

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6366589号
(P6366589)

(45) 発行日 平成30年8月1日 (2018.8.1)

(24) 登録日 平成30年7月13日 (2018.7.13)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06 Z DM

請求項の数 14 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2015-533745 (P2015-533745)
 (86) (22) 出願日 平成25年9月27日 (2013.9.27)
 (65) 公表番号 特表2015-530182 (P2015-530182A)
 (43) 公表日 平成27年10月15日 (2015.10.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2013/058915
 (87) 国際公開番号 WO2014/049558
 (87) 国際公開日 平成26年4月3日 (2014.4.3)
 審査請求日 平成28年9月26日 (2016.9.26)
 (31) 優先権主張番号 61/706,165
 (32) 優先日 平成24年9月27日 (2012.9.27)
 (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 Eindhove
 n
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波による狭窄評価のための自動化されたパイプレンPWワークフロー

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血液流の評価を実行するため、パイプレンモードで動作可能なマトリックスアレイブローブを有する超音波診断イメージングシステムの動作方法であって：

第1画像平面及び第2画像平面においてカラードップラーモードで血管を可視化し、前記第1画像平面に関連する第1画像表示と前記第2画像平面に関連する第2画像表示とを同時に表示する段階；

前記第1画像表示内においてドップラーサンプルボリュームを特定する段階；

前記第1画像表示に前記ドップラーサンプルボリュームを通るドップラービームラインを表示する段階；

前記第2画像表示においてピーク速度位置に前記ドップラーサンプルボリュームを中心とする段階；

前記第2画像平面の前記ピーク速度位置に一致するように、前記第1画像表示において前記ドップラーサンプルボリュームの位置を自動的に調整する、または前記第2画像平面に前記ピーク速度位置を含むように、前記第1画像平面を自動的に調整する段階；

前記ドップラーサンプルボリュームの位置での流速のスペクトルドップラー表示を生成する段階；及び、

生成されたスペクトルドップラー表示を用いて速度特性を測定する段階；

を有する方法。

【請求項 2】

10

20

前記第 1 画像平面と第 2 画像平面における前記可視化段階が、前記第 1 画像平面と第 2 画像平面を交互にスキャンする段階を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記第 1 画像平面と第 2 画像平面における前記可視化段階が、前記第 2 画像平面における可視化のため、前記ドップラービームラインに沿って前記第 1 画像平面と交差する画像平面をスキャンする段階をさらに含む、

請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記ドップラーサンプルボリュームの位置を自動的に調整する段階が、前記第 1 画像表示において前記ドップラービームラインに沿ってドップラーサンプルボリュームのグラフィックスの位置を再設定する段階を含む、請求項 3 に記載の方法。

10

【請求項 5】

前記第 2 画像表示内において前記ピーク速度位置に前記ドップラーサンプルボリュームを中心とする段階が、ユーザ入力に応じて、前記第 2 画像平面において前記ピーク速度位置に、前記第 2 画像表示中のドップラーサンプルボリュームのグラフィックスの位置を設定する段階を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

スペクトルドップラー表示を生成する段階が、PWドップラー取得によってドップラースペクトル表示を取得する段階をさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

20

スペクトルドップラー表示を生成する段階が、前記ドップラービームラインの方向でのPWドップラー取得によってドップラースペクトル表示を取得する段階をさらに含む、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 8】

前記第 1 画像平面を自動的に調節する段階が、調整された第 1 の画像平面に超音波ビームを自動的に向ける段階を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記ドップラーサンプルボリュームを前記第 2 画像平面における前記ピーク速度位置に中心とするする段階が、ユーザ入力に応じたものである、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

30

前記第 1 画像表示において前記ドップラーサンプルボリュームの位置を特定する段階と、前記第 2 画像平面において前記ピーク速度位置に前記ドップラーサンプルボリュームを中心とする段階のうち少なくとも 1 つが、それぞれの画像表示におけるサンプルボリュームグラフィックスの位置を自動的に設定する段階をさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記スペクトルドップラー表示を生成する段階が、スペクトルドップラー表示のスクロールを自動的に開始させる段階をさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

カラードップラーモードで血管を可視化する段階が、前記血管に前記ドップラーサンプルボリュームを配置して、最適なドップラーステアリング角を選択することによって、バイプレーンカラードップラー画像を自動的に最適化する段階をさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

