

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6114757号
(P6114757)

(45) 発行日 平成29年4月12日 (2017.4.12)

(24) 登録日 平成29年3月24日 (2017.3.24)

(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 15 頁)

(21) 出願番号	特願2014-546691 (P2014-546691)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成24年12月6日 (2012.12.6)		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2015-500120 (P2015-500120A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成27年1月5日 (2015.1.5)		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
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/057033		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02013/088314		
(87) 国際公開日	平成25年6月20日 (2013.6.20)	(74) 代理人	100107766
審査請求日	平成27年12月3日 (2015.12.3)		弁理士 伊東 忠重
(31) 優先権主張番号	61/576,630	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成23年12月16日 (2011.12.16)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 処理装置及び記憶媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

脈動する流れを検査し、検査した流れに基づいて複数のスペクトル特性を導出し、導出した特性に基づいて、スペクトログラムにおける何れの1つ以上のパルスサイクルが前記流れを表すものとして選択されるべきかを決定するように形成される装置であって、選択の候補のパルスサイクルは複数の指定されたパラメータをそれぞれ有し、前記選択の候補のパルスサイクルが前記スペクトログラムを成し、前記の決定は、前記パルスサイクルの前記指定されたパラメータの何れかが前記スペクトログラムから導出された各自の平均から所定の量より多く逸脱していた場合、当該逸脱したパラメータを有するパルスサイクルを、前記選択するパルスサイクルから除外することを含む、装置。

10

【請求項 2】

選択される前記パルスサイクルは連続的である、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記の選択の際に、所定数のパルスサイクルを選択する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記所定数が 5 である、請求項 3 に記載の装置。

【請求項 5】

当該装置がディスプレイを有し、前記の決定に応じて、選択されたパルスサイクルに属するパルスサイクルを表示するように形成される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

20

選択された前記パルスサイクルに属するパルスサイクルについて、臨床パラメータを算出するように形成される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

当該装置がディスプレイを有し、前記の算出に応じて、前記臨床パラメータを表示するように形成される、請求項 6 に記載の装置。

【請求項 8】

当該装置がディスプレイを含むユーザインタフェースを有し、当該装置は、前記の選択を実行するために複数のセグメントを選択し、前記ディスプレイにおいて前記ユーザインタフェースにより前記セグメントに属するセグメントのうちユーザが選択したセグメントを表示するように形成され、前記複数のセグメントの各々は前記の複数のパルスサイクルにより形成される、請求項 1 に記載の装置。

10

【請求項 9】

表示されるセグメントを強調することにより識別するように形成される請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記平均がメジアンである、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 11】

当該装置は、a) 前記指定されたパラメータの平均からのずれの絶対値を指数関数の指数として使用して或る項を算出し、b) 該項を複数の指定されたパラメータに関して加算してサイクル品質メトリックを求めるように形成されている、請求項 1 に記載の装置。

20

【請求項 12】

前記指数関数の底が、自然対数の底である、請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】

サイクル総和セグメントが複数のサイクルを含み、各サイクルは前記複数のサイクルに属するパルスサイクルを複数個含み、当該装置は、前記複数のパルスサイクルに関して前記 a) 及び b) を行うように形成され、前記の決定はサイクル品質メトリックを加算してサイクル総和セグメント品質メトリックを求めることを含む、請求項 11 に記載の装置。

【請求項 14】

候補のパルスサイクルのスペクトルバンドに関する周波数応答が所定の閾値を越える場合、該候補のパルスサイクルをパルスサイクルの選択の候補から除外するように形成される、請求項 1 に記載の装置。

30

【請求項 15】

複数の処理をプロセッサに実行させる命令を有するコンピュータプログラムであって、前記複数の処理は、

脈動する流れから、複数のスペクトル特性を導出し、導出した特性に基づいて、スペクトログラムにおける何れのサイクルが前記流れを表すものとして選択されるべきかを決定する処理を含み、選択の候補のパルスサイクルは複数の指定されたパラメータをそれぞれ有し、前記選択の候補のパルスサイクルが前記スペクトログラムを成し、前記の決定は、前記パルスサイクルの前記指定されたパラメータの何れかが前記スペクトログラムから導出された各自の平均から所定の量より多く逸脱していた場合、当該逸脱したパラメータを有するパルスサイクルを、前記選択するパルスサイクルから除外することを含む、コンピュータプログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は拍動流(pulsatile flow)等処理する技術分野に関連し、特にそのような流れを代表するパルスサイクルを選択することに関連する。

【背景技術】

【0002】

血管を特定し、血管から流動特性(flow characteristics)を求めるために、市販のデ

50

デュプレックス超音波検査システム(duplex ultrasound system)が広く使用されている。例えば、産婦人科では、子宮動脈、臍動脈、中大脳動脈等に関する用途があり、心臓疾患の用途では頸動脈等に関する用途がある。デュプレックス超音波検査システムは、身体構造に関するリアルタイムの二次元パルスエコー画像のための装置又はモダリティ(modality)と、ドップラ超音波システムのモダリティとを組み合わせしており、後者の装置により、ドップラ周波数シフト又は速度情報を血管から取得することが可能である。

【0003】

一貫した再現性のある信頼性の高い診断を行うには、血管検査の用途に超音波を利用したドップラ速度計測を実行する際に、フローパラメータ又は流動パラメータ(flow parameter)を正確に計算する必要がある。

