

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6297150号

(P6297150)

(45) 発行日 平成30年3月20日(2018.3.20)

(24) 登録日 平成30年3月2日(2018.3.2)

(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 12 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2016-528626 (P2016-528626)
(86) (22) 出願日 平成26年7月14日(2014.7.14)
(65) 公表番号 特表2016-525406 (P2016-525406A)
(43) 公表日 平成28年8月25日(2016.8.25)
(86) 国際出願番号 PCT/IB2014/063077
(87) 国際公開番号 WO2015/011599
(87) 国際公開日 平成27年1月29日(2015.1.29)
審査請求日 平成29年7月11日(2017.7.11)
(31) 優先権主張番号 61/857,833
(32) 優先日 平成25年7月24日(2013.7.24)
(33) 優先権主張国 米国(US)

早期審査対象出願

(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
ドーフエン 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】 血管の超音波データの空間的に異なるサブボリュームを位置合わせするための方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

血管の超音波データの空間的に異なるサブボリュームを位置合わせするための方法であって：

超音波トランスデューサ素子の2次元アレイの素子を用いて、各超音波トランスデューサ素子によって対向する空間的に異なる深さのスキニングから第1のサブボリューム内の血管の時間的に不連続な信号を取得するステップであって、前記2次元アレイは、該取得するステップの間に前記血管に対して第1の位置に配置される、取得するステップと；

各超音波トランスデューサ素子から受信した前記時間的に不連続な信号をドップラー処理して、各超音波トランスデューサ素子によって対向する第1のサブボリューム内のスキニング深さのスペクトルドップラーデータを生成するステップと；

前記スペクトルドップラーデータの第1の3次元マップを第1のサブボリューム内の前記血管に対する前記2次元アレイの位置に空間的な関係で生成するステップと；

超音波トランスデューサ素子の前記2次元アレイの素子を独立に動作させて、各超音波トランスデューサ素子によって対向する空間的に異なる深さのスキニングから第2のサブボリューム内の前記血管の時間的に不連続な信号を取得するステップであって、前記2次元アレイは、該取得するステップの間に前記血管に対して第2の位置に配置され、第2のサブボリュームは、第1のサブボリュームと少なくとも部分的に重なる領域を有する、取得するステップと；

各超音波トランスデューサ素子から受信した前記時間的に不連続な信号をドップラー処

10

20

理して、各超音波トランスデューサ素子によって対向する第2のサブボリューム内のスキャン深さのスペクトルドップラーデータを生成するステップと；

前記スペクトルドップラーデータの第2の3次元マップを第2のサブボリューム内の前記血管に対する前記2次元アレイの位置に空間的な関係で生成するステップと；

前記2つの3次元マップのうちの一致するスペクトルドップラーデータの1つ以上の特定された領域が前記部分的に重なる領域に対応することに基づいて、第1の3次元マップを第2の3次元マップと位置合わせするステップと；

該位置合わせされた第1及び第2の3次元マップから前記血管の血流の3次元結合マップを生成するステップと；を含む、

方法。

10

【請求項2】

前記2次元アレイが前記血管に対して追加の位置に配置されるときに、前記2次元アレイを用いて、前記血管の追加のサブボリュームの時間的に不連続な追加の信号を取得するステップであって、各追加のサブボリュームは、少なくとも1つの他のサブボリュームと部分的に重なる領域を有する、取得するステップと；

該時間的に不連続な追加の信号をドップラー処理して、各超音波トランスデューサ素子によって対向する前記追加のサブボリューム内のスキャン深さの追加のスペクトルドップラーデータを生成するステップと；

前記追加のスペクトルドップラーデータの追加の3次元マップを前記追加のサブボリューム内の前記血管に対する前記2次元アレイの前記追加の位置に空間的な関係で生成するステップと；

20

前記2つの3次元マップのうちの一致するスペクトルドップラーデータの前記特定された領域が前記部分的に重なる領域に対応することに基づいて、前記追加の3次元マップのそれぞれを少なくとも1つの他の3次元マップと位置合わせするステップと；

第1、第2及び追加の3次元マップから3次元結合マップを生成するステップと；をさらに含む、

請求項1に記載の方法。

【請求項3】

前記一致するスペクトルドップラーデータは、時間領域のドップラーデータをさらに含む、請求項1に記載の方法。

30

【請求項4】

前記時間領域のドップラーデータは、ピーク収縮期の速度データをさらに含む、請求項3に記載の方法。

【請求項5】

生成された各3次元マップは、各超音波トランスデューサ素子の前方の深さ寸法に延びる複数のボクセルをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項6】

前記深さ寸法に延びる前記複数のボクセルは、ボクセルの列を含み、各ボクセルは、ドップラーフロー値を有する、請求項5に記載の方法。

【請求項7】

40

位置合わせするステップは、1つの3次元マップのドップラーフロー値を有するボクセルの列を、別の3次元マップの同様のドップラーフロー値を有するボクセルの列と一致させるステップをさらに含む、請求項6に記載の方法。

【請求項8】

前記ドップラーフロー値は、流速値をさらに含む、請求項6に記載の方法。

【請求項9】

3次元マップを位置合わせするステップは、空間的な基準で、1つの3次元マップのデータを別の3次元マップのデータと相関付けるステップをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項10】

50

取得するステップは、非位相合せ方法で動作するように構成された２次元アレイの素子を用いて血管の時間的に不連続な信号を取得するステップをさらに含む、請求項１に記載の方法。

【請求項１１】

第１及び第２の３次元マップを生成するステップは、第１及び第２の３次元マップを空間的に部分的に重なるように生成するステップをさらに含む、請求項１に記載の方法。

【請求項１２】

位置合わせされた第１及び第２の３次元マップを補間又は平滑化するステップをさらに含む、請求項１に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【０００１】

本発明は、医療診断用超音波システムに関し、具体的には、頸動脈狭窄の自動スクリーニングのための非撮像式ドップラープローブシステムに関する。

【０００２】

脳卒中は、世界中の死亡原因の第３位である。世界保健機関（WHO）によると、２００２年に脳卒中で５５０万人以上が死亡しており、その死亡者の約５０％が中国とインドで発生している。その発生率は先進国で減少しているものの、それにもかかわらず、脳卒中は、米国で１６３,０００人の死亡数を占めている。これらの死亡者の大部分は、頸動脈分岐部での疾患の結果であると考えられている。総頸動脈（CCA）が内頸動脈（ICA）及び外頸動脈（ECA）に分岐する頸動脈の分岐部は、アテローム性動脈硬化症の一般的な疾患サイトである。血液を脳に供給する分岐であるICAの狭窄又は狭小化は、虚血性脳卒中の発症に関連することが長い間知られている。頸動脈狭窄症の重症度を使用することは、脳卒中のリスクの代用表示として発展してきた。

