

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4050706号
(P4050706)

(45) 発行日 平成20年2月20日(2008.2.20)

(24) 登録日 平成19年12月7日(2007.12.7)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 5/0245 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 1 0 A
A 6 1 B 5/1455 (2006.01) A 6 1 B 5/14 3 2 2

請求項の数 12 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2004-1364 (P2004-1364)	(73) 特許権者	390019839
(22) 出願日	平成16年1月6日(2004.1.6)		三星電子株式会社
(65) 公開番号	特開2004-209257 (P2004-209257A)		Samsung Electronics
(43) 公開日	平成16年7月29日(2004.7.29)		Co., Ltd.
審査請求日	平成16年1月6日(2004.1.6)		大韓民国京畿道水原市靈通区梅灘洞416
(31) 優先権主張番号	2003-000779	(74) 代理人	100064908
(32) 優先日	平成15年1月7日(2003.1.7)		弁理士 志賀 正武
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)	(74) 代理人	100089037
前置審査			弁理士 渡邊 隆
		(74) 代理人	100108453
			弁理士 村山 靖彦
		(74) 代理人	100110364
			弁理士 実広 信哉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 異常データ消去方法及びそれを適用した分光学を利用した血液成分分析システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

測定しようとする血液成分と反応する第1及び第2波長の光を被検体に照射し、前記被検体から透過される第1及び第2波長の光を光電変換させて得られるPPG信号を分析して前記血液成分の濃度を予測する分光学を利用した血液成分分析システムにおいて、

(a) 任意の単位時間の間、前記第1及び第2波長に対するPPG信号を収集する段階と、

(b) 前記(a)段階で収集されたPPG信号に含まれたn個のパルスデータに対してn個(ここで、nは正の整数)の多変量線形解析に使用される媒介変数を算出する段階と、

(c) 前記(b)段階で算出されたn個の媒介変数の平均値を算出する段階と、

(d) 前記n個の媒介変数中、前記平均値から任意の平均値に占める比率を外れる媒介変数が占める比率を任意の消去基準値と比較してn個のパルスデータの有効の如何を判断する段階と、を含み、

前記平均値に占める比率は前記第1及び第2波長によって設定されることを特徴とする異常データ消去方法。

【請求項2】

(e) 前記(d)段階での比較結果、前記n個の媒介変数のうち、前記平均値から任意の平均値に占める比率を外れる媒介変数が占める比率が前記消去基準値より大きいかまたは同じである場合、前記n個のパルスデータのうち全部を更新して前記(b)ないし(d)

) 段階を反復遂行する段階をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の異常データ消去方法。

【請求項 3】

(e) 前記 (d) 段階での比較結果、前記 n 個の媒介変数のうち前記平均値から任意の平均値に占める比率を外れる媒介変数が占める比率が前記消去基準値より大きいかまたは同じである場合、前記 n 個の Puls データのうち一部を更新して前記 (b) ないし (d) 段階を反復遂行する段階をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の異常データ消去方法。

【請求項 4】

前記第 1 及び第 2 波長が等吸光点に該当する場合、前記平均値に占める比率は $\pm 3.5\% \sim \pm 4.5\%$ であることを特徴とする請求項 1 に記載の異常データ消去方法。

10

【請求項 5】

前記第 1 及び第 2 波長が赤色領域または赤外線領域に該当する場合、前記平均値に占める比率は $\pm 1.5\% \sim \pm 2.5\%$ であることを特徴とする請求項 1 に記載の異常データ消去方法。

【請求項 6】

前記 n 個の Puls データは外部で印加した圧力によって発生する血流変化による変調波形態の信号から生成することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうち何れか 1 項に記載の異常データ消去方法。

【請求項 7】

20

測定しようとする血液成分と反応する第 1 及び第 2 波長の光を被検体に照射し、前記被検体から透過される第 1 及び第 2 波長の光を光電変換させて得られる P P G 信号を分析して前記血液成分の濃度を予測する分光学を利用した血液成分分析システムで使用されるコンピュータ読取り可能な記録媒体において、

任意の単位時間の間収集された前記第 1 及び第 2 波長に対する P P G 信号に含まれた n 個の Puls データに対して n 個 (ここで、n は正の整数) の多変量線形解析に使用される媒介変数を算出する第 1 手順と、

前記第 1 プログラムによって算出された n 個の媒介変数の平均値を算出し、算出された前記 n 個の媒介変数のうち前記平均値から任意の平均値に占める比率を外れる媒介変数が占める比率を任意の消去基準値と比較して n 個の Puls データの有効の如何を判断する第 2 手順と、をコンピュータに実行させるためのプログラムを記録し、

