

(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2008-514263

(P2008-514263A)

(43) 公表日 平成20年5月8日(2008.5.8)

(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 26 頁)

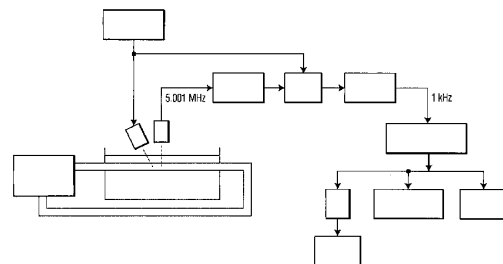
(21) 出願番号	特願2007-533044 (P2007-533044)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成17年9月22日 (2005. 9. 22)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(85) 翻訳文提出日	平成19年2月27日 (2007. 2. 27)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2005/053129		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(87) 国際公開番号	W02006/035380		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開日	平成18年4月6日 (2006. 4. 6)		1
(31) 優先権主張番号	60/613, 996	(74) 代理人	100087789
(32) 優先日	平成16年9月28日 (2004. 9. 28)		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】 超音波により外部的に測定された体液の流れ挙動に関する情報を提示する方法及び装置

(57) 【要約】

対象物内の流体の流れ挙動の証拠の超音波測定を提示するための流れ挙動モニタである。上記流れ挙動の証拠がドプラ信号パワースペクトル内の幾つかの周波数スライスに関して計算され、これら証拠は拍動性及び/又は血流並びに流れ挙動の他のパラメータを決定するために使用することができる。該計算された証拠の強い性質により、当該流れ挙動モニタは自動又は半自動体外式除細動器 (A E D) において患者を除細動すべきかを決定するための特別な用途を有する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象物内の流体の流れ挙動の超音波装置を用いた非侵襲的測定及び／又は検出の結果を提示する流れ挙動モニタにおいて、

前記流体の流れ挙動の証拠の少なくとも 1 つの測定値を表す視覚的及び音響的出力の少なくとも一方を提示する手段を有し、

前記対象物内の前記流体から後方散乱された超音波信号から、複数の周波数スライスの各々に関して全ドブラパワーが時間の関数として計算され、

前記複数の周波数スライスの各々に関して決定された全ドブラパワーから、前記複数の周波数スライスの各々に関してパワースペクトルが計算され、

前記流れ挙動の証拠が、各周波数スライスに関して、該周波数スライスに関する前記全ドブラパワー及び前記パワースペクトルの少なくとも一方から計算され、

前記流れ挙動の証拠の計算された値のうちの少なくとも 1 つが、前記提示する手段により提示される前記流れ挙動の証拠の少なくとも 1 つの測定値を生成するために使用される、
流れ挙動モニタ。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記流れ挙動が、血液環流の状態、拍動の状態、心拍レート、並びに／又はコロイド状若しくは乳濁状溶液の流れの及び／若しくはパルスの活動の少なくとも 1 つを含むような流れ挙動モニタ。

【請求項 3】

請求項 1 に記載のモニタにおいて、前記提示する手段が表示スクリーンを有するようなモニタ。

【請求項 4】

請求項 3 に記載のモニタにおいて、前記表示スクリーンが、陰極線管（C R T）表示器、液晶表示器（L C D）、及び／又はプラズマ表示器を有するようなモニタ。

【請求項 5】

請求項 3 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記流れ挙動の証拠の少なくとも 1 つの測定値が、前記表示スクリーン上にアイコン及び／又は記号により表されるような流れ挙動モニタ。

【請求項 6】

請求項 3 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記流れ挙動の証拠の少なくとも 1 つの測定値が、前記表示スクリーン上に、棒グラフ、数値、点滅光の周波数、色、表示されるアイコン及び／若しくは記号の数、並びに／又は表示されるアイコン及び／若しくは記号の形状として表されるような流れ挙動モニタ。

【請求項 7】

請求項 3 に記載の流れ挙動モニタにおいて、ドブラスペクトルトレース及びドブラスペクトル図が前記表示スクリーン上に示されるような流れ挙動モニタ。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記流れ挙動の証拠の少なくとも 1 つの測定値が、ドブラスペクトルトレース及びドブラスペクトル図の少なくとも一方の色を変化させることにより表されるような流れ挙動モニタ。

【請求項 9】

請求項 7 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記流れ挙動の証拠の少なくとも 1 つの測定値が、前記ドブラスペクトルトレースのレベルを変化させることにより表されるような流れ挙動モニタ。

【請求項 10】

請求項 3 に記載の流れ挙動モニタにおいて、他の測定値も前記表示スクリーン上に示されるような流れ挙動モニタ。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記他の測定値が生理学的パラメータの測定値を有するような流れ挙動モニタ。

【請求項 12】

請求項 10 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記他の測定値が、ドプラスペクトル図、ドプラスペクトルトレース、ECG（心電図）、EEG（脳波図）、SpO₂（動脈酸素測定値）、CO₂ 及び / 又は血圧を含むような流れ挙動モニタ。

【請求項 13】

請求項 1 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記提示する手段がオーディオ出力用のスピーカを有するような流れ挙動モニタ。

【請求項 14】

請求項 1 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記提示する手段が少なくとも 1 つのインジケータを有するような流れ挙動モニタ。

【請求項 15】

請求項 1 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記少なくとも 1 つのインジケータが少なくとも 1 つのライトを有するような流れ挙動モニタ。

【請求項 16】

請求項 15 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記流れ挙動の証拠が前記少なくとも 1 つのライトの色、オンされた前記少なくとも 1 つのライトのナンバ、及び / 又は前記少なくとも 1 つのライトの点滅の周波数により表されるような流れ挙動モニタ。

【請求項 17】

請求項 1 に記載の流れ挙動モニタにおいて、該流れ挙動モニタが除細動器に直接に又は間接的に接続されるような流れ挙動モニタ。

【請求項 18】

請求項 17 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記除細動器が自動又は半自動体外式除細動器（AED）であるような流れ挙動モニタ。

【請求項 19】

請求項 1 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記対象物が人、動物、他の生物物体、及び / 又は無生物物体であるような流れ挙動モニタ。

【請求項 20】

請求項 1 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記流れ挙動の証拠が、前記周波数スライスのうちで最大の値を持つような流れ挙動の証拠である流れ挙動モニタ。

【請求項 21】

請求項 1 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記流れ挙動の証拠が拍動指標を有し、該拍動指標が、或る周波数スライスのパワースペクトルにおける 1 以上のピークのうちの少なくとも 1 つと、該周波数スライスのパワースペクトルにおける全パワーとに関連する比を有するような流れ挙動モニタ。

【請求項 22】

請求項 21 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記視覚的及び音響的出力の少なくとも一方を提示する手段は、前記対象物内に前記流体のパルスの流れが存在するかの判定を提供し、前記判定は、計算された前記拍動指標の各々を所定の閾値と比較することによりなされ、計算された前記拍動指標の何れかが該所定の閾値を超える場合にパルスの流れが存在するような流れ挙動モニタ。

【請求項 23】

請求項 1 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記流れ挙動の証拠が流れ指標を有し、該流れ指標は、少なくとも 1 つの周波数スライスにおける流れ挙動の測定の、該少なくとも 1 つの周波数スライスにおける流れ挙動の測定の初期値により正規化された後の値であるような流れ挙動モニタ。

【請求項 24】

請求項 23 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記初期値は前記対象物が心室細動状態にある間に得られ、前記後の値は前記対象物が除細動された後に得られるような流れ挙動

10

20

30

40

50

モニタ。

【請求項 2 5】

請求項 2 4 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記心室細動は、前記後の値が測定される前の 1 秒の僅かの部分から数日までの何れかの時点で発生したものであるような流れ挙動モニタ。

【請求項 2 6】

請求項 2 3 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記視覚的及び音響的出力の少なくとも一方を提示する手段は、前記対象物内に前記流体の流れが存在するかの判定を提供し、該判定は、計算された前記流れ指標の各々を所定の閾値と比較することによりなされ、計算された前記流れ指標の何れかが該所定の閾値を超える場合に流れが存在するような流れ挙動モニタ。

10

【請求項 2 7】

請求項 1 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記流れ挙動の証拠が、少なくとも 1 つの周波数スライスにおけるドブラパワーの瞬時的測定値を有するような流れ挙動モニタ。

【請求項 2 8】

請求項 1 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記視覚的及び音響的出力の少なくとも一方を提示する手段は、前記流れ挙動の証拠が異常なパターンを示す及び / 又は所定の閾と交差する場合に警報を発するような流れ挙動モニタ。

【請求項 2 9】

請求項 1 に記載の流れ挙動モニタにおいて、前記流れ挙動の証拠が、前記決定されたドブラパワーの、心電計及び / 又は血圧モニタにより収集されたデータとの相互相関を有するような流れ挙動モニタ。

20

【請求項 3 0】

請求項 1 に記載の流れ挙動モニタにおいて、記憶装置が、前記流れ挙動の証拠を有するデータを記憶するような流れ挙動モニタ。

【請求項 3 1】

対象物内の流体の流れ挙動の超音波装置を用いた非侵襲的測定の結果を提示するシステムにおいて、

複数の周波数スライスの各々に対して、前記対象物内の前記流体から後方散乱された超音波信号から計算される全ドブラパワーを時間の関数として決定し、

30

前記決定された全ドブラパワーからパワースペクトルを決定し、これにより前記複数の周波数スライスの各々が当該周波数スライス内の周波数にわたるパワースペクトルを有するようにし、

各周波数スライスに対して、前記対象物内の前記流体の流れ挙動の第 1 の証拠を計算する、

処理手段と、

ドブラスペクトルトレースを提示する視覚的出力手段であって、前記流れ挙動の第 1 の証拠の現測定値が該ドブラスペクトルトレースの色により表されるような手段と、

流れ挙動の第 2 の証拠を出力する音響的出力手段であって、当該システムのユーザが前記対象物内の前記流体の流れ挙動を聴き取ることができるような手段と、

40

【請求項 3 2】

請求項 3 1 に記載のシステムにおいて、前記流れ挙動が、血液環流、拍動状態、心拍レート、並びに / 又はコロイド状若しくは乳濁状溶液の流れの及び / 若しくはパルスの活動の少なくとも 1 つを有するようなシステム。

