

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-519079

(P2009-519079A)

(43) 公表日 平成21年5月14日(2009.5.14)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F I
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2008-545187 (P2008-545187)
 (86) (22) 出願日 平成18年12月7日(2006.12.7)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年5月29日(2008.5.29)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2006/054670
 (87) 国際公開番号 W02007/069155
 (87) 国際公開日 平成19年6月21日(2007.6.21)
 (31) 優先権主張番号 60/750,651
 (32) 優先日 平成17年12月14日(2005.12.14)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

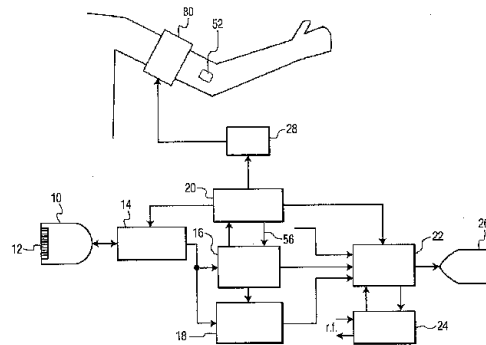
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈動する血流のドップラ検出

(57) 【要約】

パルス波ドップラは、循環系における血流を定量化するために使用されるよく知られた超音波技術である。超音波の短い破裂を使用し、返ってくるエコーの周波数シフトを測定することにより、体内の狭い体積における血液速度を見積もることが可能である。動脈の血流は、鼓動する心臓により変調される特徴的なパターンを示す。しかしながら、静脈は、もともと予測することができず、たいてい連続的であるが、時々脈動的であるフローを示す。いくつかの場合において、静脈は、崩壊され、流れが検出され得ない。このことは、静脈の予測不可能なフローのため、検出並びに静脈及び動脈の区別を困難にする。本発明は、前記流れをドップラ超音波技術で識別され得る認識可能なパターンに変調することにより、血流のこの予測不可能の性質を克服する。動脈及び静脈は、印加される圧力に依存した異なるフロー変調パターンを示すことができるので、区別され得る。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血管における流れを検出するシステムであって、
周期的又は非周期的に血管を閉塞させるように動作可能である閉塞装置と、
前記周期的又は非周期的に閉塞される血管の血流により影響される、血流を有する血管からのドップラ信号を受信するように動作可能である超音波トランスデューサと、
前記超音波トランスデューサに結合されるドップラプロセッサと、
前記周期的又は非周期的な閉塞に対応する血流速度を識別する信号を生成する、前記ドップラプロセッサに結合された出力装置と
を有するシステム。

10

【請求項 2】

前記出力装置が超音波ディスプレイを有する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記超音波ディスプレイがスペクトルドップラ波形を表示する、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記超音波ディスプレイがカラードップラ画像を表示する、請求項 2 に記載のシステム

。

【請求項 5】

前記閉塞装置が、膨張可能な圧力カフを有する、請求項 1 に記載のシステム。

20

【請求項 6】

前記閉塞装置が、前記圧力カフに結合されるポンプを更に有する、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記閉塞装置が、制御可能圧力開放バルブを更に有する、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記閉塞装置は、前記ポンプ及び前記圧力開放バルブが、前記圧力カフを周期的又は非周期的に膨張及び収縮させるためのポンプ制御器を更に含む、請求項 7 に記載のシステム

。

【請求項 9】

前記圧力カフが、空気よりも収縮性の低い流体で膨張させられる、請求項 5 に記載のシステム。

30

【請求項 10】

前記ドップラプロセスが、ドップラ速度又はドップラパワー評価を生成するように動作する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記超音波トランスデューサが、機械的に走査されるトランスデューサプローブを更に有する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記超音波トランスデューサが、電子的に走査されるトランスデューサプローブを更に有する、請求項 1 に記載のシステム。

40

【請求項 13】

前記超音波トランスデューサが、手動で走査されるトランスデューサプローブを更に有する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記閉塞装置が心臓に対して近くに配置され、前記超音波トランスデューサが前記心臓に対して遠くに配置される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 15】