10

【0004】

流動パラメータが計算される際の精度は、医者又は技術者が良いサイクルであるとして手作業で選択したサイクルに依存する。

【0005】

ドップラ検査は、通常、臨床的に有用な測定値を得るためにかなりの熟練度を要する。例えば、血管に対するプローブの適切な向きは、ビームフロー角度(beam-flow angle)が60度未満であることを保証する必要がある。60度以上の角度が速度判定に使用されると、測定誤差が増大してしまう。臨床超音波スキャナに関する標準的なワークフローは、標準的なBモード及びカラーフローディスプレイを利用して、超音波技師が血管に対してプローブの向きを決定できるようにしている。スペクトルドップラ測定がその後に実行され、測定された速度が妥当であることを保証する。

20

【0006】

血管検査において超音波を利用してドップラ速度計測を実行するには、熟練した技術者の個人的な知識、技能、技術等を必要としている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】PALLAVI V ET AL: "Doppler based identification of uterine artery and umbilical artery for monitoring pregnancy", 2010 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY: (EMBC 2010); BUENOS AIRES, ARGENTINA, 31 AUGUST - 4 SEPTEMBER 2010, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 31 AUGUST 2010 (2010-08-31), PAGES 6300-6303, XP032109713, DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5628089

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

一側面における実施の形態の課題は、改良された検査装置及び検査方法等を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

一側面における装置は、

脈動する流れを検査し、検査した流れに基づいて複数のスペクトル特性を導出し、導出した特性に基づいて、何れの1つ以上のパルスサイクルが前記流れを表すものとして選択されるべきかを決定する装置である。

40

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】超音波プローブ、血管を含む対象空間、血流波形及び個々の臨床ドップラインデックスを概略的に示す図。

【図2】良いパルスサイクル及びサイクル総和セグメント品質メトリックを概念的に示す図。

50

【図3】パルスサイクルのうち選択の候補として提供されるセグメントに関する考えられる視覚的表示例の概略図。

【図4】良いパルスサイクルを選択するための処理のフローチャート例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

<実施の形態の概要>

インドのような新興成長市場国では、専門家の不足により超音波の利用可能性やアクセス性が制限される。従って、(超音波スキャン画像をユーザが解釈することを必要とせず)に臨床診断にドップラ信号を取得及び評価できる自動化された方法は、OB/GYNや心臓医学関係者等のような放射線の専門家ではない者(主要な処置を施す者)にとって有用である。

10

【0012】

更に、新興市場環境において有用な手段を提供するには、低コストなシステムであることが重要である。出産前検査及び業務に関してそのような市場国で現在利用可能な装置は、超音波スキャナ及び胎児モニタ/胎児心拍陣痛計(cardiotocograph: CTG)の装置である。しかしながら何れの装置も比較的高額である。

【0013】

ドップラ速度計測を行って妊婦の危険性を検査及び監視する安価で簡易な手段が必要とされている。

【0014】

20

更に、産科以外の医療分野におけるデュプレックス超音波検査システム等でさえ、手作業、すなわち良いパルスサイクル(good pulse cycle)を目視選択する技術は、特殊技能を必要とし、時間のかかる困難な作業である。特に、良いサイクルは、血管における実際の血流特性を表現するものであるべきである。

【0015】

更に、何が良いサイクルを成すかに関する判断は、観察者又は判断者によって異なる。

【0016】

特に、インドのような新興市場環境では、自動的な選択が必要とされる。

【0017】

同じ特許出願人に関する「Automated Doppler Velocimetry Using a Low-Cost Transducer」及び「Excitation Schemes for Low-Cost Transducer Arrays」と題する特許出願は、何れも本願のリファレンスに組み入れられ、携帯用スタンドアローンのドップラ方式の超音波プローブを開示しており、プローブの検査面は個々のトランスデューサ素子に緻密には分割されておらず、比較的少ない素子に分割されている。それらの出願で説明されているように、組織の視覚的な表示を解釈する必要無しに、プローブは自動的に動作する。

30

【0018】

本発明は上述したようなプローブをデュプレックス超音波検査システム等のようなユーザとやり取りを行う(ユーザインタラクティブな)システムに適用した新規な自動パルスサイクル選択を行うこと等に関連している。

40

【0019】

本発明の一実施形態による装置は、

脈動する流れを検査し、検査した流れに基づいて複数のスペクトル特性を導出し、導出した特性に基づいて、前記流れを表すものとして何れの1つ以上のパルスサイクルが選択されるべきかを決定する装置である。

【0020】

上記の実施形態において、選択される前記パルスサイクルは連続的であってもよい。

【0021】

上記の実施形態において、選択の際に、所定数のサイクルを選択してもよい。前記所定数は5であってもよい。

50

【 0 0 2 2 】

上記の実施形態において、当該装置は、ディスプレイを有し、前記の決定に応じて、選択された1つ又は複数のサイクルを表示するように形成されていてもよい。

【 0 0 2 3 】

上記の実施形態において、当該装置は、選択されたサイクルについて、臨床パラメータを算出するように形成されていてもよい。臨床パラメータは、典型的には、選択された5つのサイクルの各々について算出され、それら5つのサイクルに関する平均値が臨床パラメータ値として採用されてもよい。

【 0 0 2 4 】

上記の実施形態において、当該装置がディスプレイを有し、前記の算出に応じて、前記臨床パラメータを表示するように形成されていてもよい。

10

【 0 0 2 5 】

上記の実施形態において、前記流れは血管の血流であってもよい。

【 0 0 2 6 】

上記の実施形態において、前記の検査の際に超音波を受信してもよい。当該装置は、受信した前記超音波から、選択の対象(候補)のサイクルを生成するように形成されてもよい。

【 0 0 2 7 】

上記の実施形態において、当該装置は携帯用スタンドアローン診断装置に含まれてもよい。

20

【 0 0 2 8 】

上記の実施形態において、当該装置がトランスデューサ素子を有し、当該装置は、前記の導出を実行する際に、任意のビームの焦点を合わせるために如何なるトランスデューサ素子もまとめては使用されず、如何なるビームも方向付けられないように形成されてもよい。

