

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6389521号
(P6389521)

(45) 発行日 平成30年9月12日(2018.9.12)

(24) 登録日 平成30年8月24日(2018.8.24)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 15 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2016-528624 (P2016-528624)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年7月10日(2014.7.10)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2016-525405 (P2016-525405A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成28年8月25日(2016.8.25)		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 Eindhoven
(86) 国際出願番号	PCT/IB2014/062991		
(87) 国際公開番号	W02015/011594		
(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7日(2017.7.7)		
(31) 優先権主張番号	61/857, 852	(74) 代理人	100107766
(32) 優先日	平成25年7月24日(2013.7.24)		弁理士 伊東 忠重
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100070150
			弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 頸動脈狭窄の自動スクリーニングのための非撮像型2次元アレイプローブ及びシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

頸動脈の診断のためのドブラ超音波システムであって：

素子の行と列に配置される超音波トランスデューサ素子の2次元アレイを含むプローブであって、当該プローブは、前記頸動脈上の当該プローブの掃引を介して、(i) 第1サブボリューム及び(ii) 前記第1サブボリュームと空間的に異なるが前記第1サブボリュームと少なくとも部分的にオーバーラップする第2サブボリュームにおいて、血管の時間的に離散的な信号を取得するために、整相せずに作動するよう構成される、プローブと；

前記アレイの素子に結合され、前記トランスデューサ素子を独立に作動させ、パルスを伝達して各トランスデューサ素子の下からドブラ信号を受け取るように適合される、ビームフォーマと；

前記ビームフォーマに結合され、前記受け取ったドブラ信号に応答して、各トランスデューサ素子に対してドブラパワー又は速度値を生成する、ドブラプロセッサと；

前記トランスデューサ素子に対するドブラパワー又は速度値に応答して、前記頸動脈に対してそれぞれ第1及び第2空間ドブラ血管マップを生成するための流れプロセッサであって、当該流れプロセッサは、前記第1空間ドブラ血管マップを前記第2空間ドブラ血管マップと位置合わせするために構成され、前記第2サブボリュームのうち、前記第1サブボリュームと前記少なくとも部分的にオーバーラップする領域は、前記のアレイの個々のトランスデューサ素子から取得される時間領域ドブラデータのマッチから決定され、当該流れプロセッサは更に、前記位置合わせされた第1及び第2空間ドブラ血管マップと一緒に

10

20

スティッチングすることにより、組合せの空間ドブラ血管マップを生成する、流れプロセッサと；

前記組合せの空間ドブラ血管マップを表示するためのディスプレイと；

を備える、ドブラ超音波システム。

【請求項 2】

前記ビームフォーマは、前記トランスデューサ素子を整相させずに作動させるビームフォーマを更に備える、

請求項 1 に記載のドブラ超音波システム。

【請求項 3】

前記2次元アレイの各素子は、少なくとも1mm×1mmの寸法である、

10

請求項 2 に記載のドブラ超音波システム。

【請求項 4】

前記2次元アレイの各素子は、3mm×3mmの寸法である、

請求項 2 に記載のドブラ超音波システム。

【請求項 5】

トランスデューサ素子の行の数は少なくとも10であり、トランスデューサ素子の列の数は少なくとも8である、

請求項 1 に記載のドブラ超音波システム。

【請求項 6】

トランスデューサ素子の行の数は12であり、トランスデューサ素子の列の数は8である

20

、

請求項 5 に記載のドブラ超音波システム。

【請求項 7】

前記2次元アレイのトランスデューサ素子は、共通の面に配置され、

前記トランスデューサ素子は、超音波が送受信される面を提示し、

前記トランスデューサ素子の前記面は、前記共通の面に垂直の軸に対して、30～60度の角度で傾けられる、

請求項 1 に記載のドブラ超音波システム。

【請求項 8】

前記トランスデューサ素子の前記面は、トランスデューサレンズの材料で覆われる、

30

請求項 7 に記載のドブラ超音波システム。

【請求項 9】

前記第 1 及び第 2 空間ドブラ血管マップの各々は、ボックスの2次元格子を更に備え、各ボックスが前記2次元アレイ内の素子の位置に対応する、

請求項 1 に記載のドブラ超音波システム。

【請求項 10】

前記格子の各ボックスは、その対応するトランスデューサ素子によって検出される前記ドブラ信号の輝度又は色表現を表示する、

請求項 9 に記載のドブラ超音波システム。

【請求項 11】

40

頸動脈に対する前記プローブの位置決めをガイドするプローブガイダンス表示を更に備える、

請求項 1 に記載のドブラ超音波システム。

【請求項 12】

前記プローブガイダンス表示は、プローブの位置決めを調整する方向を示す矢印を更に備える、

請求項 11 に記載のドブラ超音波システム。

【請求項 13】

前記プローブガイダンス表示は、プローブ配置モード及び血管マッピングモードのためのモードボタンを更に備える、

50

請求項 1 1 に記載のドブラ超音波システム。

【請求項 1 4】

前記プローブガイダンス表示は、プローブ配置モード及び血管マッピングモードのためのモードインジケータを更に備える、

請求項 1 1 に記載のドブラ超音波システム。

【請求項 1 5】

前記ビームフォーマは、関心対象の深度からドブラ信号を受け取るように更に構成される、

請求項 1 に記載のドブラ超音波システム。

10

【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、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型 (non-imaging) ドブラプローブシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

脳卒中は、世界第 3 位の主な死因である。世界保健機関によると、脳卒中による死亡者は、2002年には5,500万人以上を占め、これらの死亡の約50%が中国やインドで起こる。先進国では、その発生は減少してきているが、脳卒中はそれでもなお、米国において163,000人という死亡数を占める。これらの死の大部分は、頸動脈分岐部における疾患の結果であると考えられる。総頸動脈 (CCA) が内頸動脈 (ICA) と外頸動脈とに分岐する頸動脈分岐部は、アテローム性動脈硬化症の好発部位である。ICA、すなわち脳に血液を供給する分流 (branch) の狭窄又はこれが狭くなることは、虚血性脳梗塞の発生に関係することが長く知られている。頸動脈狭窄の重症度の使用が、脳卒中リスクの代替的測定として考案されている。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