前記閉塞装置が心臓に対して遠くに配置され、前記超音波トランスデューサが前記心臓に対して近くに配置される、請求項 1 に記載のシステム。

50

【請求項 16】

血管の位置を検出する方法であって、
体の関心ある部位に向かって超音波トランスデューサを向けるステップと、
前記関心ある部位への血液の流れ又は前記関心ある部位からの血液の流れを変調するステップと、
前記超音波トランスデューサからの信号を受信するとともに、ドップラ処理するステップと、
前記ドップラ処理された信号の使用により、前記流れの変調を識別するステップと
を有する方法。

【請求項 17】

前記血液の流れを変調するステップが、前記体の血管を周期的又は非周期的に閉塞させるステップを更に有する、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記流れの変調を識別するステップが、前記閉塞の生じる時間と、前記ドップラ処理信号とを相関させるステップを更に有する、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

前記相関させるステップが、前記ドップラ処理信号のピーク速度成分を識別するステップを更に有する、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 20】

前記周期的又は非周期的に閉塞させるステップが、前記体の肢において圧力カフを膨張及び収縮させるステップを更に有する、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 21】

前記血液の流れが、前記心臓に対して位置的な関係を有する前記体の点において変調され、

ドップラ超音波を受信するステップが、血液の流れを変調する前記点に対して遠くに位置される前記体の位置において実行される
請求項 16 に記載の方法。

【請求項 22】

前記血液の流れが、前記心臓に対して位置的な関係を有する前記体の点において変調され、

ドップラ超音波を受信するステップが、血液の流れを変調する前記点に対して近くに位置される前記体の位置において実行される
請求項 16 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、ドップラ法による血流の検出に関し、より詳細には、脈動的な血流の補助付超音波ドップラ検出に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波ドップラ診断は、臨床医が患者の血液の流れについての情報を得ることを所望する場合に実施される。流速の表示は、速度がグラフィカルに表示されるスペクトルドップラ表示か、又は速度が影若しくは色合いで表示されるカラードップラ表示によってなされ得る。いくつかの場合において、流れのみの検出は、Schwartzらによる米国特許 US 5 4 7 4 0 7 3 "ULTRASONIC DIAGNOSTIC SCANNING FOR THREE DIMENSIONAL DISPLAY," に記載されるように、流れを含む血管を位置決めするために使用され得る。ドップラフローの信号源を画像化することにより、該フロー（流れ）を含む血管の位置が推定され得る。このような技術は、臓器移植又は他の血管系の外科的修復の効果を確かめる場合に役立つ。

【0003】

10

20

30

40

50

血管を位置決めするのにドップラフロー信号を使用することは、より位置的正確性が必要とされる場合に、他の診断的又は外科的な状況に適用され得る。例えば血管の管腔の中心の識別は、層流の微妙な特性の探索か、又は血管内のカテーテル若しくは針の位置決めが必要とされる場合に必要とされ得る。しかしながら、静脈系の血流が、ドップラ検出の性能を制限し得る。左心室の直圧から毛細血管床によりバッファされると、静脈の流率は、非常に低い圧力を示し、一様でなく、低い速度になり得る。いくつかの状況において、これらの特性を有する静脈は、事実上崩壊し得る。ほとんど又は全く識別できない脈拍を有するこれらの低いフロー状態は、ドップラ手段による血管の識別を不可能でないにしても困難にし得る。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

したがって、これらの不都合な状況下でさえ、ドップラ超音波で静脈のような低いフローの血管を位置決めすることができることが所望される。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の原理によると、超音波ドップラ技術によるフローの検出を補助する、血管内の脈動フローを促す装置及び方法が提供される。用語「脈動」は、ここではフローレートにおける一連の1以上の周期的又は非周期的変化を意味する。血管内の血流は、圧力を血管に加えることにより閉塞される。圧力が加えられる間、血流から閉塞部に圧力が発現される。圧力が開放され、血管が再び開かれる場合、閉塞された血流は、血管を通過して突然上昇するであろう。この突然の流れの変化は、ドップラ超音波によって、より容易に検出され、流れの変化の源は、血管の位置を識別する。以下に説明される一例において、自動化された血圧ポンプ及びカフは、心臓により生成される動脈の脈動フローから容易に見分けることができる血管のユニークな脈動フローパターンを生成する、一連の圧力閉塞及び開放を適用するために利用される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

