

(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2015-527163

(P2015-527163A)

(43) 公表日 平成27年9月17日(2015.9.17)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 5/1455 (2006.01)** A 6 1 B 5/14 3 2 2 4 C 0 3 8

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2015-530999 (P2015-530999)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成25年7月2日 (2013.7.2)</p> <p>(85) 翻訳文提出日 平成27年3月27日 (2015.3.27)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/KR2013/005835</p> <p>(87) 国際公開番号 W02014/038778</p> <p>(87) 国際公開日 平成26年3月13日 (2014.3.13)</p> <p>(31) 優先権主張番号 10-2012-0098774</p> <p>(32) 優先日 平成24年9月6日 (2012.9.6)</p> <p>(33) 優先権主張国 韓国 (KR)</p>	<p>(71) 出願人 515062843                  リー、トン・フワ                  大韓民国、446-891 キョンギード、                  ヨンギン-シ、キフン-ク、ヒャンニン                  2-ロ 91-3</p> <p>(74) 代理人 100110423                  弁理士 曾我 道治</p> <p>(74) 代理人 100111648                  弁理士 梶並 順</p> <p>(74) 代理人 100147500                  弁理士 田口 雅啓</p> <p>(74) 代理人 100166235                  弁理士 大井 一郎</p> <p>(74) 代理人 100179914                  弁理士 光永 和宏</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体信号処理方法

(57) 【要約】

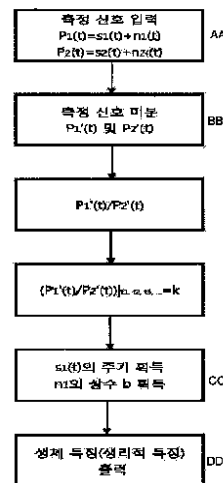
本発明は生体の生理的特性を測定するための生体信号処理方法を開示する。本発明に係る生体信号処理方法は、互いに異なる波長帯域を有し、上記生体の生理的特性を示す2つの信号関数のうち、いずれか1つの信号関数  $P_1(t)$  に対する微分  $P_1'(t)$  を他の1つの信号関数  $P_2(t)$  に対する微分  $P_2'(t)$  で割る (a) ステップ、そして、下記<数式1>を用いて下記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と上記関数  $s_1(t)$  の周期を獲得する (b) ステップを含んでなる。

【数1】

$$(P_1'(t)/P_2'(t)) |_{t=t_1, t_2, t_3, \dots} = k$$

(上記<数式1>で、 $P_1(t) = s_1(t) + n_1(t)$ 、 $P_2(t) = s_2(t) + n_2(t)$ 、 $a s_1(t) = s_2(t)$ 、 $b n_1(t) = n_2(t)$ 、 $a$ 、 $b$ 、及び  $k$  は定数、変数  $t$  は時間、 $n_1(t)$  と  $n_2(t)$  は各々生体信号測定時のノイズ (Noise) による信号関数である)

本発明によれば、ユーザの所望のデータ、即ちノイズ



AA ... Inputting measurement signals,  $P_1(t) = s_1(t) + n_1(t)$ ,  $P_2(t) = s_2(t) + n_2(t)$   
 BB ... Differentiating measurement signals,  $P_1'(t)$  and  $P_2'(t)$   
 CC ... Obtaining period of  $s_1(t)$ , obtaining constant  $b$  of  $n_1(t)$   
 DD ... Outputting characteristics of living body (physiological characteristics)

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

生体の生理的特性を測定するための生体信号処理方法であって、

互いに異なる波長帯域を有し、前記生体の生理的特性を示す 2 つの信号関数のうち、いずれか 1 つの信号関数  $P_1(t)$  に対する微分  $P_1'(t)$  を他の 1 つの信号関数  $P_2(t)$  に対する微分  $P_2'(t)$  で割る (a) ステップと、

下記 < 数式 1 > を用いて下記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と関数  $s_1(t)$  の周期を獲得する (b) ステップと、

を含んでなることを特徴とする、生体信号処理方法。

## 【数 1】

$$(P_1'(t)/P_2'(t))|_{t=t_1, t_2, t_3, \dots} = k$$

10

... < 数式 1 >

(前記 < 数式 1 > で、 $P_1(t) = s_1(t) + n_1(t)$ 、 $P_2(t) = s_2(t) + n_2(t)$ 、 $a s_1(t) = s_2(t)$ 、 $b n_1(t) = n_2(t)$ 、 $a$ 、 $b$ 、及び  $k$  は定数、変数  $t$  は時間、 $n_1(t)$  と  $n_2(t)$  は各々生体信号測定時のノイズ (Noise) による信号関数である)

## 【請求項 2】

前記 (b) ステップは、前記関数  $P_1'(t) / P_2'(t)$  が同一な値を有するようにする変数  $t$  の値が一定の周期で反復される値を含む条件を満たすように、前記 < 数式 1 > の  $k$  の値を設定して前記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と前記関数  $s_1(t)$  の周期を獲得することを特徴とする、請求項 1 に記載の生体信号処理方法。

20

## 【請求項 3】

前記 (b) ステップは、前記関数  $P_1'(t) / P_2'(t)$  の横軸 ( $t$ ) に平行する横線 ( $k$ ) と前記関数  $P_1'(t) / P_2'(t)$  とが合う交点が少なくとも 1 つの交点を挟んで一定の間隔で反復される交点を含む条件を満たすように前記 < 数式 1 > の  $k$  の値を設定して前記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と前記関数  $s_1(t)$  の周期を獲得することを特徴とする、請求項 1 に記載の生体信号処理方法。

