

(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2014-528266

(P2014-528266A)

(43) 公表日 平成26年10月27日(2014.10.27)

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

F1  
A61B 8/06

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全14頁)

(21) 出願番号 特願2014-532516 (P2014-532516)  
 (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3月20日(2014.3.20)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2012/054806  
 (87) 国際公開番号 WO2013/046087  
 (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, 353  
 (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)

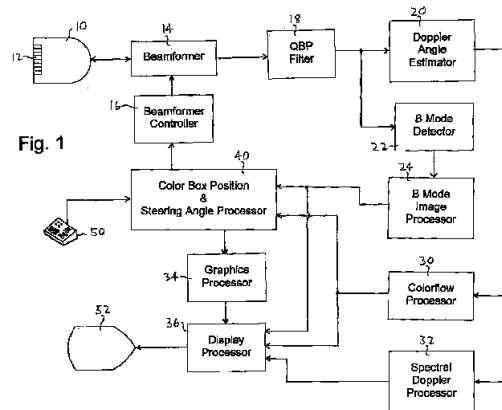
(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 オランダ国 5656 アーエー アイ  
 ドーフエン ハイテック キャンパス 5  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙  
 (72) 発明者 ローパス タナシス  
 オランダ国 5656 アーエー アイ  
 ドーフエン ハイテック キャンパス  
 44 フィリップス アイピー アンド  
 エス

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 自動ドップラ血流設定を持つ超音波システム

(57) 【要約】

超音波システムは、カラーフロー画像に示されるサンプル体積場所において実行されるスペクトルドップラインテロゲーションを用いて、二重カラーフロー及びスペクトルドップラ撮像を実行する。前記カラーフロー画像は、共に位置合わせされたBモード画像上に重ねられたカラーボックス内に表示される。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、空間的ドップラデータを分析し、最適なドップラ感度及び精度に対して血管上のカラーボックス角度及び場所を自動的に設定する。前記プロセッサは、血流の方向と整列した血流角度補正カーソルを自動的に設定してもよい。好適な実施例において、これらの最適化調整は、ユーザが前記血管の長さに沿ったドップラ測定に対する点において止めるので、これらの最適化調整は、自動的に及び連続的に行われる。



。

**【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た解剖学的場所に対する血流のスペクトルドップラ表示を生成する超音波診断撮像システムにおいて、

ビームを送信し、血流が存在する対象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フォーマと、

前記エコー信号に応答してドップラ信号を生成するドップラプロセッサと、

前記ドップラ信号に応答してドップラ画像を生成するドップラ画像プロセッサと、

ドップラ画像が表示されるディスプレイと、

ドップラ信号に応答してドップラ画像に対するカラーボックス場所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。

10

**【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場所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 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、前記カラーボックスの前記決定された角度と調和するようにドップラステアリング角度ラインの角度を自動的に決定するように動作可能である、請求項 2 に記載の超音波診断撮像システム。

20

**【請求項 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、前記決定されたドップラステアリング角度ラインと調和するようにドップラビーム送信の角度を制御するように前記ビームフォーマに結合される、請求項 3 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、超音波画像内の血管の場所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場所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、超音波画像内のドップラサンプル体積の場所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場所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。

30

**【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、血流方向カーソルの向きを自動的に設定するように動作可能であり、

前記カラーボックスの角度が、前記血流方向カーソルの向き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 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に反応して超音波画像上のカラーボックスの場所をグラフィカルに描くグラフィックスプロセッサを有する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

40

**【請求項 9】**

前記グラフィックスプロセッサが、超音波画像上のドップラサンプル体積グラフィック及びドップラステアリング角度ラインをグラフィカルに描くように動作可能である、請求項 8 に記載の超音波診断撮像システム。

**【請求項 10】**

前記超音波診断撮像システムが、前記エコー信号に反応して B モード画像を生成する B モードプロセッサを有し、

前記ドップラ画像プロセッサが、カラーフロードップラ画像を生成し、

50

前記カラーフロードップラ画像が、前記カラーボックス内で前記Bモード画像と空間的に位置合わせして表示される、  
請求項1に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項11】

