

(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2005-516642**(P2005-516642A)**(43) 公表日 **平成17年6月9日(2005.6.9)**(51) Int. Cl.⁷**A61B 5/145**

F I

A61B 5/14 310

テーマコード (参考)

4C038

審査請求 有 予備審査請求 有 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2003-526274 (P2003-526274)	(71) 出願人	502203587 イマジン メディカル テクノロジーズ カリフォルニア, インコーポレイテッド アメリカ合衆国 カリフォルニア 926 14, アーバイン, パーク プラザ 1, スイート 1100
(86) (22) 出願日	平成13年10月15日 (2001.10.15)	(74) 代理人	100082005 弁理士 熊倉 禎男
(85) 翻訳文提出日	平成16年5月11日 (2004.5.11)	(74) 代理人	100067013 弁理士 大塚 文昭
(86) 国際出願番号	PCT/US2001/032282	(74) 代理人	100074228 弁理士 今城 俊夫
(87) 国際公開番号	W02003/022141	(74) 代理人	100086771 弁理士 西島 孝喜
(87) 国際公開日	平成15年3月20日 (2003.3.20)		
(31) 優先権主張番号	145445		
(32) 優先日	平成13年9月13日 (2001.9.13)		
(33) 優先権主張国	イスラエル(IL)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 信号対ノイズ比改善のための信号処理方法及び装置

(57) 【要約】

方法及び装置は、2つの方法のうちの1つを利用して測定信号の信号成分を抽出する。測定信号の信号成分が、一定の明確なピークトゥピーク強度値を有する周期信号である場合、上下包絡線の測定信号である。さらに、この信号成分は、サンプルの所望のパラメータを計算するのに用いられ得る。信号のDC成分は、上部包絡線の間接値として決定され、AC成分は、上下包絡線の間接値として決定される。測定信号の信号成分が、特定の非対称形状を特徴とする周期信号である場合、特定の適応フィルタリングが、測定信号に適用され、結果、ノイズ成分に対して信号成分を強調することを生じる。この適応フィルタリングは、信号成分特性に適合している特定パラメータを有するガウスカネル導関数に基づいている。

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

測定信号の信号成分を抽出し、ノイズ成分を抑制する測定信号を処理する方法であって、
前記信号成分が、実質的に、明確なピークトゥーピーク強度値を特徴とする周期信号である方法において、

(i) 前記測定信号の上下の包絡線を決定する段階と、

(ii) 前記信号成分を前記測定信号から抽出するために前記上下の包絡線値を解析する段階と、を備えている方法。

【請求項 2】

前記上下の包絡線値を解析する段階が、前記信号成分の交流値として前記上下包絡線値の間の差分の中間値を決定する段階を含んでいることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記上下の包絡線値を解析する段階が、前記信号成分の一定値として前記上部包絡線値の中間値を決定する段階を含んでいることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記上下の包絡線値を解析する段階が、前記信号成分の一定値として前記上下包絡線値の和の半分の中間値を決定する段階を含んでいることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記測定信号が生理学的信号であることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記信号成分が、拍動血液関連信号であることを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記拍動血液関連信号が、オキシヘモグロビン飽和度レベルを示していることを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記上下包絡線値を解析する段階が、前記拍動血液関連信号の AC 成分として前記上下包絡線値の間の差分の中間値を決定し、前記拍動血液関連信号の DC 成分として前記上部包絡線値の中間値を決定する段階を含んでいる請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記上下包絡線値を解析する段階が、前記拍動血液関連信号の AC 成分として前記上下包絡線値の間の差分の中間値を決定し、前記拍動血液関連信号の DC 成分として前記上下包絡線値の和の半分の中間値を決定する段階を含んでいる請求項 7 に記載の方法。

【請求項 10】

前記測定信号が外部フィールドのアプリケーションに対するサンプルの応答であることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記測定信号が入射光に対する前記サンプルの光応答であることを特徴とする請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記サンプルが生物学的なものであることを特徴とする請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】

患者の血液及び心臓の状況についての非侵入測定に対して測定装置を利用するために、前記信号成分が、拍動血液関連信号であり、特定の非対称形状を特徴とする信号成分を含んでいる請求項 1 に記載の方法であって、さらに、

前記非対称形状を有する前記信号成分の特性に適合するパラメータでガウス導関数であるカーネル関数を定義する段階と、

前記カーネル関数を使って前記測定信号にスペクトルフィルタリングを適用し、それに

10

20

30

40

50

よって前記フィルタリングされた信号のノイズ成分に対して前記特定の非対称形状を特徴とする前記信号成分を強調し、それによって、さらに前記強調されたパルス信号の処理が前記心拍数を決定できるようにする段階と、を備えている方法。

【請求項 14】

前記上下包絡線値を解析する段階が、前記拍動血液関連信号成分のAC成分として前記測定信号の前記上下包絡線値の間の差分の中間値を決定し、前記拍動血液関連信号成分のDC成分として前記上部包絡線値の中間値を決定する段階を含んでいることを特徴とする請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記上下包絡線値を解析する段階が、前記拍動血液関連信号成分のAC成分として前記測定信号の前記上下包絡線値の間の差分の中間値を決定し、前記拍動血液関連信号成分のDC成分として前記上下包絡線値の和の半分の中間値を決定する段階を含んでいることを特徴とする請求項 13 に記載の方法。

10

【請求項 16】

サンプルの所望のパラメータ決定を利用する信号処理方法であって、
外部フィールドに対する前記サンプルの応答を代表する測定信号を提供する段階を備え、前記測定信号が、前記所望のパラメータを示す信号成分とノイズ信号を含み、前記信号成分が、実質的に明確なピークトゥーピーク強度値を特徴とする実質的に周期信号であり、

前記測定信号の上下包絡線を決定する段階を備え、

20

前記測定信号から前記信号成分を抽出するために前記測定信号の前記上下包絡線値を解析し、前記所望のパラメータを決定する前記抽出された信号成分をさらに処理できるようにする段階を備えている方法。

【請求項 17】

前記測定信号を提供する段階が、前記応答のサンプリング及び周波数フィルタリングの段階を含んでいることを特徴とする請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記測定信号のノイズ成分に対して信号成分を強調する測定信号を処理する方法であって、

前記信号成分が、特定の非対称形状を特徴としており、

30

前記信号成分の特性に適合するパラメータを有するガウス導関数であるカーネル関数を定義するという段階と、

前記カーネル関数を有する前記測定信号にスペクトルフィルタリングを適用し、それによって、前記フィルタリングされた測定信号の前記ノイズ成分に対して前記信号成分を強調する段階、とを含んでいる方法。

【請求項 19】

実質的に明確なピークトゥーピーク強度値を有する実質的に周期信号の形態の第 1 信号成分と、ノイズ成分から前記信号成分を抽出するために特定の非対称形状を特徴とする第 2 信号成分とを含んでいる測定信号を処理する方法であって、

上下包絡線そのものを決定することによって前記測定信号を処理し、前記第 1 信号成分を抽出するために前記上下包絡線を解析する段階と、

40

前記第 2 信号成分の特性に適合するパラメータを有するガウス導関数であるカーネル関数を定義し、前記カーネル関数パラメータを使ってそれをフィルタリングすることによって前記測定信号を処理し、それによって、前記フィルタリングされる測定信号の前記ノイズ成分に対して前記第 2 信号成分を強調する段階と、を含んでいる方法。

【請求項 20】

実質的に明確なピークトゥーピーク強度値を有する実質的に周期信号の形態の第 1 信号成分を含む第 1 測定信号と、ノイズ成分から前記信号成分を抽出するために特定の非対称形状を特徴とする第 2 信号成分を含む第 2 測定信号とを代表する測定データを処理する方法であって、

50

上下包絡線そのものを決定することによって前記第 1 測定信号を処理し、前記第 1 信号成分を抽出するために前記上下包絡線値を解析する段階と、

前記第 2 信号成分の特性に適合するパラメータを有するガウス導関数であるカーネル関数を定義し、前記カーネル関数パラメータを使ってそれをフィルタリングすることによって前記第 2 測定信号を処理し、それによって、前記フィルタリングされる第 2 測定信号の前記ノイズ成分に対して前記第 2 信号成分を強調する段階と、を含んでいる方法。

【請求項 2 1】

前記第 1 信号成分が拍動血液関連信号であることを特徴とする請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 2】

前記第 2 測定信号が ECG であり、前記第 2 信号成分が ECG 信号の QRS セグメントを代表することを特徴とする請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 3】

前記測定信号のノイズ成分から信号成分を抽出するために前記測定装置によって発生させられた測定信号を受信し処理する測定装置で利用するための制御ユニットであって、

前記信号成分が、実質的に明確なピークトゥーピーク強度値を有する実質的に周期信号であり、

前記測定信号の上下包絡線を決定するためにプログラムされるユーティリティを処理し解析するデータを備え、前記信号成分を抽出するために前記上下包絡線値を解析する制御ユニット。

【請求項 2 4】

前記測定信号のノイズ成分に対して信号成分を強調するために前記測定装置によって発生させられた測定信号を受信し処理する測定装置で利用するための制御ユニットであって、

前記信号成分が、特定の非対称形状を特徴としており、

前記信号成分の特性に適合するパラメータを使ってガウス導関数であるカーネル関数を定義し、前記カーネル関数パラメータを使って前記測定信号にスペクトルフィルタリングを適用するためにプログラムされるユーティリティを処理し解析するデータを備え、それによって、前記フィルタリングされた測定信号の前記ノイズ成分に対して前記信号成分を強調する制御ユニット。

【請求項 2 5】

(a) 所定の周波数の入射光を用いて測定位置を照射し、前記入射光に対する前記測定位置の光応答を検出し、拍動血液関連信号を代表する信号成分を含んでいる、表示する測定信号を発生させるように動作可能な測定装置と、

(b) 前記測定信号を受信し処理する前記測定装置に接続可能な制御ユニットであって、プログラムされたユーティリティを処理し解析するデータを備え、前記測定信号の上下包絡線を決定し、前記測定信号のノイズ成分から前記拍動血液関連信号成分を抽出するために前記上下包絡線値を解析する制御ユニットと、を備えているパルス酸素計。

【請求項 2 6】

前記上下包絡線値の解析が、前記拍動血液関連信号の AC 成分として前記上下包絡線値の間の差分の中間値を決定し、前記拍動血液関連信号の DC 成分として前記上部包絡線値の中間値を決定することを備えている請求項 2 5 に記載の前記パルス酸素計。

【請求項 2 7】

前記上下包絡線値の解析が、前記拍動血液関連信号の AC 成分として前記上下包絡線値の間の差分の中間値を決定し、前記拍動血液関連信号成分の DC 成分として前記上下包絡線値の和の半分の中間値を決定することを含んでいる請求項 2 5 に記載のパルス酸素計。

【請求項 2 8】

患者の心拍数を決定するために、前記測定信号が、特定の非対称形状を特徴とする血液関連信号成分を含み、前記制御ユニットが、前記信号成分の特性に適合させるパラメータを有するガウス導関数である定義済みカーネル関数を用いて前記測定信号をフィルタリン