【 0 0 2 9 】

上記の実施形態において、当該装置は、前記の決定に使用される血流パラメータ及び前記の決定が実行される医療用途のうちの少なくとも1つを指定するユーザインタフェースを有していてもよい。

【 0 0 3 0 】

30

上記の実施形態において、当該装置はディスプレイを含むユーザインタフェースを有していてもよい。当該装置は、前記の選択を実行するために複数のセグメントを選択し、前記ディスプレイにおいて前記ユーザインタフェースによりユーザが選択する前記セグメントを表示するように形成され、前記複数のセグメントの各々は前記の複数のパルスサイクルを成してもよい。

【 0 0 3 1 】

上記の実施形態において、表示されるセグメントを強調することによりそれらを識別するように、当該装置は形成されていてもよい。

【 0 0 3 2 】

上記の実施形態において、前記の選択の対象(候補)のパルスサイクルがスペクトログラムを成してもよい。

40

【 0 0 3 3 】

上記の実施形態において、前記選択の対象(候補)のサイクルの各々は複数の指定されたパラメータを有していてもよい。前記の決定において、前記指定されたパラメータのうち何れかが、前記スペクトログラムから導出される各自の平均値から所定の量だけずれている場合、前記パルスサイクルのうちで選択するサイクルから除外してもよい。

【 0 0 3 4 】

前記平均値はメジアンであってもよい。

【 0 0 3 5 】

上記の実施形態において、サイクルが複数の指定されたパラメータを有し、当該装置が

50

、 a) 指定されたパラメータの平均値からのずれの絶対値を指数として使用して或る項を算出し、 b) 該項を複数の指定されたパラメータに関して加算してサイクル品質メトリックを求めるように形成されていてもよい。

【 0 0 3 6 】

上記の実施形態において、前記指数の基底が、自然対数の底の関数であってもよい。

【 0 0 3 7 】

上記の実施形態において、前記の決定において、前記メトリックを加算して、サイクル総和又は級数(series)セグメント品質メトリックを求めてもよい。

【 0 0 3 8 】

上記の実施形態において、特性の具体例がサイクルに関するドップラスペクトル波形キャリパー測定値であってもよい。前記の決定において、該測定値のずれを算出してもよい。

【 0 0 3 9 】

上記の実施形態において、選択されたサイクルは、周波数シフトの時間変換を表してもよい。

【 0 0 4 0 】

上記の実施形態において、当該装置は、 a) 1 つより多い山及び 1 つより多い谷のうちのすくとも 1 つがサイクルに存在していること、 b) サイクルのスペクトルバンドのうち所定の閾値を越える周波数応答、 c) 所定の期間の中でピーク的な心臓収縮値に達していないサイクル、及び d) 所定の長さ未満のサイクルから成る群のうちの 1 つ以上に基づいて、選択の対象(候補)のサイクルを選別してもよい。

【 0 0 4 1 】

以下、新しい自動化されたパルスサイクル選択装置の詳細を、添付図面を参照しながら説明する。図面は必ずしも寸法を描いてはいない。

【 0 0 4 2 】

< 実施の形態の詳細な説明 >

自動パルスサイクル選択に関する開示内容の説明の前に、本願出願人による特許出願で開示されているドップラ方式のプロープ(検査方法)を説明する。

【 0 0 4 3 】

図1は、超音波プロープ100と血管108、110、112を含む空間、領域又は「対象空間106」とを含む非限定的な例を示す。更に、血流、「スペクトルドップラ超音波(spectral Doppler ultrasound)」、波形114(スペクトログラムの包絡線を成す)、個々の臨床ドップラインデックス116、118も示されている。

【 0 0 4 4 】

プロープ100は、自動化された携帯式の独立型の内蔵式の超音波診断装置として実現されている。携帯式はハンドヘルド(handheld)と言及されてもよい。独立式はスタンドアローン(standalone)と言及されてもよい。プロープは、トランスデューサハウジング120及びハンドル122を有する。

【 0 0 4 5 】

トランスデューサハウジング120の内部において、個別的な位相制御はされていない非位相制御(non-phased)二次元トランスデューサアレイ124は、スキャン領域及び組織により決定されるトランスデューサ素子126により形成される。組織(anatomy)は構造等と言及されてもよい。データの取得は要素126により個別的になされるが、以下において詳細に説明されているように、全体的な捕捉時間を短縮するために、要素(群)は同時に操作される。

【 0 0 4 6 】

図1に例示的に示されているように、要素126の個数は32である。要素のサイズが10mmであった場合、近似的に6cm x 6cmの領域が占められる。ハウジング120の正面130のフラッシュ(flush)は、トランスデューサ素子126の超音波受信面132であり、これは超音波を発信する送信面と同じである。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

6cm×6cmの同じ広さの領域をカバーするために従来の医療画像処理ではかなり多数の素子が必要とされていたことと比較して、合計で高々32個の素子126しか使用されていない。

