

(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2009-525117

(P2009-525117A)

(43) 公表日 平成21年7月9日(2009.7.9)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 0 5 3
A 6 1 N 1/39 (2006.01)	A 6 1 N 1/39	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

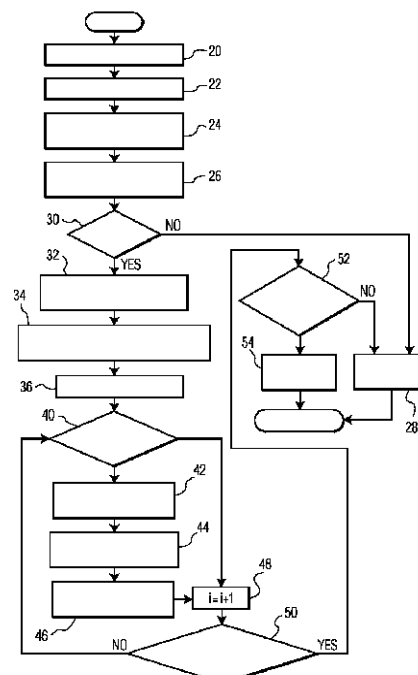
(21) 出願番号	特願2008-552934 (P2008-552934)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成19年1月29日 (2007.1.29)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(85) 翻訳文提出日	平成20年7月30日 (2008.7.30)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2007/050296		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(87) 国際公開番号	W02007/088508		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開日	平成19年8月9日 (2007.8.9)		1
(31) 優先権主張番号	60/764, 838	(74) 代理人	100087789
(32) 優先日	平成18年2月3日 (2006.2.3)		弁理士 津軽 進
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(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】 非正弦波周期性の流動作用を測定又は検出する超音波法及び装置

(57) 【要約】

脈動する血流から超音波ドップラ信号における包括的な非正弦波タイプの周期性の自動検出のための方法及び装置が記述される。この方法は、帯域化されたドップラ信号の周波数スペクトルにおける基本波成分及び幾つかの高調波成分の正規化パワーの合計である拍動指数を計算する。拍動流がないときの場合におけるが如く、スプリアスのピークに起因した寄与を抑制するために各高調波成分からのパワーに加重関数を適用することができる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

脈動流を検出及び／又は測定する超音波方法であって、
流動箇所から超音波ドップラ信号情報を捕捉すること、
前記ドップラ信号情報から特定周波数帯域内のパワースペクトルを判定すること、
前記パワースペクトルの基本波ピーク及び高調波ピークを識別すること、
当該識別された基本波ピーク及び高調波ピークを含む帯域におけるパワーを判定すること、及び
前記帯域における前記パワーから脈動性の程度を判定すること、
を有する方法。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法であって、当該識別はさらに、前記パワースペクトルの基本波ピーク及び複数の高調波ピークを識別することを有する、方法。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の方法であって、当該識別はさらに、前記パワースペクトルの基本波ピーク及び 4 つの高調波ピークを識別することを有する、方法。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の方法であって、当該パワーの判定はさらに、基本波又は高調波ピークを含む各帯域における正規化パワーを計算することを有する、方法。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の方法であって、ノイズの関数として前記帯域における前記パワーに重み付けすることをさらに有する方法。

20

【請求項 6】

請求項 5 に記載の方法であって、前記帯域における前記パワーの重み付けはさらに、S 字結腸の加重関数により前記帯域における前記パワーの重み付けをすることを有する、方法。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の方法であって、当該脈動性の程度を判定することは、脈動指数を形成するよう前記帯域における前記パワーを合成することを有する、方法。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の方法であって、前記脈動指数を閾値と比較することをさらに有する方法。

30

【請求項 9】

請求項 1 に記載の方法であって、前記ピークの間のスペクトルからノイズの程度を判定することをさらに有する方法。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の方法であって、総スペクトルパワーに対して前記ノイズの程度を正規化することをさらに有する方法。

【請求項 11】

除細動器であって、
1 対の電極と、
前記電極に結合したショック伝達回路と、
超音波ドップラトランスデューサと、
前記ドップラトランスデューサに結合され、ドップラスペクトルを生成するよう動作するドップラ処理器と、
前記ドップラスペクトルにおける基本波ピーク及び少なくとも 1 つの高調波ピークを検出するよう動作可能なピーク検出器と、
当該検出されたピークに応答動作し、当該検出されたピークの近傍において前記ドップラパワーから脈動性の程度を生成するよう動作する脈動性プロセッサと、
を有する除細動器。

40

50

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載の除細動器であって、前記電極及び前記ショック伝達回路に結合される ECG 信号処理器をさらに有する除細動器。

【請求項 1 3】

請求項 1 1 に記載の除細動器であって、前記ドップラトランスデューサに結合されるドップラ信号送信器をさらに有する除細動器。

【請求項 1 4】

請求項 1 1 に記載の除細動器であって、前記ドップラ処理器はさらに、帯域化ドップラ信号を生成するための手段をさらに有する、除細動器。

【請求項 1 5】

請求項 1 1 に記載の除細動器であって、ノイズの作用に対する免疫性を前記脈動性プロセッサに付与するよう動作可能なノイズ検出器をさらに有する除細動器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この出願は、2005 年 9 月 8 日に出願された米国特許出願 [I B 2 0 0 5 / 0 5 2 9 3 8] の一部継続出願であり、その内容は、参照によりここに編入されるものである。