20

【０００３】

頸動脈のアテローム性動脈硬化症の発生率と脳卒中に関連する死亡数とが、発展途上国で大きな問題となっている。これらの国では、低リソース設定で使用される頸動脈スクリーニング装置は、いくつかの機能を提供することによって、この増大しつつある問題に対処することになる。

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

第１に、大抵の場合これらの設定に熟練した人材が不足しており、そのため、その装置は、最小限のトレーニングや指示で使えるようにしなければならない。第２に、その装置は、これらの設定が手頃な価格になるように、安価でなければならない。第３に、その装置は、地方農村部の設定では利用できない場合がある高性能なデュプレックス超音波スキャナを使用することなく、高度に自動化された方法で頸動脈の狭窄の程度を分類できなければならない。

【課題を解決するための手段】

【０００５】

40

本発明の原理によれば、頸動脈診断用の超音波診断システムは、シンプルな、非撮像式ドップラー超音波プローブを含む。このプローブは、頸動脈の分岐でのこの頸動脈の領域をカバーすることができる比較的大きなサイズの少数の素子を含むようなトランスデューサ素子の２次元アレイを有する。大きくサイズ決めされた素子は、位相合せなしで独立して作動され、これにより、ドップラーシステムのコストを低減する。本発明のプローブ及びシステムは、頸動脈の血流の表示を２次元又は３次元で生成することができ、且つプローブを血管の上を移動させる際に、頸動脈の血流のセグメントを一致させることによって、血流の拡張ビューを編成することができる。一旦頸動脈が特定されると、狭窄の程度が、ピーク収縮期の速度と血流の乱流の自動測定とによって評価される。

【図面の簡単な説明】

50

【0006】

【図1】本発明の原理に従って構成された超音波システムを示すブロック図である。

【図2】本発明のプロープのアレイ・トランスデューサを構成する素子のサイズ及び範囲を示す図である。

【図2a】良好なドップラー受信のための、図2のアレイのトランスデューサ素子の角度付けを示す図である。

【図3】頸動脈の上の適切なプロープ配置にオペレータを案内するような本発明の超音波システムのプロープ配置の表示を示す図である。

【図4】別個の行の素子における本発明のドップラープロープの動作を示す図である。

【図5】本発明の超音波システムによって生成された2次元の血管マップを示す図である。

10

【図6】本発明の超音波システムによって生成された3次元の血管マップを示す図である。

【図7a】本発明のプロープ及びシステムを用いてスキャンすることによって生成された3次元の血管マップの進行形のアセンブリを示す図である。

【図7b】本発明のプロープ及びシステムを用いてスキャンすることによって生成された3次元の血管マップの進行形のアセンブリを示す図である。

【図7c】本発明のプロープ及びシステムを用いてスキャンすることによって生成された3次元の血管マップの進行形のアセンブリを示す図である。

【図7d】本発明のプロープ及びシステムを用いてスキャンすることによって生成された3次元の血管マップの進行形のアセンブリを示す図である。

20

【図8】頸動脈内で衝突する血流状態のスペクトルドップラー表示を示す図である。

【図9】本発明のシステムにおける乱流及びピーク収縮期の速度を自動評価するフローチャートである。

【図10】本発明による流れ解析の基本的な手順を示す図である。

【図11】トレースされるそのエンベロープの上下の両極部でのドップラースペクトルを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

図1を最初に参照すると、本発明の原理に従って構成された超音波システムが、ブロック図の形態で示されている。超音波プロープ10は、超音波を身体内に送信するとともに、ドップラー処理のために返ってくるエコー信号を受信するようなトランスデューサ素子から構成されるトランスデューサ・アレイ12を含む。超音波送受信の制御及びタイミングが、システムのビーム成形器14を制御するビーム成形器の制御装置16によって供給される。ビーム成形器14は、トランスデューサ・アレイが位相を合わせた方法で(phase d manner)作動しないように、従来の遅延和ビーム成形器ではない。代わりに、各素子は、超音波をその前面から身体内に直接的に送信するとともに、超音波の反射を個別に受信するように別々に作動される。ビーム成形器は、各トランスデューサによる連続的な送受信間隔（パルス繰り返し間隔、すなわちPRI）のタイミングを制御し、それによって、時間的に不連続なエコーの集合が、各トランスデューサ素子によって、頸動脈が位置する公称深さである関心対象の深さ範囲に亘って連続した深さで受信される。次に、エコーサンプルの各集合は、ドップラー処理され、全てのトランスデューサ素子の前方における血流状態を検出することができる。直交帯域通過フィルタ18は、エコー信号を直交成分I及びQに処理する。ドップラー角度推定器20によって別々の成分を使用して、ドップラー問合せ(interrogation)が実行される各トランスデューサ素子の前方でのその深さ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。あるいはまた、ドップラーパワーを推定してもよい。ドップラー角度推定器20によって生成される、各トランスデューサの前方でのその深さでのドップラー周波数又は強度は、それら深さ位置で流速値又はドップラーパワーに直接的にマッピングすることができる。このドップラーデータは、このデータを2次元又は3次元の画像フォーマットに空間的に処理する血流画像プロセッサ30に

30

40

50

結合され、その速度値が色又は明度で符号化される。この空間的なドップラー血管マップは、表示プロセッサ36によって処理されてディスプレイ52に表示され、アレイ・トランスデューサの下血流が生じる箇所の解剖学的構造内の位置、及び色分けによってその血流の速度及び方向又は明度変調によってドップラーパワーを示す。ドップラーデータは、以下で説明するように、ピーク収縮期の速度及び乱流解析のためのドップラーデータのスペクトル分析を生成するようなスペクトルドップラープロセッサ32にも結合される。ドップラー角度プロセッサ40は、以下で説明するように、好ましくはトランスデューサ素子により超音波の送信方向を傾けることにより設定されたドップラー問合せ角度のプロセスを調整する。グラフィックプロセッサ34は、血管マップ座標及び患者の名前等の他のグラフィカルデータを表示された画像上に重ねるために設けられている。ボリュームレンダラ24は、以下で説明するように、3次元血管マップを生成するための3次元血管マップデータのボリュームレンダリングを実行する。システム全体は、ユーザ制御装置50によって操作される。