【請求項 3 3】

請求項 3 1 に記載のシステムにおいて、前記処理手段が、ハードウェア、ソフトウェア及びファームウェアのうちの少なくとも 1 つを有するようなシステム。

【請求項 3 4】

請求項 3 1 に記載のシステムにおいて、前記処理手段は、前記流れ挙動の第 1 の証拠を

50

計算するために、前記決定されたパワースペクトル及び前記決定されたドブラパワーの一方と、心電計及び／又は血圧モニタにより収集されたデータとの相互相関をとるようなシステム。

【請求項 35】

請求項 31 に記載のシステムにおいて、前記流れ挙動の第 2 の証拠がドブラエコー信号及び／又は心拍レートを含むようなシステム。

【請求項 36】

請求項 31 に記載のシステムにおいて、前記流れ挙動の第 1 及び第 2 の証拠のうちの少なくとも一方を含むデータを記憶する記憶装置を更に有するようなシステム。

【請求項 37】

請求項 31 に記載のシステムにおいて、除細動器を更に有するようなシステム。

【請求項 38】

請求項 36 に記載のシステムにおいて、前記除細動器が自動又は半自動体外式除細動器 (AED) であるようなシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、広くは医療超音波診断の分野に係り、更に詳細には外部に取り付けられた超音波装置を用いて体液の流れ挙動に関する情報を提示する方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

患者監視システムは、緊急状態の、並びに手術処置、術後集中医療及び他の生命危機状態の間における患者の生命臨床パラメータのリアルタイム評価を提供するために使用される。典型的には、これらのシステムは、ECG (心電図)、EEG (脳波記録)、SpO₂ (パルス酸素濃度)、CO₂ (血液の二酸化炭素レベル)、血圧等の生命証拠測定値を表示する。しかしながら、心臓の状態及び患者の身体を経る血液の流れの即座の判断は、しばしば、患者に関する看護者の診断及び行為に対する鍵となる。そのようであるので、心臓状態及び血液の流れ挙動の監視は、手術中の手術室において、警報が発生する場合の集中治療ユニットにおいて、緊急医療技師 (EMT) が意識不明の人を看護している場合、又は疾患の正確な性質が不明な場合に重要となる。

【0003】

このように、緊急時及び手術処置中においては、患者の心拍状態の評価は問題の診断及び問題に対する適切な治療の決定の両方にとり必須である。緊急状況又は病院若しくは診療所の完全な監視装置が利用可能でないような如何なる状況においても、患者の心拍の存在は典型的には患者の首を触診し、患者の頸動脈体積の変化による触診圧変化を感知することにより検出される。心拍の間において心臓の左心室が収縮すると、圧力波が患者の末梢循環系を介して伝送される。頸動脈の脈拍波形は、収縮期における血液の心室排出と共に上昇し、心臓からの圧力波が最大値に到達した場合にピークとなる。頸動脈の脈拍は、圧力が拍動の終了に向かって降下するにつれて、再び低下する。

【0004】

患者に検出可能な心拍が無いことは、心機能停止の強い指示情報である。心機能停止は、患者の心臓が生命を維持する血流を供給することができないような生命危機的医療状態である。心機能停止の間において、心臓の電氣的活動は、混乱に陥っているか (心室細動)、速すぎるか (心室頻拍)、無いか (心停止)、又は血流を生じることなく通常の若しくは遅い心拍数で統制されているか (拍動の無い電氣的活動) であり得る。

【0005】

心機能停止状態の患者に提供されるべき治療の形態は、一部は、患者の心臓の状態の評価に依存する。例えば、看護者は心室細動 (VF) 又は心室頻拍 (VT) を受けている患者に対し除細動ショックを印加して、同期されていない又は速い電氣的活動を停止させ、環流リズムが戻るのを可能にすることができる。特に、外部からの除細動は、患者の身体

10

20

30

40

50

の表面に配置された電極を介して患者の心臓に強い電氣的ショックを印加することにより提供される。患者が検出可能な脈動を有しておらず、心停止又は脈動のない電氣的活動（P E A）に陥っている場合、除細動は付与することはできず、看護者は、幾らかの血液が患者に流れるようにさせる心肺蘇生法（C P R）を実行することができる。

【 0 0 0 6 】

患者に対し除細動又はC P R等の治療を提供する前に、看護者は該患者が心機能停止状態であるかを先ず確認しなければならない。通常、体外型除細動は、意識不明、無呼吸、無脈拍及びV F又はV T状態である患者に対してのみ適している。医療指針は、患者に心拍があるか又は無いかは10秒以内に判定されるべきであることを示している。例えば、心肺蘇生法（C P R）に関する米国心臓協会規約は、健康管理専門家に患者の脈拍を5ないし10秒で評価することを要求している。脈拍がないことは、外部からの胸の圧縮の開始に対する指示情報となる。意識のある成人に対しては一見簡単に見えるが、脈拍を評価することは基本的生命維持評価手順のうちの最も頻繁に失敗する要素であり、これは経験の不足、良好でない目標位置、脈拍を見付ける又は見付けない傾向等の種々の原因によるものであり得る。脈拍の有無を正確に検出するのに失敗すると、患者に対してC P R又は除細動治療を提供する又は提供しない場合の何れかの該患者に対する悪影響のある治療につながり得る。

10

【 0 0 0 7 】

心電図（E C G）信号が、通常、除細動ショックが印加されるべきか否かを判定するために使用される。しかしながら、救急者が遭遇しそうな或るリズムは、例えば無脈拍電氣的活動等のE C G信号だけでは判定することができない。これらのリズムの診断は、E C G信号により示される心筋電氣活動にも拘わらず、環流（即ち、血流）の支援的証拠を必要とする。

20

【 0 0 0 8 】

脈拍チェック又は血流測定は手動で実行されるので、ヒューマンエラーを受けることになり、時間が重要である緊急状況では、手動による脈拍状態評価に掛かる時間量は長過ぎ、これにより悪い結果を生じる。これらの限界を打破するには、信頼性のある脈拍状態評価装置が必要とされる。

【 0 0 0 9 】

E C G解析が実行される場合でさえ、結果が、救急者に誤った行為をとらせるように誤って導くことがあり得る。例えば、心筋梗塞（M I）の後に、患者が、E C Gは正常な電氣的活動を記録するが脈拍が存在しないような無脈拍電氣的状态（P E A）の状態にはいる可能性がある。E C G解析が正常なリズムを示すので、救急者は斯かるデータを"拍動"を示すものと誤って解釈し得る。そして、該救急者は更なる処置をとらず、これにより患者を重大に危険に曝すことになる。逆に、救急者が、患者が脈拍を有しないと誤って結論して（P E Aの必然的な早急な予備評価又は誤った判定により）、C P R等の治療を提供した場合、患者の循環の回復の機会は減少される。

30

【 0 0 1 0 】

このように、患者に対して治療を付与すべきか否かを救急者が即座に判定するためには、患者の動脈に何らかの脈流が存在するかを正しく判定するために、患者の脈拍、血流量及び恐らくはE C G信号を即座に且つ容易に解析することが可能な統合されたシステムを開発することが必要である。この必要性は、ロック他に対する米国特許第6,575,914号（本発明と同一の譲受人に譲渡され、参照により本明細書に全体として組み込まれ、以下"ロック特許"と呼ぶ）に記載されたシステムにおける場合のように、救急者が訓練を受けていない及び/又は経験のない人であるような状況又はシステムにおいて特に緊急である。上記ロック特許は、意識不明の患者に対して除細動を付与すべきか否かを判定するための医療訓練を少ししか又は全く持たない最初の対応看護者により使用することができるような自動体外型除細動器（A E D）{以下、A E D又は半自動体外型除細動器（S A E D）は一緒にA E Dと呼ぶ}を開示している。

40

【 0 0 1 1 】

50

上記ロックのAEDは、除細動器と、ドブラ超音波信号を送信及び受診するためのセンサパッドと、ECG信号を得るための2つのセンサパッドと、当該患者にとり除細動が適切であるかを（即ち、脈拍が存在するか否かを）判定するために上記ドブラ及びECG信号を入力及び評価するプロセッサとを有している。上記ドブラパッドは頸動脈上の患者の皮膚に接着的に取り付けられて頸動脈脈拍（十分な血液脈流の重要な指示情報である）を感知する。

【0012】

即ち、上記ロックのAEDにおけるプロセッサは、ドブラ信号を解析して検出可能な脈拍が存在するかを判定すると共に、ECG信号を解析して"ショック可能なリズム"が存在するかを判定する（例えば、該ロック特許の図7及び第6欄、第60行ないし第7欄、第52行の付帯する記載参照）。これらの2つの別々の解析の結果に基づいて、上記プロセッサは、除細動を忠告すべきか否かを判定する（同上）。ロックの特許はドブラ及びECG信号の"統合"を議論しているが、該ロック特許のプロセッサは単に両解析の結果を考慮するのみで、ドブラ及びECG信号解析を数学的にも解析的にも統合していない。

10

【0013】

ロックAEDのプロセッサによる検出可能な脈拍の判定は、入力されたドブラ信号を"入力されたドブラ信号に統計的に適した閾"に対して比較することによりなされる（ロック特許の第7欄、第13～14行）。しかしながら、このようなドブラ信号の閾解析を用いることに対して少なくとも1つの問題が存在する。即ち、人の広範多様な体形及び寸法、定常状態の（即ち、健康な）血流、定常状態の血圧等である。AEDは、訓練を受けていない救急者が斯様な装置を操作し得るような如何なる場所（例えば、飛行機、列車、バス、大きな建物のロビー、病院等）にも配置され得、AEDのパッドは男性、女性、子供、成人、老人、自然に低脈流な人等に取り付けられ得るので、心蘇生を必要とし又は必要としない多様な人を適切にカバーし得るような"汎用"閾を決定することは、たとえ不可能ではなくても、困難である。

20

【0014】

更に、複数のトランスジューサが、これらのうちの1つが動脈を捕捉することを保証するために使用されているようなAEDにおいてさえ、複数トランスジューサパッドにおける最良のトランスジューサは依然として未知の距離だけ動脈からずれている可能性があり、これは、ずれがない場合と較べると信号が異なることを意味する。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

このように、個人の血液の流れ挙動に関する情報を、該特定の個人の事前の測定値又は知識なしで、適切に評価及び提示することができるような方法及び装置に対する需要がある。更に、AED又は何らかの他の除細動装置の経験のない及び/又は訓練されていないユーザに、患者を除細動することが適切であるかを通知することができるような方法及び装置に対する需要がある。