【0002】

本発明は、広く医療用超音波診断の分野、より詳しくは非正弦波周期性の流動を超音波により測定及び / 又は検出するための方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0003】

早期の除細動は、突然心拍停止した患者の正常な蘇生にとっては極めて重要である。患者の中で検出可能な心臓の脈動がないことは、心拍停止の明確な指標である。除細動器は、現在、患者の心拍又は血液循環を評価しておらず、応答者は、その脈動のチェックをマニュアルで行わなければならない、処置は非常に主観的なものとして知られる。よって、脈動する血流の自動化された評価は、自動化される又は手動の除細動器にとって、また、状況の監視や他の臨床用途において重要なものとなりうる。1 つ例として、集中治療室 (I C U)、手術室又は緊急治療室における患者のバイタルサインの連続的な監視がある。他の例としては、除細動ショックの印加前と印加後の両方で、心拍停止犠牲者の脈動の評価がある。除細動治療は、心室細動のような非灌流の電気的活動を正常なリズムに変換するために、心拍停止の状況で適用される。こうした状況においては、患者の ECG だけを監視するのは不十分である。何故なら、心臓の電気的リズムは、正常に現れる可能性がある一方で、脈動のない電気的活動 (P E A ; pulseless electrical activity) の場合におけるが如く、非灌流特性のものとなりうるからである。患者が規則的でかつ脈動する血液循環をなしているかどうかを判定することは重要であり、これがないことは、心肺停止の蘇生救急 (C P R ; cardiopulmonary resuscitation) 及び / 又は適切な薬物療法の必要性を示している可能性がある。さらに、このような評価は、心拍停止の事態の観点から、E R 及び I C U までずっとユーザの介入なしで連続的な態様で行われるのが好ましい。

【0004】

ドップラ超音波法は、血流を評価するための既知の手段であり、心臓病の犠牲者の脈動の状態の評価のために提案されたものである。しかしながら、画像表示なしでの自動化された評価のためのドップラ超音波法の使用及び分析のための養成された人は、非常に難しいものがある。トータルのドップラパワーに純粋に基づいた評価をなすことは、適切な閾値を選択する必要があるので難しい。トータルのドップラパワー測定は、後方散乱エコーの強度に依存しており、このエコーは、介在組織における減衰のレベルにも患者の血液の散乱特性にも依存する。これらパラメータは、患者それぞれで大きく変わるものであり、所定の固定した閾値は役に立たない。閾値を選択するため、ドップラ装置の電子構成部におけるノイズレベルの精細な特性を有することも必要となる。このような特性に依拠することは、堅牢なアプローチではない。何故なら、周期的な自己特性化が必要となる可能性

10

20

30

40

50

があるからである。また、未知であるのは、ドップラ信号の品位を落としてしまう可能性のある干渉及び動きアーチファクトのレベルである。よって、流れが存在することを断定するための簡単な閾値は不可能であるものと思われる。さらに、トータルのドップラパワーは、それが当該流動が脈動しているか否かを定めるものではない点で、血流の規則性の指標を示さない。

【 0 0 0 5 】

これら問題の多くに対処するため、特定の周波数帯域、例えば $1 \sim 1.2 \text{ kHz}$ 内のドップラパワーに基づいた周期性指数の推定は、親の特許出願に記述されている。以下では、特定の周波数帯域内のドップラパワーを、帯域化ドップラ信号と称する。十分に高い十分ドップラ周波数帯域が選ばれている場合、時間の関数としてプロットされたときのこの信号は、心収縮期における高い値から心拡張期における低い値へと周期的に変動する。当該親出願の方法は、帯域化ドップラ信号に周期性があるかどうかを判定するため、帯域化ドップラ信号の自己相関及びフーリエ変換を用いている。この方法において、最初に当該帯域化ドップラ信号のスペクトルにおける基本ピーク周波数の位置が特定される。そして、この基本周波数前後の狭帯域内のパワーの全パワーに対する比（脈動指数（pulsation index）と呼ばれる）が計算される。この脈動指数は、周期的な流動があるときには高く、周期的な流動がないときには低い。

10

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

この技術は、正弦波としての脈動心臓運動のモデルを前提としている。しかしながら、心臓の血流パターンは、純粋な正弦波の態様で周期性があるものではない。何故なら、心収縮期にかかる時間は、心拡張期にかかる時間よりも短いのが普通であり、この形は、大抵は正弦波のものではない。これにより、周波数スペクトルにおいて幾つかの高調波の存在を招くことになる。したがって、正弦波周期性検出方法は、このような場合には適切なものとはならず、その脈動指数は、当該周期性の非正弦波特性が考慮に入れられるときのものよりも低いものとなる。したがって、脈動心臓運動の測定又は検出が、生理学に係るこの非正弦波特性を検討することは望ましい。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の原理によれば、脈動流動の非正弦波挙動を考慮した超音波方法及び装置が記述される。これは、脈動指数の計算における幾つかの高調波ピークの包含とともに、（流動のないときに）ノイズによるピークを避けるための考慮をなすことによって行われる。このノイズレベルは、拍動流のため、スペクトルにおけるピーク間領域はノイズに起因している筈であることを考慮することによって計算される。これら領域から得られるノイズ閾値との比較によって、当該流動スペクトルの基本波ピーク及び高調波ピークを個別に分解するのに十分に高いスペクトルにおける周波数解像度の後援の下に、当該帯域幅を、当該ピークの各々のメインローブの適切な分離を確実にするのに十分に小さいものとして、有効な脈動運動が検出されることを確実にする。この発明の方法は、脈動状態と非脈動状態との良好な分離が可能であるという利点がある。計算される脈動指数は、脈動の場合は 1 に非常に近くなり、非脈動の場合は依然としてゼロの近くのままとなる。そしてこれは、脈動の評価のために、より良い感応性及び特異性を導くことになる。

