 6110118 A	29-08-2000
			US 6193664 B1	27-02-2001
			US 6241677 B1	05-06-2001
			US 6258029 B1	10-07-2001
			US 6322511 B1	27-11-2001
			US 6464640 B1	15-10-2002

WO 03019227	A1	06-03-2003	CN 1549933 A	24-11-2004
			EP 1423728 A1	02-06-2004
			JP 2005500888 A	13-01-2005
			US 2003045797 A1	06-03-2003
			US 2004102706 A1	27-05-2004
			WO 03019227 A1	06-03-2003

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(72)発明者 ローパス タナシス

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ハル デヴィッド

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ヒル スティーヴン ジョン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DE04 EE11 GB06 JC20 JC37 KK17 KK19 KK24
KK31

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2014528267A5	公开(公告)日	2015-11-05
申请号	JP2014532518	申请日	2012-09-14
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	サードアシュラフ ローパスタナシス ハルデヴィッド ヒルステイーヴンジョン		
发明人	サード アシュラフ ローパス タナシス ハル デヴィッド ヒル ステイーヴン ジョン		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/06 G01S7/52066 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S15/8981 G01S15/8984 G01S15/8988		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK31		
优先权	61/541369 2011-09-30 US		
其他公开文献	JP2014528267A JP5992045B2		

摘要(译)

超声系统执行双向彩色血流和频谱多普勒成像，其中频谱多普勒询问在色流图像上显示的样本体积位置处执行。彩色图像显示在一个覆盖在共同登记的B模式图像上的彩色框中。彩盒位置和转向角处理器分析空间多普勒数据，并自动设置彩色血管的角度和血管的位置，以获得最佳的多普勒灵敏度和准确度。处理器也可以自动将流量角校正光标设置为与流动方向一致。在优选实施例中，这些优化调整是在用户在沿着血管长度的多普勒测量的点处暂停时自动且连续地进行的。