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明による流れ挙動モニタは、対象物（被験体）内の流体の流れ挙動の証拠（indicia）の少なくとも1つの測定値を表す視覚及び音響出力のうちの少なくとも1つを提供する。体液の流れ挙動の証拠は、先ず体液（例えば、頸動脈内の血液等）から後方散乱された超音波信号からドブラパワースペクトルを計算し、次いで該計算されたドブラパワースペクトル内の個々の周波数スライスのパワースペクトルを計算することにより決定される。斯かる証拠は、各個別の周波数スライスのパワースペクトルから決定される。流れ挙動とは、血液環流の状態、拍動の状態、心拍数、血液の流れ活動、及び/又は血液のパルスの活動を指すことができる。本発明が他の体液及び他の無生物物体に含まれるコロイド状又はエマルジョン溶液に対して使用され得ることも考えられる。

40

【0017】

50

ドブラ信号が全周波数スペクトルにわたって解析される従来技術と比較して、本発明による流れ挙動モニタは、個々の周波数帯域を分離及び解析するような流れ挙動証拠を使用し、これにより、全周波数スペクトルが使用された場合は弱い流れの信号が背景ノイズ内で失われてしまうのを許すというよりは、個々の周波数帯域で斯様な弱い流れの信号を認識する。言い換えると、全体のスペクトルというより小さな関連する周波数帯域が使用された場合、信号はノイズに比較して一層良好に現れる。

【 0 0 1 8 】

該流れ挙動モニタは、医療員に患者の心臓の機械的活動に関する情報を提供するような医療超音波診断用の患者を監視する装置でもある。

【 0 0 1 9 】

本発明の第 1 見地においては、少なくとも 1 つの超音波トランスジューサ、データプロセッサ及び操作者インターフェースモジュールを有するような医療超音波診断用の患者を監視する装置が提供される。上記データプロセッサは、心周期の間においてドブラ信号のパワーが最大の信号対雑音比及び / 又は最大の変化を有するような周波数帯域において実行される計算を使用して、流れ挙動の少なくとも 1 つの証拠を測定及び / 又は検出する。上述したように、流れ挙動は、血管（例えば頸動脈）内の環流、心拍速度、及び心臓のパルスの活動のパターンを含むことができる。一実施例においては、前記操作者インターフェースモジュールは、流れ挙動の少なくとも 1 つの証拠の測定値を提示する少なくとも 1 つのディスプレイと、心拍速度の可聴パターンに関連する診断情報の一部を提供する少なくとも 1 つのオプションとしての可聴信号源とを含む。

【 0 0 2 0 】

本発明の第 2 の見地においては、超音波診断の用の患者を監視する前記発明装置と、制御された高電圧源を持つ除細動ユニットと、該除細動ユニットのコントローラとを有するような除細動システムが提供される。或る用途において、前記装置は、患者を診断し、該患者を除細動すべきかを判定するための情報を提供し、該患者の処置後の状態を監視するために使用される。

【 0 0 2 1 】

本発明の他の目的及びフィーチャは、添付図面に関連して考察される下記の詳細な説明から明らかとなるであろう。図示及び下記に記載される好ましい実施例に適用された本発明の基本的な新規なフィーチャが示されるが、当業者であれば本発明の趣旨から逸脱すること無しに、記載され及び図示された実施例の形態及び細部、これらの動作、並びに記載された方法の種々の削除、置換及び変更をなすことができると理解される。また、本発明は添付請求項の範囲により示されるようにのみ限定されるべきことを意図するものである。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 2 】

本発明の教示は、以下の説明を添付図面に関連させて考察することにより明らかとなるであろう。

【 0 0 2 3 】

図面においては、各図に共通な同一の構成要素を示すために、可能な限り、同一の符号が使用されている。また、図面における各図は、図示の目的で適宜簡略化されており、寸法通りには描かれていない。

【 0 0 2 4 】

また、本詳細な説明は 2 つの節に分割され、第 1 節は流れ挙動の新規な発明的測定を説明し、第 2 節は看護者に測定結果を提示する装置を説明している。

【 0 0 2 5 】

前述したように、患者の脈状態の評価は、特に緊急時、手術手順の間、術後の集中治療、及び他の生命危機的状況における難しい仕事である。このような状況では、心臓の電気的活動を検出している間に、心電図（ECG）は心臓の機械的活動（即ち、血液ポンプ送り機能）の欠乏を不注意にも隠蔽してしまう可能性があり、かくして、心臓が無拍動電気

10

20

30

40

50

的活動（P E A）の状態にある場合に不適切な診断データを提供する（看護者を心拍があるとの結論に導く）ことになる。

【0026】

心臓の拍動的活動を解析することは、高レベルの背景スペクトルノイズにおけるエコー信号の平均（又は中心）ドブラ周波数の小さな変化（即ち、ドブラ周波数ずれ）を分析することに関連する困難さ故に、弱い環流が存在する場合は難題である。このような制限は、超音波診断情報を使用する医療システムの能力及び臨床的有用性に対し悪影響を有する。このことは、当該医療システムが、プログラマブル除細動器（A E D）のように、非専門家による使用を意図されている場合に特に当てはまる。

【0027】

本発明の好ましい実施例は、ドブラスペクトルの複数の周波数帯域の各々におけるパワースペクトルの選択的計算を使用する。斯かる複数の周波数帯域又はスライスは、当該ドブラスペクトルの全周波数スペクトル、又は当該スペクトル内の2以上の事前選択されたスライスのみを有し得る。一実施例では、上記の事前選択スライスは、これらの組み合わせが最も多様な人（又は他の主体）における流れ挙動の可能な限り多くの指示情報を十分にカバーするように選択される。上記周波数スライスは等しいサイズのもので又は等しくないサイズのものでよい。更に、斯かる周波数スライスのサイズ及び位置は、動的でもよい。即ち、斯かる周波数スライスのサイズ及び/又は位置は、特定の患者の分析の間において変化してもよい。

【0028】

如何なる超音波ドブラ方法も、本発明で 사용할 ことができる。最も簡単な方法は、連続波（C W）ドブラ方法である。この方法においては、1つの超音波トランスジューサが連続波信号を放出し、他のトランスジューサが2つのビームの間の重なり領域から後方散乱信号を受信する。該受信された信号は、適切な増幅の後に、ミキサに伝送され、該ミキサにおいて和及び差周波数の信号が生成される。ローパスフィルタが、和周波数を除去して、ドブラ周波数に等しい周波数を持つ低周波数ベースバンド信号を残存させる。このC W方法は、古典的なドブラ周波数ズレを決定する。この方法の欠点は、血液からの信号に加えて全組織位置からの信号が本来的に合成されるので、血液からの信号の局在化が存在しない点にある。

【0029】

他の方法は、パルス波（P W）ドブラ技術である。この方法では、古典的な周波数ズレは使用されない。むしろ、復調後のベースバンド信号の位相及びその収集の繰り返し集合にわたる変化が、ドブラ信号の再生に使用される。この方法においては、血液又は組織の動きを解析する正確な深さを選択することができる。この方法の欠点は、必要とされる電子回路がC Wの場合より一層複雑になる点である。また、パルス繰り返し周波数が、予測されるドブラ周波数ズレの2倍より高くない場合に、エイリアシングの可能性がある。通常カラードブラ技術と呼ばれる更に他の方法では、散乱体の動きが相関方法により決定される。繰り返し超音波照射（insonification）からの反射信号が、散乱体の平均運動を決定するために解析される。ここでは、これらの方法に言及されたが、本発明には、当業者であれば理解されるように、如何なる他のドブラ方法も使用することができる。

【0030】

本発明による方法及びシステムの実施可能性を調べる実験においては、より簡単なC W方法が使用された。好ましい実施例においては、何処から信号が反射されたかを精密に知る必要はない。後方散乱信号は、血流及び当該信号の減衰により制限される深さまでの全ての他の組織の両方から得られる。組織の動きから血流を分離するために、組織の速度が血流のものより大幅に低い周波数のものであるとの仮定に基づいて、ハイパス・ウォール・フィルタが使用された。実験は、心血管系が人のものに類似しているので、豚に対して実施された。

【0031】

図1はC W実験装置の概要を示し、該装置において単一エレメントトランスジューサ（

10

20

30

40

50

パナメトリック、ウォルサム、MAのモデルA309S)が任意波形発生器(ウェーブテック/フリューケ、エヴァレット、WAのモデル295)により励起され、該送信トランスジューサと同一の他のトランスジューサがドブラずれ後方散乱エコーを収集する。受信された信号は2つの低雑音前置増幅器(ミニサーキット、ブルックリン、NYのモデルZFL-500LN)を用いて増幅され、これら増幅器の各々は少なくとも24 dBの利得、2.9 dBの低雑音指数、及び1 dB圧縮点における5 dBmの定格パワー出力能力を有している。前置増幅後の信号はミキサ(ミニサーキットのモデルZP-3MH又は他の好適なミキサ)に送られる。該ミキサは、局部発振器ポートにおいて前記ウェーブテック製発生器からの励起信号の一部も入力する。該ミキサの出力は、上記励起信号と受信された信号との和及び差である信号を含む。ローパスフィルタ(ミニサーキットのモデルBLP-1.9)が、和周波数の信号を除去し、差周波数のドブラ信号を通過させる。

10

20

30

40

50

【0032】

3つの信号、即ち超音波ドブラ、ECG及び動脈血圧(ABP)は同時に記録された。豚からのドブラ信号のレベルを事前に推定することは可能ではなかったので、信号を記録する柔軟性を可能にするために、幾つかの追加のミキサ、フィルタ及び減衰器が利用可能にされた。ドブラ信号のフィルタ処理(ウォール・フィルタ処理を含む)及び増幅は、クロン・ハイト社(ブロックトン、MA)の他のシステムを使用して実行された。該クロン・ハイト製システムは、0.1 Hzないし200 kHzの間の同調可能周波数範囲を持つ2チャンネル可同調フィルタ及び増幅器(モデル3382)であった。このシステムは、ドブラのウォール・フィルタ処理にとり好ましい非常に鋭いカットオフ周波数(48 dB/オクターブ)を有していた。また、該システムは、利得及びフィルタの設定を選択する際のかかなりの柔軟性を提供した。チャンネルの各々は、10 dBのステップで50 dBまでの利得を持つ前置フィルタ利得段、及び0.1 dBステップで20 dBまでの利得を持つ後置フィルタ段を有していた。前記カットオフ周波数は3桁(digit)の分解能で指定することができた。この装置における上記チャンネルの一方はハイパス・ウォール・フィルタ処理に使用され、他方はノイズを低減するためにローパスフィルタ処理に使用された。ハイパス・カットオフは、最初は50 Hzに設定されたが、後の実験に対しては200 Hzに変更された。ローパス・カットオフは3 kHzに設定された。