前記ドップラ画像プロセッサが、前記カラーボックス内で前記Bモード画像と空間的に位置合わせして表示される前記カラーフロードップラ画像と同時に表示されるスペクトルドップラを生成する、請求項10に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項12】

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、血管からのドップラ信号に応答して前記血管の血流の質量中心を決定する、請求項1に記載の超音波診断撮像システム。

10

【請求項13】

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、前記血管の血流の前記決定された質量中心について中心に置かれるように前記カラーボックスの位置を配置するように動作可能である、請求項12に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項14】

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、血管の局所的又は平均又は中央血流方向を考慮してカラーボックスの角度を決定するように動作可能である、請求項1に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項15】

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、血管内の血流の中心線を決定するように動作可能である、請求項1に記載の超音波診断撮像システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断撮像システムに関し、特に、自動ドップラ血流設定 (automated Doppler flow settings) を持つ超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波撮像システムは、組織撮像に対してBモードで、血流分析及び撮像に対してドップラモードで動作可能である。典型的なドップラモードは、組織運動及び血流撮像の両方に対して使用されるパワードップラモード、定性的血流撮像に対するカラーフロードップラ、及び血流定量化に対するスペクトルドップラを含む。ドップラは、一次元 (Mモード及びスペクトルドップラ)、二次元撮像、及び三次元撮像において実行されることができる。

30

【0003】

現在の診断超音波システムは、患者診断に役立つように最適な画質を達成するためにユーザが操作する複数の取得制御を提供する。血管試験中に、ユーザは、血管を評価及び診断するのにカラーフロードップラ撮像モードを頻繁に使用する。ユーザは、頻繁に、カラーボックス (color box) 位置を関心の血管の中心に置くように操作し、体内の特定の場所のスペクトルドップラ波形を取得するようにドップラサンプル体積を関心血管サイトに配置するように操作する。ユーザは、血流方向カーソルを血管の向きと整列させるようにドップラ角度補正制御をも操作する。米国特許6464637 (Criton他)、WO96/17549 (Goujon)、米国特許6068598 (Pan他)、及び米国特許6176830 (Freiburger) により示されるように血管の血流上の血流角度カーソルの配置を自動化することが提案されている。Freiburgerは、画像内の最大速度の検出された場所に基づくドップラサンプル体積の自動配置、最大検出周波数シフトに基づいてパルス反復周波数 (PRF) を設定すること、及びカラーフローデータの振幅に基づいてゲインを自動的に設定することをも論じている。米国特許6126605 (Washburn他) は、カラーフローデータのサンプリング及びヒストグラムを使用することによりドップラ画像に対する閾値及

40

50

びデータ圧縮を自動的に調整し、米国特許 6 3 2 2 5 0 9 (Pan他)は、血管の画像データに基づいてドップラサンプル体積位置及びサイズを調整する。WO 0 3 / 1 9 2 2 7 (Christopher他)は、スペクトルドップラ及びカラーフロードップラ情報の両方に基づくスペクトルドップラ及びカラーフロードップラ表示の自動設定を記載している。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

同じ患者の複数の試験に対して一貫した速度測定を得るために、又は異なる患者の測定結果を比較するために、ユーザは、固定されたドップラ角度を維持することを試み、前記角度において、ドップラビームは、血流の方向に関連して送信され、このゴールを達成するのに2つのアプローチが存在する。1つのアプローチは、画像上で角度補正カーソルを固定し、血管を角度ラインと整列させるようにトランスデューサをヒール・トゥ(heel-toe)操作することである。他のアプローチは、固定されたドップラ角度を達成するように角度補正がユーザにより変更されるたびにビームステアリング角度を調整するフィーチャを提供する超音波システムに頼ることである。しかしながら、角度補正は、依然として手動で行われる。必要なのは、ビームステアリング角度及び画像内の血管の特性に基づいてドップラインテロゲーションが実行されるカラーボックスを自動的に調整する超音波システムである。

