

(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2008-512167

(P2008-512167A)

(43) 公表日 平成20年4月24日(2008.4.24)

(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 29 頁)

(21) 出願番号 特願2007-530831 (P2007-530831)
 (86) (22) 出願日 平成17年9月8日 (2005.9.8)
 (85) 翻訳文提出日 平成19年1月31日 (2007.1.31)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2005/052938
 (87) 国際公開番号 W02006/030354
 (87) 国際公開日 平成18年3月23日 (2006.3.23)
 (31) 優先権主張番号 60/609,676
 (32) 優先日 平成16年9月13日 (2004.9.13)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

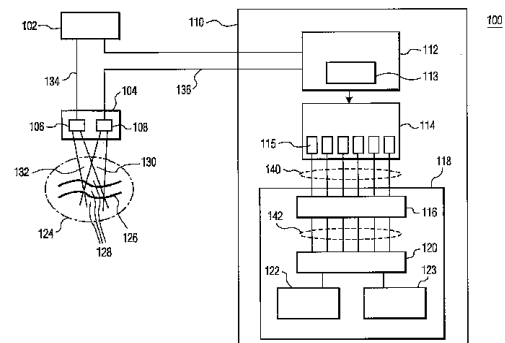
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波を使用して体液の流動性を測定および／又は検出する方法および装置

(57) 【要約】

被検体の脈拍および／又は血流を検出および／又は側定する超音波方法および装置は、被検体の動脈中の血液から後方散乱した超音波信号から、ドップラ信号スペクトルを計算する。流動性の徴候は、ドップラ信号スペクトル内の一部の周波数スライスに対して計算され、これらの徴候を使用して、拍動性および／又は血流、並びに流動性の他のパラメータ、を決定することができる。計算された徴候は概ね正しいので、超音波方法および装置は、患者を除細動すべきかどうかを決定するたえに、自動又は半自動の体外除細動器 (A E D) にて使用される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波装置を使用して、被検体の中の流体の流動性を検出および / 又は測定する方法であって、

前記方法は、

複数の周波数スライスの各々に対して、前記被検体の中の流体から後方散乱した超音波信号から計算される全体のドップラパワーを、時間の関数として決定するステップと、

前記複数の周波数スライスの各々が、それぞれの周波数スライス内の周波数にわたってパワースペクトルを有するように、決定された前記全体のドップラパワーからパワースペクトルを決定するステップと、

前記各周波数スライスに対して、前記被検体の中の前記流体の流動性の徴候を計算するステップと、

を有しており、

前記流動性は、前記各周波数スライスの計算された流動性の徴候のうちの少なくとも一つの徴候を使用して、測定および / 又は検出される、方法。

【請求項 2】

前記流動性には、血液の灌流の状態、脈拍の状態、心拍数、コロイド溶液若しくはエマルジョン溶液の流動活動、およびコロイド溶液若しくはエマルジョン溶液の拍動活動、のうちの少なくとも一つが含まれる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記パワースペクトルを決定するステップは、スペクトル分析、フーリエ解析、相関分析、A P E (averaged periodogram estimate)、パラメトリック法、およびドップラ信号の自己相関分析、のうちの少なくとも一つを使用する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記パワースペクトルを決定するステップは、

スライディングウィンドウの時間に、前記複数の周波数スライスの各々の自己相関を決定するステップと、

決定した前記自己相関からパワースペクトルを決定するステップと、

を有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記自己相関を決定するステップで使用されるスライディングウィンドウは、約 2 秒 ~ 約 20 秒の長さを有している、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記自己相関を決定するステップで使用されるスライディングウィンドウは、動的に変化する長さを有している、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 7】

前記被検体は人間又は動物であり、

前記自己相関を決定するステップで使用されるスライディングウィンドウは、前記人間又は動物で検出および / 又は測定された前記流体の少なくとも 2 つの脈拍期間を含むように、長さが選択される、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 8】

流動性の徴候が最大値となる前記周波数スライスを選択するステップを更に有し、

選択された前記周波数スライスの前記最大値は、前記流動性を測定および / 又は検出するために使用される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記流動性の徴候は、脈拍指数を有しており、

前記脈拍指数は比を含んでおり、

前記比は、前記周波数スライスのパワースペクトルの一つ以上のピークのうちの少なくとも一つのピークと、前記周波数スライスのパワースペクトルの全パワーと、を含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記脈拍指数の比は、前記周波数スライスのパワースペクトルの最大ピークにおけるパワーと、前記周波数スライスのパワースペクトルの全パワーと、の比である、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記脈拍指数の比は、前記周波数スライスのパワースペクトルの最大ピークと二番目に大きいピークにおけるパワーと、前記周波数スライスのパワースペクトルの全パワーと、の比である、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 12】

前記脈拍指数の比は、前記周波数スライスのパワースペクトルの最大ピークにおけるパワーと、前記周波数スライスのパワースペクトルの全パワーから前記周波数スライスのパワースペクトルの前記二番目に大きいピークのパワーを引いたものの大きさと、の比である、請求項 9 に記載の方法。

10

【請求項 13】

少なくとも 1 つの周波数スライスの流動性の測定値のための初期値を得るステップと、前記少なくとも 1 つの周波数スライスの流動性の前記測定値のための別の値を得るステップと、
を更に有し、

前記流動性の徴候を計算するステップは、

前記流動性の徴候を有する流動指数を得るために、前記別の値を前記初期値で標準化するステップを有する、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 14】

前記初期値を得るステップは、前記被検体が心室細動の状態にある間に実行され、

前記別の値を得るステップは、前記被検体に除細動処置が行われた後に実行される、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記流動性の測定値は、前記少なくとも一つの周波数スライスのパワースペクトルのウインドウの時間の間の平均値、ピーク値、又は 90 パーセンタイル値である、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 16】

複数の周波数スライスの各々は、同じ帯域幅を有する、請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 17】

前記複数の周波数スライスのうちの少なくとも一つは、約 100 Hz ~ 約 400 Hz の範囲の帯域幅を有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 18】

前記複数の周波数スライスのうちの少なくとも一つは、動的に変化する帯域幅を有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 19】

前記方法のステップは、除細動器で実行される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 20】

前記除細動器は、自動又は半自動の体外式除細動器を構成する、請求項 19 に記載の方法。

40

【請求項 21】

前記被検体は、人間、動物、別の生命体、および / 又は非生命体である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 22】

超音波装置を使用して、被検体の中の流体の拍動流を検出する方法であって、

複数の周波数スライスの各々に対して、前記被検体の中の流体から後方散乱した超音波信号から計算される全体のドップラパワーを、時間の関数として決定するステップと、

前記複数の周波数スライスの各々が、それぞれの周波数スライス内の周波数にわたって

50

パワースペクトルを有するように、決定された前記全体のドップラパワーからパワースペクトルを決定するステップと、

前記各周波数スライスに対して脈拍指数を計算するステップと、

計算された前記各脈拍指数を所定のしきい値と比較することによって、前記被検体の中の流体の拍動流の有無を決定するステップと、

を有し、

前記脈拍指数は、前記周波数スライスのパワースペクトルの一つ以上のピークのうちの少なくとも一つのピークと、前記周波数スライスのパワースペクトルの全パワーと、を含む比を有しており、

計算された前記脈拍指数のいずれの指数も前記所定のしきい値を超えている場合、拍動流が存在していると決定される、方法。

【請求項 2 3】

前記方法のステップは、除細動器で実行される、請求項 2 2 に記載の方法。

【請求項 2 4】

前記除細動器は、自動又は半自動の体外式除細動器を構成する、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 2 5】

超音波装置を使用して、心室細動になった被検体の体内に流体の流れがあるかどうかを検出する方法であって、

以下のサブステップ (i) ~ (v) を実行することにより、前記被検体が心室細動の状態である間に、流動性の測定値のための少なくとも一つの初期値を得るステップと、

(i) 複数の周波数スライスの各々に対して、前記被検体の体内の流体から後方散乱した超音波信号から計算される全体のドップラパワーを、時間の関数として決定するサブステップ、

(ii) 前記複数の周波数スライスの各々が、それぞれの周波数スライス内の周波数にわたってパワースペクトルを有するように、決定された前記全体のドップラパワーからパワースペクトルを決定するサブステップ、

(iii) 前記各周波数スライスに対する流動性の測定による値を計算するサブステップ、および

(iv) 計算された複数の前記値から、少なくとも一つの値を、前記少なくとも一つの初期値として選択するサブステップ、

前記サブステップ (i) ~ (iii) を実行することによって、前記被検体に除細動処理を施した後、流動性の前記測定値のための少なくとも一つの別の値を得るステップと、

少なくとも一つの流動指数の各々を所定のしきい値と比較することによって、前記被検体の体内に流体の流れがあるかどうかを決定するステップと、

を有し、

前記少なくとも一つの流動指数のいずれもが前記所定のしきい値を超えている場合、前記流体の流れが存在していると決定される、方法。

【請求項 2 6】

前記心室細動は、コンマ数秒前から数日前の間に生じていた、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 2 7】

前記方法のステップは、除細動器で実行される、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 2 8】

前記除細動器は、自動又は半自動の体外式除細動器を構成する、請求項 2 7 に記載の方法。

【請求項 2 9】

超音波装置を使用して、被検体の中の流体の流動性を検出および / 又は測定するシステムであって、

前記システムは処理手段を有しており、

10

20

30

40

50

前記処理手段は、

複数の周波数スライスの方々に対して、前記被検体の中の流体から後方散乱した超音波信号から計算される全体のドップラパワーを、時間の関数として決定するステップと、

前記複数の周波数スライスの方々、それぞれの周波数スライス内の周波数にわたってパワースペクトルを有するように、決定された前記全体のドップラパワーからパワースペクトルを決定するステップと、

前記各周波数スライスに対して、前記被検体の中の前記流体の流動性の徴候を計算するステップと、

を実行するものであり、

前記流動性は、前記各周波数スライスの計算された流動性の徴候のうちの少なくとも一つの徴候を使用して、測定および/又は検出される、システム。

【請求項 30】

前記流動性には、血液の灌流、脈拍の状態、心拍数、コロイド溶液若しくはエマルジョン溶液の流動活動、およびコロイド溶液若しくはエマルジョン溶液の拍動活動、のうちの少なくとも一つが含まれる、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 31】

前記パワースペクトルは、スペクトル分析、フーリエ解析、相関分析、A P E (averaged periodogram estimate)、パラメトリック法、およびドップラ信号の自己相関分析、のうちの少なくとも一つを使用して、前記全体のドップラパワーから決定される、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 32】

前記処理手段は、ハードウェア、ソフトウェア、およびファームウェア、のうちの少なくとも一つを有している、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 33】