10

20

30

40

50

グすることによって前記測定信号を処理し、それによって、前記フィルタリングされた測定信号のノイズ成分に対して前記特定の非対称形状を特徴とする前記信号成分を強調する請求項 25 に記載のパルス酸素計。

【請求項 29】

外部フィールドを前記サンプル又は媒体の測定位置に適用し、前記外部フィールドのアプリケーションに対する前記測定位置の応答を検出し、表示する測定データを発生させるように動作可能である測定装置を含み、前記測定データが、実質的に明確なピークトゥーピーク強度値を有する実質的に周期信号の形態の信号成分を含んでいる第 1 測定信号と特定の非対称形状を特徴とする第 2 信号成分を含んでいる第 2 測定信号とを包含し、

前記測定データを受信し処理する前記測定装置に接続可能な制御ユニットを含み、前記制御ユニットが、プログラムされるデータ処理及び解析を含み、上下包絡線を決定することによって前記第 1 測定信号を処理し、前記第 1 測定信号のノイズ成分から前記第 1 信号成分を抽出するために前記上下包絡線値を解析し、そして、前記第 2 信号成分の特性に適合するパラメータを有するガウス導関数である定義済みカーネル関数を用いて前記第 2 測定信号をフィルタリングすることによって前記第 2 測定信号を処理し、それによって、前記フィルタリングされた測定信号のノイズ成分に対して前記第 2 信号成分を強調する、所望のパラメータを決定するサンプルに適用する測定システム。

【請求項 30】

前記第 1 信号成分が、拍動血液関連信号であることを特徴とする請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 31】

前記第 2 測定信号が ECG であり、前記第 2 信号成分が前記 ECG 信号の QRS セグメントを代表していることを特徴とする請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 32】

マシンによって読み取り可能なコンピュータプログラム記憶装置であって、信号成分を抽出して前記測定信号のノイズ成分を抑制するために測定信号を処理する方法段階を実現する、確実にマシンによって実行可能な命令プログラムを具体化するコンピュータプログラム記憶装置において、

前記信号成分が、実質的に明確なピークトゥーピーク強度値を特徴とする実質的に周期信号であり、

(i) 前記測定信号の上下包絡線を決定する段階と、

(ii) 前記測定信号から前記信号成分を抽出するために前記上下包絡線値を解析する段階と、を方法が備えているコンピュータプログラム記憶装置。

【請求項 33】

マシンによって読み取り可能なコンピュータプログラム記憶装置であって、前記測定信号のノイズ成分に対して信号成分を強調するために測定信号を処理する方法段階を実現する、確実にマシンによって実行可能な命令プログラムを具体化するコンピュータプログラム記憶装置において、

前記信号成分が、特定の非対称形状を特徴としており、

前記信号成分の特性に適合するパラメータを有するガウス導関数であるカーネル関数を定義する段階と、

前記カーネル関数パラメータを有する前記測定信号にフィルタリングを適用し、それによって、前記フィルタリングされた測定信号の前記ノイズ成分に対して前記信号成分を強調する段階と、の方法を備えているコンピュータプログラム記憶装置。

【請求項 34】

信号のパラメータを決定する方法であって、

(i) 前記信号の上下包絡線を決定する段階と、

(ii) 前記信号の信号成分を抽出するために前記上下包絡線を解析する段階と、

(iii) 前記信号成分の関数として前記信号の前記パラメータを決定する段階と、を備えている方法。

10

20

30

40

50

【請求項 35】

前記信号成分が、実質的に周期的であることを特徴とする請求項 34 に記載の方法。

【請求項 36】

前記信号成分が、実質的に定義したピークトゥーピーク強度値を有することを特徴とする請求項 34 に記載の方法。

【請求項 37】

前記上下包絡線を解析する段階が、ノイズを抑制する段階を含んでいることを特徴とする請求項 34 に記載の方法。

【請求項 38】

外部フィールドをサンプルに適用し、前記信号を感知する段階を含み、前記信号が前記外部フィールドに対する前記サンプルの応答であることを特徴とする請求項 34 に記載の方法。 10

【請求項 39】

入射発光をサンプルに適用し、前記信号を感知する段階を含む場合に、前記信号が前記入射発光に対する前記サンプルの応答である請求項 34 に記載の方法。

【請求項 40】

前記信号の前記パラメータが、前記サンプルの生理学的パラメータに対応することを特徴とする請求項 39 に記載の方法。

【請求項 41】

前記生理学的パラメータが、拍動血液関連のものであることを特徴とする請求項 40 に記載の方法。 20

【請求項 42】

前記生理学的パラメータが、オキシヘモグロビン飽和度であることを特徴とする請求項 40 に記載の方法。

【請求項 43】

前記信号の信号成分を抽出するために前記上下包絡線を解析する段階が、上下包絡線値の間の差分の中間値を決定する段階を含んでいることを特徴とする請求項 34 に記載の方法。

【請求項 44】

前記中間値が、前記信号成分の交流値として決定されることを特徴とする請求項 43 に記載の方法。 30

【請求項 45】

前記中間値が、前記信号成分の一定値として決定されることを特徴とする請求項 43 に記載の方法。

【請求項 46】

前記信号の信号成分を抽出するために前記上下包絡線を解析する段階が、前記信号成分のAC成分として前記上下包絡線値の間の中間値を決定する段階と、前記信号成分のDC成分として前記上部の中間値を決定する段階と、を含んでいることを特徴とする差分請求項 34 に記載の方法。

【請求項 47】

信号成分を有する信号パラメータを決定する方法であって、 40
 (i) 前記信号成分の特性に適合するパラメータを有するガウス導関数としてカーネル関数を定義する段階を含み、
 (ii) スペクトルフィルタを前記信号に適用する段階を含み、前記スペクトルフィルタが、前記カーネル関数を利用し、これに反応して前記第2信号成分を強調し、
 (iii) 前記強調された第2信号成分の関数として前記信号の第2パラメータを決定する段階を含んでいる方法。

【請求項 48】

前記信号成分の特性が、特定の非対称形状であることを特徴とする請求項 47 に記載の方法。 50

【請求項 49】

信号の第1及び第2のパラメータを決定する方法であって、前記信号が、第1及び第2の信号成分を有しており、

(i) 前記信号の上下包絡線を決定し、

(ii) 前記信号の前記第1信号成分を抽出するために前記上下包絡線を解析し、

(iii) 前記第1信号成分の関数として前記信号の前記第1パラメータを決定し、

(iv) 前記第2信号成分の特性に適合するパラメータを有するガウス導関数としてカーネル関数を定義し、

(v) スペクトルフィルタを前記信号に適用し、前記スペクトルフィルタが、前記カーネル関数を利用し、これに応答して、前記第2信号成分を強調し、

(vi) 前記強調された第2信号成分の関数として前記信号の第2パラメータを決定することを備えている方法。

10

【請求項 50】

測定信号を受信する検出器と、

前記検出器に結合されるコントローラであって、前記測定信号を受信し、前記測定信号の上下包絡線を決定し、前記信号の信号成分を抽出するために前記上下包絡線を解析し、前記信号成分の関数として前記信号のパラメータを決定するように適応したコントローラと、を備えている装置。

【請求項 51】

前記信号成分が、実質的に周期的であることを特徴とする請求項50に記載の装置。

20

【請求項 52】

前記信号成分が、定義したピークトゥーピーク強度値を有することを特徴とする請求項50に記載の装置。

【請求項 53】

外部フィールドをサンプルに適用するための放射器を含み、前記信号が、前記外部フィールドに対する前記サンプルの応答であることを特徴とする請求項50に記載の装置。

【請求項 54】

前記信号の前記パラメータが、前記サンプルの生理学的パラメータに対応することを特徴とする請求項53に記載の装置。

【請求項 55】

前記生理学的パラメータが拍動血液関連のものであることを特徴とする請求項54に記載の装置。

30

【請求項 56】

前記生理学的パラメータがオキシヘモグロビン飽和度であることを特徴とする請求項54に記載の装置。

【請求項 57】

前記コントローラが、上下包絡線値の間の差分の中間値を決定することによって前記信号の前記信号成分を抽出するために適応されていることを特徴とする請求項50に記載の装置。

【請求項 58】

前記中間値が、前記信号成分の交流値であることを特徴とする請求項57に記載の装置。

40

【請求項 59】

前記中間値が、前記信号成分の一定値であることを特徴とする請求項57に記載の装置。

【請求項 60】

測定信号を受信する検出器と、

前記検出器に結合されるコントローラであって、前記測定信号を受信し、前記信号成分の特性に適合するパラメータを有するガウス導関数としてカーネル関数を定義し、スペクトルフィルタを前記信号に適用し、前記スペクトルフィルタが、前記カーネル関数を利用

50

し、これに応答して、前記第2信号成分を強調しており、前記強調された第2信号成分の関数として前記信号の第2パラメータを決定するために適応されているコントローラと、を備えている装置。

【請求項61】

前記信号成分の特性が、特定の非対称形状であることを特徴とする請求項60に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して、信号対ノイズ比改善技術の分野に関し、周期信号を処理する方法及び装置に関する。特に、本発明は、酸素飽和度及び/又は心拍出量を決定するためのパルス酸素濃度計又は他の非侵入性測定装置において有用である。

【背景技術】

【0002】

信号処理は、任意の測定技術の固有処理であり、通常、測定信号に含まれるノイズ要素から所定のパラメータを示す信号要素の抽出を可能にするために、十分な信号対ノイズ比を必要とする。例えば、生理学的パラメータを決定することを目的とした測定技術は、例えば外部フィールドである電磁放射のアプリケーションに対するサンプルから、例えば信号応答である光応答を検出して解析することから成り、典型的には、検出される応答の信号要素を抽出するには適切な信号処理を必要とする。

【0003】

血液パラメータの非侵入性測定に対する様々な技術が開発されてきている。その技術のうちの一つは、以下に示すいわゆる“バイオインピーダンス技術”である。電流源は交流を生成し、電極を介して身体に与えられ、身体を介してこの電流通過によって誘導される電圧は、付加的な電極で測定される。他の技術は、様々な波長の入射光による身体の一部の照射及び吸収スペクトルの測定から成る分光光度計を利用する。

【0004】

最も一般的な分光測光技術は、酸素測定法及びパルス酸素測定法である。酸素測定法は、血液の酸素量に関して血液光学的特性の強い依存度の可視(500nmから700nm)及び近赤外線(700nmから1000nm)スペクトルに基づいている。透過及び反射モードを利用するパルス酸素測定法は、周期的な萎縮及び患者の心のリラックスに関連する動脈血流量の変化によって生じるフォトプレチスモグラフ信号の検出に依存する。この信号の大きさは、各心臓収縮サイクルで心臓から周辺の脈管層へ放出される血液量、血液の光吸収、皮膚及び組織の要素による吸収、及び組織に照射するのに用いられる特定波長に依存する。酸素ヘモグロビン飽和度(SaO_2)は、赤(R)及び赤外線(IR)フォトプレチスモグラフの相対的な大きさを計算することによって決定される。