【0008】

図2は、本発明のプロープ10のトランスデューサ・アレイ12を示している。この実施形態は、総数80個の素子を含むプロープのアレイであり、各素子は、3ミリメートル(mm)×3mmで測定され、10行×8列を含む2次元マトリクス状に配置される。このような構成では、カバー領域は、30mm×24mmとなる。この少ない数の素子とこの比較的大きな個々のサイズの素子とを含むトランスデューサ・アレイは、ファインピッチアレイ素子よりもダイシングを行うのが容易であり、このアレイはシンプルな作りであり高い歩留りで製造でき、こうして比較的安価に製造される。素子の数を選択する際に考慮すべき因子には、カバー範囲、分解能、及び標準的な超音波プロープと比較した際に許容可能な精度を提供する素子の数が挙げられる。3mm×3mm～6mm×6mmの範囲の素子サイズは、頸動脈の公称深さで使用される非合焦素子として許容可能であることが見出された。約40mmのアレイサイズは、頸動脈の分岐部をカバーするのに適していることが見出された。図2に示されるように、プロープは、患者の首に対して頸動脈の上に配置するように意図されている。プロープの開口が頸動脈に沿って長手方向にあり、且つその頸動脈の分岐部が視野内にあるときに、トランスデューサは、一端で総頸動脈(CCA)と、他端で内頸動脈(ICA)及び外頸動脈(ECA)とを含む頸動脈の相当な面積をカバーすることになる。プロープ内の素子は、30～60°のドップラー角度を提供するように所定の角度で配置される。良く知られているように、血流の方向が超音波の方向と直交する場合に、ドップラー信号を得ることはできず、超音波が血流に沿って向けられる場合に、最大信号が得られる。従って、アレイ12の素子が身体内で真っ直ぐに向けられた場合に、ドップラー信号は、アレイの直下にある頸動脈の血流から殆ど、或いは全く実現されないであろう。

【0009】

図2aに示されるように、この指向感度を考慮するために、アレイ12の素子は、法線から離れる方向に30～60°の角度で角度付けされる。約30°の傾斜は、許容可能な結果をもたらすことが見出された。追加の角度は、スキャン中に、皮膚表面に関してプロープを傾けることによって提供することができる。この図は、選択されたドップラー角度で傾いており且つ一般的にRTV等の高分子ゴム状物質であるトランスデューサ・アレイレンズ材料層11の上層によって所定の位置に保持された複数の素子のうちの最初の4つの行の端部素子12-1, 12-2, 12-3, 12-4を示す。RTVレンズの厚さは、アレイ・トランスデューサに亘って均一にすることができ、又は公称ドップラー角度を設定するための傾斜の一部又は全部を提供するために、厚さにテーパーを付けることができる。素子が角度付けされるドップラー角度は、プロープの個別チップから自動的に又はユーザ制御装置から手動で超音波システムに入力することができ、プロープ素子のドップラー角度に使用される適切な角度補正を考慮するようにシステムを調整する。このシステムは、望ましくは、ドップラー戻り信号の強度を処理するとともに、好ましくないドップラー角度を検出するようなアルゴリズムによって制御されるドップラー角度フィードバック用イ

ンジケータも含むことができ、このアルゴリズムは、ユーザが、プローブをより好ましい角度に手で再配置することを示唆する。

【0010】

アレイ・トランスデューサの素子は、パルス波モードで動作するように励起パルスで励起される。パルス波モードでは、ドップラー信号の深さ分解能を提供することができる。例えば、3 mm×3 mmの素子サイズは、一般的に、狭窄部を含む頸動脈で生成される高速ジェットの狭い領域での速度をサンプリング及び取得するために十分な分解能を提供する。非位相合せ式(non-phased)トランスデューサ・アレイ12の素子は、ビーム成形器14による制御下でカスタマイズ可能な発射シーケンスで、同時に又は独立して発射される。

10

【0011】

本発明のプローブ及びシステムの動作は、以下のように進む。一連の素子（プローブ全体の小さなサブセクション）が、同時に発射される。各素子の前方のドップラーフロー(flow)問合せのためのサンプル・ボリュームは、深さ範囲をカバーするために連続的に増加する。プローブが96個の素子から構成されるアレイを含む図4の実施形態では、この図に示されるように、4つの行、例えば行#1、#5、#8、#12を同時に活性化することができる。ドップラースペクトルは、これら行の8つの素子のそれぞれから連続的に取得される。ドップラー血流データの少なくとも3サイクルを取得した後に、血流画像プロセッサ30は、プロットの合計(sum-plot)（特定の周波数帯域、例えば300ヘルツ(Hz)から1500Hzにおけるドップラーパワーの積分）を計算する。プロット値の合計の大きさによって、血管の真上にある素子を特定することが可能になる。例えば、トランスデューサ素子12-25は、頸動脈の一部の上存在しておらず、血流を感知しない（つまり、無視されるパワードップラー信号を生成する。）これに対して、トランスデューサ素子12-61は、頸動脈の真上に存在しており、有意なパワードップラー信号を生成する。

20

【0012】

図4及び図5に示されるように、血流画像プロセッサ30は、次に、プローブの下にある頸動脈の分岐部の位置及び姿勢の格子状のマップを生成することができる。8×12の表示格子内の各ボックスは、有意なドップラー信号が対応するトランスデューサ素子によって検出された場合に、輝度や色で充たされ、及びドップラー信号が実質的に検出されない場合に、点灯されない。図4では、例えば、この格子の第1行の第3、第4、第7及び第8番目のボックスが、それら頸動脈の分岐上にあるその行のそれらの素子によって、ICA及びECAでの血流の検出に回答して点灯される。同様の結果が、行5の素子34、35、38、39から取得される。行8の素子59～63に対応するボックスは、それら素子が頸動脈の分岐部の下にあるCCAの血流を検出するので、点灯され、また、行12の素子92～94に対応するボックスの場合も同様に点灯される。図4に示されるように、これは、アレイ・トランスデューサの下にある頸動脈内の血流のシンプルな2次元格子血管マップを提示する。図5に示されるように、同様の結果が、深さ寸法でも取得することができる。この図5は、アレイ12の頂部行及び底部行における素子の下にある6つの別々の深さからの深さゲートのドップラー信号サンプルの結果を示す。図示されるアレイの右側の横断方向マップは、頂部行の2番目、3番目、7番目、及び8番目の素子がICA及びECAでの血流を検出した箇所の6つの深さでのかすかに点灯されたブロックを示している。下側のマップは、素子のうちの底部行の中央の3つの素子とその底部行の下にあるCCAでのより強い血流を検出した箇所の深さブロックをより幅広で、より強く点灯されたセットを示している。各列のこれらの垂直方向深さブロックの値は、所望すれば、横断方向マップの左側に示された縦表示のボックスについての表示値を得るために、様々な方法で組み合わせることができる。