## 【請求項 4】

前記 (b) ステップは、前記関数  $P_1'(t) / P_2'(t)$  の横軸 ( $t$ ) に平行する横線 ( $k$ ) と前記関数  $P_1'(t) / P_2'(t)$  とが合う交点が一定のパターンで反復される交点を含む条件を満たすように前記 < 数式 1 > の  $k$  の値を設定して前記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と前記関数  $s_1(t)$  の周期を獲得することを特徴とする、請求項 1 に記載の生体信号処理方法。

30

## 【請求項 5】

前記 (b) ステップは、前記関数  $P_1'(t) / P_2'(t)$  の横軸 ( $t$ ) に平行する横線 ( $k$ ) と前記関数  $P_1'(t) / P_2'(t)$  とが合う交点が予め設定されたパターンの交点を含む条件を満たすように前記 < 数式 1 > の  $k$  の値を設定して前記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と前記関数  $s_1(t)$  の周期を獲得することを特徴とする、請求項 1 に記載の生体信号処理方法。

40

## 【請求項 6】

前記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と関数  $s_1(t)$  の周期を抽出する時に使われる前記 < 数式 1 > は前記関数  $s_1(t)$  の微分  $s_1'(t)$  が 0 (Zero) であることを用いて獲得されることを特徴とする、請求項 1 から 5 のうち、いずれか一項に記載の生体信号処理方法。

## 【請求項 7】

前記生理的特性は、脈博酸素飽和度であることを特徴とする、請求項 1 に記載の生体信号処理方法。

## 【請求項 8】

前記生理的特性は赤外線信号と赤色信号により測定されることを特徴とする、請求項 1

50

に記載の生体信号処理方法。

【請求項 9】

生体の生理的特性を測定するための生体信号処理方法であって、

互いに異なる波長帯域を有し、前記生体の生理的特性を示す 2 つの信号関数のうち、いずれか 1 つの信号関数  $P_1(t)$  に対する微分  $P_1'(t)$  を他の 1 つの信号関数  $P_2(t)$  に対する微分  $P_2'(t)$  で割る (a) ステップと、

下記〈数式 1〉を用いて下記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と関数  $s_1(t)$  の周期を獲得する (b) ステップと、

下記〈数式 4〉を用いて関数  $s_1(t)$  のレファレンス (Reference) 波形を抽出する (c) ステップと、

10

を含んでなることを特徴とする、生体信号処理方法。

【数 2】

$$(P_1'(t)/P_2'(t))|_{t=t_1, t_2, t_3, \dots} = k$$

... 〈数式 1〉

(前記〈数式 1〉で、 $P_1(t) = s_1(t) + n_1(t)$ 、 $P_2(t) = s_2(t) + n_2(t)$ 、 $a s_1(t) = s_2(t)$ 、 $b n_1(t) = n_2(t)$ 、 $a$ 、 $b$ 、及び  $k$  は定数、変数  $t$  は時間、 $n_1(t)$  と  $n_2(t)$  は各々生体信号測定時のノイズ (Noise) による信号関数である)

【数 3】

20

$$P_1(t) - P_2(t)/b = s_1(t) + n_1(t) - (a s_1(t) + b n_1(t))/b = (1 - a/b) s_1(t)$$

... 〈数式 4〉

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は生体信号を処理する方法に関し、より詳しくは、酸素飽和度や脈博などの生体特性 (生理的特性) を非侵襲的な方法で得ようとする時、上記生体特性の把握のための信号の特性定数及び周期を容易に求めることができ、これを通じて上記生体特性をより迅速で、容易に確認することができる生体信号処理方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

酸素飽和度などの血液ガス飽和度 (Blood Gas Saturation)、血圧、心臓搏動、及び心電図などの多様な生理的特性による生体信号を処理する信号プロセッサ (Signal Processor) は、一般的にメイン信号 (Main Signal) とノイズ信号 (Noise Signal) を含んだ複合信号から上記メイン信号またはノイズ信号を抽出または除去することによって上記生体信号を獲得する。

【0003】

例えば、上記複合信号はユーザの所望のデータを含むメイン信号部分と、ノイズによるノイズ信号部分とが混合されたものである。この際、上記ノイズ信号が上記メイン信号と異なる周波数スペクトル (Frequency Spectrum) を占めていると、ローパス (Low Pass)、バンドパス (Band Pass)、及びハイパス (High Pass) フィルタリング (Filtering) などの既存のフィルタリング技法を使用して全体信号から上記ノイズ信号を除去するか、または上記メイン信号を抽出できるが、上記メイン信号とノイズ信号の周波数スペクトルが重畳する場合が存在する。

40

【0004】

このような場合、既存のフィルタリング技法は、上記メイン信号を抽出するか、または上記ノイズ信号を除去することに効果的でなく、上記 2 つの信号部分のうちの 1 つに対する充分の情報が与えられれば、アダプティブノイズキャンセラー (Adaptive Noise Canceller) などのコリレーションキャンセラー (Correlation Canceller) を使用して、その信

50

号部分を抽出することができるが、上記信号に対する情報が与えられないことが一般的である。

【0005】

このように、上記メイン信号部分とノイズ信号部分に対する何らの情報も容易に決定できない領域が生理的モニタリング、即ち前述した生理的特性をモニタリングする分野である。上記生理的モニタリングは、一般的に人体のような生体システムから派生した測定信号を使用して生理的特性をモニタリングする。

【0006】

一般的に、生理的モニタリングシステムに使われる測定は心電図検査 (Electrocardiographs)、血圧、血液ガス飽和度 (例：酸素飽和度など)、二酸化炭素分圧測定 (Capnographs)、異なる血液構成モニタリング、心臓搏動、呼吸速度測定など、多様な種類があり、上記血液ガス飽和度の一種である酸素飽和度の例には動脈血酸素飽和度がある。