【0005】

パルス酸素濃度計内部の電子回路又は適切なソフトウェア(アルゴリズム)は、前記R及びIRフォトプレチスモグラムをそれらのそれぞれの拍動(AC)及び非拍動(DC)信号要素に分離する。パルス酸素濃度計内部のアルゴリズムは、数学的な正規化を実行することにより、各波長での時間変化AC信号は、対応する時間不変量DC要素によって分割され、結果とし、主に、無血の組織、心臓が拡張期にある場合には残りの動脈血、静脈血及び皮膚色素沈着によって、吸収及び拡散される光から生じる。前記AC部が動脈血要素からのみ生じる場合、このスケーリング方法は、R及びIRスペクトル波長それぞれに対応する正規化されたR/IR率、すなわちAC/DC値を提供し、それは SaO_2 に高く依存するが、心収縮期中に組織に入る動脈血流量、皮膚色素沈着、皮膚の厚さ、血管の構造とは主として無関係である。

【0006】

反射モードにおけるパルス酸素測定法は、透過モードの原理と類似する分光光度計の原理に基づいている一方で、実行するのがより難しく、特定の問題を有しており、透過モー

10

20

30

40

50

ドパルス酸素測定法と関連する問題を解決するのに適当な策では通常は解決できない。一般に、透過と反射パルス酸素測定法を比較する場合、反射パルス酸素測定法と協働する以下の問題がある。反射パルス酸素測定法において、拍動AC信号は一般に非常に小さく、センサー構成及び配置に依存し、透過パルス酸素測定法の成分と比較すると、より大きなDC成分を有している。血液による光吸収と反射に加えて、反射パルス酸素測定法におけるR及びIRフォトプレチスモグラムのDC信号は、骨からの強い反射によって反対に影響される。この問題は、前頭及び頭皮のような身体で測定を行う場合、又はセンサーが胸部に取り付けられる場合により明らかになる。同様に、表面層近くの多少の血液が、通常、センサーハウジングから離れてより深い皮下構造に変位される場合、センサーと皮膚の間の接触圧力の変化により、(透過パルス酸素測定法と比較すると)反射パルス酸素測定法においてより大きな誤りを生じ得る。結果として、骨が遠く離れすぎているためにセンサーによって発生させられる入射光に影響を及ぼさない場合に、皮膚の表面近くの高く反射する無血の組織要素は、身体の位置でさえ大きな誤りを生じさせ得る。

10

【0007】

一般に利用できる反射型センサーを有する別の問題は、エアギャップがセンサーと皮膚の間に存在する場合に皮膚の表面層によって、又は(過剰な発汗による、又は分娩中にある羊水からの)薄い液体の層を介してLEDsと光検出器の間で光のそれる方向によって生じる正反射の可能性である。

【0008】

従来二波長パルス酸素測定法の基礎をなす2つの基本的な想定を保持することが重要であり、組織の異なる照射波長を有する光線の経路は、実質的に等しく、それゆえ、お互いを打ち消す。各光源は、動脈血量の同じ拍動変化を照射する。さらに、パルス酸素測定法における光測定と組織吸収の間の相関は、光伝搬が生理学的組織の多重拡散効果を見捨てるランベルト-ベールの法則により吸光度によって最初に決定されるという基本的な想定に基づいている。しかしながら、實際上、生物学的組織の異なる波長の光学的経路は、それらが、照射される組織及びセンサー取り付けの光散乱特性に強く依存する場合に、透過酸素測定法と比較して反射型酸素測定法においてより変化することが知られている。

20

【0009】

例えば、生体内関連の研究は、以下の出版物で開示される。

【0010】

30

【非特許文献1】Dassel氏, "Effect of location of the sensor on reflectance pulse oximetry", *British Journal of Obstetrics and Gynecology*, vol.104, pp.910-916, (1997)

【非特許文献2】Dassel氏, "Reflectance pulse oximetry at the forehead of newborns: The influence of varying pressure on the probe", *Journal of Clinical Monitoring*, vol.12, pp.421-428, (1996)

【非特許文献3】Edrich氏, "Fatal pulse oximetry: influence of tissue blood content and hemoglobin concentration in a new in-vitro model", *European Journal of Obstetrics and Gynecology and Reproductive Biology*, vol.72, suppl.1, pp.S29-S34, (1997)

40

【0011】

また、信号対ノイズ比改善が、(生体外)モデル測定をシミュレートした組織において必要とされることが理解されるべきである。生体外での測定で生じる問題が、例えば出版物:非特許文献3で開示される。

【0012】

【非特許文献4】Mendelson氏, "Noninvasive pulse oximetry utilizing skin reflectance photoplethysmography", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.35, no.10, pp.798-805(1988)

【0013】

二波長反射パルス酸素測定法の応用のために改善されたセンサーが開発され、例えば出

50

出版物：非特許文献4に開示されている。この技術により、反射センサーによって検出され得る後方散乱光の全量は、LEDsの周りに配置される光検出器の数に正比例する。光検出器の活性領域を増大させること、光源と光検出器の間の隔離距離を推定することによって、信号対ノイズ比の付加的改善が達成される。

【0014】

異なるアプローチは、LEDsの周りに対称に配置された6つのフォトダイオードを有するセンサーの利用に基づき、次の出版物に開示される。

【0015】

【非特許文献5】Mendekson氏，“Design and evaluation of a new reflectance pulse oximeter sensor”，Medical Instrumentation, vol.22, no.4, pp.167-173(1988)

10

【非特許文献6】Mendelson氏，“Skin reflectance pulse oximetry: in vivo measurements from the forearm and calf”，Journal of Clinical Monitoring, vol.7, pp.7-12, (1991)

【0016】

このアプローチによると、センサーによって収集される後方散乱光の部分を最大にするために、全ての6つのフォトダイオードからの電流は、パルス酸素濃度計の内部回路によって電子的に加算される。この構成は、本質的に、並列に接続される6つの分離したダイオードから作られる領域の大きな光検出器を創造し、皮膚から後方散乱される光の量に比例する単一電流を生成する。

【0017】

【非特許文献7】Takatani氏，“Experimental and clinical evaluation of a noninvasive reflectance pulse oximeter sensor”，Journal of Clinical Monitoring, vol.8, pp.257-266(1992)

20

【非特許文献8】Konig氏，“Reflectance pulse oximetry principles and obstetric application in the Zurich system”，Journal of Clinical Monitoring, vol.14, pp.403-412(1998)

【0018】

8つの二波長LEDs及び単一フォトダイオードの利用に基づいた反射センサーが、出版物：非特許文献7に開示されている。ここで、4つのR及び4つのIR LEDsが、基板に90度間隔でフォトダイオードから等しい半径の距離に置かれている。LEDsの周りのセンサーに取り付けられた6つの光検出器に基づく類似するセンサー構成は、出版物：非特許文献8で開示されている。

30

【0019】

【特許文献1】W/O 00/32099

【特許文献2】米国特許出願5,842,981

【0020】

ノイズをフィルタリングし、カルボキシヘモグロビン又は様々なインジケータ色素を大動脈に注入するような他の機能をモニタリングするために3つ又は4つ以上のLEDsを備えているタイプのパルス酸素濃度計プローブが開発されており、例えば、特許文献1及び特許文献2に開示されている。これらの出版物に開示される技術は、センサーによって生成される入力信号からの直接のデジタル信号情報に対する改善方法、及びノイズのフィルタリングに対する改善方法を提供することにねらいが定められている。

40

【0021】

【特許文献3】米国特許出願5,482,036

【特許文献4】米国特許出願5,490,505

【特許文献5】米国特許出願5,685,299

【特許文献6】米国特許出願5,632,272

【特許文献7】米国特許出願5,769,785

【特許文献8】米国特許出願6,036,642

【特許文献9】米国特許出願6,081,735

50

【特許文献10】米国特許出願6,067,462

【特許文献11】米国特許出願6,083,172

【0022】

上記に示したように、パルス酸素測定法において、 SpO_2 及び心拍数は検出される信号から計算され、相対的に小さく、反射モードパルス酸素濃度計を用いる。パルス酸素濃度計によって検出される信号を処理する方法は、米国特許：特許文献3；特許文献4；特許文献5；特許文献6；特許文献7；特許文献8；特許文献9；特許文献10；及び特許文献11に述べられている。しかしながら、これらの方法は、ノイズ基準についての一定の想定に基づいた特定のモデルを利用している。

【0023】

一定の既知の特性を有する測定される信号を処理するための新規な方法を提供することによって測定データの信号対ノイズ比(SNR)を改善する技術が必要である。

【0024】

本発明は、多くの生理学的信号の特性が知られているという事実であって、例えば、(拍動血液関連信号のような)一定の明確なピークトゥピーク強度値を有する周期、又は(血圧パルス又はECGのような)特定の非対称形を有する周期であるという事実と協働する。それに反して、測定される信号のノイズ成分は、典型的には、様々な種類のアーチファクトと協働しており、それゆえ特定の特性を有していない。

【0025】

本発明の主となる考えは、以下のようなものである。外部フィールドアプリケーションに対するサンプル応答(測定信号又は測定データ)時間変化は、任意の適当な手段によって検出され、応答を代表する測定信号が発生する。測定された信号の信号成分が一定の明確なピークトゥピーク強度値を有する周期信号である場合、測定された信号の上下の包絡線が決定され、測定された信号の前記信号成分を抽出するために解析される。この信号成分は、さらに、サンプルの所望のパラメータを計算するのに用いられ得る。信号のDC成分は上部包絡線に対する中間値として決定され、AC成分は上下の包絡線の間差の中間値として決定される。測定された信号の信号成分が特定の非対称形を特徴とする周期信号である場合、特定の適応したフィルタリングが測定された信号に適用され、結果として、ノイズ成分に対する信号成分を強調することになる。この適応フィルタリングは、信号成分の特性に適合している特定のパラメータを有するガウスカネルの導関数に基づいている。

【0026】

この中で用いられている“測定信号”という用語は、任意の測定装置によって得られる信号を示し、抽出されてさらに所望のパラメータを決定するために利用されることとなる信号成分を含んでおり、ノイズ成分は様々なノイズ及びアーチファクトの状況によって生じる。この中で用いられている“測定データ”という用語は、異なる種類の2つの測定信号が示すデータのことを言う。本発明の技術によって処理されるのに適した一方の種類の測定信号は、明確なピークトゥピーク値、例えば正弦曲線のような信号を有する周期信号形態の信号成分を含んでいるものである。本発明の技術によって処理されるのに適した他方の種類の測定信号は、特定の非対称形を特徴とする周期信号形態の信号成分を含んでいるものである。前記の非対称に形成された周期信号は、信号の各サイクル(期間)が他の領域のそれよりも高い周波数を含む領域を包含することを特徴としている。本発明は、対応するデータ処理によって実行され得る信号処理技術から成り、測定装置の制御ユニットに取り込まれるユーティリティ、すなわち出力そのものから受信して処理するために測定装置に接続可能な分離ユニットに取り込まれるユーティリティを解析する。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0027】