30

40

【0013】

本発明を実施する目的は、プローブを首に配置する際にユーザを案内し、それによって、そのプローブが頸動脈の分岐部を覆うように、ユーザにリアルタイムのフィードバック

50

を提供することである。これは、非画像ベースのシステムであるので、プローブを適切な方向に移動させるようにユーザを案内する画面上のインジケータのセットを用いてフィードバックをユーザに与えることができる。この例では、プローブの理想の配置は、図4に示されるように、血流画像検出器が、格子表示の行8及び行12での単一の血管分岐部（CCA）と、格子表示の行1及び行5での2つの別々の血管分岐部（ICA及びECA）とを検出したときである。これらの行の素子は、連続的に発射され、血流画像プロセッサは、リアルタイムで各素子によって受信された信号の累積ドップラーパワーを計算する。有意なドップラーの戻り信号に応答して点灯される格子ブロックは、良好なプローブ配置を得るために必要な配置調整システムに情報を提供する。配置が良好であれば、「OK」のインジケータが、図3のプローブ案内表示に強調表示される。配置が良好でないならば、案内表示の矢印のうちの適切な矢印が、ユーザをプローブ配置に案内するために強調表示される。プローブの最適な位置付けは、累積された深さドップラーパワー（図4参照）を示す表示格子が、頸動脈の分岐部における血管セグメントの分離を示す場合に、達成される。案内表示の下部にある「プローブ配置」及び「血管マッピング」表示ボタンは、ユーザに現在の動作モードや、プローブ配置又は血管マッピングのいずれかを示す。ユーザが、血管マッピングモードを使用しており且つ頸動脈の上のプローブの位置付けを再調整したい場合に、ユーザは、プローブ配置表示ボタンをタップして、システムをその血管マッピングモードに戻し、プローブ配置ボタンが点灯することによって応答する。ドップラーデータについて約3秒が1回の往復について必要とされるので、案内表示が、3秒の時間で決定され且つこれを更新することができる。頸動脈の上のプローブの許容可能な配置を達成するための最大時間は、頸動脈の狭窄を検出するための適切な位置にプローブを成功裏に配置するために必要な反復回数に依存する。

【0014】

一旦プローブが配置されると、次のステップは、プローブアレイ内の全ての素子から超音波ドップラーデータを取得し、血流を検出した素子に応じて血管をマッピングすることである。累積されたドップラーパワーは、関心対象の深さについて、図5に関連して上述したように計算され、頸動脈の血管の3次元表現を生成する。3次元表現は、全ての素子によって検出された深さ値から生成され、ボリュームレンダラ24によって3次元ディスプレイマップに処理される。図6に示されるように、分岐した血管の3次元ディスプレイマップ60が、表示される。

2次元（図4参照）又は3次元（図6参照）のいずれかでの血管マッピングに続いて、ドップラーデータが、狭窄の分類に役立つピーク収縮期の速度を抽出するために、全ての素子から取得される。さらに所望すれば、以下で説明するように、ドップラースペクトルによって、狭窄部の疑わしい箇所を抽出して、診断をさらに補助することができる。

【0015】

プローブ10が小さな開口を有する場合に、単一の取得では、十分なサイズの頸動脈の一部、その分岐部、及び分岐点を取得することが可能でないことがある。このような場合には、複数のボリューム取得を用いて、首に沿ってプローブを移動することにより、頸動脈のセグメントをサブ領域又はサブボリュームとして取得し、次にこれら小さなセグメントを一緒にステッチして、所望の血管マップを形成する。プローブの手動の移動は、較正が存在しないことを意味し、重複領域は、2つの連続した取得の間で変化してもよく、そこには信号取得の角度及び品質の潜在的な変動も存在する。従って、全てのデータを1つのボリュームで取得する代わりに、データは、頸動脈の解剖学的構造全体をカバーするために複数のサブボリュームで取得される。複数の取得から、頸動脈の解剖学的構造全体をスキャンしたかどうかを確認するために頸動脈の血管の解剖学的構造を再構成しなければならず、そのためにサブボリュームを一緒にステッチする必要がある。これは、それらマッピングデータを重複領域で位置合わせすることにより、連続的に取得された、空間的に異なるが重複するサブボリュームを一緒に「ステッチ」することによって行われる。各サブボリュームの重複領域は、個々のトランスデューサ素子から得られた時間領域のドップラーの一致から決定される。簡単な例として、あるサブボリュームは、0, 3, 5, 3,

0 cm/秒の流速値を有するボクセルの列を有することができる。重複サブボリューム内のボクセルの一致する列が同じ又は類似のドップラー値と共に検出された場合に、サブボリュームは、シーケンシャルなボクセル値のこの同一性に基づいて位置合わせされる。速度の代わりに又は速度に加えて、他のドップラースペクトル特性を使用して、一致させることができる。このステッチは、首に関するプローブの相対的位置を取得するのは容易ではないため、信号特性に基づいて純粋に実行される。

【0016】

正確な血管のステッチは、血管の解剖学的構造を再構成して、プローブの1スイープで複数のボリュームに亘って超音波照射の角度を推定するために必要不可欠である。これは、解剖学的構造に亘ったピーク収縮期の速度の決定を可能にする。ピーク収縮期の速度は、以下のコンセンサス基準に従って、狭窄症を等級分けするための臨床的に受け入れられた診断インジケータである：

【表1】

狭窄の程度	PSV (cm/s)
正常又は50%未満	<125
50% - 69%	125-230
>70%	>230
完全閉塞	血流なし

【0017】

プローブ10が非撮像式であるため、ユーザは、調査中にどの位の動脈クラスタがプローブのスイープによってカバーされているか理解することは困難である。典型的なサンプリングされたサブボリュームのいずれか、例えば図7の(a)、(b)又は(c)の再構成から、動脈の構造が単一のボリュームからの解剖学的なキュー(cues)でカバーされているかどうかを解釈することは困難である。そのため、複数のボリュームからのデータは、血管の解剖学的構造を完全に再構築するとともに、動脈を特定するための解剖学的な根拠を提供するために一緒にステッチされる。サブボリュームの生成された血管マップからの解剖学的なキューは、血管の解剖学的構造の再構成を完了するために信号特性と同様に使用される。ドップラー信号が、脈動する血流での完全な解剖学的再構成を取得するために雑音比に対して十分な信号があり、及びプローブが、調査中に動脈構造の上で一様に移動する場合に、以下のステップが、完全な解剖学構造を再構築するために本発明に従って用いられる。最初に、プローブ10は、位置L1に配置され、サンプル・ボリュームV1の取得をもたらす。プローブは、L1に隣接する位置L2に手動で移動され、それによって得られた新たな取得サンプル・ボリュームV2がV1と部分的に重なる。この例での各ボリュームは、戻された超音波エコーデータを含む3次元マトリックスである。次に、更なるサンプル・ボリュームVnが同じ方法で取得され、それによって関心対象の血管構造が完全にカバーされる。これは、非撮像手法であるので、このプロセスが終了するまで、血管マップの再構築が完了したことを知ることは可能ではない。