まず図1を参照すると、本発明の原理により構成される超音波システムは、ブロック図の形態で示される。超音波プローブ10は、超音波を送信し、超音波エコー信号を受信する超音波トランスデューサアレイ12を含み、全て取得ビーム形成器14の制御下にある。受信されたエコー信号は、送信周波数と同じ周波数になり得るか、又は送信周波数の高い若しくは低い高調波となり得る。トランスデューサ送信と、受信されたエコー信号の処理との制御は、取得ビーム形成器14により提供される。送信される、及び受信されるビームは、二次元画像化の平面領域に渡って操作され得るか、又は三次元画像化の体積領域に渡って操作され得る。コヒーレントエコー信号は、Bモード表示に対して検出及び処理され得、スペクトル及び/若しくはカラーフロー表示に対するドップラプロセッサ16及び18に結合され得、又は(Roundhillらによる)米国特許US6139501に記載されるようにBモード及びドップラ表示の両方に対して使用され得る。処理されるBモード及びドップラ信号は、画像プロセッサ22に結合され、ここでこれらの信号は、所望の画像フォーマットを表示するために処理され、それから画像ディスプレイ26に表示される。実時間画像のシーケンスは、より詳細な分析又は再度の処理のために再生され得るr.f.、見積もり、ネイティブ又はコンポジット表示形態で取り込まれ、Cineloopメモリ24に記憶され得る。

【0007】

図2は、ドップラ超音波システムにより生成され得る画像のタイプを示す画像表示を示す。図2は、カラーボックス42の内部にある血管50の部分の血流速度を画像化するために使用されるカラーフロードップラ画像40を示す。カラーフロー画像は、組織構造のBモード画像を、画像と同じ領域に渡るフローのカラードップラ画像でオーバーレイすることにより生成され、これにより、2つの空間的に対応する画像を生成及びオーバー

10

20

30

40

50

レイする。図2の例において、カラーオーバーレイは、Bモード画像全体に上塗りするのではなく、カラーボックス領域42のみを上塗りし、カラーボックス42の外側のドップラ情報を集める必要を未然に防ぎ、これによりディスプレイのフレームレートを増加させる。カラーフロー画像40に示される解剖の点におけるフローのスペクトル分析は、血管50の中心の上にサンプルボリューム52を位置づけることにより開始される。フローの向きのカーソル54は、角度補正のために血流の向きで位置合わせされるように設定される。好ましくは、フローの向きのカーソル設定及び角度補正は、(Critonらによる)米国特許US6464637に記載されるように自動的に実行される。ドップラデータは、高いレートでサンプルボリューム位置52から取得され、図面の下部に示されるように、スペクトルドップラ表示72を生成するように使用される。スペクトル表示の各々の垂直の線は、スペクトル表示の水平時間軸に沿ってプロットされるように、サンプルボリューム位置での瞬間的な速度値の範囲を示す。ピークの速度値70及び平均の速度値62は、(Routhらによる)米国特許US5287753に記載されるように、超音波システムによって自動的にトレースされ得る。ディスプレイスクリーン上のカラーフロー画像40に隣接して、カラーバー60があり、速度値の範囲に対するフローの色のマッピングを図示する。この説明において、(プローブに関して)正の速度は、緑色(G)から黄色(Y)に延在し、負の速度は、淡い青(LB)から濃い青(DB)に延在し、緑色と黄色との間のゼロ速度点は、カラーベースラインである。

10

【0008】

本発明の原理によると、図1の超音波システムは、血流を閉塞するための装置を含み、これにより脈動する流れを人工的に引き起こす。圧力制御器20は、取得ビーム形成器14、スペクトル及びカラーフロードップラプロセッサ16及び18、画像プロセッサ22、及び膨張ポンプ28に結合される。超音波システムの他の領域への接続は、患者に取り付けられる圧力カフ80により、圧力が加えられる及び/又は除去される時刻を示すタイムマーカを提供する。カフ圧力は、空気をカフに送り込むようにポンプ28を作動させることにより、カフが取り付けられる肢の血管が閉塞するように増加させられる。カフ圧力が開放される場合、カフ80に対する圧力線におけるバルブは、圧力を除去する圧力制御器20の制御下で開けられる。この例は、通常自動化された血圧モニタとともに使用され得る空気で膨らんだ圧力カフの使用を図示する一方、空気以外の流体も代わりに使用され得る。空気よりも圧縮力の小さい流体は、肢への圧力のより急速な印加を可能にすることができ、圧力が除去される場合、この閉じた系に対して流体リザーバを必要とする。空気の系は、ポンプにおける厄介な密閉及びリークの可能性に対して免疫もある。