【0033】

典型的な実験の間に記録されたデータを用いて作成されたドブラスペクトル図が図2に示されている。該ドブラスペクトル図は、本質的に、ドブラ信号の短時間フーリエ変換(FT)であり、市販のハイエンド超音波システムに表示されるものと類似している。該ドブラスペクトル図の下には、対応するECG及びABP信号が示されている。該スペクトル図の時間的及び-3 dB周波数分解能は、各々、25 ms及び160 Hzであった。

【0034】

図2は、典型的な実験の間の心活動の異なるフェーズを描いている。該実験の開始時において、心臓は正常な拍動状態を有している。ECGは正常な拍動リズムを示し、ABPは頸動脈における血圧のパルスの性質を示している。また、対応するドブラスペクトル図も、ドブラパワーが収縮フェーズの間の高い周波数から拡張フェーズの低い周波数へ移動する点でパルスの挙動を示している。該ドブラスペクトル図の周期は、ABPの周期に対応する。約18秒において、電気的ショックが開かれた心臓に印加され、これが該心臓をVF状態にさせる。この時点で、ECGは正常なリズムを喪失し、ABPは劇的に低下する。対応するドブラスペクトル図は、VFより前に見られた正常なパルスの挙動を示さない。当該動物が約15秒間のVF状態にあった後、除細動ショックが印加され、心臓に拍動活動を回復させる。ECGは正常なリズムに戻り、ABPは正常なレートに増加する。そして、ドブラスペクトル図も正常なパルスの状態に戻る。当該スペクトル図はVFの期間の間に正常なパルスの調子を喪失したが、特に低いドブラ周波数において心臓の幾らかの活動が見られた。該ドブラ信号がオーディオスピーカ上で再生されると、VF状態の間のパルス性の喪失と同様に、初期及び回復状態の間のパルスの性質は明らかである。

【0035】

図 1 の実験装置を用いて実施された図 2 に示すもののような一連の実験から一連の測定値を生成して、流れ挙動の種々の証拠が調べられた。

【 0 0 3 6 】

前述したように、本発明においては、ドブラスペクトル図は 2 以上の周波数スライス（即ち、スライスは図 2 に示すスペクトル図の水平方向にとられる）に分割される、これは、全周波数にまたがる全ドブラパワースペクトルにわたるより、特定の周波数帯域内でパルス性を検出する方が容易であるからである。パルスの流れが明らかとなり得る特定の帯域は、流れの強さ、ドブラ角度、患者の大きさ、及び患者の正常なパルスの流れ等の多くの要因に依存する。

【 0 0 3 7 】

実験では、4 つの周波数帯域、即ち 2 2 5 ないし 4 2 5 H z、6 5 0 ないし 8 5 0 H z、1 1 5 0 ないし 1 3 5 0 H z 及び 1 6 5 0 ないし 1 8 5 0 H z が解析のために選択された。これらの周波数帯域は、当該記録ユニットにおける予期せぬ電氣的ノイズ（殆どの場合、1 k H z で、時には 5 0 0 及び 1 5 0 0 H z で発生した）を回避するように選択された。これらの周波数帯域における全ドブラパワーが時間の関数として計算され、これは、前述したように、図 2 のスペクトル図を介して水平のスライスをとるのと本質的に同一である。特定の周波数帯域の各々におけるドブラパワーが計算されたら、ドブラパワーの不偏（unbiased）自己相関が 5 秒のウィンドウ内で計算され、これは図 3 の左側に見ることができる。この 5 秒の期間は数個の心周期に対応し、周期性推定のための十分な時間を可能にすることと、この期間を可能な限り速く評価するのに十分なほどに短くすることとの間の良好な妥協である。自己相関関数は、信号における如何なる周期性も明確に露出させる特性を有している。該自己相関は - 1 と + 1 との間の値を持つように正規化された。上記のウィンドウは、実験の持続時間にわたる自己相関を得るために、時間的に漸進的に進められた（スライディング・ウィンドウ）。パワースペクトルと呼ぶ自己相関のフーリエ変換（F T）も計算され、図 3 の右側に示されている。パルスの活動の間においては、該パワースペクトルがパルスの活動の周期に対応する周波数でピークを含むことが予測される。例えば、心拍数が毎分 6 0 拍であった場合、パワースペクトルは 1 H z の周波数でピークを示すであろう。

【 0 0 3 8 】

初期及び回復状態の間におけるドブラパワースペクトルのパルスの性質は、図 3 に示される自己相関において容易に明らかになる。これらの期間の間のパワースペクトルは自己相関の周期に対応するピークを示す。前記周波数帯域のうちの幾つか（例えば、1 1 5 0 ないし 1 3 5 0 H z）が他のものより良好に周期的性質を暴露することを見ることができる。

【 0 0 3 9 】

図 4 は、2 つの特定の時点において図 3 から得られた、1 1 5 0 から 1 3 5 0 H z の帯域におけるパワースペクトルを示している。これら 2 つの時点は、上記自己相関において使用された 5 秒ウィンドウが 1 0 秒及び 3 0 秒で終了した場合に各々対応する。前者は細動前の心臓の初期状態に対応し、後者は V F 状態に対応する。初期状態の間においては、当該 F T は約 2 . 5 8 H z の周波数においてピークを示すことが分かり、これは毎分 1 5 5 心拍の心拍数に対応し、E C G 信号を監視している除細動器により測定されるものと同じである。この特定の場合においては、基本周波数の 2 倍において著しい第 2 高調波も見られる。しかしながら、V F 状態の間においては、F T は強いピークの存在は示さない。

【 0 0 4 0 】

本明細書で使用されている周波数なる用語は、異なる場面では異なるように使用されており、超音波周波数は M H z 範囲内であり、ドブラ周波数は数百 H z から k H z の範囲であり、流れのパルス性に対応するパルス周波数は通常は数 H z の範囲であることに注意されたい。斯かる異なる使用は、当業者にとり前後関係から明らかであろう。

【 0 0 4 1 】

流れ挙動に関する第 1 の提案される証拠は、ドブラ信号の周期性により流れのパルス性

10

20

30

40

50

を測定することに関するものである。"拍動指標"と呼ばれる該証拠は周波数スライスのパワースペクトル（例えば、図４）におけるピークでのパワーの、該周波数スライスのパワースペクトルの全パワーにおけるパワー（又は全パワースペクトルのバックグラウンドのみ、即ちピーク若しくは複数のピークを除くスペクトル）に対する比である。

【００４２】

本発明の好ましい実施例による拍動指標を見付ける場合、上述したように、幾つかの周波数帯域におけるドブラパワーが時間の関数として計算され、続いて自己相関及びパワースペクトルを計算する。次いで、ピーク検索アルゴリズムが、上記パワースペクトルが最大となる周波数を決定する。全パワーのうちの、この周波数ピークの周囲の狭い帯域内に含まれる割合が決定される。正常なパルス状の流れの場合、全パワーのうちのかなりの割合が、この狭い帯域内に存在する一方、パルス状の流れがない場合はその様にならないことが予想される。

10

【００４３】

生理学に基づく事前の仮定を、パワースペクトルにおけるピークの位置のためのサーチ空間を制限するために使用することができる。例えば、豚から記録されたデータの場合、頸動脈における正常な流れの間においては、心拍数は毎分４０拍と２４０拍との間であると仮定することができる。このように、当該アルゴリズムは全体的ピークを０．６７と４Ｈｚとの間でサーチする。上記狭い帯域の幅は、自己相関の全継続時間により決定される。自己相関は $T = 5$ 秒の遅延時間にわたり計算されたので、有効な帯域幅は $4 / T$ の $80\% = 0.64 \text{ Hz}$ （ 80% は主ローブ幅の殆どを捕捉する）とされた。この範囲内で最大値が見付ける必要がない幾つの場合が存在する。このような場合においては、当該アルゴリズムは計算された指標を零と設定する。

20

【００４４】

本発明によれば多くのありそうな拍動指標が可能であるが、ここでは３つの可能性のある拍動指標が考察される。各場合において、拍動指標は０と１との間の範囲の値をとり、より大きな値は流れがある場合に対して予測され、より小さな値は流れのない場合に対して予測される。

【００４５】

第１の拍動指標は、周波数ピークの周囲の狭い帯域におけるパワーの、全周波数にわたる当該信号における全パワーに対する比である。

30

【００４６】

第２の拍動指標は、ピーク周波数の周囲及び該ピーク周波数の２倍（第２高調波周波数と呼ぶ）における狭い帯域内の全パワーの和の、全周波数における全パワーに対する比である。この尺度は、パルス状信号は正弦周期的でなく、従って付加的高調波を含み得るという事実を考慮している。簡略化のために、第２高調波のみが含まれ、より高次の高調波は考慮されない。

【００４７】

第３の拍動指標は、ピーク周波数の周囲の狭い帯域におけるパワーの、第２高調波を除く全パワーのものに対する比である。これは、分母が第２高調波におけるパワーを除外する点を除き、第１の尺度と類似している。

40

【００４８】

全ての３つの指標はドブラパワーにおける周期的挙動を定量化するが、１つを他の２つより好むために、発見的分析を実施することができる。この分析においては、流れがある場合は基本周波数にピークを含むと共に第２高調波に小さなピークを含むが、流れがない場合は、本質的に、パワースペクトルが全周波数において本質的に低く一定であるような雑音であると仮定される。

【００４９】

流れのない場合に対して、第２の拍動指標は第１の拍動指標のものの約２倍となる。何故なら、分子に２倍の量のノイズが存在するからである。流れがある場合に対しては、第２拍動指標は第１拍動指標のものの２倍未満となる。何故なら、第２高調波は基本周波数