30

前記平均値に占める比率は前記第 1 及び第 2 波長によって設定されることを特徴とするコンピュータ読取り可能な記録媒体。

【請求項 8】

それぞれ測定しようとする血液成分と特定に反応する波長の光を放出する少なくとも 2 つ以上の光源を具備し、任意のタイミングによって被検体に特定波長を有する光を照射する発光部と、

前記被検体から放出される光を受光し、受光された光を電氣的信号として変換させる受光部と、

前記受光部から提供される信号から特定血液成分と反応した各波長に対する P P G 信号を抽出し、任意の単位時間の間収集された各波長に対する P P G 信号に含まれた n 個 (ここで、n は正の整数) の Puls データに対して n 個の多変量線形解析に使用される媒介変数の平均値を算出し、前記 n 個の媒介変数のうち前記平均値から任意の平均値に占める比率を外れる媒介変数が占める比率を任意の消去基準値と比較して n 個の Puls データの有効の如何を判断する信号処理部と、を含み、

40

前記平均値に占める比率は前記第 1 及び第 2 波長によって設定されることを特徴とする分光学を利用した血液成分分析システム。

【請求項 9】

前記信号処理部は前記 n 個の Puls データを貯蔵する F I F O 構造のデータバッファを具備し、前記 n 個の Puls データを消去データとして判断した場合、n 個のデータを一定

50

単位で分割して先に入力されたデータを更新して再度異常データ消去の如何を判断することを特徴とする請求項 8 に記載の分光学を利用した血液成分分析システム。

【請求項 10】

前記第 1 及び第 2 波長が等吸光点に該当する場合、前記平均値に占める比率は $\pm 3.5\%$ ~ $\pm 4.5\%$ であることを特徴とする請求項 8 に記載の分光学を利用した血液成分分析システム。

【請求項 11】

前記第 1 及び第 2 波長が赤色領域または赤外線領域に該当する場合、前記平均値に占める比率は $\pm 1.5\%$ ~ $\pm 2.5\%$ であることを特徴とする分光学を利用した請求項 8 に記載の血液成分分析システム。

10

【請求項 12】

前記 n 個のパルスデータは外部で印加した圧力によって発生する血流変化による変調波形態の信号から生成されることを特徴とする請求項 8 または 9 に記載の分光学を利用した血液成分分析システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血液成分分析システムに係り、特に、生体内部的及び外部的要因により発生する異常データを消去するための方法及びそれを適用した分光学を利用した血液成分分析システムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

非浸湿的な方法による生体信号の計測は現代医工学分野の重要なキーワードであり、多くの医工学者によって様々な生理変数に対する測定方法が一般化されている。その中、採血せずに血液成分を分析する方法に対しても多様な接近方法によって多くの研究結果が発表され、今でもその研究が進行し続けられている。接近方法の一例として、分光学的な方法を利用した血液成分の分析は採血をしないために患者に苦痛を与えず、感染の危険がなく、リアルタイムでその結果が分かる長所を有する。このような長所と関連技術の発達につれて過去、酸素飽和度の測定のための装備で一般化された技術が近来においてヘモグロビン、グルコースのような多様な血液成分の分析のための医療機器に適用されている。このような装備は測定しようとする血液成分と反応する特定波長の光を利用して波長間に吸収された光量の差を計測して分析する方法を使用する。

30

【0003】

分光学的な方法を利用する場合、生成する PPG (Photo Plethysmo Graphic) 信号は脈動成分と非脈動成分とよりなる。図 1 を参照して PPG 信号をさらに細部的に説明すれば、次の通りである。図 1 において、 I_0 は、人体に照射された光量、 I_t は、人体を透過した光量、 I_a は、人体に吸収された光量、 T_0 は、心臓拍動周期、 I_p は、脈動成分の最高点、 I_v は、脈動成分の最低点、P1 は、脈動成分による光度変化量、すなわち、AC 成分、P2 は、非脈動成分による光度、すなわち、DC 成分をそれぞれ示す。ここで、生体に照射された光を吸収する成分は大きく時間によって変化されない骨や生体組織による非脈動成分、すなわち、P2 成分と、心臓拍動によって径時的に変化する脈動成分による P1 成分とに分けられることが分かる。

40

【0004】

このように径時的に変化する脈動成分によって吸収された光量を正確に測定することは比率測定方式による血液成分分析で非常に重要である。しかし、PPG 信号の振幅と基底線とは、呼吸、血圧、脈拍数、体温、血管状態、または自律神経系のような生体内部的要因と、自発的または非自発的動きのような生体外部的要因によって随時に変化する。定量的に脈動成分の振幅は非脈動成分による光の吸収量と比較して 2% ないし 5% の範囲で変化し、PPG 信号の基底線も 3% ないし 5% の範囲で変化する。このような生体内部的要因による脈動成分の振幅と基底線の変化は異常データを発生させ、その結果、分光学的方