30

40

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 8 】

ここでは、可能であれば、各図に共通している同一の要素を指すために同一の参照数字を用いている。図面における画像は、例証のために慣例的に簡単化されており一律の尺度で描かれていない。

【 0 0 0 9 】

添付図面は、本発明の例を示すものであり、それ自体、他の等しく効果的な実施例を受け入れることのできる本発明の範囲を制限するものと解釈してはならない。

50

【 0 0 1 0 】

純粋な正弦波関数は、高調波を呈せず、当該周波数ドメインにおいて分析される場合には、基本周波数成分だけを呈するものとみなせる。但し、大抵の心臓血流パターンは、純粋な正弦波ではない。何故なら、心臓の運動は、心収縮期よりも心拡張期においてより多くの時間がかかり、当該流動パターンに非正弦波特性を付与するものであるからである。この特性は、周波数ドメインで分析された場合、図 1 に示されるように周波数ピークを呈し、これは、 1.64 Hz において基本周波数成分 10 を有する帯域化ドップラ信号のスペクトルに相当する。脈動運動の非正弦波特性は、そのスペクトルに基本波の幾つかの高調波を与える。この例では、より高次の高調波 12 , 14 , 16 及び 18 が最大約 8 Hz の範囲にあることが分かる。本発明の以下の実施例においては、基本波及び高調波ピーク各々を中心とした小さい帯域内のパワーは、拍動性の評価において帯域化ドップラ信号における総パワーと比較される。

10

【 0 0 1 1 】

図 3 には、本発明の方法を示すフローチャートが示される。当該親出願の装置及び方法におけるが如く、或る特定の周波数帯域（例えば $1 \sim 1.2\text{ kHz}$ ）内の帯域化ドップラ信号は、ステップ 20 において得られる。ステップ 22 において、実証的研究により支持されるように、ノイズのある状態の下で評価を向上させるよう帯域化ドップラ信号に、メジアンフィルタが適用される。メジアンフィルタのような非線形フィルタが望ましいのは、線形フィルタと比較して信号構造を保存するその能力があるからである。フィルタ処理された帯域化ドップラ信号の周波数スペクトルは、ステップ 24 において得られ、この例では、1 秒間隔で時間的に漸進的に進行させられる 5 秒窓のスペクトルにわたり得られるものである。この周波数スペクトルの計算は、帯域化ドップラ信号の自己相関のフーリエ変換をなすことにより、又は直接的に、パワースペクトル推定のために一般的に使われる何らかの手段（例えば、平均化されたペリオドグラムなど）によって、行うことができる。ステップ 26 において、スペクトルにおける基本ピーク周波数（ f_{peak} ）は、 0.5 ないし 4 Hz のような生理学的に意味のある周波数スペクトル内で（二次導関数テストを用いて）ピーク検索を通じて位置特定される。ピークの位置が特定されないと、本方法は、拍動流動がないことの判定により 28 で終結し、これ以上の処理が行われない。

20

【 0 0 1 2 】

ステップ 30 の結果として基本波ピークが見つかり、ピーク検索アルゴリズムは、ステップ 32 において、高調波が存在しているかどうかを判定するために高調波が期待される位置（ $2 f_{peak}$, $3 f_{peak}$ など）の近辺の領域において行われる。大抵は最大 4 つの高調波が検索可能であるが、これより多い又は少ない数の高調波領域を、特定の実現形態において又は特定の患者信号のために選ぶことができる。スペクトルにおいて見つかった周波数ピーク（図 1 の基本波及び高調波 $10 \sim 18$ ）の各々に対して、正規化されたパワー比が、ステップ 42 において、当該ピークを中心とする小帯域幅内のパワーの当該帯域化ドップラ信号における総パワーに対する比として計算される。各ピークは、ステップ 36 においてピークカウントを 1 に初期化し脈動指数をゼロにセットすることにより図 3 の方法において別々に処理される。

30

【 0 0 1 3 】

拍動流がある場合、当該正規化パワー比が高いことが期待され、大抵は基本周波数 10 に対して最も高い値で、各高調波 $12 \sim 18$ につき漸減する。これらパワー比の総計が拍動指数と考えられる場合、正規化された合計は、拍動流ケースに対して 1 に近い値を有することになる。但し、拍動流がないときは、（基本波及び高調波に対してピークが存在する場合に）これらパワー比が単にノイズに基づいたものとなる。これらの値の合計をとることは、拍動指数をうかつにも上昇させ拍動評価における誤判定を招くことになる。

40

【 0 0 1 4 】

これを克服するため、帯域化ドップラ信号におけるノイズレベルは、ステップ 34 において判定される。周期的流動があれば、基本波及び高調波の箇所にはそのスペクトルはピークを呈することができず、これらピークの間のスペクトルにおける領域はノイズを構