【0007】

前述した多様な種類の生理的特性の測定は、選択されたエネルギー形態に、指のような検査媒体を過ぎるエネルギー減衰 (Energy Attenuation) の属性を使用してなされることができる。これらのうち、血液ガスモニタリングは生物学的組織や物質によるエネルギー減衰の測定に基づく生理的モニタリングの一例である。

【0008】

上記血液ガスモニタリングでは検査媒体、例えば患者の指に生体信号測定のための光を照射し、時間の関数に従う光の減衰特性を測定する。この際、動脈血の流れに敏感な血液ガスモニターの出力信号は患者の動脈パルスにより表れる波形を有する信号を含む。

【0009】

前述した生理的モニタリングに関連した内容は、米国登録特許第6,002,952号と第5,490,505号などの特許文献に開示されているが、指などの検査媒体を通じて生理的モニタリングを遂行する場合、静脈血や指の動きなどのノイズ要因によりエネルギー減衰が不規則に表れる。

【0010】

米国登録特許第6,002,952号の図1には、規則的なエネルギー減衰による信号波形 (メイン信号の波形) を示すグラフが図示されており、図2には現実的な、即ちノイズ成分が加えられた不規則的なエネルギー減衰による信号波形を示すグラフが図示されている。

【0011】

ところが、前述したように、静脈血や患者の動きなどによる不規則信号波形が検出される場合、これからメイン信号を抽出するためには複雑な演算過程と処理過程を経なければならないので、上記メイン信号の情報、例えば上記メイン信号の周期及び特性定数を抽出し、これを通じて生理的特性を出力することに困難性がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】米国登録特許第6,002,952号

【特許文献2】米国登録特許第5,490,505号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

本発明は、検出器により測定 (入力) された生体信号の情報、特に上記生体信号からノイズ信号が除去されたメイン信号の特性を簡単なプロセスを通じて獲得することができる生体信号処理方法を提供することをその目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

前述した課題の解決のために、本発明は生体の生理的特性を測定するための生体信号処

理方法を提供する。本発明に従う生体信号処理方法は、互いに異なる波長帯域を有し、上記生体の生理的特性を示す2つの信号関数のうち、いずれか1つの信号関数  $P_1(t)$  に対する微分  $P_1'(t)$  を他の1つの信号関数  $P_2(t)$  に対する微分  $P_2'(t)$  で割る (a) ステップ、そして、下記<数式1>を用いて下記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と下記関数  $s_1(t)$  の周期を獲得する (b) ステップを含んでなる。

【0015】

【数1】

$$(P_1'(t)/P_2'(t))|_{t=t_1, t_2, t_3, \dots} = k$$

... <数式1>

(上記<数式1>で、 $P_1(t) = s_1(t) + n_1(t)$ 、 $P_2(t) = s_2(t) + n_2(t)$ 、 $as_1(t) = s_2(t)$ 、 $bn_1(t) = n_2(t)$ 、 $a$ 、 $b$ 、及び  $k$  は定数、変数  $t$  は時間、 $n_1(t)$  と  $n_2(t)$  は各々生体信号測定時のノイズ(Noise)による信号関数である)

【0016】

上記(b)ステップは、上記関数  $P_1'(t)/P_2'(t)$  が同一の値を有するようにする変数  $t$  の値が一定の周期で反復される値を含む条件を満たすように、上記<数式1>の  $k$  の値を設定して上記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と関数  $s_1(t)$  の周期を獲得することを特徴とする。

【0017】

上記(b)ステップは、上記関数  $P_1'(t)/P_2'(t)$  の横軸 ( $t$ ) に平行な横線 ( $k$ ) と上記関数  $P_1'(t)/P_2'(t)$  とが合う交点が少なくとも1つの交点を挟んで一定の間隔で反復される交点を含む条件を満たすように上記<数式1>の  $k$  の値を設定して上記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と関数  $s_1(t)$  の周期を獲得することを特徴とすることもできる。

【0018】

また、上記(b)ステップは、上記関数  $P_1'(t)/P_2'(t)$  の横軸 ( $t$ ) に平行する横線 ( $k$ ) と上記関数  $P_1'(t)/P_2'(t)$  とが合う交点が一定のパターンで反復される交点を含む条件を満たすように上記<数式1>の  $k$  の値を設定して上記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と上記関数  $s_1(t)$  の周期を獲得することを特徴とすることもできる。

【0019】

上記(b)ステップは、上記関数  $P_1'(t)/P_2'(t)$  の横軸 ( $t$ ) に平行する横線 ( $k$ ) と上記関数  $P_1'(t)/P_2'(t)$  とが合う交点が予め設定されたパターンの交点を含む条件を満たすように上記<数式1>の  $k$  の値を設定して、上記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と関数  $s_1(t)$  の周期を獲得することもできる。

【0020】

そして、上記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と関数  $s_1(t)$  の周期を抽出する時に使われる上記<数式1>は上記関数  $s_1(t)$  の微分  $s_1'(t)$  が0 (Zero)であることを用いて獲得されることを特徴とする。

【0021】

上記生理的特性は脈搏酸素飽和度であることを例示することができ、上記生理的特性は赤外線信号と赤色信号により測定できる。

【0022】

一方、上記(b)ステップで上記定数  $b$  が抽出された後、以下の<数式4>により上記信号関数  $s_1(t)$  のレファレンス(Reference)波形を抽出することもできる。