50

法による血液成分の分析で誤差を発生させる原因となる。

【 0 0 0 5 】

P P G 信号での異常データ発生に対する対応策と関連した従来技術としては、特許文献 1、特許文献 2、特許文献 3 及び特許文献 4 などがある。特許文献 1 は人体のプローブ付着部位に動き検出センサーと加速度計とを共に付着し、あらかじめ設定した限度を超える動きが検出されれば、システムを制御するマイクロプロセッサに伝達することによって、この時に測定されたデータを酸素飽和度測定のための分析で排除させる技術である。この技術は工学部と共に動き検出機と加速度計とを追加付着するためにシステムが構造的に複雑になるだけでなく、コストが上昇する要因になる。

【 0 0 0 6 】

特許文献 2 は測定された P P G 信号に対してあらかじめ設定した A C 成分の振幅変化率及び D C 成分の勾配のような判断基準によって非生理学的原因によるデータであることを知らせるイベントを発生させることによって、異常データによる分析エラーを防止する技術である。この技術は A C 成分と D C 成分とが比較的安定な特性を有する P P G 信号の場合にも測定単位時間内の脈動成分で測定される回帰式に適用する R O R (R a t i o o f R a t i o s) のような媒介変数が生体内的要因によって短期間に大きい差を発生させる場合が発生する。

【 0 0 0 7 】

特許文献 3 は動き及び雑音項が含まれたピア - ランバート方程式による媒介変数を比率測定方式に適用して雑音の影響を消去する技術である。この技術は各波長間に動きと雑音とが一定に比例し、脈動成分は動きに影響されないという仮定下に適用可能であるが、実際、脈動成分は呼吸による変動が激しいために血液成分の濃度を計算するための P P G 信号に影響を与えて計算結果が不正確となる。

【 0 0 0 8 】

特許文献 4 は 1 つのデータセグメントでフーリエ変換を行って代表周波数を探した後、その周波数に該当する信号のみを抽出する帯域通過フィルタを設計し、これを利用して動雑音が消去された信号を抽出する技術である。この技術はフーリエ変換のための演算回数と狭帯域通過フィルタリングのためのフィルタのタップ数とが増加するようになり、その結果、処理しなければならないデータ量が多くなるために信号処理過程を連続的にリアルタイムで具現し難い。

【 0 0 0 9 】

前述したように従来の技術は殆ど酸素飽和度を測定するシステムにおいて、動雑音がプローブの不安定な接触のような生体外的要因によって発生する異常データを排除する方法に限定されていた。また、従来には一律的に患者が生理的に安定状態になるまで別途の待ち時間が経過した後、酸素飽和度のような生理信号を測定することによって全体的な測定時間が長くなる問題点があった。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 0 】

したがって、本発明が解決しようとする技術的課題は、分光学を利用した血液成分分析システムにおいて、動雑音やプローブの不安定な接触のような生体外的要因のみならず、生体内的要因によって発生する異常データを消去する方法を提供するところにある。

【 0 0 1 1 】

本発明が解決しようとする他の技術的課題は、前記異常データ消去方法を適用することによって分析の正確度を高めると同時に、分析にかかる測定時間を短縮させうる分光学を利用した血液成分分析システムを提供するところにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 2 】

前記技術的課題を達成するために本発明による異常データ消去方法は測定しようとする血液成分と反応する第 1 及び第 2 波長の光を被検体に照射し、前記被検体から透過される

10

20

30

40

50

第1及び第2波長の光を光電変換させて得られるPPG信号を分析して前記血液成分の濃度を予測する分光学を利用した血液成分分析システムにおいて、(a)所定の単位時間の間前記第1及び第2波長に対するPPG信号を収集する段階と、(b)前記(a)段階で収集されたPPG信号に含まれたn個(ここで、nは正の整数)のパルスデータに対してn個の媒介変数を算出する段階と、(c)前記(b)段階で算出されたn個の媒介変数の平均値を算出する段階と、(d)前記n個の媒介変数のうち前記平均値から所定の標準偏差を外れる媒介変数が占める比率を所定の消去基準値と比較してn個のパルスデータの有効の如何を判断する段階と、を含む。

【0013】

前記異常データ消去方法は、望ましくは、(e)前記(e)段階での比較結果、前記n個の媒介変数のうち、前記平均値から所定の標準偏差を外れる媒介変数が占める比率が前記消去基準値より大きいかあるいは同じである場合、前記n個のパルスデータのうち全部または一部を更新して前記(b)ないし(d)段階を反復遂行する段階をさらに含むことができる。