アプリケーションパッドに適合する少なくとも一つの超音波トランスデューサと、
前記少なくとも一つの超音波トランスデューサを励起する発生器と、
を更に有する請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 34】

前記発生器は、連続モードおよび/又はパルスモードで動作する、請求項 33 に記載のシステム。

【請求項 35】

制御型高電圧源を有する除細動ユニットと、
前記除細動ユニットの制御器と、
を更に有する請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 36】

心電計と血圧モニタとのうちの少なくとも一つを更に有する、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 37】

前記処理手段は、流動性の徴候を計算するために、前記決定されたパワースペクトルを、心電計と自動血圧モニタとのうちの少なくとも一つによって収集されたデータと照合する、請求項 36 に記載のシステム。

【請求項 38】

前記システムは除細動器を有している、請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 39】

前記除細動器は、自動又は半自動の体外式除細動器を構成する、請求項 38 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に超音波医療診断の分野に関し、特に、外付け超音波装置を使用して体

10

20

30

40

50

液の流動性を測定および / 又は検出する方法および装置に関する。

【背景技術】

【0002】

緊急時や手術中では、問題のある部分を診断し、この問題のある部分について適切な治療法を決定する上で、患者の脈拍状態を判断することが不可欠である。患者に脈があることは、典型的には、患者の首を触診し、患者の頸動脈の容積が変化することにより生じる触知可能な圧力変化を見つけることによって認識される。心臓の心室が心拍の間に収縮すると、患者の抹消循環系に圧力波が送られる。頸動脈波形は、心室が心収縮時に血液を駆出することにより上昇し、心臓からの圧力波が最大に到達したときにピークとなる。圧力波が頸動脈パルスの終了に向かって小さくなると、頸動脈波は、圧力波が小さくなるにつれて減衰する。

10

【0003】

患者に検出できる脈がなければ、これは、確実に心停止を示している。心停止は、患者の心臓が血液を流して生命を維持することができない医学的状态であり、生命にかかわる状態である。心停止の間、心臓の電気的活動は、無秩序であったり（心室細動）、速すぎたり（心室頻拍）、無くなったり（心静止）、血流を生じさせずに通常の心拍数又は遅い心拍数で行われる（無脈性電気活動）場合がある。

【0004】

心停止の患者に行われる治療の形態は、ある程度、患者の心臓の状態をどのように判断したかにかかわってくる。例えば、治療を行う人は、心室細動（V F）又は心室頻拍（V T）の患者に除細動ショックを行って、同調していない電気的活動又は速い電気的活動を停止し、灌流リズムを戻すことができる。特に、体外除細動は、患者の体の表面に配された電極を介して、強い電気ショックを患者の心臓に与えることによって行われる。患者に検出できる脈拍がなく、患者が心静止又は無脈性電気的活動（P E A）である場合、除細動を行うことができず、治療を行う人は、患者に血流が生じるようにするための心肺蘇生術（C P R）を実行することがある。

20

【0005】

除細動又はC P Rなどの治療を患者に行う前に、治療を行う人は、先ず、患者が心停止であることを確かめなければならない。一般的に、体外除細動は、意識不明で、無呼吸であり、脈がなく、V F又はV Tである患者にのみ適している。医療ガイドラインには、患者の脈の有無を10秒以内に決定しなければならないことが示されている。例えば、心肺蘇生術（C P R）のアメリカ心臓協会の取決めによれば、医療従事者は、5秒～10秒の間に患者の脈拍を判断することが求められている。脈拍が無ければ、これは、外部から胸部圧迫を開始する指標になる。脈拍の判断は、意識のある大人に対しては一見簡単であるが、一次救命処置のうちの最も失敗する処置である。この理由としては、経験がない、脈拍のランドマークがはっきりしない、脈拍を見つけた又は脈拍を見つけていないことに対する先入観、などの種々の理由が考えられる。脈拍の有無を正確に見つけることに失敗すると、患者にC P R又は除細動治療を行う又は行わない場合に、患者に逆の治療を施すことにつながる。

30

【0006】

除細動ショックを行うべきかどうかを決定するために、通常、心電図（E C G）信号が使用される。しかし、救助者が直面しそうな或る律動（リズム）は、E C G信号のみによって決定することはできず（例えば、無脈性電気活動）、このような律動（リズム）の診断には、E C G信号が心筋の電気的活動を示していても、灌流がないことを裏付ける証拠が必要になる。

40

【0007】

脈拍チェック又は血流測定は手作業で行われるので、人為的ミスを受け、時間が最も重要となる緊急の状況では、手作業で脈拍の状態を判断するのにかかる時間が長すぎ、好ましくない結果を引き起こしてしまう。これらの欠点を解決するには、脈拍状態を判断する信頼できる装置が必要である。

50

【 0 0 0 8 】

E C G 分析が行われる場合であっても、この分析結果は、救助者に誤った行動をとらせる可能性がある。例えば、心停止の後、患者は、E C G は通常の電氣的活動を表示するが脈拍がない無脈性電気活動 (P E A) の状態になることがある。E C G 分析は、「脈拍」(即ち、電氣的活動) を示すので、救助者は他の行動をせず、これによって患者は重大な危険に晒されることがある。逆に、救助者が、(急いで判断する必要があることや、P E A による誤った判断により) 患者に脈拍がないと誤った結論を下し、C P R などの治療を行う処置をすると、患者の血行を回復させる機会が奪われる。

【 0 0 0 9 】

したがって、救助者が患者に治療を施すかどうかを素早く決定するため、患者の動脈に拍動流があるかどうかを正しく決定されるように、患者の脈拍と、血流量と、できれば E C G 信号と、を素早く且つ簡単に分析できる一体化システムを開発する必要がある。

【 0 0 1 0 】

この必要性は、Rockらの米国特許第 6 , 5 7 5 , 9 1 4 号に記載されているのと同様に、救助者が訓練不足であったり、経験が少なかったりする状況では特に差し迫っている。Rockらの米国特許第 6 , 5 7 5 , 9 1 4 号は、本発明と同じ譲渡人に譲渡されており、米国特許第 6 , 5 7 5 , 9 1 4 号の全体を参照することによって本明細書に組み込まれている。Rockらの米国特許第 6 , 5 7 5 , 9 1 4 号を、以下では「Rock特許」と呼ぶ。Rock特許は、ほとんど又は全く医療訓練を受けていない初期対応者が意識のない患者に除細動を行うかどうかを決定することができる自動体外式除細動器 (A E D) を開示している (以下では、A E D と半自動体外式除細動器 (S A E D) との両方を、一緒に A E D と呼ぶ)

【 0 0 1 1 】

Rockの A E D は、除細動器と、ドップラ超音波信号を送受信するための一つのセンサパッドと、E C G 信号を取得するための2つのセンサパッドと、除細動が患者にとって適した処置であるかどうか (即ち、脈拍の有無) を決定するためにドップラ信号と E C G 信号とを受け取って判断するプロセッサと、を有している。患者の頸動脈の上の皮膚にドップラパッドを粘着させて固定し、頸動脈波を検出する (頸動脈波は、十分な血液拍動流があることを示す鍵となる尺度である) 。

【 0 0 1 2 】

具体的には、Rockの A E D のプロセッサは、ドップラ信号を分析して、検出できる脈拍の有無のを決定するとともに、E C G 信号を分析して「ショックを与えることが可能なりズム (shockable rhythm) 」の有無を決定する (例えば、Rock特許の図 7 と、添付された明細書の中のカラム 7 の 5 2 行 ~ カラム 7 の 6 0 行と、を参照) 。これらの2つの別々の分析結果に基づいて、プロセッサは除細動処置を指示すべきかどうかを決定する (Rock特許の図 7 と、添付された明細書の中のカラム 7 の 5 2 行 ~ カラム 7 の 6 0 行と、を参照) 。Rock特許はドップラ信号と E C G 信号とを「結びつける」ことを説明しているが、Rockの A E D のプロセッサは、単に両方の分析結果を考慮しているだけであり、ドップラ信号の分析と E C G 信号の分析とを数学的に結びつけているものでもなく、分析学的に結びつけているものでもない。

【 0 0 1 3 】

Rockの A E D のプロセッサが、検出できるパルスを決する場合、この決定は、受け取ったドップラ信号を、Rock特許のカラム 7 の 1 3 行 ~ 1 4 行に記載されているしきい値 (a threshold statistically appropriate with the Doppler signals received) と比較することによって行われる。しかし、このようなドップラ信号のしきい値分析を使用する場合、少なくとも一つの問題がある。それは、体の形や大きさ、安定状態での (即ち、健康的な) 血流、安定状態での血圧などが、人によって様々なことである。A E D は、訓練不足の救助者がこのような装置を操作することができる場所であればどこにでも配置されるものであり (例えば、空港、電車、バス、大きな建物のロビー、病院など) 、A E D のパッドは、男性、女性、子供、成熟した大人、老人、拍動流が生まれつき低い人などに使

10

20

30

40

50

用されるので、心蘇生の必要があるかもしれないしその必要がないかもしれない種々の人間に十分に適用可能な「万人に通じる」しきい値を決定することは、不可能ではないにしても、困難である。

【 0 0 1 4 】

さらに、複数のトランスデューサを使用することでこれらのトランスデューサのうちの一つが確実に動脈を捕らえる A E D であっても、マルチトランスデューサ・パッドの最適なトランスデューサが、動脈から未知の距離だけずれているかもしれない、これは、ずれのない場合と比較すると、信号が異なっていることを意味している。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

10

【 0 0 1 5 】

したがって、個体についてのアプリアリな測定又は知識がなくても、個体の血液の拍動流を適切に判断することができる方法および装置の必要性がある。さらに、経験のないおよび / 又は訓練を受けていない A D E 又は他の除細動装置のユーザに、患者に除細動処理を施すのが適切であるかどうかを知らせることができる方法および装置の必要性がある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 6 】

ドップラ信号が周波数スペクトル全体に渡って分析される先行技術と比較すると、本発明によるシステムおよび方法は、個々の周波数帯に分離して分析する。周波数スペクトル全体を使用した場合には信号が背景ノイズに埋もれてしまう可能性があるが、個々の周波数帯に分離することにより、個々の周波数帯に弱い拍動流の信号が認識される。言い換えると、スペクトル全体ではなく狭い周波数帯を使用すると、ノイズに対して、信号がよりはっきりと現れる。