50

成しうるものとなる。よって、基本波及び高調波箇所 10 ~ 18 が判定されると、当該方法は、ステップ 34 におけるこれらピークの間における領域も見定め、平均のノイズレベルを計算する。或いは、ノイズレベルは、拍動運動の効果が何ら期待されない場合に十分高い周波数を見定めることによって計算が可能である。

【0015】

当該スペクトルにおける各ピークが真に意義深いものである場合（流動ケース）は、当該ピーク近辺のパワーのノイズレベルに対する比として規定される SNR は、高くなると目される。流動が存在しないときには、SNR は低くなる可能性がある。よって、適切な加重関数は、ステップ 44 において、図 2 に示される S 字結腸型加重関数 60 により示されるような各ピーク周波数（ステップ 42）により寄与される正規化パワー比に適用される。加重関数 60 は、SNR が低い場合にピークからの寄与を抑制するとともに、高い SNR を有する真のピークからの寄与を変わずに維持する。この S 字結腸型の関数は、次の形式のものである。

10

【数 1】

$$w = \frac{2}{1 + \exp(-ax)} - 1$$

【0016】

ここで、w は、加重関数であり、x はピークにおける SNR であり、α は形状パラメータ（代表的には 0.4）である。他の加重関数も必要に応じて用いることができる。ステップ 44 においてピークによるパワー比寄与が重み付けられると、拍動指数は、ステップ 46 においてこの重み付けられた値により増加させられる。これは、ステップ 48 おいてピークカウントを増加させ、ステップ 50 において当該カウントを N、すなわち計算に用いられる高調波の数と比較し、各ピークにつき計算を繰り返すことにより当該ピークの各々につき行われる。これらピークの全てが拍動指数に含まれているときには、当該指数は、ステップ 52 において閾値と比較される。拍動指数が十分高い場合には、拍動流があり（54）、そうでない場合には、拍動流がない（28）と結論づけられる。

20

【0017】

図 4 a ないし図 4 d は、本発明の実施例の性能を当該親出願の技術のものと比較したものである。図 4 a は、間隔 72 の間に心室細動を催している被験者のためのドップラスペクトログラム 70 を示している。このイベントは、図 4 b の ECG 波形及び図 4 c の血圧グラフにも反映されている。図 4 d は、当該親出願の正弦波を基礎とした技術により判定された拍動指数 74 と、本発明の非正弦波を基礎とした技術により判定された拍動指数 76 とを示している。ライン 74 と 76 の比較は、拍動指数 76 が VF 間隔 72 の前後において拍動血流の間に比較的に高く、間隔 72 の非拍動流状態の間は低いままであることを示している。

30

【0018】

図 5 は、本発明の一実施例による超音波診断のために用いられうる種類の模範的装置 100 のブロック図を示している。一模範的応用例において、装置 100 は、患者の灌流及び／又は拍動状態の評価（例えば検出及び／又は測定）を行うことができる。ここで、「灌流」なる文言は、血管（例えば頸動脈）又は組織における血流を指す。他の用途において、装置 100 は、蘇生システム及び除細動器、弱い心拍動（胎児心拍動）のモニタ及び検出器、特に他の医療診断及び臨床システムにおける構成部として用いることができる。これに加え、装置 100 は、例えば、コロイド状でかつ乳濁の溶液の流動又は拍動の運動を測定するための非医療システムにも用いることができる。

40

【0019】

一実施例において、装置 100 は、発生器 102 と、少なくとも 1 つの超音波トランスデューサ 104（1 つのトランスデューサ 104 が示される）と、データ処理器 110 とを有する。代替の実施例において、複数のトランスデューサ 104 は、共に、適用パッ

50

ド（図示せず）に配置されるのが普通となっているアレイを形成し、これらトランスデューサが付加的に時分割多重化されるようにしてもよい。このようなアレイは、例えばRock氏らの米国特許第6,565,914号に開示されている。

【0020】

図示の実施例において、トランスデューサ104は、送信器106及び受信器108を有する。この実施例において、発生器102は、概して、連続波（CW）ラジオ周波数（RF）信号（例えば1～10MHz）のソースである。動作において、発生器102は、インタフェース134を介して送信器106を作動（又は励起）して、トランスデューサの下に位置づけられる患者の体の部分124において伝搬する超音波（ビーム132として例示により示される）を発射するようにしている。受信器108は、アパーチャ130の中で、音響エコー信号（すなわち散乱した超音波）を集め、このエコー信号を電気的信号に変換し、インタフェース136を介してデータ処理器110に伝送する。送信器106及び受信器108は、頸動脈などの大きな血管126の領域128においてビーム132とアパーチャ130とが重なるように位置づけられる。

10

【0021】

代替の実施例において、装置100は、RFパワーがONであるときには送信器として、或いはRFパワーがOFFであるときには受信器として、それぞれ動作することの可能なトランスデューサ104を有することができる。この実施例において、発生器102は、約0.2ないし20マイクロ秒のON時間間隔の持続長と、約0.2ないし20%の範囲のデューティサイクルとを有するパルス化RFパワー（PW）を生成する。