アテローム性動脈硬化症の発生及び脳卒中に関連する死亡数は、発展途上世界において深刻化する問題である。これらの国では、低リソース設定で使用することができる頸動脈のスクリーニングデバイスは、幾つかの特徴を示すことにより、この深刻さを増す問題に対処するであろう。第 1 に、これらの設定において熟練した人材の不足が多く、したがって、このデバイスは、最小のトレーニングと指示により使用することが可能であるべきである。第 2 に、このデバイスは、これらの設定において手頃な価格となるように、安価であるべきである。第 3 に、このデバイスは、地方の設定では入手可能でない可能性のある高性能のデュプレックス超音波スキャナを使用せずに、高度に自動化された方法で、頸動脈内の狭窄の程度を分類することが可能であるべきである。

30

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理によると、頸動脈診断のための超音波診断システムは、簡単な非撮像型のドブラ超音波プローブを含む。このプローブは、比較的大きなサイズの少ない数の素子を用いるトランスデューサ素子の2次元アレイを有し、この2次元アレイは、頸動脈分岐部の頸動脈のエリアを覆うことができる。大きなサイズの素子は、整相 (phasing) せずに独立に作動され、これによりドブラ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、2次元又は3次元で頸動脈の血流の表現を生成することができ、プローブが血管の上を動くときに、頸動脈の流れの区分 (segment) を合致させることにより、その流れの拡張ビューを組み立てることができる。頸動脈が位置特定されると、収縮期最大流速及び血流の乱流の自動的な測定により、狭窄の程度が評価される。

40

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 0 5 】

【図 1】本発明の原理に従って構築される超音波システムをブロック図の形で示す図である。

【図 2】本発明のプロープのアレイトランスデューサ素子のサイズ及び寸法を示す図である。

【図 2 a】良好なドブラ受信のための図 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】頸動脈上の正しいプロープ配置をオペレータにガイドする、本発明の超音波システムのプロープ配置ディスプレイを示す図である。

【図 4】素子の個別の行における本発明のドブラプロープの作用を示す図である。

10

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

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

【図 7 a】本発明のプロープ及びシステムを用いたスキャンニングによる、3 次元の血管マップの進行する組立てを示す図である。

【図 7 b】本発明のプロープ及びシステムを用いたスキャンニングによる、3 次元の血管マップの進行する組立てを示す図である。

【図 7 c】本発明のプロープ及びシステムを用いたスキャンニングによる、3 次元の血管マップの進行する組立てを示す図である。

【図 7 d】本発明のプロープ及びシステムを用いたスキャンニングによる、3 次元の血管マップの進行する組立てを示す図である。

20

【図 8】頸動脈内で遭遇する流動状態のスペクトルドブラの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収縮期最大流速の自動評価のフローチャートである。

【図 1 0】本発明に係る流動分析の基本的なステップの図である。

【図 1 1】ドブラスペクトルを、トレースされるエンベロープの上端及び下端とともに示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 6 】

最初に図 1 を参照すると、本発明の原理に従って構築された超音波システムが、ブロック図の形で図示されている。超音波プロープ 1 0 は、ドブラ処理のために超音波を身体へ送り、戻りエコー信号を受け取るトランスデューサ素子のトランスデューサアレイ 1 2 を含む。超音波の伝送及び受信の制御及びタイミングは、システムビームフォーマ 1 4 を制御するビームフォーマコントローラ 1 6 によって提供される。トランスデューサアレイが段階的に動作しないので、ビームフォーマ 1 4 は、従来の遅延和 (delay-and-sum) ビームフォーマではない。代わりに、各素子が別個に作動して、超音波をその前面から身体へ直接的に送り、超音波からの反射を個々に受け取る。ビームフォーマは、各トランスデューサによる連続的な送受信の間隔 (パルス繰り返し間隔: PRI) のタイミングを制御し、その結果、時間的に間隔をあけたエコーの集合体が、各トランスデューサ素子により、関心対象の深度範囲にわたる連続的な深度で受信される。そのような関心対象の深度範囲は、頸動脈が位置する公称深度 (nominal depth) である。エコーサンプルの各集合体は、その後ドブラ処理をして、全てのトランスデューサ素子の正面の流動状態を検出する。直交バンドパスフィルタ 1 8 はエコー信号を処理して、直交成分 I 及び Q にする。個別のコンポーネントをドブラ角度推定器 2 0 によって使用して、ドブラ照合 (Doppler interrogation) が行われることになる各トランスデューサ素子の正面の深度において、ドブラ信号の位相又は周波数シフトを推定する。あるいは、ドブラパワー (Doppler power) を推定することができる。ドブラ角度推定器 2 0 によって生成される、各トランスデューサの正面の深度におけるドブラ周波数及び強度を、これらの深度の位置におけるドブラパワー又は流れの流速値に直接マップすることができる。このドブラデータは、データを 2 次元又は 3 次元の画像フォーマットへ空間的に処理する流れ画像プロセッサ 3 0 に結合され、ここで速度値をカラー又は強度コード化 (intensity-coded) する。この空間的なド

30

40

50

ブラ血管マップを、ディスプレイプロセッサ36により処理してディスプレイ52上に表示し、流れが生じているアレイトランスデューサの下にある生体構造内の位置と、その流れの速度及び方向を、強度変調によるドブラパワー又はカラーコード化により示すことができる。ドブラデータは、スペクトルドブラプロセッサ32にも結合され、スペクトルドブラプロセッサ32は、以下で説明されるように、乱流分析及び収縮期最大流速のためのドブラデータのスペクトル分析を生成する。ドブラ角度プロセッサ40は、ドブラ照合の角度について処理を調整し、この角度は、好ましくは、以下で説明されるようにトランスデューサ素子による波長伝送の方向を傾けることにより設定される。グラフィクスプロセッサ34は、血管マップの座標及び患者名等の他のグラフィカルデータを表示画像の上にオーバーレイするように提供される。ボリュームレンダラ24は、以下で説明されるような3次元の血管マップの生成のために、3次元の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、ユーザコントロール50によって操作される。