従って、本発明の1つの主要な側面によると、測定される信号を処理して、信号成分を抽出し、前記測定信号のノイズ成分を抑制する方法であって、

10

20

30

40

50

前記信号成分が、明確なピークトゥーピーク強度値を特徴とする実質的に周期信号である方法において、

(i) 前記測定信号の上下の包絡線を決定する段階と、

(ii) 前記上下の包絡線の値を解析して、前記信号成分を前記測定される信号から抽出する段階と、を備える方法が提供される。

【 0 0 2 8 】

上下包絡線値の解析は、信号成分の交流値として上下包絡線値の間の差の中間、及び信号成分の一定値として上部包絡線の中間（又は下部包絡線と上部包絡線を加えたものを2で割った中間）を決定することを備えている。測定信号は、拍動血液関連信号のような生理学的信号であり、この場合において、抽出される信号成分は、オキシヘモグロビン飽和度のような所望の生理学的パラメータを決定するのにさらに用いられる。

10

【 0 0 2 9 】

測定信号は、外部フィールドに対するサンプルの応答、例えば、入射発光に対する光応答として決定され得る。

【 0 0 3 0 】

本発明の別の側面によると、サンプルの所望のパラメータを決定する際に利用する単一処理方法であって、

-外部フィールドに対する前記サンプルの応答を代表する測定信号であって、前記所望のパラメータを示す単一成分とノイズ成分を備え、前記信号成分が実質的に明確なピークトゥーピーク強度値を特徴とする実質的に周期信号である前記測定信号を提供する段階と

20

-前記測定信号の上下の包絡線を決定する段階と、

-前記上下の包絡線値を解析して、前記信号成分を前記測定信号から抽出する段階と、を備える方法が提供される。

【 0 0 3 1 】

前記測定信号の提供は、前記応答のサンプリング及び周波数フィルタリングを備えている。

【 0 0 3 2 】

さらに、本発明の別の側面によると、測定信号を処理して、前記測定信号においてノイズ成分に対して信号成分を強調する方法であって、前記信号成分が特定の非対称形を特徴とする方法において、

30

-前記信号成分の特徴に適合するパラメータを使ってガウス導関数であるカーネル関数を定義する段階と、

-前記カーネル関数パラメータを使ってフィルタリングを前記測定信号に適用し、それによって、前記フィルタリングされた測定信号において前記ノイズ成分に対して前記信号成分を強調する段階と、を備える方法が提供される。

【 0 0 3 3 】

さらに、本発明の別の側面によると、マシンによって実行可能な命令プログラムを確実に具体化して測定信号を処理する方法段階を実現し、信号を抽出して前記測定信号のノイズ成分を抑制する、マシンによって読み取り可能なコンピュータプログラム記憶装置であって、

40

前記信号成分が、実質的に確実なピークトゥーピーク強度値を特徴とする実質的に周期信号であるコンピュータプログラム記憶装置において、

(i) 前記測定信号の上下の包絡線を決定する段階と、

(ii) 前記上下の包絡線値を解析して、前記信号成分を前記測定信号から抽出する段階と、の方法を備えているコンピュータプログラム記憶装置が提供される。

【 0 0 3 4 】

さらに、本発明の別の側面によると、マシンによって実行可能な命令プログラムを確実に具体化して測定信号を処理する方法段階を実現し、前記測定信号においてノイズ成分に対して信号成分を強調する、マシンによって読み取り可能なコンピュータプログラム記憶

50

装置であって、

前記信号成分が、特定の非対称形を特徴とするコンピュータプログラム記憶装置において、

-前記信号成分の特徴に適合するパラメータを使ってガウスの導関数であるカーネル関数を定義する段階と、

-前記カーネル関数パラメータを使ってフィルタリングを前記測定信号に適用し、それによって、前記フィルタリングされた測定信号において前記ノイズ成分に対して前記信号成分を強調する段階と、の方法を備えているコンピュータプログラム記憶装置が提供される。

【0035】

10

さらに、別の側面によると、本発明は、

測定装置で用いられ、本発明の方法を実行するためにプログラムされることになる制御ユニットと、

本発明の方法を実行することによってサンプル又は媒体に適用して所望のパラメータを決定する測定システムと、

血液関連パラメータの非侵入測定のために前記制御ユニットを利用しているパルス酸素濃度計と、を提供する。

【0036】

より詳細には、本発明は、血液パラメータの非侵入測定に利用され、それによって、この応用について以下に描写される。しかしながら、さらなる解析のために測定信号から抽出されることになる信号成分が、確実なピークトゥピーク値を有する実質的に周期信号、又は上記に定義されるような特定の非対称形を特徴とする実質的に周期信号のどちらかである場合、本発明は、様々なアプリケーションにおける利用に対して適当な信号処理の方法及びユーティリティを与えることが理解されるべきである。

20

【0037】

本発明の他の優位性は、添付図を考慮すると、以下の詳細説明の参照によってより理解が深まるのと同様に着実に評価される。

【0038】

本発明を理解するために、そして、それが実際にどのように実行されるかを理解するために、ここで、望ましい実施例を、添付図を参照し、もっぱら制限されることのない例を通して描写する。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0039】

動作について、図1A及び図1Bを参照すると、本発明は、測定信号を処理する方法及び装置を提供する。より詳細には、本発明は、ノイズ成分から信号成分を抽出し、ノイズ成分を抑制する。

【0040】

概して1に指示されている制御ユニットであって、測定装置から入って来る入力信号ISを処理するための本発明に従って構成され動作する制御ユニットは、信号成分を抽出して強調し、入力信号に含まれるノイズ成分を抑制するために共に動作する、2つのソフトウェアモジュール(構成要素) C_1 及び C_2 を有するユーティリティ2を処理して解析するデータを備えている。ソフトウェア構成要素 C_1 は入力信号を処理し、ソフトウェア構成要素 C_2 は信号成分を抽出するか又は強調するかのどちらかに対して処理されたデータを解析する。

40

【0041】

図1Bに示されるように、確実なピークトゥピーク値、例えば正弦曲線のような信号を有する周期信号形態の信号成分 S_1 が、入力測定信号ISから抽出されることになり、測定信号の処理は、上下の包絡線 E_{up} 及び E_{low} (ステップ4)の決定を含み、それは、その後、この信号成分 S_1 をノイズ成分から抽出するために解析される(ステップ6)。

【0042】

50

ノイズ成分に対して強調されることになる信号成分が、特定の非対称形を特徴とする周期信号である（すなわち、信号成分の各サイクル（期間）は、他の領域の周波数よりも高い周波数を含む領域を包含する）場合、ユーティリティ2を処理し解析するデータは、特定のカーネル関数（非対称形状の信号成分の特徴に適合するパラメータを有するガウスの導関数）を定義するために機能し、フィルタリングをこれらのカーネル関数パラメータを有する測定信号に適用し、それによって、フィルタリングされた測定信号のノイズ成分に対して信号成分を強調する。

【0043】

ここで、図1Cを参照すると、本発明は、生理学的パラメータの非侵入測定のための測定システム10に係して描写される。前記測定システム10に対する本発明の応用は議論目的だけのものであり、本発明はその応用に制限されることがないことを理解すべきである。本発明は、他の利用に対して同等な応用を有しており、この場合において、特定の種類の信号成分がノイズ成分を含む測定信号から抽出されることになる。

10

【0044】

本例において、システム10は、患者の身体の（示されていない）測定位置に適用される反射パルス酸素濃度計であり、測定位置の光応答（反射）を検出するために動作可能であり、患者の血液及び心拍数のオキシヘモグロビン飽和度を決定する。システム10は、測定装置12（プローブ）及び制御ユニット13のような主構造部を備えている。

【0045】

測定装置12は、照明器及び光検出器ユニットを備えている。本例において、照明器は、3つの駆動部D1-D3それぞれによって駆動される3つの光放射要素（例えばLEDs）14A、14B及び14Cから構成されている。LEDs14A-14Cは、3つの異なる波長：赤いスペクトルに位置する1つの波長 1、及び近赤外及び赤外の放射スペクトルを含むスペクトル範囲に位置する2つの他の波長 2と 3を使って測定位置を照射する。波長 2及び 3は、光吸収曲線のスペクトル領域と一致するように選択され、その場合において、オキシヘモグロビン（ HbO_2 ）は、デオキシヘモグロビン（ Hb ）よりもわずかに多い光を吸収し、 Hb 及び HbO_2 の吸光率はほぼ等しく、波長の関数として相対的に一定のままである。検出器ユニットは、2つの光検出器 PD_1 及び PD_2 を備えており、測定位置から反射される光成分を受信し、測定データ（最新）表示を発生させる。

20

【0046】

特別には示していないが、光検出器14A、14B、14Cは、望ましくは、異なる検出点の測定位置から検出される光の収集を提供するために設計され配置され、光放射要素の周りの閉じた経路に沿って配置されていることが注目されるべきである。例えば、光検出器は、2つの同心環（いわゆる“近い”及び“遠い”環）であり、光放射要素は環の中心に位置している。この装置により、高品質測定のための検出器の光位置調整が可能になり、“良好な”情報（すなわち、結果として SpO_2 の正確な計算を生じさせるAC及びDC値）を受信する光検出器と“不良な”情報（すなわち、結果として SpO_2 の不正確な計算を生じさせるAC及びDC値）を受信する光検出器の間を識別することができる。

30

【0047】

測定装置の動作及び血液パラメータ（例えば、オキシヘモグロビン飽和度）の計算は、本発明の一部を形成せず、以下の注記を除いて特別に描写される必要はない。この特定例の入射発光の3波長及び複数の検出点において、3波長に対する検出点のそれぞれで検出される光のAC/DC率を示すデータは、受け入れられた検出点を決定し、3つの波長のそれぞれに対応するAC/DC率を選定するために計算され解析される。これらの選定率は、その後、血液パラメータを計算するために用いられる。解析は、少なくとも1つの閉じた経路の受け入れられた検出点に対する率の値 W_2/W_3 ($W_2=I_2(AC)/I_2(DC)$ 及び $W_3=I_3(AC)/I_3(DC)$ 、 I は強度である)が計算されることを備えている。これらの値のそれぞれは、それが一定の所定条件（例えば、計算値 W_2/W_3 が閾値によって定義される所定の範囲内である）を満足するかどうかを決定し、プローブ（センサー）の位置が調整されることになるか否かを示す信号を発生させるために解析される。条件が満足される場合、フォトプレチスモグラムの

40

50

品質は、それが受け入れ可能かどうかを決定するために解析される。品質が受け入れ可能である場合、選定された率が、少なくとも1つの閉じた経路で検出されるデータから率 W_1/W_2 及び W_1/W_3 ($W_1=I_1(AC)/I_1(DC)$)を計算し、差分ABS($W_1/W_2-W_1/W_3$)を計算するために解析される。計算される差分は、差分のそれぞれが一定の所定条件(条件が満足される場合、計算差分ABS($W_1/W_2-W_1/W_3$)が血液パラメータを決定する一定の閾値よりも小さい)を満足するかどうかを決定するために解析される。