50

より小さな大きさのものであるからである。このように、第 1 拍動指標に対しては、第 2 拍動指標に対するよりも、上記 2 つの場合の間の指標値に一層大きな隔たりが存在する。従って、当該作業が、流れがある場合と流れがない場合から区別することであるなら、第 1 拍動指標の方が、第 2 拍動指標よりも好ましい。

【0050】

第 1 拍動指標と第 3 拍動指標との間の差は、分母のみにある。即ち、第 3 拍動指標の分母には第 2 高調波の寄与はない。流れのない場合に関しては、第 2 高調波を削除することは、分母におけるわずかな寄与のみを除去するだけであり、当該指標は影響を受けないままとなる。この様に、2 つの指標は同様の値を持つ。しかしながら、流れがある場合においては、第 2 高調波からの寄与を削除することは、分母の大幅な減少となり、かくして、第 3 拍動指標の値を第 1 拍動指標よりも 1 の近くに増加させる。このように、第 3 拍動指標の場合においては、流れがある場合と流れがない場合との間の区別は一層大きくなる。この発見的な分析においては、第 3 拍動指標が上記 3 つの指標のうちで最も好ましい。

10

【0051】

本発明の一実施例によれば、拍動指標は幾つかのスライスに対して計算され、全ての周波数スライスの拍動指標値のうちの最大値が、流れがあるか否かを判定するために使用される。拍動情報を最良に捕捉する周波数帯域は、ドブラ周波数、ドブラ角及び血流条件（例えば、患者の動脈の状態、患者の正常なパルス状の流れ等）等の幾つかの要因に依存するので、事前に最適な周波数帯域を選択することは可能ではない。かくして、本実施例においては、最大の拍動指標値が、拍動が存在するかを判定するための最適な帯域であると仮定される。しかしながら、本発明の他の実施例では、種々の周波数スライスの拍動指標値を、流れが存在するかを判定するために、異なるように操作することもできる。

20

【0052】

図 5 の一番下のグラフは、僅かに延長された期間（図 2 では 40 秒であるのに対し、図 5 では 60 秒）にわたり図 2 におけるデータ（図 5 の上側の 3 つのグラフに再現されている）から計算された第 3 拍動指標を示している。該第 2 拍動指標が、正常及び回復状態に対しては高く、VF 状態に対しては低いことが分かる。図 5 の一番下のグラフにおいて、当該拍動指標を計算するために使用される周波数帯域は、前の段落で説明したように、どの帯域が最強の信号を有するかに依存して時間にわたり変化する。周波数帯域の変化は、当該グラフにおいて当該トレースがとる異なるグレイ陰影により表されている。即ち、1150 ~ 1350 Hz の帯域は、0 秒から 20 を僅かに超える秒まで、及び 33 より前の秒から 60 秒まで（即ち、正常及び回復期間の殆どに対して）使用される。VF の間では、使用される周波数帯域は、225 ~ 425 Hz、680 ~ 850 Hz、1650 ~ 1850 Hz 及び 1150 ~ 1350 Hz 帯域の間で幾度か変化する。

30

【0053】

流れ挙動に対する第 2 の提案される証拠は、パルス的であるか定常的であるかに拘わらず全体の流れを測定することに関するものである。これは、特定の周波数帯域における全体的ドブラ信号は、流れがある場合に対しては高く、流れがない場合には低くなければならないという事実に基づくものである。"流れ指標"と呼ぶ該証拠は、通常の超音波システムのディスプレイ上に示されるドブラスペクトル図におけるピクセルの実際の輝度と等価である。ドブラ信号は或る患者から他の患者へと大きく変化するので、斯様な量は適切な正規化を必要とする。この正規化は同一の患者に基づいて実行することが好ましい。

40

【0054】

これを達成するための 1 つの可能性のある方法は、AED による介入時点での多くの患者は既に VF 状態にある、即ち流れがない状態にあるという事実を利用することである。このように、この期間をドブラ信号値を得るために使用し、このドブラ測定値の流れのない状況の"定義"として確立することができる。次いで、除細動の後に、現ドブラパワー測定値を前の流れのない状況と比較し、何らかの流れがあるかを判定することができる。この流れ指標を使用する AED の或る好ましい実施例においては、特定の周波数帯域におけるドブラパワースペクトルの第 90 の 100 分位数点が、（患者が恐らく VF 状態にある

50

間に) 5秒のウィンドウにわたって最初に計算される。この最初の"流れのない"測定値は、次いで、全ての未来の測定値を正規化するために使用され、この正規化された測定値が流れ指標となる。この例に見られるように、流れ指標は、全体の流れの指示子であり、拍動指標とは性質が異なる。この量は、介入時点の患者がV F状態であるとA E Dが判定する場合にのみ計算されるべきであることに注意されたい。明らかなことに、この尺度は除細動後P E Aの存在を判定する場合に使用することができる。

【0055】

拍動指標を使用する好ましい実施例におけるのと同様に、幾つかの周波数スライスに対する流れ指標が計算され、斯かるスライス間の最大値が流れ指標として選択される。他の実施例では、幾つかの又は全ての周波数スライスの流れ指標を使用することができる。流れがある場合、該流れ指標は1より大幅に大きくなければならない一方、P E Aの場合に対しては、該流れ指標は1に近くなければならない。前記第90の百分位数の値の選択は或る程度任意であるが、最大値は非常にノイズの影響を受けやすく、平均値は、収縮フェーズの間の流れが心周期の間の平均の流れより高いという事実を利用しない。

【0056】

図6の一番下のグラフは図5(及び図2)と同一のデータから計算された流れ指標を示している。ここでも、該流れ指標は正常及び回復状態に対しては高く、V F状態に対しては低い。前述したように、該流れ指標を計算するために使用される周波数帯域は、どの帯域が最強の信号を有するかに依存して時間にわたり変化し、これが当該グラフにおいてトレースがとる異なるグレイ陰影により表されている。

【0057】

本発明による流れ挙動モニタは、流れ挙動の証拠を図5及び6の一番下のグラフに示されるようなトレースの形態で表示スクリーン上に提示することができるが、これらのグラフ表示は、次の節で一層詳細に説明するように、斯かる証拠を提示することができる種々の形態のうちの1つの例に過ぎないと理解されるべきである。

【0058】

好ましい実施例において使用される流れ挙動の証拠(即ち、拍動指標及び流れ指標)は、流れ挙動を判定するために使用される他の測定より多くの利点を有する。全体のドブラスペクトルに対する平均ドブラ周波数ズレ等の尺度は、拍動性を判定を良好に実行する潜在能力を有しているが、A E Dにとり患者の流れの状態(流速、流れの角度等)は正確には分からないという事実は、平均ドブラ周波数ズレの予測される挙動も未知であることを意味する。ここに開示されたパルスの流れに関する流れ挙動の証拠は、この落とし穴の被害を受けることがなく、かくして、パルス状態評価のための一層強い尺度になると思われる。しかしながら、各周波数スライス内の平均ドブラ周波数ズレが本発明により使用されることは可能である。

【0059】

上記拍動指標の利点の他の例として、ドブラ信号とE C G信号との間の相互相関の周期性をパルスの流れの測定値として使用することを考察しよう。患者が無拍動電気的活動(P E A)の状態にある場合、斯様な相互相関は依然としてかなりのレベル(正常な流れの場合よりも低い)の周期性を示すであろう。何故なら、ドブラ信号がそうでない間でもE C Gは周期的なままであるからである。相互相関の値を単に拍動指標の尺度として使用することはできるが、これは欠点を有する。相互相関の実際の値はE C G信号及びドブラ信号の形状に依存し、E C G信号は一般的に患者の心臓の状態に依存して種々の形状を呈し得るので、その期待される形状を事前に予測すると共に、ドブラ信号との良好な相関が存在するか否かを判定するための閾を設定することは困難である。

【0060】

本発明の好ましい実施例によるパルスの流れに関する流れ挙動の証拠の他の利点は、斯かる証拠がドブラ信号のみに依拠し、他の信号(例えば、E C G)との如何なる相関にも頼らず、従って、単独型拍動検出システムに使用することができる点にある。

【0061】

上記好ましい実施例に使用された流れ挙動の証拠（即ち、拍動指標及び流れ指標）は、それら自身で有用な指示子であるが、これら（及び他の）証拠と一緒に結合し、流れ挙動のこれら及び他の見方を自動的に評価するのに使用することもできる。

【0062】

上記好ましい実施例に使用された例示的な拍動指標は、正弦型の周期性の検索に基づいている。しかしながら、ドブラ信号は正弦状に周期的ではないので、パワースペクトルに高調波が存在し、これらが拍動指標の値に影響し得る。これを防止するために、第2高調波は第3の拍動指標の分母から削除された。将来の実施例においては、ドブラ信号の非正弦状周期性を検出するためにウェーブレット解析等の一層適切な型式の解析を使用することができる。

10

【0063】

本発明による方法及びシステムの主たる利点は、個人の血液等の体液の流れを、該特定の個人についての事前の測定値又は知識無しで適切に評価する能力である。これは、経験のない又は訓練を受けていないユーザに患者を除細動することが適切であるかを判断させることを要するようなAED又は他の除細動装置において極めて有用である。本発明による周波数スライス及び流れ挙動の証拠を使用する強さは、本発明の方法及び装置をAED等の除細動装置にとり適切にさせる。斯様な除細動装置においては、超音波センサの配置の可能性のある変化、斯かるセンサに対する流れの方向の変化、多様な可能性のある患者の身体の形状及びサイズ、多様に異なる"正常な"（即ち、健康な）血流、多様に異なる"正常な"（即ち、健康な）血圧、等が、測定値に関する過度に多くの事前の仮定を持つことを不可能にさせる。

20

【0064】

新規且つ発明性のある超音波測定を全般的に述べ、流れ挙動の証拠についての種々の実施例を述べたので、以下、本発明による監視システムの実施例を説明する。

【0065】

本発明による流れ挙動モニタの一層重要な実施例の1つはAED用のものであるが、該流れ挙動モニタは多くの状況において使用できると理解されるべきである。例えば、流れ挙動モニタは典型的に病院又は診療所において使用されるもののようなビデオ表示モニタに統合することができ、その場合、流れ挙動の証拠は、ECG、EEG、SpO₂、CO₂、血圧等の他の測定結果と並んで示される。このように、斯かる流れ挙動モニタは救命室装置、集中治療ユニット装置、診療室又は医師室装置、救急車又は何らかの移動看護ユニット装置、準医療者装置等に使用することができる。