20

【 0 0 1 7 】

本発明の一態様では、体液（例えば、頸動脈の血液）から後方散乱した超音波信号から先ずドップラパワースペクトルを計算する方法および装置が提供される。次いで、計算されたドップ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が計算される。体液の流動性の徴候は、各周波数スライスのパワースペクトルから計算される。流動性は、血液の灌流の状態、脈拍の状態、心拍数、血液の流動活動、および / 又は血液の拍動活動を表すものとして行うことができる。本発明は、他の体液や、非生命体に含まれている他のコロイド溶液又はエマルジョン溶液に使用することもできる。

30

【 0 0 1 8 】

一実施例では、徴候は「脈拍指数」であり、この脈拍指数は、周波数スライス内の一つ又は複数のピークと周波数スライス内のノイズとを含む比である。脈拍指数は、血流の拍動活動の指標である。別の実施例では、心室細動（V F）の状態であると考えられる患者から、流動性の初期測定値を取得し、次いで、除細動の後、現在の流動測定値を初期流動測定値で標準化して、血流の有無を決定する。この標準化された値は「流動指数」である。言い換えると、心停止の間は「脈拍のない」測定が行われ、この「脈拍のない」測定はベースラインとして使用され、現在の測定が脈拍を示しているかどうかを決定する。個々の周波数スライスから得られた徴候を使用して、拍動流の有無が決定される。本発明によれば、流動性の他の徴候を使用することも可能である。

40

【 0 0 1 9 】

本発明は、ドップラ信号の複数の周波数帯のドップラ信号のパワーの計算結果を使用する超音波診断の方法および装置を示している。一例では、本発明によって、灌流、患者の脈拍の状態、心拍数などの検出および / 又は測定が容易に行える。

【 0 0 2 0 】

本発明の第 1 の態様では超音波診断装置が提供される。この超音波診断装置は、少なくとも 1 つの超音波トランスデューサと、この超音波トランスデューサを励起する発生器と、ドップラ信号の周波数帯の弁別器と、データプロセッサと、を有している。一実施例では、データプロセッサは、心周期の間にドップラ信号のパワーがピーク S N 比および / 又

50

は最大周期変動を有する周波数帯で実行された計算結果を使用して、患者の診断情報を規定する。一例では、診断情報は、患者の頸動脈で行う測定により取得され、診断情報は、頸動脈の湍流、脈拍状態、および心拍数、のうちの少なくとも一つを含んでいる。

【 0 0 2 1 】

本発明の第 2 の態様によれば、医療超音波診断の方法が提供される。この方法は、少なくとも一つの超音波トランスデューサを励起するステップと、ドップラ信号の複数の周波数帯のドップラ信号のパワーを測定するステップと、診断情報を規定するステップと、を有している。一実施例では、心周期の間にドップラ信号のパワーが最大 S N 比および / 又は最大周期変動を有する周波数帯で実行された計算結果を使用して、診断情報が規定され、診断情報は、湍流、脈拍状態、および心拍数、のうちの少なくとも一つを含んでいる。

10

【 0 0 2 2 】

本発明の第 3 の態様では、除細動システムが提供される。この除細動システムは、高電圧制御源を有する除細動ユニットと、除細動ユニットのコントローラと、診断データのアナライザと、本発明の超音波診断装置と、を有している。一実施例では、この超音波診断装置は、患者に除細動処置を施すべきかどうかを決定するとともに除細動処置のパラメータを規定する患者の診断情報源として使用される。

【 0 0 2 3 】

本発明の他の目的および他の特徴は、添付された図面と一緒に考慮される以下の詳細な記載から明らかになる。以下に示され記載されている好ましい実施例に適用されている本発明の基本的な新規の特徴が、指摘されているが、当業者は、本発明の精神を逸脱することなく、記載され図示された実施例、その動作、および記載された方法について、形式や細目を省略したり、交換したり、変更することができる。本発明は、専ら、添付された特許請求の範囲が示すものに制限される。

20

【 0 0 2 4 】

本発明が教示するものは、添付された図面と一緒に、以下の詳細な説明を考慮することによって明らかになる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 5 】

本明細書では、可能な限り、添付された図面に共通の同一の構成要素を、同一符号によって表している。図面は、説明の目的のため慣例的に簡略化されており、一律の縮尺では描かれていない。

30

【 0 0 2 6 】

添付された図面は、本発明の実施例を示しており、したがって、添付された図面を、等価で有効な他の実施例を含む本発明の範囲を制限するものとして考えるべきではない。

【 0 0 2 7 】

上記のように、患者の脈拍状態を判断する場合、（特に、緊急時や、手術中、術後の集中治療の間、生命にかかわる他の状況において）困難な作業が伴う。斯かる状況において、心臓の電氣的活動を検出している間、心電図（ E C G ）は、心臓が機械的活動（即ち、血液のポンプ機能）を行っていないことをかき消すことがあり、したがって、心臓が無脈性電気活動（ P E A ）の状態にある場合に、（患者を治療する人に、患者に脈拍があると判断させる）不適切な診断データが提供される。

40

【 0 0 2 8 】

心臓の鼓動活動を分析する場合、背景のスペクトルノイズのレベルが高ければエコー信号の中間（又は中心）ドップラ周波数の小さな変化（即ち、ドップラ周波数シフト）を分析することが困難であることから、弱い湍流があるかどうかの問題になる。このような問題は、超音波診断情報を使用した医療システムの将来性や臨床的有用性に否定的な要素を与える。特に、これに該当するのは、医療システムが素人に使用されることが意図されているもの（例えば、設定が可能な除細動器（ A E D ））である。

【 0 0 2 9 】

本発明の好ましい実施例では、ドップラスペクトルの複数の周波数帯の各々のパワース

50

ペクトルが個別に計算される。複数の周波数帯、即ち複数の周波数スライスは、ドップラスペクトルの全体の周波数スペクトルを包含してもよく、このスペクトル内の予め選択された2つ以上の周波数スライスだけを包含してもよい。一実施例では、この予め選択された2つ以上の周波数スライスの組合せは、多様な人間（又は他の被検体）についての流動性の指標となり得る多くのものを十分に含むように、選択されている。複数の周波数スライスは、大きさが等しくてもよく、等しくなくてもよい。さらに、周波数スライスの大きさ及び位置は、動的であってもよい。即ち、周波数スライスの大きさ及び／又は位置を、患者の分析を行っている間に変化させてもよい。

【0030】

本発明は、任意の超音波ドップラの方法で使用することができる。最も単純な方法は、連続波（CW）ドップラ方法である。この方法では、或る超音波トランスデューサが連続波信号を放出し、別の変換器が、2つのビームの間の重なった部分の領域から後方散乱した信号を受け取る。受け取った信号は、適切に増幅された後に、和周波数の信号と差周波数の信号とを生成するミキサに送られる。ローパスフィルタは、和周波数を取り除き、周波数がドップラ周波数に等しい低周波数ベースバンド信号を残す。このCW方法では、古典的なドップラ周波数シフトを求める。この方法の欠点は、血液からの信号に加えて全ての組織からの信号が結合されてしまうので、血液からの信号の場所は突き止められないことである。

【0031】

別の方法は、パルス波（PW）ドップラ技術である。この方法では、古典的な周波数シフトを使用しない。代わりに、ドップラ信号を再構成するときに、繰り返し取得される一組の信号についてベースバンド信号の変化と復調後のベースバンド信号の位相を利用する。この方法では、血液又は組織の動きを分析するのに正確な深さを選択することが可能である。この方法の欠点は、必要とされる電子回路がCWの場合よりも複雑になることである。また、パルス繰り返し周波数が予測されたドップラ周波数シフト量の二倍よりも大きくない場合、エイリアシングの可能性がある。一般にカラードップラ技術と呼ばれている更に別の方法では、相関法により、散乱体の動きを決定する。繰り返される超音波照射からの反射信号を分析して、散乱体の平均移動が決定される。ここには、これらの方法が記載されているが、当業者が分かるように、本発明に他のドップラ方法を使用することができる。

【0032】

本発明による方法およびシステムの実現可能性を調べる実験では、単純なCW方法を使用した。好ましい実施例では、信号がどこから反射したのかを正確に知る必要はない。血流と他の全ての組織との両方から後方散乱信号が得られるが、後方散乱信号は減衰するので、ある限られた深さまでの血流と組織との両方から後方散乱信号が得られる。血流と組織の動きとを区別するために、組織の速度（tissue velocity）は血流よりも周波数がかかなり低いという仮定に基づいて、ハイパスウォールフィルタが使用された。ブタの心血管系は人間の心血管系と類似しているので、ブタに実験を行った。

【0033】

図8は、CW実験装置の概略図を示している。この装置では、一個の素子トランスデューサ（マサチューセッツ州のWalthamにあるPanametrics社のModel A309S）が任意の波形発生器（ワシントン州のEverettにあるWavetek/Fluke社のModel 295）によって励起され、送信トランスデューサと同一構造の別のトランスデューサがドップラシフトした後方散乱エコーを収集する。受信した信号は、2つの低ノイズ・プリアンプ（ニューヨーク州のBrooklynにあるMinicircuits社のModel ZFL-500LN）を使用して増幅される。各プリアンプは、ゲインが少なくとも24 dBであり、雑音指数が2.9 dBと低く、定格出力能力が1 dBコンプレッションポイントにおいて5 dBmである。プリアンプ処理した後の信号はミキサ（Minicircuits社のModel ZP-3MH、又は他の適切なミキサ）に伝送される。ミキサは、局部発振器ポートで、Wavetek社の波形発生器からの励起信号の一部も受け取る。ミキサの出力には、励起信号と受信した信号との和の信号と、励起信号と受信した信号

との差の信号と、が含まれている。ローパスフィルタ (Minicircuits社のModel BLP-1.9) は、和周波数の信号を取り除き、差周波数のドップラ信号を通過させる。

【0034】

3つの信号 (超音波ドップラ、ECG、および動脈血圧 (ABP)) は同時に記録された。ブタからのドップラ信号のレベルをアプリアリに求めることはできないので、信号を記録するときの自由度を考慮して、幾つかの追加のミキサ、フィルタ、および減衰器を利用できるようにした。Krohn-Hite社 (マサチューセッツ州のBrockton) のシステムを使用して、ドップラ信号のフィルタリング (ウォールフィルタリングを含む) と増幅を行った。Krohn-Hite社のシステムは、調整可能周波数範囲が $0.1 \text{ Hz} \sim 200 \text{ kHz}$ である2チャンネルの調整可能フィルタ増幅器 (Model 3382) である。このシステムは、カットオフ周波数が非常にシャープであり (48 dB/octave)、ドップラウォールフィルタリングには非常に適している。このシステムは、ゲイン設定の選択やフィルタ設定の選択を行うときにも、十分な自由度がある。各チャンネルは、 10 dB のゲインステップで最大 50 dB のゲインを有するプレフィルタゲイン段と、 0.1 dB のゲインステップで最大 20 dB のゲインを有するポストフィルタ段と、を有している。カットオフ周波数は、3桁の解像度で規定することができた。この装置の複数のチャンネルのうちの1つは、ハイパスウォールフィルタリングに使用され、他のチャンネルはノイズを低減するためにローパスフィルタリングに使用された。ハイパスカットオフは最初は 50 Hz に設定されたが、後で行われた実験では 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。