40

【請求項 13】

スペクトルドップラー表示を生成する段階が、スペクトルドップラー表示を自動的に最適化する段階をさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 14】

カラードップラーモードで血管を可視化する段階が、前記第 1 画像平面内で前記血管の縦方向断面像を可視化し、かつ、前記第 2 画像平面内で前記血管の横方向断面像を可視化する段階をさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断システムに関し、より詳細には、狭窄した血管又は心循環系内の他の地点での血液流を評価する超音波診断システムに関する。

【背景技術】

【0002】

多くの標準的な血管超音波検査での重要な処理は、動脈の狭窄 - すなわち狭くなること - の評価を得ることである。これは一般的には、カラードップラーを用いて狭窄を発見し、かつ、PWドップラーを用いてピークの流れ速度 - これは狭窄の程度に関連づけられる - を測定することによって評価される。これは、血管狭窄を評価する十分に確立されたワークフローだが、医療従事者であるユーザーにとって周知である多数の制限に制約されている。第一に、多くの手動手順が含まれることである。これらの手順を成功させるには熟練したユーザーが必要とされ、また莫大な時間が必要となる恐れもある。またユーザーは - の2次元(2D)画像平面内でカラードップラー表示によって血液流を視覚化することしかできないので、前記処理は、血液流のピーク速度の位置を厳密に視覚化するため、超音波プローブを手動で傾けることによってその超音波プローブの位置を再度設定することを必要とする。その超音波プローブが血液流のピーク速度と実際に一致しているのかを確かめることはユーザーにとって困難である。熟練ユーザーは、ドップラー音を利用して、画像の垂直面内の最高の狭窄位置を目視によらずに特定する。これは時間を要するし、かつ、位置合わせが厳密ではないときには不正確なピーク速度が測定されてしまう恐れもある。最終的には、角度補正 - これは流れの方向とドップラー線との間での最適角度を設定しようとするものである(し、実際の流速を決定するために必要とされる) - が、血管が一の面内ではしか見えないときに正しいことを保証することも困難である。角度補正が不正確だと、ピーク速度の測定が不正確となり、かつ、反復測定間、各異なるユーザー間、及び各異なる実験室間で結果が一貫しない可能性がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】米国特許第6709394号明細書

【特許文献2】米国特許出願第61/541353号明細書

【特許文献3】国際公開第2003/019227号パンフレット

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従って、これらの誤り、不正確さ、及び処理の困難さの原因を克服する血管処理用の超音波ワークフローを供することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の原理によると、超音波診断システム及びワークフローが記載されている。当該超音波診断システム及びワークフローでは、それぞれ向きの異なる2つの撮像面が、同時に取得及び表示される。前記2つの画像面は体内で交差する撮像面である。前記交差する撮像面は、調査されている狭窄又は位置、一の平面内での角度補正、及び、2つの面での独立したドップラー試料体積(SV)の位置設定の可視化を可能にする。半自動の実施形態が記載されている。前記半自動の実施形態では、前記2つの画像面は自動的に、前記2つの画像面の相対的な向きを調節することで、2つの面内での前記試料体積の視覚化を維持する。自動化された実施形態では、当該ワークフローの多数の段階の最適化が自動的に行われる。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】本発明によって構築された超音波診断イメージングシステムをブロック図で表し

10

20

30

40

50

ている。

【図2】従来の超音波狭窄評価試験用の超音波表示スクリーンを表している。

【図3】典型的な超音波狭窄評価試験のワークフローを表している。

【図4】本発明による超音波狭窄評価試験用の超音波表示スクリーンを表している。

【図5】本発明の原理による超音波狭窄評価試験のワークフローを表している。

【図6】本発明の原理による高度に自動化された超音波狭窄評価試験のワークフローを表している。

【発明を実施するための形態】

【0007】

最初に図1を参照すると、本発明によって構築された超音波診断イメージングシステムがブロック図で示されている。超音波プローブ10は、複数のトランスデューサ素子からなるトランスデューサアレイ12を有する。トランスデューサアレイ12は、超音波を体内へ送信し、かつ、戻りエコー信号を受信する。送信波は、体内の関心領域を調査するようにビーム又は走査線の方に案内される。一次元アレイは、2次元イメージングのため、単一平面にわたってビームを送信するのに用いられて良い。本発明による狭窄評価試験では、プローブ10は、プローブマイクロビームフォーマ502と結合するトランスデューサ素子500の2次元アレイを有するマトリックスアレイプローブである。マトリックスアレイプローブは、3次元イメージングのため、身体の体積領域にわたってビームを送信するのに用いられて良い。以降でより詳細に説明するように、ビームは、特定の位置での細胞組織又は特定の方向での血液流を調査するため、プローブによって様々な方向に操縦及び集束されて良い。本発明のワークフローについては、特許文献1に記載されている - 3次元領域内で2つの交差面が同時に走査及び結像される - ように、マトリックスアレイプローブは、バイプレーンモードで動作可能である。