【0048】

さらに図1Cに示すように、光検出器 PD_1 及び PD_2 の出力は、アナログデジタル変換器 ADC_1 及び ADC_2 にそれぞれ接続され、マイクロコントローラ16に接続され、それにより信号のサンプリング及びバンドパスフィルタリングによる同時の信号変換が可能になる。これによって、信号成分のスペクトル以外のスペクトル成分を有するノイズが抑制される。制御ユニットは、本発明に記載の信号処理を実行するためにプログラムされた(データ処理及び解析ユーティリティ U_1 と U_2 から構成される)プロセッサ17及びディスプレイ18をさらに備えている。2つのユーティリティ U_1 及び U_2 の供給は、 SpO_2 とその心拍数の両方の決定を目的としており、その中で、 SpO_2 は確実なピークトゥーピーク値を有する周期信号形態の信号成分 S_1 を有する種類の測定信号から導出され、心拍数は特定の非対称形を特徴とする信号成分を有する種類の測定信号から導出される。

10

【0049】

本発明の目的のために、(それぞれ駆動部を有する)光源、検出器、アナログデジタル変換器及びマイクロコントローラは、測定信号を示すデータを発生させるための測定装置と共に構成し、信号成分及びノイズ成分(ノイズ及びアーチファクト)を含んでいるということを理解すべきである。前記測定装置の種類は任意である。実際、ユーティリティ U_1 及び U_2 の1つのどちらか又はそれらの両方を有するプロセッサは、測定装置に接続可能な分離ユニットに組み込まれており、測定信号を受信して処理し、それによって所望のパラメータの決定を可能にする。本発明の目的のために、測定信号の信号成分は、確実なピークトゥーピーク値を有する周期信号(例えば、血液のパルス関連信号)、又は特定の非対称形を有する信号(例えば、心臓パルス信号)である。患者の身体のある位置に適用される反射パルス酸素濃度計10を利用することによって、測定データは、患者の血液のパルス関連信号を代表する信号成分 S_1 (実質的に確実なピークトゥーピーク強度値を有する実質的に周期信号)と心臓のパルス関連信号を代表する信号成分 S_2 (特定の非対称形を特徴とする周期信号)の両方を含んでいる。

20

30

【0050】

図1Dは、バイオインピーダンス測定に対する測定システム100のブロック図を例証する。理解を容易にするために、同じ参照番号が、図1C及び図1Dの例でそれらの共通する成分を識別するのに用いられている。従って、測定システム100は測定装置12及び制御ユニット13から構成されており、本発明に記載の方法を実行するためにプログラムされる(データ処理及び解析ユーティリティ U_1 及び U_2 から構成される)プロセッサ17を備えている。図1Dの本例において、測定装置12は、マイクロコントローラ16によって作動する交流源114を備えており、身体電極115、注入される交流によって誘導される電圧に感応する電極116、及び感応電極116から受信される交流電圧の振幅を検出して増幅する電氣的構成要素117(復調器及び増幅器)を誘導することによって電流を患者の身体に注入する。この種類の測定装置において、異なる電極の装置は、典型的には、バイオインピーダンス及びECG測定信号 MS_1 と ES_2 を生成するのに用いられる。

40

【0051】

図1E及び1Fを参照すると、パルス酸素濃度計及びバイオインピーダンスアプリケーションそれぞれにおいて本発明に記載の方法の原理を例証している。理解を容易にするために、同じ参照番号が、図1E及び1Fの例で共通するステップを識別するために用いられている。

【0052】

示されているように、測定装置から受信される測定データMDは、初めにサンプリング及

50

び周波数フィルタリングを受ける。図1Eの例(パルス酸素測定法)において、確実なピークトゥーピーク強度値を有する周期信号成分と特定の非対称形を特徴とする周期信号成分の両方を含む拍動血液関連信号を示す測定データMDは、パルス酸素濃度計の測定装置から供給され、サンプリングされ(ステップ20)、その後、周波数フィルタリング(ステップ22)される。測定データMDは、その後、それぞれのデータ処理及び解析ユーティリティ：さらに、以下により詳細に描写されるような、測定データMDの上下の包絡線を決定する処理(ステップ26)、及び特別なDGカーネルを有する測定データMDのフィルタリングによって実行される2つの同時処理を受けるために分割される。

【0053】

図1Fの例において、(それぞれバイオインピーダンス及びECGを示す)測定信号 MS_1 及び MS_2 は、測定装置の異なる電極装置から供給される。その結果として、測定信号は、分離したサンプリングユーティリティによってサンプリングされる(ステップ20A及び20B)。サンプリングされた測定信号 MS_1 を示すデータは、周波数フィルタリングされ(ステップ22)、サンプリングされた測定信号 MS_2 を示すデータは、DGカーネルフィルタリングされる(ステップ24)。周波数フィルタリングされた測定信号 MS_1 は、上下の包絡線を計算する処理がされる(ステップ26)。

【0054】

上下の包絡線は、測定信号の拍動血液関連信号成分のAC及びDC成分を決定するのに用いられる(ステップ28及び30)。そのように決定されたAC及びDC成分は、オキシヘモグロビン飽和度 SpO_2 (図1Eのステップ32)、又は正規化インピーダンス $Z=AC/DC$ (図1Fのステップ33)を計算するのに用いられ、計算結果は、その後、表示される(ステップ34)。DGカーネルフィルタリングされたデータは、スペクトルを計算する処理がなされ(ステップ36)、解析して心拍数の最大ピークを決定する(ステップ38)。計算結果はディスプレイに表示される(ステップ40)。

【0055】

図2A-2B、3A-3B及び4A-4Bを参照すると、パルス酸素濃度計で得られる測定信号を処理する3つの例をそれぞれ例証している。図2A、3A及び4Aは、サンプリングされ周波数フィルタリングされた測定信号 $MS^{(1)}_1$ 、 $MS^{(2)}_1$ 及び $MS^{(3)}_1$ (それぞれが、動き及び呼吸アーチファクト(ノイズ成分)によって歪んだ拍動血液関連信号を代表する信号成分を有する)、及び測定信号 $MS^{(1)}_1$ 、 $MS^{(2)}_1$ 及び $MS^{(3)}_1$ それぞれの上下の包絡線 $E^{(1)}_{up}$ と $E^{(1)}_{low}$ 、 $E^{(2)}_{up}$ と $E^{(2)}_{low}$ 、及び $E^{(3)}_{up}$ と $E^{(3)}_{low}$ を例証する。図2Aの例に示したように、アーチファクトの振幅は、パルス増幅(AC)よりも約6倍大きい。

【0056】

信号の上下の包絡線を計算するために、まず、周期信号の局所極大及び極小値の位置が計算される。その後、局所極小点の間の値が、下部包絡線を定義する実線を生成して推定され、局所極大点の間の値が、上部包絡線を定義する実線を生成して推定される。例えば、極値点の間の線推定は、線形補間又は3次スプライン法を利用することができる。

【0057】

図2B、3B及び4Bは、それぞれの測定信号から上部包絡線を減算する結果として生じる信号(測定信号の強度値とその時々各ポイント対する上部包絡線との間の差分の決定)を(拡大して)例証する。示されているように、ここで、歪みは信号振幅よりも小さく、その結果、信号対ノイズ比は、(図2A-2Bの例において要素10によって)改善されている。

【0058】

血液脈動(拍動血液関連信号のAC成分)の振幅を計算するために、最小包絡線値が各瞬時に上部包絡線値から減算され($E_{up}-E_{low}$)、それによって、測定信号を表すベクトルと同じ長さのベクトルを得る。その後、ベクトル値は区分けされ、中間値が計算される。従って、本発明により、確実なピークトゥーピーク強度値を有する周期信号の交流値(AC成分)は、以下のように計算される。

【0059】

$$AC = \text{MEDIAN}(E_{u_p} - E_{l_{ow}})$$

【0060】

従来技術によると、極値がパルス振幅を計算するのに用いられることに注目すべきである。それゆえ、256ポイントのフレーム（約3秒）に対して、（1分で60回の心拍の割合を仮定すると）3回の心拍、すなわち（各パルスにつき）3回の極大と3回の極小値が観測される。3秒フレームの3パルスの振幅の計算により、3つだけ得ることができ、フレームの平均振幅は、これらの3パルス振幅から計算される。検出信号は、実在しない付加パルスを代表するデータを含んでいる場合、これは、データ解析結果（これらの値からの1つの誤り振幅数：2つの訂正值及び1つの誤り）に影響を及ぼす。

【0061】

一方、本発明は、2つの包絡線の減算後に得られる256の値の統計的解析を利用して最も適当なものを推定してフレームの振幅を表す。アーチファクトを低減させて、減算（ $E_{u_p} - E_{l_{ow}}$ ）から生じる信号の中間（すなわち、最も出現しそうな振幅）を見出すために、値が区分され、極値の10%（最小及び最大の値）が除かれ、中間値が残存値から取られる。

【0062】

図5A - 5B、6A - 6B、7A - 7B、8A - 8B及び9A - 9Bは、心拍出力測定装置の心臓動作のバイオインピーダンス測定で得られる測定信号の処理の5つの例をそれぞれ例証する。ここで、図5A、6A、7A、8A及び9Aは、（それぞれが、動き及び呼吸アーチファクトによって歪んだ拍動血液関連信号を代表する信号成分を有する）サンプリングされ、周波数フィルタリングされた測定信号、及び上下の包絡線の測定信号を示す。改善された信号対ノイズ比を有する図5B、6B、7B、8B及び9Bの信号は、それぞれの測定信号からの上部包絡線を減算することによって得られる。

【0063】

ここで、測定信号 MS_1 に含まれる血液関連信号のDC成分の計算は、図10を参照して描写される。パルス中の測定位置を照射する際に（血液が血管を満たす際に）、入射光の多くは吸収される。従って、皮膚から反射する検出信号は、（光吸収に比例して）それに応じて増大する。

【0064】

従来のアプローチによると、反射光強度の一定値（すなわち、フォトプレチスモグラフのDC成分）は、測定信号 MS_1 の中間に測定された信号 S_1 の平均値として計算される。このアプローチは、平均値が、一定レベルの（動脈パルスの中の）反射光及び脈動値（AC成分）を含んでいるという事実に基づいている。この平均値は、ベースライン、パルス振幅、及びパルス形状の結果である。本発明の技術によると、測定信号 MS_1 の上部包絡線 E_{u_p} によって定義される実際の一定吸収成分は、DC成分値を計算するのに用いられ、従来アプローチと比較してより高精度である。従って、本発明によると、上部包絡線値は分類され、中間値がDC成分、すなわち $DC = \text{MEDIAN}(E_{u_p})$ として取られる。択一的に、確実なピークトゥーピーク値を有する前記周期信号のDC成分は、最大と最小の包絡線の値の和の半分である中間値、すなわち $DC = \text{MEDIAN}((E_{u_p} + E_{l_{ow}})/2)$ として計算される。