【0035】

典型的な実験を行っている間に記録されたデータを使用して作成されたドップラスペクトルが図9に示されている。ドップラスペクトルは、本質的にはドップラ信号の短時間フーリエ変換 (FT) であり、民生ハイエンド超音波システムに表示されるものと同様である。ドップラスペクトルの下には、対応する ECG 信号と ABP 信号とが示されている。ドップラスペクトルの時間解像度および -3 dB 周波数解像度は、それぞれ 25 ms および 160 Hz であった。

【0036】

図9は、一般的な実験の間の心臓活動の異なる活動期を示している。実験の開始時には、心臓は通常の鼓動状態にある。ECGは通常の鼓動リズムを示しており、ABPは頸動脈の血圧の拍動性を示している。対応するドップラスペクトルは、ドップラパワーが心収縮期の間の高い周波数から心拡張期の間の低い周波数へと動いていることから、拍動性の挙動も示している。ドップラスペクトルの期間は、ABPの期間に対応している。約18秒の時点において、電気ショックが拡張した心臓に印加され、心臓がVFの状態になる。この時に、ECGは通常のリズムを失い、ABPは急激に低下する。対応するドップラスペクトルは、VFの前に見られた通常の拍動性挙動を示していない。動物が約15秒の間のVF状態の後、除細動ショックが印加され、心臓は鼓動活動を回復する。ECGは通常のリズムに戻り、ABPは通常の大きさに戻る。ドップラスペクトルは、通常の拍動状態に戻る。スペクトルはVFの間に通常の拍動の特徴を失うが、心臓の或る活動 (特に、低ドップラ周波数時において) が見られる。ドップラ信号がオーディオスピーカで再生されると、初期状態の間と回復状態の間の拍動性ははっきりと分かるが、VF状態の間は拍動性が失われている。

【0037】

図8の実験装置を使用して行われた図9に示す一連の実験から一組の測定値を得て、流動性の種々の徴候を調べた。

【0038】

全周波数の全体のドップラパワースペクトルにわたって拍動性を検出するよりも特定の周波数帯の拍動性を検出するほうが容易であるので、上記のように、本発明では、ドップラスペクトルは複数の周波数スライスに細分される (即ち、図9に示すスペクトルを水平方向にスライスする)。特定の周波数帯で拍動流がはっきりとわかるには、拍動流の強さ、ドップラ角度、患者の大きさ、患者の通常の拍動流などの多くの要素がかかわっている

。

【 0 0 3 9 】

実験では、分析するために、4つの周波数帯（225 Hz ~ 425 Hz、650 Hz ~ 850 Hz、1150 Hz ~ 1350 Hz、および1650 Hz ~ 1850 Hz）を選択した。これらの周波数帯は、記録ユニットでの予期しない電気ノイズを防止するように選択されたものである（電気ノイズは、大部分は1 kHzで発生し、時折、500 Hzと1500 Hzで発生する）。これらの周波数帯の全体のドップラーパワーを時間の関数として計算したが、これは、上述したように、図9のスペクトルを水平方向にスライスしたのと本質的には同じである。特定の各周波数帯のドップラーパワーを計算した後、ドップラーパワーの不偏自己相関（unbiased auto-correlation）を5秒ウィンドウ内で計算した。この自己相関は図10の左側で見ることができる。5秒という時間は、数個の心周期に対応しており、5秒という時間は、周期性を判断するのに十分に可能な時間であることと、できるだけ素早く判断するように十分に短い時間であることについて、良好な折り合いが取られた時間である。自己相関関数は、信号のどんな周期性も明らかにする性質を有している。自己相関は、-1と+1との間の値を有するように規格化された。実験中に自己相関を得るように、ウィンドウを時間軸上で次々にずらした（スライディングウィンドウ）。自己相関のフーリエ変換（FT）（パワースペクトルと呼ばれる）も計算した。自己相関のフーリエ変換は、図10の右側に示されている。拍動性活動の間、パワースペクトルは、拍動性活動の周期に対応する周波数にピークを含むことが予想される。例えば、心拍数が1分当たり60ビートである場合、パワースペクトルは1 Hzの周波数にピークを示すだろう。

10

20

【 0 0 4 0 】

初期状態の間と回復状態の間のドップラパワースペクトルの拍動性は、図10に示す自己相関から明らかである。初期状態の間のパワースペクトルと回復状態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している。一部の周波数帯（例えば、1150 Hz ~ 1350 Hz）が他の周波数帯よりも良好な拍動性を示していることも分かる。

【 0 0 4 1 】

図11は、図10から得られる1150 Hz ~ 1350 Hzの周波数帯の2つの時刻におけるパワースペクトルを示している。この2つの時刻は、自己相関で使用された5秒ウィンドウが10秒および30秒で終了した場合に対応している。前者は細動前の心臓の初期状態に対応しており、後者はVF状態に対応している。初期状態の間、FTは約2.58 Hzの周波数でピークを示したことが分かる。これは、1分間に155ビートの心拍数に対応しており、ECG信号をモニタする除細動器によって測定されたものと同じである。この例では、基本周波数の二倍のところに、かなりの第二高調波も見られる。しかし、VF状態の間は、FTは強いピークの存在を示していない。

30

【 0 0 4 2 】

本明細書において、周波数という用語は、異なる状況ではそれぞれの状況に対応するように使用されており、例えば、超音波周波数はMHzの範囲であり、ドップラ周波数は数百HzからkHzの範囲であり、拍動流の拍動性に対応するパルス周波数は、通常は、数Hzの範囲である。状況によって異なる使い方をすることは、文脈の前後関係から当業者には明らかである。

40

【 0 0 4 3 】

最初の流動性の徴候により、ドップラ信号の周期性で拍動流の拍動性が測定される。この徴候は「脈拍指数」と呼ばれ、一つの周波数スライスのパワースペクトルの中のピークのパワー（例えば、図11）と、当該周波数スライスのパワースペクトルの全パワー（又は、全体のパワースペクトルの背景のみ、即ち、ピークが除かれたスペクトル）と、の比である。

【 0 0 4 4 】

本発明の好ましい実施例によって脈拍指数を発見すると、上記のように、一部の周波数

50

帯のドップラパワーが時間の関数として計算され、続いて、自己相関とパワースペクトルが計算される。次いで、ピーク検索アルゴリズムが、パワースペクトルが最大になる周波数を決定する。全体のパワーのうちの、この周波数ピークの周囲の狭い周波数範囲内に含まれる部分が決定される。通常の拍動流の場合では、人は、この狭い周波数範囲内に、パワー全体のかかなりの部分が存在していると予測するが、拍動流がない場合には、この狭い周波数範囲内に、パワー全体のかかなりの部分は存在していないと予測するだろう。

【0045】

生理学に基づくアприオリの仮定を使用して、パワースペクトルの中のピークの位置の検索空間を限定することができる。例えば、ブタの記録データでは、頸動脈の通常の拍動流の間、心拍数は、1分当たり40ビートと240ビートとの間にあると仮定することができる。したがって、ピーク検索アルゴリズムは、0.67 Hzと4 Hzとの間で、全体のピークを調べる。狭い周波数帯の帯域幅は、自己相関の全期間によって決定される。自己相関を $T = 5$ の遅延時間で計算したので、有効な帯域幅は80%の $4 / T = 0.64 \text{ Hz}$ であった(80%は主ローブ幅の大部分を捕らえている)。この範囲内に最大値を見つけることができなかつた場合も数回ある。このような場合には、アルゴリズムは計算した指数をゼロに設定する。

10

【0046】

本発明によれば、多くの脈拍指数がありうるが、本明細書では、可能性のある3つの脈拍指数を考察する。各々の場合において、脈拍指数は、0と1との間の値を取る。拍動流の場合には大きい値が予想され、拍動流がない場合には小さい値が予想される。

20

【0047】

第1の脈拍指数は、周波数ピークの周囲の狭い周波数帯のパワーと、全周波数の信号の全パワーと、の比である。

【0048】

第2の脈拍指数は、ピーク周波数の周囲の狭い周波数帯の全パワーとピーク周波数の2倍(第二高調波と呼ばれる)での全パワーとの和と、全周波数の全パワーと、の比である。この測定は、拍動信号が正弦波周期ではなく、その結果、拍動信号は付加的な高調波を含むことを考慮している。単純にするため、第二高調波だけが含まれており、より高次の高調波は考慮されていない。

30

【0049】

第3の脈拍指数は、ピーク周波数の周囲の狭い周波数帯のパワーと、全パワーのうちの第二高調波の部分を除いたパワーと、の比である。これは、分母が第二高調波のパワーを除外している点を除いて、第1の手法と同様である。

【0050】

3つの指標の全てがドップラパワーの周期的挙動を定量化するが、一つの指標が他の2つの指標よりも好ましい発見的解析を行うことができる。この解析では、拍動流のある場合は、基本周波数にピークを有するとともに第二高調波に小さなピークを有すると仮定し、拍動流のない場合は、パワースペクトルが本質的に小さく且つ全ての周波数で一定となるようなノイズであると仮定する。

40

【0051】

拍動流のない場合では、第2の脈拍指数は、第1の脈拍指数の約2倍になる。その理由は、分子に、二倍のノイズが存在しているからである。拍動流のある場合、第二高調波は基本周波数よりも小さいので、第2の脈拍指数は、第1の脈拍指数の2倍よりも小さい。したがって、拍動流のない場合と拍動流のある場合との間には、第1の脈拍指数が第2の脈拍指数よりも大きな隔たりがある。したがって、拍動流のある場合を拍動流のない場合と区別する場合、第2の脈拍指数よりも第1の脈拍指数が好ましい。

【0052】

第1の脈拍指数と第3の脈拍指数との間の違いは、分母にしか存在しないない(即ち、第3の脈拍指数の分母には、第二高調波の寄与がない)。拍動流のない場合では、第二高調波を除去しても、分母の中の寄与の小さい部分が取り除かれるだけであり、指数は影