10

【0014】

前記他の技術的課題を達成するために本発明による分光学を利用した血液成分分析システムは、それぞれ測定しようとする血液成分と特定に反応する波長の光を放出する少なくとも2つ以上の光源を具備し、所定のタイミングによって被検体に特定波長を有する光を照射する発光部と、前記被検体から放出される光を受光し、受光された光を電気的信号に変換させる受光部と、前記受光部から提供される信号から特定血液成分と反応した各波長に対するPPG信号を抽出し、所定の単位時間の間収集された各波長に対するPPG信号に含まれたn個のパルスデータに対してn個(ここで、nは正の整数)の媒介変数の平均値を算出し、前記n個の媒介変数のうち、前記平均値から所定の標準偏差を外れる媒介変数が占める比率を所定の消去基準値と比較してn個のパルスデータの有効の如何を判断する信号処理部と、を含む。

20

【0015】

前記信号処理部は、望ましくは、前記n個のパルスデータを貯蔵するFIFO(First In First Out)構造のデータバッファを具備し、前記n個のパルスデータを消去データと判断した場合、n個のデータを一定単位で分割して先に入力されたデータを更新し、再度異常データ消去の如何を判断する。

30

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、分光学を利用した血液成分分析システムにおいて被検体から発生するPPG信号から回帰式の媒介変数を算出し、媒介変数の異常データを所定単位時間の間分析し、異常データが消去基準値以上含まれたデータ群は分析で排除させることによって動き検出センサーと加速度計のような別途のハードウェアを追加せずに生体外部的要因による影響だけでなく生体内部的要因による脈動成分の変動の影響が最小化できる。その結果、コストの上昇なしに血液成分分析システムの正確度を高めることができる。

【0017】

また、本発明によれば、一般的な生理信号検査時に要求される患者の安定状態のための準備時間を省略するか最小化できて分析のための測定時間が短縮できるだけでなく、従来の検査者に依存する主観的分析方法でなく客観的かつ自動化された方法で異常データ消去の如何が判定できるので、分析の正確度を常に一定に維持できる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、本発明の一実施例による異常データ消去方法とそれを適用した分光学を利用した血液成分分析システムを添付された図面を参照して詳細に説明する。

図2は、本発明の一実施例による分光学を利用した血液成分分析システムの構成を示すブロック図であって、血液成分分析システムは、発光部21、被検体22、受光部23、増幅及びフィルタリング部24、信号処理部25、貯蔵部26及び表示部27よりなる。

50

【 0 0 1 9 】

図 2 を参照すれば、発光部 2 1 はそれぞれ測定しようとする血液成分と特定に反応する波長の光を放出する少なくとも 2 つ以上の光源、例えば、発光ダイオードを具備し、光源は信号処理部 2 5 によって制御されるタイミングによって被検体 2 2 に特定波長を有する光を照射する。

【 0 0 2 0 】

受光部 2 3 は、発光部 2 1 と受光部 2 3 間に位置する被検体 2 2 から透過、散乱または反射される光を受光し、受光された光を電氣的信号に変換させて増幅及びフィルタリング部 2 4 に供給する。増幅及びフィルタリング部 2 4 は受光部 2 3 から提供される電氣的な信号を一定のレベルに増幅させた後、フィルタリングして雑音成分を除去する。

10

【 0 0 2 1 】

信号処理部 2 5 は、増幅及びフィルタリング部 2 4 から提供される信号から特定血液成分と反応した P P G 信号を抽出してデジタルデータに変換した後、デジタルデータに対して異常データを消去するための信号分析及び処理を行い、信号処理された信号を貯蔵部 2 6 と表示部 2 7 とに提供する。信号処理部 2 5 には本発明による異常データ消去方法が実行できるプログラムが書込まれており、コンピュータで読出し可能な書込み媒体が内蔵されている。一方、信号処理部 2 5 に内蔵されるデータバッファは n 個（ここで、 n は正の整数）のデータを貯蔵する F I F O 構造よりなることが望ましい。この場合、信号分析及び処理結果、 n 個のデータを消去データと判断した場合、 n 個のデータを一定単位、例えば、5 で分割して先に入力された ($n / 5$) 個のデータのみを更新して異常データ消去のための信号分析に適用できる。

20

【 0 0 2 2 】

貯蔵部 2 6 は信号処理部 2 5 の処理結果、有効データとして判断されたデジタルデータを貯蔵し、表示部 2 7 は信号処理部 2 5 の処理結果をディスプレイしてユーザーに知らせる。