20

30

【0009】

図1の例は、閉塞システムと超音波システムの残りとの間の通信及び同期を図示するが、こうである必要はない。圧力制御器20、ポンプ28、及び圧力カフ80を含む閉塞システムは、超音波システムとは完全に別個であり、独立し得る。別個のシステムは、自走することができ、超音波システムの動作とは完全に独立して生じるレート及び時間にカフを周期的に膨張及び収縮させることができる。

【0010】

動作において、カフ80は、患者の肢の上を滑らされ、超音波プローブ10は、診断がカフ80を通過する血管上で実行されるか、又はカフ80を通過する血管に接続される点に配置される。図1の例において、このような血管が検査される点52が、カフ80の位置から遠い腕にある。適切な場所にドップラプローブがあると、圧力制御器20は、カフ80を周期的に膨張及び収縮させるようにポンプ28を制御し、これにより、検査される血管の流速の人工的に引き起こされる変調を生成する。ポンプ28に対する典型的な制御信号は、図3aに示され、これは単純なオンオフ矩形波102である。矩形波103の各々の正になる遷移において、ポンプは、カフから遠い肢の血管への血流、及び該血管からの血流を全体的に又は部分的に閉塞させるように、カフ80を膨張させ、104及び106のような各々の負になる遷移において、圧力バルブは開けられ、閉塞された血管が開き、閉じ込められた血圧が、これまで閉塞されていた血管を通じて急上昇することを可能に

40

50

する。このことは、負に向かう膨張圧力の遷移 104 及び 106 に時間的に対応する速度ピーク 114 及び 116 により図 3 b に示されるように、ドップラ超音波により検出され得る、前に閉塞された血管を通る瞬間的な流速の増加を起こすであろう。図 3 b のドップラ波形におけるこれらの瞬間的な人工的に引き起こされるフローのピークは、第 1 速度ピーク 114 の前（左側）のドップラ波形のフロー状態によりわかるような、前に閉塞された血管が以前よりも容易に見分けられるようにする。

【0011】

図 3 a の例において、心臓のポンピングにより生成される脈動的な血流とは明白に異なるレートで、カフが膨張及び収縮されることがわかる。図 3 c は、通常ドップラ超音波システムにより生成される動脈血流のドップラ波形 120 である。各々の心拍を有する速度ピークの脈動性の規則的な性質は、この波形において明らかに見られる。図 3 b の圧力カフの引き起こされるピークの明白に異なる脈動パターンは、例えば静脈の人工的に引き起こされる脈動性が、動脈の規則的な脈動性とはどのように明白に区別され得るかを図示する。この例において、図 3 b の人工的な脈動性は、周波数及び規則性の両方において、心拍の脈動性とは異なる。ドップラパワー処理により検出され得るフロー強度の変化ができるように、どちらも人工的な波形を区別することができるのに十分になり得る。

10

【0012】

本発明のシステムを使用することにおいて、いくつかの異なるアプローチ及びいくつかの異なるモードがある。一例において、圧力装置 80 は、隣接して配置され、超音波プローブ 10、52 は、心臓に対して離れて位置される。この構成は、3つの異なるモードで使用され得る。

20

【0013】

第 1 モードにおいて、静脈か、又は動脈かの血管の位置が所望される。収縮圧力より高い十分な圧力が装置 80 により印加される場合、（静脈及び動脈の両方の）血管の血流は、一時的に停止される。圧力が開放される場合、血液が静脈及び動脈に急激に戻り、血管の一つにフォーカスされたドップラ装置で測定されたとき、特徴的な速度ピークを示す。正常なフローは、圧力が再び加えられるまで静脈及び動脈で再開する。それからサイクルが繰り返される。上述のようにドップラ波形の速度ピークを識別することができるアルゴリズムは、血管の中心から来る超音波信号を位置決めするために使用される。血液の層流により、最も高いピーク速度は、血管の中心において見つけられるであろう。圧力が既知のパターンで加えられる場合、速度ピークを適用されたパターンと相関させることは容易である。