20

【0022】

1つの模範的实施例において、データ処理器110は、信号取得モジュール112と、周波数帯域弁別器114と、上述した非正弦波拍動性の計算を行う処理モジュール120、灌流検出器122及びパルス状態検出器123を含む信号解析器118とを有する。データ処理器110の各構成部は、電子的ハードウェア、コンピュータプログラム（すなわちソフトウェア）又はこれらの両方の形態で実用化することができる。或いは、モジュール110により行われる信号処理の各部分は、遠隔プロセッサ（図示せず）を用いても達成可能である。さらに、他の実施例においては、当該解析は、ディジタルではなくアナログの領域で行われることが可能であり、例えば周波数帯域弁別器114は、アナログフィルタバンクと置き換えが可能であり、データ処理器110は、通常の当業者に知られうるような相関器などを有することができる。

30

【0023】

信号取得モジュール112は、当該エコー信号を取得し、ドップラ信号を規定する。ここで、「ドップラ信号」なる文言は、入射した超音波とエコー信号との間の周波数シフトに比例した信号に関係する。例示として、モジュール112は、エコー信号の周波数変換器と、アナログ及びディジタルフィルタと、メモリ装置と、コンピュータプロセッサと、データ取得及びディジタル信号処理のために慣例的に用いられる他の手段とを含む。1つのフィルタは、組織、血管126の壁部などの静止した又はゆっくりと動く対象により領域128において発生されるエコーを抑制する高周波数通過フィルタとすることができる。一実施例において、モジュール112は、約2ないし20秒（好ましくは5～10秒）の持続長を有する少なくとも1つの時間間隔 ΔT_1 の間に取得されたドップラ信号をディジタル形式でメモリ113に記憶する。この実施例において、メモリ113からは、記憶されたディジタルのドップラ信号は、約10ないし100ms（例えば40ms）の持続長を有する時間セグメント ΔT_2 に各々が関係する連続データバンクの形態の周波数帯域弁別器114に対してさらなる処理のために供給可能である。

40

【0024】

一実施例において、周波数帯域弁別器114は、複数（例えば4ないし10個）の帯域通過フィルタ115（6つのフィルタ115が図示されている）を有し、これらフィルタは、複数のサンプリング信号140にドップラ信号を選択的に分解する。各サンプリング信号140は、ドップラ信号の予め選択された周波数範囲の部分を表す周波数範囲を有し

50

、かかる範囲は重ならないものとなっている。以下、「周波数範囲」や「周波数帯域」なる文言は、同義で用いられる。これらサンプリング信号 140 の周波数範囲は、総合して、分解されたドップラ信号又はその一部分の周波数範囲を有する。

【0025】

各帯域通過フィルタは、1 よりも大きい又は小さいものとなりうる同じ増幅の係数を有するよう選択的にキャリアプレートさせられる。それ故、サンプリング信号 140 は、信号取得モジュール 112 により供給されるようなドップラ信号の瞬時スペクトルパワー分布を保持し、したがって、各サンプリング信号のパワーは、対応するサンプリング信号 140 の周波数範囲においてドップラ信号のパワーに比例する。図示の実施例においては、各帯域通過フィルタ 115 の出力は、パワー計測ユニット 116 の対応の入力に例示として結合されている。代替の実施例（図示せず）において、このような出力は、多重化（例えば時分割多重化）され、単一の伝送ラインを用いてパワー計測ユニット 116 に結合されるようにしてもよい。

10

【0026】

パワー計測ユニット 116 は、サンプリング信号 140 の各々のパワーを選択的に計算し、時間セグメント ΔT_2 の持続長について平均化されるような対応のサンプリング信号のパワーを各々が表わす複数の信号 142 を処理モジュール 120 に出力する。当業者であれば、信号 142 を多重化（例えば時分割多重化）し、単一の伝送ラインを用いて処理モジュール 120 に結合してもよいことが容易に分かる筈である。

【0027】

20

灌流を評価するため、1つの模範的实施例において、処理モジュール 120 は、例えばドップラ信号のパワーの基線ノイズに対する比を用いて信号の各周波数帯域においてドップラ信号の周期性の程度を選択的に計算する。この比のピーク値とこのような比を有する周波数帯域を識別するデータは、灌流検出器 122 に伝送される。灌流検出器 122 において、計算されたピーク比は、検査される血管（例えば頸動脈）における血流の速度を評価するよう予め定められた設定値と比較される。ドップラ信号のスペクトルパワー分布の特定パターンに係るデータは、患者の心臓の機械的な運動に関する付加的な診断情報を伝送するようにしてもよく、それ故、例えば信号解析器 118 のメモリ又はこれに代わるものとしてデータプロセッサ 110 において保存されるようにしてもよい。

【0028】

30

ドップラ信号の周期性の程度及びそれに伴う脈動の状態を評価するため、1つの模範的实施例においては、処理モジュール 120 は、上述したような基本周波数帯域及び高調波周波数帯域の各々において選択的にドップラ信号の周期性の程度を選択的に計算する。上述したノイズ解析が行われ、基本波信号及び高調波信号の各々の寄与は、当該拍動指数に含まれる。こうして判定された拍動指数は、閾値に対して実証されユーザに提示される。1つのコンピュータ技術は、自己相関関数が心臓の拍動運動を識別する周期的に間隔の空いたピークを有するかどうかを判定するよう予め判定された時間間隔にわたりドップラ信号のパワーの自己相関解析を含む。この自己相関解析の結果は、拍動状態検出器 123 に伝送される。拍動状態検出器 123 において、血液の脈動の識別は、例えば、前述したような拍動指数、及び同様の周期性の程度を用いて評価するようにしてもよい。周期性の選択された程度に係る計算された値は、血管 126 における脈動の状態を規定し評価するよう他の予め定められた設定値及び / 又は閾値と比較されるようにしてもよい。

