

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6265909号
(P6265909)

(45) 発行日 平成30年1月24日(2018.1.24)

(24) 登録日 平成30年1月5日(2018.1.5)

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

請求項の数 17 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2014-546696 (P2014-546696) (86) (22) 出願日 平成24年12月7日 (2012.12.7) (65) 公表番号 特表2015-500122 (P2015-500122A) (43) 公表日 平成27年1月5日 (2015.1.5) (86) 国際出願番号 PCT/IB2012/057057 (87) 国際公開番号 W02013/088320 (87) 国際公開日 平成25年6月20日 (2013.6.20) 審査請求日 平成27年12月4日 (2015.12.4) (31) 優先権主張番号 61/576,551 (32) 優先日 平成23年12月16日 (2011.12.16) (33) 優先権主張国 米国 (US)</p> <p>前置審査</p>	<p>(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 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</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 名前による自動血管識別

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ドップラパワーを計算し、
 前記計算する際に行われる計算に基づいて複数の血管の空間マップを生成し、
血管の流れ特性を抽出するために、前記複数の血管の中から、前記血管を前記血管が動脈であるか又は静脈であるかを決定することを含めて調べ、
抽出された前記特性に基づいて、前記血管が動脈である場合にK最近傍分類器を用いて前記血管を血管の名前を付けることにより解剖学的に識別する、
 ように構成される装置。

【請求項2】

それぞれ前記特性を抽出するために前記複数の血管を調べるように、及び、それぞれ抽出された前記特性に基づいて、前記血管を個別に解剖学的に識別するように、構成される、
 請求項1に記載の装置。

【請求項3】

さらに、前記計算することを実行するために、前記複数の血管を調べるように構成される、
 請求項1又は2に記載の装置。

【請求項4】

さらに、前記空間マップに基づいて及び前記生成することに応じて、サンプルポリユー

ムを設定するように構成される、

請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 5】

前記調べることは、前記空間マップに基づくとともに前記空間マップの生成に応じる、請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 6】

前記調べることは、それぞれの前記特性を抽出するために、前記空間マップ内の前記血管の全てに適用され、

前記装置はさらに、前記抽出すること及び前記抽出された特性に基づいて、前記血管のそれぞれを解剖学的に識別するように構成される、

請求項 5 に記載の装置。

【請求項 7】

携帯、スタンドアローン、診断装置が、前記装置を含む、

請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 8】

トランスデューサ素子を有し、前記調べることに使用されるビームを、集束又は誘導するためにいずれの前記素子も集合的に使用しないように、構成される、

請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 9】

さらに、周期的な拍動運動が動脈の正流チャンネル及び負流チャンネルの両方に存在するかどうかを決定するように構成され、前記識別することは、前記決定に基づく、

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 10】

血管を解剖学的に識別するためのコンピュータ可読媒体であって、

前記媒体は、複数の動作を実行するためのプロセッサによって実行可能な命令を有するコンピュータプログラムを含み、前記複数の動作の中には：

前記血管の流れ特性を抽出するために前記血管を前記血管が動脈であるか又は静脈であるかを決定することを含めて調べること、及び、前記抽出された前記特性に基づいて、前記血管が動脈である場合に K 最近傍分類器を用いて前記血管を血管の名前を付けることにより解剖学的に識別することを実行すること；

血管の空間マップを生成することであって、前記血管は前記血管の中にある；及び

前記空間マップを生成する際、一つのトランスデューサ素子を介して検出されたものに基づいて、選択的にボクセルを評価すること；を含む、

コンピュータ可読媒体。

【請求項 11】

前記評価することは、前記一つのトランスデューサ素子を介して検出されるドップラパワーに基づく、

請求項 10 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 12】

前記ボクセルは、前記素子のフットプリントの下にある、

請求項 11 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 13】

所定の最小サイズより大きいサイズを有する領域内の全ての血管の空間マップを生成し；

前記空間マップに基づいて及び前記生成に応じて、前記血管の流れ特性を抽出するために、前記血管の中から、ある血管を前記ある血管が動脈であるか又は静脈であるかを決定することを含めて調べ；

抽出された前記特性に基づいて、前記ある血管が動脈である場合に K 最近傍分類器を用いて前記ある血管を血管の名前を付けることにより解剖学的に識別する、

ように構成される装置。

10

20

30

40

50

【請求項 14】

前記調べることは、超音波を放射すること及び、前記放射することから生じるエコーを、信号として受信すること、を含む、

請求項 13 に記載の装置。

【請求項 15】

前記装置はさらに、超音波トランスデューサのノンフェーズドアレイ及びユーザインタフェースをさらに有し、

前記空間マップを生成することは、前記超音波トランスデューサのノンフェーズドアレイにより、第 1 の血管を含む 1 又は複数の血管の空間マップを生成することを含み、

前記血管を調べることは、前記空間マップに基づいて、前記第 1 の血管のパルス状流れ特性を決定することを含み、

前記血管を解剖学的に識別することは、決定された前記第 1 の血管の前記パルス状流れ特性に基づいて、前記第 1 の血管の血管カテゴリを識別することを含み、

前記装置はさらに、

識別された血管分類及び前記第 1 の血管の場所に基づいて、前記第 1 の血管の名前を付け、

前記ユーザインタフェースを介してユーザ入力を取得し、

前記第 1 の血管及び前記第 1 の血管の付けられた名前を、前記第 1 の血管が前記ユーザ入力に対応しているという決定に基づいて、前記ユーザインタフェースに提示させる、ように構成される、

請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 16】

前記空間マップを生成することは、超音波トランスデューサのノンフェーズドアレイを介して取得されるデータに基づいて、第 1 の血管を含む 1 又は複数の血管の空間マップを生成することを含み、

前記血管を調べることは、前記空間マップに基づいて、前記第 1 の血管のパルス状流れ特性を決定することを含み、

前記解剖学的に識別することは、決定された前記第 1 の血管の前記パルス状流れ特性に基づいて、前記第 1 の血管の血管分類を識別することを含み、

前記複数の動作はさらに、

識別された血管分類及び前記第 1 の血管の場所に基づいて、前記第 1 の血管の名前を付けること、

ユーザインタフェースを介したユーザ入力を取得すること、及び

前記第 1 の血管及び前記第 1 の血管の付けられた名前を、前記第 1 の血管が前記ユーザ入力に対応しているという決定に基づいて、前記ユーザインタフェースに提示させること、

を含む、

請求項 10 乃至 12 のいずれか 1 項に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 17】

前記装置はさらに、超音波トランスデューサのノンフェーズドアレイ及びユーザインタフェースをさらに有し、

前記空間マップを生成することは、前記超音波トランスデューサのノンフェーズドアレイにより、第 1 の血管を含む 1 又は複数の血管の空間マップを生成することを含み、