10

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の原理によると、血管セグメンテーション及び血流画像分析を使用してカラーボックス配置、ドップラサンプル体積配置、角度補正及びビームステアリング角度を自動化する診断超音波システムが記載される。好適な実施例において、この自動化は、ユーザ制御を調整する必要なしにユーザが血流分析に対する血管内の点を示すたびに実行される。最適な超音波送信及びビューイングパラメータは、前記ユーザが診断に対して新しい場所を示すたびに自動的に決定及び設定され、別の方法では新しい関心サイトの選択毎に必要な時間のかかる面倒な調整を取り除く。繰り返される制御操作からの人間工学関連負傷は、特に頸動脈及び下肢血管のような長い血管のスキャンにおいて、減少される。

20

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】本発明の原理によって構成された診断超音波システムをブロック図形式で示す。  
 【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動作を説明するフローチャートである。  
 【図3a】血管の血流画像のセグメンテーション及び分析を示す。  
 【図3b】血管の血流画像のセグメンテーション及び分析を示す。  
 【図3c】本発明の原理によるカラーボックスの自動再配置を示す。  
 【図3d】本発明の原理によるカラーボックスの自動再配置を示す。  
 【図4】本発明の実施を示す超音波システム表示のシーケンスである。  
 【図5】本発明の実施を示す超音波システム表示のシーケンスである。  
 【図6】本発明の実施を示す超音波システム表示のシーケンスである。  
 【図7】本発明の実施を示す超音波システム表示のシーケンスである。  
 【図8】本発明の原理による自動血流追跡に対する制御を示す超音波システム表示である。

30

40

【図9】ユーザ介入なしの超音波試験中のサンプル体積の自動追跡、カラーボックス配置及び角度補正を示す超音波システム表示である。

【図10】ユーザ介入なしの超音波試験中のサンプル体積の自動追跡、カラーボックス配置及び角度補正を示す超音波システム表示である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

図1を最初に参照すると、本発明の原理によって構成された超音波システムが、プロッ

50

ク図形式で示されている。超音波プローブ10は、体内に超音波を送信し、戻ってくるエコー信号を受信するトランスデューサ素子のトランスデューサレイ12を含む。送信された波は、体内の関心領域をインタロゲートするようにビーム又はスキャンラインにおいて向けられる。一次元アレイは、二次元撮像に対して単一面上にビームを送信するのに使用されることができ、又はトランスデューサ素子の二次元アレイは、三次元撮像に対して体の体積領域に対してビームを送信するのに使用されることができ、前記ビームは、以下に説明されるように、特定の場所における組織又は特定の方向における血流をインタロゲートするように前記プローブにより異なる方向にステアリング及び集束されることができ、送信及び受信に対するビームの制御及び処理は、ビームフォーマコントローラ16により提供され、ビームフォーマコントローラ16は、適切に形成されたビームを送信し、受信された信号を遅延及びコヒーレントエコー信号への合計によりビーム形成するように、トランスデューサレイ12の素子に接続されたビームフォーマ14を制御する。前記ビームフォーマは、例えば、所望の画像面上でビームをスキャンし、体の領域内に存在する血流の速度に対して適切なPRFにおいて血流が評価されるべきである前記画像面の領域上でビームを繰り返しスキャンするように前記トランスデューサアレイを制御することができる。

10

**【0008】**

直交(quadrature)バンドパスフィルタ18は、前記エコー信号を直交I及びQ成分に処理する。分離した成分は、ドップラインタロゲーションが実行されるべきである点においてドップラ信号の位相又は周波数シフトを推定するのにドップラ角度推定器により使用される。Bモード検出器は、I及びQ成分の二乗の和の平方根を取ることにより組織画像に対してBモード検出を実行するのにI及びQ成分を使用する。検出されたエコー強度は、体内の組織の二又は三次元画像を形成するように空間的に処理され、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、表示画面52上に表示される。

20

**【0009】**

ドップラ角度推定器20により生成された前記画像面内の場所におけるドップラ周波数は、これらの場所における血流の速度値に直接的にマッピングされることができ、このドップラデータは、前記データを空間的に処理して、速度値が色分けされる二又は三次元画像フォーマットにするカラーフロープロセッサ30に結合される。このドップラカラーマップは、前記色分けにより血流が生じている生体構造内の場所並びに当該血流の速度及び方向を示すようにディスプレイプロセッサ36により空間的に対応するBモード画像上に重ねられる。前記画像内の当該場所上のサンプル体積の配置により選択された前記画像内の特定の点からのドップラデータは、時間に対する当該点における血流速度の変化及び分布のスペクトル表示を生成するスペクトルドップラプロセッサ32に結合される。前記スペクトルドップラ表示は、表示画面52上の前記スペクトルドップラ表示の処理及び表示のためにディスプレイプロセッサ36に転送される。