【0008】

送受信でのビームの制御及び処理は、ビームフォーマ制御装置16によって行われる。ビームフォーマ制御装置16は、適切に生成されたビームを送信し、かつ、遅延と合計を介して受信信号をコヒーレントエコー信号となるようにビーム整形するようにマイクロビームフォーマ502とシステムビームフォーマ14を制御する。図1に図示されているように2段階ビーム生成システムでは、受信信号の部分ビーム整形がマイクロビームフォーマによって実行され、かつ、ビーム整形処理の完了はシステムビームフォーマによって行われる。ビームフォーマは、たとえば所望の画像面にわたってビームを走査させ、かつ、画像面の領域にわたってビームを繰り返し走査させるようにトランスデューサアレイを制御して良い。前記領域内では、血液流が、身体の前記領域内に存在する血液流の速度にとって適切なパルス反復周波数(PRF)で評価される。

【0009】

直交バンドパスフィルタ18は、エコー信号を、直交するI成分とQ成分にするように処理する。それぞれ別個の成分は、ドップラー調査が行われるべき地点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ドップラー角推定装置20によって利用される。Bモード検出器22は、I成分とQ成分の2乗の和の平方根をとることによって細胞組織の画像についてのBモード検出を実行するためにI成分とQ成分を利用する。検出されたエコー強度は、体内の細胞組織の2次元画像又は3次元画像を生成するような空間に係る原則に基づいてBモード画像処理装置24によって処理される。この検出されたエコー強度は、表示のために表示処理装置36によって処理され、かつ、表示スクリーン上に表示される。

【0010】

ドップラー角推定装置20によって生成される画像平面内の位置でのドップラー周波数は、これらの位置での流れの速度値へ直接マッピングされて良い。このドップラーデータは、2次元画像形式又は3次元画像形式へデータを空間的に処理するカラーフロー処理装置30に結合される。カラーフロー処理装置30では、速度値が色で符号化される。このドップラーカラーマップは、表示処理装置36によって、空間的に対応するBモード画像の上にオーバーレイ表示される。それによりカラーコーディングによって、流れが生じている人体組

10

20

30

40

50

織中の位置並びにその流れの速度及び方向が表される。画像中の特定の地点からのドップラーデータ - その画像中のその位置を覆うように試料体積SVを位置設定することによって選ばれる - は、スペクトルドップラー処理装置32に結合される。スペクトルドップラー処理装置32は、その地点での時間に対する流れの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ー表示は、表示スクリーン52上でのスペクトルドップラー表示の処理及び表示のため、表示処理装置36へ送られる。

【 0 0 1 1 】

本発明の狭窄検査のワークフローでは、カラーフロー処理装置30からのカラーフローデータ及び好適にはBモードプロセッサ24からの空間的に対応する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処理装置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処理装置40は、カラーフロー画像の設定の自動化と特徴を制御する。そのような制御には、カラーボックスの適切な位置設定、ドップラービームのドップラー角の設定、画像中での試料体積SVの特定、及び、ドップラー角補正の流れ角カーソルの適切な位置設定が含まれる。ドップラー角の制御のため、カラーボックス位置及びステアリング角処理装置が、ドップラービーム方向を制御するビームフォーマ制御装置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処理装置の設定と制御は、ユーザーコントロールパネル50上での制御の設定によって与えられる。カラーボックス位置及びステアリング角処理装置によって制御される機能のグラフィカル表示 - たとえばカラーボックスの外形、試料体積のグラフィックス、及び流れ角カーソル - が、グラフィックス処理装置34を介して供される。グラフィックス処理装置34は、超音波画像上にグラフィックスをオーバーレイ表示するように表示処理装置36に結合される。カラーボックス位置及びステアリング角処理装置40の動作は、特許文献2において十分に記載されている。