30

【0014】

第 2 モードにおいて、静脈の位置が所望される。収縮圧力より低い静脈圧力よりも高い適切な圧力が加えられる場合、静脈内の血流が一時的に停止されるが、動脈内の流れは比較的影 響されない。圧力が開放される場合、血液が静脈を急激に戻り、静脈血管の一つにフォーカスされたドップラ装置で測定される場合、特徴的な速度ピークを示す。圧力が再び加えられるまで、正常なフローが静脈内で再開し、サイクルが繰り返される。ドップラ速度ピークを識別することができるアルゴリズムは、静脈の中心から来る超音波信号を識別するために使用される。圧力が既知のパターンで加えられるので、静脈内の速度ピークを適用されるパターンと相関させることは容易である。動脈は、特徴的な心拍パターンを示し、このパターンは、適用される圧力パターンとは異なり、アルゴリズムにより区別されるであろう。

40

【0015】

第 3 モードにおいて、動脈の位置が所望される。収縮圧力よりも高い十分な圧力が加えられる場合、動脈及び静脈内の血流が一時的に停止される。（収縮圧力より低い静脈圧力より高く）圧力が部分的に開放される場合、血液が動脈に急激に戻るが、閉塞されたままである静脈には戻らず、動脈にフォーカスされたドップラ装置で測定される場合、血流は特徴的な速度ピークを示す。フローは、圧力が再び加えられるまで動脈に戻り、この間サイクルが繰り返される。速度のピークを識別することができるアルゴリズムは、動脈

50

の中心から来る超音波信号を識別するために使用される。圧力が既知のパターンで適用されるので、動脈内の速度ピークを適用されるパターンと相関させるのは容易である。当該フローが停止されると、静脈はいかなるパターンも示さず、アルゴリズムにより区別されるであろう。

【 0 0 1 6 】

本発明の第 2 の例示的な用途において、圧力装置 8 0 は、心臓に対して離れて位置され、超音波プローブ 1 0 は心臓に対して隣接して位置される。この場合において、圧力が加えられる場合、静脈内の血液は、短い周期で加速され、それからフローが正常に戻る。圧力が開放される場合、圧力が再び加えられ、サイクルが繰り返されるまで著しい変化は検出されない。

10

【 0 0 1 7 】

超音波システムの性質は、血管位置において必要とされる情報の量に依存するであろう。深さの情報なしで、皮膚表面の側面の位置のみが必要とされる場合、連続波 (C W) 超音波システムが使用され得る。静脈の中心の深さも必要とされる場合、脈動波 (P W) 超音波システムは、深さ可変の走査及び識別のために必要とされる。 P W システムは、血管の深さを識別するために異なる深さのゲーティングとともに使用され得る。皮膚表面における血管の位置を見つけるため、異なるトランスデューサ構成が使用され得る。最も単純なものは、患者の肢の上を機械的に運動させられる単一のトランスデューサからなる。他の構成は、電子的に走査又は選択されるアレイのトランスデューサを使用するであろう。両方の組合せも可能であり、ここでアレイは機械的に運動させられる。適切なトランスデューサ構成は、 (Rockらによる) 米国特許 U S 6 5 7 5 9 1 4 に記載される。 Ayatiらにより 2 0 0 5 年 1 1 月 1 7 日に出願され、 " C P R GUIDED BY VASCULAR FLOW MEASUREMENT " と表題をつけられた米国特許出願番号 U S 6 0 / 7 3 7 9 0 9 も参照されたい。

20

【 0 0 1 8 】

圧力制御器 2 0 は、いくつかの機能を有し得る。まず該制御器は、動脈の位置か、又は静脈の位置かのどちらが必要とされるかに依存して適正な圧力を加えるため、信号を圧力カフ 8 0 に伝える。圧力の変化は、患者の運動がドップラフロー信号と干渉し得るので、患者の肢における組織の運動を制限するような態様でなされるべきである。図 1 の例において、圧力制御器は、システムの性能を向上させるために超音波システムに結合される。ビーム形成器 1 4 への接続は、速度変化が検出され得る精度を改善するため、ビーム形成器が、圧力遷移の時間において送信レート (P R F) を増加させるようにする。スペクトル及びカラーフロッドップラプロセッサ 1 6 及び 1 8 への接続 5 6 は、これらの時間におけるドップラ処理を最適化させる。圧力制御器の画像プロセッサへの結合は、速度変調の時間が着色されるか、そうでなければスクロールスペクトルディスプレイ 7 2 において向上されることを可能にする。上述のように、これらの接続、同時性、及び向上は、オプションである一方、検査下の血管の局在化を改善するために、構成されたシステムにおいて使用されてもよい。