40

【0029】

一実施例において、処理モジュール 120 は、幾つかの心臓周期を含む時間期間の間に出力信号 142 を集める。例示として、処理モジュール 120 は、幾つかの心臓周期にわたって延びる時間間隔 ΔT_1 の持続長について、セグメント ΔT_2 に各々が関係するデータのブロックの形態で信号 142 を取得し、このようなブロック各々のデータを選択的に処理する。処理モジュール 120 は、ブール代数論理演算、スペクトル解析、フーリエ解析（例えば、高速フーリエ変換（FFT）解析）、相関解析及び他の信号処理技術のような当業者に知られている計算技術を利用することができる。

50

【 0 0 3 0 】

図 6 は、超音波診断のための本発明の方法の 1 つの模範的实施例のフロー図を示している。この方法は、例えば、患者の血液の滯流及び / 又は脈動状態を検出する例示の処理を行うために図 5 の装置を用いて実用化することができる。

【 0 0 3 1 】

この方法は、ステップ 6 0 1 で開始し、ステップ 6 0 2 に進む。ステップ 6 0 2 において、少なくとも 1 つの超音波トランスデューサ 1 0 4 は、血管 1 2 6 (例えば頸動脈)に向けて超音波を放出し、患者の体の領域 1 2 8 において散乱させられたエコー信号を集めるように動作させられる。超音波エコー信号は、電気的な形態に変換させられ、データプロセッサ 1 1 0 に伝送される。ステップ 6 0 4 において、エコー信号は、図 5 を参照して 10
上述したように、時間間隔 ΔT_1 の持続長につき捕捉され、デジタル化され、メモリに記憶される。時間間隔 ΔT_1 は、通常は、数個 (例えば 3 ~ 6 個) の心臓周期を含む。或いは、時間間隔 ΔT_1 は、予め定められた持続長を有してもよい。ステップ 6 0 6 において、ドップラ信号のスペクトルパワー分布は、離散した複数の周波数帯域において規定され、時間間隔 ΔT_1 の時間セグメント ΔT_2 内で平均化される。図 3 を参照して詳述したように、ステップ 6 0 8 において、一心臓周期においてドップラパワーの最大周期変化を有する周波数帯域が規定され、ステップ 6 1 0 において、患者の脈動状態が計算される。ステップ 6 1 2 において、一心臓周期において基線ノイズに対するドップラパワーのピーク比を有する周波数帯域が規定され、ステップ 6 1 4 において図 5 を参照して上述したように滯流が計算される。オプションのステップ 6 1 6 において、同時動作の心電計 (E C G システム) を用いて集められたデータは、例えば、以下に図 7 を参照して説明されるように除細動システムにおいて本方法が実用化されるときに用いることができる。この場合、E C G データのタイミングは、E C G と超音波スペクトログラムとの間のタイムラグについて慣例の如くして調整されるのが良い。一実施例において、ステップ 6 0 8 , 6 1 0 , 6 1 2 , 6 1 4 及び 6 1 6 を略同時に行ってもよい。ステップ 6 1 0 及び 6 1 4 の完了により、本方法は、ステップ 6 1 8 に進み当該方法を終える。

【 0 0 3 2 】

図 7 は、本発明の一実施例による模範的なプログラマブル除細動システム 7 0 0 のブロック図を示している。例示として、除細動システム 7 0 0 は、図 5 の超音波診断装置 1 0 0 と、オプションの E C G システム 7 0 2 と、オプションの血圧モニタ 7 0 3 と、診断情報 30
の解析器 7 0 4 と、除細動ユニット 7 0 8 と、当該除細動ユニットのプログラマブルコントローラ 7 0 6 とを有する。

【 0 0 3 3 】

装置 1 0 0 は、心臓の機械的な運動に関するとともに患者の滯流及び脈動状態 (例えば拍動指数 P I ; pulsation index) の少なくとも 1 つを含む診断情報を解析器 7 0 4 に供給する。超音波診断情報は、患者の頸動脈について行われた測定を用いて得ることができる。このような情報は、患者の脳への血液供給の状態をリアルタイムで診断するのに付加的に用いられることができる。

【 0 0 3 4 】

一実施例において、E C G システム 7 0 2 及び装置 1 0 0 は、同時に診断データを取得 40
する。この実施例において、ドップラ信号のパワーのスペクトル分布に関係した信号は、さらに E C G 信号と相互相関がとられるようにしてもよい。このような相関は、解析器 7 0 4 により診断情報の解明の精度及び信頼性をさらに向上させることができる。

【 0 0 3 5 】

他の実施例において、信号 1 4 2 の各々は、滯流の最も正確な評価を提供するよう信号 1 4 2 が選択的に E C G 信号と相互相関がとられるところの解析器 7 0 4 に結合可能であるのに対して、A B P モニタは、心臓の機械的な運動の全体の状態を示すデータのソースとして用いることができる。或いは、解析器 7 0 4 は、装置 1 0 0 により供給される診断情報だけを用いるようにしてもよい。