【 0 0 1 2 】

図2は、現状の標準的な実務による狭窄評価検査を実行するための典型的なカラーフロー/スペクトルドップラー二重画像の超音波システム表示を示している。人体組織の2次元(2D)超音波画像60がスクリーンの上部に位置している。スペクトルドップラー表示62はスクリーンの下部に位置している。ドップラー調査はカラーボックス70内部で実行される。カラーフロー画像はカラーボックス70内部で表示される。カラーボックス70外部に位置する画像の周辺部が、カラードップラーオーバーレイ表示されずにBモードグレースケールで示されている。カラーボックスを用いることで、ドップラーが実行されるべき領域が描画される。ドップラーアンサンブル取得のための反復的ドップラー送信はカラーボックス外部では行われない。ドップラー送信をカラーボックスのみに限定することで、カラーボックス外部で反復的なライン調査を行う必要がなくなり、その結果として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が制限される。それにより画像を取得するのに必要な時間が短縮される。これは、表示の実時間フレームレートを改善する。スペクトルドップラーデータのドップラービームは、ビーム方向ライン68に沿って送受信される。スペクトルドップラー表示に用いられるデータは、ビーム方向ライン上の試料体積SVから戻ってくるエコーから取得される。角度補正に用いられるドップラー流れ方向カーソル66は、血管64の長手方向の向きと位置合わせされるので、血管内での流れの方向と実質的に平行である。ドップラーステアリング角は、カラーボックス70とビーム方向ライン68の垂直角である。カラーボックス70とビーム方向ライン68は互いに略平行である。この例では、ドップラーステアリング角は、血管64の長手方向と約60°の角をなすように設定される。

【 0 0 1 3 】

図2に示された二重ドップラー表示の助けを借りることによって、典型的な超音波狭窄検査が、図3のワークフローに示されているように進められる。最初に、超音波システムは、段階80で示されているようにカラードップラー画像60中の血管64内の狭窄の位置を可視化するカラードップラーモードに設定される。カラードップラー画像は、段階81において、血管64を覆うように試料体積SVの位置を設定し、かつ、カラードップラーステアリング角とカラーボックス70の長手角を調節することによって最適化される。続いて医療者は、段階82において、画像を吟味して、カラードップラースケール61で速い速度の色で表さ

れている血管64内の最高速度の流れを探索する。段階83では、医療者は、画像の走査面が流れのピーク速度の位置で血管と交差することを保証するようにカラードップラー画像を観察し続けながら、プローブ10を傾ける。これは本質的にはブラインドサーチである。なぜなら走査平面の各変化は、ピーク速度の色が画像中に存在することを保証するため、他の平面内でこれまでに見えていた色と慎重に比較しながら吟味されなくてはならない新たな画像中において新たなドップラー値を表すからである。一旦医療者が、ピーク速度の位置が可視化されていると自信を持てば、PW（パルス波）ドップラーモードが、PWドップラービーム方向ライン68を表示するように始動され、ラインが位置設定され、かつ、ドップラー試料体積SVは、段階84で示されているように画像中でのライン上のピーク速度位置に位置設定される。新たな画像が可視化されているので、カラードップラー画像の最適化（段階81）は繰り返されなければならない可能性がある。PWドップラースペクトルのスクロール表示が開始される（段階85）。それにより、スクリーン下部に示されているようにSV位置での流れの速度のスペクトルドップラー表示62が生成される。PWドップラー表示は、段階86において、設定 - たとえばドップラースケール、ドップラー角、試料体積のサイズ、及び角度補正の設定 - を調節することによって最適化される。ここでプローブが、PWドップラー信号強度及び/又は速度を最大にし、最大流速がスペクトル表示に記録されていることを保証するため、段階87に示されているように再度傾けられる。スクロールスペクトルドップラー表示は、段階88において取り込まれる（スクリーン上で止められ、保存される）。その時間での血液流のピーク速度及び他のパラメータが表示から測定されて良い。