【0023】

【数2】

$$P_1(t) \cdot P_2(t) / b = s_1(t) + n_1(t) \cdot (as_1(t) + bn_1(t)) / b = (1 - a/b) s_1(t)$$

... <数式4>

10

20

30

40

50

**【発明の効果】****【0024】**

本発明によれば、ユーザの所望のデータ、即ちノイズ成分が除去されたデータの信号周期を簡単な処理過程を通じて抽出できるので、生理的特性の検出のために必要とする過程が簡略化できる。

**【図面の簡単な説明】****【0025】**

【図1】ノイズ要因がない状態の理想的な信号（メイン信号）波形の一例を概略的に示すグラフである。

【図2】ノイズが含まれた現実的な信号（複合信号）波形の一例を概略的に示すグラフである。

10

【図3】本発明に係る生体信号処理方法の一実施形態を示す順序図である。

【図4】本発明に係る生体信号処理方法によりメイン信号の周期を抽出する方法を説明するためのグラフである。

【図5】本発明に係る生体信号処理方法によりメイン信号の基準パターンを抽出する方法を説明するためのグラフである。

**【発明を実施するための形態】****【0026】**

以下、本発明の目的が具体的に実現できる本発明の好ましい実施形態を添付の図面を参照して説明する。本実施形態を説明するに当たって、同一構成に対しては同一名称及び同一符号が使われて、これに従う付加的な説明は省略する。

20

**【0027】**

図1及び図2を参照すると、非侵襲的に生理的特性を測定する時、ノイズ要因がない場合には、図1に示すように、規則的な周期を有する理想的な信号（メイン信号）の波形10が検出されるが、ノイズ要因が存在する場合には、図2に示すように、メイン信号にノイズ信号が混合された不規則的な信号波形20が検出される。

**【0028】**

上記不規則的信号波形20は理想的な信号の波形10にノイズ要因が付加された効果を示すが、生体の生理的特性を測定する時、前述したノイズ要因が存在する場合には、たとえ小さい要因としても生理的特性のデータを有するメイン信号の区別を難しくすることがある。

30

**【0029】**

前述した生理的特性の測定のために、酸素飽和度測定器などのセンサにより検出される信号、即ち測定信号（Measured Signals）は2つの測定信号を含むが、上記2つの測定信号は互いに異なる波長帯域に属する信号が用いられることができ、上記2つの測定信号を通じて生体の生理的特性が確認できる。

**【0030】**

上記2つの測定信号、即ち上記センサにより測定される信号20（測定信号または入力信号）は、各々メイン信号10（Main Signal）とノイズ信号（Noise Signal）を含み、ここで、上記メイン信号はノイズ要因がない時の理想的な測定信号であり、上記ノイズ信号はノイズ要因、例えば患者の動きや静脈血などの要因に起因して測定される信号である。

40

**【0031】**

上記2つの測定信号の具体的な一例に、脈博酸素飽和度測定に使われる信号が挙げられるが、赤外線（IR）を使用して測定される赤外線信号と赤色光（Red Light）を使用して測定される赤色光信号がある。

**【0032】**

ここで、動脈血の酸素飽和度を非侵襲的に測定する機器（センサ）を脈博酸素飽和度測定器（Pulse Oxymeter）といい、上記動脈血でヘモグロビンの血液酸素飽和度を示す装置である。上記酸素飽和度は心臓出力や肺機能評価、器官特異貫流や心血管状態評価、低酸

50

素症診断などに活用される情報であって、医療分野は勿論、スポーツ科学分野など、多様な分野にその使用分野が拡散されている。

【0033】

上記脈搏酸素飽和度測定器は、患者（被検査者）の身体（例えば、指）に2種類の光を照射する2つの光源（Light Emitter）とフォトダイオード（Photo Diode）のような光検出器（Detector）を含んで構成されるが、上記2つの光源には、赤色光を出力する赤色LED（発光ダイオード）と赤外線を出力する赤外線LEDが使用できる。

【0034】

そして、前述した酸素飽和度などの生理的特性を示す上記2つの測定信号の各々は、前述したように、メイン信号とノイズ信号とが混合された複合信号であって、以下では上記メイン信号の波形10を示す関数を  $s(t)$  といい、上記ノイズ信号の波形20を示す関数（生体信号測定時のノイズ（Noise）による信号）を  $n(t)$  といい、本発明では上記測定信号（複合信号）による関数を  $P(t)$  とし、上記関数  $s(t)$  と  $n(t)$  との和で表示する。

10

【0035】

より具体的に説明すると、人体のような生体の生理的特性を示す2つの信号、即ち上記2つの測定信号のうち、いずれか1つの信号を関数  $P_1(t)$  として示し、他の1つの信号を関数  $P_2(t)$  として示すことができ、この際、上記関数  $P_1(t)$  と  $P_2(t)$  が特定信号に限定されるものではなく、2つの信号のうち、任意の1つが上記  $P_1(t)$  と称される場合、残りの1つが  $P_2(t)$  となることを意味する。

20

【0036】

この際、上記  $P_1(t)$  及び  $P_2(t)$  は以下の通り定義できる。

【0037】

$$P_1(t) = s_1(t) + n_1(t), \quad P_2(t) = s_2(t) + n_2(t)$$

【0038】

そして、 $P_1(t)$  と  $P_2(t)$  で、 $a s_1(t) = s_2(t)$  であり、 $b n_1(t) = n_2(t)$  であり、 $a$  と  $b$  は定数であり、関数  $P_1(t)$  と  $P_2(t)$  は時間に従う関数であって、変数  $t$  は時間を示す。