30

【0066】

このような監視のために超音波を使用することは多くの状況において好ましいことに注意すべきである。何故なら、斯かる技術は非侵襲的である、即ちセンサを患者の身体に挿入する必要がないからである。しかしながら、手術手順の間におけるように、患者の身体にデバイスが既に挿入されているような状況では、非侵襲的流れ挙動モニタの必要性は減少するであろう。

【0067】

更に、本発明による流れ挙動モニタは、弱い拍動を見付ける拍動指標の能力により、胎児心臓モニタとして特に適している。

40

【0068】

更に、本発明による流れ挙動モニタは人及び/又は動物の看護又は診断に限定されるものではない。例えば、該流れ挙動モニタは、限定されるものではないが、地下の流体堆積物若しくは流れの解析、パイプラインの流れ及び/若しくは力学の解析、又は実際の如何なる流体力学系の解析をも含み、超音波ドブラにより測定し得る如何なる流体の解析にも使用することができる。

【0069】

非侵襲型頸動脈流れ挙動モニタは、本発明の一実施例である。頸動脈の流れは、心臓がどの様に良好に脳に環流させているかの良好な測定値である。非侵襲型頸動脈流れ挙動モ

50

ニタは、A E Dの一部として特に有効である。

【0070】

本発明による流れ拳動モニタは、視覚的及び／又は音響的形態で情報を提供することができる。

【0071】

幾つかの超音波システムにおいては、スペクトルのドプラトレースがモニタスクリーン上に表示される。しかしながら、複数の周波数スライスにおいて流れ拳動の証拠が計算されるような本発明による流れ拳動モニタは、最適な周波数スライスを識別し、残部から分離されて該周波数スライスのみのもので可視トレースを表示することができる。更に、該モニタは時間にわたり周波数スライスを動的に変化させることができる。勿論、当該帯域を図3の右側及び左側のスクリーンと同様の態様で表示することもできる。

10

【0072】

更に、流れ拳動の証拠の測定値は、超音波モニタ上の現在の視覚的表示に統合することもできる。例えば、当該証拠の測定値をスペクトルドプラトレースにカラー符号化方法を用いて追加する、即ちトレースドットのトレースの色が時間にわたり変化するようにすることもできる。例えば、緑色が正常な健康な拍動（該証拠測定値を用いて判定された）を表し、赤色が無拍動的活動を表し、橙色が拍動状態の可能性のある変化又は異常なパターン（発見的又は患者の履歴に基づく、の何れかにより判定された）を表すことができる。

【0073】

他の例として、当該証拠測定値はディスプレイ上に別のアイコン又は記号として追加することができる。当該証拠が拍動指標であるか又は流れ指標であるかに拘わらず、該測定値は0（流れがない又は無拍動）から1（流れが検出された又は健康な拍動が検出された）まで延びるバー（棒）として表すことができる。斯かる表現は、白若しくは黒の、又は幾つかの色の1つの、又は拍動に基づいて大きさが変化する直径等の丸い円とすることができる。表示スクリーン上のアイコン又は記号が当該流れ拳動証拠の現在の測定値を表す多くの可能性のある方法が存在する。

20

【0074】

A E D等の一実施例においては、当該モニタは、訓練されていない看護者に何らかの拍動が検出されたかを、点灯する（拍動検出）若しくは消灯する（拍動無検出）ことによるか、又は色を変化させる（上述したもののようなカラー構成を用いて）ことにより通知するような簡単な単独の電球からなることができる。3つ又は4つのライトを使用することができ、その場合、これらのラベル又はこれらの色が当該証拠測定の結果を示す。A E D上の1以上のライトが当該証拠測定値を表示することができる態様の可能性のある順列は無制限である（全てが本発明によるものであり得る）。

30

【0075】

当該流れ拳動証拠の測定値を表すために、本発明によれば音を使用することもできる。例えば、連続した警笛音の周波数を変化させることが、流れ拳動の現在の状態を示すことができ、又は警報が流れ拳動の突然の変化を示すことができ、又は異なる音が流れ拳動の現在の状態を示すことができる。ここでも、可能性は無限であり、全ての可能性が本発明によるものであり得る。

40

【0076】

流れ拳動モニタの或る好ましい実施例においては、流れ拳動の現在の状態の視覚表現は、ドプラ信号の音響出力と合成される。このような好ましい実施例において、ドプラスペクトルトレースは、前述したようにカラー符号化方法と共に使用される。この視覚情報に加えて、ドプラ信号を表す音響信号がスピーカ上に出力される。この信号は可聴範囲にあるので、ユーザは、ドプラスペクトルトレースを示す表示スクリーンを見ることなしに、聴き取り、流れ拳動の感じを得ることができる。音響出力は、流れ拳動に変化がある場合に（即ち、ドプラスペクトルトレースの色が変化している場合に）ユーザに通知するために使用することもでき、かくして、ユーザは正確に何が起きているかを見るために該ドプラスペクトルトレースを見るであろう。この"警報"能力は、E C Gの異常なパターン又は

50

変化を通知するために使用することもできる。

【 0 0 7 7 】

流れ挙動モニタを全般的に説明すると共に、本発明による流れ挙動モニタの種々の可能な実施例を説明したので、以下、本発明によるシステムの実施例を説明する。

【 0 0 7 8 】

本発明の実施例は、有利には、患者を監視し、これにより医療従事者に該患者の心臓の機械的活動に関する診断情報を提供する超音波装置を提供する。この一実施例において、上記情報は、エコードブラ信号のパワーの該信号の複数の周波数帯域における選択的な計算を使用して得られると共に、ビジュアルディスプレイ及びオブションとしてオーディオ出力を含む操作者インターフェースを用いて表現される。図 7 は、本発明の一実施例による、流れ挙動の少なくとも 1 つの証拠（例えば、環流の状態、心拍数、及び / 又は患者の心臓のパルスの活動のパターン）を検出及び / 又は測定する例示的装置 1 0 0 のブロック図を示す。装置 1 0 0 は、除細動システム（後に図 9 を参照して説明する）、蘇生システム、モニタ、弱い心拍（例えば、胎児の心拍）の検出器、及び / 又は他の医療システムの構成要素として使用することができる。

10

【 0 0 7 9 】

或る現在好ましい実施例においては、装置 1 0 0 は超音波ユニット 1 0 1 及び操作者インターフェースモジュール 1 0 3 を有する。超音波ユニット 1 0 1 は、通常、超音波モジュール 1 0 6 と、エコー信号収集モジュール 1 1 2 及びドブラ信号の解析器 1 1 8 を有するデータプロセッサ 1 0 8 とを含んでいる。

20

【 0 0 8 0 】

超音波モジュール 1 0 6 は、少なくとも 1 つの超音波トランスジューサ 1 1 4（4 つのトランスジューサが図示されている）と、RF 発生器 1 0 2 と、支援システム 1 3 8 とを有している。一実施例においては、トランスジューサ 1 1 4 は、一緒に、印加パッド（図示略）上に配置することが可能なアレイ 1 0 4 を形成する。支援システム 1 3 8 は、発生器 1 0 2 及び超音波トランスジューサ 1 1 4 の制御及び同期回路を有している。トランスジューサアレイシステムの例は、共通譲渡された 2 0 0 3 年 6 月 1 0 日発行の米国特許第 6,575,914B2 号のものを含む。

【 0 0 8 1 】

トランスジューサ 1 1 4 は超音波の送信機と、エコー信号の受信機とを有する。この実施例では、発生器 1 0 2 は連続波（CW）無線周波数（RF）信号（例えば、1 ~ 1 0 MHz）の信号源である。他の実施例では、アレイ 1 0 4 は、RF 電力がオンの場合に送信機として、RF 電力がオフの場合に受信機として動作することが可能なトランスジューサ 1 1 4 を有することができる。このような実施例では、発生器 1 0 2 は約 0.2 ないし 2 0 マイクロ秒のオン期間の持続時間及び約 0.2 ないし 2 0 % の範囲のデューティサイクルを持つようなパルス状 RF 電力（PW）を生成する。

30

【 0 0 8 2 】

動作時において、発生器 1 0 2 はトランスジューサ 1 1 4 の送信機を駆動（即ち、励起）して、超音波ビーム 1 3 2 を放出させ、該ビームは患者の身体、トランスジューサアレイ 1 0 4 の下の部分 1 2 4 内を伝搬する。トランスジューサ 1 1 4 の受信機は、大きな血管 1 2 6 を有する領域 1 2 8 で散乱された音響エコー信号 1 3 0 を収集し、該エコー信号を電気信号に変換し、インターフェース 1 3 6 を介して収集モジュール 1 1 2 に送信する。或る例示的な応用例においては、血管 1 2 6 は患者の頸動脈である。超音波ユニット 1 0 1 及び操作者インターフェースモジュール 1 0 3 が A E D 内の構成要素であるような実施例においては、トランスジューサアレイは、該 A E D を使用する訓練されていない人がトランスジューサアレイ 1 0 4 を適切な場所に配置しないかも知れないことを理解して、構築される。例えば、トランスジューサアレイ 1 0 4 内でのトランスジューサ 1 1 4 のアーキテクチャは、多くの冗長性を設けるか、又はトランスジューサアレイ 1 0 4 の物理的形状が、意図する首の部分に適切に適合するようにする。

40

【 0 0 8 3 】

50

一実施例においては、データプロセッサ 108 は、当該信号の複数の周波数帯域において選択的に実行されるドブラ信号のスペクトルパワーの計算を用いて、少なくとも 1 つの流れ挙動の証拠の測定値から診断情報を作成する。斯様な診断情報は、環流の状態、心拍数、及び / 又は患者の心臓のパルスの活動のパターンを有することができる。上記計算は、一般的に、エコー収集モジュール 112 を用いて予備調整され且つデジタルドメインに変換されたドブラ信号に対して、当該データプロセッサの解析器 118 によりデジタル形態で実行される。

【0084】

他の実施例では、上記解析及び / 又は計算は、デジタルドメインというよりはアナログドメインにおいて実行することができることに注意すべきである。例えば、ドブラ信号解析器 118 は、当業者により知られているように、アナログフィルタバンク及び相関器等を有することができる。