【 0 0 2 3 】

図 3 は、本発明による異常データ消去方法を説明するフローチャートであって、データ収集段階（3 1 段階）、波長間媒介変数の平均値算出段階（3 2 ないし 3 5 段階）、波長間媒介変数の平均値、標準偏差及び消去基準値を利用した有効データ判断段階（3 6 ないし 3 8 段階）よりなる。図 3 に示された異常データ消去方法を図 4 と結付させて説明すれば、次の通りである。

30

【 0 0 2 4 】

図 3 を参照すれば、3 1 段階では設定された単位時間、例えば、 $T_1 \sim T_2$ に該当する時間の間増幅及びフィルタリング部 2 4 から供給される波長別 P P G 信号に対する n 個のパルスデータを収集する。ここで、 n 個のパルスデータは一般的に心臓拍動周期を有することができ、外部で印加した圧力によって発生する血流変化によってさらに大きい振幅を有する変調波形態の信号から生成されうる。

【 0 0 2 5 】

3 2 段階では、前記 3 1 段階で収集されたパルスデータ群から波長別に単位時間に含まれるそれぞれのパルスに対して光度の最高点 I_p と最低点 I_v とを獲得する。第 1 及び第 2 波長に対する光度グラフ G_1 、 G_2 を調べてみれば、 $T_1 \sim T_2$ 時間の間、 n 個のパルスが存在する場合、第 1 波長に対する光度グラフ G_1 上の n 個のパルスに対してそれぞれ最高点 I_{p11} 、 I_{p12} 、 \dots 、 I_{p1n} と最低点 I_{v11} 、 I_{v12} 、 \dots 、 I_{v1n} とを獲得し、第 2 波長に対する光度グラフ G_2 上の n 個のパルスに対してそれぞれ最高点 I_{p21} 、 I_{p22} 、 \dots 、 I_{p2n} と最低点 I_{v21} 、 I_{v22} 、 \dots 、 I_{v2n} とを獲得する。

40

【 0 0 2 6 】

3 3 段階では、前記 3 2 段階で得られたパルス別光度の最高点 I_p と最低点 I_v とを利用して波長別にそれぞれのパルスに対して最高点と最低点とのログ指数の比 $1_n (I_p / I_v)$ を算出する。すなわち、第 1 波長に対する光度グラフ G_1 において、第 1 ないし第

50

n パルスに対して最高点と最低点との比 $l_n(I_{p11}/I_{v11}, l_n(I_{p12}/I_{v12}), \dots, l_n(I_{p1n}/I_{v1n})$ を求め、第 2 波長に対する光強さグラフ G2 において、第 1 ないし第 n パルスに対して最高点と最低点との比 $l_n(I_{p21}/I_{v21}), l_n(I_{p22}/I_{v22}), \dots, l_n(I_{p2n}/I_{v2n})$ を求める。

【0027】

34 段階では、前記 33 段階で算出されたパルス別最高点と最低点とのログ指数の比 $l_n(I_p/I_v)$ を利用して媒介変数、例えば、波長間 ROR (Ratio of Ratios)、すなわち、第 1 波長に対する各パルスの最高点と最低点とのログ指数の比 $l_n(I_{p1k}/I_{v1k})$ (ここで、k は 1 ~ n) と第 2 波長に対する各パルスの最高点と最低点とのログ指数の比 $l_n(I_{p2k}/I_{v2k})$ (ここで、k は 1 ~ n) との比 R_{12} を算出する。第 1 波長と第 2 波長間の ROR R_{12} は次の式(1)のように示される。

10

【0028】

【数 1】

$$R_{12} = \frac{\ln(I_{p1k}/I_{v1k})}{\ln(I_{p2k}/I_{v2k})} \quad \dots(1)$$

【0029】

35 段階では、前記 34 段階で求めた第 1 波長と第 2 波長間の ROR R_{12} の平均値を算出する。第 1 波長と第 2 波長間の ROR R_{12} の平均値 M_{12} は次の式(2)のように示される。

20

【0030】

【数 2】

$$M_{12} = \frac{\sum_{k=1}^n \ln(I_{p1k}/I_{v1k})}{\sum_{k=1}^n \ln(I_{p2k}/I_{v2k})} \quad \dots(2)$$