前記調べることは、前記空間マップに基づいて、前記第 1 の血管のパルス状流れ特性を決定することを含み、

前記血管を解剖学的に識別することは、決定された前記第 1 の血管の前記パルス状流れ特性に基づいて、前記第 1 の血管の血管分類を識別することを含み、

前記装置はさらに、

識別された血管分類及び前記第 1 の血管の場所に基づいて、前記第 1 の血管の名前を付け、

10

20

30

40

50

前記ユーザインタフェースを介してユーザ入力を取得し、
前記第1の血管及び前記第1の血管の付けられた名前を、前記第1の血管が前記ユーザ入力に対応しているという決定に基づいて、前記ユーザインタフェースに提示させる、
ように構成される、
請求項13又は14に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管を識別するために調べるための、特に、血管を解剖学的に識別するための装置に向けられる。

10

【背景技術】

【0002】

胎児の健康を評価することは妊娠ケアにおいて非常に重要な臨床診療である。現在、医師が胎児の健康を評価するための最も普及している方法は胎児心拍数陣痛図（CTG）を用いる胎児心拍数の分析と、超音波ドップラを用いる母体と胎児の血管血流の評価である。胎児と母親の特定の血流の超音波ドップラ波形解析は、確立された医療行為の一部であり、高リスク妊娠（母親の2型糖尿病、高血圧若しくは子癩前症及び胎児のIUGR - 子宮内胎児発育遅延）の診断と評価のための様々な臨床ガイドラインにおける標準的推奨である。定期的な妊婦管理の主な目的の一つは、臨床的に介入するために「危険な状態にある」胎児を特定し、それによって周産期罹病率及び死亡率の発生率を削減することである。胎児の健康の評価で有用な血管の幾つかは、臍動脈、中大脳動脈、静脈管、及び（左右）子宮動脈と臍静脈である。

20

【0003】

超音波スキャナは世界中で妊娠の観察において不可欠になっている。それらは現在胎児の成長と発達を観察する最適な選択肢を提供する。デュプレックス超音波スキャナは通常スキャンに加えて超音波パルス波ドップラを提供する。カラー及びパワードップラは血管イメージングを提供するスキャナの範囲に新たに加えられるものである。特にカラードップラが一般に提供され、しばしば「トリプレックス（triplex）」スキャナと呼ばれるものをもたらす。二次元カラーフローマッピングでは、超音波反射がグレースケールで表されるとともに流速情報がカラーで与えられるように、血管の空間像が、フロー画像と重ねられる。

30

【0004】

ドップラ検査は典型的には、臨床的に有用な測定を得るために高度な技術を要する。例えば、ビームフロー角度が60度未満であることを確実にするために血管に対するプローブの正確な配向が必須である。測定における誤差は60度よりも大きい角度が速度の決定に使用されると増幅される。臨床超音波スキャナでの標準的なワークフローは、超音波検査技師が標準Bモード及びカラーフロー表示を用いて血管に対するプローブの配向を決定することを可能にする。そしてスペクトルドップラ測定が得られ、こうして測定された速度が正しいことを確実にする。

【0005】

40

また、現在、サンプルボリュームが、放射線科医によって手動で設定され、これは技術を必要とする。

【0006】

ドップラ速度測定を実行するための血管適用における超音波の使用は、熟練者の利用可能性を必要とする。

【0007】

デュプレックス超音波スキャナは、血管における流速を測定するために及び血流を示すスペクトログラムを生成するために使用される。測定は、医学的診断を行う際、医師によって使用されるドップラ指数を与えるためにスペクトログラムに基づいて行われる。それによって診断が行われることになる血管は、ディスプレイを介して、その名前によって解

50

剖学的に識別される。

【0008】

Yoo他による特許文献1は、血管を他の分割された血管と区別するためにイメージングに関して分割された血管に数又は色を付けるという意味で血管を自動的に標識するための超音波システムを開示する。背景となる他の関連する研究領域は、Friedman他の特許文献2並びにGauthier他の特許文献3及びPallavi他による“Doppler Based Identification of Uterine Artery and Umbilical Artery for Monitoring Pregnancy”等の本出願人の業績に見出すことができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】米国特許出願公開第2011/0034807号

【特許文献2】WO2011/021175

【特許文献3】WO2011/041244

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

インド等新興市場国において、専門家の不足は超音波の利用とアクセスを制限する。従って、臨床診断のためにドップラ信号を取得し評価する自動化された方法（ユーザが超音波スキャン画像を解釈する必要がない）が、初期治療提供者である産婦人科医若しくは心臓専門医などの非放射線科医にとって有用であろう。

【0011】

加えて、新興市場環境において魅力的な解決法を提供するためには低コストシステムが必須である。出産前検査及び陣痛のための現在市販されている装置は超音波及びCTGマシンである。しかしながら、これらの装置は両方とも比較的高価である。

【0012】

また、自動妊娠観察を試みる際の複雑にする要因は、非常に広範囲の超音波照射、例えば2から10センチメートル（cm）の範囲の深さを有する、が発生するということである。この範囲は、多くの血管を潜在的に有し得る。総腸骨動脈は外腸骨動脈及び内腸骨動脈に分岐する。内腸骨動脈は、子宮動脈及び閉鎖筋動脈に分岐する。子宮動脈は、頸部動脈と腔動脈として続く一方、外腸骨動脈は、大腿及び上腹部動脈に分岐する。これらの末梢動脈のいずれか1つは、子宮又は外腸骨動脈を探す間に調べられている空間領域に存在することができる。

【0013】

さらなる検討は、患者の動き、又は産科応用での胎児の動きが、関心のある血管の識別に不利に影響を与え得ることである。この要因は、検査を行うために必要な時間とともに増加する。

【0014】

高リスク妊娠を検査及び観察するためにドップラ速度計測を提供する低コストで使いやすく時間を節約する解決法に対する必要性が存在する。

【0015】

“Automated Doppler Velocimetry Using a Low-Cost Transducer”と題する本発明の譲受人に譲渡された特許出願は、携帯スタンドアロンドップラベースの超音波プローブを開示し、その検査面は、より細かくなく個別のトランスデューサ素子に、すなわち、比較的少ない個別の素子に分割されている。そこに述べられているように、プローブは、解剖の画像表示を解釈する必要なしに自動的に動作する。

【0016】

本特許出願は、直ぐ上で言及されたプローブの特定の適用を用いて、超音波照射の領域

10

20

30

40

50

内の最小サイズより大きいサイズを有する全ての血管を自動的に且つ解剖学的に識別すること並びにそれらを自動的に標識することに関する。

【課題を解決するための手段】

【0017】

本発明によれば、装置は、血管の流れ特性を抽出するために血管を調べるように、並びに抽出することに応じて及び抽出された特性に基づいて、解剖学的に血管を識別するように、構成される。