【0039】

以下、図3及び図4を参照して本発明に係る生体信号処理方法の一実施形態として、上記生理的特性のデータを込めたメイン信号に対する情報を得る過程、特に上記メイン信号の周期を抽出する例が説明される。

30

【0040】

本発明は生体の生理的特性を測定するための生体信号処理方法であって、互いに異なる波長帯域を有し、上記生体の生理的特性を示す2つの信号関数（ $P(t)$ ）のうち、いずれか1つの信号関数（以下、 $P_1(t)$  という）に対する微分  $P_1'(t)$  を他の1つの信号関数（以下、 $P_2(t)$  という）に対する微分  $P_2'(t)$  で割る（a）ステップと、 $n_1(t)$  の定数  $b$  と関数  $s_1(t)$  の周期を獲得する（b）ステップを含んでなるが、上記（b）ステップは以下の〈数式1〉を用いて処理される。

【0041】

40

【数3】

$$(P_1'(t)/P_2'(t))|_{t=t_1, t_2, t_3, \dots = k}$$

【0042】

... 〈数式1〉

即ち、上記（a）ステップにより獲得される関数は、下記の〈数式2〉のように示すことができる。

【0043】

【数4】

$$(P_1'(t)/P_2'(t)) = (s_1'(t) + n_1'(t)) / (s_2'(t) + n_2'(t))$$

【0044】

50

... < 数式 2 >

したがって、上記 < 数式 2 > は  $(s_1'(t) + n_1'(t)) / (a s_1'(t) + b n_1'(t))$  と表現されることができ、上記関数  $s_1(t)$  の微分  $s_1'(t)$  が 0 (Zero) であれば、上記 < 数式 2 > の値が  $(1/b)$  となり、同一な条件で  $(1/b) = k$  が成立するようになる。

【0045】

前述した酸素飽和度などの生理的特性による生体信号を処理する信号プロセッサ (Processor) は、上記信号プロセッサに入力される上記 2 つの測定信号のうち、いずれか 1 つの信号 (例えば、赤外線信号) から上記関数  $P_1(t)$  を生成し、他の 1 つの信号 (例えば、赤色光信号) から上記  $P_2(t)$  を生成する。勿論、本発明では上記関数  $P_1(t)$  と  $P_2(t)$  が特定されたものでないので、上記関数  $P_1(t)$  が赤色光信号による関数であり、上記関数  $P_2(t)$  が赤外線信号による関数となることもできる。

10

【0046】

そして、脈博酸素飽和度測定時に上記  $s_1(t)$  と  $s_2(t)$  は動脈血による信号関数であり、 $n_1(t)$  と  $n_2(t)$  は静脈血などのノイズ要因による信号関数となることができる。

【0047】

次に、上記  $P_1(t)$  と  $P_2(t)$  を各々微分して関数  $P_1'(t)$  と  $P_2'(t)$  を得て、上記関数  $P_1'(t)$  と  $P_2'(t)$  のうち、いずれか 1 つの関数で他の 1 つの関数を割ることによって上記 < 数式 2 > が得られる。

20

【0048】

そして、上記 (b) ステップで上記関数  $s_1(t)$  の周期を抽出するために、上記 < 数式 2 > に定義された関数  $P_1'(t) / P_2'(t)$  が同一な値を有するようにする変数  $t$  の値が一定のパターンで反復される値を含む条件を満たすように、上記 < 数式 1 > の  $k$  値が抽出されれば、上記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と上記関数  $s_1(t)$  の周期が求められる。

【0049】

図 4 を参照して、上記関数  $s_1(t)$  の周期を抽出するモデルをより具体的に説明すると、時間  $t$  を横軸とする < 数式 2 > の関数に従うグラフで仮想の横線 ( $k$ ) を縦方向に水平移動させる時、上記仮想の横線 ( $k$ ) と上記 < 数式 2 > のグラフとが合う交点が一定のパターンで反復される点を含む場合、上記仮想の横線 ( $k$ ) の値の逆数が上記 < 数式 1 > の  $k$  値となる。

30

【0050】

この際、上記 < 数式 2 > によれば、上記仮想の横線 ( $k$ ) と上記 < 数式 2 > の関数とが合う点の  $t$  値は上記関数  $s_1(t)$  の微分  $s_1'(t)$  が 0 (Zero) になる座標 (関数  $s_1(t)$  の谷と頂) の  $t$  値を含むようになり、関数  $s_1(t)$  の谷と谷との間の距離、または頂と頂との間の距離が関数  $s_1(t)$  の周期となる。

【0051】

したがって、上記仮想の横線 ( $k$ ) と上記 < 数式 2 > のグラフとが合う交点が少なくとも 1 つの点を挟んで一定の間隔で反復される点を含むか、または上記仮想の横線 ( $k$ ) と上記 < 数式 2 > のグラフとが合う交点が一定の間隔で反復される一対の点 (1 つは関数  $s_1(t)$  の谷に対応し、他の 1 つは関数  $s_1(t)$  の頂に対応する) を含むように上記横線 ( $k$ ) を決定し、少なくとも 1 つの点を挟んで一定の間隔で反復される点の周期や一定の間隔で反復される一対の点の周期を抽出すれば、上記点の周期が上記  $s_1(t)$  の周期となる。

40

【0052】

図 4 を参照してより具体的に説明すると、上記 < 数式 2 > の関数と上記横線 ( $k$ ) との交点が一定の間隔 ( $L_1 = L_2 = \dots$ ) で反復される点を有するように上記横線 ( $k$ ) を上下に動いて上記横線 ( $k$ ) の位置を決定すれば、上記  $L_1$  が上記  $s_1(t)$  の周期となる。