【0065】

ここで、心拍数の計算に用いられるのに適当な本発明に記載の信号処理を描写する。この技術は、心臓のサイクルに関連する生理学特性についての知識に基づき、付加ノイズ及び妨害からのパルス信号を強調するために、スペクトルフィルタリングカーネル処理を備え、これにより、信号対ノイズ比を改善する。これは、さらに、高速フーリエ変換及び自己相関のような処理技術を作り出し、心拍数を計算するための信号を処理する際により効果的である。

【0066】

図11は、心臓のサイクルによって誘導される、血圧の変化に関連する生理学的信号を表す動脈における典型的な形及び血圧パルスタイミングのグラフGを例証し、測定信号 MS_2 の信号成分を与える。この信号は、パルスの能動段階（収縮期段階） $P_{a_{ct}}$ 及び受動段階（拡張段階） $P_{p_{as}}$ を有する。能動段階 $P_{a_{ct}}$ の存続期間は、心臓の収縮段階によって定義され

10

20

30

40

50

、80から140msの間で変化し、受動段階 P_{pas} の存続期間は、残存時間、すなわち、心拍数存続期間及び能動段階存続期間の差分である。典型的な人の心拍数は、40bpmから280bpmの間で変化し、0.67-4.7Hzの周波数範囲に等しい。ノイズ及びアーチファクトをフィルタリングするために、パルス酸素濃度計は、任意の他の適切な測定装置と同様に、典型的には、0.5-10Hzのバンドパスフィルタを利用する。心臓パルスにおける収縮期 P_{act} の周波数内容を検査することにより、それが10Hzより高い周波数を含むことが証明される。例えば、80ms上昇段階において、12.5Hz（すなわち $1/0.08=12.5$ ）の周波数内容が含まれている。

【0067】

心臓パルス信号を強調するために、本発明は、フィルタリングを信号の急上昇段階に適合させることによって特定の非対称形の血压パルスを利用し、それによってパルス信号成分を測定信号 MS_2 のノイズ成分と識別する。急上昇段階の崩壊を妨げるために、前記適合フィルタの通過帯域は、12.5Hzより高い周波数を含まなければならない。最小の境界としては、心拍数が0.67Hzの周波数に下がる場合、0.5Hzが適切なカットオフ周波数であり、この値より低い低速アーチファクトが呼吸又は動きによって生じる。

10

【0068】

この目的に対し、特定のDGカーネルが、ガウスの導関数（DG）の形態の解析関数に基づいて利用される。DGカーネル（DGK）解析式は、以下のようになる。

【0069】

$$DGK(t) = \frac{-t}{\sigma\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left[-\frac{1}{2\sigma}t^2\right]$$

20

【0070】

ここで、 t 及び σ は、時間及びガウス幅パラメータである。DGカーネル関数のこれらのパラメータは、最良のSNRを有するためにパルス特性に適合されなければならない。

【0071】

図12は、関数 $DGK(t)$ を例証する。この種のカーネルは、優位性として、ローパスフィルタとして機能することができ、それによって、高周波ノイズをフィルタリングすることができる。加えて、このカーネルは、信号成分が特定範囲に急傾斜を含む場合に、測定信号の信号成分を強調することができる。これは、導関数作用のフィルタが、その通過及び領域に対して制限されているという事実のためである。フィルタリングの1つの通過動作及び心臓パルス強調により、心拍数の実時間高速決定が可能となる。

30

【0072】

このカーネルのパラメータは、QRSセグメントの周波数内容がECG信号の他のセグメントの周波数より高い周波数を含む場合に、ECG信号における心臓パルス信号の収縮段階又はQRSセグメントの収縮段階でさえ強調するように調整され得る。ECG信号の形が心臓パルスの形と異なることに関わらず、DGKは、ECGの他のセグメント及びECGの測定信号に含まれるノイズとアーチファクトに対してQRSセグメントを強調するように適合され得る。この技術は、より詳細に以下にさらに描写されるように、QRSセグメントの検出を助ける。本発明に記載の信号処理が、それを測定信号の他の成分（ノイズ及びアーチファクト）と識別する、パルス信号の非対称特性を利用するという事実のため、ノイズ及びアーチファクト周波数内容が心拍数周波数と重なる場合にでさえ、改善される信号対ノイズ比が得られる。

40

【0073】

従って、本発明は、ガウス解析式、解析導関数の計算、関連信号サンプリング周波数の量子化、カーネルの長さ t の最適化及び最良の性能を示すガウス幅 σ を利用し、その後、一般の有限長インパルス応答（FIR）フィルタパラメータとしての結果のパラメータを利用する。DGカーネルパラメータを有する測定信号 MS_2 をフィルタリングした後、パルスに関連する測定信号のエネルギーは、他のアーチファクト及びノイズに対して強調される。一般の高速フーリエ変換は、その後、心拍数を抽出するのに用いられ得る。

50

【0074】

図13A及び13Bは、患者の胸部に対して反射パルス酸素濃度計を適用した実験結果を例証する。図13Aは、測定信号 MS_2 を与えるグラフ H_1 を示す。ここで、呼吸及び他の動きの妨害は、信号ベースラインにおける相対的に低速な変化として与えられる。心臓信号は、相対的に高速であり、信号振幅について周期の小さな変化を特徴とする。アーチファクトは、それらがおよそ3、4倍大きいので、心臓パルスを通じて支配的であることが明らかである。図13Bは、図13Aの測定信号のフィルタリング結果を与えるグラフ H_2 を例証する。ここで、心臓パルスは支配的である。パルス増幅がアーチファクトの傾向によって変調されるが、信号対ノイズ比は大きく改善される。示されているように、アーチファクトによって図13Aの信号に歪まされた小さなパルスは、図13Bの信号の適当な振幅を有する。

10

【0075】

図14A及び14Bは、DGカーネルパラメータを有するそれぞれフィルタリングの前後に、非対称に形成された信号成分を含む測定信号のスペクトル S_1 及び S_2 を例証する。これらのスペクトルを互いに比較すると、2.2Hzの心拍数を表すピークは、DGカーネルフィルタリング後のアーチファクトのピークよりかなり大きいことが明らかである。言い換えると、DGカーネルフィルタリングは、結果として、他の重なるピークに対して約2.2Hzの心拍数ピークを強調することになる。

【0076】

多くの医療処置は、ECG信号のQRSセグメントの検出を必要とする。フィルタリングのためのDGカーネルパラメータにより、ECG信号の他のセグメントに対してQRSセグメントを強調することができる。図15A及び15Bは、それぞれ、DGカーネル法を有するフィルタリングの前後のQRSセグメントを有する典型的なECG信号を例証し、QRSセグメントがフィルタリングされる信号において強調されることを示す。

20

【0077】

図1E及び1Fに戻ると、DGカーネル法は、心臓パルス信号の周波数以外の周波数を有するノイズを抑制するために周波数フィルタリングされた後の測定信号に適用される。言い換えれば、DGカーネルフィルタリングは、ノイズ及びアーチファクトの周波数スペクトルが心拍数周波数スペクトルに重なる信号に適用される。これによって、パルス関連情報は強調され、その後、一般のスペクトル法は心拍数を得るために適用され得る。 SpO_2 レベルは、包絡線技術：上下の包絡線値の間の差分($E_{up} - E_{low}$)の中間値が、パルス振幅計算(拍動血液関連信号のAC成分)のために利用されるという技術を用いて計算される。上部包絡線 E_{up} の中間値は、一定の検出光の計算(拍動血液関連信号)のために利用される。その得られたAC及びDC成分は、任意の適合する従来技術により SpO_2 を抽出するのに利用される。

30

【0078】

当業者であれば、様々な変更及び変化が、添付される請求項によって定義されるようなその範囲から出発することなしに、以上に例証された本発明の実施例に適用され得ることが確実に評価するであろう。

【図面の簡単な説明】

40

【0079】

【図1A】本発明に記載の制御ユニットの主な動作ステップのブロック図を例証する。

【図1B】本発明に記載の制御ユニットの主な動作ステップのフローチャートを例証する。

。

【図1C】本発明を利用するパルス酸素測定法のブロック図を例証する。

【図1D】本発明を利用するバイオインピーダンス基本システムのブロック図を例証する。

。

【図1E】図1Cのシステムによって実行される本発明に記載の方法の主な動作ステップを例証する。

【図1F】図1Dのシステムによって実行される本発明に記載の方法の主な動作ステップ

50

を例証する。

【図 2 A】前記パルス酸素測定法を利用する本発明に記載の方法の実験結果を例証し、包絡線の検出技術を示す。

【図 2 B】前記パルス酸素測定法を利用する本発明に記載の方法の実験結果を例証し、包絡線の検出技術が検出信号からパルス振幅 (AC) を抽出するために利用される方法を示す。

【図 3 A】パルス酸素測定法を利用する本発明に記載の方法の実験結果を示す例を例証する。

【図 3 B】パルス酸素測定法を利用する本発明に記載の方法の実験結果を示す例を例証する。

【図 4 A】パルス酸素測定法を利用する本発明に記載の方法の実験結果を示す例を例証する。

【図 4 B】パルス酸素測定法を利用する本発明に記載の方法の実験結果を示す例を例証する。

【図 5 A】バイオインピーダンスを利用する本発明に記載の方法の実験結果を例証し、包絡線の検出技術を示す。

【図 5 B】バイオインピーダンスを利用する本発明に記載の方法の実験結果を例証し、包絡線の検出技術が、検出信号からパルス振幅 (AC) を抽出するのに用いられる方法を示す。