【0031】

36 段階では、前記 34 段階で求めた n 個の媒介変数に対して前記 35 段階で算出された平均値 M_{12} を基準として平均値に占める比率を外れる媒介変数の数 m を計数する。ここで、平均値に占める比率は実験的にまたはシミュレーションを通じて最適の値に設定できる。一例に、平均値に占める比率は波長間 ROR を求めるのに使われる 2 つの波長によって相異なる値が設定できる。もし、等吸光点に該当する 2 つの波長を使用する場合、平均値に占める比率は $\pm 3.5\% \sim \pm 4.5\%$ 、望ましくは、 $\pm 4\%$ 、赤色領域または赤外線領域の 2 つの波長を使用する場合、 $\pm 1.5\% \sim \pm 2.5\%$ 、望ましくは、 $\pm 2\%$ を使用する。

30

【0032】

37 段階では、前記 34 段階で求めた全体媒介変数の数 n と前記 36 段階で計数された標準偏差を外れる媒介変数の数 m との比率、すなわち、 m/n と所定の消去基準値とを比較する。ここで、消去基準値は実験的に、またはシミュレーションを通じて分析の正確度が保障できる最適の値に設定できる。前記 37 段階での比較結果、 m/n が消去基準値より大きいかまたは同じ場合には現在収集された n 個のデータは廃棄して分析から排除し、再び、前記 31 段階に復帰して以後の段階を進行する。この時、31 段階で新しい n 個のデータを全て更新する場合もあり、望ましくは、以前の単位時間の間収集された n 個のデータを一定単位で分割して、先に入力されたデータは捨て、捨てたほどのデータを補充して 32 段階に進行できる。

40

【0033】

38 段階では、前記 37 段階での比較結果、 m/n が消去基準値より小さい場合には前記 34 段階で求めた n 個の第 1 及び第 2 波長間 ROR R_{12} を有効データとして判断し

50

て貯蔵部 2 6 に貯蔵する。貯蔵部 2 6 に貯蔵された有効データ、すなわち、第 1 及び第 2 波長間 R O R $R_{1 2}$ の平均値は、例えば、多変量線形回帰分析で得られた回帰式に適用して該当する血液成分の濃度が計算できる。

【 0 0 3 4 】

例えば、ヘモグロビン H b の量を計算する回帰式が次の通りである。

【 0 0 3 5 】

【 数 3 】

$$H b = 5 0 . 3 - 2 1 . 5 \times R_{1 3} - 1 . 3 0 \times R_{1 5} - 9 . 0 0 \times R_{4 5} \quad \dots(3)$$

10

【 0 0 3 6 】

のように表現される場合、前記 3 1 段階ないし 3 8 段階を通じて有効データとして判定された第 1 及び第 2 波長間 R O R の平均値の例は、次の表 1 のように示すことができる。

【 0 0 3 7 】

【表 1】

パルスインデックス	R_{13}	R_{15}	R_{45}
1	1.11935	1.56065	1.37540
2	1.13040	1.51785	1.28079
3	1.11839	1.55493	1.32513
4	1.15221	1.51489	1.29946
5	1.16072	1.57932	1.33420
6	1.15716	1.49149	1.25697
7	1.19721	1.52200	1.26801
8	1.09604	1.45250	1.30688
9	1.08103	1.56253	1.32151
10	1.11863	1.55737	1.32719
11	1.11456	1.50028	1.31471
12	1.17718	1.59165	1.36132
13	1.13893	1.59417	1.40585
14	1.11350	1.53898	1.36942
15	1.11424	1.52678	1.30636
16	1.18262	1.60972	1.34542
17	1.18803	1.66496	1.45322
18	1.17468	1.59366	1.36323
19	1.17791	1.63599	1.38658
20	1.12564	1.63940	1.38449
21	1.15660	1.59757	1.38367
22	1.12855	1.58233	1.35407
23	1.11076	1.62814	1.42659
24	1.19795	1.59025	1.35692
25	1.16404	1.59834	1.37347
26	1.12490	1.55290	1.28225
27	1.12226	1.50934	1.34515
28	1.16658	1.55562	1.32509
29	1.13476	1.58237	1.35572
30	1.10259	1.62487	1.39802
平均値	1.14158	1.56769	1.34624

10

20

30

【0038】

ここで、単位時間の間含まれるパルスの数 n は 30 であり、 R_{13} は、569 nm 波長と 805 nm 波長間の ROR、 R_{15} は 569 nm 波長と 970 nm 波長間の ROR、 R_{45} は 940 nm 波長と 970 nm 波長間の ROR をそれぞれ示す。本発明によって有効データとして判断された各波長間 ROR の平均値を R_{13} 、 R_{15} 、または R_{45} に代入することによってヘモグロビンの濃度が予測できる。