【0014】

上述の記載からわかるように、この処理は、膨大なプローブ操作と超音波システム設定の調節を必要とする。そのすべては、医療者の多大な経験と熟練の結果として得られるものである。これらの困難は、本発明に従って、図5のワークフローと共に図4の超音波システムスクリーン表示によって表されているパイプレンモードで動作するマトリックスアレイプローブによって狭窄検査を実行することによって解決される。図4は、2つのパイプレン画像42と44を有する二重超音波表示を示している。パイプレンモードでは、2次元アレイトランスデューサ500は、体内の2つの異なる2つの面を交互に走査することで、2つの画像42と44を生成する。一般的には、複数の画像のうちの1つの画像 - たとえば図4の左側の画像 - は、トランスデューサアレイの中心に対して垂直に投影する参照面の画像である。第2画像 - この例では画像44 - は、参照画像の面の周りで回転及び/又は傾斜する。本発明の好適実施例では、いずれの画像面も、互いに対して再度位置設定されて良い。左側の面と右側の面の両方が有意で、かつ、それらの向きがユーザーによって容易に理解できるように、面は、SVの中心位置で、かつ、PWドップラービームライン68又はカラーボックス70のカラーステアリング角のいずれか（異なる場合）によって定義されるベクトルに沿って交差することが好ましい。このことは、左側の画像42が図面の面内に存在する場合、カラー/PWが左側の面内で操作されるときには、右側の画像44は、図面の面の外側に出るように傾けられることを意味する。左側の面内においてユーザーによってSVが横方向に動かされることで、右側の面は横方向に並進する。それにより右側の画像44は、SVがその画像面内のどこに存在するのかを常に示す。右側の面44内でのSVの移動も同様に、左側の画像の面を - この場合では高さ方向に - 並進させる（図面の面の中又はその外で）。台形型パイプレン形式では、面（及びPWドップラーライン68）は、共通の原点を起源とする。そのためすべての面は並進せずに傾斜する。

【0015】

図4の二重表示によって、超音波狭窄検査が、図5のワークフローに示されているように進められる。狭窄血管64は、段階90で示されているようにカラードップラーモードでパイプレン内で可視化される。段階91では、カラードップラー画像は、血管64を覆うように試料体積SVの位置を設定し、かつ、最適カラードップラーステアリング角、つまりカラーボックス70aの角度を選択することによって最適化される。医療者は、段階92において、左側のパイプレン画像60aを吟味することで、カラードップラースケール61での速い速

度に係る色によって表される血管64内での最高速度流を探索する。段階93では、PWドップラーモードが始動され、PWドップラービームライン68が左側の画像60aの上に表示され、かつ、医療者は、そのラインに沿ってライン68と試料体積SVの位置を調節する。この例では、右側のバイプレーン画像60bの面は、PWドップラービームライン68と位置合わせされている。段階94では、右側の画像60b中に示されたSVは、この画像平面内の血管64の断面像内のピーク速度の色で中心となるように調節される。医療者は、右側の画像平面内でのSVの位置を右側の画像中でのピーク流速に合わせるように横方向と軸方向の両方で調節し得ることが好ましい。この画像については色角度の調節は必要ない。SVの横方向の位置が再度設定されるとき、左側の画像面の高さは、両方の面をPWビームライン68に沿って位置合わせされた状態を保つため、わずかに変化し得る。単純化された実施例では、SVは軸（深さ）方向の調節にしか制約されず、かつ、横方向の調節は、ライン68が右側の画像内のピーク速度位置の上に存在するようにプローブを高さ方向に移動すなわち振動させることによって行われる。繰り返しになるが、左側の画像面は、その調節に対応して移動して良い。

10

【 0 0 1 6 】

PWドップラースペクトル表示62のスクロールが段階95で開始される。スペクトル表示は、上述したように、必要に応じて段階96において最適化される。スクロールするスペクトルドップラー表示は、段階97において取り込まれる。血液流のピーク速度及び他のパラメータは、表示から測定されて良い。

【 0 0 1 7 】

20

図5のワークフローの処理は、図6の自動化された狭窄評価ワークフローによって表されているようにユーザーの操作をさらに軽減して、精度を向上させるように自動化されて良い。図6では、図5で述べた段階には同一の参照番号が与えられている。段階193では、画像面内での試料体積SVの位置設定及び左側の最適ドップラーステアリング角の設定は、ユーザーにとって自動的に行われる。これらの調節を自動化する装置及び方法は特許文献2に記載されている。特許文献2はまた、カラーボックス70a内の試料体積の位置を自動でセンタリングするだけでなく角度補正カーソル66の自動設定についても記載している。左側の画像面60a内の試料体積位置の自動で調節することで、右側の画像60bの面の位置が傾斜又は並進する。段階194では、処理装置40も同様に、右側の画像面内でのピーク速度位置での試料体積SVの位置設定を自動で行う。繰り返しになるが、これにより、左側の画像面に並進又は傾斜効果が生じる。段階195では、PWドップラースペクトル表示のスクロールが、過去の調節が行われた後に開始される。段階196では、スペクトル表示は、特許文献3に記載されているように、ドップラースケール、ベースライン、及び利得を設定するように自動的に最適化される。よって医療者は、狭窄血液流のドップラースペクトルが取り込まれ、かつ、その特性が測定される地点に迅速かつ正確に導かれる。