【図 6 A】バイオインピーダンス技術を利用する本発明に記載の方法の実験結果を示す例を例証する。

【図 6 B】バイオインピーダンス技術を利用する本発明に記載の方法の実験結果を示す例を例証する。

【図 7 A】バイオインピーダンス技術を利用する本発明に記載の方法の実験結果を示す例を例証する。

【図 7 B】バイオインピーダンス技術を利用する本発明に記載の方法の実験結果を示す例を例証する。

【図 8 A】バイオインピーダンス技術を利用する本発明に記載の方法の実験結果を示す例を例証する。

【図 8 B】バイオインピーダンス技術を利用する本発明に記載の方法の実験結果を示す例を例証する。

【図 9 A】バイオインピーダンス技術を利用する本発明に記載の方法の実験結果を示す例を例証する。

【図 9 B】バイオインピーダンス技術を利用する本発明に記載の方法の実験結果を示す例を例証する。

【図 10】発明した方法に記載の拍動信号の DC 成分決定を例証し、従来技術の方法と比較する。

【図 11】動脈の血圧パルスの典型的な形及びタイミングを例証する。

【図 12】本発明に記載の方法に用いられるカーネル関数を例証する。

【図 13 A】DGカーネルパラメータでフィルタリングする前の測定信号を与えて、反射パルス酸素濃度計を患者の胸部に適用した実験結果を例証する。

【図 13 B】DGカーネルパラメータでフィルタリングした後の測定信号を与えて、反射パルス酸素濃度計を患者の胸部に適用した実験結果を例証する。

【図 14 A】DGカーネルパラメータでフィルタリングする前の測定信号のスペクトルを例証する。

【図 14 B】DGカーネルパラメータでフィルタリングした後の測定信号のスペクトルを例証する。

【図 15 A】本発明の技術が ECG 信号の QRS セグメント強調のために利用される方法を例証する。

【図 15 B】本発明の技術が ECG 信号の QRS セグメント強調のために利用される方法を例証

10

20

30

40

50

する。

【図 1 A】

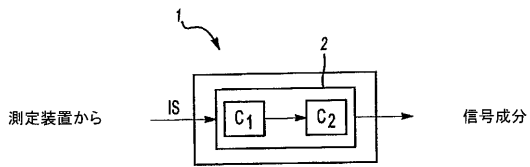


Fig-1A

【図 1 B】

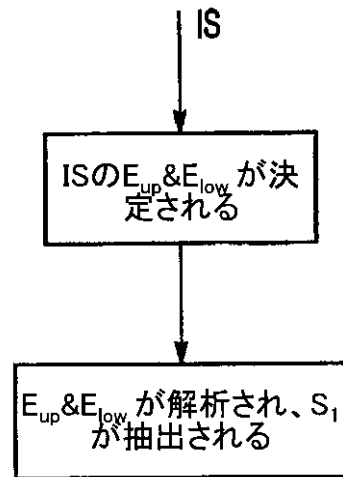
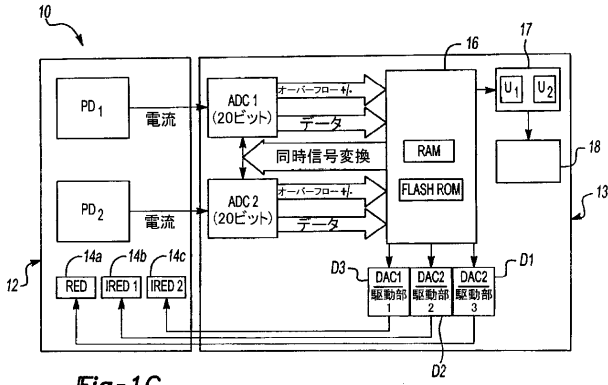
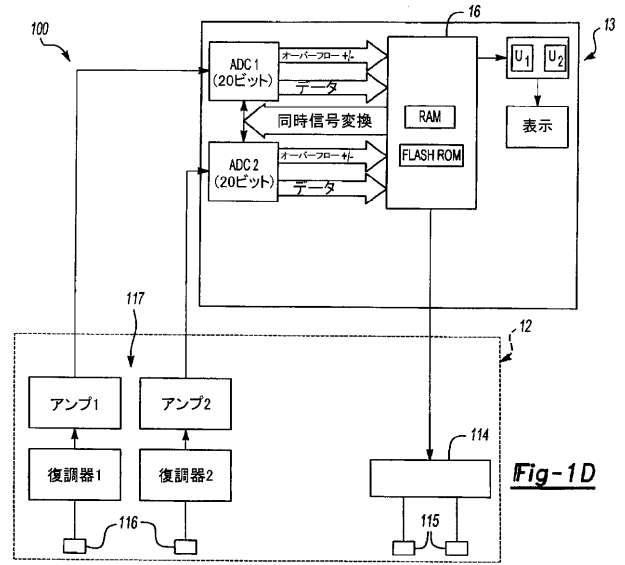