40

【0039】

前記した本発明の実施例はコンピュータで読み出せる書込み媒体にコンピュータが読み出せるコードとして具現可能である。例えば、異常データ消去方法は所定の単位時間の間収集された前記第 1 及び第 2 波長に対する PPG 信号に含まれた n 個のパルスデータに対して n 個の媒介変数を算出する第 1 プログラム、及び前記第 1 プログラムによって算出された n 個の媒介変数の平均値を算出し、算出された前記 n 個の媒介変数のうち前記平均値から所定の標準偏差を外れる媒介変数が占める比率を所定の消去基準値と比較して n 個の

50

パルスデータの有効の如何を判断する第2プログラムを書込み媒体に書込んで具現できる。一方、コンピュータが読み出せる書込み媒体はコンピュータシステムによって読み出されるデータが貯蔵されるあらゆる種類の書込み装置を含む。コンピュータが読み出せる書込み媒体の例としては、ROM、RAM、CD-ROM、磁気テープ、フロッピー（登録商標）ディスク、光データ貯蔵装置などがあり、また、キャリアウェーブ（例えば、インターネットを通じた伝送）の形態で具現されることも含む。また、コンピュータが読み出せる書込み媒体はネットワークで連結されたコンピュータシステムに分散され、分散方式でコンピュータが読み出せるコードが貯蔵、実行されうる。そして、本発明を具現するための機能的なプログラム、コード及びコードセグメントは本発明が属する技術分野のプログラマーによって容易に推論できる。

10

【0040】

〔測定例〕

本発明の一実施例による異常データ消去方法に対する定量的結果を得るために、10.5 ~ 16.5 g/dlのヘモグロビン濃度を有する30人の被検者を対象として横になった姿勢で一人当たり10分間連続でデータを収集した。30人の母集団を2対1の割合で分類し、20人を調整モデルとして多変量線形回帰分析を通じた回帰式を求めた。この回帰式を残りの10人のデータに適用して予測モデルに対する結果を計算した。あらゆる測定対象者はキューベットを利用した浸湿的なヘモグロビン測定装置であるヘモキュー（HemoCue AB、Sweden）を利用してレファレンスとして使用するヘモグロビン数値を測定した。

20

【0041】

媒介変数、すなわち、波長間RORの異常データを判定するために569nm波長によるログ指数の比と805nm波長によるログ指数の比との比 R_{13} と、940nm波長によるログ指数の比と970nm波長によるログ指数の比との比 R_{45} に平均値に占める比率をそれぞれ2%と1%単位に増加させて結果を比較した。前記各波長間RORに対して消去基準値は20%に適用し、測定周期は1分単位のデータを対象として分析した。平均値に占める比率が小さいほど相関係数の良い結果を得るが、平均値に占める比率を満足する測定対象数Nが減少されて多くのデータを分析できなくなる。相関係数と平均値に占める比率とを満足する測定対象数とは反比例関係が成立され、これを相互補完して R_{13} と R_{45} に4%と2%を異常データ消去のための最適の平均値に占める比率として選定した。調整モデルと予測モデルとに関連して、 R_{13} と R_{45} で各平均値に占める比率別相関係数及び分析個体数は次の表2に示された通りである。

30

【0042】

【表2】

異常データ 標準偏差		調整モデル			予測モデル		
R_{13} (%)	R_{45} (%)	相関係数 (R)	標準偏差 (g/dl)	分析個体数 (N)	相関係数 (R)	標準偏差 (g/dl)	分析個体数 (N)
2	1	0.71	1.2	15	0.65	1.4	6
4	2	0.71	1.3	20	0.61	1.7	10
6	3	0.59	1.5	20	0.39	2.05	10
8	4	0.53	1.82	20	0.3	2.34	10
本発明 適用せず		0.51	1.9	20	0.3	2.4	10

40

【0043】

表2を参照すれば、非浸湿的な血液ヘモグロビン濃度測定のために異常データ消去基準値を適用し、除去されたパルスの比によって測定データを分析に適用するかどうかを判断

50

する本発明による異常データ消去方法を30人の被検者に適用して調整モデルの相関係数0.71と予測モデルの相関係数0.61の結果を得た。これは本発明による異常データ消去方法を使用しない分析結果、すなわち、調整モデルの相関係数0.51と予測モデルの相関係数0.3とを比較してみる時、改善されたことを示し、したがって、呼吸、血圧、脈拍数、体温、血管状態、自律神経系などのような生体内部的要因によって発生する脈動成分の変化による影響と動雑音、プローブのような生体外部的要因による影響を最小化する方法として有用性があることが立証された。

【0044】

以上、図面と明細書で最適実施例が開示された。ここで特定な用語が使われたが、これは単に本発明を説明するための目的で使われたものであり、意味限定や特許請求の範囲に記載された本発明の範囲を制限するために使われたものではない。したがって、本技術分野の当業者であれば、これより多様な変形及び均等な他の実施例が可能であることが理解できるであろう。したがって、本発明の真の技術的保護範囲は特許請求の範囲の技的的思想によって定められねばならない。