30

**【0010】**

本発明の原理によると、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モードデータは、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に結合される。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は、前記カラーボックスを適切に配置すること、ドップラビームのドップラ角度を設定すること、前記画像内で前記サンプル体積を配置すること、及び前記血流角度カーソルの適切な配置を含む、前記カラーフロー画像のフィーチャ及び設定の自動化を制御する。前記ドップラ角度の制御に対して、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は、ドップラビーム方向を制御するようにビームフォーマコントローラ16に結合される。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より提供される前記自動化のセットアップ及び制御は、ユーザ制御パネル50上の制御の設定により提供される。前記カラーボックス及び前記血流角度カーソルの輪郭のような、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より制御される機能のグラフィック表示は、前記超音波画像上にグラフィックスを重ねるようにディスプレイプロセッサ36に

40

50

結合されたグラフィックスプロセッサ 34 により与えられる。

【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 の動作は、図 2 のフローチャートにより示される。この処理における第 1 のステップ 102 は、超音波画像内の血流を空間的にセグメント化することである。これは、血流が生じない画像の領域を除去する (masking out) ことにより実行されうる。所定の実施例において、前記カラーフロープロセッサからのドップラ画像は、前記画像内の血流場所のみの空間画像を提供しうる。このステップは、平均又は中央血流値を生成するように心臓サイクルの一部又は全てにわたって前記血流データを平均することを含みうる。ステップ 104 において、血管がセグメント化され、これらを灌流又は組織運動のような他の運動効果から分離する。ステップ 106 において、関心の血管が、選択される。関心の血管は、一般に、前記ユーザにより取得された前記画像の中心に配置される。関心の血管は、セグメント化された血管のサイズ、血流及びタイプを考慮することにより選択されてもよい。頸動脈試験において、例えば、頸動脈は、動脈として及び前記画像内の最大血管として識別される。図 3 a は、セグメント化され、他の処理のために選択された血管内の血流の実際の超音波血流画像 120 を示す。

10

【0012】

ステップ 108 において、血管の血流経路の中心が、識別される。速度により層流フィールドの中心を配置するような、前記血流経路の中心をプロットするいくつかの技術が、既知である。他の技術は、前述の Goujon 特許出願に示されるように血管腔にわたって分析的に線を引くことである。前記線の中心又は交点は、前記血管の中心を規定する。図 3 b は、図 3 a の血流を示し、前記血流経路の中心が白トレース (white tracing) 122 により識別されている。この例は、前記画像の下部において接続する血管の分岐を示す。ステップ 110 において、血流重み付け質量中心が、計算される。これは、目標血管内の血流の空間的寸法を分析し、その中心を見つけることにより行われる。単純なアプローチは、前記血管の血流の長さ及び幅を測定し、各々の中心を取ることであり、統合のより洗練されたアプローチが、使用されてもよい。

20

【0013】

前記サンプル体積が自動的に設定されるべきであ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、前記計算された質量中心に最も近い血流経路 122 上の点としてサンプル体積場所を設定する。これは、前記サンプル体積を一般に、前記血管の画像の中心に、及び血流測定が一般に行われる血管の中心に配置する。ステップ 114 において、血流角度は、前記サンプル体積場所に局在化された血流ベクトルによって設定される。この特許の始めに記載された技術の 1 つは、血流角度カーソル向きを設定するのに使用されてもよい。他のアプローチは、中心線 122 が前記サンプル体積の近傍に向けられるので、前記中心線に平行に前記血流角度カーソルを設定することである。