【0018】

次に、各ボリュームViについて、ボリューム内の信号が、図7に示されるように、血管の3次元空間内の異なるセグメントを強調表示することによって識別される。血管マップの識別を使用して、所定のボリューム内の血管セグメントを特定する。VM=以前のステップを使用して特定された固有の血管セグメントのリストとする。血管セグメントVMiの数は、サンプル・ボリュームの中で比較される。これは、再構成からの解剖学的情報を用いて、頸動脈の分岐点を含むボリューム等の、領域の数が不均一であるサンプル・ボリュームにおける重複の領域を明らかに識別するのに役立つ。また、一致する信号デー

タを検索するための場所の表示を与える。例えば、図7（b）と図7（c）との間の重複部は、図7（b）に2つの別個の血管が存在する場合のみに与えられる。

【0019】

1つのサンプル・ボリュームの各列の最上部の行からの全ての良好なスペクトルのデータを順番に抽出し、その後の（隣接する）ボリュームの行のそれぞれのデータと相関付ける。行kにおける相関のスパイクは、プローブの行kから最後の行までの全てのデータが重複領域にあることを示している。信号でのノイズの影響を予測するのは不可能であるので、重複ボリュームの取得（データ）の1つが、他のデータよりもノイズによって品質が落ちることが起こり得る。この場合に、重複領域は、この領域がより多くの分析可能なスペクトルを有するボリュームに割り当てられる。そのようなスペクトルの数が同じである場合には、重複領域は、いずれかのボリュームに割り当てることができる。

10

【0020】

解剖学的なキューに一致するp行（又はスライス内の領域の数）が存在することとする。（血流からの信号である）脈動流を示す全ての深さでのこれらのp行での各トランスデューサの信号を T_{ij} とする。トランスデューサのi行目の脈動信号を R_i とする。

【数1】

$$R_i = \sum_{j=1}^c T_{ij} \quad (i)$$

ここで、cは、列の数である。行信号のマトリックスRMは、次のように得られる。

【数2】

$$RM = [R_1 \ R_2 \ R_3 \ \dots \ R_k \ \dots \ R_p] \quad (ii)$$

20

以前のボリュームの第1行の信号をFSとする：

【数3】

$$FS = \sum_{j=1}^c T_{1j} \quad (iii)$$

ここで、cは、列の数である。重複領域の開始は、行信号マトリックスをFSと相互相関付け(cross-correlating)することによって次のように得られる：

【数4】

$$CV = \text{CrossCorr} (RM, FS)$$

30

$$CV = \sum_{n=-inf}^{inf} RM(i+n)'FS(k) \quad (iv)$$

ここで、CrossCorrは、相互相関付けを意味し、

ここでRM(i+k)は、

【数5】

$$\begin{bmatrix} R_1(i+k) \\ R_2(i+k) \\ R_3(i+k) \\ \vdots \\ R_p(i+k) \end{bmatrix}$$

40

である。

CVは、相互相関kのベクトルである。

【数6】

$$k = \text{Max}(|(CV)|) \quad (v)$$

ここで、Maxは、最大値を意味し、

50

R_k は、インデックス k に対応する行である。運動の方向が不変であると仮定され且つ相関が重複領域の開始部を見つけるために実行されるので、我々は、 $R_k \sim R_p$ が重複領域であることを知っている。 R_k から R_p へのボリュームデータは、対応するボリュームに割り当てられる。これは、 S_1 , S_2 , S_3 等のステッチされるボリュームをもたらす。ステッチされるボリュームは、運動の方向に積み重ねられ、補間及び／又は平滑化によって接続される。

【0021】

頸動脈内の血流を層流又は乱流とすることができる。層流は、全ての血球が相対的に同じ速度で且つ同じ方向に移動するように、均一である。乱流は、血管内の血球が多くの方
10
向に移動するが、典型的には順方向の正味の流れを有するような、ランダムな無秩序状態の渦流によって特徴付けられる。層流のドップラースペクトルは、スペクトル線の広がり及びスペクトル窓の充填(filling)として表示される。乱流パターンは、ベースラインより下の成分を含むスペクトルの広がりとして表示される。スペクトルの広がり、乱流を表す波形の交互変化(alternation)に適用される用語である。それは、図8の流れのドップラーフロースペクトログラムで示されるように、ドップラースペクトルに存在する周波数の増加分布として規定される。頸動脈では、このタイプの乱流は、分岐点に（すなわち、流動特性の観点から等価な頸動脈球に）、及び血管の狭小部又は狭窄部に存在する。

【0022】

乱流のこの2つのケースを区別する主な方法は、ピーク収縮期の速度(PSV)を測定することによる。狭窄の存在は、通常、乱流を伴う上昇するPSVによって特徴付けられる
20
。プラークの危険なレベルの基準は、一般的に狭窄の比率に関連しており；また、狭窄の程度は、血液のピーク速度によって次のように決定される：

【表2】

狭窄の程度	PSV (cm/s)	乱流 (スペクトルの広がり)
正常	<125	正常&頸動脈球において高い
<50%	<125	高
50% - 69%	125-230	高
>70%	>230	高
完全閉塞	血流なし	ゼロ

増加した速度によって生じるドップラースhiftを検出することによって、危険なプラークが存在するかどうかを判定することができる。

【0023】

狭窄の特性から頸動脈の分岐部の特性の区別を以下のように行うことができる：

【表3】

状態／特徴	PSV	乱流 (スペクトルの広がり)
分岐（頸動脈球）	正常	高
狭窄	高	高

10

20

30

40

50

この関係は、スペクトルの広がり及び P S V の観点から乱流を推定することにより、ユーザは、P S V 及びスペクトルの広がりに適したしきい値を用いて（分岐部や狭窄ジェット等の）関心対象のセグメントを容易に識別することができることを示している。本発明は、この情報を使用して、頸動脈の撮像を行うことなく、関心対象のセグメントを検出する。また、本発明は、区別された狭窄の程度を用いて頸動脈クラスタ内に存在する乱流を特徴付けるための自動化された方法を提供する。実験結果は、乱流とピーク収縮期の速度との組合せと一緒に、関心対象のセグメント内での狭窄のこの推定が、狭窄を評価するためのロバストな技術を提供することを示している。