【0018】

一態様では、装置はさらに、血管の空間マップを生成するように構成され、上述の血管は血管の中にある。

【0019】

下位の態様では、装置はさらに、マップに基づいて及び生成することに対応して調べるように構成される。

【0020】

他の下位の態様では、マップの生成において、装置は、装置の1つのトランスデューサ素子によって検出されたドップラパワーに基づいてボクセルを選択的に評価する。

【0021】

他の観点からは、装置は、それぞれ流れ特性を抽出するために血管を調べるように、並びに、それぞれ抽出することに応じて及びそれぞれ抽出された特性に基づいて、血管を個別に解剖学的に識別するように、構成され、前述の血管はこれらの調べられたものの中にある。

【0022】

装置は、下位の態様において、さらに、調べることの結果に基づいて、調べられた血管の中から血管の空間マップを生成するように構成される。

【0023】

さらなる下位の態様として、装置はさらに、マップに基づいて及び前記生成することに応じて、サンプルボリュームを設定するように構成される。

【0024】

代替の観点から、調べることは、血管のマップに基づくとともにマップの生成に応じる。

【0025】

幾つかの実施形態では、マップに基づいて調べることは、マップ内の血管の全てに適用される。

【0026】

異なる下位の態様では、装置は、ユーザディスプレイを含み、さらに、血管の識別に対応して、識別された血管の概要を、ディスプレイで見るために生成するように構成される。概要は、識別された血管の名前及び特性の抽出によって得られた情報を含む。

【0027】

関連する下位の態様では、装置は、ディスプレイをさらに含むユーザインタフェースを含む。識別された血管が、インタフェースを介した選択のために示される。装置はさらに、血管を調べることに基づいて生成されたマップに基づいて、ディスプレイに、選択された血管及びその解剖学的な名前を表示するように構成される。

【0028】

1つの他の関連する下位の態様では、装置は、ディスプレイを含むユーザインタフェースを含む。装置は、血管を調べることに応じて、識別が実行されたマップを、ディスプレイで、見るために、生成するように構成される。装置はさらに、インタフェースを介して、マップの1又は複数の血管のユーザの選択に対応して、画面上で1又は複数の選択された血管をズームインするように構成される。

【0029】

さらに他の関連する下位の態様では、装置は、ユーザインタフェースを含み、このイン

10

20

30

40

50

タフェースによって、複数の識別された血管を含むセットが、血管の識別のために選択可能である。また、装置はさらに、選択に基づいて、ユーザに、複数の識別された血管を同時に、解剖学的に識別するように構成され得る。

【0030】

選択可能性に関して、さらなる下位の態様では、装置はさらに、複数の血管内からの血管のマップに基づいて及び選択に応じて、サンプルボリュームを設定するように構成される。

【0031】

一般的な下位の態様では、識別することは、単に血管のカテゴリによってではなく、解剖学的な名前によって、血管を個別に識別する。

【0032】

他の一般的な観点から、携帯、スタンドアローン、診断装置が装置を組み込み得る。

【0033】

他の適用可能な特徴として、装置は、トランスデューサ素子を有し、調べることに使用されるビームを、集束又は誘導するためにいずれの素子も集合的に使用しないように、構成される。

【0034】

特定の下位の態様では、装置はさらに、周期的な拍動運動が動脈の正流チャンネル及び負流チャンネルの両方に存在するかどうかを決定するように構成される。識別することは、この決定に基づく。

【0035】

1つの追加的な下位の態様では、装置はさらに、識別することがピーク心収縮への時間とピーク心収縮から拡張終期への時間との間の比に基づくように構成される。

【0036】

異なる、相補的な下位の態様では、特性は、多次元特徴空間での特徴となり、識別することは空間内での近接性に基づく。

【0037】

異なるが関連する下位の態様では、識別することは、スペクトログラムのタイムスパン、及び同じサイクルにおける前の周波数シフトを少なくとも75 Hzだけ超える周波数シフトを有するスペクトログラムの最大周波数エンベロープ内のピークの数を計算することを含む。ピークは、それらのそれぞれのパルスサイクルの最大ピークである。予め定められた拍動性閾値に対して、直ぐ上で述べられた数に対するタイムスパンの比の比較が、血管が動脈であるかどうか決定するために、行われる。

【0038】

もう一つの下位の態様では、識別することは、血管がどの動脈又は静脈であるかに名前を付ける。

【0039】

新規の装置、及びその自動的な血管識別の詳細は、以下の図面を用いて、以下にさらに記載され、これらは縮尺通りに描かれていない。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】例として、超音波プローブ、血管を含む関心体積、及び血流波形と各臨床ドップラ指数を示す略図である。

【図2】血管を分類するのに使用可能な特徴を含む、パルスサイクルのグラフである。

【図3】血管を解剖学的に識別するためのフローチャートである。

【図4】外腸骨動脈のスペクトルを示すグラフ、及び動脈のチャンネルである。

【図5】血管の自動名前付け及び臨床診断支援に関するユーザインタラクションの概念図である。

【図6】それによって自動血管名前付け装置が動作し、ユーザと相互に作用する、プロセスの一对のフローチャートである。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】

【0041】

自動血管識別に関して本明細書で提案されていることの記載は、主に、特許出願“Automated Doppler Velocimetry Using a Low-Cost Transducer”に開示されたドップラベースのプロープの再検討に先行される。特に本発明に焦点を合わせた議論は、図2及びそれに続く図と関連して開始されるであろう。

【0042】

図1は説明であって限定ではない実施例として、超音波プロープ100、及び血管108、110、112を含む体積若しくは「関心体積」106を描く。血流、若しくはスペクトログラムのエンベロープとなる「スペクトルドップラ超音波」波形114及び各臨床ドップラ指数116、118がさらに描かれる。

10

【0043】

プロープ100は自動、携帯、スタンドアロン、自立型の超音波検査装置として実現可能である。これはトランスデューサハウジング120とハンドル122を有する。

【0044】

トランスデューサハウジング120内で、ノンフェーズド二次元トランスデューサアレイ124が、トランスデューサ素子126から構成され、素子の数はスキャン体積及び解剖構造によって決定される。データ取得は、素子126によって個別に生じるが、以下に詳細に議論されるように、素子は、全体の取得期間を短くするために同時に動作可能である。

20

【0045】

例として図1に見られる通り、素子126の数は32である。従って、10mmの素子サイズで、およそ6cm×6cmの体積がカバーされる。トランスデューサ素子126の超音波受信面又はフットプリント132は、ハウジング120の前面130と同一平面であり、同じ面はまた超音波を送信する、すなわち放つ。