50



## 【0053】

これとは異なり、上記<数式2>の関数と上記横線(k)との交点が一定の間隔( $m_1$  または  $m_2$ )で反復される一対の点を有するように、上記横線(k)を上下に動いて上記横線(k)の位置を決定すれば、上記一対の点が反復される周期が上記  $s_1(t)$  の周期となる。ここで、 $m_1 = m_3 = \dots$  であり、 $m_2 = m_4 = \dots$  である。

## 【0054】

また、上記<数式2>の関数と上記横線(k)との交点のうち、いずれか一点を中心に左側に位置したいずれか1つの交点までの距離と右側に位置したいずれか1つの交点までの距離の割合( $m_1/m_2$ )が周期性を有するように上記横線(k)の位置を決定すれば、上記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と関数  $s_1(t)$  の周期が抽出できる。即ち ( $m_1/m_2$ ) = ( $m_3/m_4$ ) =  $\dots$  であれば、上記  $s_1(t)$  の周期が抽出できる。

10

## 【0055】

そして、図5のグラフに示すように、ノイズ  $n_1(t)$  が含まれていない一周期の微分された信号  $s_1'(t)$  の値が0 (Zero) である時間  $t$  値のパターンを基準パターンに設定して、上記<数式2>の関数と上記横線(k)との交点が基準パターンで反復される点を有するように上記横線(k)を上下に動いて上記横線(k)の位置を決定すれば、上記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と関数  $s_1(t)$  の周期が抽出できる。

## 【0056】

本実施形態では、関数  $s_1'(t)$  が0 (Zero) となる点(関数  $s_1(t)$  の谷と頂)で上記<数式2>の値が定数になることに基づいて関数  $s_1(t)$  の周期を抽出する方法を開示し、このような技術的思想に基づく一周期抽出方法は前述したように多様に変更できる。

20

## 【0057】

逆に、下記<数式3>のように上記関数  $P_2'(t)$  を関数  $P_1'(t)$  で割っても前述した同一の方法を用いて上記  $s_1(t)$  または  $s_2(t)$  の周期及び定数  $b$  値を抽出することができ、上記関数  $s_1(t)$  と  $s_2(t)$  の周期は同一であるので、2つの関数のうち、1つの周期を抽出すれば、上記2つの測定信号のメイン信号10の周期と定数  $b$  を導出することができる。

## 【0058】

## 【数5】

$$(P_2'(t)/P_1'(t))=(1/k)=(s_2'(t)+n_2'(t))/(s_1'(t)+n_1'(t)) \\ = (as_1'(t)+bn_1'(t))/(s_1'(t)+n_1'(t))=(s_2'(t)+n_2'(t))/((s_2'(t)/a)+(n_2'(t)/b))$$

... <数式3>

## 【0059】

そして、上記メイン信号の周期を検出することによって前述した生理的特性を獲得し、これを外部に出力できるようになる。

## 【0060】

また、ノイズ  $n_1(t)$  が含まれていない信号  $s_1'(t)$  の値が0の点のパターンを知っている時、上記<数式1>を用いて上記関数  $n_1(t)$  の定数  $b$  と関数  $s_1(t)$  の周期を獲得することができる。

40

## 【0061】

そして、上記(b)ステップで定数  $b$  を抽出した後、下記<数式4>を用いて  $s(t)$  信号の基準波形(Reference Waveform)を抽出することができる。

## 【0062】

## 【数6】

$$P_1(t)-P_2(t)/b=s_1(t)+n_1(t)-(as_1(t)+bn_1(t))/b=(1-a/b)s_1(t)$$

## 【0063】

... <数式4>

上記のように本発明に係る好ましい実施形態を説明したものであり、前述した実施形態

50

の他にも本発明がその趣旨や範疇から逸脱することなく他の特定形態に具体化できるという事実は、該当技術に通常の知識を有する者には自明である。

【 0 0 6 4 】

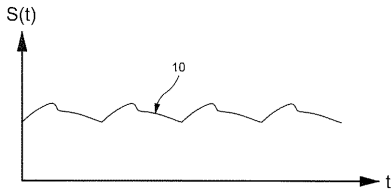
したがって、前述した実施形態は制限的なものでなく、例示的なものと見なされなければならず、これによって本発明は前述した説明に限定されず、添付した請求項の範疇及びその同等範囲内で変更されることもできる。

【 産業上の利用可能性 】

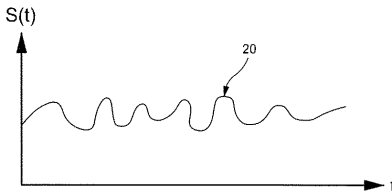
【 0 0 6 5 】

本発明は医療機器、特に酸素飽和度などの生理的特性を検出する装置に適用される生体信号処理方法であって、医療機器または補助医療機器分野に用いられることができ、生理的特性の検出過程を簡略化することができる。