30

【 0 0 1 9 】

更に、圧力制御器、又はシステムの他の部分は、検査下の血管の局在化についてユーザにフィードバックを供給すべきである。このことは、単純に光として、又は血管及び/若しくは血管の中心の座標を付与するか、又は図 2 に示されるようにマークされる位置で画像及び分光のトレースを表示するより複雑な表示としてなされ得る。

40

【 0 0 2 0 】

上の例が視覚的な局在化の使用を図示する一方、聴覚的に増強されたシステム、又は単にオーディオのみが使用され得ることは、理解されるであろう。例えば、単一の、又は対のドップラトランスデューサは、患者の皮膚上を移動することができ、結果となる変調されたドップラ信号が、ドップラトーンとして再生される。最大トーン強度又はピッチがユーザに対してフロー変調を有する血管が位置されていることを伝えるまで、変調が進行する間、ユーザは、体の上でトランスデューサを移動させる。

【 図面の簡単な説明 】

50

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 図 1 は、周辺の血管を閉塞させる圧力カフとともに、本発明の原理により構成される超音波システムをブロック図の形態で図示する。

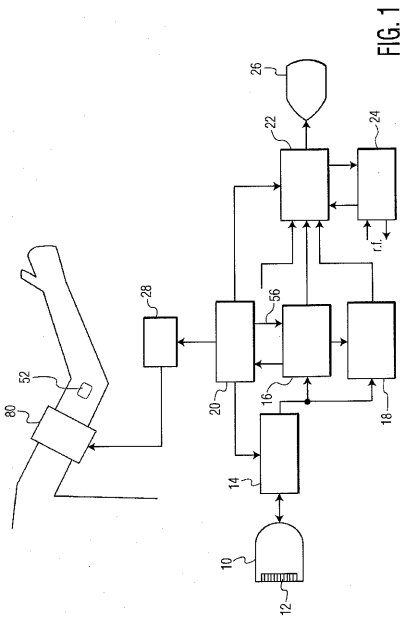
【 図 2 】 図 2 は、超音波システムのいくつかのドップラ表示を図示する。

【 図 3 a 】 図 3 a は、閉塞された血管及び閉塞されていない動脈の鼓動のドップラフロー特性及び圧力カフに対する制御信号のグラフィカルな描写である。

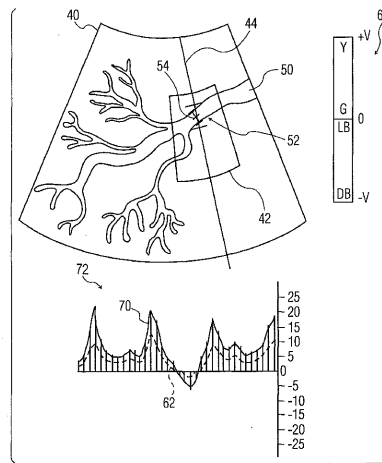
【 図 3 b 】 図 3 b は、閉塞された血管及び閉塞されていない動脈の鼓動のドップラフロー特性及び圧力カフに対する制御信号のグラフィカルな描写である。