30

【0014】

ステップ 110 において以前に計算された前記血流の質量中心を使用して、前記カラーボックスは、前記質量中心について中心に置かれるように配置される。前記質量中心が、前記画像の辺に近すぎる場合、カラーボックス領域の一部は、必要に応じて切り取られてもよい。前記カラーボックスは、一様な外観のために望ましい場合に高さ又は幅においてリスケールされてもよい。図 3 c 及び 3 d は、超音波画像 60 内のカラーボックス 70 のこのような再配置を示す。図 3 c において、血流領域 76 は、カラーボックス 70 の上部における前記血管内の滑らかな灰色領域である。血流 76 の質量中心の計算及びカラーボックス 70 の中心への再配置は、図 3 d に示され、前記カラーボックスは、血流 76 が前記カラーボックスの更に中心に置かれるように再配置されている。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ビームの角度は、所望のドップラ角度を達成するように設定される。例えば、ステップ 114 における血流角度設定が、目標血流が前記画像内の左上から右下であることを示す場合、前記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、前記画像の右上から左下に向け

40

50

られたステアリング角度より近く血流方向に一致し、これは、前記血流方向に対して直交に近く、したがって、ドップラ血流に対して感受性が低い。表在血管に対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、この場合、前記ステアリング角度を $+60^\circ$ 又は $-60^\circ$ に設定し、どちらも良好なドップラ感度を生じる。カラーボックスステアリング角度のこのような再設定は、図3cのカラーボックス角度を図3dの再設定された角度と比較することにより見られる。前記カラーボックスステアリング角度のこの設定は、前記サンプル体積場所における局所的な血流方向によって、又は前記血管の表示された長さの一部又は全てに沿った平均又は中央血流角度によって設定されてもよい。このように再設定されたカラーボックス角度を用いて、前記角度の新しい設定は、前記カラーボックスに送信された超音波ビームが新しく決定された角度で送信されるようにビームフォーマコンローラ16に結合される。

10

#### 【0015】

図4-7の画像のシーケンスは、どのようにして上記の超音波システムが動作することができるかの一例を示す。図4は、非最適化ドップラ設定での典型的なカラーフロー/スペクトルドップラ二重画像の超音波システム表示を示す。解剖学的超音波画像60は、画面の上部にあり、スペクトルドップラ表示62は、前記画面の下部にある。ドップラインテロゲーションは、カラーボックス70内で行われ、カラーフロー画像は、このボックス内で表示される。カラーボックス70の外で、前記画像の残りは、Bモードグレイスケールで示される。カラーボックスの使用は、ドップラが実行されるべきである領域を描き、ドップラアンサンプル取得に対する繰り返されるドップラ送信は、前記カラーボックスの外で実行されない。前記ドップラ送信を前記カラーボックスのみに制限することは、前記ボックスの外での繰り返されるラインインテロゲーションに対する必要性を取り除き、したがって、前記画像を生成するのに必要とされる送受信サイクルの合計数を制限し、これにより前記画像を取得するのに必要とされる時間を減少させ、表示のリアルタイムフレームレートを向上させる。前記スペクトルドップラデータに対するドップラビームは、ビーム方向線68に沿って送受信され、前記スペクトルドップラ表示に対して使用されるデータは、ビーム方向線上のサンプル体積SVから戻ってくるエコーから取得される。角度補正に対して使用されるドップラ血流方向カーソル66は、血管64の向き（これは血流方向と平行であるべきである）と整列されておらず、前記ドップラ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感度に対して最適化されていない。この例において、前記ドップラステアリング角度は $0^\circ$ であり、前記画像において縦であり、トランスデューサプローブの面に対して垂直である。

20

30

#### 【0016】

図5は、本発明の自動調整のいくつか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により行われた後の超音波システム表示を示す。前記ユーザが、血管64内の関心サイト上にドップラサンプル体積SVを配置した後に、プロセッサ40は、血管64の血流をセグメント化し、前記目標血管、カラーボックス70内の最大血管として血管64を容易に識別する（ステップ106）。前記血流経路の中心が、識別され（ステップ108）、血流方向カーソル66の向きが、図5が示すように前記血流方向に平行になるように設定される（ステップ114）。カラーボックス70の角度及びビーム方向線68が、血管64の向きと $60^\circ$ の角度を達成するように設定されている（ステップ118）ことも見られる。新しい設定は、より最適な設定により、より良好なドップラ感度及び精度を生じる。