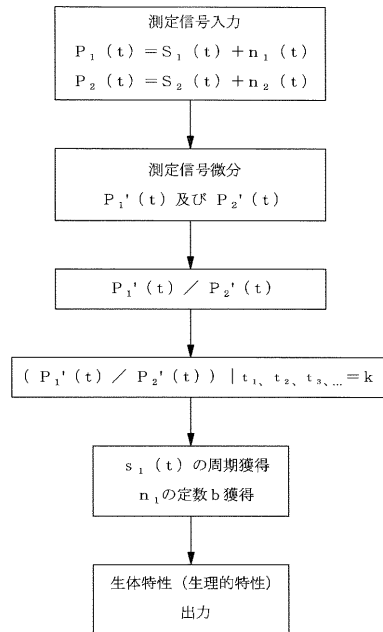
【 図 1 】



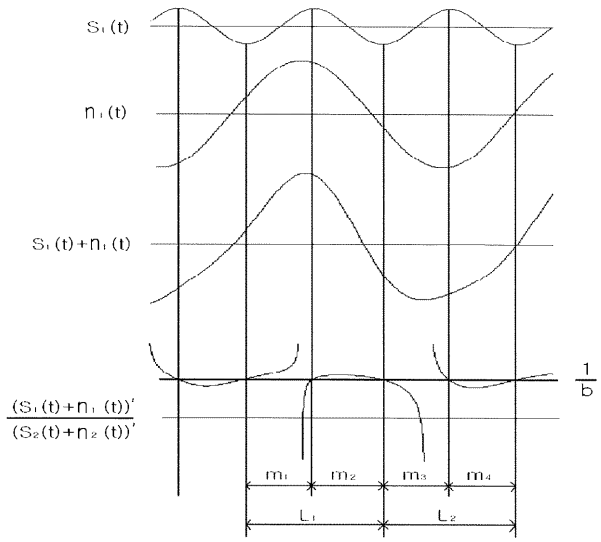
【 図 2 】



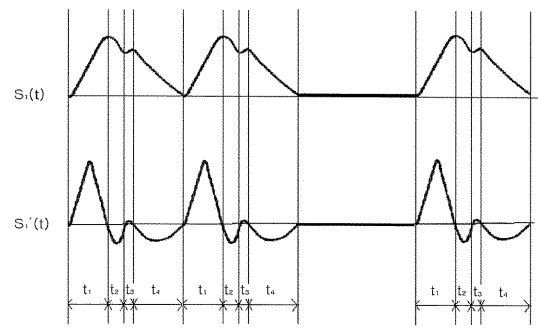
【 図 3 】




【 図 4 】



【 図 5 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. <b>PCT/KR2013/005835</b>
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> <i>A61B 5/02(2006.01)i, A61B 5/1477(2006.01)i, G06F 19/00(2011.01)i</i> According to International Patent Classification (IPC) nr to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 5/02; H03M 7/00; G06F 17/17; A61B 5/0452; A61B 5/0402; A61B 8/00; A61B 5/00; A61B 5/1477; G06F 19/00  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: binlogical signal processing, signal function differential, cycle acquisition		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KR 10-2008-0030189 A (INDUSTRY ACADEMIC COOPERATION FOUNDATION, HALLYM UNIVERSITY) 04 April 2008 See paragraphs [0017]-[0035].	1-9
A	JP 07-194565 A (PACESETTER AB) 01 August 1995 See paragraphs [0024]-[0028].	1-9
A	KR 10-2009-0009080 A (FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC.) 22 January 2009 See paragraphs [0019]-[0058].	1-9
A	KR 10-2007-0013981 A (SAMSUNG MEDISON CO.,LTD.) 31 January 2007 See page 3, line 17-page 4, line 7.	1-9
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent 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 <b>29 OCTOBER 2013 (29.10.2013)</b>		Date of mailing of the international search report <b>01 NOVEMBER 2013 (01.11.2013)</b>
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer   Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No.

**PCT/KR2013/005835**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2008-0030189 A	04/04/2008	NONE	
JP 07-194565 A	01/08/1995	DE 69420235 D1	30/09/1999
		DE 69420235 T2	30/03/2000
		EP 0656219 A1	07/06/1995
		EP 0656219 B1	25/08/1999
		SE 9304029 D0	03/12/1993
		US 05556419 A	17/09/1996
KR 10-2009-0009080 A	22/01/2009	CN 101164239 A0	16/04/2008
		CN 101164239 B	18/08/2010
		CN 101167254 A0	23/04/2008
		CN 101167254 B	06/10/2010
		JP 05-017257 B2	05/09/2012
		JP 2008-539469 A	13/11/2008
		US 2006-0244640 A1	02/11/2006
		US 2006-0244644 A1	02/11/2006
		US 7109906 B1	19/09/2006
		US 7327288 B2	05/02/2008
		US 7561076 B2	14/07/2009
		WO 2006-119025 A1	09/11/2006
		WO 2007-114828 A1	11/10/2007
KR 10-2007-0013981 A	31/01/2007	JP 04-899439 B2	21/03/2012
		JP 2007-029703 A	08/02/2007
		US 2007-0038101 A1	15/02/2007
		US 2009-0318811 A1	24/12/2009
		US 8012093 B2	06/09/2011

PCT/KR2013/005835

# 특허협력조약 PCT

## 국제조사보고서 (PCT 제 18 조 및 PCT규칙 43 및 44)

출원인 또는 대리인의 서류참조기호 <b>HOP13-0058WO</b>	추가적인 조치	서식 PCT/ISA/220 및 아래 5.(해당하는 경우) 참조
국제출원번호 <b>PCT/KR2013/005835</b>	국제출원일 (일/월/년) 02 July 2013 (02.07.2013)	(최) 우선일 (일/월/년) 06 September 2012 (06.09.2012)
출원인 이 동화		

본 국제조사보고서는 본 국제조사기관에 의하여 작성되었으며 PCT 제18조의 규정에 따라 출원인에게 송부됩니다. 이 국제조사보고서의 사본은 국제사무국에 송부됩니다.

본 국제조사보고서는 총 3 매로 구성되어 있습니다.  
 본 보고서에서 인용된 각 선행기술 문헌의 사본도 첨부되어 있습니다.