Fig-1B

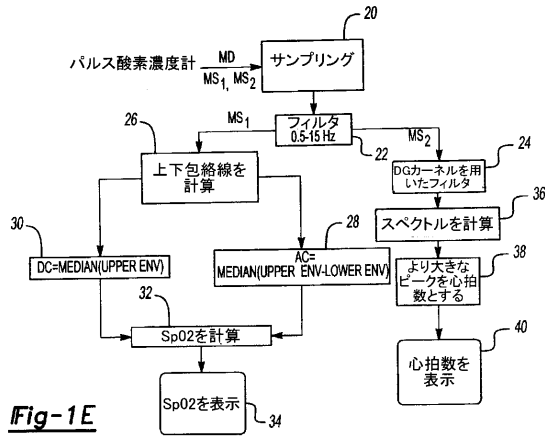
【 図 1 C 】



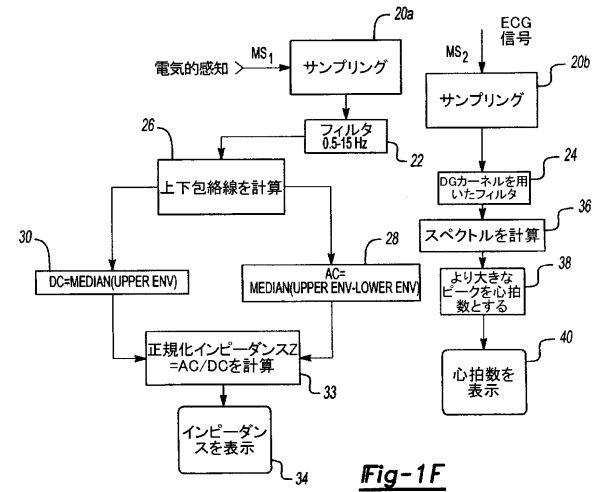
【 図 1 D 】



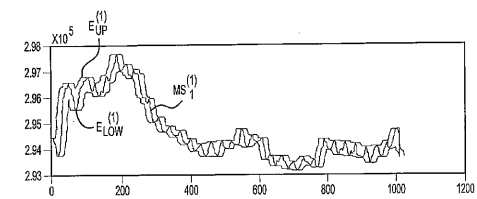
【 図 1 E 】



【 図 1 F 】



【 図 2 A 】



【 図 2 B 】

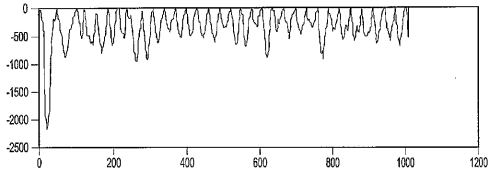


Fig-2B

【 図 3 B 】

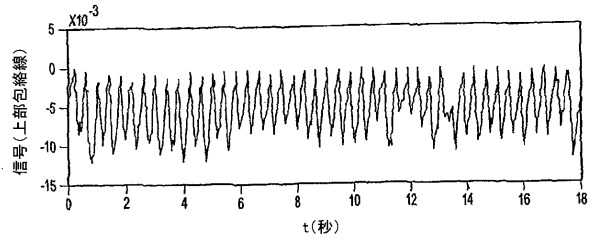


Fig-3B

【 図 3 A 】

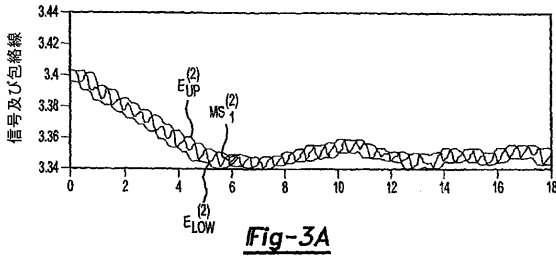


Fig-3A

【 図 4 A 】

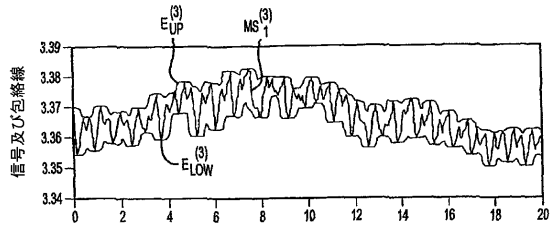


Fig-4A

【 図 4 B 】

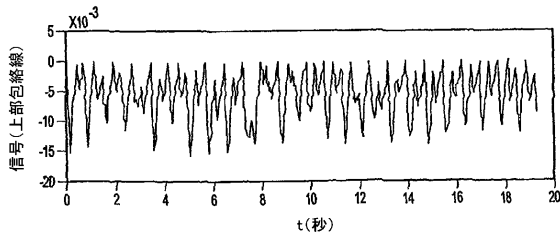


Fig-4B

【 図 5 B 】

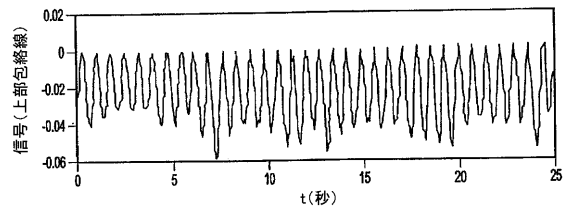


Fig-5B

【 図 5 A 】

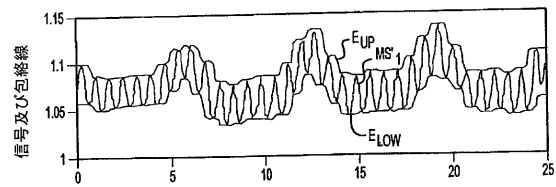


Fig-5A

【 図 6 A 】

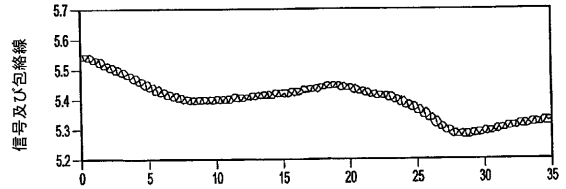


Fig-6A

【 図 6 B 】

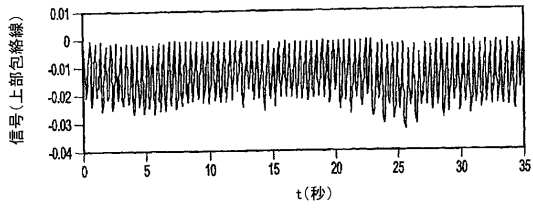


Fig-6B

【 図 7 B 】

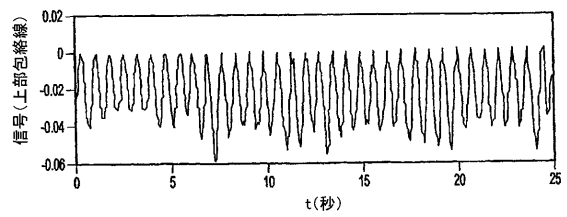


Fig-7B

【 図 7 A 】

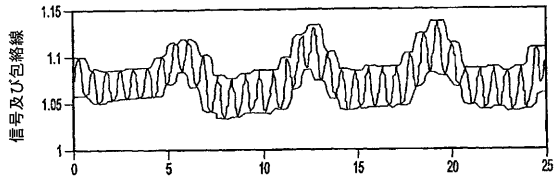


Fig-7A

【 図 8 A 】

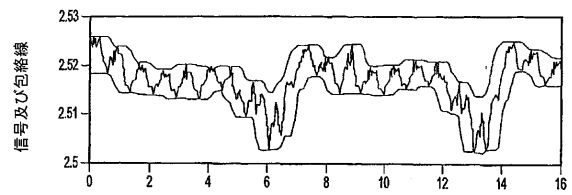


Fig-8A

【 図 8 B 】

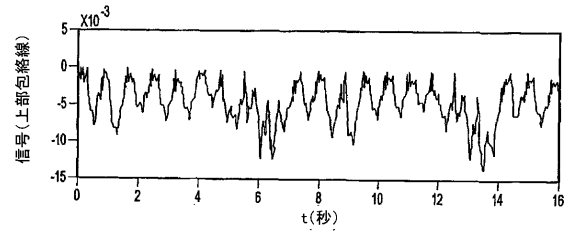


Fig-8B

【 図 9 B 】

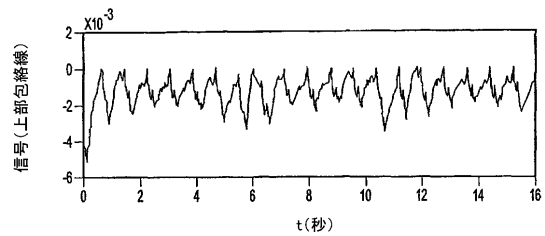


Fig-9B

【 図 9 A 】

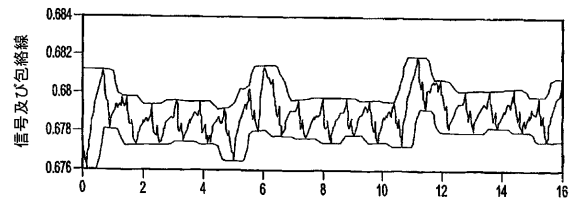


Fig-9A

【 図 10 】

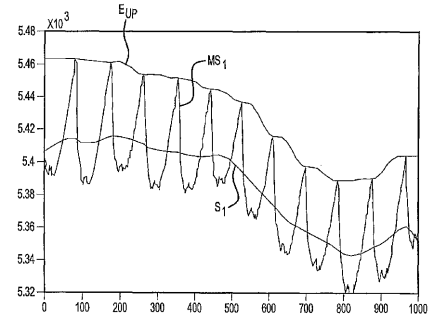


Fig-10

【 図 1 1 】

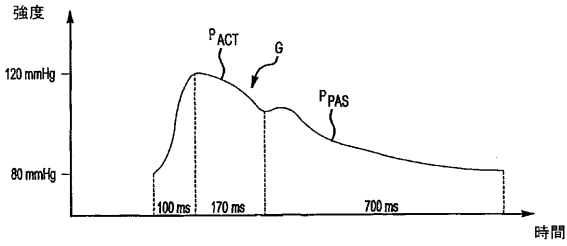


Fig-11

【 図 1 3 A 】

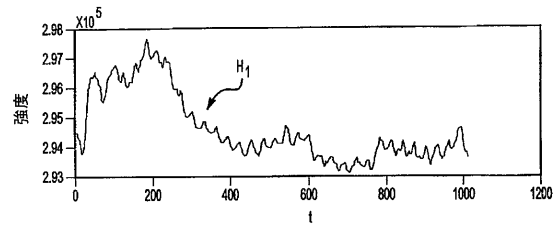


Fig-13A

【 図 1 2 】

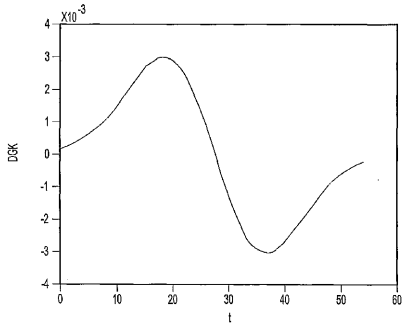


Fig-12

【 図 1 3 B 】

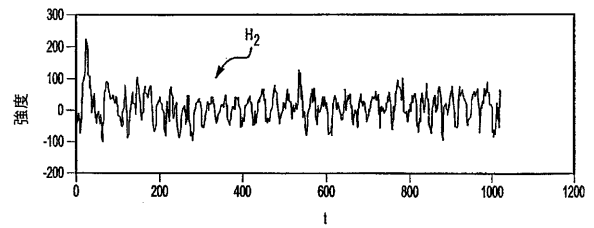


Fig-13B

【 図 1 4 A 】

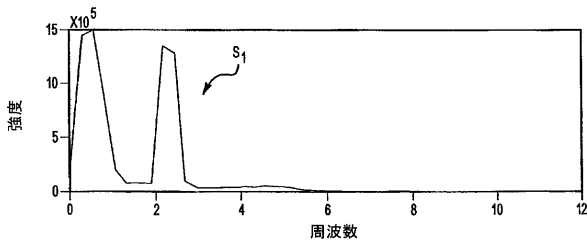


Fig-14A

【 図 1 5 B 】

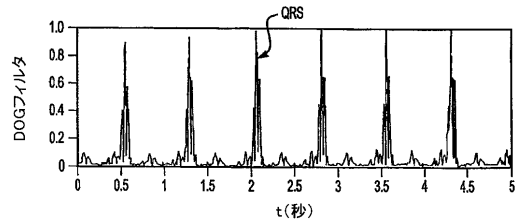


Fig-15B

【 図 1 4 B 】

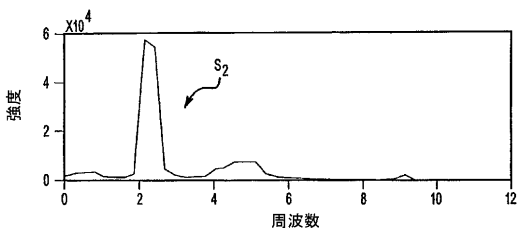


Fig-14B

【 図 1 5 A 】

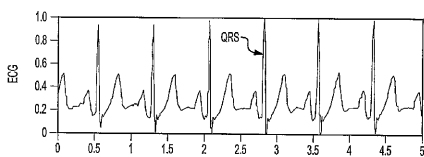


Fig-15A

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US 01/32282

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B5/00 G06F17/00		
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) IPC 7 A61B G06F		
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, INSPEC, BIOSIS, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 825 672 A (BRUDNOY DAVID M) 20 October 1998 (1998-10-20) column 1, line 15 - line 25 column 1, line 55 - column 2, line 29 column 3, line 19 - column 9, line 34 column 11, line 44 - column 12, line 39; tables 1-9	1, 5, 16, 23, 32, 34, 37, 40, 50, 54
A	WO 00 13172 A (HOEK STEPHEN MARCUS JASON ; SIGMA AUDIO RESEARCH LIMITED (NZ)) 9 March 2000 (2000-03-09) abstract page 4, line 12 - page 9, line 15; tables 1-3	1, 18-20, 29, 33, 49
--- -/--		
<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 5 April 2002		Date of mailing of the international search report 16/04/2002
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 Weihs, J

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/US 01/32282

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>US 5 995 859 A (TAKAHASHI IWAO) 30 November 1999 (1999-11-30)</p> <p>abstract column 3, line 25 -column 4, line 21 column 5, line 39 -column 9, line 236; tables 1-4</p> <p>---</p>	<p>1,5-7, 10-12, 16,23, 25,26, 32,34, 38-42, 50,54-56</p>
A	<p>US 6 083 172 A (YORKEY THOMAS J ET AL) 4 July 2000 (2000-07-04) cited in the application</p> <p>column 5, line 48 -column 8, line 64; tables 1-3</p> <p>---</p>	<p>5-8,12, 25,28, 30, 40-42, 54-56</p>
A	<p>US 5 924 980 A (COETZEE FRANS MARTIN) 20 July 1999 (1999-07-20)</p> <p>column 1, line 15 -column 2, line 33 column 4, line 66 -column 6, line 35; table 1</p> <p>-----</p>	<p>1,5-8, 10-12, 25,31</p>

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International Application No
PCT/US 01/32282

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5825672	A	20-10-1998	NONE
WO 0013172	A	09-03-2000	AU 5454899 A 21-03-2000 CN 1315033 T 26-09-2001 EP 1127349 A1 29-08-2001 WO 0013172 A1 09-03-2000 US 6266003 B1 24-07-2001
US 5995859	A	30-11-1999	JP 7222737 A 22-08-1995
US 6083172	A	04-07-2000	US 5853364 A 29-12-1998
US 5924980	A	20-07-1999	US 6135952 A 24-10-2000

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,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,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZW

(72)発明者 ワッセルマン ヨラム

イスラエル ハイファ 34995 アルベルト - シュヴァイツァー ストリート 68

Fターム(参考) 4C038 KK01 KL07 KM01

专利名称(译)	用于改善信噪比的信号处理方法和装置		
公开(公告)号	JP2005516642A	公开(公告)日	2005-06-09
申请号	JP2003526274	申请日	2001-10-15
[标]申请(专利权)人(译)	IMAGYN医疗TECH CALIFORNIA		
申请(专利权)人(译)	试想一下，加利福尼亚，公司的医疗技术		
[标]发明人	ワッセルマンヨラム		
发明人	ワッセルマン ヨラム		
IPC分类号	A61B5/145 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/053 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/04017 A61B5/0535 A61B5/1455 A61B5/7239		
FI分类号	A61B5/14.310		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KM01		
代理人(译)	西岛隆义		
优先权	145445 2001-09-13 IL		
其他公开文献	JP2005516642A6		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种方法和设备使用两种方法之一提取测量信号的信号分量。如果测量信号中的信号分量是具有某个明确定义的峰 - 峰强度值的周期信号，则确定并分析测量信号的上包络线和下包络线以提取测量信号的所述信号分量。该信号分量还可用于计算样品的所需参数。信号的DC分量被确定为上包络的中值，并且AC分量被确定为上包络和下包络之间的差的中值。如果测量信号的信号分量是由特定不对称形状表征的周期信号，则对测量信号应用特定自适应滤波，导致信号分量相对于噪声分量的增强。该自适应滤波基于高斯核的导数，其具有与信号分量的特征匹配的特定参数。

		(43) 公表日 平成17年6月9日(2005.06.09)
(61) Int. Cl. 7	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5 / 1 4 5	A 6 1 B 5 / 1 4 3 1 0	4 C 0 3 8
審査請求 有 予備審査請求 有 (全 29)		
(21) 出願番号	特願2003-526274 (P2003-526274)	(71) 出願人
(86) (22) 出願日	平成13年10月15日 (2001.10.15)	イマジン メディカル テクノロジー
(85) 翻訳文提出日	平成16年5月11日 (2004.5.11)	カリフォルニア, インコーポレイテ
(86) 国際出願番号	PCT/US2001/032282	アメリカ合衆国 カリフォルニア 9
(87) 国際公開番号	W02003/022141	14, アーバイン, パーク プラ
(87) 国際公開日	平成15年3月20日 (2003.3.20)	1, スイート 1100
(31) 優先権主張番号	145445	(74) 代理人
(32) 優先日	平成13年9月13日 (2001.9.13)	弁理士 熊倉 慎男
(33) 優先権主張国	イスラエル (IL)	(74) 代理人
		弁理士 大塚 文昭
		(74) 代理人
		弁理士 今城 俊夫
		(74) 代理人
		弁理士 西島 幸喜
最終頁に続		