【 0 0 3 6 】

10

20

30

40

50

但し、ECG信号は、心臓の電氣的運動に対応するものであることを注記すべきである。システム700におけるECG診断の排他的使用は、心臓の脈動のない電氣的運動（PEA；pulseless electrical activity）により患者の心臓の機械的運動（すなわち血液ポンプ機能）の欠如の隠蔽をもたらし、それ故、誤った臨床判断をもたらす可能性がある。

【0037】

解析器704は、患者を除細動させ除細動処置のパラメータを規定すべきかどうかを判定するよう収集した情報の解析を行う。動作において、解析器704は、高電圧の被制御ソース710及び当該処置を実行するための宛がい電極712（2つの電極712が図示されている）を有する除細動ユニット708の設定をなすプログラマブルコントローラ706に、その解析の結果を出力する。

10

【0038】

上記図5及び図7を参照して説明した例示の実施例において、装置100及びシステム700の多くの部分が、医療用超音波除細動システムや、オランダ、EindhovenのKoninklijke Philips Electronics N.V.から入手可能な特定用途向け集積回路（ASIC）において利用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】正常な非正弦波流動における帯域化ドップラ信号の周波数スペクトルを示す図。

【図2】ノイズからの寄与を抑制するために用いられるS字結腸加重関数を示す図。

20

【図3】本発明の非正弦波周期性検出方法のフローチャートを示す図。

【図4a】本発明の技術を当該親出願の技術と比較する、ドップラスペクトログラム及び結果として得られる脈動指数を示す図。

【図4b】本発明の技術を当該親出願の技術と比較する、ドップラスペクトログラム及び結果として得られる脈動指数を示す図。

【図4c】本発明の技術を当該親出願の技術と比較する、ドップラスペクトログラム及び結果として得られる脈動指数を示す図。

【図4d】本発明の技術を当該親出願の技術と比較する、ドップラスペクトログラム及び結果として得られる脈動指数を示す図。

【図5】本発明の一実施例により超音波診断機能のために用いることのできる種類の模範的装置のブロック図。

30

【図6】渚流又は血液脈動を評価する例示の処置の間において用いられることのできる超音波診断機能のための本発明の方法の一模範的实施例のフロー図。

【図7】本発明の一実施例による図5の超音波診断装置を含む模範的除細動システムのブロック図。

【 図 1 】

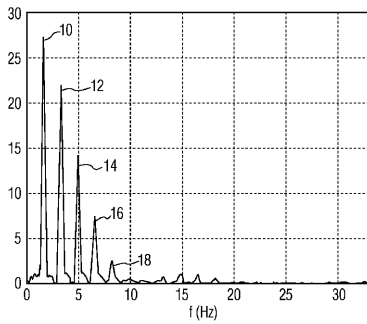


FIG. 1

【 図 2 】

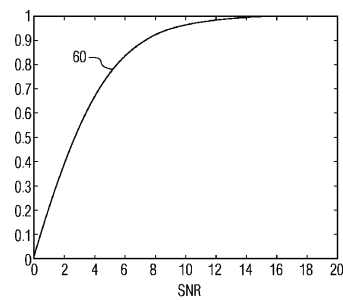


FIG. 2

【 図 3 】

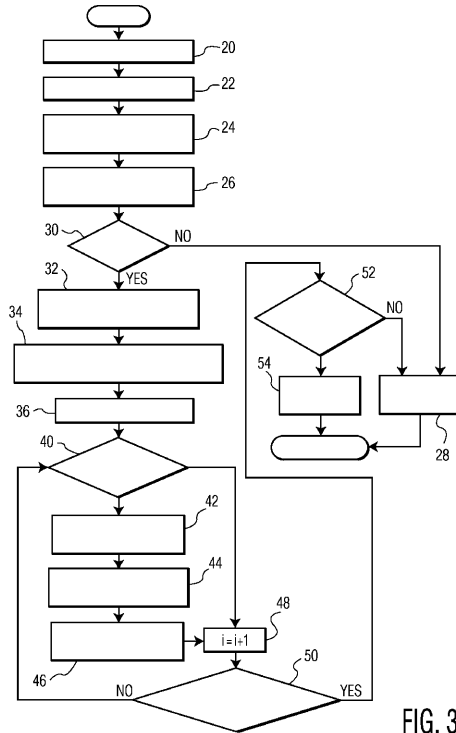


FIG. 3

【 図 4 A 】

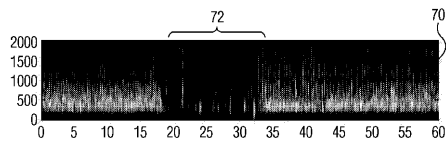


FIG. 4A

【 図 4 D 】

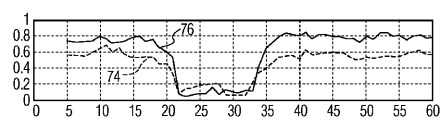


FIG. 4D

【 図 4 B 】

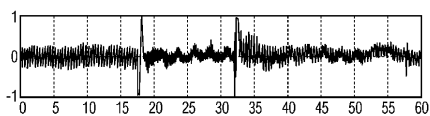


FIG. 4B

【 図 4 C 】

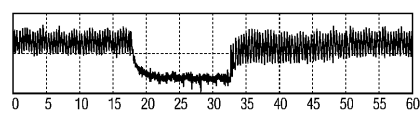


FIG. 4C

【 図 5 】

100

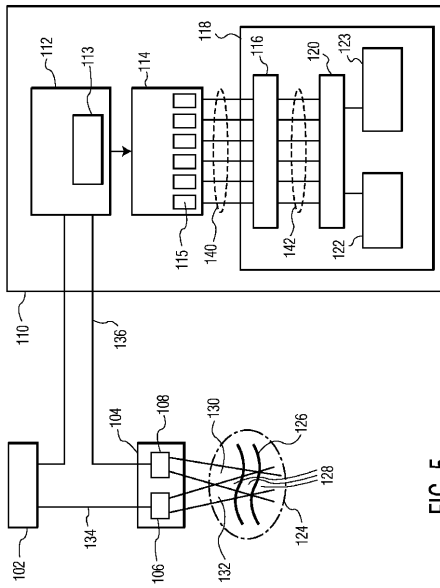


FIG. 5

【 図 6 】

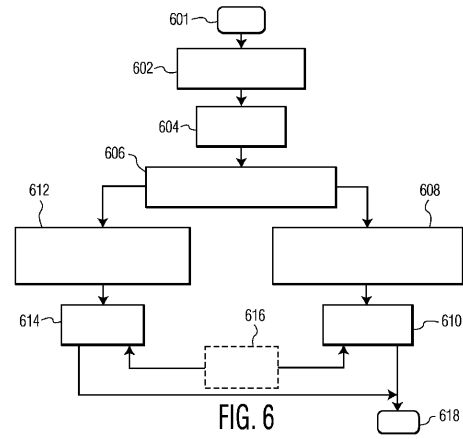


FIG. 6

【 図 7 】

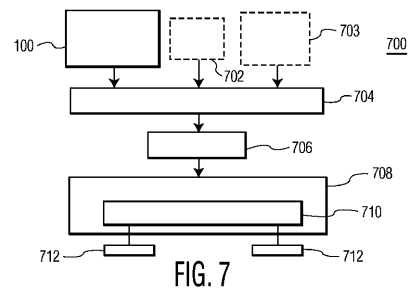


FIG. 7

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2007/050296

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. 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) A61B A61N		
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, INSPEC, COMPENDEX, EMBASE		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	RAJU B I ET AL: "A NOVEL ULTRASOUND BASED AUTOMATED PULSATILE FLOW DETECTION METHOD FOR RESUSCITATION" PROCEEDINGS OF THE IASTED INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ENGINEERING, XX, XX, 16 February 2005 (2005-02-16), pages 325-330, XP008057976	1-4, 6-9, 11-16