【0046】

全部でわずかに32の素子126は、同じ6cm×6cmの体積をカバーするために従来の医用イメージングで要求され得る、より多数の素子とは全く対照的である。

【0047】

これについて、フェーズドアレイトランスデューサと同様に、医用イメージングのための電子フォーカシングは1/2波長、すなわち1/2以下の素子間間隔を必要とする。イメージングのためのドップラ超音波は典型的には毎秒 2×10^6 乃至 4×10^6 サイクル(2乃至4MHz)に及び得る。超音波は約1540メートル/秒の速さで身体軟組織を通過する。波長、すなわち は、速度を周波数で除したものに等しい。ここで、これは1540m/sをおよそ 2×10^6 サイクル/秒で除した0.8ミリメートルである。従ってディスプレイ用の医用超音波イメージングは0.4mm未満の素子間間隔、及び 0.2 mm^2 未満である(0.4 mm)²未満の素子表面積を必要とし得る。従って、約1/2の小さな素子サイズで、図1に見られるような6cm×6cmの体積をカバーする2Dアレイを作るために、何千もの素子126が要求され得る。

30

40

【0048】

図1における素子の間隔(サイズ)は10mmであり、これは、上述の通り、通常、存在する血管108、110、112に関する関心体積106を検査するのに使用される超音波の12を上回る。

【0049】

より一般的には、素子126は、本明細書に提示されるものによれば、1/2を上回る間隔であるが、素子間間隔128は上述の通り、2若しくはそれより大であり得る。それに対応して、面132の面積は、少なくとも 0.6 mm^2 であり、図1の通り 10 mm^2 、 25 mm^2 、若しくは 100 mm^2 など、それより大であり得る。

50

【 0 0 5 0 】

有利には、自動超音波装置 1 0 0 は、診断に達するために医用画像の表示に頼らず、代わりに、より少ないトランスデューサ素子、従ってより少ないチャンネルからなるアレイを特徴とする。従って、製造コストが低い一方、自動操作のおかげで、信頼性が維持される。信頼性は、医療検査がより速いペースで実行されなければならないときでさえ、さらに改善され得る。自動操作は検査時間を減らす傾向もあるので、作業負荷を軽減し、検査をより簡便にする。

【 0 0 5 1 】

ドップラデータ取得中、素子 1 2 6 は、連続的に発射されるか、若しくは一つの素子からの音響信号が同時に励起される他の素子に影響を及ぼさないように注意しながら 1 又は複数のグループで発射される。各素子 1 2 6 に対して、受信期間は送信期間より遅れる。ドップラ受信ゲートは、関心体積 1 0 6 内の対応する深さからのサンプリングを可能にするように、それに対応して受信期間に位置付けられる。

10

【 0 0 5 2 】

ハウジング 1 2 0 の背面 1 3 4 には、ユーザに面するように、いくつかのユーザインターフェース、トップパネル 1 3 6、左パネル 1 3 8 及び右パネル 1 4 0 を含む入力 出力パネルがある。オン オフスイッチ 1 4 2 及びオーディオスピーカ面 1 4 4 がトップパネル 1 3 6 に位置する。左パネル 1 3 8 は、機能ナビゲーション/作動ボタン 1 4 6、ディスプレイ 1 4 8、ドップラパワー検出インジケータ 1 5 0、胎児心拍取得インジケータ 1 5 2、母体心拍取得インジケータ 1 5 4、正常血流インジケータ 1 5 6、及び異常血流インジケータ 1 5 8 を構成する。右パネル 1 4 0 は、三つの初期化パラメータ入力フィールドバックウィンドウ 1 6 0、1 6 2、1 6 4 を含む。

20

【 0 0 5 3 】

オプションで、図 1 に破線によって示されるように、プローブ 1 0 0 が、ディスプレイ装置 1 6 7 及びユーザ作動可能な制御部 1 6 9 を有する分離したユーザインタフェース 1 6 5 に、ワイヤ又は無線式に、接続される。装置 1 6 7 のスクリーンのための接触感知機能が、例えば、マウス、ボタン、キースライド、ノブ及びトラックボール等、他のナビゲーション及び選択装置ができるように、制御部 1 6 9 の中に含まれることができる。

【 0 0 5 4 】

オプションのスタンドアロンプローブ内では、本明細書で提案される装置として機能する、制御回路（図示せず）が、トランスデューサ駆動エレクトロニクスに実装可能な、1 又は複数の集積回路（IC）の形態を取ることができる。1 又は複数の IC は、代替的には、超音波デュプレックススキャナ等、既存の装置に設置されるように構成され得る。

30

【 0 0 5 5 】

アレイ 1 2 4 の素子 1 2 6 は全て、独立して撮像するように操作される。

【 0 0 5 6 】

これは、例えば、撮像又はビームを誘導するために、複数の独立したトランスデューサ素子を集合的に使用する、フェーズドアレイと対照的である。フェーズドアレイでは、誘導及び集束は、他の素子に対して素子の入力及び/又は出力を適切に遅延させることによって実行される。

40

【 0 0 5 7 】

本明細書に提案されていることにしたがって、グループのトランスデューサ素子が、同時に発射される。グループ素子は、同時に、且つ素子によって独立して、グループのデータ取得期間の終了まで、撮像を続ける。

【 0 0 5 8 】

グループによる撮像のための装置は、撮像に使用されるビームを集束、又は誘導するように、如何なる素子 1 2 6 も集合的に使用しないように構成される。実証として、図 1 のトランスデューサ素子 1 6 6、1 6 8、1 7 0、1 7 2 はそれぞれ、それらのそれぞれの信号 1 7 4、1 7 6、1 7 8、1 8 0 を有する。送信中の信号 1 7 4、1 8 0 は、送信信号 1 7 6、1 7 8 より遅れ、それによって、結果として起こる超音波ビームの集束及び/

50

又は誘導をもたらす。プローブは、図1に“X”182によって示されるように、このようなプロトコルに対して実装されない。同様に、受信中、遅れは、素子166、168、170、172に異なって適用されない。

【0059】

本明細書の記載は、ノンフェーズド、二次元トランスデューサアレイ124であるが、任意の他の既知且つ適切な構造のフェーズドアレイ、トランスデューサアレイは、本発明の意図された範囲内である。

【0060】

拍動指数(PI)116及び抵抗指数(RI)118などの臨床ドップラ指数は血液拍動のドップラ角度非依存測度である。図1の血流波形114に注釈を付ける記号S、D及びAは、各々、ピーク収縮期周波数シフト、拡張末期周波数シフト、及び一心周期の長さを表す。血流波形114は、ドップラ周波数、従って血流速度、対時間のグラフである。

【0061】

プローブ100は、血管を識別し血流の正常性を評価するのに、指数PIとRIの両方、及びそれらの構成のノギス測定値S、D、及びA等、波形114の特徴を利用することができる。識別するために使用可能な波形114の他の特徴を、図2を参照して次に述べる。