【 0 0 4 8 】

この点に関し、フェーズドアレイトランスデューサのような医療画像処理の電子フォーカスは、1/2波長の素子間隔(すなわち、 $\lambda/2$ 又はそれ未満の素子間隔)を必要とする。画像処理のためのドップラ超音波は、毎秒 2×10^6 個及び毎秒 4×10^6 個のサイクルの範囲内(2ないし4MHz)とすることが可能である。超音波は、柔軟な人体組織を、約1540メートル/秒の速度で通過する。波長(λ)は速度を周波数で除算したものに等しい。従って、この例の場合、1540m/sを約 2×10^6 サイクル/sで除算することにより得られ、 $1540\text{m/s} \div 2 \times 10^6 = 0.8\text{mm}$ となる。従って、表示のための医療用超音波画像処理は、0.4mm未満の素子間隔、及び $(0.4\text{mm})^2$ 未満の素子空間領域(これは、 0.2mm^2 未満である)を必要とする。従って、 $(1/2)$ の大きさのオーダの小さな素子サイズで多数の素子126が2Dアレイを形成する必要がある、図1に示すようにその領域は6cm×6cmの領域を占める。

10

【 0 0 4 9 】

図1における素子間隔(サイズ)は10mmであり、上述したように、存在する血管108、110、112の対象領域106を検査するのに使用される超音波の12よりも通常大きい。

【 0 0 5 0 】

より具体的には、素子126は、本願によれば、 $(1/2)$ よりも遠く離れているが、素子間隔128は上述したように、 $2 \times \lambda/2$ 又はそれ以上であってよい。これに応じて、正面132の領域は、少なくとも0.6平方ミリメートル(mm^2)であり、図1に示すように 10mm^2 、 25mm^2 、又は 100mm^2 のように 0.6mm^2 より大きくてもよい。

20

【 0 0 5 1 】

有利なことに、自動超音波装置100は診断に至るために医療画像の表示を当てにせず、そうではなく、より少ない数のトランスデューサ素子で形成されるアレイにより特徴付けられ、従って、より少ない数のチャネルで特徴付けられる。従って、製造コストを低くしつつ、自動的な処理により、信頼性も維持される。医療診断が迅速に実行されなければならない場合でさえ、信頼性を向上させることができる。本願による自動処理は検査時間を短縮し、これにより作業負担を軽減し、検査を一層実行しやすくすることが可能である。

30

【 0 0 5 2 】

ドップラデータの捕捉の最中に、素子126は、順番に点火(fired)されてもよいし、或いは1つ以上の素子グループ毎に或る素子からの音響信号が他の部分に同時に著しくは影響しないように配慮しながら点火されてもよい。素子126に関し、受信の期間は送信の期間を遅らせる。ドップラ受信ゲートはこれに応じて受信期間内に設定され、対象領域106内の対応する深度の方からのサンプリングを可能にする。

【 0 0 5 3 】

ハウジング120の背面134は、ユーザの側に面し、多数のユーザインタフェース、入出力パネル(トップパネル136、左パネル138、右パネル140を含む)が存在する。オンオフスイッチ142及びオーディオスピーカ144がトップパネル136に配置されている。左パネル138は、機能ナビゲーション/作動ボタン146、ディスプレイ148、ドップラ電力検出インジケータ154、正常血流インジケータ156、異常血流インジケータ158の枠組み(フレーム)を形成する。右パネル140は3つの初期パラメータ入力フィールドバックウィンドウ160、162、164を含む。

40

【 0 0 5 4 】

アレイ124の素子126の全てが独立に画像処理するように処理される。

【 0 0 5 5 】

これは、フェーズドアレイとは異なり、例えば、複数の個々のトランスデューサ素子をまとめて利用して(一緒に使って)画像処理又はビーム操作を行うことができる。フェーズドアレイの場合、ビーム操作及びフォーカシングは、素子の入力及び/又は出力を他の素

50

子に対して適切に遅らせることにより実行される。

【0056】

本願で提案される方法の場合、一群のトランスデューサ素子が同時に点火(起動又は処理)される。一群の素子(素子のグループ)は、そのグループのデータ捕捉期間が経過するまで、同時に画像処理し続け、素子毎に独立に動作し続ける。

【0057】

グループにより画像処理する装置は、画像処理に使用されるビームの焦点を合わせるために何れかの複数の素子126と一緒に使用せず、ビームを方向付けるために何れかの複数の素子126と一緒に使用することもない。一例として、図1に示すトランスデューサ要素166、168、170、172の各々が各自の信号174、176、178、180を有しているとする。送信中の信号174、180は送信信号176、178より遅れており、それに応じた結果の超音波ビームの焦点合わせ及び誘導がなされることが技術的には可能である。プローブ100は、図1の「X」183により示されているように、そのようなプロトコルによっては実現されていない。同様に受信の際にも素子166、168、170、172に段階的な遅延は適用されていない。

【0058】

血流波形114は、時間に対するドップラ周波数シフトのグラフを示し、従って時間軸に関する血流速度を表す。拍動性又は脈動性(pulsatility)インデックス(PI)116及びレジスタンス(resistance)インデックス(RI)118のような臨床ドップラ(Clinical Doppler)インデックスは、血管脈動に関するドップラ角度非依存性測定値(Doppler angle-independent measures)を表す。血流波形114に付随する記号S、D、Cはそれぞれピーク的な心臓収縮期の周波数シフト、終了時点の心臓拡張期の周波数シフト、及び心臓サイクル1周期の長さを示す。一般的に使用される別の臨床ドップラインデックスは心臓収縮/拡張比率(systolic/diastolic ratio)(S/D)である。記号S、D、Cはドップラスペクトル波形キャリパー測定値(Doppler spectral waveform caliper measurements)である。これら及び他の臨床的又は血流パラメータ(例えば、臨床ドップラインデックス)は、脈動流のスペクトル特性の具体例であり、これに基づいてサイクルの品質を判断することが可能である。別のスペクトル特性はスペクトルバンド内の周波数応答であり、それがかなり低いことはサイクルの品質が不足していることを示す。同様に、所与の期間の間にサイクルがピーク的な心臓収縮値、完全なサイクル期間を示すに至っていない場合、それは品質が不足していると考えられる。