【0024】

ドップラースペクトル超音波速度測定は、ドップラー信号を構成する周波数スペクトルの体系的な分析を含む。臨床使用のために取得されたドップラー信号は、振幅コンテンツが変化する周波数の範囲で構成される。従って、ドップラーシフト周波数を計算する前に、体系的な処理が必要である。図9の体系的なプロセスは、狭窄の評価、P S V、及び乱流について推定されるような2つの最も重要なパラメータを推定する。

ブロック72では、ドップラー信号は、上述したように頸動脈のボリューム領域から取得され、ドップラー信号は、不要なノイズ信号成分を除去するために前処理される（74）。血管特定ステップ76では、取得したドップラー信号が血管情報（CCA, ICA, ECA又は分岐点）を含んでいるかどうか識別される。これは、事前に規定されたパワーしきい値を用いてドップラーパワーについて行われる。時間領域のパワー（信号の長さで除算された全ての値の二乗の和）が、頸動脈の全てのサンプル・ボリュームについて計算される。次に、平均パワーが、全てのサンプル・ボリュームから計算される。最後に、この平均値を上回る最大パワーを示すサンプル・ボリュームが、血管情報を有するセグメントとしてみなされる。

【0025】

ステップ82でのスペクトルプロファイル抽出は、次の2つのステップを含む：（i）スペクトルドップラープロセッサ32を使用してスペクトログラムを計算するステップと、（ii）良好なスペクトルプロファイルを得るために、スペクトログラムを処理するステップ（平滑化、しきい値、ノイズ除去等）とを含む。スペクトログラムは、256個のデータ点及び50%のオーバーラップを使用して20ミリ秒のハミング窓での高速フーリエ変換（FFT）ベースのパワースペクトルを使用して取得される。この後に、滑らかに且つ再現可能な最大周波数エンベロープが、生成されたスペクトログラムから抽出される。高品質の最大周波数エンベロープを取得するために、一次の無限インパルス応答（IIR）フィルタが、取得されたスペクトルに最初に適用される。次に、2次元中央値フィルタが、IIRフィルタから取得されたパルス波形に適用される。中央値フィルタの出力を使用して、スペクトル周波数エンベロープを抽出する。

【0026】

ステップ88でP S Vを推定するために、第1の3次元血管マップは、前述したようにステップ78で識別された血管情報から作成される。血管マップから、ドップラー角度が、ステップ86で、血管マップから取得した頸動脈の血管構造の幾何学的な重心の区分線形フィットによって推定される。最大ドップラーシフト周波数も、推定されたスペクトルプロファイルから計算される。

ピーク収縮期の速度は、ステップ88で、標準的なドップラー方程式を使用して、ドップラー角度及び最大ドップラーシフトから推定される：

$$v = (F_s \times c) / (2 \times F_t \times \cos \theta)$$

ここで、 F_s は、ドップラー周波数シフトであり、 c は、身体内の音速であり（公称1540 m/sであると仮定する）、 F_t は、入射ビームの周波数であり、 θ は、流れ方向に対するビームの入射角である。

【0027】

乱流は、通常、血管の分岐で又は小径の血管での高い流速の存在下で確認されるスペクトルの広がりによって特徴付けられる。スペクトルの広がり、スペクトル幅とも呼称さ

10

20

30

40

50

れるスペクトルの帯域幅を推定することによっても推定することができる。乱流は、スペクトル幅を推定すること、従って、スペクトログラムのエンベロープの上部及び下部のトレースの両方を抽出することによって特徴付けされる。本発明の実施においては、乱流は、図10で説明されるように、上部及び下部のスペクトルトレースの間の領域を上部スペクトルトレースの下の方の面積の割合として使用することにより推定した。この図5は、計算するステップが含まれることを示しており、トレースされたドップラースペクトルのイラストが、図11に示される。この基準は、それらのピークに関して対等な立場で、3つの動脈、つまり総頸動脈、内頸動脈、及び外頸動脈を配置する更なる利点を有している。これは、スペクトル幅の推定に関してピーク高さの影響をなくす。上部及び下部のエンベロープトレース間の幅のみが使用される場合に、これは、内頸動脈より高いピークを有する外頸動脈及び総頸動脈による誤った推定をもたらすことがある。従って、乱流は、次の式によって推定される。

乱流の基準 = (上部トレース下の面積 - 下部トレース下の面積) / 上部トレース下の面積)

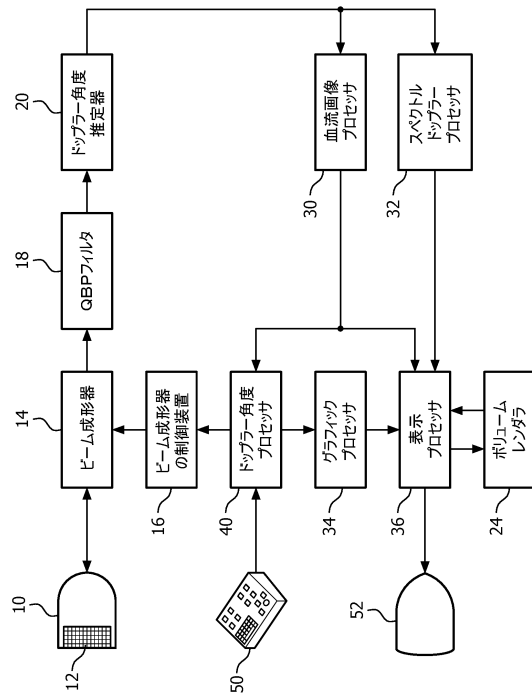
【0028】

図9の方法の最終的な決定は、頸動脈の分岐点(92)、狭窄(90)のインジケータ、又は正常な頸動脈(96)の調査結果をユーザに報告する。これらの決定は、比較ステップ98a、98b、及び98cにおいて、ステップ84からのスペクトル幅SWの乱流の推定値及びステップ88からのPSV推定値を、乱流しきい値 T_s 及び速度しきい値 T_p と比較することによって行われる。公称速度しきい値 T_p は、125cm/秒であり、公称の乱流基準は、0.5である。これら比較結果は、表示画面上でユーザに提示される。

【0029】

要約すると、本発明の実施形態は、血管を撮像することなく、頸動脈における関心対象のセグメントを検出し且つ特徴付けるための方法を提供する。本発明の技術は、上述した非撮像式2次元アレイドップラプローブと、狭窄を検出するとともにその重症度を推定するドップラー角度推定と一緒に、前述した血管特定の方法とを利用する。本発明の主要な要素は、頸動脈構造の様々な点で乱流を計算するとともに、狭窄を区別する程度を用いて乱流を特徴付けるステップと；乱流の推定値とPSVとを組み合わせ、頸動脈における関心対象のセグメントを識別するステップと；乱流及びPSV推定値を組み合わせ、狭窄の程度に関して血管セグメントの狭窄を自動的に特徴付けるステップと；を含む。