【0062】

パルスサイクル200が、そのユニットが時間212に対する周波数シフト208である波形204によって表されて、示される。そのピーク収縮期周波数シフト f_s は、図2に S_2 で示され、その拡張末期周波数シフトは D_2 である。ピーク収縮期までの時間216は、ここでは、 S_2 と D_1 との間の期間、すなわち $T_{S_2} - T_{D_1}$ として定義される。ピーク収縮期から拡張末期までの時間220はここでは、 $T_{D_2} - T_{S_2}$ として定義される。保有者の欠陥は、波形204と、ピーク収縮期から拡張末期の間の直線228との間の最大距離224として定義される。他の特徴は、動脈の正チャネル及び負チャネル両方における周期的なパルス状の流れの存在であり、これは以下に図4と関連してさらに詳細に議論される。比 $(T_{S_2} - T_{D_1}) / (T_{D_2} - T_{S_2})$ はまた、識別するのに使用可能な特徴であり、上述の特徴の他の組み合わせである。

【0063】

波形204のこれらの特徴は、例えば $K=3$ である k 最近傍($K-NN$)として実現可能な分類器による検討中、血管108-112を分類及び名前付けをするのに使用可能な抽出されたスペクトル特性の例である。例えばPI等、 $K-NN$ 分類器への様々な特徴入力が、使用され、M型の入力の各々はM次元特徴空間における次元に対応する。分類器への他の入力型は訓練例である。各訓練例は実際の臨床例に対応し、その症例に対するM特徴入力を含み、その例をM次元空間、又は「多次元特徴空間」における特定点、すなわち「例示点」として規定する。その訓練例が実際に母体の動脈若しくは胎児の動脈に関連するかどうか依存して、各例示点は「母体の動脈」又は「胎児の動脈」のそれぞれの結果と関連付けられる。その結果は、「グラウンドトゥース」として知られる。分類器は訓練例で初期化されており、M次元空間内の点は現在分類されている血管108-112について抽出される特徴入力を用いて形成される。 $K=3$ に対して、3最近傍(例)点が識別される。各近傍は、その結果として1つの可能な分類結果又は他のもののいずれかを有する。多数票が優先する。3は奇数なので同順位はあり得ない。したがって、解剖学的な識別は、多次元特徴空間における接近度に基づく。類似性の尺度として働く距離は、ユークリッド、マンハッタン、バタチャリア等であり得る。 $K-NN$ 分類器のような、最近傍分類器は、単純さの恩恵を享受する。しかし、ニューラルネットワーク、又はサポートベクターマシン(SVM)等、他の代替方法が、代わりに使用されることができる。

【0064】

血管108-112は、最初に、それを動脈又は静脈のいずれかと分類することによって、解剖学的に識別される。これは、 $K-NN$ 分類器の必要なしに行われることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 5 】

図3は、スペクトログラムに基づいて、血管108 - 112を解剖学的に識別するための例示の方法330である。技法は、動脈のパルス状流れ特性を検出することに基づく。最初に、最大周波数エンベロープ204がスペクトログラムに対して生成される（ステップS305）。それは最大周波数のエンベロープである。血流は血管内で断面的で変化し、血管壁に近い血液はより遅く動く。より遅い動きは、スペクトルにおいて、より低い周波数シフト成分をもたらず。次に、有意なピークの数計算される（ステップS310）。ピークは、そのまわりに波形204のより低いポイントを有することによって特徴付けられる。有意なピーク、すなわち、サイクル200の最大ピークは、極大であるとともにデルタ230だけ低い値によって左に先行される最大周波数エンベロープのピークである。デルタ230は少なくとも75 Hzである。44.1 KHzのサンプリング周波数、 $N = 256$ データポイント及びドップラ周波数シフトに対する50%オーバーラップを使用する21ミリ秒ハミング窓を用いて得られる、FFTベースの超音波画像では、デルタ230は87.8 Hzである。ステップS310の前又は後に実行されることができ、ステップS315は、スペクトログラムの秒におけるタイムスパンを計算することである。タイムスパンがスペクトログラムサイズ閾値より小さい場合（ステップS320）、取得されたスペクトルデータは、品質が悪いとみなされ、プローブ100による取得が再実行される（ステップS325）。他方、タイムスパンがスペクトログラムサイズ閾値に適合する場合（ステップS320）、ステップS310で計算された有意なピークの数ピーク計数閾値以上であるかどうかについての質問が行われる（ステップS330）。数がピーク計数閾値未満である場合（ステップS330）、血管108 - 112は、静脈であると決定される（ステップS335）。しかし、数がピーク計数閾値以上である場合（ステップS330）、比が計算される（ステップS340）。比は、有意なピークの数に対するタイムスパンである。比が拍動性測定基準の所定の範囲内でない場合（ステップS345）、信号は、静脈から来ているとみなされる、又は悪い動脈信号である。したがって、ドップラデータは、この場合再取得される（ステップS350）。そうでなければ、比が所定の範囲内である場合（ステップS345）、信号は、動脈を示すと考えられる（ステップS355）。

10

20

【 0 0 6 6 】

血管が動脈であり（ステップS355）、心周期長さ $T_{D2} - T_{D1}$ が0.3から0.6秒の間である（ステップS360）場合、血管は、胎児の動脈であるとみなされる（ステップS365）。

30

【 0 0 6 7 】

そうでなければ、長さがその範囲の外にある場合（S360）、決定は血管分類器によって行われる（S370）。ユーザからの分類器入力は：妊娠期間；母の腹部におけるプローブの大まかな位置；及びM次元特徴空間における訓練例375；を含む。

【 0 0 6 8 】

他の入力は、受信された超音波からのパルスエコー情報から直接又は間接的に来る。超音波から直接、平均反射指数推定が、プローブ100の周りの組織に対して行われる。この指数は、母体のプローブ100の位置を決定するために、予め定められた反射指数リストと比べられる。間接入力は、ドップラ信号から抽出されるスペクトル情報である。

40

【 0 0 6 9 】

K - NN分類器が、血管が母体又は胎児のものであるかを決定するのに利用される場合（ステップS370）、そして血管が母体の動脈であることが分かった場合、決定は、それが子宮動脈であるかどうかに関して行われる（ステップS380）。他方、血管が胎児の動脈であることが分かった場合、決定は、K - NN分類器によって、それが、臍動脈であるかどうかに関して行われる（ステップS385）。

【 0 0 7 0 】

動脈が臍動脈でないことが分かった場合（ステップS380）、決定は、その動脈が外腸骨動脈であるかどうかに関して行われる（ステップS390）。この後者の決定は、図

50

4 と関連して以下に記載されるように、根拠に基づくモデルを用いて行われる。

【 0 0 7 1 】

破線矢印 3 9 5 によって図 3 に示されるように、方法 3 0 0 にしたがって血管 1 0 8 - 1 1 2 に名前付けをするのに行われる、さらなる区別が、K - NN 分類器を起動する。血管 1 0 8 - 1 1 2 は、それによって、単にカテゴリによってではなく、名前によって解剖学的に識別される。