40

#### 【0017】

図6は、前記ユーザが、サンプル体積SVを血管64上の異なる場所に移動したシナリオを示す。この自動化されたシステムは、カラーボックス70内の血管64の血流の質量中心を計算する（ステップ110）ことにより応答している。カラーボックス70は、前記ボックスが前記計算された質量中心に置かれる（ステップ116）ように再配置され、サンプル体積SVは、カラーボックス70の中心にある。血流角度カーソル66及びビーム方向線68及びカラーボックス70の角度は、前記ビーム方向と前記血流方向との間で

50

所望の60°のドップラ角度を達成するように調整されている。

【0018】

図7において、前記ユーザは、前記超音波プローブを移動することにより画像ビューを変更し、サンプル体積SVを血管64上の異なる血管に再配置している。以前に選択された血管64及びそのビューに基づく計算は、ここで、もはや、新しい関心サイトに適用できない。図2のフローチャートの計算は、ここで、新しいビュー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前記異なる血管からの新しいデータを使用して初期化されなければならない。

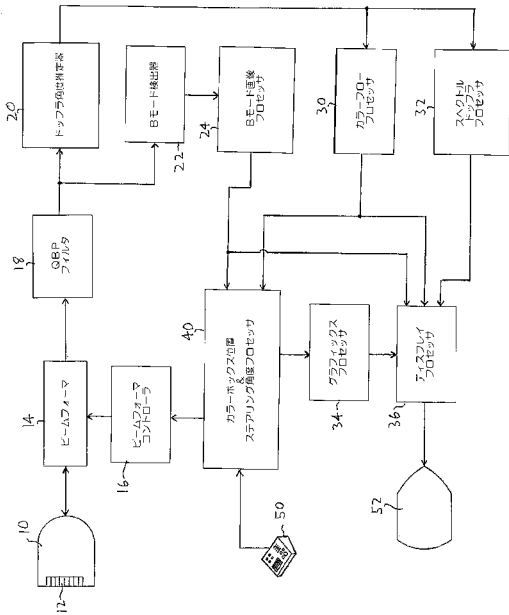
【0019】

図8は、自動化された血流調整に対するユーザ制御が、前記表示画面上のソフトキーとして実装され、制御パネル50上のマウス又はトラックボール制御により選択及び作動される本発明の実施例を示す。ボタン82、AutoFlow On/Offボタンは、血流自動化をオン又はオフにするように作動される。このボタンをクリックすることは、前記自動化されたシステムを(オンであれば)オフ又は(オフであれば)オンに切り替える。AutoFlow Resetボタン84は、前記ユーザが不満である場合に自動化結果を再設定する。このボタンを作動することは、プロセッサ40による全ての以前の計算をキャンセルし、新たに開始する。AutoFlow Configボタン86は、前記ユーザが、いずれの自動調整フィーチャを使用することを望むかを選択することができるメニュー(図示されない)を開く。前記ユーザは、前記システムが、例えば、前記カラーボックス並びに前記カラーボックス及びビーム方向の角度を自動的に再配置することを望んでもよいが、手動でサンプル体積カーソルSVを配置し、前記血流方向カーソルの向きを設定することを望む。この場合、プロセッサ40は、前記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又は設定するのに手動で設定された血流方向カーソルの向きを使用することができ、又は計算された平均又は中央血流角度を使用することができる。AutoFlow SV Trackボタン88の作動は、前記サンプル体積が再配置されるので前記システムに前記サンプル体積を動的に追跡させ、以下に記載されるように自動化された血流調整を連続的に行う。