【0007】

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を図示している。この実施形態は、合計80個の素子を有するプロープのアレイであり、各素子は、10行×8列の2次元の行列内に構成される3mm×3mmの寸法である。そのような構成では、被覆領域は30mm×24mmである。この少ない数の素子と比較的大きい個々のサイズの素子を伴うトランスデューサアレイは、より細かいピッチのアレイ素子よりもサイコロ状に分けるのが容易であり、これは、このアレイを簡単にするので、高収率で作り上げることができ、したがって、作成が比較的安価である。素子の数を選択する際に考慮すべきファクタは、カバー範囲（coverage）、分解能（resolution）及び標準的な超音波プロープと比較して受容可能な正確性を提供する数を含む。3mm×3mmから6mm×6mmまでに及ぶ素子のサイズは、頸動脈の公称深度で使用される非集束素子について受容可能であることがわかっている。約40mmのアレイサイズは、頸動脈の分流を覆うのに適していることがわかっている。図2に図示されるように、プロープは、患者の首に対して頸動脈の上に配置されるように意図される。プロープのアパーチャが頸動脈に沿って縦方向であり、動脈の分岐が視野内にあるとき、トランスデューサは、頸動脈の適切なエリアを覆うことになり、この場合、一方の端部に総頸動脈（CCA）があり、他方の端部に内部分流（ICA）及び外部分流（ECA）がある。プロープ内の素子は、30～60度のドブラ角を提供する角度で配置される。周知であるように、ドブラ信号は、血流の方向が超音波の方向に対して直交するときは得られず、超音波が血流と一致するように向けられるときに最大信号が得られる。したがって、アレイ12の素子が身体へ真っすぐに向いていた場合、アレイの直ぐ下の血流から実現されるドブラ信号はほとんどないか、全くないであろう。この方向的感度を構成するために、このアレイ12の素子は、図2aに図示されるように、通常より30～60度の角度を離して角度付けされる。約30度の傾斜は、受容可能な結果を得ることがわかっている。追加の角度形成は、スキャン中にプロープを肌の表面に対して傾けることにより提供され得る。この描写は、選択されたドブラ角度で傾けられ、かつトランスデューサレンズの材料層11のオーバーレイ層によってその位置に保持される、素子の最初の4行のエンド素子12-1、12-2、12-3及び12-4を示しており、トランスデューサレンズの材料層11は一般的に、RTV等のラバー状のポリマー材料である。RTVレンズの厚さは、アレイトランスデューサにわたって均一にすることができ、あるいは公称ドブラ角度を設定するため傾きの一部又は全てを提供するよう厚さを先細にすることができる。素子が角度付けされるドブラ角度を、プロープの性格的チップから自動的に又はユーザコントロールから手動で超音波システムに入力することができ、プロープ素子のドブラ角度に使用すべき正しい角度補正を構成するようシステムを調整することができる。システムは望ましくは、ドブラ角度のフィードバックインジケータを含むことができ、このインジケータは、ドブラの戻り信号の強さを処理し、好ましくないドブラ角度を検出するアルゴリズムによって制御され、ユーザに、プロープを手動でより好ましい角度に再配置するよう提案する。

【0008】

アレイトランスデューサの素子は、励起パルスによって励起されて、パルス波モードで

10

20

30

40

50

機能する。パルス波モードでは、ドブラ信号の深度分解能を提供することが可能である。例えば3mm×3mmの素子サイズは一般的に、狭窄のある頸動脈内で生じる高速噴流（jet）の狭い領域内での速度をサンプリングして取得するのに十分な分解能を提供する。非位相（non-phased）トランスデューサアレイ12の素子は、ビームフォーマ14によるコントロール下で、同時に又はカスタマイズ可能な始動シーケンスで独立に始動（fire）される。

【0009】

本発明のプロープ及びシステムの動作は次のように進む。素子のシーケンス（プロープ全体の小さなサブセクション）が同時に始動される。各素子の正面のドブラフロー照合のためのサンプルボリュームは、深度の範囲を覆うよう順次増加される。プロープが96個の素子を含む図4の実施形態では、4つの行を同時にアクティブにすることが可能である、例えばこの図では、図示されるように、#1、#5、#8及び#12の行を同時にアクティブにすることができる。ドブラスペクトルは、これらの行の各々の8個の素子の各々から連続的に取得される。少なくとも3サイクルのドブラフローが取得された後、流れ画像プロセッサ30は、合計プロット（sum-plot）（指定された周波数帯域、例えば300Hzから1500Hzのドブラパワーの統合）を計算する。合計プロット値の規模は、識別される血管の真上の素子を有効にする。例えばトランスデューサ素子12-25は、頸動脈の部分の上ではなく、これは流れがないことを意味することになる（無視できるほどの電力のドブラ信号を生じることになる）。一方、トランスデューサ素子12-61は、頸動脈の真上にあり、かなりの有意な出力のドブラ信号を生じることになる。流れ画像プロセッサ30は次いで、図4及び図5に示されるように、プロープの真下にある頸動脈の分流の位置及び配置について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、有意なドブラ信号が、対応するトランスデューサ素子によって検出されるときに輝度又は色で満たされ、ドブラ信号が実質的に検出されないときは照明されない。図4では、例えば格子の1番目の行の3、4、7及び8番目のボックスは、1番目の行内のこれらの素子によるICA及びECA内の流れの検出にตอบสนองして照明され、この場合、1番目の行の3、4、7及び8番目のボックスの素子は、これらの頸動脈分流（ICA及びECA）の上にある。同様の結果は、行5の素子34、35、38及び39から得られる。行8の素子59-63に対応するボックスは、頸動脈分岐部の下にあるCCA内の流れを検出したので、これらのボックスが照明される。行12の素子92～94に対応するボックスの場合についても同様である。図4に図示されるように、これは、アレイトランスデューサの下にある頸動脈内の流れの簡単な2次元の格子血管マップを提示することになる。同様の結果を、図5に図示されるような深度次元でも得ることができる。図5は、アレイ12の1番上の行と1番下の行内の素子の下に6個の別個の深度からドブラ信号サンプルを深度ゲーティング（depth-gating）した結果を示している。アレイの図の右の横断面マップは、1番上の行の2、3、7及び8番目の素子がICA及びECA内で流れを検出した、6つの深度においてわずかに照明されたブロックを示している。下の方のマップは、より広く、より照明された深度ブロックのセットを示しており、このブロックの場所は、素子の1番下の行の中央の3つの素子が、素子のその行の下にあるCCA内のより強い流れを検出した場所である。各列におけるこれらの垂直深度ブロックの値を様々な方法で組み合わせて、必要に応じて、横断面マップの左に示されるような縦方向の表示におけるボックスの表示値を取得することができる。