【 0 0 7 2 】

図 4 は、外腸骨動脈 4 1 6 のスペクトログラム 4 0 4、4 0 8、4 1 2 の例を描き、さらに、外腸骨動脈の正及び負流チャネル 4 2 0、4 2 4 の図を示す。外腸骨動脈 4 1 6 は、典型的には、調べられる領域において最大である。しかし、それは多数の挙動の形態を示すことができ、識別することを挑戦的にする。第 1 のスペクトログラム 4 0 4 は、二相性である。それは、2 つの相の第一 4 1 8 と、2 つの相の第二 4 2 0 を有する。第 2 のスペクトログラム 4 0 8 は、3 つの相 4 2 2、4 2 4、4 2 6 を持つ、三相性である。第 3 のスペクトログラム 4 1 2 は、4 つの相 4 3 0、4 3 2、4 3 4、4 3 6 を持つ、四相性である。負の相 4 2 0、4 2 4、4 3 2、4 3 6 は、例えば、ある時間 t_1 における正方向 4 4 0 からすぐ将来の時間 t_2 における負方向 4 4 4 への、血流の方向の変化を示す。これらの方向 4 4 0、4 4 4 の血流は、それぞれ正流チャネル及び負流チャネルで生じる。外腸骨動脈 4 1 6 では、周期的なパルス状の流れが両方のチャネルで発生する。この特性は、外腸骨動脈 4 1 6 を、超音波照射の範囲の任意の他の末梢動脈から区別する。したがって、スペクトログラムはスペクトログラム 4 0 4、4 0 8、4 1 2 と類似し、外腸骨動脈 4 1 6 は、動脈が外腸骨動脈 4 1 6 である証拠を提供する。

【 0 0 7 3 】

もう一つの証拠は、ピーク収縮期から拡張末期 2 2 0 までの時間に対するピーク収縮期 2 1 6 までの時間の比 2 3 6 である。より小さい比は、血管が外腸骨動脈 4 1 6 であるという結論を支持する。

【 0 0 7 4 】

両方の証拠は、動脈が外腸骨動脈 4 1 6 であるという結論が保証されるかどうかを決定するために、その値が閾値と比較される式に重み付けされ得る。重み付けは、これらの 2 つの証拠に対して、及び任意のさらなるタイプの証拠に対して、訓練データにおける証拠の発生の数に基づいて、推定される。

【 0 0 7 5 】

図 5 は、説明のための及び非限定的な例として、インタラクティブユーザインタフェース、自動血管名前付け及びグラフィックディスプレイを提供する実装を、説明する。

【 0 0 7 6 】

第 1 のデザイン 5 1 0 において、「全ての血管」を指定するユーザ選択可能なボタン 5 0 2 が、ディスプレイ装置 1 6 7 のスクリーン 5 0 4 の上に示される。ボタン 5 0 2 を押すことは、それによって超音波照射の領域内の全ての血管 1 0 8 - 1 1 2 が検査されるプロセスを起動する。検査によって取得された情報に基づいて、血管の空間マップ 5 0 6 が生成される。それは、最小サイズより大きいサイズを有する領域内の全ての血管 1 0 8 - 1 1 2 を含む。マップ 5 0 6 の生成は、矢印 5 0 8 によって示される。それは、各トランスデューサ素子 1 2 6 に対して、そのフットプリント 1 3 2 の下の各ボクセル 5 0 9 が血管流情報を有するかどうかを、決定することによって生成される。マップ 5 0 6 に基づいて及びその生成に応じて、矢印 5 1 0 によって示されるように、マップの各血管は、テーブル 5 1 1 において、例えば、「中大脳動脈」等、名前 5 1 2 によって、解剖学的に同時に識別され、それぞれの名前は、名前付けされた各血管に関してスクリーン 5 0 4 に示される。各名前付けされた血管 1 0 8 - 1 1 2 と並んで、テーブル 5 1 1 には、その値が血管に関連する P I 及び R I 等、ドップラ指数が表示される。「全ての血管」が選択であったので、各名前付けされた血管 1 0 8 - 1 1 2 が、スクリーン 5 0 4 に表示されるために、ドップラインデックス 5 1 4 を抽出するために必要なスペクトル情報に関して再び検査される。代替的には、マップを生成するための第 1 の検査が十分なスペクトル情報をもた

らすとともにこの情報が再アクセスのために記憶装置内に記憶される場合、第2の検査が先行されることができる。他方、ドップラパワーは時間領域で計算され得るので、例えば、第1の検査からのドップラ信号が、スペクトログラムを生成するために使用されない場合がある。これは、“Time - Domain Doppler - Power Computation Based Vessel - Localization”と題する同じ発明者による本発明の譲受人に譲渡された特許出願に記載される。

【0077】

第2のデザイン515では、選択されたドロップリストアイテムは、解剖学的説明、すなわちセット518であり、これは、血管の名前、血管分類、又はある組み合わせ、例えば、「臍動脈のみ」、「動脈+静脈」、「静脈のみ」、「子宮+外腸骨動脈」等、を含み得る。選択された解剖学的説明518のみに関連する情報が、マップ506に基づいて、スクリーン520への表示のために、取得される。ここでは説明目的のためにマップ506に重ねられている、破線の円522、及び円から始まる矢印523は、マップのその部分の血管108-112のみが検査されることを示す。この第2の検査に基づいて、セット518において要求された血管の画像524がスクリーン520上に表示され、血管の名前512が示され、ドップラ指数514もまた示される。画像524は同様に、それぞれの血管の名前512によって注釈を付けられ得る。画像524の表示は、主に専門家のためである、この特徴は、一般開業医に対してバイパスされ得る。さらなるスクリーン526が、画像524にズームインする、又は拡大するために、持ってこられ得る。これは、画像524内の所望の血管、その解剖学的な名前512又はそれぞれの指数514をタッチすることによってタッチスクリーン上にトリガ可能である。結果として、拡大された画像528が、名前512及び指数514とともに、スクリーン526に示される。加えて、「正常」又は「異常」の診断530が、臨床決定支援の一部として表示され、「正常」は血管108-112に対する通常の血流を示し、「異常」は異常な血流を示す。特に、例として、ドップラパラメータが、流れプロファイルが正常であるか異常であるかを決定するために、ノモグラム、すなわち、妊娠期間に応じた予想されるドップラ指数の範囲を示すテーブル、と比較される。

【0078】

第3のデザイン531では、「動脈」及び「静脈」等、2つの別々のアイテム532、534が選択される。結果として生じるスクリーン536は、第2のデザイン515のオンスクリーンディスプレイ520と類似する。さらに、結果として生じるスクリーン536からのユーザの選択は、スクリーン538に、ズームされた画像540及び第2のデザイン515のスクリーン526の他のスクリーン上のアイテムを、診断が表示されないことを除いて、示すようにする。