30

【 0 0 1 8 】

本発明の方法が、狭窄の流れ特性を評価するのに理想的に適しているが、本発明の方法は、血液流のピーク速度が測定されるべき他の血管処置 - たとえば心臓の心室内での血行の動態(hemodynamics)及び弁を介した血液流の血行の動態 - においても有用であることがわかる。

40

FIG. 2

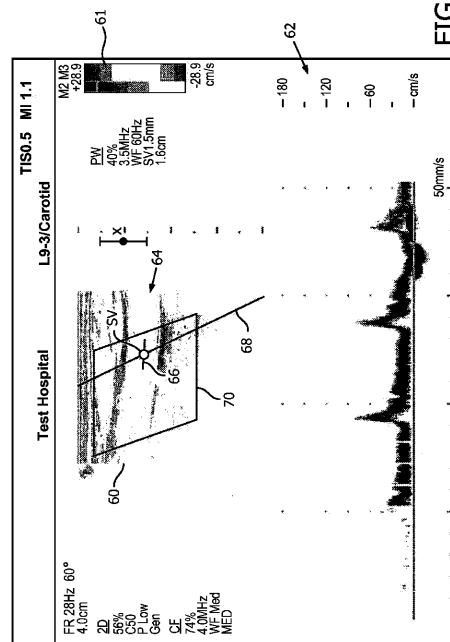
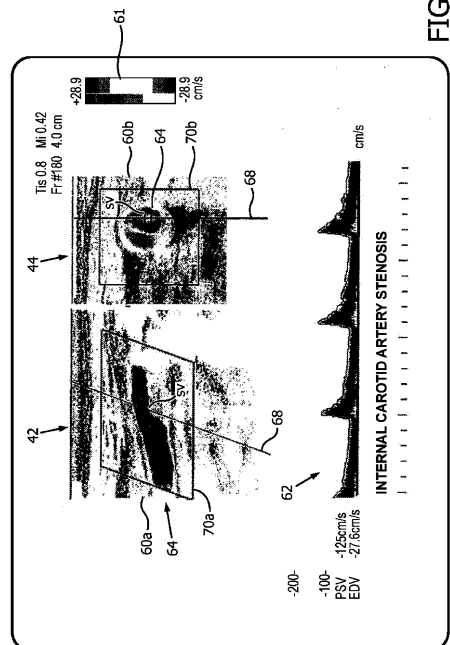
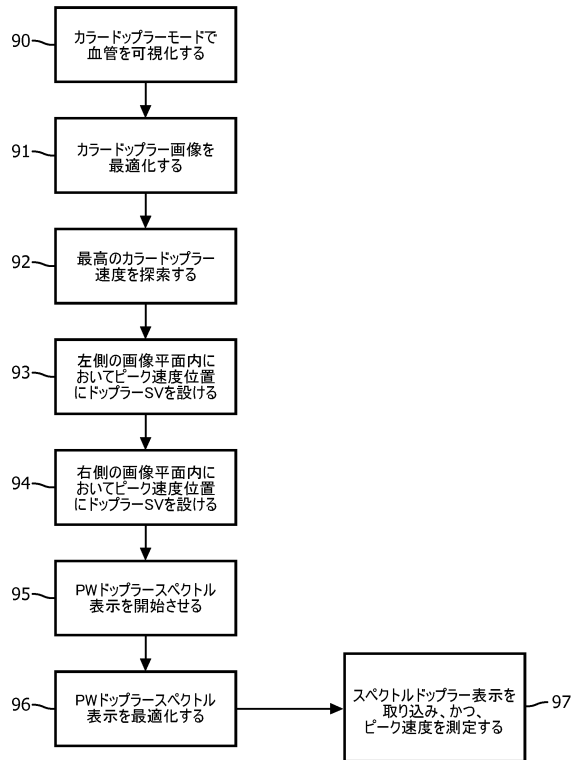