【0010】

本発明の実装の目的は、プロープを首に配置する際にプロープが頸動脈の分岐部を覆うようにユーザにガイドするよう、リアルタイムのフィードバックをユーザに提供することである。これは、非撮像型のシステムであるので、プロープを適切な方向に動かすようユーザをガイドする画面上のインジケータのセットを通して、ユーザにフィードバックを与えることができる。この例では、プロープの理想的な位置決めは、図4に示されるように、流れ画像検出器が、格子表示の行8と行12で単一の血管分流（CCA）を検出し、格子の行1と行5で2つの別個の血管分流（ICAとECA）を検出するときである。これらの行内の素子は、連続的に始動され、流れ画像プロセッサは、各素子によってリアルタイムで受

10

20

30

40

50

信される信号の蓄積されたドブラパワーを計算する。有意なドブラ信号の戻りに応答して照明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とされる配置調整についてシステムに通知する。配置が良好であれば、「OK」インジケータが、図3のプローブガイダンス表示内でハイライトされる。そうでない場合、ユーザにプローブの配置をガイドするように、ガイダンス表示内の矢印のうちの適切な1つがハイライトされる。深度蓄積ドブラパワー（図4）を示す表示格子が、頸動脈分岐部の血管区分の分離を示すとき、プローブの最適な配置が達成される。ガイダンス表示の下部の「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、プローブ配置と血管マッピングのいずれかの現在の動作モードを伝える。ユーザが血管マッピングモードであり、プローブの位置決めを頸動脈上に再調整したい場合、ユーザはプローブ配置表示ボタンをタップして、システムをそのモードに戻し、プローブ配置ボタンは、照明することにより応答する。ドブラデータの約3秒に相当するデータが1回の反復に必要とされるので、ガイダンスの指示は、3秒の際に決定されて更新され得る。頸動脈上のプローブの受容可能な配置を達成する最大時間は、頸動脈狭窄の検出のために、プローブを適切な位置に成功裏に配置するのに必要な反復の数に依存する。

【0011】

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素子の全てから超音波ドブラデータを取得し、流れを検出する素子に従って血管をマップすることである。蓄積されたドブラパワーは、関心対象の深度について、図5に関連して上述したように計算され、頸動脈の3D表現を生成する。3D表現は、素子の全てによって検出された深度値から生成されて、ボリュームレンダラ24によって3D表示マップへと処理される。図6に図示されるように、分岐した血管の3D表示マップ60が表示される。

【0012】

2次元（図4）又は3次元（図6）のいずれかの血管マッピングに続いて、素子の全てからドブラデータを取得し、狭窄の分類を助けることができる収縮期最大流速を抽出する。さらに、必要に応じて、狭窄の疑いのあるポイントでドブラスペクトルを抽出して、上述のような診断を更に助けることができる。

【0013】

プローブ10が小さいアパーチャを有するとき、単一の取得では、頸動脈の十分にサイズ調整された部分、その分流及び分岐部を取得することができないことがある。そのような場合、多重ボリューム取得（multiple volume acquisition）を用いて、首に沿ったプローブの移動により、サブエリア又はサブボリュームで頸動脈の区分を取得し、次いで、より小さい区分を一緒にスティッチング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暗示し、オーバーラップ領域は2つの連続する取得の間で変化することがあるので、単一の取得の角度及び品質にも潜在的な変化が存在することがある。したがって、1つのボリュームでデータの全てを取得する代わりに、多重サブボリュームでデータを取得し、頸動脈の構造の全体を覆う。多重取得から、頸動脈血管の構造を再構築し、頸動脈の構造の全体をスキャンしたかどうかを検証しなければならず、したがって、サブボリュームを一緒にスティッチングする必要がある。これは、オーバーラップ領域内のマッチングデータを位置合わせ（align）することにより、連続的に取得され、空間的には異なるがオーバーラップするサブボリュームを、一緒に「スティッチング（stitching）」することによって行われる。各サブボリュームのオーバーラップ領域は、個々のトランスデューサ素子から取得される時間領域ドブラのマッチから決定される。簡単な例として、1つのサブボリュームが、0、3、5、3及び0cm/秒の流速値の値を有するボクセルの列を有することがある。同じ又は同様のドブラ値を有するボクセルのマッチング列がオーバーラップサブボリューム内で見つかり、順次的なボクセル値のこの識別に基づいて、これらのサブボリュームを位置合わせする。流速に代えて又はこれに加えて、他のドブラスペクトルの特性を使用してマッチングを行うことができる。首に対するプローブの相対的な位置は取得することは容易ではないので、このスティッチングは、純粋に信号特性に基づいて行われる。

【 0 0 1 4 】

正確な血管のスティッチングは、血管の構造を再構築し、プローブの1の掃引（sweep）で多重ボリュームにわたる超音波照射（insonation）の角度を推定するために、重要である。これは、その生体構造にわたる収縮期最大流速の決定を可能にする。収縮期最大流速は、以下の統一的な基準に従って狭窄を等級分けするために、臨床的に受容される診断インジケータである：

【表 1】

狭窄の程度	PSV (cm/s)
通常又は<50 %	<125
50% - 69%	125-230
>70%	>230
完全閉塞	流れなし

10

【 0 0 1 5 】

プローブ10は非撮像型であるので、ユーザにとって、どのくらい多くの調査中の動脈クラスタがプローブの掃引によって覆われているかを理解することは難しい。典型的なサンプルしたサブボリュームのいずれかの再構築、例えば図7の（a）、（b）又は（c）の再構築から、動脈構造が、単一のボリュームからの解剖学的キュー（anatomical cue）でカバーされているかどうかを解釈することは難しい。したがって、多重ボリュームからのデータを一緒にスティッチングして、血管構造を完全に再構築し、動脈識別のための解剖学的根拠を提供する。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キューを、信号特性とともに使用して、血管構造の再構築を完了する。ドブラ信号が、拍動流における完全な解剖学的構造の再構築を得るために十分な信号対ノイズ比であり、プローブが調査中の動脈構造上を均一的に動かされるとき、以下のステップが、本発明に従って完全な解剖学的構造を再構築するために用いられることがある。第1に、プローブ10は、位置L1に配置され、その結果サンプルボリュームV1の取得につながる。プローブは、結果として得られる新しい取得サンプルボリュームV2が部分的にV1とオーバーラップするように、L1に隣接する位置L2に手動で動かされる。この例において、各ボリュームは、返された超音波エコーデータを含む、3次元の行列である。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、関心対象の血管構造が完全に覆われる。これは、非撮像型のアプローチであるので、処理の終了まで、血管マップ再構築の完了を知ることは実現可能ではない可能性がある。