【0059】

プローブ100は、血管を検査し、血流の正常性を評価する際に、上記のドップラインデックスを使用することができる。

【0060】

対象領域106においてプローブ100により得られる血管108-112の分類及び分析の処理、並びにプローブ及びその利用に関する一般的な信号処理については、本願出願人による上記の特許出願に開示されている。

【0061】

図2は、ドップラ信号のスペクトログラムにおける良いパルスサイクル(good pulse cycle)200と、スペクトログラムの中で一連の良いパルスサイクルを選択するためのサイクル総和セグメント品質メトリック202とを例示している。ドップラ信号は、キャリア周波数から選択され、例えば、血流からのエコーであるパルスの周波数から抽出される。抽出は直交復調器を利用してなされてもよい。直交復調器の出力は、低周波信号成分を除去するためにバンドパスフィルタリングされ、低周波信号成分は、血管壁や柔らかい組織等のような緩やかに動く構造から生じており、或るレベル以上の周波数を有する。その結果のドップラ信号は、ドップラ周波数シフトを表現し、血流速度を示している。

【0062】

1回の心臓の鼓動に対応する典型的な良いパルスサイクル200は、サイクルの開始以来の許容可能な時間期間の間における2つの谷206、208の間に顕著に大きな山又はピーク204を有する。許容可能な時間期間は、母体及び胎児の動脈に依存して異なってよい。母体動脈

10

20

30

40

50

の時間期間は0.6秒ないし1.5秒の範囲内にあり、胎児の場合は0.3秒ないし1.0秒の範囲内にあるとすることが可能な場合がある。ローカルなピーク204或いは谷208が存在しないことも検査される。すなわち、パルスサイクル200の各々は1つのピーク/山204及び1つの谷208を有することが好ましい。

【0063】

サイクル200の間の周波数シフトの上昇及び下降はそれぞれ血流速度の増加及び減少をそれぞれ表現するので、良いサイクルは滑らかな上昇及び滑らかな下降を示す。下降部分(すなわち、サイクル200のピーク/山から谷に至る部分)は別の検査にも使用されてもよい。ピーク204とピーク直後の谷208とを含むライン210が、少なくとも1回波形114と交わるか否かが検査される。交点211が図2に示されている。そのような交点211が無い場合、サイクル200が拍動血流を十分に表現していないことを示す。

10

【0064】

対象の血管108-112が、患者又は技師の動き或いは血管108-112自体の動きに起因して、サンプル領域の中に無いかもしれないので、いくつかのスペクトル情報が連続的には取得できないかもしれない。超音波プローブ100が血管108-112と適切な角度を形成していない場合、或いは近辺の組織や内臓電子機器からのノイズが存在する場合に、いくつかのパルスサイクル200は良い品質を示すようには解釈されないかもしれない。

【0065】

その結果、スペクトログラムの一部が貧弱であるかもしれないし、薄れていたり欠落しているようにスクリーン上で表示されるかもしれない(すなわち、到来するドップラ信号を処理する高速フーリエ変換(FFT)に関連する周波数サンプルの大きさが低いことを示す)。スペクトログラム特性の形状に関して観測される他のタイプの異常性は、ピーク強度が低いこと、サイクル200が不完全であること、ピーク204が存在しないこと、ピークが鋭く高すぎることを含む。異常性(anomaly)は、不調和、変則性、逸脱等と言及されてもよい。

20

【0066】

これらの考察に基づいて、幾つかのサイクル200が最初に選別又はフィルタリングされる。生き残ったサイクル200のスペクトル特性が、抽出され、5つの連続的な生き残りサイクルのセグメントのスコア計算に使用される。5つのサイクルに基づくこと(当てにすること)は、許容可能な臨床業務とすることができ。本願の発明者等は、一連の連続的なサイクル200を選択することが妥当であることを経験的に見出している。図2の E_m として示されているようにサイクル総和セグメント品質メトリック202が、スコア計算に使用されている。これは5つのサイクル品質メトリック212の総和であり、5つの連続的なサイクル200の各々につき1つ存在する。サイクル品質メトリック212の各々は3つの項214から構成されているが、産科医学以外の医療用途の場合に追加的な項が付加されてもよい。各々の項214は底216と指数218とを有する。底216は一般に「e」として言及される関数であり、自然対数(ln)の底である。図2に示す例の場合、関数は恒等関数(identity function)である。底216は1より大きな任意の数とすることが可能であり、「e」又はより大きな任意の数とすることが可能である。指数218は変位222の絶対値220である。変位(deviation)は変化、偏差、ずれ、相違、差分等と言及されてもよい。変位222は、サイクル200に関するドップラスペクトル波形キャリパー測定値224と、異常として排除されていないスペクトログラムのサイクルに関する測定値のメジアン226との間の量である。記号 S_i 、 C_i 、 D_i は、サイクル i の収縮期、サイクル長、拡張期を表す。指数218は、収縮期、サイクル長、拡張期の各自のメジアン226に対する変位222の絶対値220をそれぞれ表す。メジアンは極限的な観測に対するロバスト耐性が強くある種の平均として機能するので、メジアンが代表値の測定値として使用される。項214の指数依存性は、単独のサイクル200でさえメジアン226から逸脱した際のコストが高いペナルティを招くことを保証する。 E_m の数式は、他の医療分野の場合には他の項214を含むようにして拡張可能である。例えば、頸動脈の特性はスペクトルが広がっていることであり、最大周波数包絡線のピークと最小周波数包絡線のピークとの間の距離が広がっている。最大周波数包絡線は、血流における最大(ドップラ)周