【0079】

第4のデザイン541では、セット518の選択は、血管108-112の注釈を付けられた画像542を提示する。注釈512、又は血管108-112自体のさらなる選択は、血管名512及び指数514を再び表示する。それはまた、正常性/異常性の診断544も表示する。

【0080】

自動的に血管に標識を付けるための例示のプロセス600、602が図6に見られる。プローブ100は、最小値より大きいサイズの全ての血管に関して検査するために解剖学的領域にセットされる(ステップS604)。処理は、素子の現在のグループのトランスデューサ素子126に向く(ステップS608)。処理はさらに、現在の素子126のそれぞれのフットプリント132の下の現在のボクセル509に向く(ステップS612)。超音波によって、ドップラシフト情報が現在のボクセル509から取得される(ステップS616)。そこからドップラ情報が取得されていない残っているボクセル509がある場合(ステップS620)、次のボクセルが、ステップS612に戻る際、現在のボクセルとして働く(ステップS624)。現在のグループに対してボクセル509が残っていないとき(ステップS620)、次のグループが存在するかどうかについての質問が行

10

20

30

40

50

われる(ステップS 6 2 6)。1つが存在する場合(ステップS 6 2 6)、次のグループが現在のグループにされ(ステップS 6 2 7)、処理分岐はステップS 6 0 8に戻る。グループが全て処理されるとき(ステップS 6 2 6)、ドップラパワーが、ボクセルの上に乗る素子1 2 5によって検出される超音波による信号に基づいて、現在のボクセルに対して計算される(ステップS 6 2 8)。ボクセルが残っていないとき(ステップS 6 3 2)、血管マップ生成が、流れを示す血管1 0 8 - 1 1 2の十分なカバレッジを提供する儒的な血流のボクセルに対して計算されるドップラパワーに基づいて、始まる(ステップS 6 3 8)。マップ5 0 6の血管情報は、個別の血管1 0 8 - 1 1 2に、画像的に分割される(ステップS 6 4 0)。これは次のように行われることができる。6 × 6 × 5 0のマトリックスが作成され、素子1 2 6の6行、素子の6列、及びレイヤ毎に2 mmの深さの5 0レイヤに対応する。図1に戻って参照すると、4つの角の素子1 2 6が欠けている。したがって、3 2 × 5 0 = 1 6 0 0のマトリックス入力が、検査される1 6 0 0ボクセルに対応する。流れが検出される場合、入力は「1」であり; そうでない場合、それは「0」である。最近傍基準下では、同じレイヤ内の2つの「1」入力は、それらがチェックボードの感覚において、すなわち側方又は斜めに、直ぐ隣接する場合、同じ血管1 0 8 - 1 1 2の一部とみなされる。レイヤ内の隣接する入力各部分に対して、重心が計算される。隣接するレイヤの重心が近接基準に適合する場合、ボクセル5 0 9又はそれらの部分は、同じ血管1 0 8 - 1 1 2の一部であるとみなされる。別々の血管は、それらが、十分な近接性の中でそれぞれのエンドポイントボクセル5 0 9を有する場合、結合されることができ、2つのボクセルの信号は、十分に相関性がある。次に、処理6 0 0において、流れ特性が、現在の血管1 0 8 - 1 1 2に対して抽出される(ステップS 6 4 4)。マップ5 0 6内の血管1 0 8 - 1 1 2は、抽出された特性に基づいて、個別に、解剖学的に名前付けされる(ステップS 6 4 8)。次の血管1 0 8 - 1 1 2が存在する場合(ステップS 6 5 2)、それは、ステップS 6 4 4に戻るとともに、現在の血管とみなされる(ステップS 6 5 6)。そうでなければ、次の血管1 0 8 - 1 1 2は存在せず(ステップS 6 5 2)、マップは完成する(ステップS 6 5 6)。

【0 0 8 1】

関連する、ユーザインタラクティブ処理6 0 2において、ユーザは、制御部5 0 2、5 1 6、5 3 2、5 3 4を操作することと併せて、血管/カテゴリ選択を起動する(ステップS 6 6 0)。サンプルボリューム5 0 9が、その生成がステップS 6 5 6において完了しているマップ5 0 6及びステップS 6 6 0における選択に基づいて、現在の血管1 0 8 - 1 1 2に対して自動的に設定される(ステップS 6 6 4)。サンプルボリューム5 0 9は検査される(ステップS 6 6 8)。次のボクセル5 0 9が存在する場合、ステップS 6 6 8への戻りが行われ、この次のボクセルは現在のサンプルボリュームになる(ステップS 6 7 6)。そうでなければ、ボクセル5 0 9が残っていない場合(ステップS 6 7 2)、ドップラ指数5 1 4がステップS 6 6 8での検査に基づいて抽出される(ステップS 6 8 0)。指数5 1 4は表示される(ステップS 6 8 4)。ステップS 6 6 8での検査は、単一のボクセル5 0 9に制限される必要はない。素子1 2 6がグループで発射されるとき、いくつかのサンプルボリュームが同時に検査される。

【0 0 8 2】

装置は、流れ特性を抽出するために血管を検査するように、及び、抽出に応じて及び抽出された特性に基づいて、血管を解剖学的に識別するように、構成される。血管の空間的なマップが、検査、特に、検査で取得されたデータから計算されるドップラパワーに基づいて生成され得る。それに続く検査が、マップ及びユーザが選択した血管及び/又は血管カテゴリのセットに基づいて、臨床ドップラ指数を得るために、生じ得る。装置は、続く検査に対してサンプルボリュームを自動的に設定するように、及び、指数の表示のユーザ選択から自動的に動作するように、設計されることができる。表示はさらに、セットによって呼び出された、それらの個別の解剖学的な名前によって注釈を付けられた、血管の画像、及びオプションで血流に関連する診断を含み得る。表示された画像は、ユーザのスクリーン上の選択にズームインするように、拡大され得る。装置は、トランスデューサ素子

10

20

30

40

50

の二次元超音波ノンフェーズドアレイを特徴とし得る。

【0083】

本発明の方法論は人又は動物の対象に医療診断を提供するのに有利に適用されることができ、本発明の範囲はそれに限定されない。より広範には、本願に開示された技術は、*in vivo*、*in vitro*、若しくは*ex vivo*で身体組織における血管を効率的に発見すること、及び流体流動解析を行うことを対象とする。

【0084】

応用は、胎児健康評価に加えて、頸動脈及び腎動脈スクリーニング、末梢動脈疾患（PAD）を検出するためのABI測定、経頭蓋の、外傷又は他の出血における出血検出を含む。