【図 1】



【図 2】

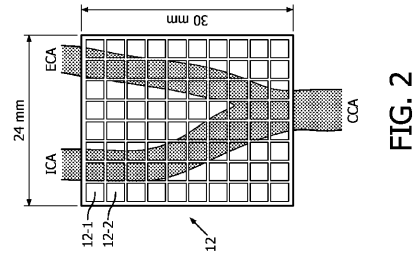


FIG. 2

【図 2 a】

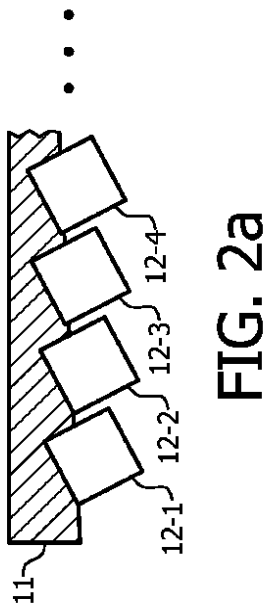
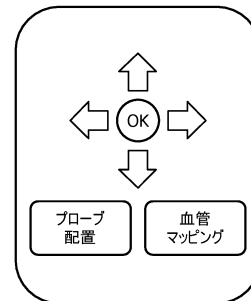


FIG. 2a

【図 3】



【図 4】

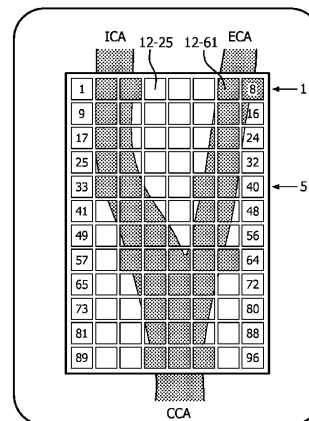
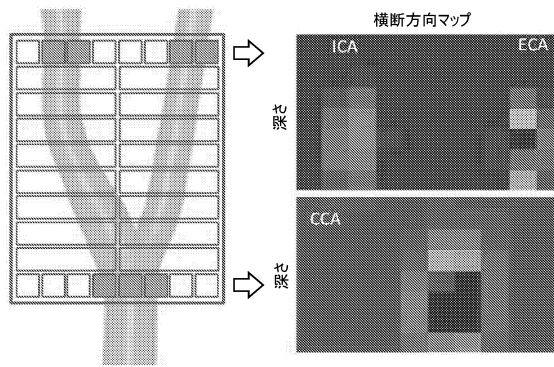