30

40

50

波数に関するスペクトログラムに適用される包絡線である。特に、粘性に起因して、血液は動脈断面を異なる速度で流れ、動脈壁近辺の周辺付近では遅くなる。僧帽弁(mitral valve)、三尖弁(tricuspid valve)、大動脈弁等に関する臓医療の分野の場合、特性(パラメータ)は、等容性弛緩時間(isovolume relaxation time)、等容性加速時間(isovolume acceleration time)、初期収縮期の加速時間、初期拡張期の減速時間等を含んでもよい。腎臓医療分野の場合には、腎動脈のスペクトルの広がり特性として使用可能である。

【0067】

図3はパルスサイクル200のセグメント304、306の視覚的な表示302を含む一例を示し、セグメントは、 E_m によるスコア計算後にユーザが選択する候補として使用可能である。この例の超音波プローブ308は、独立式又はスタンドアローン式の装置として設計されているが、必須ではない。プローブ308は無線又は有線によりプロセッサ310に接続可能であり又は接続され、プロセッサ310はユーザインタフェース312に接続される。ユーザインタフェース312は表示画面(ディスプレイスクリーン)314とユーザ操作制御部318とを有する。画面314に対する接触感知機能は、制御部316の中に含まれることが可能であり、マウス、ボタン、キースライド、ノブ、トラックボール等のような他のナビゲーション及び選択装置とともに機能してもよい。

【0068】

表示又はディスプレイ302は、表示画面314を左から右に移るように連続的にずらす(シフトさせる)。例えばタッチスクリーンに触れることにより、現在スクリーンに表示されている何れかのセグメント304、306を選択することが可能である。回転又はローリングする表示において、2つのセグメント304、306の間の破線320は、サイクル200又は高いスコアを示すセグメント(従って望ましくないもの)が省略されている部分を時間軸に関して表現している。表示されるセグメント304、306は、例えば、輝度、色又は図示されているように下線324、328により強調される。強調とともに、セグメント304、306の各々は、各サイクル200のキャリパー測定値224及び/又はセグメントスコアとともに、スクリーン314の中で動かされてもよい又は変換されてもよい。セグメント304、306が選択されると、セグメントに属するサイクル200に関してドップラパラメータ116、118が算出され、スクリーンに登場する。

【0069】

回転するセグメントの代替例として、システムは、最低スコアのセグメント又はセグメント群304、306を自動的に選択し、個々のパラメータ116、118を計算し、選択されたセグメント及びパラメータを表示することが可能である。

【0070】

図4は、非限定的な一例として、良いパルスサイクルを選択するための処理400を示す。臨床医、助産師、技師、産科医/婦人科医、又は胎児放射線関係者等のようなユーザ又はオペレータが、産科等のような医療分野を選択する、或いは一群のパラメータの中から1つ以上のパラメータを選択する(ステップS402)。受信した超音波から短期間の間にドップラ信号が取得される(ステップS404)。スペクトログラムが算出される(ステップS406)。

【0071】

電力閾値による判断結果として(ステップS408)、考察対象の現在のサイクル200の一部のスペクトルバンドで十分な周波数応答が不足していた場合、その現在のサイクルは選択の対象(候補)から除外される(ステップS410)。

【0072】

何れにせよ、ステップ404で取得したデータの中に更にサイクル200が存在している場合(ステップS412)、次のサイクルが処理され(ステップS414)、処理はステップS408に戻り、次のサイクルが現在のサイクルとして設定される。

【0073】

考察対象の更なるサイクルが存在しない場合(ステップS412)、除外されていないサイクルは、全体として、サイクルが除外されているギャップを有するスペクトログラムを形成

10

20

30

40

50

する。従って、ギャップを有するスペクトログラムは、典型的には、サイクルが除外されていない1つ以上の時間部分を有する。発明者に既知の何らかの適切な方法により、スペクトログラム時間部分について包絡線が計算され、スペクトログラム時間部分の各々は、5つ上の連続するサイクルをそれぞれが有し、5つの連続する良いサイクルのセグメントをもたらす可能性を有する(ステップS415)。スペクトログラムから包絡線を抽出する方法については、例えば米国特許第7,611,467号明細書に開示されており、その開示内容全体が本願のリファレンスに組み入れられている。

【0074】

サイクルのフィルタリングは継続する。例えば、キャリパー測定値224が現在のサイクル200について取得され、ピークに至るまでの時間期間及び時間長の双方について測定がなされる。

10

【0075】

測定値224が各自の正常値の所定の範囲を超える場合(S416)、現在のサイクル200は除外される(ステップS418)。そうではなく所定の範囲を超えない場合、1つより多い数のピークが現在のサイクルに存在しているか否かについての判断(ステップS420)、及び1つより多い数の谷が現在のサイクルに存在しているか否かについての判断がなされる(ステップS422)。何れかに該当する場合、現在のサイクルは除外される(ステップS418)。

【0076】

何れにせよ、更なるサイクルが考察対象になり得る場合(ステップS424)、処理はステップS416に戻り、次のサイクルが現在のサイクルに設定される(ステップS426)。

20

【0077】

上記のフィルタリング処理に関して更なるサイクルが存在しない場合(ステップS424)、全ての生き残りサイクルに関してメジアン226が計算される。これは、ステップS402において直接的又は暗黙に選択されたキャリパー測定値224等のような各々のパラメータについて実行される(ステップS428)。その計算は、図2に示されている E_m (サイクル総和セグメント品質メトリック202)を算出する初期ステップである。