50

響を受けない。したがって、2つの指数は、同じような値を有する。しかし、拍動流がある場合には、第二高調波の寄与を取り除くと、分母がかなり小さくなり、したがって、第3の脈拍指数の値が増加し、第3の脈拍指数は第1の脈拍指数よりも1に近くなる。したがって、第3の脈拍指数では、拍動流のある場合と拍動流のない場合の差が大きい。この発見的解析では、3つの指数の中で、第3の脈拍指数が最も好ましい。

【0053】

本発明の一実施例によれば、数個の周波数スライスに対して脈拍指数が計算され、全ての周波数スライスの脈拍指数の値の中の最大値を使用して、拍動流の有無を決定する。複数の周波数帯のうち、どの周波数帯が拍動性情報を最適な状態で含むかは、ドップラ周波数、ドップラ角度、血流の状態（例えば、患者の動脈の状態、患者の通常の拍動流など）などの幾つかの要素にかかわってくるので、最適な周波数帯をアプリアリに選択することはできない。したがって、この実施例では、脈拍指数の値が最大であれば、脈拍があるかどうかを確認するのに最も最適な周波数帯であるとしている。しかし、本発明の他の実施例では、拍動流があるかどうかを決定するために、種々の周波数スライスの脈拍指数の値を異なる値にすることができる。

10

【0054】

2番目の流動性の徴候があると、拍動であるか変化しないかにかかわらず、全体の拍動流を測定する。これは、特定の周波数帯の全体のドップラ信号が、拍動流の場合には大きく、拍動流がない場合には小さいという事実に基づいている。この徴候は、「流動指数」と呼ばれ、従来の超音波システムのディスプレイに示されるドップラースペクトルの画素の実際の輝度に等価である。ドップラ信号は患者によって大きく異なるので、このような量は適切に標準化する必要がある。この標準化は同じ患者を基準にして行うことが好ましい。

20

【0055】

これを実現する一つの可能な方法は、AEDの治療処置時の患者の多くは、既にVFの状態（即ち、拍動流のない状態）にあるという事実を利用することである。したがって、このAEDの治療処置の時間を使用して、ドップラ信号値を得るとともに、このドップラ測定値を拍動流のない状況の「定義」として定めることができる。続いて、除細動を行った後、拍動流があるかどうかを決定するために、現在のドップラパワー測定値と、前の拍動流のない状況と、を比較する。この流動指数を使用したAEDの好ましい一実施例では、特定の周波数帯におけるドップラパワースペクトルの90パーセンタイル点は、5秒のウィンドウの間に最初に計算される（患者は、VF状態であると想定される）。この最初の「拍動流のないときの」測定値を使用して、以後の全ての測定値を標準化する。この標準化された測定値が流動指数である。この例から分かるように、流動指数は、全体的な流動の指標であり、脈拍指数とは性質が異なる。AEDが、治療処置時の患者がVFの状態であると判断した場合にだけ、流動指数の値が計算されるべきである点に注意すべきである。明らかに、後で行われる除細動でのPEAの存在を決定するために、この測定値を使用することができる。

30

【0056】

脈拍指数を使用した好ましい実施例のように、幾つかの周波数スライスの流動指数値が計算され、これらの周波数スライスのうちの最大の流動指数値が、流動指数として選択される。他の実施例では、全ての周波数スライスの流動指数、又は一部の周波数スライスの流動指数を使用することができる。拍動流がある場合、流動指数は、1よりもかなり大きくすべきであるが、PEAの場合は、流動指数は1に近くすべきである。90パーセンタイル値は、或る程度は自由に選択できるが、最大値は非常にノイズの影響を受けやすく、平均値については、心収縮期の拍動流が心周期の間の平均拍動流よりも大きいという事実を利用しない。

40

【0057】

好ましい実施例で使用される流動性の徴候（即ち、脈拍指数、および流動指数）には、流動性を決定するために使用される他の測定値よりも多くの利点がある。ドップラスペク

50

トル全体での平均ドップラ周波数シフトなどの測定は、拍動性を決定するときに適切に行える可能性があるが、A E Dでは、患者の体液の流れる状態（流速、流れの方向）が正確にはわからないと、平均ドップラ周波数シフトの挙動もわからない。本明細書に開示されている拍動流についての流動性の徴候によって、この不測の事態に陥ることがなく、したがって、脈拍状態の判断をする場合に、より正確な測定が行われる。しかし、本発明において、各周波数スライス内の平均ドップラシフトを使用することが可能である。

【 0 0 5 8 】

脈拍指数が有利に使用される別の例では、ドップラ信号とE C G信号との間の相互相関の周期性を、拍動流の測定に使用することを考える。患者が無脈性電気的活動（P E A）の状態にある場合、ドップラ信号は周期的ではないがE C Gが周期的なままであるので、この相互相関は、通常の拍動流の場合ほどではないが、周期性がかなり高いことを示す。相互相関の値を、脈拍指数の測定値として使用することができるが、このような使用をすると、不利なことがある。相互相関の実際の値はE C G信号やドップラ信号の形状に依存しており、E C G信号は、一般的には、患者の心臓の状態によって様々な形状になるので、信号の予測形状をアプリアリに予測することは困難であり、ドップラ信号と良好な相関があるかどうかを決定するためにしきい値を設定することが困難である。

10

【 0 0 5 9 】

本発明の好ましい実施例による拍動流に向けられた流動性の徴候の別の利点は、この徴候がドップラ信号にしか依存しておらず、他の信号（例えば、E C G）とは相関がなく、したがって、単独でパルス検出システムに使用できることである。

20

【 0 0 6 0 】

好ましい実施例で使用される流動性の徴候（即ち、脈拍指数および流動指数）は、本来的に有効な指標であるので、これらの指数（および他の指数）を組み合わせ、流動性の状態を自動的に判断するのに使用することができる。

【 0 0 6 1 】

好ましい実施例で使用される一例の拍動指数は、正弦波のような周期性を捜すことに基づいている。しかし、ドップラ信号は正弦波的な周期性を有していないので、パワースペクトルには、脈拍指数の値に影響を及ぼす高調波がある。この高調波を回避するために、第3の脈拍指数の分母から、第二高調波が取り除かれた。以後の実施例では、もっと適切な解析（例えば、ウェーブレット解析）を使用して、ドップラ信号の非正弦型周期性を検出することができる。

30

【 0 0 6 2 】

本発明による方法およびシステムの主要な利点は、個体のアプリアリな測定値又は知識がなくても、個体の血液などの体液の流れを適切に判断する機能である。この機能は、患者に除細動処置を施すのが適しているかどうかを不慣れなユーザおよび／又は訓練を受けていないユーザが決定する必要があるA E Dや他の除細動装置で有利に使用される。A E Dなどの除細動システムが、測定に関する大量のアプリアリな仮定を使用することが不可能な場合（例えば、超音波センサの位置が変更する可能性があること、センサに対する体液の流れの方向が変化すること、患者の身体の形状および大きさが多種多様であること、「通常の」（即ち、健康な）血流が多種多様であること、「通常の」（即ち、健康な）血圧が多種多様であること、などの理由で）、本発明による周波数スライスや流動性の徴候を使用することによって、斯かる除細動システムに適した本発明の方法およびシステムが得られる。

40

【 0 0 6 3 】

さらに、本発明による方法およびシステムは、人間および／又は動物の治療又は診断に限られるものではない。例えば、この方法およびシステムは、超音波ドップラによって測定できる任意の液体の分析（地下の液層や液体の流れの分析、送水管の液体の流れおよび／又は動きの分析、又は実際の流体力学系の分析）に使用することができる。

【 0 0 6 4 】

本発明の方法を一般的に記載し、流動性の徴候の種々の実施例を記載してきたが、以下

50

に、本発明によるシステムの一実施例を記載する。

【0065】

図1は、超音波診断に使用することができる本発明の一実施例による装置100のブロック図を示す。一例の用途では、装置100は、患者の灌流および/又は脈拍状態の判断(例えば、検出および/又は測定)を実行することができる。ここで、用語「灌流」は、血管(例えば、頸動脈)又は組織の中の血流を表している。他の用途では、装置100を、救急蘇生システムや除細動器の装置として使用することができ、他の医療診断臨床システムの中の弱い心拍(例えば、胎児心拍)のモニタや検出器として使用することができる。さらに、装置100を、コロイド溶液や乳化溶液の流動活動や脈動活動を測定する非医療システムで使用することもできる。

10

【0066】

一実施例では、装置100は、発生器102と、少なくとも1つの超音波のトランスデューサ104(1つのトランスデューサ104が示されている)と、データプロセッサ110と、を有している。別の実施例では、複数のトランスデューサ104が組み合わさって、一般的にアプリケーションパッド(図示せず)に置かれるアレイを形成し、更にトランスデューサは時分割多重化を行うことができる。斯かるアレイは、例えば、上記のRock特許に開示されている。

【0067】

図示された実施例では、トランスデューサ104は、送信器106と受信器108とを有している。この実施例では、発生器102は、一般的に、連続波(CW)無線(RF)信号(例えば、1MHz~10MHz)の信号源である。発生器102は、インタフェース134を介して、送信器106を起動し、トランスデューサの下に横たわった患者の体の一部124を伝播する超音波(ビーム132が図示されている)を放出させる。受信器108は、開口130内に、音響エコー信号(即ち、散乱した超音波)を収集し、このエコー信号を電気信号に変換し、インターフェース136を介して、データプロセッサ110に伝送する。送信器106および受信器108は、ビーム132および開口130が大きい血管126(例えば、頸動脈)の領域128で重なるように位置している。

20

【0068】

別の実施例では、装置100は、RFパワーがONの場合は送信器として動作し、RFパワーがOFFの場合は受信器として動作することができるトランスデューサ104を有している。この実施例では、発生器102は、ON期間が約0.2msec~20msecでありデューティサイクルが0.2%~20%であるパルスRFパワー(PW)を生成する。

30

【0069】

一実施例では、データプロセッサ110は、信号取得モジュール112と、周波数帯分別器114と、信号分析器118と、を有している。信号分析器118は、処理モジュール120と、灌流検出器122と、脈拍状態検出器123と、を有している。データプロセッサ110の構成要素は、電子ハードウェアの形式、コンピュータプログラム(即ち、ソフトウェア)の形式、又は電子ハードウェアとコンピュータプログラムとの両方の形式で、実現することができる。あるいは、モジュール110が実行する信号処理の一部を、遠隔プロセッサ(図示せず)を使用して実現してもよい。さらに、別の実施例では、デジタル領域ではなく、アナログ領域で分析を行うことができる(例えば、当業者に既知であるように、周波数帯分別器114をアナログフィルタ・バンクに置き換え、データプロセッサ110がコリレータを有する、など)。