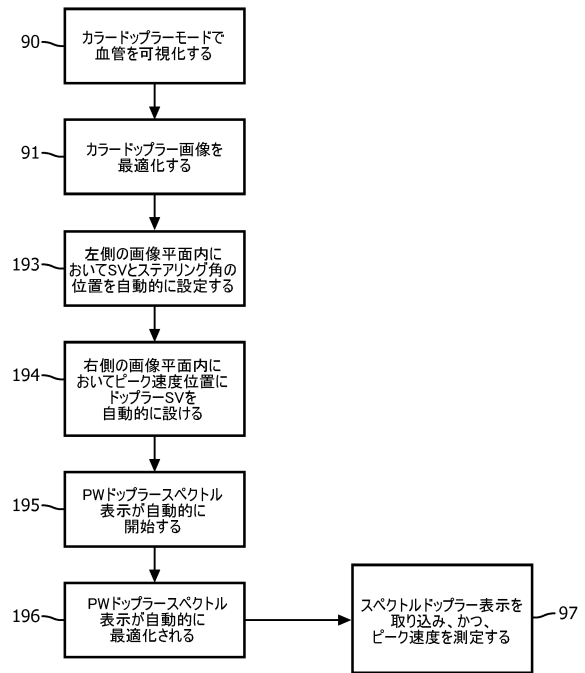
FIG. 4



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 ジェイゴ, ジェイムズ ロバートソン

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 ジョンソン, キース ウィリアム

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

(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・テク・キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 ハル, デイヴィッド アレン

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 0 7 3 4 2 2 (J P , A)

特開 2 0 0 2 - 0 5 2 0 2 6 (J P , A)

特表 2 0 0 8 - 5 1 1 3 6 7 (J P , A)

米国特許第 0 6 2 9 3 9 1 4 (U S , B 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	用于超声波狭窄评估的自动双平面PW工作流程		
公开(公告)号	JP6366589B2	公开(公告)日	2018-08-01
申请号	JP2015533745	申请日	2013-09-27
[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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ジェイゴジェイムズロバートソン ジョンソンキースウィリアム サードアシュラフ ハルデイヴィッドアレン		
发明人	ジェイゴ,ジェイムズ ロバートソン ジョンソン,キース ウィリアム サード,アシュラフ ハル,デイヴィッド アレン		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B5/02 A61B8/06 A61B8/145 A61B8/483 A61B8/5223 G01S7/52063 G01S7/52066 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/5208 G01S15/8915 G01S15/8925 G01S15/8979 G01S15/8988 G01S15/8993 G06T7/0012		
FI分类号	A61B8/06.ZDM		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/706165 2012-09-27 US		
其他公开文献	JP2015530182A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

具有可在双平面模式下操作的矩阵阵列 (500) 探针 (10) 的超声系统用于通过同时显示血管的两个彩色多普勒双平面图像 (60a , 60b) 来评估血管的狭窄, 一个纵向交叉。截面图 (60a) 和另一个横截面图 (60b) 。两个图像平面沿着用于PW多普勒的多普勒波束线 (68) 相交。样本体积图形 (SV) 在一个图像中的峰值速度位置处定位在血管上方, 然后在另一图像中的峰值速度位置处定位在血管上方。当样本体积位置在一个图像中移动时, 相应地调整另一图像的平面和/或样本体积位置。然后从样本体积位置获取并显示频谱多普勒数据 (62) 。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6366589号 (P6366589)
(45) 発行日 平成30年8月1日 (2018. 8. 1)	(24) 登録日 平成30年7月13日 (2018. 7. 13)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 06 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 06 Z D M	
請求項の数 14 (全 10 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-533745 (P2015-533745) (86) (22) 出願日 平成25年9月27日 (2013. 9. 27) (65) 公表番号 特表2015-530182 (P2015-530182A) (43) 公表日 平成27年10月15日 (2015. 10. 15) (86) 国際出願番号 PCT / 182013 / 058915 (87) 国際公開番号 W02014 / 049558 (87) 国際公開日 平成26年4月3日 (2014. 4. 3) (87) 審査請求日 平成28年9月26日 (2016. 9. 26) (31) 優先権主張番号 61 / 706, 165 (32) 優先日 平成24年9月27日 (2012. 9. 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 ドフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven (74) 代理人 100107766 弁理士 伊東 忠重 (74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 超音波による狭窄評価のための自動化されたバイプレーンPWワークフロー		