Y	abstract page 326, column 1, line 12, paragraphs 4,5 - line 56; figures 2,6,7	10
Y	US 2002/004636 A1 (TSUBATA KEISUKE [JP]) 10 January 2002 (2002-01-10) abstract paragraphs [0009], [0010], [0030] - [0032] ----- -/-	10
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ 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 7 December 2007		Date of mailing of the international search report 17/12/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2260 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 851 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer JUAREZ COLERA, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2007/050296

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 2002/173725 A1 (ROCK JOSEPH E [US] ET AL) 21 November 2002 (2002-11-21) the whole document	1-16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2007/050296

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2002004636 A1	10-01-2002	NONE	
US 2002173725 A1	21-11-2002	CN 1463194 A	24-12-2003
		EP 1463562 A1	06-10-2004
		WO 02094373 A1	28-11-2002
		JP 2004533876 T	11-11-2004

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 ラジュ バラスンダラ

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ポゼル ピーオー ボックス 3003

Fターム(参考) 4C053 KK02

4C601 DD05 DD07 DD15 DE02 DE03 DE05 EE05 EE09 FF08 JB24
JB31 JB36 JB40 JB43 JB45 JB49 LL38

专利名称(译)	用于测量或检测非正弦流动行为的超声波方法和设备		
公开(公告)号	JP2009525117A	公开(公告)日	2009-07-09
申请号	JP2008552934	申请日	2007-01-29
[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	ラジュバラスンダラ		
发明人	ラジュ バラスンダラ		
IPC分类号	A61B8/06 A61N1/39		
CPC分类号	A61B8/06 A61B5/021 A61B5/0402 A61B5/7207 A61B8/08 A61B8/488 A61B8/5269 A61B8/543 A61N1/3925		
FI分类号	A61B8/06 A61N1/39		
F-TERM分类号	4C053/KK02 4C601/DD05 4C601/DD07 4C601/DD15 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/DE05 4C601/EE05 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB24 4C601/JB31 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB43 4C601/JB45 4C601/JB49 4C601/LL38		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	60/764838 2006-02-03 US		
其他公开文献	JP2009525117A5 JP5534674B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了一种用于自动检测来自脉动血流的超声多普勒信号中的一般非正弦类型周期性的方法和装置。该方法计算脉动指数，该脉动指数是带状多普勒信号的频谱中的基波和几个谐波分量的归一化功率之和。加权函数可以应用于来自每个谐波分量的功率，以便抑制由于寄生峰引起的贡献，如在不存在脉动流的情况下。