40

【0070】

信号取得モジュール112は、エコー信号を取得し、ドップラ信号を規定する。本明細書において、用語「ドップラ信号」は、入力超音波とエコー信号との間の周波数シフトに対応する信号に関連するものである。図示した例では、モジュール112は、エコー信号の周波数変換器と、アナログフィルタおよびデジタルフィルタと、メモリ装置と、コンピュータプロセッサと、データ取得およびデジタル信号処理に使用される通常の他の手段と

50

、を有している。１つのフィルタは、静止した対象物又はゆっくりと移動する対象物（例えば、組織、血管１２６の血管壁など）によって領域１２８から生じたエコーを除去するハイパスフィルタとすることができる。一実施例では、モジュール１１２は、メモリ１１３に、デジタル形式で、約２秒～２０秒（好ましくは５秒～１０秒）の少なくとも一つの時間間隔 T_1 の間に取得したドップラ信号を記憶する。この実施例では、記憶されたデジタルドップラ信号を更に処理するために、このドップラ信号を、メモリ１１３から、連続するデータバンクの形式で、周波数帯弁別器１１４に供給する。各データバンクは、約１０ｍｓｅｃ～１００ｍｓｅｃ（例えば、４０ｍｓｅｃ）の時間間隔 T_2 に関するものである。

【００７１】

一実施例では、周波数帯弁別器１１４は、複数個（例えば、４個～１０個）のバンドパスフィルタ１１５（図には、６個のフィルタ１１５が示されている）を有している。これらのバンドパスフィルタ１１５は、ドップラ信号を、複数のサンプリング信号１４０に選択的に分解する。各サンプリング信号１４０の周波数範囲は、ドップラ信号の予め選択された周波数範囲の一部である。これらのサンプリング信号１４０の周波数範囲は、重なり合わないようになっている。以下では、用語「周波数範囲」および「周波数帯」を区別なく使用している。これらのサンプリング信号１４０の周波数範囲を合わせると、分解されたドップラ信号の周波数範囲、又はその周波数範囲の一部、が含まれている。

【００７２】

これらのバンドパスフィルタは、１よりも大きい又は１よりも小さい同じ増幅係数を有するように、個別に調整される。このように、これらのサンプリング信号１４０は、信号取得モジュール１１２によって得られたドップラ信号のスペクトルパワー分布を保ち、したがって、各サンプリング信号のパワーは、それぞれのサンプリング信号１４０の周波数範囲内のドップラ信号のパワーに比例している。図示された実施例では、各バンドパスフィルタ１１５の出力部は、電力測定ユニット１１６の対応する入力部に結合されている。別の実施例では（図示せず）、各バンドパスフィルタ１１５の出力を多重化し（例えば、時分割多重化）、一本の伝送ラインを使用して電力測定ユニット１１６に結合してもよい。

【００７３】

電力測定ユニット１１６は、各サンプリング信号１４０のパワーを計算し、処理モジュール１２０に複数の信号１４２を出力する。この複数の信号１４２の各々は、時間間隔 T_2 の間で平均された対応するサンプリング信号のパワーを表す。当業者は、信号１４２も多重化し（例えば、時分割多重化）、一本の伝送ラインを使用して処理モジュール１２０に結合できることを容易に理解することができる。

【００７４】

湍流を判断するために、一実施例では、処理モジュール１２０は、例えば、ドップラ信号のパワーとベースラインノイズとの比を使用して、ドップラ信号の各周波数帯におけるドップラ信号の周期性を計算する。この比のピーク値と、この比を持つ周波数帯を識別するデータは、湍流検出器１２２に伝送される。湍流検出器１２２では、計算されたピーク比が、所定の設定値と比較され、検査対象の血管（例えば、頸動脈）の血流速度が判断される。ドップラ信号のスペクトルパワー分布の特定のパターンに関連するデータは、患者の心臓の機械的活動に関する追加の診断情報を担持することもでき、例えば、信号分析器１１８又はデータプロセッサ１１０のメモリに保持される。

【００７５】

ドップラ信号の周期性、したがって脈拍の状態を判断するために、一実施例では、処理モジュール１２０は、時間間隔 T_1 の間に、他の信号１４２よりもパワーの大きく変化する（即ち、周期変化が最大の）出力信号１４２を規定する。ドップラパワーの変動は、心周期の心収縮期と心拡張期との間の遷移に対応している（図２～図４を参照しながら、以下に詳細に記載されている）。一つの計算技術では、予め決められたの時間間隔の間のドップラ信号のパワーの自己相関分析が行われ、自己相関関数が、心臓の拍動活動に一致

10

20

30

40

50

し周期的に間隔をあけて並ぶピークを有しているかどうかを決定する。自己相関分析の結果は、パルス状態検出器 1 2 3 に伝送される。パルス状態検出器 1 2 3 では、例えば、脈拍指数 P I (図 5 を参照しながら、以下に詳細に説明されている) や同様の周期性の測定値を使用して、血液の脈動の強度を判断することができる。選択された周期性の測定値の計算値は、所定の設定値および / 又はしきい値と比較され、血管 1 2 6 の脈拍状態を決定し、判断する。

【 0 0 7 6 】

一実施例では、処理モジュール 1 2 0 は、数個の心周期に渡る期間の間に、出力信号 1 4 2 を収集する。図示されているように、処理モジュール 1 2 0 は、数個の心周期に渡る時間間隔 T_1 の間に、これらの信号 1 4 2 を、時間間隔 T_2 に関するデータブロックの形式で取得し、このデータブロックを処理する。処理モジュール 1 2 0 は、当業者に既知の計算技術 (例えば、代数論理演算およびブール論理演算、スペクトル分析、フーリエ解析 (例えば、高速フーリエ変換 (F F T) 解析)、相関分析、他の信号処理技術) を使用することができる。

【 0 0 7 7 】

図 2 は、図 1 の装置において、心周期のうちの心収縮期の間のドップラ信号のパワーの計算結果を示す一例のグラフである。もっと具体的には、グラフ 2 0 1 は、周波数 (x 軸 2 0 2) に対するドップラ信号 2 0 0 のスペクトルパワー分布 (y 軸 2 0 4) の一例を示している。装置 1 0 0 では、ドップラ信号 2 0 0 のパワーは、予め決められた複数の周波数範囲 (図には、6 個の周波数範囲 2 0 8 ~ 2 1 3 が示されている) について個別に測定される。この複数の周波数範囲は、全体として、ドップラ信号の周波数範囲 2 0 6 を表している。一実施例では、このような各周波数範囲は、約 1 0 0 H z ~ 5 0 0 H z までの帯域幅 (例えば、2 0 0 H z) を有している。周波数範囲 2 0 8 ~ 2 1 3 のドップラ信号 2 0 0 のパワーレベルは、ここでは、数字 2 1 8 ~ 2 2 3 を使用して示されている。一実施例では、レベル 2 1 8 ~ 2 2 3 の各々は、心収縮期の複数の時間 T_2 のうちの一つの時間の間に測定された電力計測ユニット 1 1 6 のそれぞれの出力信号 1 4 2 に対応している。

【 0 0 7 8 】

図 3 は、図 1 の装置において、心周期のうちの心拡張期の間のドップラ信号のパワーの計算結果を示す一例のグラフである。もっと具体的には、グラフ 3 0 1 は、周波数 (x 軸 3 0 2) に対するドップラ信号 3 0 0 のスペクトルパワー分布 (y 軸 3 0 4) の一例を示している。パワーレベル 3 1 8 ~ 3 2 3 は、周波数範囲 2 0 8 ~ 2 1 3 において、心拡張期の複数の時間 T_2 のうちの一つの時間の間に測定された電力計測ユニット 1 1 6 の出力信号 1 4 2 に対応している。

【 0 0 7 9 】

図 4 は、図 2 および図 3 の周波数帯 2 0 8 ~ 2 1 3 において、同じ心周期の心収縮期と心拡張期との間のドップラ信号のパワーの変動 (即ち、最大値と最小値との差) を示す一例のグラフである。斯かる変動は、患者の心臓の拍動 (即ち、機械的) 活動に対応する。もっと具体的には、グラフ 4 0 1 は、周波数 (x 軸 4 0 2) に対するドップラパワーの差の絶対値 (y 軸 4 0 4) を表している。この実施例では、ドップラ信号の周波数範囲 2 0 6 において、周波数帯 2 1 1 のドップラパワーの差 4 1 1 が、他の周波数範囲の差よりも大きい。超音波測定が、同じ患者に行われるがその患者の心臓の活動が他の状態にある場合、又は超音波測定が別の患者に行われた場合、心収縮期と心拡張期との間のパワー変動は、異なる周波数帯で最大値になることがある。一般的に、血管内の血流が、例えば心臓が弱っているために遅い場合、低い周波数帯で拍動活動が検出されることがある。反対に、健康な人の場合のように灌流が強ければ、拍動活動は、高い周波数帯にあると判断されることがある。

【 0 0 8 0 】

図 5 は、図 2 および図 3 の周波数帯でのドップラ信号のパワーのフーリエ解析の結果を示すグラフの一例を示す。もっと具体的には、グラフ 5 0 1 は、周波数帯 2 1 1 の周波数

10

20

30

40

50

(x軸502)に対するパワーの自己相関関数506の振幅(y軸504)を示している。典型的には、自己相関関数506は、周波数510を中心として或る帯域幅528を有する主ピーク508と、周波数518を中心として或る帯域幅522を有する第二高調波ピーク522と、平均レベル526のノイズ524と、を有している。ピーク522は心臓の鼓動の中の非高調波成分によって生じており、このピーク522は、典型的には、主ピーク508の高さ512よりも1/3~1/10程度の高さ520を有している。脈拍活動を判断する場合に、ピーク522は計算から除外することができる。一実施例では、自己相関関数506のFTの判断では、脈拍指数PIが計算される。このPIは、帯域幅528のパワーと、帯域幅522のパワーを除外した周波数範囲206のパワーと、の比として定義される。

10

【0081】

周波数範囲206の中の他の周波数帯(即ち、周波数帯208~210と、周波数帯212~213)のドップラ信号のパワーの変動に関する信号の自己相関関数は、周波数帯211の自己相関関数と同様のパターンを有する場合がある点に注意すべきである。しかし、他の周波数帯の自己相関関数は、相関ピークが低いか、ノイズレベルが高いか、又はその両方を含んでいる。したがって、周波数帯211のドップラパワーの分析に対して実行される計算により、患者の心臓の機械的活動の判断が高精度で行われる。

【0082】

図6は、本発明の超音波診断法の一実施例のフロー図を表している。この方法は、例えば、血液の灌流および/又は患者の脈拍状態を検出を実行する図1の装置を使用することによって、実行することができる。本発明を最適に理解するために、図1~図5も同時に参照すべきである。