FIG. 4

【図 5】



【図 6】

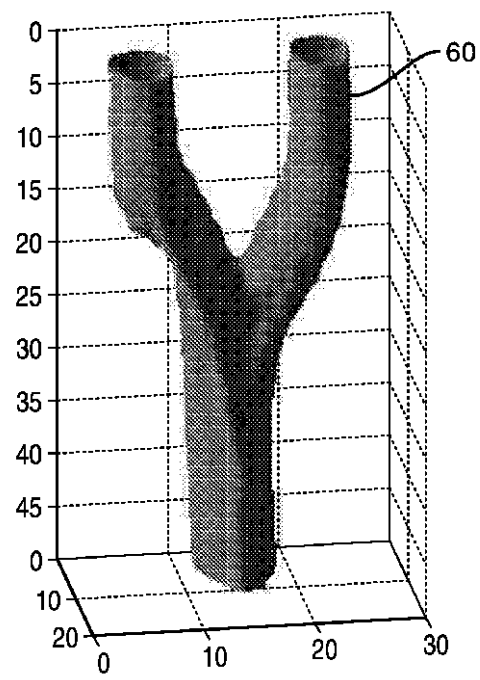


FIG. 6

【図 7 a】

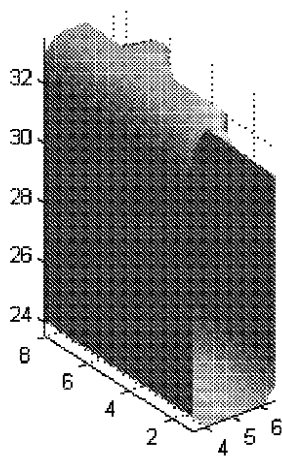


FIG. 7a

【図 7 b】

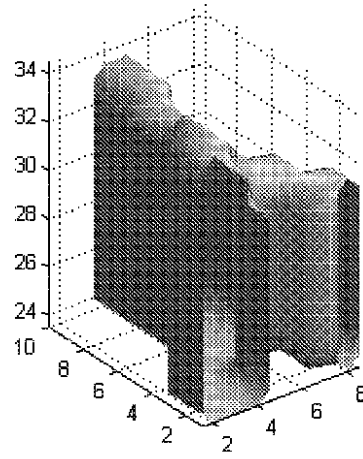


FIG. 7b

【図 7 c】

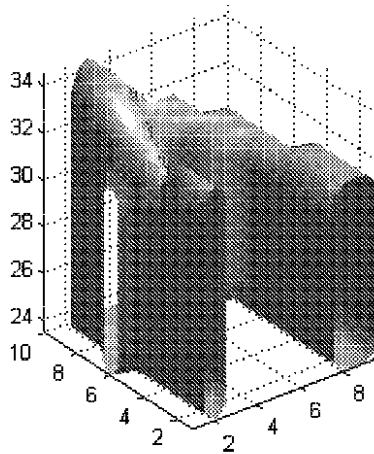


FIG. 7c

【図 7 d】

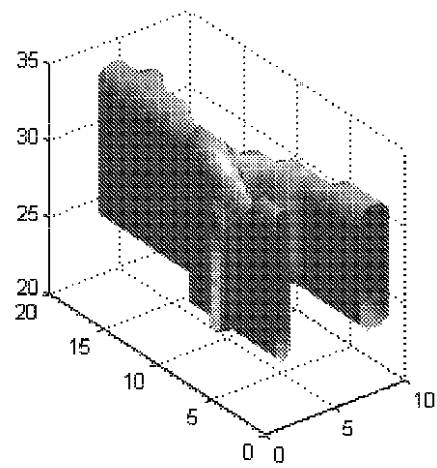
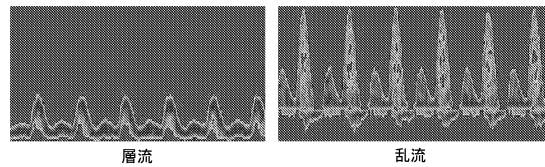
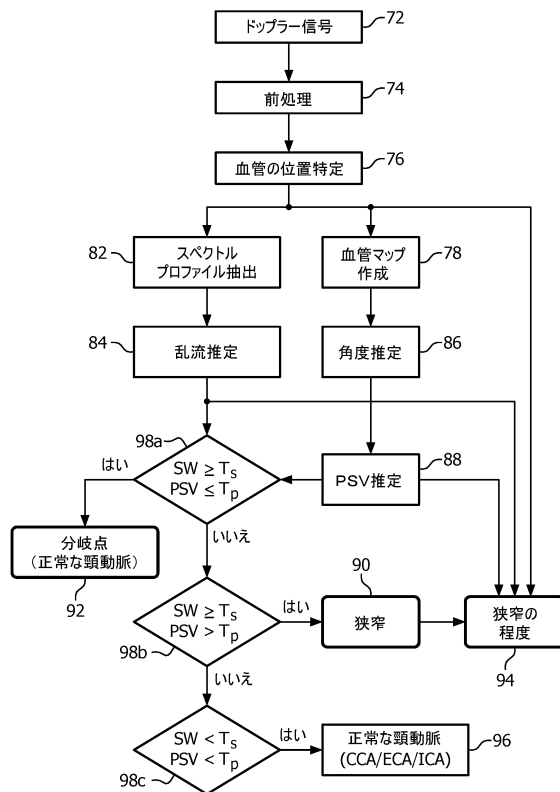


FIG. 7d

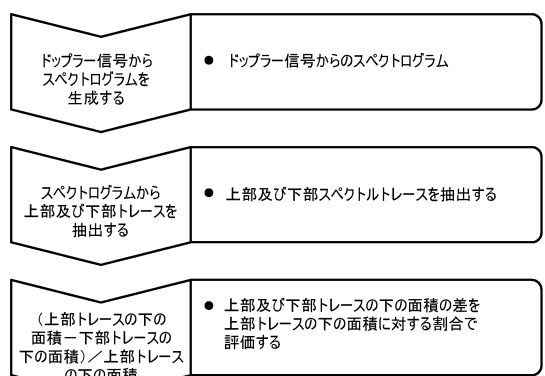
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【図 11】



FIG. 11

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 ゴヴィナハリサトヤナラヤナ, スシャント
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 シソディア, ラジェンドラ シン
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 ブッサ, ナガラジュ
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 パラニサミ, クリシュナムーシ
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 バサワラジ パティル オカリー, ヴィクラム
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 セトゥラマン, シュリラム
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 ペトルツェツェロ, 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・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 ジョウ, シーウェイ
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 アナンド, アジャイ
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 エルカンプ, ラモン カイド
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 ヴェンカテサン, シャンカル モンスール
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 国際公開第2013/088320 (WO, A1)
国際公開第2013/088314 (WO, A1)
国際公開第2012/085788 (WO, A2)
特開2009-131420 (JP, A)
特表2006-505321 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

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

专利名称(译)	用于对准血管的超声数据的空间不同子体积的方法		
公开(公告)号	JP6297150B2	公开(公告)日	2018-03-20
申请号	JP2016528626	申请日	2014-07-14
[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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ゴヴィナハリサトヤナラヤナスシャント シソディアラジェンドラシン ブッサナガラジュ パラニサミクリシュナムーシイ バサワラジパティルオカリーヴィクラム セトゥラマンシュリラム ペトルツエツロジョン ジョウシーウェイ アナンドアジャイ エルカン普拉モンカイド ヴェンカテサンシャンカルモンスール		
发明人	ゴヴィナハリサトヤナラヤナ,スシャント シソディア,ラジェンドラ シン ブッサ,ナガラジュ パラニサミ,クリシュナムーシイ バサワラジ パティル オカリー,ヴィクラム セトゥラマン,シュリラム ペトルツエツロ,ジョン ジョウ,シーウェイ アナンド,アジャイ エルカン,ラモン カイド ヴェンカテサン,シャンカル モンスール		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 G01S7/52065 G01S15/8925 G01S15/8979 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06.ZDM		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/857833 2013-07-24 US		
其他公开文献	JP2016525406A5 JP2016525406A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于对准血管的超声数据的空间上不同的子体积的方法，该方法包括使用超声换能器元件的二维阵列的元件，每个换能器元件的空间相对的元件。从不同的扫描深度获取血管的时间不连续信号，在该获取步骤期间，将阵列布置在相对于血管的第一位置，并且；多普勒处理从每个换能器元件接收的时间上不连续的信号，以产生每个换能器元件在相反的扫描深度处的频谱多普勒数据；以

及；产生频谱多普勒数据的第一3D图。产生与阵列相对于血管的位置的空间关系；超声换能 使用阵列元件的二维阵列的元件，通过扫描由每个换能器元件相对的空间不同深度来获取血管的时间不连续信号的步骤。在获取步骤期间位于相对于血管的第二位置；多普勒处理从每个换能器元件接收的时间上不连续的信号以抵抗每个换能器元件的扫描深度。产生与阵列相对于血管的位置呈空间关系的光谱多普勒数据的第二个3D图；这两个图的匹配光谱多普勒数据中的1个。 根据一个或多个区域将第一个3D地图与第二个3D地图对齐 并且；从对准的第一和第二三维图生成血管中的血流的三维组合图。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6297150号 (P6297150)
(45) 発行日 平成30年3月20日 (2018. 3. 20)	(24) 登録日 平成30年3月2日 (2018. 3. 2)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/06 (2006. 01)		
F I A 6 1 B 8/06 Z DM		
請求項の数 12 (全 16 頁)		
(21) 出願番号 (86) (22) 出願日 (65) 公表番号 (43) 公表日 (86) 国際出願番号 (87) 国際公開番号 (87) 国際公開日 (87) 国際公開日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国 早期審査対象出願	特願2016-528626 (P2016-528626) 平成26年7月14日 (2014. 7. 14) 特表2016-525406 (P2016-525406A) 平成28年8月25日 (2016. 8. 25) PCT/IB2014/063077 W02015/011599 平成27年1月29日 (2015. 1. 29) 平成29年7月11日 (2017. 7. 11) 61/857, 833 平成25年7月24日 (2013. 7. 24) 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 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 5 High Tech Campus 5, NL-5 6 5 6 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】 血管の超音波データの空間的に異なるサブボリュームを位置合わせするための方法		