【0078】

上記のフィルタリングの結果残っている5つの連続するサイクルの現在のセグメント304、306に関し、セグメントのサイクル各々について変位222が判断される。特に、メジアン226からのパラメータの変動222の絶対値220が所定の変位閾値を超えているか否かについての判断がなされる。この判断は、選択されたパラメータの各々についてなされる(ステップS430)。閾値は、各々のメジアンから25%以上の逸脱を検出するように設定されてもよい。変位閾値を超えている場合(ステップS430)、これは現在のサイクルが有効でないことを示しているので、処理は、逸脱しているサイクル200から次のサイクルにシフトする(ステップS432)。

30

【0079】

シフトの後、ステップS424の前にフィルタリングを生き残った5つ以上のサイクル200が、セグメントを形成するために現在利用可能であった場合(S434)、ステップS430に戻り、次のセグメント304、306を現在のセグメントとして設定する(S435)。

【0080】

一方、5つより少ないサイクル200しか利用可能でなかった場合(S434)、ステップS404に戻る。

40

【0081】

現在のセグメント304、306が変位閾値を超えていない場合(ステップS430)、セグメントはサイクル総和セグメント品質メトリック202を求めるスコア計算に使用される(ステップS436)。

【0082】

更なるセグメント304、306が望まれる場合(ステップS438)、ステップS434の方に進む。

【0083】

そうではなく、更なるスコア処理は行われず、良いセグメント304、306が要求される場

50

合(ステップS438)、ユーザはこれらのセグメントから選択を行うことになり(ステップS440)、上述したように選択に備えてセグメントが表示され、強調される(ステップS442)。セグメント304、306は、選択的に、スクリーン上でキャリパー測定値224及びセグメントスコアのそばに付随していてもよい。ユーザにより選択されたセグメント304、306についてドップラインデックスのようなパラメータが算出され(ステップS444)、セグメント及びインデックスの双方がスクリーンに表示される(ステップS446)。一方、更なるスコアが計算されず、良いセグメント304、306が望まれ、選択が自動的になされる場合(ステップS440)、最小スコアのセグメントが選択される(ステップS448)。上記と同様に、選択されたセグメント304、406についてパラメータが計算され(ステップS450)、セグメント及びパラメータが表示される(ステップS452)。計算は、選択されたセグメント304、306の5つのサイクル200についての結果を平均化することを含み、平均値は表示画面314に表示される。

10

【0084】

キャリパー測定を行う恩恵により、選択されたサイクル200に属するサイクルについての処理は、臨床パラメータを計算するために実行され、これは全て新規な技術で自動的に行われる。より一般的には、計算は、一般にサイクル200の各々についてのそのような測定及び結果の平均化を含む。

【0085】

プローブ100、308において、本願で提案される装置として機能する制御回路(図示せず)は、1つ以上の集積回路(IC)の形式を採用することが可能である。1つ以上のICは、代替的に、超音波デュプレックススキャナのような既存の装置に組み込まれるように形成することが可能である。

20

【0086】

装置(すなわち、IC、プローブ、又はデュプレックスシステム)を制御するための信号は、本願により提案される技術によれば、装置内部で生成されてもよいし、装置に入力される配線に印加される電流を変化させることにより形成されてもよいし、信号の無線送信のためのアンテナ及び装置の受信のためのアンテナに与えられる信号により得られてもよい。

【0087】

装置は、拍動流を検査し、検査した流れに基づいてスペクトル特性を導出し、導出した特性に基づいて、流れを表すものとして何れの1つ以上のパルスサイクルが選択されるべきかを決定するように形成される。選択されるサイクルは連続的であり、所定数(例えば、5つ)のサイクルとすることが可能である。選択に委ねられるサイクルは、先ず、波形の異常性に基づいてフィルタリング(選別又は除外)され、連続する一群の十分な数の生き残りサイクルが、キャリパー測定値及び他のタイプの特性のようなパラメータに基づいて判断される。良いサイクルは、測定されたパラメータに関し、当初に除外されていないスペクトログラムサイクルに関する各パラメータのメジアンに対する変位の少なさにより検出される。この技法は、ユーザの選択に応じて、特定の医療用途に適した追加的なパラメータを考慮してもよい。ユーザは名前で動脈を適切に識別してもよい。

30

【0088】

本発明による方法は、有利なことに、人間又は動物を対象とする医療診断に適用可能であるが、本発明の範囲はそうに限定されない。より広く、本願により開示される技法は、体の組織、生体内、生体外、体内、体外等における血管を効率的に発見することや、改善された流れ分析を行うこと等に関連する。

40

【0089】

本願において提案される内容は、スペクトルドブプラ波形のうち、血液流を表す優れたサイクルを選択し、選択されたサイクルの分析結果に基づいて臨床診断を行うためのものである。本技法は、本願と同じ発明者等による「Automatic Blood Vessel Identification by Name」と題する特許出願と同様に、生で動脈を正確に識別する際に特に有用である。本願により提案される技法を適用できる分野は、頸動脈及び腎動脈スクリーニング、周辺動脈疾患(PAD)を検出するためのアンケ上腕動脈(anke-brachial index: ABI)測定

50

、経頭蓋心臓検査(transcranial and cardiac examination)、身体的外傷による出血又はその他の出血の検出、その他の胎児の健康評価等を含む。

【 0 0 9 0 】

以上、本発明は明細書及び図面により説明及び図示されてきたが、そのような説明及び図示は例示的又は模式的であり、限定的ではないように解釈され、本発明は説明された実施形態に限定されない。