20

【0083】

この方法は、ステップ601で始まり、ステップ602に進む。ステップ602において、少なくとも1つの超音波トランスデューサ104が作動して、血管126(例えば、頸動脈)に向けて超音波が放出され、患者の体の領域128で散乱したエコー信号が収集される。超音波エコー信号は、電気的形式に変換され、データプロセッサ110に伝送される。ステップ604において、図1を参照しながら説明したように、時間間隔 T_1 の間のエコー信号が得られ、このエコー信号はデジタル化され、メモリに記憶される。時間間隔 T_1 は、典型的には、数個(例えば、3個から6個)の心周期を含んでいる。あるいは、時間間隔 T_1 は、所定の期間とすることもできる。ステップ606において、複数の別個の周波数帯でドップラ信号のスペクトルパワー分布が規定され、時間間隔 T_1 のうちの時間間隔 T_2 の範囲内で平均化される。ステップ608において、心周期の間にドップラパワーの最大周期変化を示す周波数帯が定められ、ステップ610において、図4および図5を参照しながら詳細に説明したように、患者の脈拍状態が計算される。ステップ612において、心周期の間にドップラパワーとベースラインノイズとのピーク比を有する周波数帯が定められ、ステップ614において、図1を参照しながら説明したように、灌流が計算される。必要に応じて、ステップ616において、例えば、図7を参照しながら以下に説明されるように、この方法が除細動装置で実行される場合、同時に動作している心電計(ECGシステム)を使用して収集されたデータを使用することができる。この場合、ECGと超音波スペクトルとの間の時間のずれに対しては、通常行われているように、ECGデータのタイミングを調整しなければならない。一実施例では、ステップ608、610、612、614、および616は、同時に実行してもよい。ステップ610および614が完了すると、方法は、終了のステップ618に進む。

30

40

【0084】

図7は、本発明の一実施例によるプログラム設定可能な除細動システム700の一例のブロック図を示している。除細動システム700は、図1の超音波診断装置100と、必要に応じてECGシステム702と、必要に応じて血圧モニタ703と、診断情報アナライザ704と、除細動ユニット708と、除細動ユニットのプログラム設定可能なコントローラ706と、を有している。

50

【 0 0 8 5 】

装置 1 0 0 は、アナライザ 7 0 4 に診断情報を供給する。この診断情報は、心臓の機械的活動に関連する情報であり、この診断情報は、灌流と患者の脈拍状態とのうちの少なくとも一つを有している（例えば、脈拍指数 P I）。超音波診断情報は、患者の頸動脈で行われる測定によって得ることができる。このような情報は、患者の脳への血液の供給状態をリアルタイムで診断するのに使用することもできる。

【 0 0 8 6 】

一実施例では、E C G システム 7 0 2 および装置 1 0 0 は、診断データを同時に取得する。この実施例では、（図 1 ~ 図 5 を参照しながら説明された）ドップラ信号のパワーのスペクトル分布に関連する信号を、更に、E C G 信号と照合することができる。これによって、アナライザ 7 0 4 が診断情報を解釈するときの精度および信頼性を向上させることができる。

10

【 0 0 8 7 】

他の実施例では、信号 1 4 2 の各々をアナライザ 7 0 4 に結合することができ、アナライザ 7 0 4 では、信号 1 4 2 は E C G 信号と照合され、灌流について高精度で判断され、一方、A B P モニタを、心臓の機械的活動の全体の状態を特徴付けるデータ源として使用することができる。あるいは、アナライザ 7 0 4 は、装置 1 0 0 によって提供された診断情報のみを使用することができる。

【 0 0 8 8 】

しかし、E C G 信号は、心臓の電氣的活動に対応していることに注意すべきである。システム 7 0 0 で専ら E C G 診断法を使用すると、患者の心臓が機械的活動（即ち、血液ポンピング機能）をしていないことが心臓の無脈性活動（P E A）によって隠れてしまうことがあり、したがって、誤った臨床決定をしてしまうことがある。

20

【 0 0 8 9 】

アナライザ 7 0 4 は、収集した情報の解析を行い、患者に除細動処置を行うかどうかを決定し、除細動処置のパラメータを規定する。アナライザ 7 0 4 は、分析結果をプログラマブル・コントローラ 7 0 6 に出力する。コントローラ 7 0 6 は、除細動ユニット 7 0 8 の設定を行う。この除細動ユニット 7 0 8 は、高電圧制御源 7 1 0 と、除細動処理を行うための印加電極（2つの電極 7 1 2 が示されている）とを有している。

【 0 0 9 0 】

図 1 および図 7 を参照しながら説明した実施例では、装置 1 0 0 およびシステム 7 0 0 の多くの部分を、オランダの Eindhoven の Koninklijke Philips Electronics N.V. から入手可能である汎用 I C （A S I C）や医療超音波システムおよび除細動システムで利用することができる。

30

【 0 0 9 1 】

したがって、本発明の好適な実施例に適用されている本発明の基本的な新規の特徴が示され、記載され、指摘されているが、当業者は、本発明の精神を逸脱することなく、記載され図示された装置、その動作、および記載された方法について、形式や細目を省略したり、交換したり、変更することができる。例えば、実質的に同じ方法で実質的に同じ機能を実行して同じ結果を達成する素子および / 又は方法のステップの全ての組み合わせは、本発明の範囲内にあることは、明らかである。或る実施例の構成要素を別の実施例の構成要素に置き換えることも、十分に意図されており、考慮されている。したがって、本発明は、専ら、添付された特許請求の範囲が示すものに制限される。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 9 2 】