10

【0085】

本発明は図面と上記説明に詳細に図示され記載されているが、かかる図示と記載は説明若しくは例示であって限定ではないとみなされるべきである。本発明は開示された実施形態に限定されない。

【0086】

例えば、第1のデザイン501は、第2のデザイン515の診断530を組み込み得る。

【0087】

開示の実施形態に対する他の変更は、図面、開示、及び添付の請求項の考察から、請求項に記載される発明を実施する上で当業者によって理解されもたらされることができる。請求項において「有する」という語は、他の要素若しくはステップを除外せず、不定冠詞"a"若しくは"an"は複数を除外しない。請求項における如何なる参照符号も、発明を限定するものと解釈されてはならない。

20

【0088】

コンピュータプログラムは、瞬間的に、一時的に、又はより長い期間、光学記憶媒体又は固体媒体などの適切なコンピュータ可読媒体上に記憶されることができる。このような媒体は、一時的な伝搬信号ではないという意味でのみ非一時的であるが、例えば、レジスタメモリ、プロセッサキャッシュ及びRAM等、他の形態のコンピュータ可読媒体を含む。

【0089】

単一のプロセッサ若しくは他のユニットは、請求項に列挙される複数の項目の機能を満たし得る。特定的手段が相互に異なる従属請求項に列挙されるという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示すものではない。

30

【 図 1 】

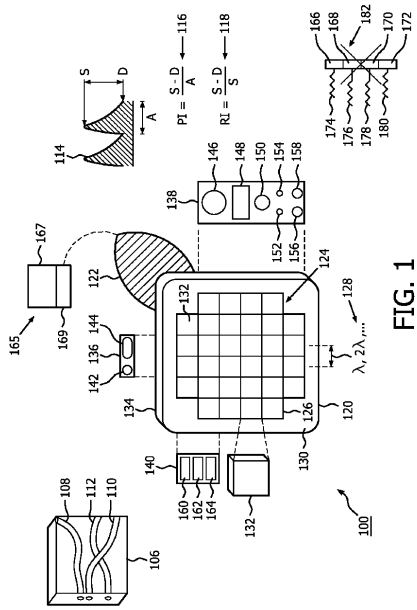


FIG. 1

【 図 2 】

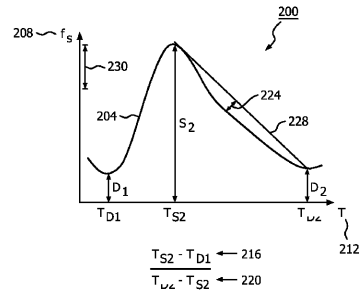


FIG. 2

【 図 3 】

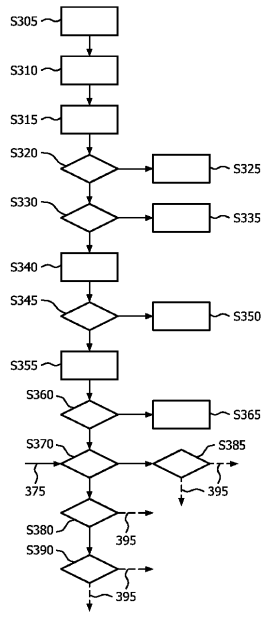


FIG. 3

【 図 4 】

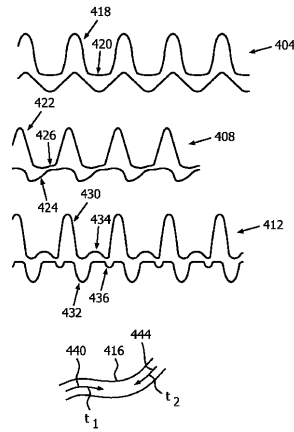


FIG. 4

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 ヴァジネパツリ, パラヴィ
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
4 4
- (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 アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4
- (72)発明者 グプタ, ラリット
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
4 4
- (72)発明者 ラマチャンドラン, ガネサン
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
4 4
- (72)発明者 フィルシオン, セリーヌ
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
4 4
- (72)発明者 ペトルゼツロ, ジョン
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
4 4
- (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 アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

審査官 森口 正治

- (56)参考文献 特開2009-022342(JP, A)
特開2002-224114(JP, A)
PALLAVI V, DOPPLER BASED IDENTIFICATION OF UTERINE ARTERY AND UMBILICAL ARTERY FOR MON
ITORING PREGNANCY, 2010 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MED
ICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 米国, IEEE, 2010年 8月31日, P6300-6303

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	按名称自动识别血管		
公开(公告)号	JP6265909B2	公开(公告)日	2018-01-24
申请号	JP2014546696	申请日	2012-12-07
[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	ヲァヅネパツリパラヴィ シソデアラヅェンドラシン グプタラリット ラマチャンドランガネサン フィルシオンセリーヌ ペトルゼツロヅィオン アナンドアヅァイ		
发明人	ヲァヅネパツリ,パラヴィ シソデア,ラヅェンドラ シン グプタ,ラリット ラマチャンドラン,ガネサン フィルシオン,セリーヌ ペトルゼツロ,ヅィオン アナンド,アヅァイ		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/02 A61B8/0866 A61B8/0891 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/468 A61B8/488 A61B8/5223 F04C2270/041 G01S7/52073		
FI分类号	A61B8/06		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/576551 2011-12-16 US		
其他公开文献	JP2015500122A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该装置可以被配置为检查血管以提取血管的流动特征 (S628) , 并且响应于提取并基于提取的特征在解剖学上识别血管 , 构建。可以基于根据在检查和检查期间获取的数据计算的多普勒功率来生成血管的空间图。可以发生后续检查 (S666) 以基于用户选择的地图和一组血管和/或血管类别获得临床多普勒指数。该设备可以设计成自动设置样本量 (509) 以供后续检查 , 并根据用户选择自动操作以指示索引。显示器还可以包括与血流相关的诊断 (524) , 以及可选的血流 , 由其各自的解剖学名称注释 , 由该组调用。可以放大显示的图像以放大用户在屏幕上的选择。该装置的特征在于换能器元件的二维超声非相控阵列。

請求項の数 17 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2014-546696 (P2014-546696)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成24年12月7日 (2012.12.7)		コニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2015-500122 (P2015-500122A)		ヴェ
(43) 公表日	平成27年1月5日 (2015.1.5)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/057057		N. V.
(87) 国際公開番号	W02013/088320		オランダ国 5656 アーエー アイ
(87) 国際公開日	平成25年6月20日 (2013.6.20)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	平成27年12月4日 (2015.12.4)		High Tech Campus 5,
(31) 優先権主張番号	61/576,551		NL-5656 AE Eindhoven
(32) 優先日	平成23年12月16日 (2011.12.16)	(74) 代理人	100107766
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 伊東 忠重
前置審査		(74) 代理人	100070150
			弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く