10

【0085】

更に詳細には、当該診断情報はデータプロセッサ 108 においてドブラ信号のパワーのスペクトル分布の計算を用いて得られる。一般的に、データプロセッサ 108 は、当業者により知られているように、スペクトル解析、フーリエ解析、相関解析、ドブラ信号の自己相関解析、平均ペリオドグラム推定、パラメトリック解析、及び / 又はドブラ信号のパワーのスペクトル分布の計算を実行するのに適した他の何らかの計算技術のうちの少なくとも 1 つを使用することができる。一実施例においては、斯様な計算は、心周期の間においてドブラ信号のパワーが最高の信号対雑音比及び / 又は信号の最大の変化を有するような周波数帯域内で実行される。

20

【0086】

一実施例において、操作者インターフェースモジュール 103 は、ビデオディスプレイ {例えば、陰極線管 (CRT) 表示器、液晶表示器 (LCD)、プラズマ表示器等} 122、オーディオ出力 (例えば、少なくとも 1 つのスピーカ) 120、及びバッファモジュール 116 を有する。バッファモジュール 116 は、デジタルリンク 140 を介してドブラ信号解析器 118 に結合される。動作時において、バッファモジュール 116 は、患者の超音波診断情報を含む解析器 118 の出力信号を、ビデオディスプレイ 122 及びオーディオ出力 120 によりサポートされ得るフォーマットに変換する。

30

【0087】

他の実施例では、操作者インターフェースモジュール 103 は、装置 100 の操作者 (例えば、救命室の医師、外科医、心臓学者、準医師等) によるデータプロセッサ 108 の対話的制御を容易化するようなフィーチャを有することができる。解説的に、斯様な対話的制御機能は、ビデオディスプレイ 122 上に提示された超音波診断データと、同時に動作している心電計 (ECG) 134、血圧モニタ 502 (図 9 に示す) 又は他の医療システム (図示略) から利用可能な情報との相関に対する操作者の要求を含むことができる。他の実施例 (図示略) においては、操作者インターフェースモジュール 103 は複数のビデオディスプレイ 122 及び / 又はオーディオ出力 120 を有することができ、これらは一群の医療専門家に対する関連する患者の診断情報の利用性を容易にする。

40

【0088】

しかしながら、ECG 信号は一般的に心臓の電氣的活動に対応し、拍動している心臓及び無拍動電氣的活動 (PEA) の状態の心臓の ECG の視覚的出力は類似したパターンを有し得ることに注意すべきである。そのようであるので、ECG 診断だけの使用は、不注意にも、患者の心臓の機械的活動 (即ち、血液ポンプ送り機能) の欠乏を覆い隠す結果となり得る。

【0089】

現在好ましい実施例においては、ビデオディスプレイ 122 は流れ挙動の証拠の測定値を表示し、これにより、例えば血液環流の状態、拍動の状態、心拍数、及び / 又は心臓の流れの及び / 又はパルスの活動の少なくとも 1 つに関する診断情報を提供する。

50

【0090】

図 8 は、図 7 の装置 100 におけるビデオディスプレイ 122 上に示されるモニタスクリーンの特定の例を示している。該モニタスクリーンは、心周期の間におけるドブラ信号のスペクトルパワー分布を表示する。更に詳細には、グラフ 401 は、ドブラ信号のスペクトルパワー分布の振幅（y 軸 404）対該ドブラ信号の周波数範囲 410 における周波数（x 軸 402）を示す。ここで、グラフ 406 及び 408 は、図示的に、患者の心周期の収縮フェーズ及び拡張フェーズに各々対応し、該患者の心臓のパルスの活動のパターンを描いている。これは、勿論、本発明による流れ挙動モニタの一例に過ぎず、多くの他の実施例が可能である（この節の始めに説明したように）。

【0091】

図 9 は、本発明の一実施例による例示的なプログラマブル除細動システム 500 のブロック図である。解説上、除細動システム 500 は、図 7 の超音波診断装置 100 と、オプションとしての ECG 134 と、オプションとしての ABP モニタ 502 と、除細動ユニット 508 と、該除細動ユニットのプログラマブルコントローラ 506 とを有している。動作時に、コントローラ 506 は、操作者（例えば、救命室医師、外科医、心臓学者、準医師等）により、例えばビデオディスプレイ 122 上の心臓の機械的活動に関する超音波診断情報を再吟味して又はオーディオ出力 120 を聴いてプログラムすることができる。

【0092】

一実施例において、上記超音波診断情報はビデオディスプレイ 122 上にグラフ形態で利用可能であり、上述したように環流の状態、心拍数、及び / 又は患者の心臓のパルスの活動のパターンのうちの少なくとも 1 つを含む。更に、患者の心拍レートのパターン（即ち、リズム）に関する情報の一部は、オーディオ出力 120 を用いて操作者に通知することができる。他の実施例では、装置 100、ECG 134 及び ABP モニタ 502 等の除細動システム 500 の少なくとも 2 つの構成要素のビデオディスプレイは、単一の（即ち、組み合わせられた又は統合された）ビデオディスプレイ（図示略）として実施化することができる。

【0093】

正常に拍動している心臓及び不十分な血液ポンプ送り機能を持つ心臓のドブラ信号は容易に認識可能な可聴パターンを有し、斯かる可聴パターンは、インターフェースモジュール 103 の操作者に対して遠い位置へ電氣的に送信し又は斯かる位置から監視することができる。他の実施例では、制御されるパラメータ（例えば、心拍リズム）が所定の臨床値に到達するか又は斯かる値を超える場合に、事前に記録された警告信号及び / 又はアナウンスを発生するためにオーディオ出力 20 を使用することもできる。視覚的フォーマットでは、上記診断情報は、例えばカラー符号化方法を用いてビデオディスプレイ 122 上に示すこともできる。他の実施例において、装置 100 及び / 又は除細動システム 500 は、複数のビデオディスプレイ 122 及び / 又はオーディオ出力 120 を有することができ、これらは一群の医療専門家に対する関連する患者の診断情報の利用性を容易化する。

【0094】

一実施例において、当該超音波診断情報は、図 7 を参照して前述したように、超音波モジュール 106 を使用して患者の頸動脈に対し実行される測定、及びデータプロセッサ 8 により実行されるドブラ信号のスペクトルパワーの選択的計算を利用して得ることができる。更に、このような情報は、患者の脳の血液供給の状態を診断するのに使用することができる。他の実施例では、ECG 134 及び装置 100 は患者のデータを同時に得ることができる。この実施例において、前記超音波診断情報は更に ECG データと相互相関をとることができる。このような相関は、システム 500 の操作者により当該患者の診断情報を解釈する精度及び信頼性を付加的に増加させる。更に他の実施例では、超音波データ及び ECG データは、更に、ABP 502 又は代わりに他の診断ツール（又は複数のツール）により収集されたデータと相互相関をとることができる。

【0095】

或る解説的用途においては、上記診断情報を吟味すると、システム 500 の操作者は患者を除細動すべきかの判断をなし、除細動手順の処理パラメータを選択し、それに対応し

10

20

30

40

50

て、手動により又は電子的制御 5 1 4 を介してプログラマブルコントローラ 5 0 6 をコンフィギュレーションする。コントローラ 5 0 6 は除細動ユニット 5 0 8 による手順の実行を管理するが、該ユニットは一般的に制御された高電圧源 5 1 0 及び印加電極 5 1 2 (2 つの電極が図示されている) を有する。

【 0 0 9 6 】

図 7 及び 9 を参照して上述した解説的实施例において、装置 1 0 0 及びシステム 5 0 0 の多くの部分は、オランダ国アインドーフェンのコーニンクレッカ・フィリップス・エレクトロニクス・エヌ・ヴィ社の医療超音波及び除細動システムで利用可能である。

【 0 0 9 7 】

このように、本発明の好ましい実施例に適用される基本的な新規フィーチャを図示、記載及び指摘したが、当業者であれば本発明の趣旨から逸脱することなしに、記載及び図示された装置の形態及び細部、斯かる装置の動作並びに記載された方法の種々の省略、置換及び変更をなすことができると理解される。例えば、同じ結果を達成するために実質的に同一の機能を実質的に同一の方法で実行する構成要素及び / 又は方法ステップの全ての組み合わせは本発明の範囲内であることを明示的に意図するものである。或る記載実施例から他のものへの構成要素の置換も、意図及び考察されるものである。従って、本明細書に添付された請求項の範囲によってのみ限定されるべきであることを意図するものである。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 9 8 】

【図 1】図 1 は、本発明による方法及び装置の実施可能性をテストするために使用された実験的構成の概略図を示す。

【図 2】図 2 は、図 1 の実験的構成を用いて V F 状態の心臓から取られたドブラスペクトル図に対応する E C G 及び動脈血圧 (A B P) 信号と共に示す。

【図 3】図 3 は、本発明の好ましい実施例による、図 2 のドブラスペクトル図からの 4 つの周波数スライスの自己相関及び該自己相関のフーリエ変換を示す。

【図 4 A】図 4 A は、本発明の好ましい実施例による、図 3 の 1 1 5 0 ~ 1 3 5 0 H z 周波数スライスの自己相関の 1 0 秒及び 3 0 秒におけるフーリエ変換を各々示す。

【図 4 B】図 4 B は、本発明の好ましい実施例による、図 3 の 1 1 5 0 ~ 1 3 5 0 H z 周波数スライスの自己相関の 1 0 秒及び 3 0 秒におけるフーリエ変換を各々示す。

【図 5】図 5 は、本発明の好ましい実施例による、上の 3 つのグラフに示された図 2 のデータから計算された第 3 拍動指標を一番下のグラフに示す。

【図 6】図 6 は、本発明の好ましい実施例による、上の 3 つのグラフに示された図 2 のデータから計算された流れ指標を一番下のグラフに示す。

【図 7】図 7 は、本発明の一実施例による、超音波医療診断及び患者を監視するために使用することができる種類の例示的装置のブロック図を示す。

【図 8】図 8 は、心周期の間におけるドブラ信号データのスペクトルパワー分布の図 7 の装置における表示を示す例示的な図を図示する。

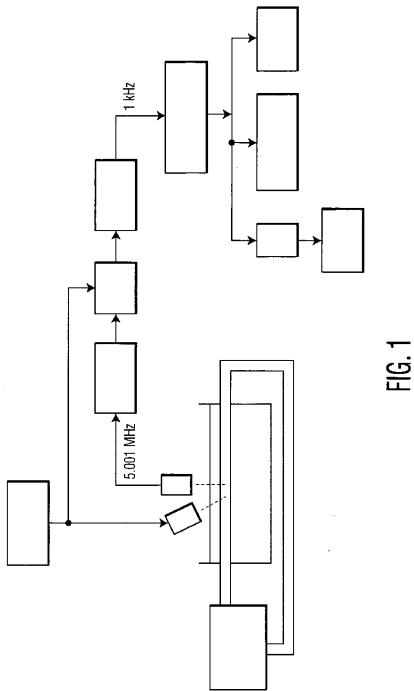
【図 9】図 9 は、本発明の一実施例による、図 1 の装置を有する例示的除細動システムのブロック図を図示する。