20

30

【 0 0 1 6 】

次に、各ボリュームViについて、ボリューム内の信号は、図7に示されるように、血管の3D空間内の異なる区分をハイライトすることにより識別される。血管マップ識別は、所与のボリュームの血管区分を識別するのに使用される。VM = 以前のステップを使用して識別される一意の血管区分のリスト、とする。血管区分の数 VM_i は同じボリュームの間で比較される。これは、再構築からの解剖学的情報を使用して、例えば頸動脈の分岐点を含むボリュームのように、領域の数が均一ではないサンプルボリューム内のオーバーラップの領域を明確に識別することを助ける。また、信号データのマッチングを探すべき場所の指示を与えることがあり、例えば図7（b）と図7（c）との間のオーバーラップは、図7（b）内で2つの別個の血管が存在する場所のみであり得る。

40

【 0 0 1 7 】

1つのサンプルボリュームの各列の1番上の行からの良好なスペクトルの全てのデータを、順番に、後続の（隣接）ボリュームの行の各々のデータと関連させて抽出する。行kの相関におけるスパイクは、行kからプローブの最後の行までのデータの全てがオーバーラップ領域内にあることを示す。ノイズの影響は、信号に対して予測不可能であるので、オーバーラップボリュームの取得の1つが、他のものよりもノイズにより品質低下される

50

ことが起こり得る。この場合、オーバーラップエリアは、このエリアがより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等しい場合には、オーバーラップエリアをいずれかボリュームに割り当てることができる。

【 0 0 1 8 】

解剖学的キューに合致するp個の行（又はスライス内の領域の数）が存在することにする。拍動流（血流からの信号）を示す全ての深度で、これらのp個の行における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番目の行のパルス信号を R_i とする：

【数 1】

$$R_i = \sum_{j=1}^c T_{ij} \quad (i) \quad 10$$

ここで、cは列の数である。行信号の行列RMは次の通りに得られる：

【数 2】

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

以前のボリュームの第1の行の信号を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。オーバーラップ領域の開始は、下記のように行信号行列とFSの相互相関によって得られる：

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

【数 4】

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

であり、ここで、

【数 5】

$$RM(i+k) \text{ は、} \begin{bmatrix} R_1(i+k) \\ R_2(i+k) \\ R_3(i+k) \\ \vdots \\ R_p(i+k) \end{bmatrix} \quad 30$$

であり、CVは相互相関のベクトルである：

【数 6】

$$k = \text{Max}(|(CV)|) \quad (v) \quad 40$$

R_k は、インデックスkに対応する行である。動きの方向は、均一であることが想定され、相関を行ってオーバーラップ領域の開始を見つけることができるので、我々は R_k から R_p までがオーバーラップ領域であることがわかる。 R_k から R_p まで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。これにより、 S_1 、 S_2 及び S_3 としてスティッチングされるべきボリュームが生じる。スティッチングされるべきボリュームは、運動方向でスタックされ、補完及び/又はスムージングによって接続される。

【 0 0 1 9 】

頸動脈内の血流は、層流又は乱流であり得る。層流は均一であり、全ての血液細胞が比較的同じ速度で同じ方向に動く。乱流は、ランダムな無秩序の旋回によって特徴付けられ、乱流では、血管内の血液細胞は、多くの方向に動いているが、典型的には網状の前方流

(net forward flow)を有する。層流のドブラスペクトルは、スペクトル線の拡幅(broadening)及びスペクトル窓の充填(filling)として現れる。乱流のパターンは、基線の下コンポーネントによるスペクトル拡幅として現れる。スペクトル拡幅は、乱流を表す波形変更に当てはまる用語である。図8のドブラフローズペクトログラムによって図示されるように、これは、ドブラスペクトル内に存在する周波数の増加分布として定義される。頸動脈内では、このタイプの乱流は、分岐点(すなわち、流れの特性の視点から等価な頸動脈球)及び血管の狭くなっている位置、すなわち狭窄に存在する。

【0020】

乱流のこれらの2つのケースを分ける主な方法は、収縮期最大流速(PSV: peak systolic velocity)の測定による。狭窄の存在は通常、乱流に伴って増加するPSVによって特徴付けられる。危険なレベルの血小板(plaque)の基準は一般に、狭窄のパーセンテージに関連し;また狭窄の程度は、以下のように血液の最大流速によって決定される:

【表2】

狭窄の程度	PSV (cm/s)	乱流(スペクトル拡幅)
通常	<125	通常& 頸動脈球では高
<50%	<125	高
50% - 69%	125-230	高
>70%	>230	高
完全閉塞	流れなし	ゼロ

増加した流速によって生じるドブラシフトを検出することは、危険な血小板が存在するかどうかを決定することができる。

【0021】

頸動脈の分岐の特性を狭窄の特性から区別することは、以下のように行うことができる:

【表3】

条件/特徴	PSV	乱流(スペクトル拡幅)
分岐(頸動脈球)	通常	高
狭窄	高	高

この関係は、スペクトル拡幅に関して乱流を推定することによって、PSV及びスペクトル拡幅に適した閾値の助けにより、PSVが(乱流及び狭窄噴流のような)関心対象の区分を容易に識別することができることを示す。本発明は、この情報を使用して、頸動脈の撮像を必要とせずに、関心対象の区分を検出する。さらに、本発明は、区別された狭窄の程度により、頸動脈クラスタ内に存在する乱流を特徴付ける自動的な方法を提供する。実験結果は、関心対象の区分における狭窄のこの推定を、収縮期最大流速との乱流の組合せとともに示しており、狭窄を評価するためのロバストな技術を提供する。