【 図 3 c 】 図 3 c は、閉塞された血管及び閉塞されていない動脈の鼓動のドップラフロー特性及び圧力カフに対する制御信号のグラフィカルな描写である。

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 A 】

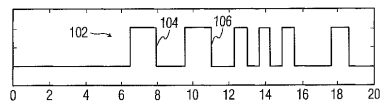


FIG. 3A

【 図 3 B 】

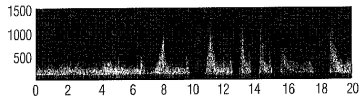


FIG. 3B

【 図 3 C 】

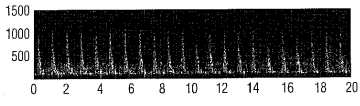


FIG. 3C

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/IB2006/054670
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01S15/89 A61B8/06		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01S A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2005/049504 A1 (LO MENG-TSUNG [TW] ET AL) 3 March 2005 (2005-03-03) abstract; figures 5-9 paragraphs [0001] - [0011] paragraphs [0022] - [0031] claims 1-5	1-22
X	EP 0 329 489 A2 (VASCULAR SURGICAL FORUM [GB]) 23 August 1989 (1989-08-23) figures 1,2,8,9 page 2, column 5 - page 3, column 26 page 3, column 54 - page 4, column 30	1-22
A	US 5 590 649 A (CARO RICHARD G [US] ET AL) 7 January 1997 (1997-01-07) the whole document	1-22
	----- -/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 25 April 2007		Date of mailing of the international search report 03/05/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Zaneboni, Thomas

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2006/054670

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2002/052550 A1 (MADSEN JOSEPH R [US] ET AL) 2 May 2002 (2002-05-02) the whole document -----	1-22
A	US 5 640 960 A (JONES DAVID C [US] ET AL) 24 June 1997 (1997-06-24) the whole document -----	1-22
A	US 2004/092833 A1 (JUST STEVEN M [US] ET AL) 13 May 2004 (2004-05-13) paragraph [0047]; figure 2 -----	9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International application No
 PCT/IB2006/054670

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005049504 A1	03-03-2005	JP 2005066311 A TW 221407 B	17-03-2005 01-10-2004
EP 0329489 A2	23-08-1989	AT 114946 T DE 68919723 D1 WO 8907414 A2 JP 2504001 T	15-12-1994 19-01-1995 24-08-1989 22-11-1990
US 5590649 A	07-01-1997	AU 2238495 A CA 2187638 A1 DE 69523150 D1 DE 69523150 T2 EP 0755221 A1 JP 2831471 B2 JP 9506024 T WO 9528126 A1 US 5833618 A US 5830131 A	10-11-1995 26-10-1995 15-11-2001 29-05-2002 29-01-1997 02-12-1998 17-06-1997 26-10-1995 10-11-1998 03-11-1998
US 2002052550 A1	02-05-2002	NONE	
US 5640960 A	24-06-1997	WO 9632888 A1	24-10-1996
US 2004092833 A1	13-05-2004	AU 2003291284 A1 EP 1560516 A2 WO 2004043224 A2 US 2004097816 A1	03-06-2004 10-08-2005 27-05-2004 20-05-2004

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ペトラゼッコ ジョン
 アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボゼル ピーオー ボックス 3003

(72)発明者 コーエン - ソラル エリック
 アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボゼル ピーオー ボックス 3003

(72)発明者 デュフォート ベノイ
 アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボゼル ピーオー ボックス 3003

(72)発明者 ラジュ バラスンダラ
 アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボゼル ピーオー ボックス 3003

Fターム(参考) 4C601 DD03 DE04 DE05 EE30

专利名称(译)	脉冲血流的多普勒检测		
公开(公告)号	JP2009519079A	公开(公告)日	2009-05-14
申请号	JP2008545187	申请日	2006-12-07
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ペトラゼツロジョン コーエンソラルエリック デュフォートベノイ ラジュバラスンダラ		
发明人	ペトラゼツロ ジョン コーエン-ソラル エリック デュフォート ベノイ ラジュ バラスンダラ		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8979 A61B5/0048 A61B8/06 A61B8/13		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE30		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	60/750651 2005-12-14 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

脉冲波多普勒是一种众所周知的超声技术，用于量化循环系统中的血流。通过使用短暂的超声破裂和测量返回回波的频移，可以估计体内狭窄体积中的血流速度。动脉血流显示出由跳动的心脏调制的特征模式。然而，最初不能预测静脉，它通常显示连续但有时脉动的流动。在某些情况下，静脉会坍塌，无法检测到流量。由于不可预测的静脉流动，这使得难以检测和区分静脉和动脉。本发明通过将流动调节成可用多普勒超声技术识别的可识别图案来克服血流的这种不可预测的性质。可以区分动脉和静脉，因为它们可以根据施加的压力表现出不同的流动调节模式。