【 図 1 】 超音波診断に使用することができる本発明の一実施例による装置のブロック図を示す。

【 図 2 】 図 1 の装置において、心周期のうちの心収縮期の間のドップラ信号の複数の周波数帯におけるドップラ信号のパワーの計算結果の一例を示す図である。

【 図 3 】 図 1 の装置において、心周期のうちの心拡張期の間のドップラ信号の複数の周波

50

数帯におけるドップラ信号のパワーの計算結果の一例を示す図である。

【図４】図２および図３の周波数帯におけるドップラ信号のパワーの変動を示す一例の図である。

【図５】図２および図３の周波数帯におけるドップラ信号のフーリエ解析の結果を示す一例の図である。

【図６】湍流即ち血液の脈動を判断する処理の間に行うことができる本発明の超音波診断方法の一実施例のフロー図である。

【図７】図１の超音波診断装置を有する本発明の一実施例による除細動システムのブロック図を示す。

【図８】本発明による方法および装置の実現可能性を調べるために使用される実験装置の概略図である。

【図９】図８の実験装置を使用してＶＦの状態の心臓から得られた、対応するＥＣＧ信号および動脈血圧（ＡＢＰ）信号とともに、ドップラスペクトルを示す図である。

【図１０】図９のドップラスペクトルの４つの周波数スライスについての本発明の好ましい一実施例による、自己相関と、自己相関のフーリエ変換と、を示す図である。

【図１１】本発明の好ましい一実施例において、図１０の１１５０Ｈｚ～１３５０Ｈｚの周波数スライスの自己相関の１０秒および３０秒におけるフーリエ変換を示す図である。

10

【図１】

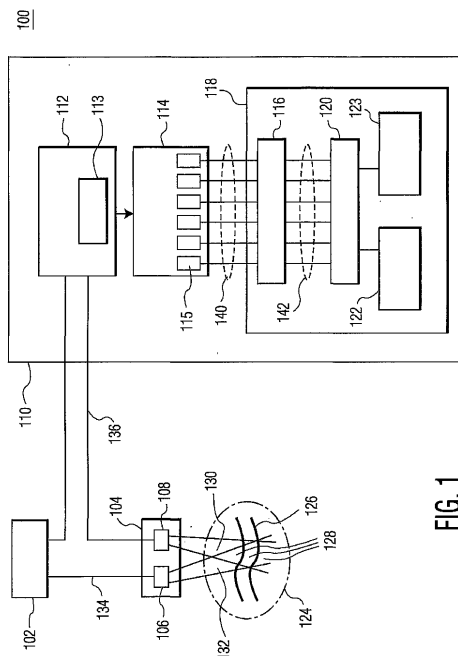


FIG. 1

【図２】

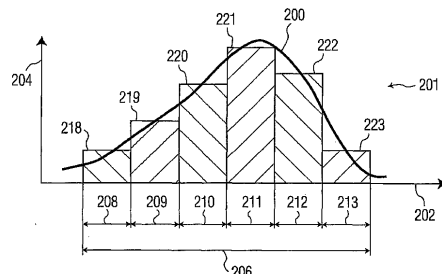


FIG. 2

【図３】

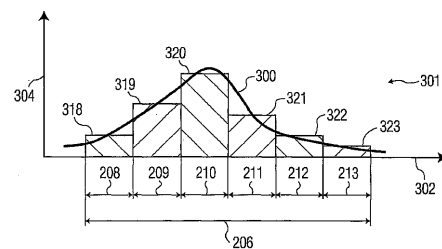


FIG. 3

【 図 4 】

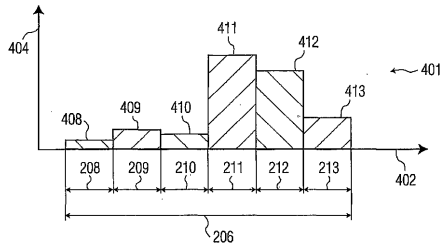


FIG. 4

【 図 5 】

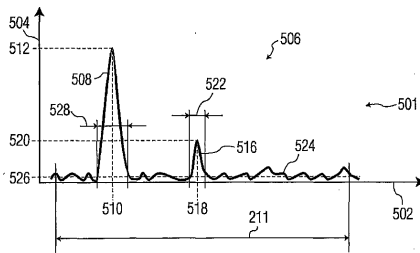


FIG. 5

【 図 6 】

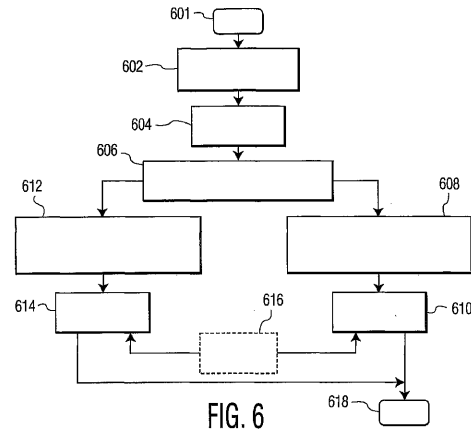


FIG. 6

【 図 7 】

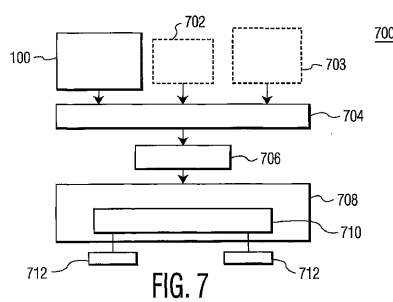


FIG. 7

【 図 8 】

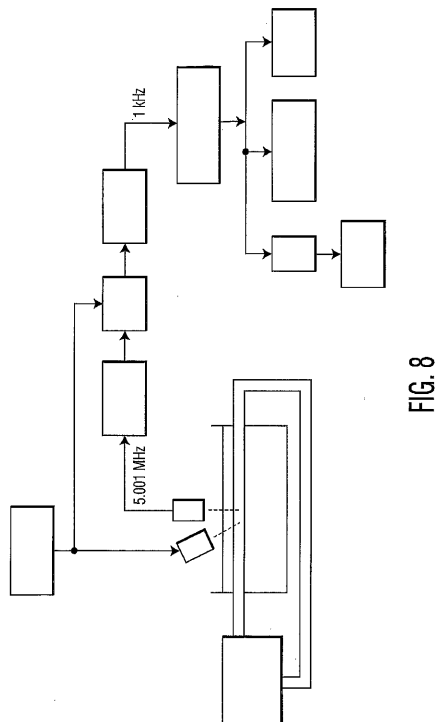


FIG. 8

【 図 9 】

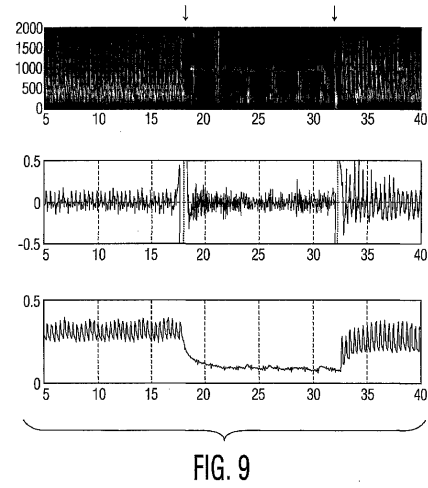


FIG. 9

【図 10】

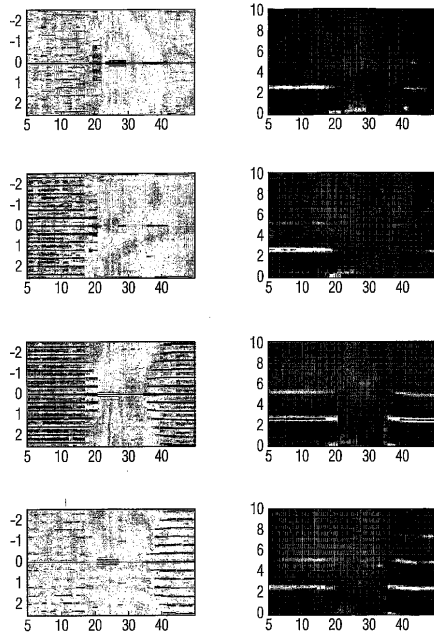


FIG. 10

【図 11 A】

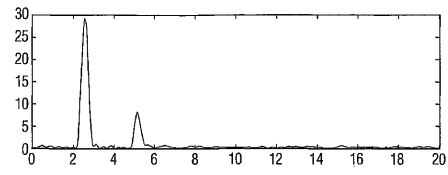


FIG. 11A

【図 11 B】

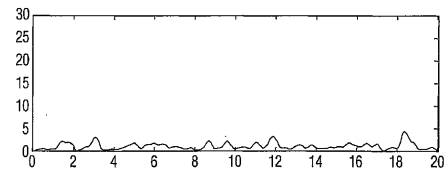


FIG. 11B

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		IB2005/052938												
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 G01S 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, BIOSIS, WPI Data, COMPENDEX														
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 10%;">Category *</th> <th style="width: 70%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width: 20%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: center;">X</td> <td>MARKUS HUGH ET AL: "Improved automated detection of embolic signals using a novel frequency filtering approach" STROKE, vol. 30, no. 8, August 1999 (1999-08), pages 1610-1615, XP002361921 ISSN: 0039-2499</td> <td style="text-align: center;">1-3, 8-15,21, 22,29-34</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Y</td> <td>* Subjects and Methods p. 1611-1612 * * Embolic Signal Characteristics p. 1612-1614 * * Discussion p. 1614 *</td> <td style="text-align: center;">35-39</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Y</td> <td>US 2002/173725 A1 (ROCK JOSEPH E ET AL) 21 November 2002 (2002-11-21) cited in the application paragraph '0030! - paragraph '0035! ----- -/-</td> <td style="text-align: center;">35-39</td> </tr> </tbody> </table>			Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	MARKUS HUGH ET AL: "Improved automated detection of embolic signals using a novel frequency filtering approach" STROKE, vol. 30, no. 8, August 1999 (1999-08), pages 1610-1615, XP002361921 ISSN: 0039-2499	1-3, 8-15,21, 22,29-34	Y	* Subjects and Methods p. 1611-1612 * * Embolic Signal Characteristics p. 1612-1614 * * Discussion p. 1614 *	35-39	Y	US 2002/173725 A1 (ROCK JOSEPH E ET AL) 21 November 2002 (2002-11-21) cited in the application paragraph '0030! - paragraph '0035! ----- -/-	35-39
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
X	MARKUS HUGH ET AL: "Improved automated detection of embolic signals using a novel frequency filtering approach" STROKE, vol. 30, no. 8, August 1999 (1999-08), pages 1610-1615, XP002361921 ISSN: 0039-2499	1-3, 8-15,21, 22,29-34												
Y	* Subjects and Methods p. 1611-1612 * * Embolic Signal Characteristics p. 1612-1614 * * Discussion p. 1614 *	35-39												
Y	US 2002/173725 A1 (ROCK JOSEPH E ET AL) 21 November 2002 (2002-11-21) cited in the application paragraph '0030! - paragraph '0035! ----- -/-	35-39												
<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 : <div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 48%;"> <p>*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>*E* earlier document but published on or after the International filing date</p> <p>*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)</p> <p>*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>*P* document published prior to the International filing date but later than the priority date claimed</p> </div> <div style="width: 48%;"> <p>*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</p> <p>*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</p> <p>*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.</p> <p>*Z* document member of the same patent family</p> </div> </div>														
Date of the actual completion of the International search		Date of mailing of the International search report												
13 January 2006		31/01/2006												
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 Trachterna, M.												

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

IB2005/052938

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 348 015 A (MOEHRING ET AL) 20 September 1994 (1994-09-20) claims 14-18 -----	1-3,8, 13,15, 16,29-34
A	ROY E ET AL: "Spectrogram analysis of arterial Doppler signals for off-line automated HTS detection" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 25, no. 3, March 1999 (1999-03), pages 349-359, XP004295361 ISSN: 0301-5629 * Detection method p. 350-353 *	1,22,29
A	FAN L ET AL: "Automated embolus identification using a rule-based expert system" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 27, no. 8, August 2001 (2001-08), pages 1065-1077, XP004302808 ISSN: 0301-5629 * Frequency domain evaluation p. 1068 *	1,22,29
P,X	RAJU BALASUNDAR I ET AL: "A novel ultrasound based automated pulsatile flow detection method for resuscitation" PROC. IASTED INT. CONF. BIOMED. ENG.; PROCEEDINGS OF THE 3RD IASTED INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ENGINEERING 2005, 16 February 2005 (2005-02-16), pages 325-330, XP008057976 the whole document -----	1-13, 15-18, 21,22, 29-39

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

IB2005/052938

Box II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 14, 19, 20, 23-28
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/IB2005/052938

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 14, 19,20,23-28

Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by therapy

Claims 14, 19, 20, 23-28 relate to a method of detecting flow behaviour of a fluid within a subject performed in a defibrillator. From paragraph p. 9/1. 9-13 and p. 24/1. 23-27 in the description it is clear that the detected flow behaviour is used to trigger defibrillation. Claims 14, 25-28 further implicitly include the step of defibrillating the subject. These claims are thus considered to involve a method for treatment of the human or animal body by therapy.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

IB2005/052938

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2002173725 A1	21-11-2002	CN 1463194 A EP 1463562 A1 WO 02094373 A1 JP 2004533876 T	24-12-2003 06-10-2004 28-11-2002 11-11-2004
US 5348015 A	20-09-1994	AT 160275 T AU 4930193 A DE 69315351 D1 DE 69315351 T2 EP 0660686 A1 WO 9406353 A1	15-12-1997 12-04-1994 02-01-1998 07-05-1998 05-07-1995 31-03-1994

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, 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 ラジュ バラスンダラ アイ
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 コーエン ソレル エリック
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 シェルヴィン
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

F ターム(参考) 4C053 JJ02 JJ04 JJ13 JJ18 JJ23
4C601 DD05 DD07 DE02 DE03 DE04 DE05 FF01 FF08 FF11 JB24
JB31 JB40 JB43 JB45 JB49 LL38

专利名称(译)	使用超声测量和/或检测体液流动性的方法和设备		
公开(公告)号	JP2008512167A	公开(公告)日	2008-04-24
申请号	JP2007530831	申请日	2005-09-08
[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 アイ コーエンソレル エリック アヤティ シェルヴィン		
发明人	ラジュ バラスンダラ アイ コーエンソレル エリック アヤティ シェルヴィン		
IPC分类号	A61B8/06 A61N1/39		
CPC分类号	A61B5/021 A61B8/02 A61B8/06 A61B8/488 A61N1/3904 A61N1/3925 G01S15/58 G01S15/582 G01S15/586 G01S15/86		
FI分类号	A61B8/06 A61N1/39		
F-TERM分类号	4C053/JJ02 4C053/JJ04 4C053/JJ13 4C053/JJ18 4C053/JJ23 4C601/DD05 4C601/DD07 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/FF01 4C601/FF08 4C601/FF11 4C601/JB24 4C601/JB31 4C601/JB40 4C601/JB43 4C601/JB45 4C601/JB49 4C601/LL38		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	60/609676 2004-09-13 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于检测和/或Gawajo脉冲速率和/或所述受试者的血液流动，从所述受试者的动脉内从血液中反向散射的超声信号的超声方法和装置，计算多普勒信号频谱。针对多普勒信号频谱中的一些频率切片计算流动性的符号，并且这些符号用于确定脉动和/或血流以及流动性的其他参数。你可以。由于所计算出的症状通常是正确的，超声的方法和装置，太确定是否除颤患者，在自动或半自动体外除颤器（AED）使用。