10

20

30

【 図 1 】



【 図 2 】

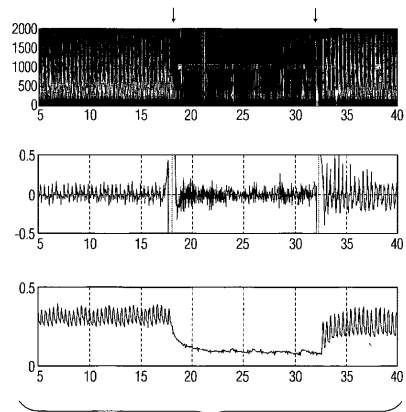


FIG. 2

【 図 3 】

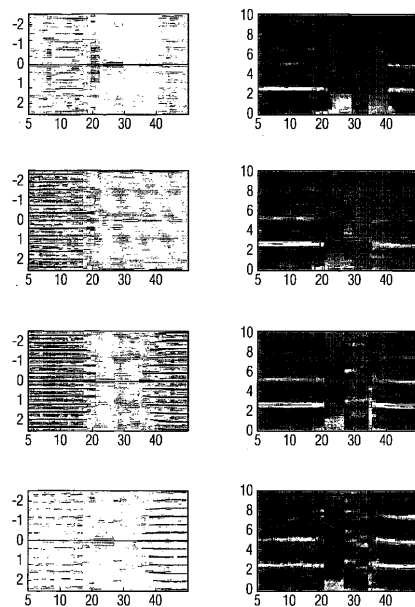


FIG. 3

【 図 4 A 】

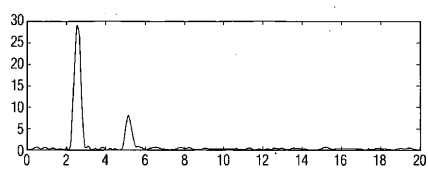


FIG. 4A

【 図 4 B 】

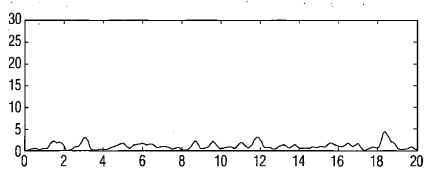


FIG. 4B

【 図 5 】

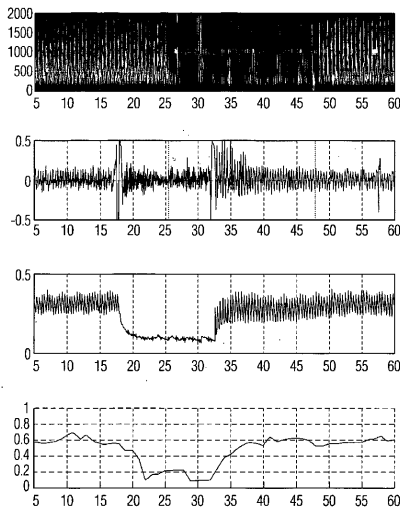


FIG. 5

【 図 6 】

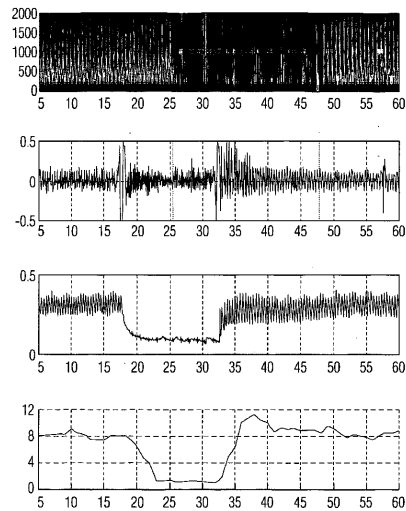


FIG. 6

【 図 7 】

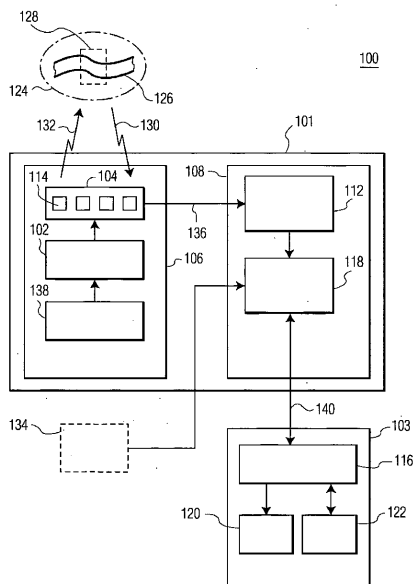


FIG. 7

【 図 8 】

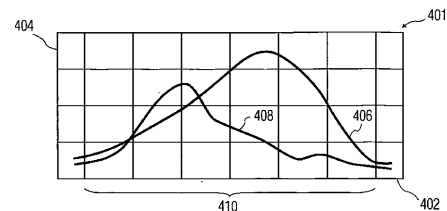


FIG. 8

【 図 9 】

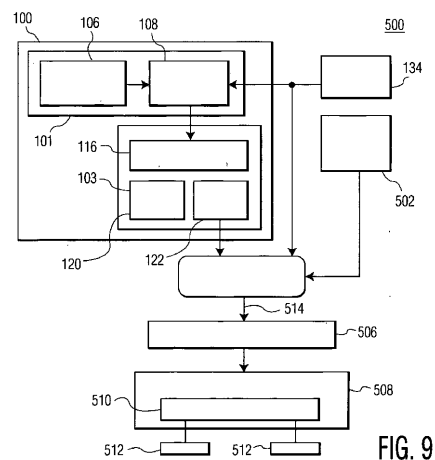


FIG. 9

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/IB2005/053129

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER 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		
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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 050 948 A (SASAKI ET AL) 18 April 2000 (2000-04-18) column 3, line 35 - column 6, line 38 figures 6,8-11	1-38
A	US 4 608 993 A (ALBERT ET AL) 2 September 1986 (1986-09-02) column 6, line 22 - column 7, line 22 figure 3a ----- -/--	1-38
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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 23 November 2005		Date of mailing of the international search report 16/12/2005
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 Dydenko, I

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/IB2005/053129

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	YOSHITAKA KIMURA, KUNIHIRO OKAMURA, TAKANORI WATANABE, NOBUO YAEGASHI, SHIGEKI UEHARA, AND AKIRA YAJIMA: "Time-frequency analysis of fetal heartbeat fluctuation using wavelet transform" AM J PHYSIOL HEART CIRC PHYSIOL 275: ,, vol. 275, 1998, pages H1993-H1999, XP002355677 page H1994 - page H1995 figure 1 -----	1-38
A	WO 01/50962 A (WESTERN SYDNEY AREA HEALTH SERVICE; KYUSHU UNIVERSITY; TOITU CO., LTD;) 19 July 2001 (2001-07-19) page 12, line 3 - line 17 figures 1,5 -----	1,31
A	US 5 409 010 A (BEACH ET AL) 25 April 1995 (1995-04-25) column 6, line 60 - column 7, line 14 figure 3 -----	1,31
A	US 6 786 917 B1 (SCHILLER ALFRED ET AL) 7 September 2004 (2004-09-07) column 2, line 3 - line 31 column 3, lines 31-37 -----	37,38

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/IB2005/053129

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6050948	A	18-04-2000	JP 11033024 A	09-02-1999
US 4608993	A	02-09-1986	CA 1236912 A1	17-05-1988
			CA 1258080 A1	01-08-1989
			EP 0172687 A2	26-02-1986
			JP 61092657 A	10-05-1986
WO 0150962	A	19-07-2001	NONE	
US 5409010	A	25-04-1995	NONE	
US 6786917	B1	07-09-2004	JP 2000060813 A	29-02-2000
			NO 990874 A	27-08-1999

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, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 コヘン - ソラル エリク

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3 0 0 1

(72)発明者 アヤティ シェルビン

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3 0 0 1

(72)発明者 ラジュ バラスンダル

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3 0 0 1

F ターム(参考) 4C053 JJ23

4C601 BB01 DD03 DD05 DD07 DE02 EE04 EE10 EE16 FF08 FF11
JB31 JB35 JB40 JB43 JB49 JB50 KK02 KK16 KK17 KK36
KK40 KK41 LL38

专利名称(译)	用于提供关于体外流体EX的流动行为的信息的方法和设备		
公开(公告)号	JP2008514263A	公开(公告)日	2008-05-08
申请号	JP2007533044	申请日	2005-09-22
[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	コヘンソラルエリク アヤティシエルビン ラジュバラスンダル		
发明人	コヘン-ソラル エリク アヤティ シエルビン ラジュ バラスンダル		
IPC分类号	A61B8/06 A61N1/39		
CPC分类号	A61N1/3925 A61B8/02 A61B8/06 A61B8/488		
FI分类号	A61B8/06 A61N1/39		
F-TERM分类号	4C053/JJ23 4C601/BB01 4C601/DD03 4C601/DD05 4C601/DD07 4C601/DE02 4C601/EE04 4C601/EE10 4C601/EE16 4C601/FF08 4C601/FF11 4C601/JB31 4C601/JB35 4C601/JB40 4C601/JB43 4C601/JB49 4C601/JB50 4C601/KK02 4C601/KK16 4C601/KK17 4C601/KK36 4C601/KK40 4C601/KK41 4C601/LL38		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	60/613996 2004-09-28 US		
其他公开文献	JP2008514263A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种流动行为监测器，用于呈现物体内流体流动行为的证据的超声测量。针对多普勒信号功率谱中的若干频率切片计算流动行为的证据，并且这些证据可用于确定脉动和/或血流以及流动行为的其他参数。由于计算证据的强烈性质，流动行为监测器具有特殊应用，用于决定是否在自动或半自动体外除颤器（AED）中对患者进行除颤。