【0022】

スペクトルドブラ超音波速度測定は、ドブラ信号を構成する周波数のスペクトルのシステム分析を伴う。臨床的使用のために取得されるドブラ信号は、様々な振幅コンテンツを有する周波数範囲で構成される。したがって、システム処理は、ドブラシフト周波数を計算する前に必要とされる。図9のシステム処理は、狭窄の評価のために推定されるべき2つの最も重要なパラメータ、PSVと乱流を推定する。

【0023】

ブロック 72 において、ドブラ信号が、上述のように頸動脈のボリウム領域 (volume tric region) から取得され、ドブラ信号は、事前処理されて (74) 望まれないノイズのある信号コンポーネントを除去する。血管位置特定ステップ 76 は、取得したドブラ信号が血管情報 (CCA、ICA、ECA又は分岐点) を含むか否かを識別する。これは、ドブラパワーについての所定のパワー閾値を用いて行われる。時間領域のパワー (信号長で割った値の全ての二乗の合計) を、頸動脈のサンプルボリウムの全てについて計算する。次いで、平均パワーが全てのサンプルボリウムから計算される。最後に、平均値より上の最も高いパワーを示すサンプルボリウムが、血管情報を有する区画と見なされる。

【0024】

ステップ 82 におけるスペクトルプロファイルの抽出は、次の 2 つのステップを伴う：
 (i) スペクトルドブラプロセッサ 32 を使用してスペクトログラムを計算することと；
 (ii) スペクトログラムを処理して (スムーズ化、閾値処理、ノイズ除去等) 良好なスペクトルプロファイルを取得すること。スペクトログラムは、256個のデータポイントと50%のオーバーラップを使用して、20ミリ秒のハミングウィンドウのパワースペクトルに基づいて、高速フーリエ変換 (FFT) を使用して取得される。この後、スムーズで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、第 1 の順番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ログラムに最初に適用される。次に、2Dメジアンフィルタが、IIRフィルタから取得されたパルス波形に適用される。メジアンフィルタからの出力を使用して、スペクトル周波数エンベロープを抽出する。

【0025】

ステップ 88 においてPSVを推定するために、ステップ 78 において、最初に3D血管マップが、上述のように識別された血管情報から作成される。血管マップから、ドブラ角度が、ステップ 86 において、血管マップから取得される頸動脈管構造の幾何学的重心の区分的線形適合 (piecewise linear fit) によって推定される。最大ドブラシフト周波数も、推定されたスペクトルプロファイルから計算される。

【0026】

ステップ 88 において、収縮期最大流速が、標準のドブラ式：

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

を使用してドブラ角度と最大ドブラシフトから推定され、ここで、 F_s はドブラ周波数シフトであり、 c は身体における音速 (通常は1540m/秒と仮定される)、 F_t は入射ビームの周波数であり、 θ は流れの方向に対するビームの入射の角度である。

【0027】

乱流は、スペクトル拡幅によって特徴付けられ、これは、通常、小径の血管内又は血管の分岐における高い流速の存在下で見られる。スペクトル拡幅は、スペクトル幅とも呼ばれる、スペクトルの帯域幅を推定することにより推定され得る。乱流は、スペクトル幅を推定し、したがって、スペクトログラムのエンベロープの上部 (upper) トレースと下部 (lower) トレースの双方を抽出することにより、特徴付けられる。本発明の実装では、乱流は、図 10 に示されるように、上部スペクトルトレースと下部スペクトルトレースとの間のエリアを、上部のスペクトルトレースの下のエリアに対する比率として使用することにより、推定された。この描画 5 は、関連する計算ステップを図示しており、トレースされたドブラスペクトログラムの図は図 11 に示される。この基準は、3つの動脈、すなわち総頸動脈、内頸動脈及び外頸動脈を、これらのピークに対して同等の条件で配置する更なる利点を有する。これは、スペクトル幅の推定に対するピーク高さの効果を打ち消す。上部エンベロープトレースと下部エンベロープトレースとの間の幅のみが使用される場合、これは、内頸動脈よりも高いピークを有する外頸動脈及び総頸動脈により、間違った推定値につながる可能性がある。したがって、乱流は：

【数 7】

$$\text{乱流基準} = \frac{\text{上部トレース下のエリア} - \text{下部トレース下のエリア}}{\text{上部トレース下のエリア}}$$

によって推定される。

【0028】

図9の方法の最終的な決定は、狭窄(90)であるか通常の頸動脈(96)であるかをユーザに示す、頸動脈の分岐点(92)の発見を報告することである。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の乱流推定値及びステップ88からのPSV推定値を、乱流閾値 T_s 及び速度閾値 T_p と比較することにより行われる。通常、速度閾値 T_p は125cm/秒であり、通常、乱流基準は0.5である。これらの比較の結果は、その後ディスプレイスクリーン上でユーザに提示される。

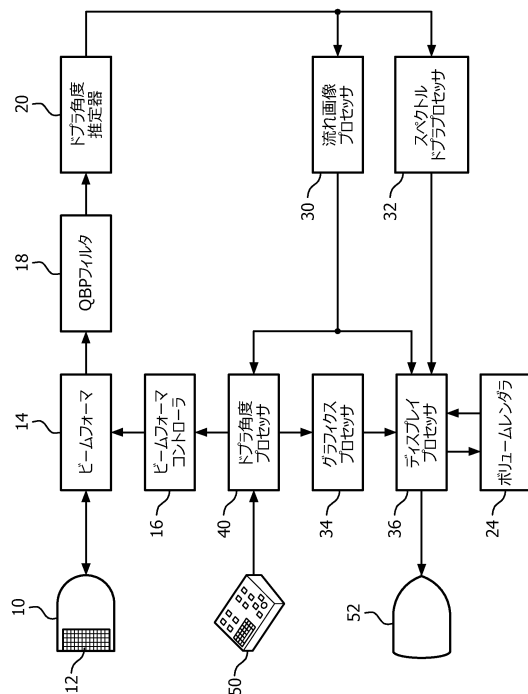
10

【0029】

要約すると、本発明の実装は、血管の画像化を必要とせずに、頸動脈中の関心対象の区分を検出し、特徴付ける方法を提供する。本発明による技術は、上述の非撮像型の2次元アレイのドブラプローブと、以前に説明した血管の位置特定の方法を、狭窄を検出してその深刻性を推定するためのドブラ角度推定とともに使用する。本発明の主要素は、頸動脈構造内の様々なポイントで乱流を計算し、区別された狭窄の程度により乱流を特徴付けること；乱流の推定値とPSVを組み合わせて、頸動脈の関心対象の区分を識別すること；及び乱流とPSVの推定値を組み合わせて、血管区分の狭窄を、狭窄の程度に関して自動的に特徴付けることを含む。