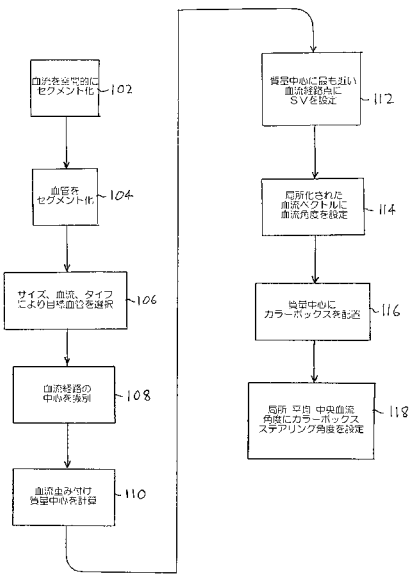
【0020】

図9は、前記ユーザが、ちょうど血管64内の場所80においてドップラ測定を行い、前記血管のセクションに沿った異なる点において一連の測定を行うことを望むシナリオを示す。従来のシステムにおいて、各新しい測定に対して前記ドップラ取得設定に対する調整が行われなければならない、前記超音波システムの制御を用いて手動調整を連続的に行うことを前記ユーザに要求する。この図において、前記ユーザは、場所80における測定を終え、サンプル体積SVを前記血管内の他の場所にまで左に移動している。前記ユーザが、左の前記新しい測定場所において停止するように前記サンプル体積の運動を止める、又は前記新しい場所をクリックする場合、前記超音波システムは、前記ユーザが前記AutoFlow Configボタンで選択した前記自動化された設定調整の全てを直ちに行う。その結果は、図10により示され、前記システムは、前記新しいサンプル体積場所を中心とするように前記カラーボックスを自動的に再配置し、カラーボックス70及びスペクトルビーム方向線68のドップラ角度を自動的に調整し、血流方向カーソル66の角度を自動的に設定する。前記システムは、前記新しいサンプル体積場所において最適な条件下でスペクトルドップラデータを直ちに取得することができる。試験は、このように続くことができる。前記ユーザがサンプル体積カーソルを血管上の新しい場所に移動し、そこで止める、又は前記新しい場所をクリックするたびに、前記システムは、最適なデータ取得のために前記ドップラ取得制御を自動的に再設定する。前記ユーザは、前記ドップラ制御設定のいずれかを手動で再調整する必要なしに前記血管の連続的な長さに沿って測定を行うことができ、前記試験の実施を速め、ソノグラフィの快適さ及び利便性を向上させる。