1. 보고서의 기초
  - a. 언어와 관련하여, 국제조사는 아래에 기초하여 수행되었습니다.
    - 출원시의 언어로 된 국제출원
    - 국제조사를 위해 \_\_\_\_\_ 로 번역되어 제출된 국제출원의 번역문(PCT규칙 12.3(a) 및 23.1(b))
  - b.  본 국제조사보고서는 PCT규칙 91의 규정에 따라 당해 기관이 허가하였거나 또는 당해 기관에 통보된 명백한 잘못의 정정을 고려하여 작성되었습니다(PCT규칙 43.6의2(a)).
  - c.  국제출원에 개시된 핵산염기 및/또는 아미노산 서열에 관하여는 제1기제란을 참조하십시오.
2.  일부 청구항은 조사할 수 없습니다(제2기제란 참조).
3.  발명의 단일성이 결여되어 있습니다(제3기제란 참조).
4. 발명의 명칭과 관련하여,
  - 출원인이 제출한 대로 승인합니다.
  - 본 국제조사기관이 다음과 같이 발명의 명칭을 작성하였습니다:
5. 요약서와 관련하여,
  - 출원인이 제출한 대로 승인합니다.
  - PCT규칙 38.2의 규정에 따라 본 기관이 제4기제란에 표시된 대로 요약서를 작성하였습니다. 출원인은 본 국제조사보고서의 발송일로부터 1월 이내에 본 기관에 의견을 제출할 수 있습니다.
6. 도면과 관련하여,
  - a. 요약서와 함께 공개될 도면은 제 3 도이며
    - 출원인이 제안하였습니다.
    - 출원인이 도면의 번호를 제안하지 않았기 때문에 본 기관이 선택하였습니다.
    - 본 도면이 발명의 특징을 더 잘 나타내고 있기 때문에 본 기관이 선택하였습니다.
  - b.  요약서와 함께 공개될 도면이 없습니다.

국제조사보고서

국제출원번호  
PCT/KR2013/005835

<b>A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))</b> A61B 5/02(2006.01)i, A61B 5/1477(2006.01)i, G06F 19/00(2011.01)i		
<b>B. 조사된 분야</b> 조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재) A61B 5/02; H03M 7/00; G06F 17/17; A61B 5/0452; A61B 5/0402; A61B 8/00; A61B 5/00; A61B 5/1477; G06F 19/00 조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌 한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC 일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC 국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우)) eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 생체 신호 처리, 신호 함수 미분, 주기 획득		
<b>C. 관련 문헌</b>		
카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
A	KR 10-2008-0030189 A (학교법인 한림대학교) 2008.04.04 문단 [0017]-[0035] 참조.	1-9
A	JP 07-194565 A (Pacesetter AB) 1995.08.01 문단 [0024]-[0028] 참조.	1-9
A	KR 10-2009-0009080 A (프리스케일 세미컨덕터, 인크.) 2009.01.22 문단 [0019]-[0058] 참조.	1-9
A	KR 10-2007-0013981 A (주식회사 메디슨) 2007.01.31 페이지 3, 라인 17 - 페이지 4, 라인 7 참조.	1-9
<input type="checkbox"/> 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다. <input checked="" type="checkbox"/> 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.		
* 인용된 문헌의 특별 카테고리: "A" 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌 "E" 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌 "L" 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌 "O" 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌 "P" 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌 "T" 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌 "X" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신구성 또는 진보성이 없는 것으로 본다. "Y" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다. "&" 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌		
국제조사의 실제 완료일 2013년 10월 29일 (29.10.2013)	국제조사보고서 발송일 2013년 11월 01일 (01.11.2013)	
ISA/KR의 명칭 및 우편주소 대한민국 특허청 (302-701) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사) 팩스 번호 +82-42-472-7140	심사관 나선희 전화번호 +82-42-481-5746	

서식 PCT/ISA/210 (두 번째 용지) (2009년 7월)

국제조사보고서 대응특허에 관한 정보		국제출원번호 PCT/KR2013/005835	
국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2008-0030189 A	2008/04/04	없음	
JP 07-194565 A	1995/08/01	DE 69420235 D1	1999/09/30
		DE 69420235 T2	2000/03/30
		EP 0656219 A1	1995/06/07
		EP 0656219 B1	1999/08/25
		SE 9304029 D0	1993/12/03
		US 05556419 A	1996/09/17
KR 10-2009-0009080 A	2009/01/22	CN 101164239 A0	2008/04/16
		CN 101164239 B	2010/08/18
		CN 101167254 A0	2008/04/23
		CN 101167254 B	2010/10/06
		JP 05-017257 B2	2012/09/05
		JP 2008-539469 A	2008/11/13
		US 2006-0244640 A1	2006/11/02
		US 2006-0244644 A1	2006/11/02
		US 7109906 B1	2006/09/19
		US 7327288 B2	2008/02/05
		US 7561076 B2	2009/07/14
		WO 2006-119025 A1	2006/11/09
		WO 2007-114828 A1	2007/10/11
KR 10-2007-0013981 A	2007/01/31	JP 04-899439 B2	2012/03/21
		JP 2007-029703 A	2007/02/08
		US 2007-0038101 A1	2007/02/15
		US 2009-0318811 A1	2009/12/24
		US 8012093 B2	2011/09/06



## フロントページの続き

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

(74)代理人 100179936

弁理士 金山 明日香

(72)発明者 リー、トン・フワ

大韓民国、446-891 キョンギ - ド、ヨンギン - シ、キフン - ク、ヒャンニン 2 - ロ 9  
1 - 3

Fターム(参考) 4C038 KK01 KL05 KL07 KM01 KX02

## 【要約の続き】

成分が除去されたデータの信号周期を簡単な処理過程を通じて抽出することができるので、生理的特性の検出のために必要とする過程が簡略化できる。