【産業上の利用可能性】

【0045】

本発明は血液成分分析システムに適用できる異常データが消去基準値以上含まれたデータ群を分析で排除させることによって生体外部的要因及び生体内部的要因による脈動成分の変動の影響を最小化して分析の正確度を高める。

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図1】一般的なPPG信号を説明するグラフである。

【図2】本発明の一実施例による分光学を利用した血液成分分析システムの構成を示すブロック図である。

【図3】本発明による異常データ消去方法を説明するフローチャートである。

【図4】図3において各段階で使われるパラメータを定義する第1及び第2波長に対する光度グラフの一例である。

【符号の説明】

【0047】

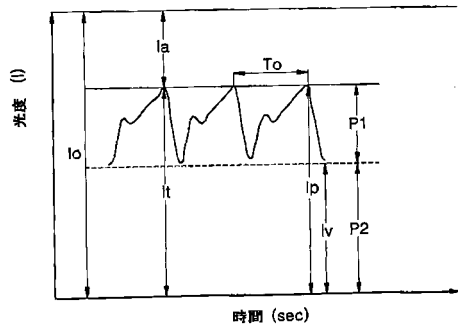
- 21 発光部
- 22 被検体
- 23 受光部
- 24 増幅及びフィルタリング部
- 25 信号処理部
- 26 貯蔵部
- 27 表示部

10

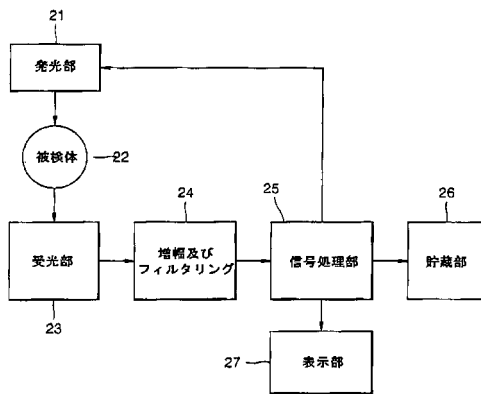
20

30

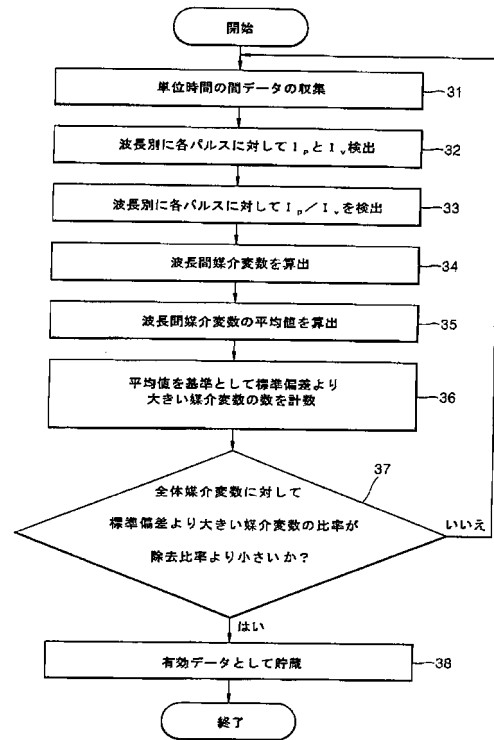
【図1】



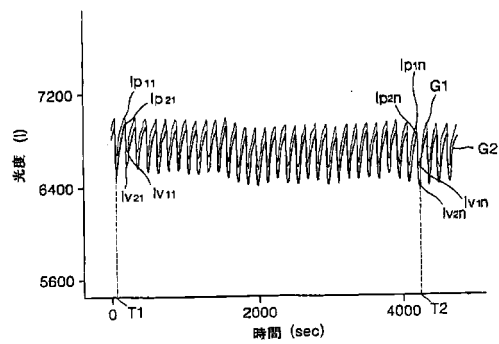
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 李 宗淵

大韓民国京畿道龍仁市器興邑上葛里481番地 上葛住公グリーンビル307棟707号

(72)発明者 尹 吉源

大韓民国ソウル特別市城東区玉水2洞4番地 現代アパート104棟601号

審査官 上田 正樹

(56)参考文献 特表平01-500647(JP,A)

特開2001-061795(JP,A)

特開平09-113309(JP,A)

特開2001-190510(JP,A)

特公昭63-034731(JP,B1)

特表平10-507118(JP,A)

特開2003-010188(JP,A)

特開平09-075309(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/0245