【 0 0 9 1 】

例えば、サイクルピークの形状に関する波形の異常性が、例えばステップS418でサイクルを除外する際に検出され利用されてもよい。

【 0 0 9 2 】

本願の明細書、特許請求の範囲及び図面を参照することにより、本発明を実施することに関し、開示される実施形態に関する他の変形例が、当業者に理解され使用されることが可能である。特許請求の範囲において、「有する」という用語それ自体では他の要素やステップを排除しておらず、「ある」又は「或る」のような不定冠詞に関する用語もそれ自体では複数個存在することを排除していない。特許請求の範囲に何らかの参照符号があったとしても、特許請求の範囲を限定するように解釈されるべきではない。

【 0 0 9 3 】

束の間の間、一時的に又は長時間の間、コンピュータプログラムは、コンピュータにより読み取られることが可能な媒体(例えば、光ストレージ媒体、ソリッドステート媒体、半導体記憶装置等)に保存されることが可能である。そのような媒体は、一時的な伝搬する信号を意味するに過ぎないものではなく、レジスタメモリ、プロセッサキャッシュ及びRAM等のようなコンピュータで読み取ることが可能な他の形式の媒体を含む。

【 0 0 9 4 】

単独のプロセッサ又は他のユニットが請求項に記載されたいくつもの事項の条件を満足してもよい。特定の事項が異なる従属請求項で引用されているというそれだけの事実で、それらの事項を有利に組み合わせて使用できないことを意味するわけではないことに留意を要する。

10

20

【図 1】

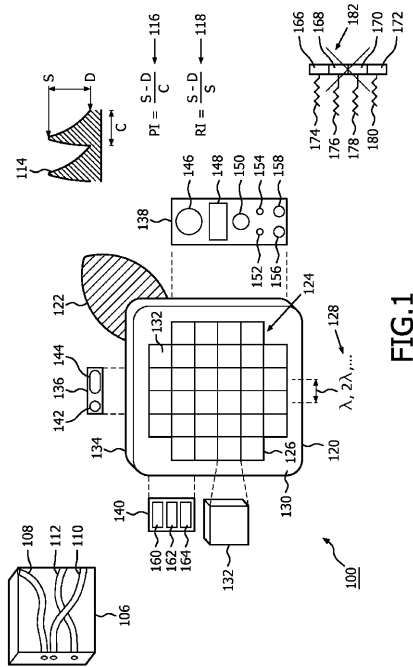


FIG. 1

【図 2】

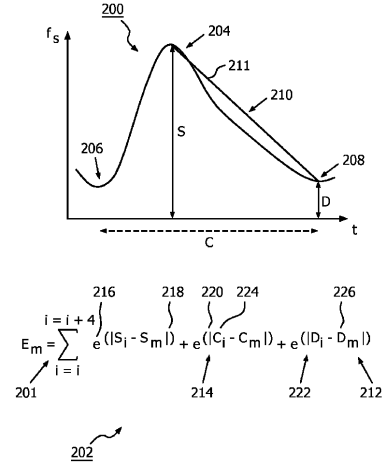


FIG. 2

【図 3】

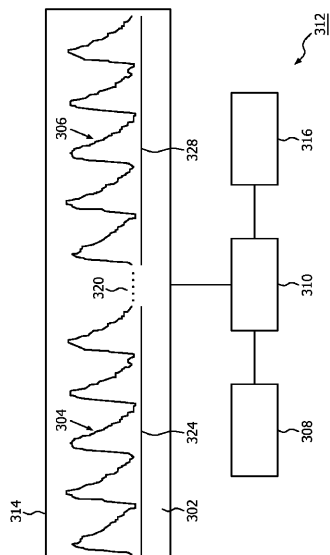
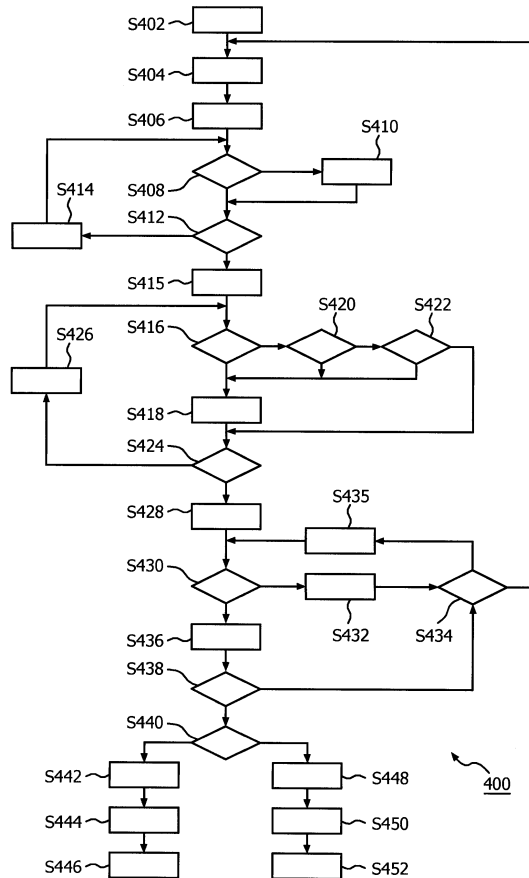


FIG. 3

【図 4】



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(74)代理人 100112759

弁理士 藤村 直樹

(72)発明者 グプタ, ラリット

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 ヴァジネパッリ, パラヴィ

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
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 アインドーフエン, 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 アインドーフエン, 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 アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 ペトルゼッロ, 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
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 アインドーフエン, 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 PALLAVI V, DOPPLER BASED IDENTIFICATION OF UTERINE ARTERY AND UMBILICAL ARTERY FOR MONITORING PREGNANCY, 2010 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 米国, IEEE, 2010年 8月31日, P6300-6303

(58)調査した分野(Int.Cl., D B名)

A 6 1 B 8 / 1 4 - 8 / 1 5