20

【図 1】



【図 2】

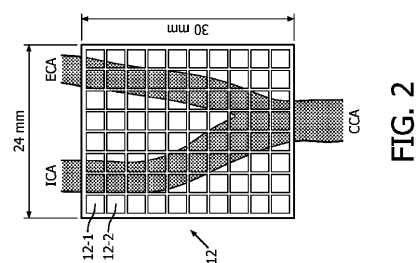


FIG. 2

【図 2 a】

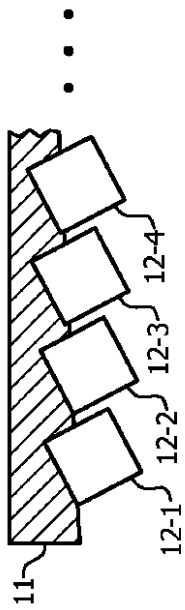
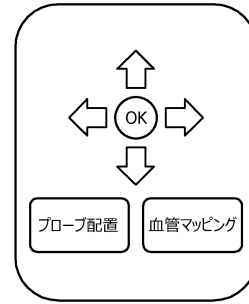


FIG. 2a

【図 3】



【図 4】

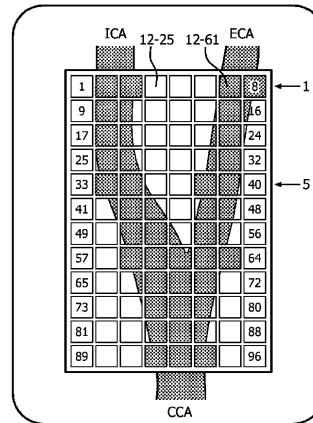
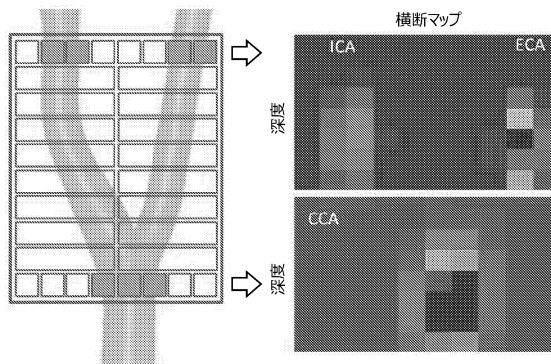