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 a 】



Fig. 3a

【 図 3 b 】



Fig. 3b

【 図 3 c 】

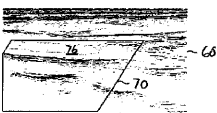


Fig. 3c

【 図 3 d 】

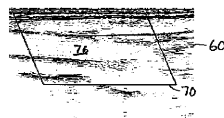


Fig. 3d

【 図 4 】

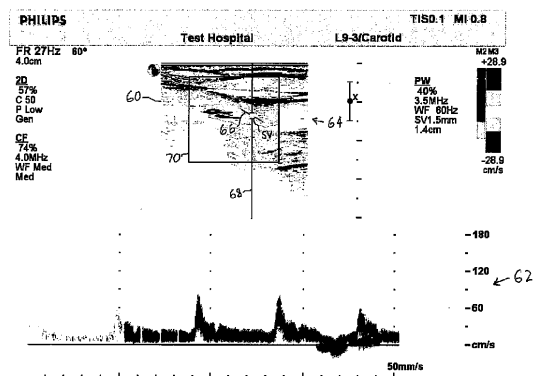


Fig. 4

【 図 5 】

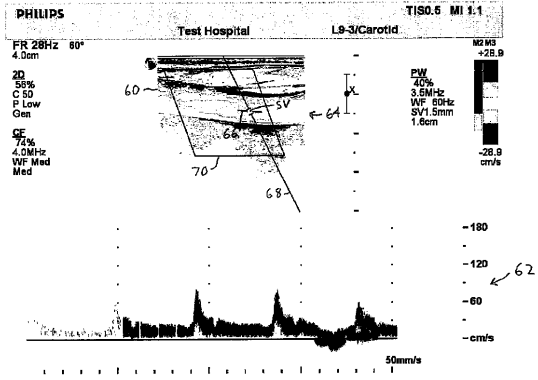


Fig. 5

【 図 6 】

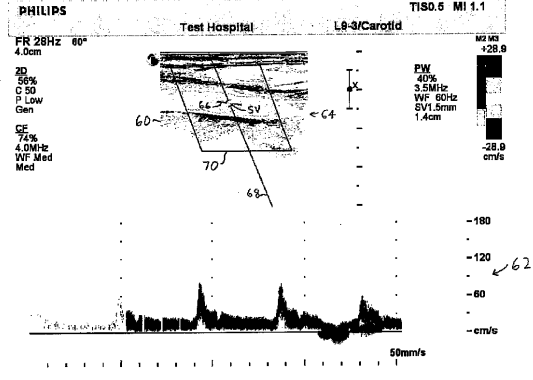


Fig. 6

【 図 7 】

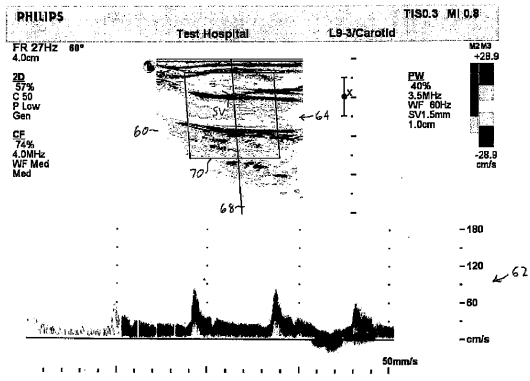


Fig. 7

【 図 8 】

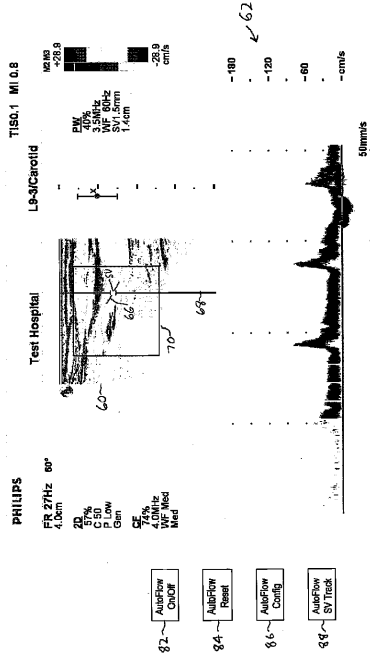


Fig. 8

【 9 】

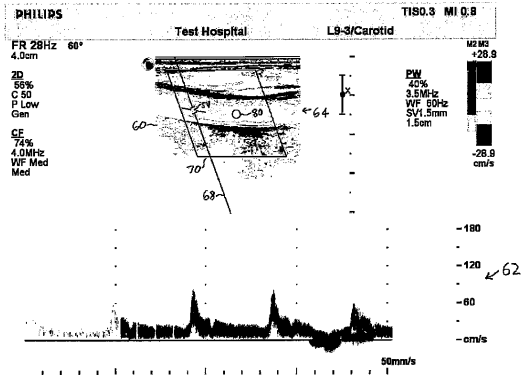


Fig. 9

【 1 0 】

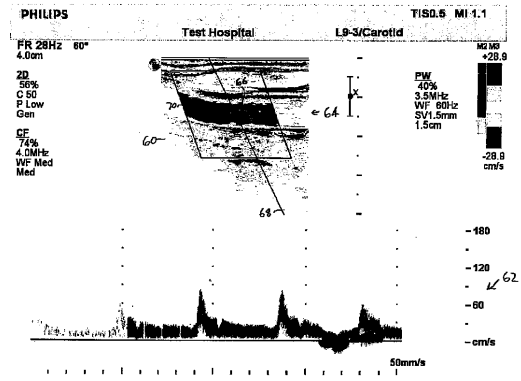


Fig. 10

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/054806

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
INV.	G01S7/52	G01S15/58 G01S15/89 A61B8/06
ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
G01S A61B		
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		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
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
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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		Date of mailing of the international search report
20 December 2012		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/IB2012/054806

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 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 4 4 フィリップス アイピー アンド エス

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	<a href="#">JP2014528266A5</a>	公开(公告)日	2015-11-05
申请号	JP2014532516	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	ローパスタナシス サードアシュラフ		
发明人	ローパス タナシス サード アシュラフ		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B5/489 A61B8/06 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S15/8915 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	61/541353 2011-09-30 US		
其他公开文献	JP2014528266A JP5992044B2		

#### 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。