FIG. 4

【図 5】



【図 6】

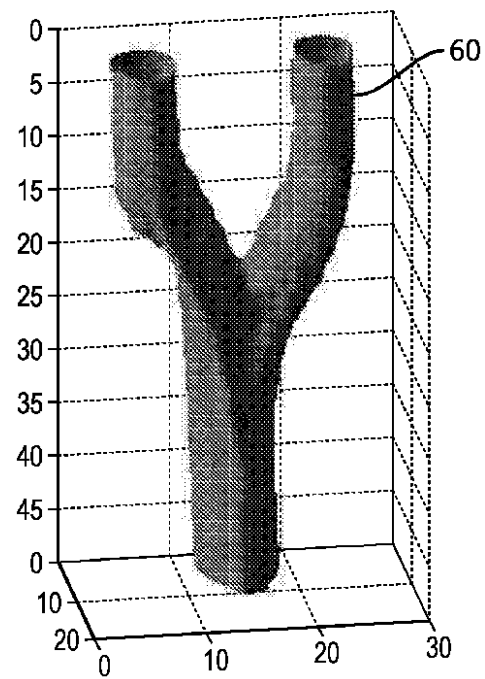


FIG. 6

【図 7 a】

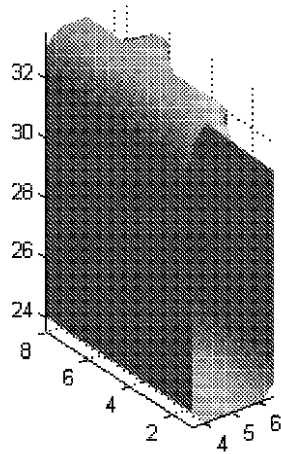


FIG. 7a

【図 7 b】

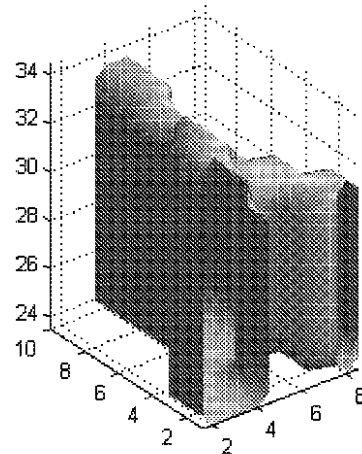


FIG. 7b

【図 7 c】

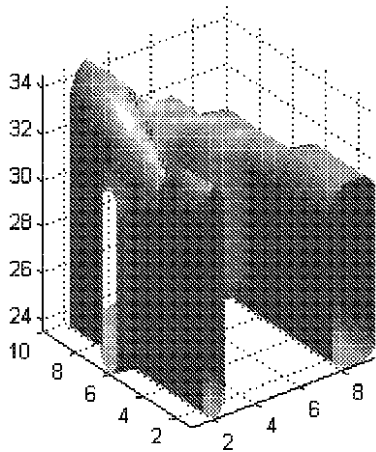


FIG. 7c

【図 7 d】

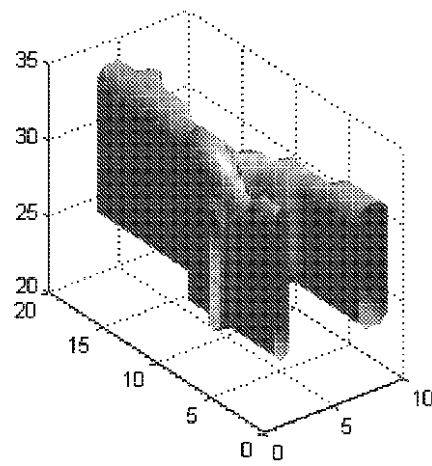
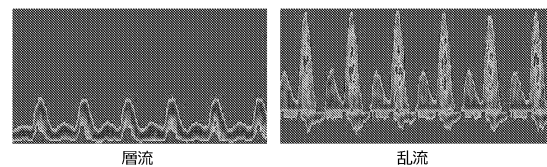
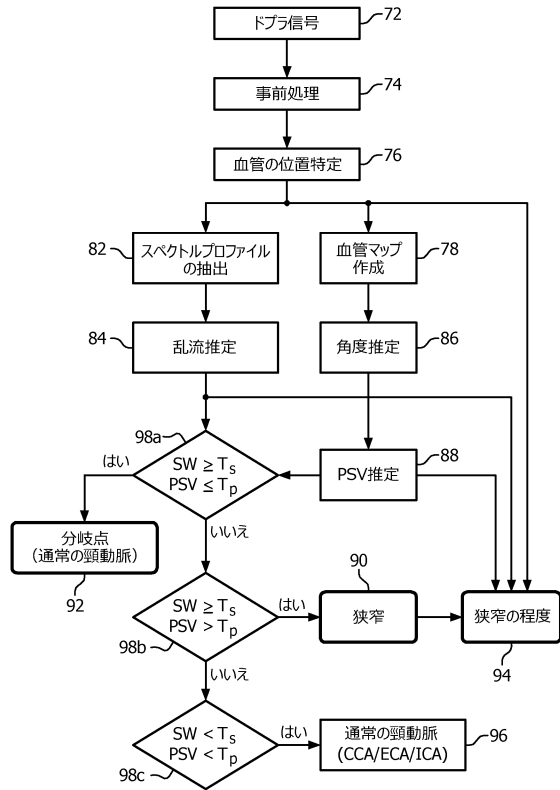


FIG. 7d

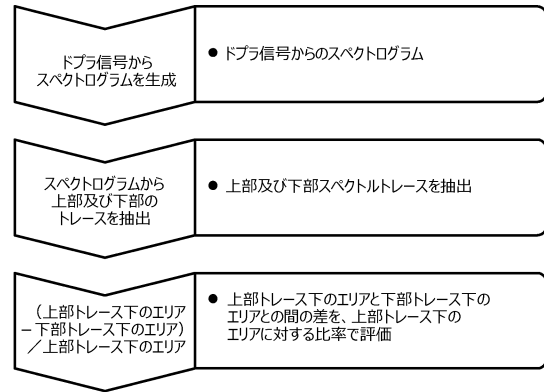
【図 8】



【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 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 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 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 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 エルカンブ, 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 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 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 ゴヴィナハッリ 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 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

審査官 永田 浩司

- (56)参考文献 特表 2 0 1 4 - 5 1 8 1 2 6 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 3 / 0 0 1 5 0 3 (W O , A 2)
特表 2 0 1 5 - 5 0 0 1 2 2 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 3 / 0 8 8 3 2 0 (W O , A 1)
特開 2 0 1 1 - 0 1 0 7 1 6 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 3 3 1 6 9 3 (U S , A 1)
特表 2 0 1 2 - 5 1 8 4 5 4 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 2 / 0 1 8 4 8 5 4 (U S , A 1)
特表 2 0 0 7 - 5 0 8 9 1 3 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 5 / 0 0 8 5 7 1 7 (U S , A 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)	非成像二维阵列探头和系统，用于颈动脉狭窄的自动筛查		
公开(公告)号	JP6389521B2	公开(公告)日	2018-09-12
申请号	JP2016528624	申请日	2014-07-10
[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	シソディアラジェンドラシン セトゥラマンシュリラム ペトルツツエツロジョン アナンドアジャイ ジョウシーウェイ エルカンプラモンカイド ブッサナガラジュ バサワラジパティルオカリーヴィクラム ゴヴィナハッリサトヤナラヤナスシャント パラニサミクリシュナムーシイ		
发明人	シソディア,ラジェンドラ シン セトゥラマン,シュリラム ペトルツツエツロ,ジョン アナンド,アジャイ ジョウ,シーウェイ エルカンパ,ラモン カイド ブッサ,ナガラジュ バサワラジ パティル オカリー,ヴィクラム ゴヴィナハッリ サトヤナラヤナ,スシャント パラニサミ,クリシュナムーシイ		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/483 A61B8/5223 B06B1/0215 B06B1/0622 B06B2201/76		
FI分类号	A61B8/06		
代理人(译)	伊藤忠彦		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	61/857852 2013-07-24 US		
其他公开文献	JP2016525405A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于颈动脉诊断的非成像诊断的超声系统具有二维阵列探针（10），其具有少量元件和相对大的元件尺寸，并且该探针检测颈动脉的区域它可以在分支部分覆盖。这些元件独立工作，无需定相和空间检测每个元件下的多普勒流。该系统创建二维或三维的颈动脉血流图，并且当探针在血管上移动时，通过匹配颈动脉流动段可以构建流动的扩展视图。一旦定位颈动脉，通过自动测量收缩期最大流速和血流湍流来评估狭窄程度。

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006. 01)

F I

A 6 1 B 8/06

請求項の数 15 (全 16 頁)		
(21) 出願番号	特願2016-528624 (P2016-528624)	(73) 特許権者 590000248
(86) (22) 出願日	平成26年7月10日 (2014. 7. 10)	コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2016-525405 (P2016-525405A)	ヴェ
(43) 公表日	平成28年8月25日 (2016. 8. 25)	KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/IB2014/062991	N. V.
(87) 国際公開番号	W02015/011594	オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
(87) 国際公開日	平成27年1月29日 (2015. 1. 29)	ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	平成29年7月7日 (2017. 7. 7)	High Tech Campus 5,
(31) 優先権主張番号	61/857, 852	NL-5 6 5 6 AE Eindhoven
(32) 優先日	平成25年7月24日 (2013. 7. 24)	n
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(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】 運動態検出の自動スクリーニングのための非線形型2次元アレイブローブ及びシステム		